



HAL
open science

Conception et réalisation de micro-capteurs de pression pour l'instrumentation d'interface à retour d'effort

Sébastien Nazeer

► **To cite this version:**

Sébastien Nazeer. Conception et réalisation de micro-capteurs de pression pour l'instrumentation d'interface à retour d'effort. Autre [cond-mat.other]. Université Paris Sud - Paris XI, 2012. Français. NNT : 2012PA112140 . tel-00717751

HAL Id: tel-00717751

<https://theses.hal.science/tel-00717751>

Submitted on 13 Jul 2012

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

N° D'ORDRE



THÈSE DE DOCTORAT

SPECIALITE : PHYSIQUE

*Ecole Doctorale « Sciences et Technologies de l'Information des
Télécommunications et des Systèmes »*

Présentée par :

Sébastien NAZEER

Sujet :

**Conception et réalisation de micro-capteurs de pression pour l'instrumentation
d'interface à retour d'effort**

Directeur de thèse : Jean-Paul GILLES

Co-encadrement de la thèse : Emile MARTINCIC, Jean-Pierre NIKOLOVSKI

Soutenue le 2 mars 2012 devant les membres du jury :

M Pascal NOUET	(Rapporteur)
M Henri CAMON	(Rapporteur)
M Libor RUFER	(Examineur)
M Benoit CHARLOT	(Examineur)
M Emile MARTINCIC	(Examineur)
M Elie LEFEUVRE	(Examineur)
M Jean-Pierre NIKOLOVSKI	(Examineur)
M Jean-Paul GILLES	(Directeur de Thèse)

Remerciements

Le travail exposé dans ce manuscrit est le fruit d'une cotutelle entre le CEA LIST (Commissariat à l'Energie Atomique, Laboratoire d'Intégration des Systèmes et des Technologies), au sein du LISA (Laboratoire d'Interfaces Sensorielles et Ambiantes) et l'IEF (Institut d'Electronique Fondamentale) de l'Université Paris Sud (XI) d'Orsay, au sein du département Minasys (Micro et Nano-Systèmes).

Je voudrais remercier Moustapha Hafez, chef du LISA, ainsi que tous les membres du LISA pour m'avoir accueilli au sein de leur équipe et pour avoir œuvré au bon déroulement de cette thèse.

Je tiens à remercier Jean-Michel Lourtioz, directeur de l'IEF sur la 1ère moitié de ma thèse, et Claude Chappert, directeur actuel de l'IEF, ainsi qu'Alain Bosseboeuf, directeur du département Minasys, Elisabeth Dufour-Gergam pour m'avoir accueilli dans leur équipe.

Je remercie mon directeur de thèse Jean-Paul Gilles et mes encadrants Emile Martincic (IEF) et Jean-Pierre Nikolovski (CEA), pour leur implication et leur disponibilité tout au long de la thèse.

J'exprime ma gratitude à Monsieur Pascal Nouet, (Professeur, Université de Montpellier 2) et Monsieur Henri Camon (Directeur de recherche LAAS), pour avoir accepté de rapporter sur cette thèse. Je les remercie pour l'intérêt qu'ils ont accordé à ce travail.

Je remercie Monsieur Elie Lefeuvre (Professeur, IEF), Monsieur Libor RUFER, (Maitre de conférences, Polytech Grenoble) et Monsieur Benoît Charlot (Docteur, LIMMS Montpellier) pour avoir accepté de participer à ce jury de thèse.

Je souhaite tout particulièrement remercier celle que je considère comme mon mentor, Sylvie Galdin-Retailleau, qui m'a présenté la filière EEA et joué un rôle décisif dans mon orientation professionnelle. Merci également à Arnaud Bournel, qui a toujours su me conseiller.

J'aimerais remercier Souhil Megherbi et Christophe Vermaelen pour m'avoir accueilli à l'IUT de Cachan durant l'année 2010/2011 en tant qu'ATER.

Je souhaite également remercier toute l'équipe administrative et technique de l'IEF, notamment, Ingrid Frey et Marie-Pierre Caron pour leur serviabilité, Dominique Martin pour son aide dans les démarches administratives, ainsi qu'Annie Roy et Sylvie Durand.

Ma reconnaissance s'adresse aussi aux personnels de la CTU pour leurs conseils et leur assistance : Cédric Villebasse, Marie-Paule Planté, François Maillard, Frédéric Hamouda et Véronique Mattet.

J'exprime toute ma gratitude à mes collègues du département Minasys avec qui j'ai passé de très bons moments : Sébastien Brault, Guillaume Schelcher pour le transfert de connaissances. Marion, pour leurs conseils et leur disponibilité, Fabien P. pour son humour et son implication dans l'obtention du poste ATER, Vincent, qui m'a souvent cédé une partie de ses réservations en salle, Koro, pour ses enseignements, Mériam, pour les « disputes » constructives, Pierre, pour ses conseils très avisés sur « le pourquoi du comment », Magdaléna et Myline, pour les manips en salle blanche ainsi qu'aux doctorants de Minasys, Olivier, Jean-Clément, Audrey Valentin, Ahmad, JAH, Popos, Andrès.

Ma gratitude s'exprime également envers les membres du LISA, Fabien Ferlay, Florent Souvestre, Samuel Roselier, José Lozada, Florian Gosselin, Florian Periquet, Hanna Youssef, Guillaume Trannoy, Sylvain Bouchigny pour toutes les discussions scientifiques et leurs bons conseils, ainsi qu'aux doctorants, Yuan, Hussein, Dung, Emir, Cécile, Robbah.

Je remercie également toute l'équipe de Thalès TRT.

Je tiens enfin à exprimer ma gratitude à ma famille et mes proches qui m'ont soutenu et encouragé durant ces années : mes parents, mes sœurs, mon frère, ma nièce Meiriam et mes autres neveux et nièces, mes amis Yannick I., Yannick L., Marina, Steph, Paolo.

« Le meilleur pour la fin », j'adresse le plus grand MERCI à mon épouse, Tehmeena, qui a su me supporter, être compréhensive et me remonter le moral quand c'était nécessaire.

Toutes ces personnes ont participé d'une manière ou d'une autre à ce travail qui a sûrement été le plus enrichissant de toute mon existence.

Résumé

Ce travail de thèse présente la conception et la réalisation d'un capteur de pression 3D flexible pouvant être intégré dans un gant ou sur un outil de chirurgie pour qualifier et quantifier les forces de préhension notamment sous contraintes normales et de cisaillement. Un état de l'art présente d'abord les technologies se prêtant à cette application. Puis, le choix est porté sur la conception et le dimensionnement à partir de la loi de Hooke, d'un capteur matriciel capacitif tri-axe de $8 \times 8 \times 3$ cellules/cm² à partir d'un diélectrique flexible de faible module d'Young autour de 1 MPa. Les cellules conçues ont une capacité nominale voisine de 0,5 pF. Une variation de 30% est attendue à une force maximale envisagée de 100 N/cm². La dynamique visée est de 1 à 1000. Elle correspondant à une résolution de 0,15 fF ou 100 mN/cm². La fabrication du capteur souple est abordée en prenant en compte la caractérisation des matériaux support, notamment le Kapton, dans un flux de microfabrication. Les problèmes de métallisation et d'adhérence d'électrodes sur PDMS conduisent au développement d'un procédé basé sur la technologie de transfert de film adapté aux électrodes enfouies dans le PDMS. Des résultats de simulation sous ANSYS valident le principe physique exploité. Ils sont confirmés par des mesures électriques statiques et en charge du capteur tactile pour des forces de 10 mN à 20 N.

Abstract

This PhD work presents the design and realization of a 3D flexible force sensor that can be integrated in surgical gloves or tools to qualify and quantify the grip forces including normal and shear stress. A state of the art first presents the suitable technologies for this application. Then, the choice is focused on the design and dimensioning, using Hooke's law, of a capacitive tri-axis sensor of $8 \times 8 \times 3$ cells/cm² matrix from a flexible dielectric of low Young's modulus around 1 MPa. Designed cells have a nearby nominal capacitance of 0.5 pF. A variation of 30% is expected at maximum force range of 100 N/cm². The aimed dynamic is 1 to 1000. It corresponds to a resolution of 0.15 fF or 100 mN/cm². The flexible sensor fabrication is tackled by taking into account the characterization of support materials, notably the Kapton, in a stream of microfabrication. Metallization and adhesion of electrodes on PDMS problems lead to the development of a process based on film transfer technology adapted to electrodes buried in PDMS. On the basis of ANSYS simulations, the operating physical principle is validated. They are confirmed by static and in charge electrical measurements of the tactile sensor for forces ranging from 10 mN to 20 N.

Table des matières

<i>Remerciements</i>	<i>i</i>
<i>Résumé</i>	<i>v</i>
<i>Abstract</i>	<i>vii</i>
<i>Table des matières</i>	<i>ix</i>
<i>Introduction générale</i>	<i>1</i>
I.1. Qu'est-ce qu'un « Robot » ?	2
I.2. Les robots en chirurgie	3
I.3. Le projet SKILLS	4
I.4. Le travail de thèse	4
I.5. Plan du manuscrit	5
<i>Chapitre I. Le toucher et les capteurs tactiles</i>	<i>7</i>
I.1. Le sens du toucher	7
I.1.1. La perception haptique	7
I.1.2. Fonction des mécanorécepteurs	9
I.1.3. Le capteur artificiel idéal	10
I.2. Quelques principes de capteurs tactiles	12
I.2.1. Piézorésistivité	13
I.2.2. Capteurs optiques	17
I.2.3. Capteurs acoustiques	21
I.2.4. Principe inductif	24
I.2.5. Principe à base de transistors organiques	27
I.2.6. Technologie capacitive	28
I.2.7. La mesure de capacités	31
I.3. Bilan et discussion	34
I.4. Bibliographie du chapitre I	37

Chapitre II. Architecture du capteur et procédé de mesure capacitive	41
II.1. Structures capacitives.....	41
II.2. Aspects mécaniques	43
II.2.1. Dimensionnement d'une cellule élémentaire	43
II.2.2. Matériaux utilisés pour la fabrication de capteurs de forces.....	44
II.2.3. Contraintes et déformations	46
II.3. Aspects électriques.....	57
II.3.1. Electronique de mesure.....	57
II.3.2. Réponse en fréquence	59
II.3.3. Détermination de la capacité de référence des circuits	60
II.3.4. Mesure de faibles capacités	61
II.4. Etude d'une macro cellule élémentaire 3D.....	62
II.4.1. Réalisation d'une cellule élémentaire	62
II.4.2. Lecture 3 axes.....	64
II.5. Interprétation des résultats.....	68
II.5.1. Influence d'un défaut de parallélisme.....	68
II.5.2. Influence d'un défaut de planéité.....	68
II.5.3. Conclusion sur la macro-cellule	69
II.6. Matrice de macro-cellules	69
II.6.1. Modifications de la macro-cellule	69
II.6.2. Electronique de lecture multiplexée.....	72
II.6.3. Réduction de taille	79
II.7. Bilan et Conclusion.....	82
Chapitre III. Fabrication de matrices capacitives sur support souple	85
III.1. Introduction	85
III.2. Choix et caractérisation des substrats	85
III.2.1. Le Kapton®	86
III.2.2. Le FEP®	91
III.2.3. Conclusion partielle	94
III.2.4. Métallisation du Kapton® et du FEP®	95
III.2.5. Conclusion sur la métallisation des films et le choix du substrat.....	99

III.3.	Choix et propriétés du diélectrique	99
III.3.1.	Mise en œuvre du PDMS.....	101
III.3.2.	Caractérisation du dépôt et de l'épaisseur du PDMS.....	101
III.3.3.	Conclusion sur le dépôt et l'épaisseur de PDMS.....	103
III.4.	Adhérence du PDMS avec le Kapton®	103
III.4.1.	Tests d'adhésion Kapton® HN-PDMS et FEP®-PDMS	104
III.4.2.	Conclusion sur l'adhérence du PDMS.....	109
III.5.	Fabrication des capteurs.....	109
III.5.1.	Procédé de micro-moulage de cuivre.....	112
III.5.2.	Dépôt de PDMS.....	114
III.5.3.	Alignement et bonding	114
III.5.4.	Post-traitement.....	116
III.6.	Bilan et conclusion.....	118
III.7.	Références bibliographique du chapitre III.....	120
 Chapitre IV. Etude de la métallisation du PDMS		123
IV.1.	Introduction	123
IV.2.	Les méthodes de métallisation.....	123
IV.2.1.	La Pulvérisation cathodique.....	125
IV.2.2.	Métallisation par évaporation	126
IV.2.3.	Dépôt de cuivre épais sur PDMS	127
IV.2.4.	Bilan de la métallisation par évaporation et pulvérisation	128
IV.3.	Métallisation du PDMS par transfert de film.....	131
IV.3.1.	Transfert direct (ou transfert simple).....	131
IV.3.2.	Transfert indirect (ou double transfert).....	135
IV.3.3.	Bilan bibliographique sur le transfert	138
IV.4.	Procédé de transfert appliqué au capteur de force	139
IV.4.1.	Couche de faible adhérence CxFy	140
IV.4.2.	Métallisation avec texture du PDMS : ½ procédé	142
IV.4.3.	Transfert de substrat entier	144
IV.5.	Conclusion sur la métallisation du PDMS	147
IV.6.	Bibliographie du Chapitre IV	149

Chapitre V	151
V. Caractérisation des capteurs de forces	151
V.1. Introduction	151
V.2. Mesure des caractéristiques mécaniques des capteurs	152
V.2.1. Mesure de conformité des dépôts	152
V.2.2. Mesure de la déformation du PDMS	154
V.2.3. Résultats des simulations des déformations.....	155
V.2.4. Déformations du PDMS par indentation.....	158
V.3. Estimation de la déformation des structures sous l'action d'une force	161
V.3.1. Déformations de sandwichs de diverses natures	161
V.3.2. Mesure d'adhérence des dispositifs par Pull-Test.....	171
V.4. Caractérisation électrique du capteur de force	174
V.4.1. Mesure des capacités à vide.....	174
V.4.2. Mesures en charge	179
V.5. Conclusion	184
V.6. Références bibliographiques du chapitre V	186
Conclusion générale	188
Annexe	194

Introduction générale

Un robot est une machine dont le nom « robot¹ » est formé à partir du tchèque *robota* signifiant « travail ». Son dérivé, le terme « robotique », apparut et fut popularisé vers le milieu du 20^{ème} siècle dans un rassemblement d'ouvrages de fiction intitulé «Les robots » d'Isaac Asimov. Ce dernier écrivit également les 3 lois fondamentales de la robotique (un robot ne peut porter atteinte à un être humain ni, en restant passif, laisser cet être humain exposé au danger ; un robot doit obéir aux ordres donnés par les êtres humains, sauf si de tels ordres sont en contradiction avec la première loi ; un robot doit protéger son existence dans la mesure où cette protection n'est pas en contradiction avec la première ou la deuxième loi). Ces ouvrages d'anticipation ont été écrits à une époque où la robotique réelle n'embarquait pas encore d'intelligence. Comme ce fut le cas dans la grande majorité des nouvelles de fiction du début du 20^{ème} siècle, Asimov imaginait des robots dotés d'intelligence embarquée et même une autonomie de comportement des robots.

Trois évolutions majeures ont été réalisées dans la fabrication de robots. Le premier type de robot à avoir été conçu est l'automate ayant la caractéristique d'être préprogrammable pour une tâche particulière. Le deuxième type de robot désigne les machines « munies » de sens qui sont des capteurs. Le dernier modèle est caractérisé par ce qui est appelé « l'intelligence artificielle ». Celle-ci est basée sur des modèles mathématiques complexes comme des réseaux de neurones. Ce dernier type possède comme le deuxième type des capteurs physiques mais est également capable de décider de manière autonome comme le fait l'homme.

Le « test de Turing » peut être cité comme exemple de la troisième évolution. Cette expérience est un test d'intelligence artificielle visant à simuler l'échange verbal entre deux êtres humains. Le test se déroule en plaçant deux humains et un ordinateur à trois

¹ Le terme « robot » fut employé la première par le dramaturge tchèque Karel Čapek dans sa pièce de théâtre R.U.R. (Rossum's Universal Robots) en 1920.

emplacement différents et à « faire la conversation ». Si l'un des humains n'arrive pas (ou plus) à distinguer quel est l'autre humain, on dit que la machine a réussi le test.

Dans la société actuelle, la robotique prend de plus en plus d'ampleur et on trouve des robots dans une large variété de domaines comme dans l'industrie pour augmenter productivité, dans les foyers pour une aide aux tâches ménagères, dans l'armement militaire (exemple un missile à tête chercheuse) ou encore dans les hôpitaux.

Néanmoins il est évident que ces robots ne sont pas encore ceux des romans d'anticipation ou des œuvres cinématographiques. De très grandes avancées technologiques sont à faire avant que ces robots puissent égaler l'Homme, notamment dans les domaines de la perception sensorielle (capteurs) et de la capacité de traitement (intelligence).

I.1. Qu'est-ce qu'un « Robot » ?

Un robot est une machine réagissant avec son environnement, pour des robots type automate l'environnement se limite à l'espace où la tâche préprogrammée est exécutée. Pour les autres types, l'environnement est aléatoire et le robot réagit selon différents « parcours » qui lui sont proposés. Un « parcours » peut se définir comme étant un ensemble de contraintes telles que des obstacles, une variation de l'éclairage, la présence d'un être humain (ou d'un autre être vivant)... Pour reconnaître la nature de la contrainte, le robot doit pouvoir repérer et analyser cette contrainte. Cette action est faite par l'utilisation de capteurs de différentes natures (capteurs de force, de position, de lumière, de température...). Toutes les données collectées par les capteurs sont transférées à un composant complexe du robot appelé « cerveau ». Le cerveau analyse les données et envoie une réponse aux modules contrôlant les actions à réaliser. Le robot peut donc réagir de manière autonome en réponse à la programmation qu'il a reçue.

Nous pouvons citer comme exemple les robots utilisés dans l'industrie automobile pour le montage de voitures (voir Figure 1). Chaque robot à sa fonction (préprogrammée) qu'il réalise de manière répétitive sans erreur (sauf dysfonctionnement).



Figure 1 : Automate réalisant la soudure sur les carrosseries de voiture, Industrie « Toyota ».

I.2. Les robots en chirurgie

Les robots présentés sur la Figure 1 réalisent des tâches répétitives dans un environnement qui doit être parfaitement contrôlé. Néanmoins il arrive que la tâche soit mal réalisée (pour une raison quelconque), ce qui implique un résultat incorrect. Pour donner aux robots une certaine autonomie d'adaptabilité, ces derniers doivent avoir les moyens de se corriger, donc de posséder des sens leur permettant de mesurer les paramètres de leur environnement d'intérêt. Ces sens leurs sont octroyés par des capteurs.

Un robot travaillant en contact doit être capable de corriger sa position ainsi que l'effort appliqué au moyen de capteurs. La position peut être mesurée à travers différents transducteurs, intégrés aux actionneurs ou externes comme les systèmes de vision artificielle. Ce type de robot (intégrant capteur de vision et d'effort) est également utilisé en chirurgie. Le but recherché est alors d'améliorer la qualité des soins tout en diminuant les risques liés à l'intervention chirurgicale.

Les robots sont utilisés dans plusieurs domaines de la chirurgie, comme la neurochirurgie, l'orthopédie, la microchirurgie et la chirurgie cardiaque. Le but est d'obtenir en premier lieu des micromanipulateurs (comme des micros pinces) qu'il faut rendre sensibles, cela au moyen de capteurs de forces, pressions, de proximité ... Enfin, la dernière étape est de donner une intelligence à ces micromanipulateurs, en élevant le niveau de décision du robot et en ne faisant plus intervenir physiquement le chirurgien mais en utilisant son savoir-faire. Ainsi les fonctions du chirurgien pourront être séparées en fonctions d'expertise de la situation (qui

augmente avec la pratique), de maîtrise d'œuvre (pérenne) et de fonction d'exécution (qui s'amenuise avec le temps).

Le projet SKILLS cherche à apporter une réponse sur les points liés à la sensibilité physique des robots.

I.3. Le projet SKILLS

SKILLS est un projet intégré dans le cadre de l'objectif stratégique européen d'IST FP6 appelé « les interfaces multimodales » et traite l'acquisition, l'interprétation, le stockage et le transfert de compétences humaines au moyen d'interfaces multimodales, robotique, technologies virtuelles (VE) d'environnements et méthodologies de conception d'interaction.

SKILLS prévoit d'introduire une nouvelle approche de capture, pour le transfert et évaluation de compétences basées sur des modèles existant d'interaction entre l'opérateur humain et le système d'interface consacrés aux états « imitateurs » de tâche.

L'analyse de compétence adopte les sciences cognitives et des méthodologies de conception d'interaction afin d'obtenir une représentation numérique de compétence et développer des techniques pour sa capture et son rendu.

SKILLS prend en compte trois domaines différents d'application pour des démonstrateurs : sport et divertissement, chirurgie et réadaptation, fabrication et industrie. Des méthodologies de conception d'interaction sont mises en application dans ces contextes afin d'adresser la conception des nouvelles interfaces concentrées sur le transfert de compétence et pouvoir améliorer des performances de tâche ou produire des processus innovateurs.

Le consortium de SKILLS comprend des universités et des centres de recherches avec l'expertise en science cognitive, psychologie, conception d'interaction, environnements virtuels, réalités augmentées et robotique ainsi que les représentants d'industries des domaines ci-dessus spécifiques d'application.

I.4. Le travail de thèse

Nous nous intéressons pour notre part à la chirurgie maxilo-faciale. Les compétences critiques sont le contrôle moteur fin (en position et en effort) liés à la perception par le toucher (sens haptique). Le besoin d'un capteur d'effort est donc primordial (voir figure 3).

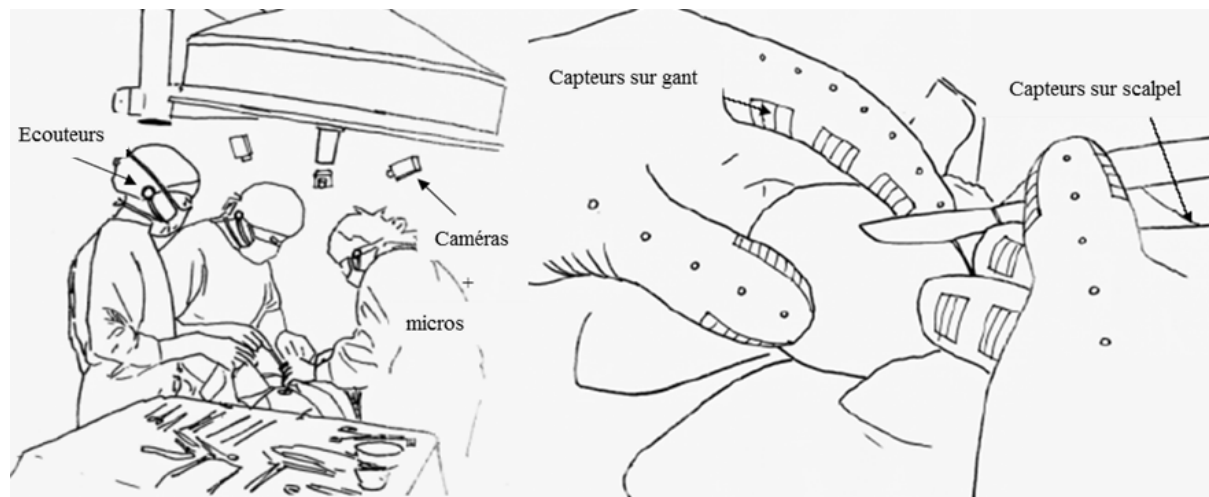


Figure 2 : Schéma de principe de la plate-forme de chirurgie.

Le but du travail de thèse est dans un premier temps de concevoir et dans un second temps de réaliser des capteurs de force de propriétés telles qu'ils pourront être intégrés aux gants de chirurgie ou sur l'outil de chirurgie (exemple sur un scalpel, voir Figure 2). Les capteurs devront être réalisés sur des substrats souples afin qu'ils puissent prendre différentes formes et surfaces. Les forces appliquées par le chirurgien doivent être détectées : le capteur doit pouvoir mesurer des forces suivant trois axes. Pour assurer une détection sur une large surface le capteur doit être divisé en un certain nombre de cellules élémentaires. Un capteur matriciel est donc à concevoir.

I.5. Plan du manuscrit

Le manuscrit de thèse est décomposé en 5 chapitres.

Le premier chapitre décrit l'état de l'art dans le domaine des capteurs tactiles. Il donne les critères que doit remplir un capteur de force pour imiter le toucher humain. Il décrit les différentes voies technologiques possibles pour la réalisation de tels capteurs.

Le deuxième chapitre est consacré au dimensionnement des dispositifs et à l'architecture des cellules élémentaires. Trois différentes architectures ont été conçues. Le dimensionnement des cellules a été fait en tenant compte des déformations nécessaires pour obtenir une variation des capacités capables d'être détectées. Ces estimations ont conduit au choix du diélectrique, le PDMS. Un circuit électronique de mesure a été conçu pour permettre la mesure de faibles capacités. Pour tester ce circuit, une cellule élémentaire à l'échelle

macroscopique a été fabriquée. Les résultats obtenus montrent que le circuit permet de mesurer une capacité minimale proche de 0,4 fF.

Dans le troisième chapitre, les procédés technologiques sur support souple sont développés, le PDMS est utilisé comme diélectrique souple. Une étude d'adhérence est menée pour caractériser les deux substrats souples (le Kapton® et le FEP®) retenus. Des tests montrent (après un traitement de surface) une très bonne adhérence des métaux sur ces substrats quelle que soit la méthode de dépôt du métal utilisée. Cette partie comprend également une étude de caractérisation du dépôt et de l'adhérence du PDMS. La fabrication des dispositifs est ensuite réalisée en trois grandes étapes : la fabrication des électrodes, le dépôt du diélectrique et le scellement des substrats. Le prototypage conduit à des matrices avec des cellules élémentaires de surface 1 mm² et 4 mm².

Le quatrième chapitre est consacré à la réalisation du capteur utilisant le PDMS à la fois comme diélectrique et comme substrat. Cependant, lors de la première étape de micro-moulage (dépôt de la sous-couche de métal par pulvérisation et évaporation) on constate que les substrats de PDMS se fissurent et ne sont plus utilisables. Un autre procédé utilisant le transfert de film est donc utilisé pour métalliser le PDMS et ainsi permettre de fabriquer un second type de capteur. Les résultats obtenus montrent un capteur flexible comparable à une peau tactile artificielle.

Le dernier chapitre décrit l'ensemble des caractérisations réalisées sur la structure Kapton®-PDMS. Les mesures des propriétés mécaniques du PDMS sont effectuées. Les capacités élémentaires sont mesurées. Au final, une première caractérisation du capteur avec son électronique de mesure est réalisée.

Chapitre I

I. Le toucher et les capteurs tactiles

I.1. Le sens du toucher

Le toucher est l'un des cinq sens de l'homme et de l'animal. Il est utilisé pour une grande diversité d'actions comme l'exploration, la reconnaissance, la découverte de l'environnement, la marche, la préhension des objets... Ce sens donne des informations sur les objets mais également sur l'environnement comme la température, l'humidité ou encore la consistance. Certains de ces éléments ne pourraient être obtenus par un autre sens.

Dans le cas du toucher, nous pouvons distinguer deux types de perceptions : la perception haptique et la perception cutanée. Cette dernière est également appelée perception passive. En effet elle n'est ressentie que lorsque la main est au repos et qu'un objet se déplace sur sa surface. Les déformations ne sont ressenties que par la couche supérieure de l'épiderme.

I.1.1. La perception haptique

L'haptique correspond à la science du toucher. Elle est le plus souvent liée aux interfaces tactiles qui permettent de ressentir la forme, la texture ou la température des objets à l'aide de différents types de capteurs situés au niveau de la peau.

La perception haptique est aussi appelée perception active. Elle résulte de l'action de la main sur un objet pour en évaluer sa forme et ses caractéristiques palpables (déformations, craquelures, etc). Dans le cas de la saisie et de la manipulation de l'objet, se rajoutent la déformation de la main, la contraction des muscles et le mouvement des articulations.

L'interface haptique humaine est la surface de la peau constituée de mécanorécepteurs. Ces derniers sont les capteurs naturels de l'homme.

Les mécanorécepteurs sont des cellules nerveuses sensibles aux contraintes mécaniques.

La figure 1 montre une coupe transverse de la surface de la peau avec les mécanorécepteurs. Quatre types de mécanorécepteurs sont identifiés dans la peau du doigt :

- 1) Corpuscule de Meissner
- 2) Cellule de Merkel
- 3) Organe de Ruffini
- 4) Corpuscule de Pacini

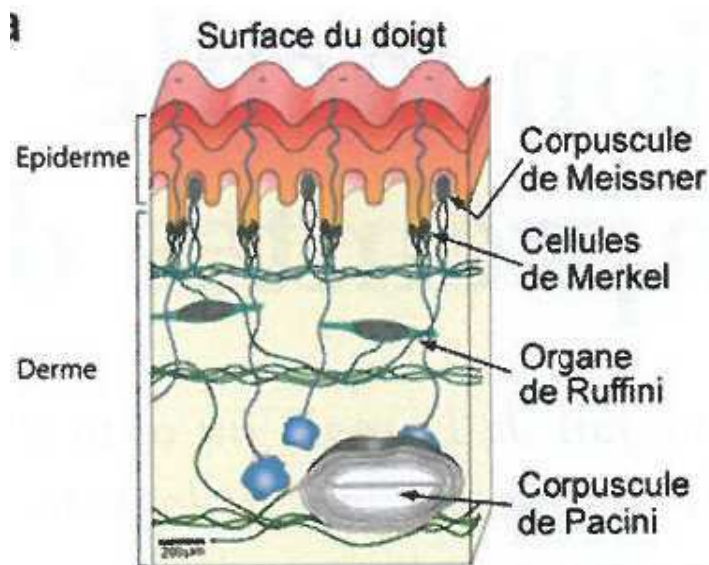


Figure I-1 : Schéma d'une coupe transverse de la peau montrant les différents mécanorécepteurs. [1]

Ces cellules constituent le lien entre les nerfs et le système nerveux central. On les distingue par leur taille, leur densité, leur champ de réception et leur réponse en fréquence (voir tableau I-1). Les mécanorécepteurs sont localisés à différentes profondeurs dans la peau. Plus ils sont profondément implantés (de 0,3mm pour les corpuscules de Meissner à 2mm pour les Corpuscules de Pacini) plus leur densité diminue et plus leur champ de réception est grand. Le rôle de ces cellules est d'émettre une impulsion nerveuse quand un stimulus est appliqué sur la surface du doigt. Ces impulsions sont traduites par le système nerveux central.

Les mécanorécepteurs sont usuellement classés en deux catégories :

- a) Les mécanorécepteurs à adaptation lente (Les cellules de Merkel et Ruffini)
- b) Les mécanorécepteurs à adaptation rapide (Corpuscule de Meissner et de Pacini).

L'adaptation rapide d'un mécanorécepteur définit le fait que ce dernier va traduire une information mécanique (stimulus) en influx nerveux de façon ponctuelle et brève à l'endroit de la déformation.

Les cellules à adaptation rapide répondent en général à des stimuli de type vibration (i.e.

qui varie pendant leur application). Les corpuscules de Meissner et Pacini réagissent au début et à la fin des stimuli.

Terminaison	Corpuscule de Meissner	Cellule de Merkel	Organe de Ruffini	Corpuscule de Pacini
Profondeur (mm)	0,3	0.5	1	2
Densité (/cm ²)	130	70	30	15
Champ récepteur (mm ²)	10	10	60	100
Type d'adaptation	AR(I)	AL(I)	AL(II)	AR(II)
Bande passante	~50Hz	~3Hz	~15Hz	~250Hz

Tableau I-1: Caractéristiques des mécanorécepteurs[1],[2]. L'adaptation AR (rapide) ou AL (lente) est indiquée ainsi que le champ de réception entre (I) petit et (II) grand.

I.1.2. Fonction des mécanorécepteurs

Les corpuscules de Merkel et Ruffini (adaptation lente) agissent dès le début d'un stimulus et restent actifs jusqu'à la fin de ce dernier. Les stimuli détectés sont en général des pressions cutanées. Ce sont donc des « capteurs » de pression pour l'homme. Ils sont sensibles à l'amplitude et à la durée du stimulus. D'autre part, les corpuscules de Ruffini étant situés plus profondément dans la peau, ils permettent également de détecter un étirement de la peau ainsi que l'orientation des déformations.

Les corpuscules de Meissner (adaptation rapide) sont situés sous les zones pileuses et permettent de détecter un stimulus appliqué aux poils de la main. En effet lorsqu'un objet effleure un poil de la main sans toucher à la peau, la sensation n'est ressentie que pendant un bref moment même si l'objet reste toujours présent. Les corpuscules de Meissner détectent des variations légères pour des fréquences comprises entre 5 et 200 Hz. Ils détectent les

variations que lors des premiers instants du contact. Ceci permet de comprendre pourquoi on perd rapidement la sensation du contact d'un vêtement quelques instants après l'avoir mis.

Les corpuscules de Pacini sont sensibles à des déformations rapides de type vibrations. La gamme de fréquence de ces récepteurs est 30 Hz - 1500 Hz. Néanmoins ces derniers ont un fonctionnement optimal pour des fréquences proches de 300 Hz. Ces récepteurs sont situés en différents endroits : dans les articulations, les tendons, les tissus adipeux sous-cutanés et sur les muscles de la face.

Le nombre de cellules réceptrices est variable selon leurs localisations. Les corpuscules de Meissner sont plus présents vers les extrémités des doigts. Généralement la main possède environ 17000 fibres directement en contact avec les mécanorécepteurs.

Le champ de réception des mécanorécepteurs dépend de la profondeur à laquelle ces derniers sont implantés. En effet les cellules de Merkel et Meissner ont un champ de réception de 10mm². Tandis que les corpuscules de Ruffini et Pacini ont un champ plus profond et sur des surfaces plus étendues (60mm² et 100mm² respectivement).

I.1.3. Le capteur artificiel idéal

Un capteur de pression artificiel pour la détection de geste devrait être de type mécanorécepteur de Merkel. C'est le capteur de pression naturel de l'homme. Ses caractéristiques idéales sont les suivantes : 70 cellules par cm², champs de détection 10mm², à adaptation lente (ce qui signifie que le capteur doit suivre le stimulus dans sa durée) et une faible résolution en fréquence.

Nous venons de voir par quels mécanismes la main détecte et analyse les objets. Les mécanorécepteurs sont les capteurs tactiles humains et le but de notre étude est de réaliser un capteur avec des propriétés similaires à celles des mécanorécepteurs. En effet, nous voulons détecter les variations de pressions (et de forces) appliquées sur des outils de chirurgie. Un capteur de type cellule de Merkel, augmenté en bande passante, apparaît donc comme une bonne solution pour cette étude.

Différentes techniques ont été utilisées [3-5] pour la fabrication de capteurs tactiles. Ceci permet de faire un bilan des capteurs développés à l'heure actuelle et d'en déduire leurs principales caractéristiques :

- Un capteur tactile doit idéalement permettre un contact ponctuel et localisé, indépendamment des dimensions de la zone sensorielle. En pratique, une zone analysée de 1 à 2 mm² est considérée comme un compromis satisfaisant entre la difficulté de fabrication des éléments de détection miniature et de la surface des grands objets à détecter. Si des matrices de capteurs sont prévues, la majorité de l'effort appliqué peut être portée sur 10 à 20 capteurs, avec une résolution spatiale de 1-2 millimètres.
- La sensibilité du capteur dépend d'un certain nombre de variables déterminées par la caractéristique physique de base du capteur. Une sensibilité dans la gamme de 0,4 à 10N, ainsi qu'une marge pour une surcharge mécanique accidentelle, est considérée comme satisfaisante pour la plupart des applications.
- Une bande passante minimum du capteur de 100 Hertz est souhaitée.
- Les caractéristiques du capteur doivent être stables et reproductibles avec une faible hystérésis. Une réponse linéaire n'est pas absolument nécessaire, car des techniques de traitement de l'information peuvent être employées pour compenser toutes les non-linéarités modérées.
- En sachant que le capteur sera utilisé pour une application industrielle, il devra être robuste et protégé contre les dommages causés par l'environnement.
- Le capteur doit permettre une détection 3D. En effet la majorité des forces appliquées sont obliques.
- Ils doivent être fabriqués sur des supports souples pouvant épouser des formes variées.

Les principales caractéristiques d'un capteur 3D viennent d'être citées. A partir de ces précédentes données, nous pouvons envisager le cahier des charges décrit au Tableau I-2, page suivante.

Dimension d'une cellule élémentaire	1 mm ²	Gamme de pression	1 mN/mm ² – 1 N/mm ²
Surface de détection pour une matrice	1 cm ²	Détection	3D
Gamme de force	100 mN – 100 N	Résolution spatiale	1 mm
Fréquence	100 Hz		

Tableau I-2 : Spécifications physiques du capteur idéal.

Pour effectuer une tâche, les forces et les mouvements relatifs entre l'objet saisi et les doigts doivent être contrôlés. Ceci peut être réalisé en utilisant un ensemble de capteurs capables de déterminer en temps réel, l'amplitude, la localisation, l'orientation des forces au point de contact. Ce problème a été traité en utilisant des capteurs de force miniatures placés sur le bout des doigts d'une main robotisée. L'intégration d'une peau artificielle doit pouvoir fournir des perceptions analogues à celles obtenues sur l'homme.

I.2. Quelques principes de capteurs tactiles

Le choix et l'élaboration du capteur sont fortement liés aux principes physiques mis en œuvre. C'est pourquoi par la suite nous allons analyser les différents principes utilisés par les capteurs de pression d'une part et d'autre part étudier les choix technologiques mis en œuvre et décrits dans la littérature. Cette étude bibliographique doit nous conduire à faire le choix d'un type de capteur spécifique capable de satisfaire à l'ensemble des critères précédemment énoncés. Nous avons retenu quelques principes physiques capables de fournir des informations en fonction des pressions appliquées et qui sont actuellement utilisés :

- 1) Principe piézorésistif
- 2) Principe inductif
- 3) Principe optique
- 4) Principe acoustique
- 5) Principe capacitif

I.2.1. Piézorésistivité

La piézorésistivité se traduit par la variation de conductivité électrique d'un corps lorsque celui-ci est soumis à des contraintes mécaniques et donc à des forces extérieures. Cette propriété existe pour les métaux ainsi que pour les semi-conducteurs. Il existe un grand nombre d'applications notamment dans le domaine des capteurs. En effet nous pouvons citer deux grandes catégories de capteurs utilisant ce principe :

- 1) Les capteurs piézorésistifs métalliques (également appelé jauge de contrainte)
- 2) Les capteurs à base de semi-conducteurs

I.2.1.1. Les capteurs piézorésistifs métalliques

Le principe de la jauge de contrainte est basé sur la déformation d'un fil métallique, sous l'effet d'une contrainte appliquée au corps d'épreuve sur lequel est placé le fil de jauge. Ce dernier est en général placé perpendiculairement par rapport aux déformations. Quand un effort est appliqué sur le fil, sa longueur augmente ou au contraire diminue. Cette variation de longueur engendre une variation de la résistance du fil. La résistance électrique d'une jauge de contrainte pour un fil cylindrique est donnée par la formule suivante :

$$R = \rho \frac{l}{A} = \rho \frac{4l}{\pi D^2} \quad (1)$$

Avec :

- * ρ , résistivité du conducteur
- * l sa longueur
- * A l'aire de sa section
- * D , le diamètre de la section.

Si on déforme la jauge d'une quantité Δl (qui donne une variation ΔR), on obtient :

$$R + \Delta R = (\rho + \Delta\rho) \frac{4(l + \Delta l)}{\pi(D - \Delta D)^2} \quad (2)$$

Il est donc possible d'exprimer la variation relative de la résistance en appliquant la

dérivée logarithmique à l'équation (1) :

$$\frac{\Delta R}{R} = k \frac{\Delta l}{l} = k \varepsilon l \quad (3)$$

Avec $\varepsilon l = \frac{\Delta l}{l}$

k est appelé facteur de jauge et est directement lié aux caractéristiques physiques du dispositif.

Un exemple de réseau de capteurs tactiles à base de jauge de contrainte, est donné à la Figure I-2 [3]. Les dispositifs (et interconnexions entre cellules) sont fabriqués par procédés technologiques MEMS. Les jauges sont déposées sur un film de polyimide. La sensibilité du système est estimée à $0,61 \Omega/\mu\text{m}$. Aucune autre information concernant la conversion en pression n'est donnée par les auteurs.

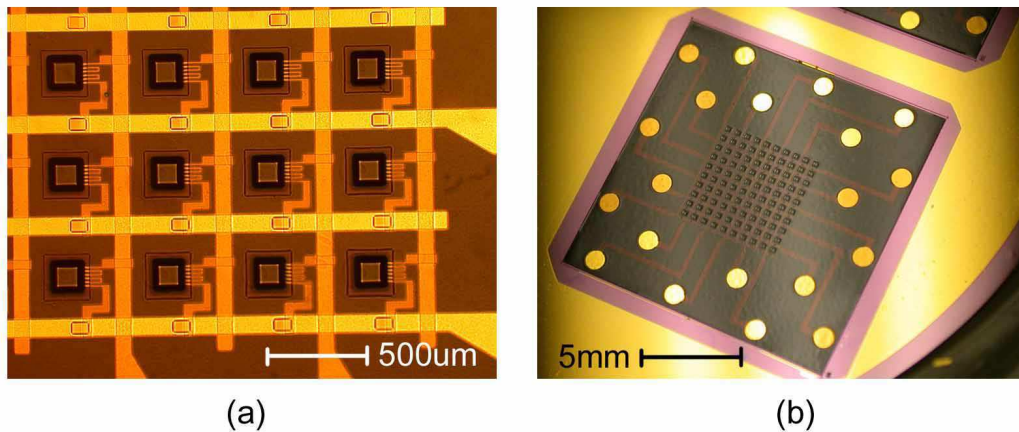


Figure I-2 : matrice de cellules à base de jauge de contrainte, a) détail des cellules élémentaires, b) dispositif complet [3].

Ce système utilise un réseau matriciel souple formant une peau tactile. Ces critères rentrent en partie dans les spécificités requises par l'application des capteurs en chirurgie. Néanmoins ce système n'a pas une détection 3D qui est l'un des critères fondamentaux de notre cahier des charges.

D'autres exemples utilisant des jauges de contraintes comme capteurs tactiles sont donnés dans [4-5].

1.2.1.2. Dispositifs piézorésistifs à base de silicium

L'effet piézorésistif des semi-conducteurs est abondamment utilisé dans le domaine des capteurs. Les piézorésistances sont souvent utilisées pour la mesure de contraintes mécaniques. D'autre part, le fait qu'elles soient facilement intégrables a permis la fabrication d'un grand nombre de dispositifs. Les piézorésistances silicium peuvent être simplement obtenues par diffusion. En effet dans un substrat de silicium un simple contact entre un puits N (ou P) dans un substrat type P (ou N) donne une résistance. La valeur typique de ces résistances étant de quelques centaines d'Ohms, il est nécessaire d'ajouter des tranches dopées p+ ou n+ pour avoir un contact ohmique entre les résistances. ([6], [7]).

Les capteurs de pression de type piézorésistif ont figuré parmi les premières réalisations en technologie MEMS. L'avantage de ces capteurs est qu'ils utilisent une technologie tout silicium, donc intégrable sur dispositif de mesure à base de technologie CMOS.

Les travaux de Kane *et al.* [8] donne un exemple de matrice de 64x64 cellules appelées taxels (pour tactile élément par analogie à pixel) chaque cellule est formée de silicium polycristallin enrobé dans un mélange de nitrure de silicium et silicium. Les structures sont constituées d'une micro-membrane suspendue au moyen de 4 ponts. Des piézorésistances sont placées au centre des ponts, à l'endroit où les déformations sont maximales (voir fig. I-3). Le système a une résolution de 1 mm et les performances sont pour les pressions normales $0,32 \cdot 10^{-3} \text{ mV.kPa}^{-1}$ (i.e 35kPa en Z) et pour les pressions tangentielles $0,064 \text{ mV.kPa}^{-1}$ (i.e 60kPa en X et Y).

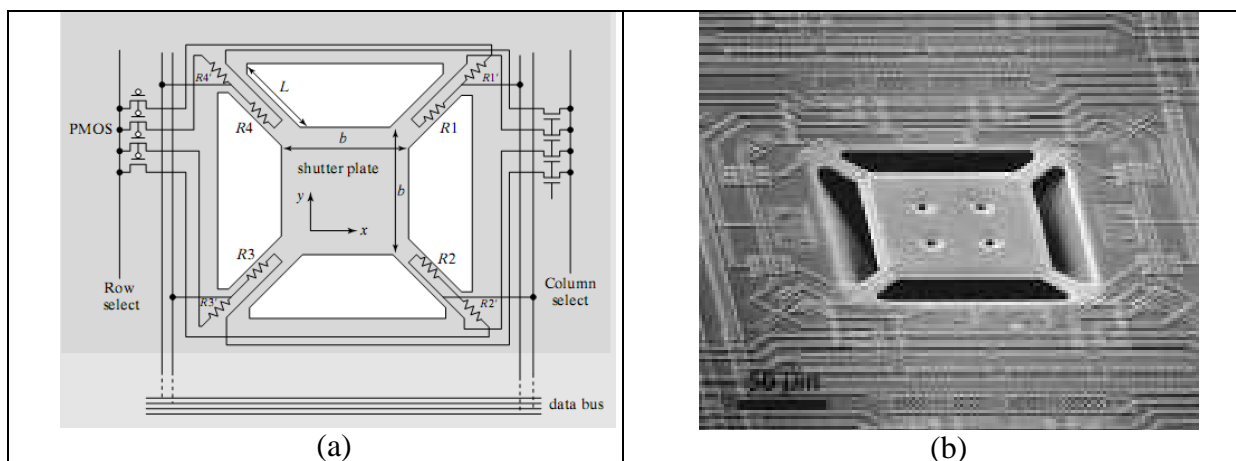


Figure I-3: Exemple d'un système hybride à base de silicium et de jauge de contrainte, a) schéma du dispositif, b) photo du dispositif réalisé [8].

Ce système présente l'avantage d'être sous forme de matrice avec une détection 3D. Mais la flexibilité du système n'est pas adaptable aux capteurs attendus pour l'application en chirurgie.

Les travaux réalisés par J. Shan *et al.* [9] donnent l'exemple d'un capteur tactile à base de piézorésistances intégrées dans le silicium. La matrice de capteurs est fabriquée avec une technologie silicium. La peau artificielle, qui peut être pliée à 90°, comprend 4x4 cellules de mesure. Chaque cellule est intégrée sur un substrat flexible qui a la forme d'un diaphragme (50 µm d'épaisseur et 4000 µm de largeur). Les cellules ont une sensibilité de 228 mV/N à la force normale et 34 mV/N à la force tangentielle dans la plage sélectionnée de 2N.

La peau artificielle est constituée d'une surface protectrice en caoutchouc, d'un substrat souple, de colonnes concentrant la force sur une matrice de détecteurs, des plaques de protection en acier et d'une base flexible (voir Figure I-4).

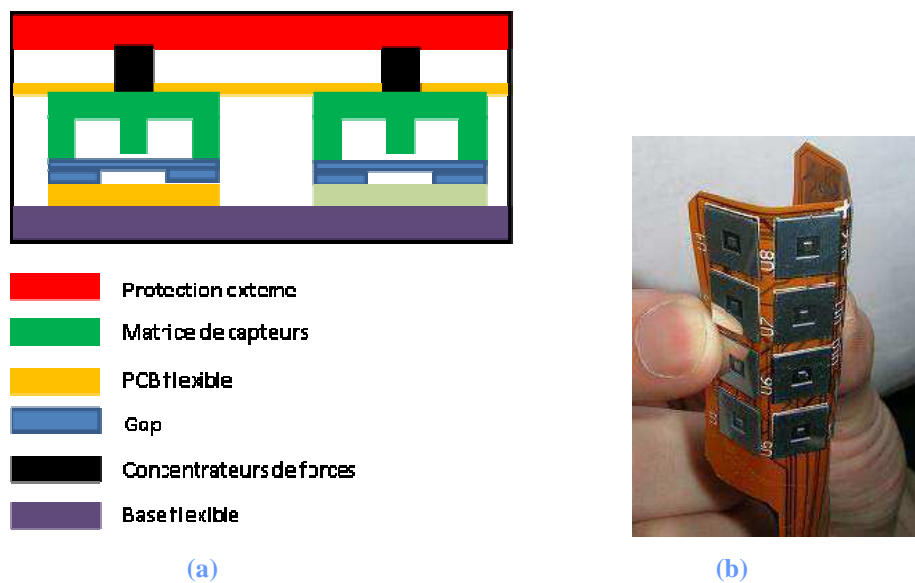


Figure I-4 : schéma (a) d'une structure de capteur tactile sur silicium avec piézorésistances implantées ; (b) matrice de capteurs semi-flexible [9]

1.2.1.3. Bilan des capteurs piézorésistifs

Cette technologie est intéressante pour la réalisation de capteurs de force/pression destinés à des applications dans le domaine de la chirurgie. En effet, il est possible d'intégrer des dispositifs 3D de petite taille sur des outils de chirurgie ou des gants. Les exemples de capteurs de ce type ont des dimensions qui peuvent varier de quelques centaines de microns à quelques millimètres. Dans l'article de Shan, les dispositifs ont une surface de 11x11mm²

(boitier inclus). D'autres dispositifs dits hybrides permettent de regrouper les jauges de contraintes et les capteurs silicium.

La technologie piézorésistive présente de nombreux avantages comme : la facilité d'intégration (dispositifs en silicium intégrables sur circuiterie CMOS, la résolution pouvant être inférieure à 1mm), la facilité pour la miniaturisation des dispositifs (jauges de contraintes fabriquées par technologie MEMS), la possibilité d'utiliser des substrats flexibles (comme les polyimides). La répartition matricielle des dispositifs de mesure est également un avantage ainsi que les résolutions que peuvent atteindre certains dispositifs cités (Kane *et al.* [8] $0,32.10^{-3} \text{ mV.kPa}^{-1}$ et $0,064.10^{-3} \text{ mV.kPa}^{-1}$). Cependant certains ont une forte dépendance en température. Les jauges de contraintes nécessitent une intégration technologique et des circuits électroniques plus complexes à réaliser [10 à 12].

Les exemples de capteurs trois axes sont encore peu nombreux. D'une part en raison des difficultés technologiques et d'autre part en raison d'une complexité de câblage. Dans ce cas il s'agit de séparer les forces normales et les forces de cisaillement. Un certain nombre d'approches ont ainsi été effectuées par Rossi *et al.* dans [13] et d'autres auteurs dans [14 à 17].

I.2.2. Capteurs optiques

Les capteurs de pression optiques peuvent être selon deux principes : intrinsèque et extrinsèque. Dans le cas des capteurs optiques intrinsèques les grandeurs propres aux systèmes (la phase, l'intensité lumineuse ou la polarisation) sont modulés sans interrompre le chemin optique. Les capteurs optiques extrinsèques ont un lien direct avec une interaction physique extérieure (comme l'application d'une force sur le système). Dans l'application en chirurgie nous utilisons des capteurs de type extrinsèque.

I.2.2.1. Modulation de l'intensité lumineuse

Le principe du capteur optique est obtenu au moyen d'un guide de lumière en matière souple (élastomère). La déformation locale sous l'action d'une force ou d'une pression module la quantité de lumière reçue par le détecteur (Figure I-5).

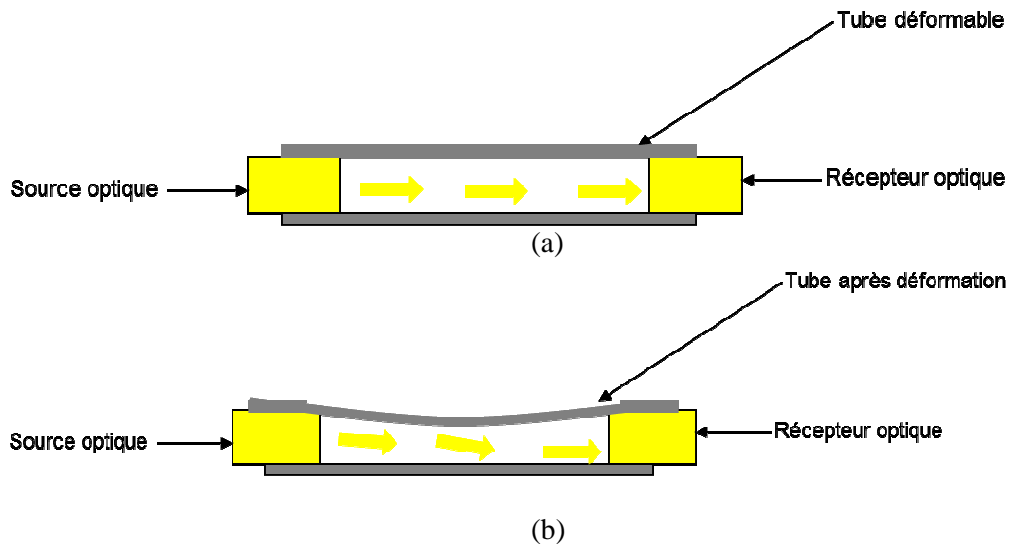


Figure I-5 : capteur tactile utilisant une source (LED) et un récepteur de lumière (photodiode), a) dispositif avant application de l'effort, b) dispositif après application de l'effort.

1.2.2.2. Effet photo élastique

L'effet photoélastique est basé sur le caractère biréfringent que possèdent, quand ils sont soumis à une contrainte mécanique, certains matériaux transparents. Cette biréfringence se traduit par la polarisation de la lumière, propriété qui permet de faire une détection de pression ou de force sur un matériau photoélastique. Un exemple est donné dans les travaux de Venketesh *et al.* [18]. La Figure I-6 montre un schéma de principe.

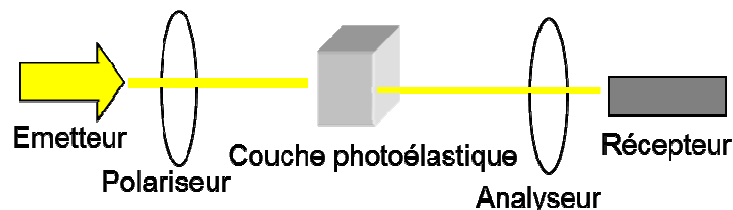


Figure I-6: Schéma de base du capteur à effet photo élastique. [18, 19]

La lumière émise par une source passe par des fibres optiques à la couche photoélastique située entre un polariseur et un analyseur. En soumettant le matériau photoélastique transparent à une contrainte, la lumière polarisée est divisée en deux composantes qui vibrent dans les deux plans perpendiculaires au plan d'effort. Les deux rayons sont reçus par un analyseur, qui transmet seulement la composante arrivant dans le même plan de polarisation (que l'analyseur) causant un changement de l'intensité de la lumière au récepteur.

Le système est conçu pour mesurer des forces normales et tangentielles et plus précisément pour la mesure de glisse d'un objet. Le système est optimal pour des forces allant jusqu'à 1,7 N. Cependant, un système de traitement adapté permet d'étendre la gamme de forces exploitable jusqu'à 6 N. Une approche similaire est donnée dans [19].

1.2.2.3. Capteurs à base de fibre optique

Le principe repose sur les micro-déformations. Par ce processus, la lumière s'atténue dans la fibre lorsqu'une courbure ou une perturbation mécanique (de l'ordre de quelques micromètres) est appliquée à la surface de la fibre.

L'atténuation dépend des caractéristiques de la fibre. La détection repose sur le couplage entre différentes fibres optiques, en général une fibre émettrice et une réceptrice. Entre les deux fibres, un élément absorbant est placé. Un exemple de capteur tactile matriciel optique (Figure I-7) a été décrit par De Maria *et al.* [20].

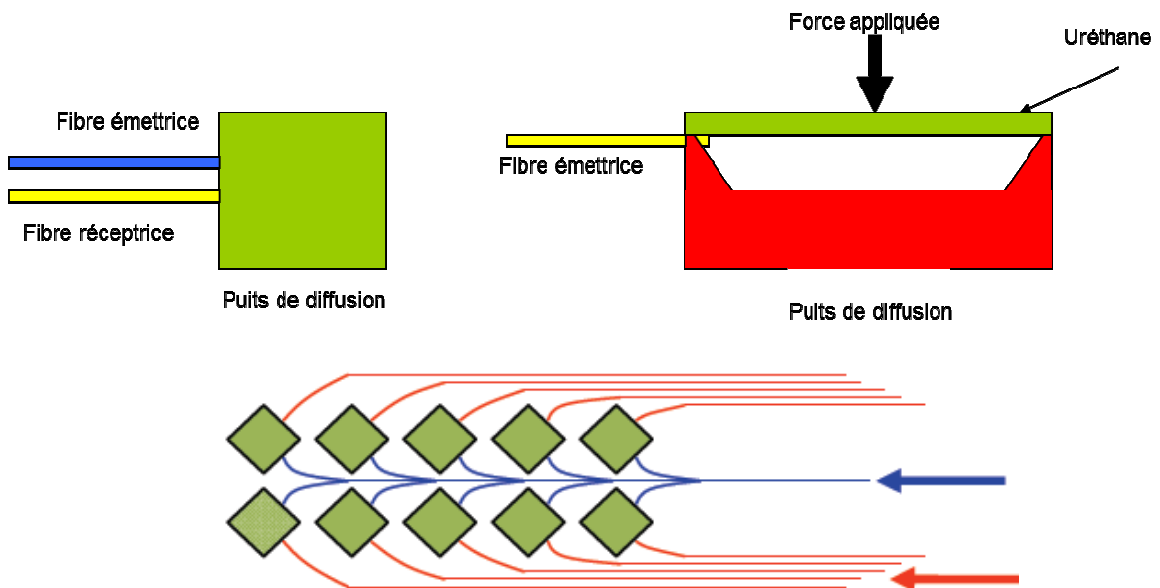


Figure I-7 : Schéma du dispositif, à gauche vue latérale et à droite vue en coupe, en dessous un réseau de taxels avec en bleu les fibres émettrices et en rouge les fibres réceptrices.

La lumière émise par la fibre émettrice est diffusée par une mousse absorbante. Lorsqu'une pression est appliquée sur la surface externe de la mousse, la fibre réceptrice reçoit une quantité de lumière plus ou moins grande. Celle-ci est également fonction de la distance relative entre les deux fibres.

Le réseau comporte une dizaine de capteurs (taxel), chaque capteur élémentaire ayant une surface de $5 \times 5 \text{mm}^2$. Les mesures électriques ont montré une sensibilité du système avec dispositif de mesure électrique de $1,42 \text{ g/mV}$. Aucune autre information concernant la conversion en pression n'est donnée par les auteurs.

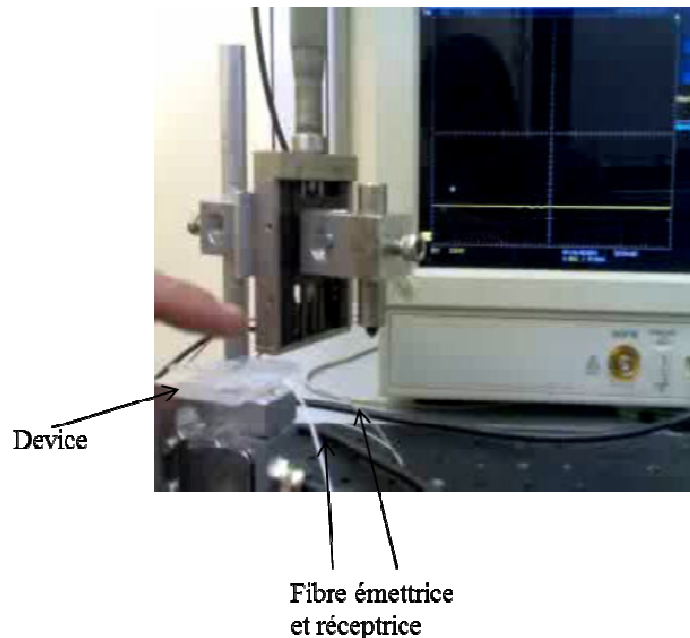


Figure I-8 : Photo du montage expérimental avec le dispositif à fibre optique.

Un autre exemple de capteurs à base de fibre optique est donné dans les travaux de Rothmaier [21]. Les fibres optiques sont intégrées dans des vêtements tressés. Les fibres utilisées sont de nature élastomériques ce qui leur donne une grande flexibilité de manière réversible (i.e. les fibres reprennent leur aspect initial après déformations). Les fibres sont tissées. Les fibres suivant une direction sont de diamètre différent de celles qui leur sont perpendiculaires, formant ainsi une matrice de détection. Leur diamètre est de $0,51 \text{mm}$ et $0,98 \text{mm}$. Le système est utilisable pour une gamme de force de 0 à 30N . Une dérive de $0,2\%$ à $4,46\%$ des mesures a été remarquée.

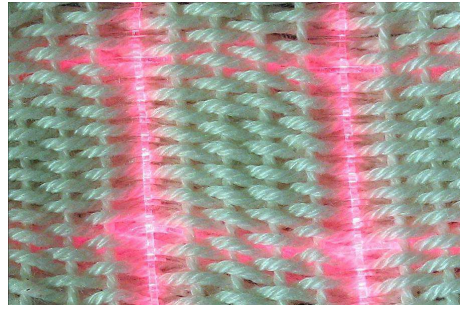


Figure I-9 : Photographie des fibres intégrées [21].

Les dispositifs à fibres optiques peuvent aisément être utilisés en matrice. Ils montrent également une grande sensibilité et une gamme de force élevée. Les fibres utilisées montrent également une grande flexibilité. Néanmoins les dispositifs finaux ont des dimensions trop grandes pour une application au capteur de force pour la chirurgie.

D'autres exemples de capteurs tactiles utilisant des fibres optiques sont donnés dans [22].

1.2.2.4. Bilan des capteurs optiques

Les capteurs à principe optique montrent des caractéristiques adaptées à la demande du cahier des charges établi pour les capteurs de force. En effet la répartition matricielle des éléments de détection est un avantage tout comme la sensibilité que peuvent atteindre certains capteurs (capteurs à fibre optique par exemple). Les matériaux employés sont pour la plupart déformables et souples. Il est également possible d'obtenir une détection 3D avec les différents dispositifs vus. L'inconvénient majeur reste la difficulté à adapter les dimensions des dispositifs à celles prévues par le cahier des charges, c'est-à-dire environ 70 cellules par cm^2 .

1.2.3. Capteurs acoustiques

Les interfaces tactiles basées sur le principe acoustique utilisent un système d'émission et réception d'ultrasons. En effet les efforts appliqués sur le corps du capteur engendrent une déformation qui est transmise dans un milieu siège d'une propagation acoustique et qui modifie par exemple l'amplitude des ondes transmises. Le milieu de propagation est caractérisé par son impédance acoustique. C'est cette caractéristique qui est modifiée par la

force appliquée.

Les travaux de Shinoda *et al.* [23] donne l'exemple d'un dispositif à cavité sphérique détectant l'effort au travers d'une structure élastique.

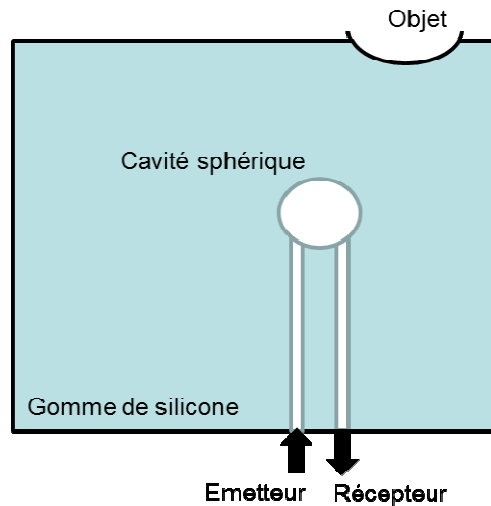


Figure I-10 : Schéma du dispositif à cavité résonante [23].

Le capteur est composé d'une cavité sphérique dans un corps élastique alimenté par deux conduits acoustiques couplés à un émetteur et un récepteur d'ultrasons placés à l'intérieur du corps élastique. Le diamètre (0,1mm) des jonctions entre l'émetteur, récepteur et cavité doit être plus petit que la cavité (6mm) pour qu'il existe une résonance acoustique. La ou les fréquences de résonance sont déterminées par la forme de cavité. On identifie les fréquences de résonance de la cavité en détectant les pics de fréquences maximales. En somme, les efforts appliqués déforment la cavité ce qui entraîne une variation des fréquences des ondes émises.

Différents objets sont appliqués sur le dispositif et différentes fréquences de résonances sont obtenues. En application par exemple un objet cylindrique, on observe une résonance de 39 kHz. Pour un objet en forme de disque, la fréquence est divisée en trois pics remarquables à 37, 39 et 41 kHz.

Ce système présente l'avantage d'être souple et adaptable à différentes formes de surface. Le système présente l'inconvénient d'être trop volumineux et ses dimensions ne peuvent pas être réduites au-delà d'une certaine limite. En effet, il faut que les dimensions des jonctions

émetteurs-récepteurs soient toujours très inférieures à la taille de la cavité sphérique. De plus si les dimensions sont trop petites les fréquences de résonance augmentent considérablement et il peut être difficile de les identifier par un simple traitement du signal. Enfin, la corrélation entre les différents pics de résonance et les différentes composantes de la force vectorielle n'est pas aisée.

Un autre dispositif utilisant le principe de détection acoustique est proposé par Kembu *et al.* [24].

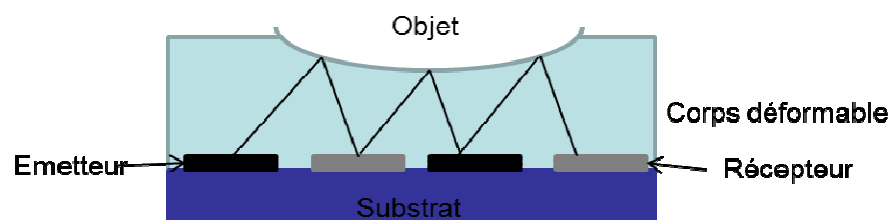


Figure I-11 : Schéma du dispositif à peau déformable [24].

Le dispositif est composé d'un substrat rigide sur lequel des émetteurs acoustiques sont intégrés. Ces derniers sont reliés à des récepteurs acoustiques et le tout est enrobé dans une peau déformable à base de polymère élastique. Le dispositif mesure 3x2mm.

Le dispositif permet d'analyser la structure et la position des objets mis en contact avec le corps du dispositif en utilisant des ondes acoustiques. Celles-ci exploitent les modifications des conditions de réflexion des ultrasons à la surface du corps déformable lors d'un contact d'un objet à la surface du dispositif. Les ondes engendrées par un émetteur sont dirigées vers la surface du dispositif qui les renvoie vers un récepteur. Ceci est réalisé pour tous les couples émetteurs-récepteurs. Le système de détection utilise les différences de temps de vol entre les réflexions à vide et sous contrainte pour cartographier le système.

1.2.3.1. Bilan des capteurs acoustiques

La technologie acoustique est un excellent moyen pour discriminer la forme des objets, le contact et pour localiser la surface de contact. Néanmoins il n'est pas possible de réduire les tailles des dispositifs pour atteindre des matrices de 70 cellules par cm². Il est également

difficile pour les procédés rencontrés de réaliser des mesures indépendantes des trois composantes d'une force vectorielle.

I.2.4. Principe inductif

Différentes approches sont utilisées à la conception des capteurs tactiles basés sur la transduction magnétique. Les matériaux magnéto-résistants ou magnéto-élastiques sont des matériaux dont les caractéristiques magnétiques sont modifiées quand des forces leur sont appliquées. Les capteurs magnéto-résistifs ou magnéto-élastiques ont un certain nombre d'avantages qui incluent la sensibilité élevée et la dynamique, aucune hystérésis mécanique mesurable, une réponse linéaire, et une robustesse physique.

Généralement, l'inductance d'une bobine planaire varie de deux façons :

- Augmentation de la distance entre les fils adjacents (diminution de l'inductance)
- Diminution de la section entourée par chaque enroulement (augmentation de l'inductance)

Cependant si un système possède plusieurs bobines, les deux effets cités ci-dessus peuvent se produire simultanément.

L'effet exploité dans une configuration utilisant plusieurs bobines est soit inductif (variation des bobines individuellement) soit capacitif (variation d'une bobines par rapport aux autres).

Dans les travaux de Futai *et al.* [25] nous avons un exemple de capteurs inductif à base de bobines couplées avec des capacités.

Le but est de construire une matrice de circuits LC résonants en série avec un piège à puissance. Le principe de fonctionnement du capteur repose sur la détection des déformations des inductances. Ces dernières sont mesurées en analysant les variations de fréquence à la résonance. En reliant chaque élément récepteur employé avec deux lignes électriques (c.-à-d., une ligne d'entrée-sortie de signal et une ligne à la masse), il est possible d'obtenir l'état des circuits résonants. Les dispositifs sont plongés dans une gomme de silicone pour pouvoir exercer une force à la surface.

La fréquence de résonance du dispositif fabriqué est de 262 MHz. Celle-ci diminue en fonction de la capacité du couple LC. Les tests réalisés sur le dispositif consistent à appuyer avec un outil cylindrique sur la gomme en silicone. Les déplacements sont faits dans les trois directions pour une détection en 3D. Ceci induit une variation non linéaire de la fréquence de résonance. Pour un déplacement maximal en z la fréquence varie de 140 kHz.

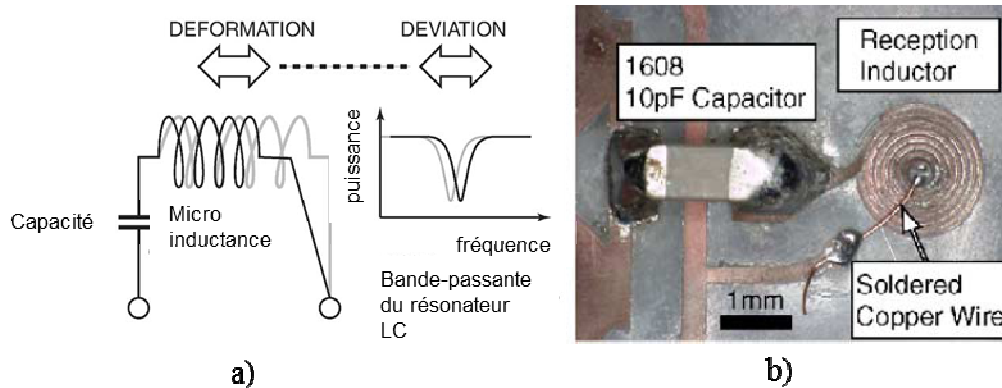


Figure I-12 : Photo d'une cellule élémentaire comportant une capacité et une bobine, a) Schéma de principe du capteur, b) photo d'une cellule élémentaire [25].

Cette méthode présente l'avantage de pouvoir être miniaturisée, en effet les inductances et capacités peuvent toutes deux être fabriquées par procédés salle blanche avec des dimensions de l'ordre de quelques centaines de μm . Ces dispositifs peuvent également être fabriqués sur substrats souples comme un polyimide ou gomme de silicone. Il semble également possible de concevoir une organisation matricielle des dispositifs, en juxtaposant n cellules élémentaires (chaque cellule élémentaire étant formée par un circuit LC). Cependant il semble qu'une matrice de 70 cellules par cm^2 soit difficilement réalisable. Pour l'application aux capteurs pour la chirurgie, cette méthode peut être utilisée mais un travail de miniaturisation doit être effectué pour diminuer la taille des circuits LC pour obtenir des matrices d'approximativement 70 cellules par cm^2 .

Un autre exemple est donné par Chi *et al.* [26] de l'utilisation d'inductances comme éléments de détection dans les capteurs de force 3D. Le but est d'utiliser trois inductances coaxiales dans un milieu diélectrique pour détecter et mesurer la force appliquée, via la mesure de la fréquence de résonance du circuit. Sur la Figure I-13(a) se trouve un schéma d'une section transversale du capteur étudié. Le capteur se compose de trois structures acryliques cylindriques coaxiales. Le milieu est formé de deux matériaux élastiques de

coefficients différents : du caoutchouc plein et poreux (voir schéma Figure I-13-b).

La première inductance est employée pour mesurer la composante perpendiculaire des forces appliquées. Les bobines 2 et 3 servent à mesurer la composante horizontale de la force. La position relative des enroulements donne la valeur de la force.

La valeur de l'angle θ_0 donne la direction de la force horizontale. La Figure I-13 (c) montre une vue inférieure de la structure du capteur. Le dispositif a une dimension totale (i.e. toutes inductances confondues) de 15mm.

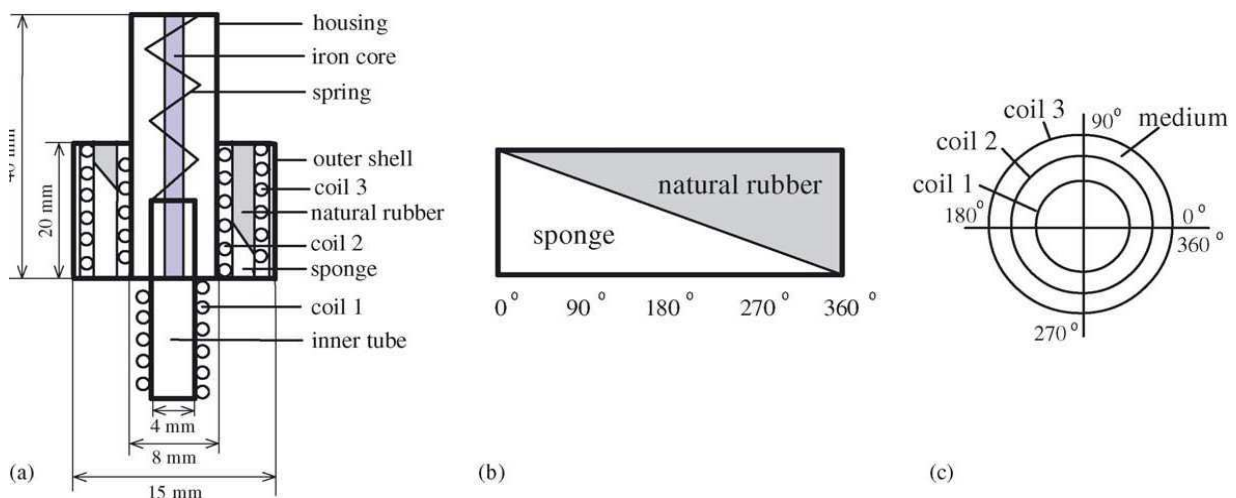


Figure I-13 : Schéma du capteur inductif 3D,
a) schéma du dispositif complet, b) espace inter-inductance, c) vue du dessus [26]

Les forces mesurées par le dispositif montrent une gamme force de 0 à 4,9N pour les forces normales et 0 à 11,7N pour les forces tangentielles. Ce dispositif permet une détection en 3D ce qui est un avantage pour l'application en chirurgie. La gamme de force peut être adaptée en fonction du diélectrique utilisé. Cependant les dimensions ne sont pas adaptées aux critères de notre cahier des charges.

1.2.4.1. Bilan des capteurs inductifs

Les avantages de la technologie inductive sont entre autres la possibilité d'obtenir des dispositifs pour une mesure 3D et l'intégration des cellules pour former des matrices. Il est également possible d'avoir une force calibrée dans une gamme de force précise (dans le deuxième exemple en faisant varier la géométrie du diélectrique entre les bobines).

L'inconvénient des dispositifs à base d'inductances est la nécessité d'avoir soit un condensateur pour mesurer une variation en fréquence (i.e. nécessité d'avoir un résonateur LC) soit une méthode adaptée pour mesurer la variation de l'inductance. Il est donc nécessaire de développer un système permettant de mesurer l'inductance directement pour adapter ce principe à l'application en chirurgie.

I.2.5. Principe à base de transistors organiques

Depuis quelques années une nouvelle méthode de fabrication de capteurs de pressions à base de transistors organiques est utilisée. Plusieurs exemples peuvent être tirés de l'état de l'art comme les travaux de Someya [27] pour la fabrication d'une peau tactile comportant des matrices 8x8 de transistors enrobés dans une couche de PDMS (Poly Di Méthyl Siloxane).

Dans le même domaine deux autres équipes ont travaillé sur le développement de peaux tactiles permettant de mesurer des pressions unidirectionnelles comprises entre 0,5 kPa et 20 kPa, c'est-à-dire des pressions extrêmement faibles. Un dispositif à base de polymère flexible comportant des cellules de transistors organiques a été conçu par l'équipe de Mannsfeld. [28]. La surface du capteur élémentaire est de 64 mm². Le dispositif permet par exemple de détecter la présence d'un papillon et d'une mouche.

La seconde équipe [29] a réalisé un dispositif à base de matrices de transistors à nanofils de germanium/silicium. Des transistors à nanofils sont réalisés sur un substrat flexible de type polyimide. Les nanofils sont utilisés pour former le canal de conduction des transistors. Une couche de PDMS est collée sur la partie externe du capteur afin de pouvoir appliquer des forces sur le dispositif ainsi formé. La pression appliquée provoque une variation de la caractéristique des transistors.

Chaque pixel du dispositif (voir Figure I-14) est formé par un transistor NW-FET (Transistor à effet de champs à nanofils). La petite taille des nanofils de Ge-Si employés ici leur confèrent une grande flexibilité mécanique et une grande robustesse. Le substrat est un polyimide. Ces propriétés des composants octroient une grande flexibilité au dispositif final. Les dimensions de la matrice 19x18 pixels sont 7x7 cm².

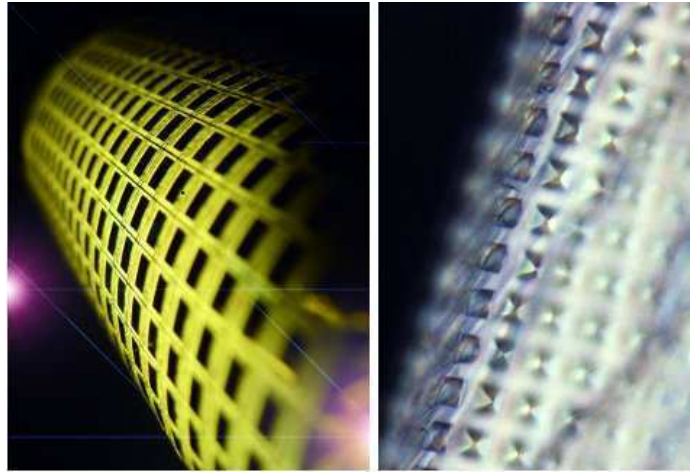


Figure I-14 : Capteur de pression à transistors organiques. A gauche le dispositif de l'équipe de Javey [29] (chaque carré noir correspond à un pixel) et à droite celui de l'équipe de Bao, dont les "pyramides" de 6 microns sont visibles [28].

Les dispositifs décrits sont très prometteurs pour une application en chirurgie. Le fait que ces derniers soient réalisés sur PDMS les rend très flexibles donc adaptables à toute forme de surface. Cependant les transistors organiques ainsi que les nanofils sont relativement fragiles pour une utilisation « dynamique » sur un outil de chirurgie.

I.2.6. Technologie capacitive

Les capteurs tactiles capacitifs sont depuis plusieurs années très utilisés pour la fabrication d'écrans tactiles ou autres dispositifs grand public. Dans le domaine de la recherche ces capteurs ont un grand potentiel pour la fabrication de peaux artificielles en raison de la simplicité du principe fondamental (le condensateur, plan ou non). D'un point de vue industriel ces capteurs peuvent conduire à de faibles coûts de fabrication pour des formats standards produits en volume.

La capacité entre deux plaques parallèles dans l'approximation du condensateur plan est donnée par :

$$C = \frac{\epsilon S}{e} \quad (4)$$

où S est la surface des électrodes, e la distance entre les plaques, et ϵ est la constante

diélectrique du milieu entre les électrodes.

Un capteur capacitif peut être basé sur deux méthodes de détection :

- Variation de l'épaisseur du diélectrique sous la contrainte [33]
- Variation de la surface des plaques en regard [32]

Dans un capteur couplant les deux méthodes ([30, 31, 34, 35]), le diélectrique utilisé est un élastomère de silicone, il faut en effet pouvoir appliquer une force et écraser le diélectrique. Celui-ci doit donc avoir un module d'Young faible (typiquement de l'ordre de 1 MPa pour pouvoir se comprimer suffisamment au regard des forces applicables par l'homme, jusqu'à 1N / mm²). L'autre avantage des élastomères de silicone est qu'ils peuvent se déformer en extension à plus de 100% et revenir à leur position initiale.

Pour maximiser la variation de capacité, il est préférable d'employer un élastomère ayant une constante diélectrique élevée. Dans ce type de capteur, comme la taille d'un condensateur est réduite pour augmenter la résolution spatiale, la valeur de la capacité du capteur élémentaire est faible. Avec les limitations imposées par la sensibilité des techniques de mesure et l'influence des capacités parasites, il y a une limite sur la résolution pour une matrice capacitive. La Figure I-15 montre une vue en coupe d'un capteur capacitif. Le mouvement relatif des plaques (ici l'écrasement du diélectrique) donne l'information sur l'effort appliqué. L'utilisation d'un polymère avec une permittivité diélectrique élevée (tel que le fluorure de polyvinylidène dans ce cas, $\epsilon_r = 6.5$ à 1 MHz) optimise la variation de capacité.

Dans la partie suivante plusieurs exemples sont pris de la littérature dans lesquels des capteurs tactiles basés sur le principe capacitif sont décrits.

Chu *et al.* proposent dans [32] un exemple de capteur tactile 3 axes basé sur un principe capacitif différentiel (voir Figure I-15) exploitant le basculement d'une structure en forme de mesa reposant sur le capteur capacitif. Le capteur est formé d'une électrode et de 4 contre-électrodes de dimensions plus petites et placées en regard de la première. En appliquant une force normale les électrodes formant les condensateurs se rapprochent, il s'en suit une augmentation de toutes les capacités. En appliquant une force tangentielle les électrodes se

rapprochent d'un côté (donc augmentation des capacités) et s'éloignent de l'autre côté (diminution des capacités). Une mesure différentielle de ces deux variations donne une indication de la force de cisaillement.

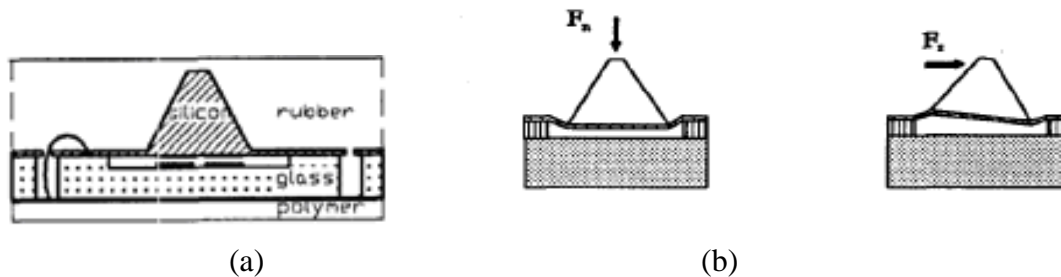


Figure I-15 : Capteur capacitif différentiel pour forces de cisaillement. Structure du capteur (a) et déformation de la mesa sous une force normale et tangentielle (b), [32]

En somme chaque taxel (abréviation pour tactile element sensing) emploie une rangée de condensateurs avec quatre condensateurs identiques. En appliquant un effort, la membrane sur laquelle repose l'électrode supérieure s'incline, et par conséquent, chaque capacité dans la rangée change en réponse à la force appliquée. La sensibilité du système est de 0,13 pF/gram (1gram=9.80mN) pour les forces normales et 0.32pF/gram pour les forces tangentielles.

Dans une étude menée par Hoshi *et al.* [33] nous avons un exemple d'un film fin contenant un réseau de capteurs de pression. Le film peut être employé comme une peau artificielle couvrant une main.

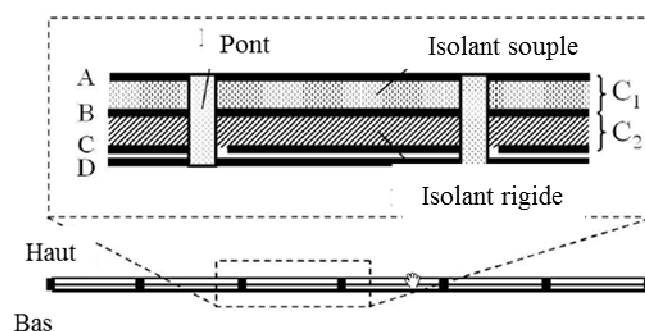


Figure I-16 : Capteur capacitif à double coefficient d'élasticité. Coupe de la peau artificielle, A : couche reliée à la masse ; B : Couche détecteur/Cellule ; C : Couche détecteur ; D : couche de puissance. Un ensemble de deux couches isolantes d'élasticités différentes et trois couches conductrices A, B et C forment la cellule élémentaire du capteur [33].

La pression est mesurée par un effet capacitif. La peau artificielle contient un réseau de détecteurs capacitifs, chacun étant constitué de deux films capacitifs superposés. Les deux

capacités varient différemment en fonction de la contrainte appliquée en raison des propriétés élastiques différentes des deux diélectriques employés. Cette caractéristique permet de mesurer la force normale qui est appliquée. La Figure I-16 est une coupe de la peau artificielle montrant l'empilement de conducteurs et d'isolants formant les condensateurs.

La technologie capacitive a été choisie pour la réalisation des matrices de capteurs de pression présentées dans ce mémoire. Ce choix a été motivé par plusieurs critères. Tout d'abord la simplicité du principe (variation de capacité d'une structure déformable sous l'effet de la pression). Un autre avantage est qu'il est possible de décomposer la mesure vectorielle en mesures élémentaires selon trois axes indépendants et réaliser des tests simples pour valider le principe. Il est également possible d'obtenir une détection vectorielle des forces avec des technologies de la micro-électronique et des cellules élémentaires de petites dimensions, c'est-à-dire, pour une cellule élémentaire, d'épaisseur 0,5 mm et de surface 1 mm². Cette technologie a également l'avantage de nécessiter moins d'étapes salles blanches que d'autres technologies (ex : technologie optique, piézorésistive...).

L'inconvénient de cette technologie basée sur la détection de très faibles variations de capacités est que les variations peuvent être induites non seulement par l'application d'une force déformante, mais également par couplage capacitif parasite avec le milieu environnant, en particulier du simple fait d'un couplage électrostatique avec les doigts de l'utilisateur. Il faut donc prévoir un blindage électromagnétique pour immuniser le système contre ces couplages parasites. Les facteurs à prendre en compte pour l'estimation de l'épaisseur du blindage sont la taille d'une cellule élémentaire et la fréquence de travail.

I.2.7. La mesure de capacités

Pour mesurer la variation de capacité, un certain nombre de techniques peuvent être utilisées, la plus utilisée étant basée sur l'utilisation d'une source de courant de précision. Une deuxième approche est d'utiliser le capteur en tant qu'élément d'un circuit LC, et de mesurer la réponse en fréquence. Un problème significatif des capteurs capacitifs est qu'ils nécessitent des pistes de raccordement des signaux électriques et sont souvent à proximité de structures métalliques mises à la masse, procurant certes le blindage électromagnétique, mais pouvant également noyer le signal de mesure dans celui d'une capacité de ligne inutile. La conception

d'un capteur de force capacitif sur substrat souple nécessite donc une attention toute aussi grande sur les aspects électriques que sur les aspects élastiques.

Des solutions existent dans l'état de l'art pour traiter les aspects électriques de réseaux capacitifs dans la gamme sub picoFarad. Par exemple la société MicroChip Technology propose un système de mesure exploitant le décalage de fréquence d'un oscillateur à relaxation. D'autres méthodes sont également proposées, notamment le temps de charge pour atteindre une tension de consigne, ou encore une méthode avec pont diviseur de tension, par transfert de charges ainsi que par modulation sigma-delta. Chaque méthode est brièvement décrite dans la suite.

Mesure de la capacité par oscillateur à relaxation

Un oscillateur à relaxation adapté à la mesure de capacités consiste en une mesure de temps dépendante de la charge et décharge périodique du condensateur de mesure. L'oscillateur à relaxation peut être implémenté dans beaucoup de microcontrôleurs standards, toutefois les entrées de forte impédance de certains microcontrôleurs peuvent le rendre sensible au bruit, en l'absence de modifications logicielles ou matérielles pour filtrer de telles interférences.

Le dispositif de traitement électronique (PIC16F707) de la société MicroChip comprend un module (le CSM, qui est un oscillateur astable) permettant la mesure de capacité, basée sur la méthode d'oscillateur à relaxation. Le CSM produit un signal oscillant à une fréquence qui dépend de la capacité du capteur connecté au module. Le concept de base est le suivant: le CSM oscille à une certaine fréquence, imposée d'une part par la capacité parasite de ligne qui est fixe, d'autre part, par la capacité de mesure qui est variable. Cet écart de fréquence est analysé et corrélé à la perturbation introduite par le capteur de mesure. La fréquence nominale peut également fluctuer en fonction de la température, l'humidité et les salissures. Ces fluctuations sont cependant lentes et donc peuvent être filtrées par mise en oeuvre d'une fréquence de référence flottante, remise à jour par exemple toutes les secondes. Les écarts de fréquences rapides sont en revanche détectés et exploités pour réaliser par exemple une localisation tactile.

Ce traitement montre qu'il est extrêmement difficile de mesurer une force réellement

statique ou quasi statique avec une bande passante commençant en dessous de 1 Hz en raison des diverses sources de fluctuations lentes.

Méthode de mesure par pont capacitif

Cette méthode consiste à réaliser un pont diviseur de tension capacitif en utilisant une capacité de référence connue mise en série avec le capteur capacitif. La variation de signal engendrée par l'interaction sur le capteur est détectée en contrôlant la variation de tension au niveau du pont diviseur. La détection par pont diviseur est une technique très sensible et robuste, applicable à de grandes gammes de capacités, notamment pour des capacités très inférieures au pico-Farad.

Méthode par transfert de charge

Le transfert de charge utilise un réseau de condensateurs commutés, à un condensateur de référence, et à des transferts de charges répétés du condensateur du capteur (en général de plus faible capacité), vers le condensateur de référence (de plus forte capacité). La tension sur le condensateur de référence est proportionnelle à la capacité du capteur et à sa tension initiale. La capacité peut être déterminée en mesurant la tension en sortie du condensateur après un certain nombre d'opérations de charge/décharge d'un condensateur vers l'autre, ou en comptant le nombre d'opérations nécessaires pour atteindre une certaine tension de seuil. Le transfert de charge est une méthode de détection faible impédance offrant une bonne immunité au bruit, et permettant de traiter des fonctions analogiques dans des capteurs capacitifs.

Circuits commerciaux

Pour conclure cette partie on peut citer le circuit de mesure capacitif AD7746 d'Analog DeviceTM. Celui-ci est proposé en boîtier TSSOP16 à un prix de 5\$ pièce et permet de mesurer simultanément 2 capacités à une cadence de 60 Hz et une réjection des variations en dessous de 16Hz. Il est tolérant à des capacités parasites jusqu'à 60 pF et 17 pF en mode

commun pour les deux entrées. La mesure est réalisée par modulation sigma-delta. La mesure d'une capacité C_x branchée entre la tension source et le modulateur sigma-delta, est faite de la manière suivante : une tension carrée est appliquée à la capacité durant la conversion et le modulateur échantillonne la charge traversant la capacité. Un filtre numérique est placé en sortie du modulateur fournissant la conversion en 0 et 1 du signal de la capacité. Le fabricant annonce une plage de mesure de 0-4 pF avec une précision de 4 fF et une résolution inférieure à 32 aF.

I.3. Bilan et discussion

Les spécificités du toucher humain ainsi que les capteurs tactiles humains (i.e. les mécanorécepteurs) ont été détaillés dans ce chapitre. Nous avons vu qu'un capteur de pression doit être de type cellule de Merkel, augmentée en bande passante, pour une « bonne détection », c'est-à-dire avoir une détection précise et stable dans le temps, pour des stimuli de quelques millisecondes à quelques centaines de millisecondes (toute la durée du stimulus) et localisée dans l'espace avec une densité de l'ordre de 70 cellules / cm^2 permettant un échantillonnage spatial « suffisant » de la force de contact. La gamme de force visée est de [1mN - 1 N]/ mm^2 (soit [100 mN - 100 N]/ cm^2 si on emploie comme unité la surface approximative d'un doigt). Les spécificités physiques du capteur visé pour notre étude ont été établies, notamment son élasticité associée à un module d'Young de l'ordre du Méga Pascal, c'est-à-dire comparable à celui de la peau.

Différents principes utilisés pour la fabrication des capteurs tactiles ont été présentés. Chaque principe présente des avantages ainsi que des inconvénients. En effet, nous avons vu que les jauges de contraintes piézorésistives peuvent être fabriquées en utilisant un simple fil métallique. Cependant pour les utiliser comme capteur tactile il est nécessaire de les enrober par exemple avec un élastomère. Ceci implique une perte de sensibilité et de résolution spatiale. Nous avons également vu que les capteurs optiques ont une grande sensibilité et peuvent être sélectifs. L'inconvénient de ces dispositifs est la complexité de fabrication. Le principe acoustique permet de fabriquer des dispositifs faible coût mais ces derniers réalisent difficilement la décomposition vectorielle de la force et la miniaturisation du capteur est délicate. Les capteurs à base d'inductances présentent une grande sensibilité ainsi qu'une réponse linéaire. La difficulté de fabrication, un grand nombre d'étapes de traitement, est le

principal défaut de ce principe. Le principe capacitif présente l'avantage d'une grande sensibilité pour une large gamme de forces, d'une faible sensibilité en température ainsi que la possibilité de réaliser des mesures en 3D. La mesure de capacité, même pour de très faibles valeurs est par ailleurs une science bien documentée dans la littérature scientifique et de nombreux circuits, commerciaux ou non peuvent être employés.

Pour notre application nous utiliserons le principe capacitif pour la fabrication de notre capteur. La prochaine étape, décrite dans le chapitre suivant, consistera à décrire une architecture permettant la mesure des différentes composantes d'une force 3D.

Le Tableau I-3 (page suivante) présente un récapitulatif des technologies et des réalisations évoquées dans ce chapitre.

Capteurs	Avantages	Inconvénients
<p>Piezoresistif</p> <ul style="list-style-type: none"> • Réseau de résistances • Support souple 	<ul style="list-style-type: none"> • Simplicité de détection • Conception simple • Fabrication grande échelle 	<ul style="list-style-type: none"> • Sensibilité à la température • Fragile • Dérive, hystérésis
<p>Inductifs</p> <ul style="list-style-type: none"> • Réseau de circuit LC • Support souple 	<ul style="list-style-type: none"> • Détection 3D • Grande précision • Fabrication simple 	<ul style="list-style-type: none"> • Détection et interprétation des résultats difficiles • Miniaturisation difficile
<p>Optique</p> <ul style="list-style-type: none"> • Réseau de fibres ou optique • Support souple 	<ul style="list-style-type: none"> • Pas de connexions électriques • Naturellement flexible 	<ul style="list-style-type: none"> • Circuits complexes • caméras
<p>à Transistors</p> <ul style="list-style-type: none"> • Réseau de transistors • Support souple 	<ul style="list-style-type: none"> • Transistors utilisant une technologie MOS, donc facilement réalisable en microélectronique • Compatible avec circuiterie CMOS 	<ul style="list-style-type: none"> • Calibration difficile • Gamme de force
<p>Acoustique</p> <ul style="list-style-type: none"> • Système enrobé dans PDMS • Support souple 	<ul style="list-style-type: none"> • Fabrication simple • Mesure 3D 	<ul style="list-style-type: none"> • Miniaturisation difficile • Pas de répartition matricielle due aux tailles des dispositifs
<p>Capacitifs</p> <ul style="list-style-type: none"> • Réseau de capacités • Support souple 	<ul style="list-style-type: none"> • Bonne sensibilité • Fabrication grande échelle 	<ul style="list-style-type: none"> • Circuits complexes • Faibles signaux

Tableau I-3 : Récapitulatif des principes présentés.

I.4. Bibliographie du chapitre I

- [1] Handbook of physiology, I. Darian-Smith
- [2] R Ernst “*Nerve Endings With Structural Characteristics of Mechanoreceptors in the Human Scleral Spur*” Investigative Ophthalmology & Visual Science, Vol. 35, No. 3, March 1994
- [3] J. Engel, J. Chen, C. Liu, B.R. Flachsbart, J.C. Selby, M.A. Shannon, “*Development of Polyimide-based Flexible Tactile Sensing Skin*”, 2003,
- [4] J.A Galvez, P. Gonzalez de Santos, F. Pfeiffer; “*Intrinsic tactile sensing for the optimization of force distribution in a pipe crawling robot*”, Mechatronics, IEEE/ASME Transactions, Mar 2001.
- [5] J.G da Silva, A. Carvalho. D. Silva, “*A strain gauge tactile sensor for finger-mounted applications*”, IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, Vol: 51, Feb 2002.
- [6] A.S Fiorillo, “*A Piezoresistive Tactile Sensor*” IEEE Transactions on instrumentation and measurement, vol. 46, no. 1, february 1997.
- [7] K. Noda, Y. Hashimoto, Y. Tanaka, and I. Shimoyama, “*MEMS on robot applications*”, Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, International, pp. 2176-2181, 2009.
- [8] B.J. Kane, M.R. Cutkosky, G.T.A. Kovacs, “*A piezoresistive three-axial tactile sensor element made by surface micromachining*”, Sensor, 2000.
- [9] J. H. Shan, T. Mei, L. Sun, D. Y. Kong, Z. Y. Zhang, L. Ni, M. Meng, J. R. Chu, “*The design and fabrication of a flexible three-dimensional force sensor skin*”, Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robots Syst. (IROS 2005), pp. 1965–1970, 2005
- [10] D.J Beebe, “*A silicon-based tactile sensor for finger-mounted applications*”, Biomedical Engineering, IEEE Transactions, Feb. 1998
- [11] T. Mei, W.J. Lib, Y. Gea, Y. Chena, L. Nia and M.H. Chanb, “*An integrated MEMS three-dimensional tactile sensor with large force range*”, Sensors and Actuators A: Physical Volume 80, Issue 2, 10 March 2000
- [12] M. Leineweber, G. Pelz; M. Schmidt; H. Kappert; G. Zimmer, “*New tactile sensor chip with silicone rubber cover*” Sensors and Actuators A: Physical Volume 84, Issue 3, 1 September 2000
- [13] D. De Rossi, F. Carpi, and E.P. Scilingo, “*Polymer based interfaces as bioinspired `smart skins`*,” Advances in Colloid and Interface Science, vol. 116, Nov. 2005
- [14] S. Ravinder, G Dahiya, M Metta, M Valle, G Sandini, “*Tactile Sensing from Humans to Humanoids*”, IEEE Transactions on Robotics, vol. 26, no. 1, February, 2010, pp. 1-20.
- [15] L. Beccai, S. Roccella, L. Ascari, P. Valdastri, A. Sieber, M. Carrozza, and P. Dario, “*Development and Experimental Analysis of a Soft Compliant Tactile Microsensor for Anthropomorphic Artificial Hand*”, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 13, 2008

- [16] P. Dario, D. de Rossi, “*Tactile sensors and the gripping challenge*”, IEEE Spectrum. Vol. 22, no. 8, pp. 46-52. 1985
- [17] M Ohka, Y Mitsuya, Y Matsunaga, S Takeuchi, “*Sensing characteristics of an optical three-axis tactile sensor under combined loading*”, Robotica volume 22, pp. 213–221, 2004.
- [18] N D Venketesh, R M. Crowder, “*A dynamic tactile sensor on photoelastic effect*”, Sensors and Actuators A 128 (2006) 217–224, 1997.
- [19] W. Spillman, D. McMahan, “*Multimode Fibre Optic. Sensor Based on Photoelastic Effect*”, Sudby, MA: Sperry Research Centre, 1985.
- [20] G. De Maria, A. Minardo, C. Natale, S. Pirozzi, L. Zeni “*Optoelectronic Tactile Sensor Based on Micromachined Scattering Wells*”, 1st Mediterranean Photonics Conference, Ischia, Italy, 2008.
- [21] M Rothmaier, M P Luong, F Clemens, “*Textile Pressure Sensor Made of Flexible Plastic Optical Fibers*”, Sensors, 8, 4318-4329; DOI: 10.3390/s8074318, 2008
- [22] L. Renqiang, W. Shuguo; L. Pinkuan; W. Xiaohui “*Curvature optical fiber whiskers for mobile robot guidance*”, High technology letters, ISSN 1006-6748, vol. 7, no3, pp. 79-83, 2001.
- [23] H. Shinoda, K. Matsumoto, S. Ando, “*Tactile Sensing Based on Acoustic Resonance Tensor Cell*” International Conference on Solid-state Sensors and Actuators Chicago, Juin 1997.
- [24] T. Kembu, I. Masachika, W. Keigo, “*Principal Curvature Measurement by an Acoustic Tactile Sensor*”, Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers. C; VOL.69;NO.684;PAGE.2057-2063, 2003.
- [25] N. Futai, K. Matsumoto, I. Shimoyama, “*A flexible micromachined planar spiral inductor for use as an artificial tactile mechanoreceptor*” Sensors and actuators. A, Physical, vol. 111, no2-3, pp. 293-303, 2004
- [26] Z. Chi, K. Shida “*A new multifunctional tactile sensor for three-dimensional force measurement*”, Sensors and Actuators A: Physical Volume 111, Issues 2-3, Pages 172-179, 2004.
- [27] T. Someya, Y. Kato, T. Sekitani, S. Iba, Y. Noguchi, Y. Murase, H. Kawaguchi, T. Sakurai, “*Conformable, flexible, large-area networks of pressure and thermal sensors with organic transistor active matrixes*”, PNAS, vol. 102, pp. 12321-12325, 2005.
- [28] S.C.B. Mannsfeld, B.C.K. Tee, R. Stoltenberg, C.V.H.H. Chen, S. Barmann, B.V.O. Muir, A.N. Sokolov, C. Reese, Z. Bao, “*Highly sensitive flexible pressure sensors with micro-structured rubber as the dielectric layer*”, Nature Materials, 9, 859-864, 2010
- [29] K. Takei, T. Takahashi, J. C. Ho, H. Ko, A. G. Gillies, P. W. Leu, R. S. Fearing, and A. Javey, “*Nanowire active-matrix circuitry for low-voltage macroscale artificial skin*”, Nature Materials, vol. 9, no. 10, pp. 821-826, Oct. 2010
- [30] H. Lee, J. Chung, S. Chang, and E. Yoon, “*Normal and Shear Force Measurement Using a Flexible Polymer Tactile Sensor With Embedded Multiple Capacitors*” Journal of MEMS, vol. 17, pp. 934-942, 2008
- [31] J.G.V. da Rocha and S. Lanceros-Mendez, “*Capacitive Sensor for Three-Axis Force Measurements and Its Readout Electronics*”, Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on, vol. 58, pp. 2830-2836, 2009

- [32] Z. Chu, P.M Sarro, S. Middelhoek, “*Silicon three-axial tactile sensor*”, Sensors and actuators A, Physical, vol. 54, no1-3, pp. 505-510, 1996
- [33] T. Hoshi, A. Okada, Y. Makino, H. Shinoda, “*A Wole Body Artificial Skin Based on Cell-Bridge Networking System*”, Proc. 3rd International Conference on Networked Sensing Systems (INSS 2006), pp. 55-60, Rosemont, Illinois (USA), May, 2006.
- [34] H K Lee, S Chang, E Yoon “*A Flexible Polymer Tactile Sensor: Fabrication and Modular Expandability for Large Area Deployment*” Journal of Microelectromechanical Systems, Vol. 15, no. 6, December 2006
- [35] H K Lee, S Chang, E Yoon “*Dual-Mode Capacitive Proximity Sensor for Robot Application: Implementation of Tactile and Proximity Sensing Capability on a Single Polymer Platform Using Shared Electrodes*” IEEE Sensors Journal, Vol. 9, NO. 12, December 2009

Chapitre II

II. Architecture du capteur et procédé de mesure capacitive

Dans la partie précédente nous avons choisi de retenir le principe de détection capacitive. Dans ce chapitre nous détaillerons, d'une part, l'architecture du capteur ainsi que son dimensionnement, d'autre part, le procédé de mesure analogique par diviseur de tension.

Une des principales spécificités du capteur est qu'il doit réaliser des mesures selon les trois axes, x , y et z . Nous avons donc établi plusieurs architectures capables de mesurer des forces en 3D.

II.1. Structures capacitives

La Figure II-1 montre un schéma de principe d'une cellule élémentaire du capteur. Cette architecture sera appelée architecture 1.

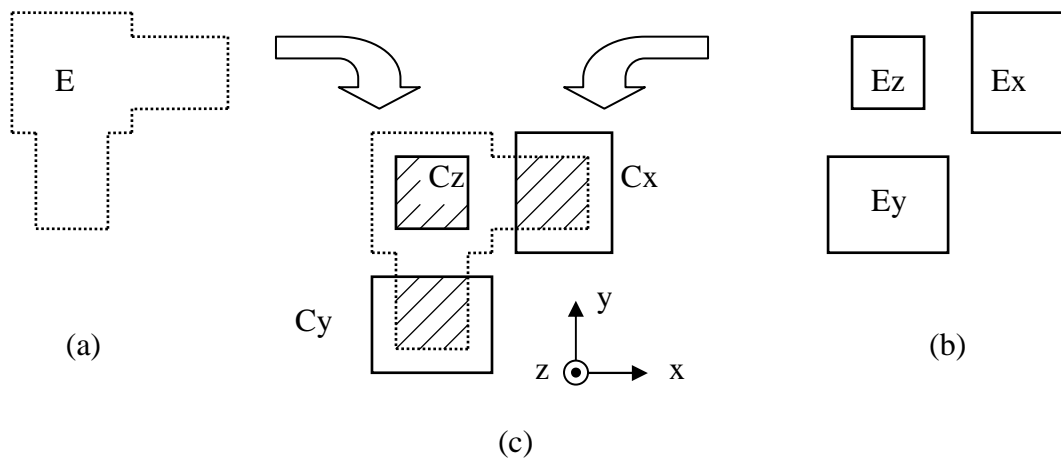


Figure II-1 : Schéma de l'architecture 1 d'une cellule élémentaire du capteur tactile. (a) Electrode commune ; (b) électrodes E_x , E_y et E_z , pour chaque direction X , Y et Z ; (c) mise en regard des électrodes.

Elle est constituée de 3 condensateurs couplés dépendants des composantes X (C_x), Y (C_y), Z (C_z) de la force. On supposera que l'épaisseur du diélectrique est très inférieure aux

autres dimensions et que l'hypothèse du condensateur plan est une bonne approximation des capacités formées par les motifs étudiés ici. La force appliquée dans la direction z modifie la capacité C_z par variation de l'épaisseur du diélectrique situé entre les deux plans quelles que soient les forces en X et Y. Une force oblique appliquée aux capacités C_x et C_y fait varier à la fois l'épaisseur et le recouvrement des électrodes. La valeur des capacités C_x et C_y varie donc également en fonction de la force appliquée suivant Z. Les mesures en X et Y doivent être d'abord corrigées de leur variation en Z. La forme des électrodes est faite de manière à ce que C_x soit indépendante d'une contrainte selon la direction Y, tandis que, C_y est indépendante d'une contrainte appliquée selon la direction X. Les électrodes X et Y sont placées de telle sorte qu'au repos il y a un recouvrement non nul.

Chaque capacité est donnée par la relation :

$$C = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot \frac{S}{e} \quad (1)$$

Où,

C : capacité

ϵ_0 : la permittivité du vide

ϵ_r : la permittivité diélectrique

S : la surface des électrodes en regard

e : l'épaisseur du diélectrique

L'architecture 2 est composée d'électrodes en forme de méandre pour les capacités C_x et C_y avec un recouvrement non nul (voir figure II-2). Elle vise à optimiser la sensibilité du capteur aux forces de cisaillement. Les électrodes en x, (respectivement en y) sont toujours placées de sorte à avoir une invariance en x, (respectivement en y). Les segments de raccordement permettent d'obtenir cette invariance. En effet, pour les électrodes formant C_x , quand un déplacement est fait suivant y, le recouvrement des segments supérieurs diminue tandis que celui des segments inférieurs augmente, ce qui donne globalement une variation nulle.

L'architecture 3 est composée d'électrodes que nous appellerons improprement interdigitées pour les capacités C_x et C_y . Dans cette configuration l'invariance entre les directions x et y est également conservée. L'un des peignes est plus petit en taille que l'autre (voir figure II-2).

Quelle que soit l'architecture de la cellule, le principe de fonctionnement du capteur reste identique.

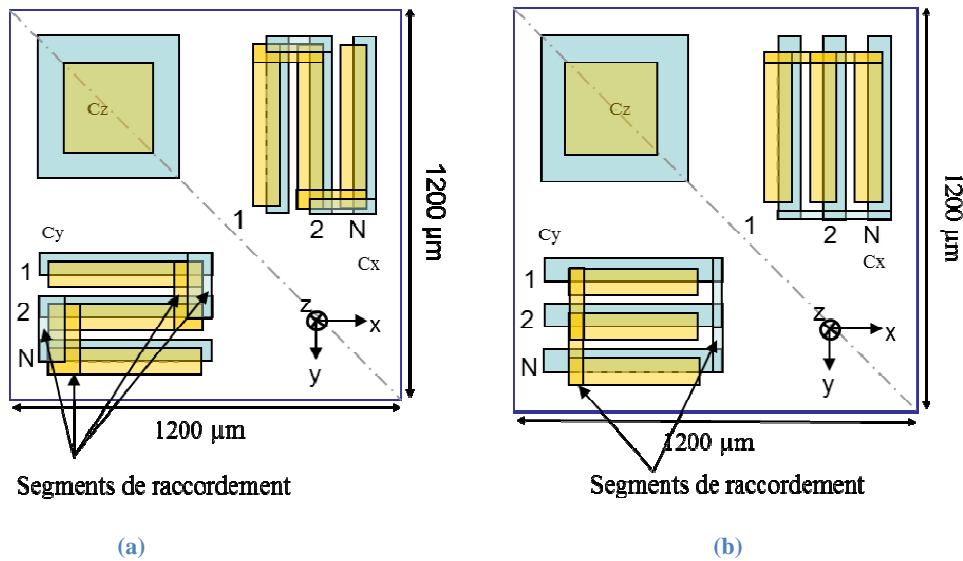


Figure II-2 : Schéma des architectures (a) méandre et (b) électrodes "interdigitées"

II.2. Aspects mécaniques

II.2.1. Dimensionnement d'une cellule élémentaire

Selon le cahier des charges, la taille idéale d'une cellule élémentaire est de $1 \times 1 \text{ mm}^2$ (en pratique cette surface dépendra des contraintes d'implantation physique des cellules). La gamme de forces à mesurer est choisie en fonction de l'utilisation du capteur. En effet, un geste « technique » peut mettre en jeu de faibles forces avec de très faibles variations sur une surface de l'ordre du centimètre carré. C'est le cas, par exemple d'un chirurgien manipulant un scalpel. La limite inférieure de détection pour une cellule de 1 mm^2 est fixée à 1 mN . La limite supérieure est fixée à 1 N . Selon le module d'Young choisi pour le diélectrique, il est possible d'adapter la cellule à des gammes de forces plus ou moins grandes.

Pour réaliser un capteur complet, les cellules sont réparties en matrices de 8×8 . La surface d'une matrice est fixée à 1 cm^2 . La force minimale à détecter pour une matrice est fixée à 100 mN , la force maximale étant limitée à 100 N .

II.2.2. Matériaux utilisés pour la fabrication de capteurs de forces

Différents types de substrats ont été utilisés pour la réalisation de capteurs de forces. Cependant le silicium reste le matériau le plus utilisé dans le cadre de la fabrication des capteurs [1], car il bénéficie des nombreuses technologies existantes. Ces capteurs en technologie silicium permettent également d'intégrer les circuits électroniques de mesure [2].

Toutefois, étant utilisés pour des opérations de chirurgie, les capteurs doivent s'adapter aux outils et s'intégrer aux gants du chirurgien. Cela implique qu'ils doivent pouvoir se fixer sur des formes complexes ce qui impose l'utilisation de substrats souples.

Il existe une grande variété de substrats souples :

1) Films fluoropolymères :

- a. PVF, PVDF : Ces films ont une bonne résistance mécanique, ils sont bien adaptés aux applications optiques en raison de leur haute transmission ou réflexion de la lumière. Ces films peuvent également servir de protection.
- b. ECTFE et ETFE : ces films sont thermoformables, ils ont une grande résistance mécanique ainsi qu'une tension de surface faible permettant de les utiliser comme couche de faible adhésion.
- c. Films FEP et PFA (TEFLON®) : Ces films sont des plastiques inertes, ils sont résistants à la plupart des solvants. Ces derniers ont également une faible perméabilité aux gaz, liquides et vapeurs organiques. Ces films sont également thermo-formables et thermo-soudables.
- d. Films PTFE : Ces films sont des matériaux doux, facilement déformables, présentant un coefficient de friction très bas et peuvent être utilisés à haute température (supérieure à 300°C).
- e. Films de PCTFE : Ces films ont des propriétés similaires au PTFE cependant ces derniers sont utilisés pour des températures plus faibles (jusqu'à 150°C). Néanmoins, ces films ont une grande résistance aux produits chimiques ainsi qu'à l'humidité.

2) Films polyesters :

- a. Films PET : différentes variétés de films PET sont disponibles, comme les PET semi-transparents ou laiteux, haute transparence, mats ou blancs. Ces films ont une grande solidité en tension, sont très stables et transparents, ils sont de très bons isolants électriques (constante diélectrique de 3.2 à 1 KHz à 2.8 à 1 GHz).
- b. Films PEN (Poly Ethylene Naphtalate) : Ces films résistent à des températures modérément élevées (jusqu'à 150°C) ainsi qu'à l'hydrolyse ou encore aux radiations. Ils présentent un retrait thermique inférieur aux films de PET et ont une température de transition vitreuse plus élevée (~120°C).

3) Films de PEEK (polyetheretherketon) : Ces films ont une grande résistance mécanique et peuvent être utilisés en continu à 200°C. Ces derniers présentent également une résistance à l'hydrolyse à température élevée. Ils ont aussi une grande résistance chimique ainsi qu'aux radiations.

4) Films de Kapton® : Le Kapton® est un polyimide. Ce dernier est très présent dans le domaine de l'électronique souple. Dans certaines études menées au sein de l'Institut d'Electronique Fondamentale, le Kapton® est utilisé pour la réalisation de micro-antennes pour une application IRM. Ces films présentent une grande résistance mécanique, thermique et chimique.

Dans le chapitre suivant nous ferons une étude plus complète des substrats souples potentiellement utilisables pour l'application aux capteurs de forces.

La réalisation de capteurs de force capacitifs implique l'utilisation d'un matériau diélectrique qui sera utilisé en tant qu'isolant entre les capacités. Cet élément doit être choisi en sachant qu'il doit pouvoir supporter des variations dans les trois directions, x, y et z et doit pouvoir revenir à sa position initiale. Les polymères de la famille des élastomères répondent parfaitement à cette contrainte. En effet ces derniers peuvent se déformer de manière élastique à plus 100% de leur longueur initiale. Ces matériaux ont également un module d'Young de l'ordre de 1 MPa. Le coefficient de Poisson de ces matériaux est proche de 0,5.

II.2.3. Contraintes et déformations

II.2.3.1. Calculs analytiques

Dans le cas des architectures envisagées, une force $\vec{F}(x, y, z)$ exercée uniformément sur les condensateurs plans comprend une première composante de cisaillement $F_x(x, z)$ selon l'axe \vec{x} , une deuxième composante de cisaillement $F_y(y, z)$ selon l'axe \vec{y} et une composante de compression $F_z(z)$ selon l'axe perpendiculaire \vec{z} . On a :

$$\vec{F}(x, y, z) = F_x(x, z) \vec{x} + F_y(y, z) \vec{y} + F_z(z) \vec{z} \quad (2)$$

Les condensateurs plans intègrent un diélectrique souple qui se déforme sous l'effet de la contrainte. Chaque composante de force engendre un déplacement relatif des électrodes des condensateurs, consistant soit en une réduction de l'épaisseur, soit un glissement relatif des électrodes.

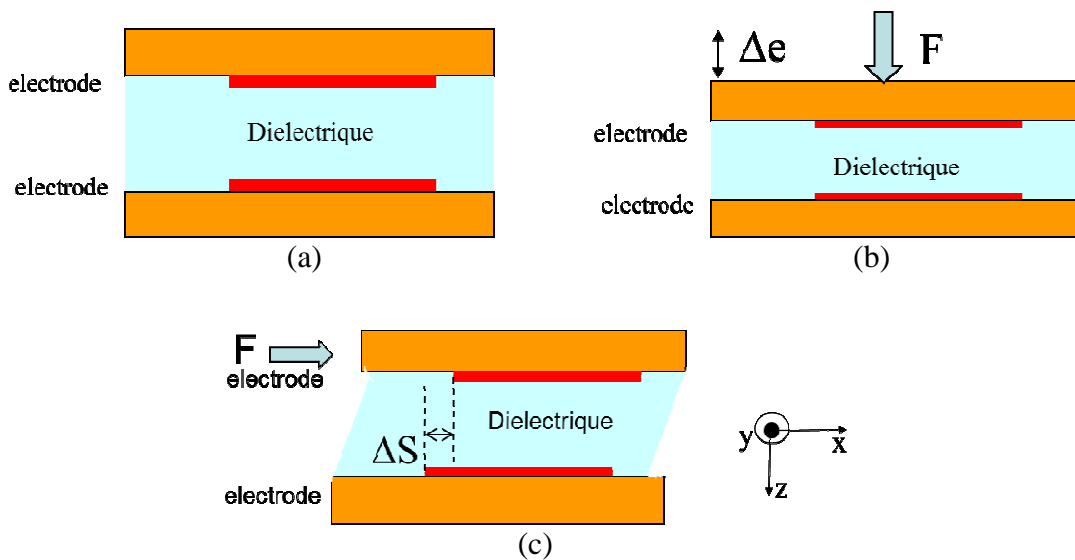


Figure II-3 : Schéma en coupe d'un condensateur plan
 (a) au repos ; (b) avec application d'une force selon la direction Z ; (c) avec application d'une force de cisaillement selon la direction X (ou Y).

Nous pouvons réaliser un pré-dimensionnement du capteur en utilisant la loi de Hooke élémentaire en mode compression.

La loi de Hooke élémentaire relie la contrainte à la variation d'épaisseur relative :

$$\frac{T}{E} = \frac{\Delta Z}{Z} \quad (3)$$

où Z est l'épaisseur et ΔZ la variation d'épaisseur. En mode compression, la variation d'épaisseur relative reste inférieure à 100%. A pleine échelle, on souhaite néanmoins atteindre une valeur conséquente, typiquement de 50%. Pour une surface de 1 mm^2 et pour une force maximale de 1 N , on a $T = 10^6 \text{ Pa}$ (soit 10 kg/cm^2). Il faut donc un module d'Young typiquement inférieur à 2 MPa

Le même raisonnement relie la contrainte de cisaillement appliquée au capteur selon la direction X à la déformation ΔX du diélectrique dans la direction X pour une épaisseur Z donnée. Ce pré-dimensionnement ne concerne qu'une cellule élémentaire pour une détection dans une seule direction. On a :

$$\frac{T_{xz}}{E} = \frac{1}{2(1+\nu)} \frac{X}{Z} \quad (4)$$

T étant la contrainte, E le module d'élasticité ou module d'Young, ν , le coefficient de Poisson, Z l'épaisseur et X le déplacement en cisaillement.

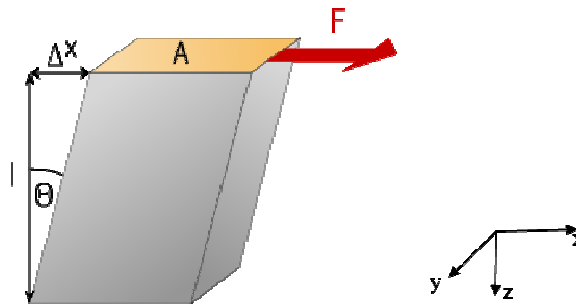


Figure II-4 : Schéma d'une force latérale exercée sur un échantillon.

On définit le module de cisaillement qui relie le module d'Young E au coefficient de Poisson ν (voir Figure II-4) :

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

La contrainte de cisaillement T_{xz} est une force F qui s'exerce sur une surface $A=XY$. Le module d'élasticité en cisaillement (G) vaut donc aussi :

$$G = \frac{F}{XY} \cdot \frac{Z}{\Delta X} \quad (6)$$

Z est l'épaisseur du diélectrique.

Compte tenu du phénomène de glissement, les forces de cisaillement sont toujours inférieures aux forces maximales de compression. Si l'on prend une force de cisaillement maximale typiquement inférieure à 3 fois la force de compression maximale, un coefficient de Poisson voisin de 0.5 (valable pour les élastomères), et un cisaillement relatif d'au moins 100 % par rapport à l'épaisseur (soit 41% d'allongement en diagonale), alors le module d'Young du diélectrique doit être inférieur ou égal à 3 fois cette valeur, soit 1 MPa.

Nous prenons donc comme critère de choix pour le module d'Young du diélectrique celui d'une raideur la plus faible possible sachant que le facteur contraignant et dimensionnant est ici le risque de délaminage ou de rupture des électrodes et donc la déformation maximale admissible en compression ou cisaillement avant destruction du capteur. Le second critère de choix est que le matériau soit peu visqueux et puisse être étalé par centrifugation en couche mince et sans bulle d'air ce qui est le cas par exemple des élastomères type PDMS. Certains ont un module d'Young comparable à la contrainte maximale admissible par le capteur en compression (2MPa). Cette valeur sera utilisée pour les calculs suivants.

$$\frac{T_{\max}}{E} = \frac{\Delta Z_{\max}}{Z} = 50\%. \text{ Si } Z = 20 \mu\text{m} \text{ alors } \Delta Z_{\max} \text{ atteint } 10 \mu\text{m}.$$

Pour une force minimale de 1 mN, la variation d'épaisseur minimale est $\Delta Z = 10 \text{ nm}$.

Cette relation montre que plus les déformations sont faibles plus les variations capacitives seront faibles.

En valeur absolue, les capacités devront être dimensionnées de façon à avoir une valeur nominale suffisante pour que l'on puisse mesurer les plus petites variations. Par exemple, en

considérant des valeurs de capacité de l'ordre de 0,2 pF, les variations à mesurer sont de l'ordre de $\Delta C \in [100 \text{ aF} ; 100 \text{ fF}]$

En considérant donc que le module d'Young du diélectrique est de l'ordre de 2 MPa, et le coefficient de Poisson légèrement inférieure à 0.5, nous pouvons dimensionner les cellules capacitives 3D.

Pour cela, repartons de loi de Hooke généralisée qui relie contraintes et déformations pour un solide. Dans le cas où le diélectrique est considéré comme un solide isotrope comprenant une surface d'épreuve dont la normale est suivant \vec{z} , les contraintes mécaniques exercées selon les axes \vec{x} , \vec{y} , et \vec{z} sont respectivement T_{xz} , T_{yz} et T_{zz} . Ces contraintes sont liées aux déformations relatives S_{xz} , S_{yz} , S_{zz} via le module d'Young E et le coefficient de Poisson ν .

Nous avons :

$$\left[\begin{array}{l} S_{xz} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial Z}{\partial x} + \frac{\partial X}{\partial z} \right) = \frac{1}{2} \frac{\Delta X}{Z} \quad (\text{cisaillement en x avec } \frac{\partial Z}{\partial x} = 0 ; \text{ force uniforme}) \\ S_{yz} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial Z}{\partial y} + \frac{\partial Y}{\partial z} \right) = \frac{1}{2} \frac{\Delta Y}{Z} \quad (\text{cisaillement en y avec } \frac{\partial Z}{\partial y} = 0 ; \text{ force uniforme}) \\ S_{zz} = \frac{\partial Z}{\partial z} = \frac{\Delta Z}{Z} \end{array} \right. \quad (6)$$

$$\text{et} \quad \left[\begin{array}{l} T_{xz} = \frac{F_x}{XY} = \frac{E}{(1+\nu)} S_{xz} = \frac{E}{(1+\nu)} \frac{1}{2} \frac{\Delta X}{Z} \\ T_{yz} = \frac{F_y}{XY} = \frac{E}{(1+\nu)} S_{yz} = \frac{E}{(1+\nu)} \frac{1}{2} \frac{\Delta Y}{Z} \\ T_{zz} = -\frac{F_z}{XY} = \frac{E}{(1+\nu)} \left(\frac{\nu}{(1-2\nu)} \frac{\Delta V}{V} + S_{zz} \right) \end{array} \right. \quad (7)$$

$$\text{Avec } \frac{\Delta V}{V} (\text{variation du volume}) = \frac{\Delta X}{X} + \frac{\Delta Y}{Y} + \frac{\Delta Z}{Z} = \frac{\Delta Z}{Z} \text{ dans le cas du condensateur}$$

plan.

Les forces F_x , F_y et F_z deviennent alors :

$$\begin{cases} F_x = \frac{E}{2(1+\nu)} \frac{X.Y}{Z} \cdot \Delta X \\ F_y = \frac{E}{2(1+\nu)} \frac{X.Y}{Z} \cdot \Delta Y \\ F_z = -\frac{E}{(1+\nu)} \left(\frac{\nu}{(1-2\nu)} + 1 \right) \frac{X.Y}{Z} \cdot \Delta Z \end{cases} \quad (8)$$

Par ailleurs, en dérivant la formule qui exprime la valeur de la capacité d'un condensateur plan, on obtient une relation entre la déformation relative du condensateur sous l'effet de la force et la variation de la capacité de mesure. Avec $C(x, y, z) = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{XY}{Z}$ nous avons :

$$\frac{\Delta C}{C} = \frac{\Delta X}{X} + \frac{\Delta Y}{Y} - \frac{\Delta Z}{Z} \quad (9)$$

Compte tenu de la structure des condensateurs plans choisis selon les trois axes de mesure, les variations relatives attendues des capacités sont :

$$\begin{cases} \frac{\Delta C_x}{C_x} = \frac{\Delta X}{X} - \frac{\Delta Z}{Z} \\ \frac{\Delta C_y}{C_y} = \frac{\Delta Y}{Y} - \frac{\Delta Z}{Z} \\ \frac{\Delta C_z}{C_z} = -\frac{\Delta Z}{Z} \end{cases} \quad (10)$$

où les variables à déterminer sont ΔX , ΔY , ΔZ

Le condensateur C_z ne dépendant que de z , on déduit de sa mesure la variation ΔZ puis les variations ΔX et ΔY .

Le système devient :

$$\begin{cases} \Delta X = X \left(\frac{\Delta C_x}{C_x} - \frac{\Delta C_z}{C_z} \right) \\ \Delta Y = Y \left(\frac{\Delta C_y}{C_y} - \frac{\Delta C_z}{C_z} \right) \\ \Delta Z = -Z \frac{\Delta C_z}{C_z} \end{cases} \quad (11)$$

Il suffit alors de remplacer ΔX , ΔY , ΔZ dans les expressions des forces F_x , F_y , F_z pour obtenir la force en fonction des capacités de mesure.

$$\begin{cases} F_x = \frac{E}{2(1+\nu)} \cdot X \cdot Y \cdot \frac{X}{Z} \cdot \left(\frac{\Delta C_x}{C_x} - \frac{\Delta C_z}{C_z} \right) \\ F_y = \frac{E}{2(1+\nu)} \cdot X \cdot Y \cdot \frac{Y}{Z} \cdot \left(\frac{\Delta C_y}{C_y} - \frac{\Delta C_z}{C_z} \right) \\ F_z = \frac{E}{(1+\nu)} \left(\frac{\nu}{(1-2\nu)} + 1 \right) \cdot X \cdot Y \cdot \frac{\Delta C_z}{C_z} \end{cases} \quad (12)$$

D'après les formules établies nous voyons qu'il existe une invariance entre les directions X et Y.

II.2.3.2. Application aux différentes architectures

Les différentes structures sont réparties en 3 architectures et pour chacune d'elles, deux échelles. L'échelle 1 correspond à une cellule élémentaire de 1 mm² et l'échelle 2 correspond à une cellule élémentaire de 4 mm².

La surface en regard à considérer est, pour les cellules à l'échelle 1, de 0,105 mm² et à l'échelle 2 de 0,42 mm². Les surfaces sont organisées de manière différente selon les architectures. En effet, pour l'architecture 1 les surfaces sont des électrodes rectangulaires de 325x325 μm² (voir figure II-5). Pour les architectures de type 2 (électrodes en méandres) et 3 (électrodes interdigitées) les surfaces dépendent de la tailles des bras (voir figure II-6 et II-7).

Architecture 1

Nous supposons pour les calculs qu'une capacité formée de deux électrodes avec une surface en regard de $325 \times 325 \mu\text{m}^2$ (la longueur et la largeur d'une électrode sont supposées égales à $325 \mu\text{m}$, voir Figure II-5) et séparée par une épaisseur e de $20 \mu\text{m}$ de diélectrique. Pour l'échelle 2 la surface en regard est $650 \times 650 \mu\text{m}^2$.

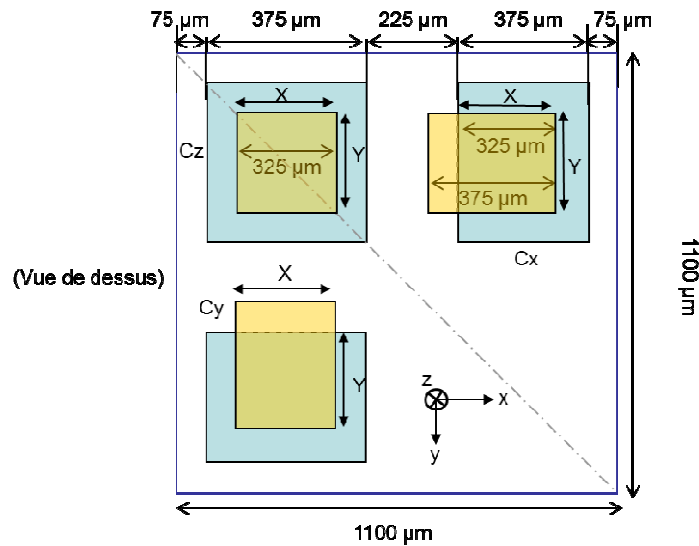


Figure II-5 : Schéma d'une cellule élémentaire à l'échelle 1 de l'architecture 1. Pour l'architecture 2 toutes les dimensions sont multipliées par deux.

Le coefficient de Poisson des élastomères est proche de 0,5 ce qui signifie que le matériau est pratiquement incompressible. Le module d'élasticité isostatique qui relie le module d'Young au coefficient de Poisson, et qui traduit la capacité d'un solide à être comprimé s'exprime :

$$K = \frac{1}{3} \frac{E}{(1 - 2\nu)} \quad (12)$$

De manière générale, pour nos calculs une valeur de 0,45 est prise pour le coefficient de Poisson. En supposant une variation de l'épaisseur du diélectrique de $10 \mu\text{m}$ et que le cisaillement maximal est également de $10 \mu\text{m}$ nous avons une variation des capacités :

$$\left(\frac{\Delta C_X}{C_X} \right)_{\max, \Delta C_Z=0} = \left(\frac{\Delta C_Y}{C_Y} \right)_{\max, \Delta C_Z=0} = \left(\frac{\Delta l}{l} \right) = 3\% \quad \text{et} \quad \left(\frac{\Delta C_Z}{C_Z} \right) = \left(\frac{\Delta e}{e} \right) = 100\%$$

Avec ces hypothèses, la formule (12) précédente permet de calculer les forces en x, y et z.

$$F_x = F_y = 42 \text{ mN}$$

$$F_z = 801 \text{ mN}$$

Les résultats de ces calculs montrent que les variations des forces en x et y sont très inférieures à la variation en z.

Connaissant les forces appliquées sur les électrodes d'un condensateur nous pouvons en déduire la force extérieure qu'il faut appliquer uniformément sur une cellule de 1mm^2 (séparée de $20 \mu\text{m}$ de diélectrique) pour obtenir les variations maximales estimées.

$$F_x = F_y = F_{x \text{ max condensateur}} \times \frac{1\text{mm}^2}{(0,325)^2} = 405 \text{ mN}$$

$$F_{z \text{ cellule}} = F_{z \text{ max condensateur}} \times \frac{1\text{mm}^2}{(0,325)^2} = 7,61 \text{ N}$$

En supposant qu'une matrice de capteurs posée sur l'outil de chirurgie ou sur le gant du chirurgien mesure 1cm^2 nous en déduisons la force maximale à appliquer sur la matrice :

$$F_{x \text{ Matrice}} = F_{y \text{ Matrice}} = 100 \times F_{x \text{ cellule}} = 100 \times F_{y \text{ cellule}} = 40,5 \text{ N}$$

$$F_{z \text{ Matrice}} = 100 \times F_{z \text{ cellule}} = 761 \text{ N}$$

Les résultats de l'application numérique montrent que les forces nécessaires pour obtenir ces déplacements sont irréalistes dans le cas de la préhension d'un outil. Un point important à mentionner est la faible variation théorique des capacités sous l'effet d'une force tangentielle. En effet, une estimation de la variation donne 3% à pleine échelle. En considérant que la valeur nominale d'une capacité est $0,2 \text{ pF}$ cette variation revient à $0,36\text{fF}$. Si dans le cahier des charges la dynamique est fixée à 60 dB (1 à 1000) la résolution du dispositif de mesure doit être de $0,36\text{aF}$. Pour des forces courantes, ces variations apparaissent donc comme difficilement mesurables. De plus, les faibles valeurs des capacités et de leurs variations imposent un dispositif de mesure spécifique.

La sensibilité du capteur peut être améliorée en diminuant le module d'Young du diélectrique. L'application numérique a été faite pour un module d'Young de 2MPa .

Si nous faisons le même calcul pour un module d'Young de 20kPa :

$$F_{x \text{ condensateur}} = \frac{2 \cdot 10^4}{2(1 + 0,45)} \cdot \frac{0,325^3 \cdot 10^{-9}}{0,02 \cdot 10^{-3}} \cdot (0,03) = 0,42 \text{ mN}$$

$$F_{x \text{ cellule}} = F_y = F_{x \text{ max condensateur}} \times \frac{1 \text{ mm}^2}{(0,325)^2} = F_{x \text{ max condensateur}} \times 9,5 = 0,42 \times 10^{-3} \times 9,5 = 4,05 \text{ mN}$$

$$F_{x \text{ Matrice}} = F_{y \text{ Matrice}} = 100 \times F_{x \text{ cellule}} = 100 \times F_{y \text{ cellule}} = 405 \text{ mN}$$

$$F_z = \frac{2 \cdot 10^4}{1 + 0,45} \left(\frac{0,45}{(1 - 0,45 \cdot 2)} + 1 \right) \cdot 0,325^2 \cdot 10^{-6} \cdot (1) = 8,01 \text{ mN}$$

$$F_{z \text{ cellule}} = F_{z \text{ max condensateur}} \times \frac{1 \text{ mm}^2}{(0,325)^2} = F_{z \text{ max condensateur}} \times 9,5 = 8,01 \times 10^{-3} \times 9,5 = 76,1 \text{ mN}$$

$$F_{z \text{ Matrice}} = F_{z \text{ Matrice}} = 100 \times F_{z \text{ cellule}} = 100 \times F_{z \text{ cellule}} = 7,61 \text{ N}$$

D'après les résultats, les forces mises en jeu paraissent plus proches de ce que peut réaliser l'être humain. Nous pouvons donc conclure que le module d'Young du diélectrique devrait être idéalement de l'ordre de 20 kPa.

Les variations des capacités étant directement liées au module d'Young du diélectrique, le choix d'un diélectrique à faible module d'Young s'impose. Le PDMS (poly-diméthylsiloxane) est le diélectrique le plus utilisé dans les applications nécessitant un matériau pouvant subir de grandes déformations. Ce matériau appartient à la famille des élastomères de silicone (étirement élastique >100%, coefficient de Poisson proche de 0,5). Une présentation plus détaillée du PDMS sera faite dans le chapitre suivant.

Enfin, l'architecture 1, simple en termes de conception et d'interprétation des résultats pêche par une trop faible sensibilité aux forces de cisaillement. Deux autres architectures ont été conçues pour remédier à cet inconvénient.

Architecture 2

La Figure II-6 présente à l'échelle 1 (donc pour une cellule élémentaire de 1,44 mm²) une structure modifiée que nous appellerons "méandre". Les électrodes ont un recouvrement partiel de 20 μm et une longueur de 375 μm. La largeur d'un bras est de 30 μm et la distance

entre deux bras est de $20\ \mu\text{m}$. Dans l'hypothèse où l'épaisseur de diélectrique est toujours de $20\ \mu\text{m}$, la capacité d'un bras au repos est $C_{\text{bras-repos}} = 10\ \text{fF}$. Une électrode comporte 15 bras. La capacité totale des bras au repos est $C_{\text{méandre-repos}} = 0,15\ \text{pF}$. La capacité pour un recouvrement total de $30\ \mu\text{m}$ pour un bras est $C_{\text{bras-recouvrement100\%}} = 15\ \text{fF}$ et pour un condensateur complet comprend la somme des capacités des bras plus la capacité des segments de raccords : $C_{\text{méandre-recouvrement100\%}} = 0,225\ \text{pF} + C_{\text{segments}} = 0,033\ \text{pF}$, $C_{\text{condensateur-méandre}} = 0,258\ \text{pF}$.

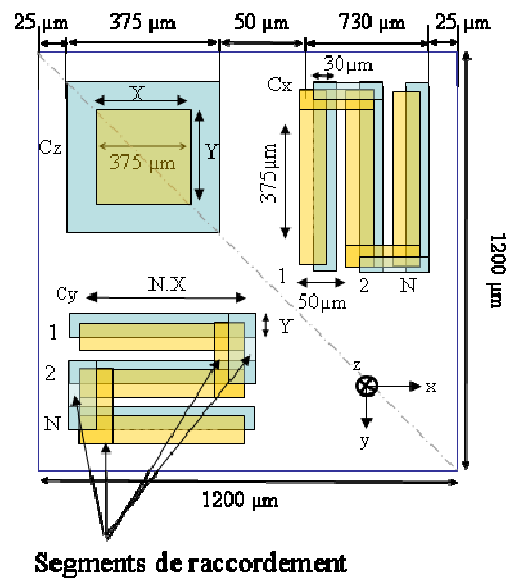


Figure II-6 : Schéma d'une cellule élémentaire de l'architecture 2, avec électrodes en méandres.

Si la variation attendue est 100% la valeur de la capacité est doublée donc si nous voulons une dynamique de 1 à 1000 le circuit électronique doit être capable de mesurer une variation de $0,22\ \text{fF}$, valeur plus accessible que dans le cas de l'architecture 1. Les estimations faites concernent l'échelle 1. Pour l'échelle 2 les dimensions sont multipliées par 2. En effet le recouvrement en surface au repos est de $40\ \mu\text{m}$, la largeur d'un bras étant $60\ \mu\text{m}$ le recouvrement total est également de $60\ \mu\text{m}$. La distance entre deux bras est $40\ \mu\text{m}$. La valeur des capacités au repos est $0,45\ \text{pF}$ et pour un recouvrement total la capacité est de $0,88\ \text{pF}$.

Architecture 3

Le fonctionnement des cellules avec des électrodes interdigitées est identique aux cellules avec des électrodes en méandres.

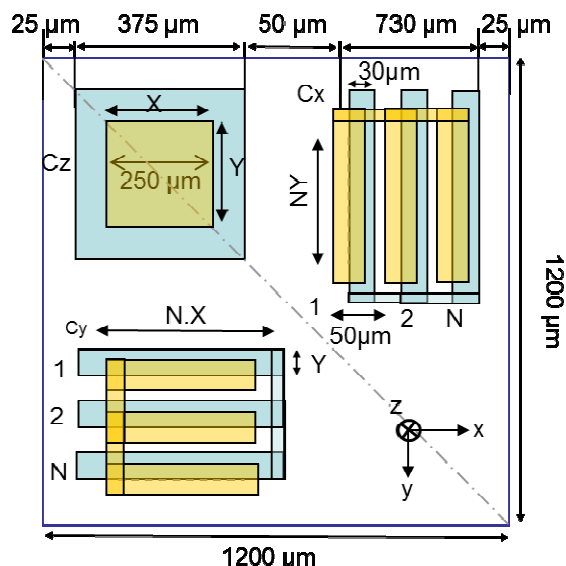


Figure II-7 : Schéma de l'architecture 3, avec électrodes interdigitées.

Les mêmes conclusions peuvent être faites pour le circuit électronique, si nous voulons une dynamique de 60 dB la résolution ultime du circuit doit être de $0,22\ \text{fF}$. A l'échelle 2 de cette architecture 3, les dimensions sont identiques à celles de l'architecture 2.

Résumé des caractéristiques de toutes les structures

Les caractéristiques et les dimensions détaillées dans ce paragraphe sont résumées dans le Tableau II-1.

Architecture	Type d'électrodes	Surface de recouvrement au repos (largeur des bras 30µm, espacement 20 µm et recouvrement 20µm, Echelle 1 – Echelle 2	Capacité au repos Echelle 1 – Echelle 2	Longueur x, Largeur des électrodes pour un recouvrement total Echelle 1 – Echelle 2 (Cx et Cy)	Capacité pour un recouvrement total
1	Rectangle	325x325µm ² – 650x650µm ²	0,15pF – 0,45pF	375x375µm ² – 750x750µm ²	0,19pF – 0,8pF
2	Méandre	15x20x375µm ² – 15x40x750	0,15pF – 0,45pF	15x30x375µm ² – 15x60x750	0,22pF – 0,88pF
3	EID	15x20x375µm ² – 15x40x750	0,15pF – 0,45pF	15x30x375µm ² – 15x60x750	0,22pF – 0,88pF

Tableau II-1 : Tableau récapitulatif des différentes architectures ainsi que des formes des électrodes, dimensions et valeurs de capacités théoriques.

II.3. Aspects électriques

II.3.1. Electronique de mesure

Les prédéterminations effectuées jusqu'ici indiquent que les capteurs, une fois fabriqués à l'échelle désirée, auront des capacités très faibles, inférieures au pF. Une électronique de mesure dédiée, déportée doit être conçue pour effectuer une mesure des capacités. Comme cela a été abordé au chapitre I, de nombreuses techniques, notamment disponibles commercialement, permettent d'effectuer des mesures de capacité jusqu'à de très faibles valeurs, soit en utilisant un oscillateur (quasi-sinus ou astable), soit par d'autres techniques. Nous avons choisi ici de développer une électronique de mesure dédiée utilisant un pont capacitif. Cette méthode est similaire à celle utilisée dans certains dispositifs commerciaux (mTouch® de MicroChip, ou encore dans les capacimètres HP4280 ou HP4092) mais en la réalisant par nos propres moyens, les problèmes liés à l'intégrabilité du système de mesure pourront être identifiés et la conception du capteur en sera optimisée. Le circuit nécessitera néanmoins, un étalonnage pour déterminer la capacité minimale mesurable.

La technique choisie pour mesurer des capacités consiste à réaliser un pont diviseur capacitif. Un premier jeu de mesures effectuées à l'aide de sondes d'oscilloscope a montré la

nécessité de recourir à un étage adaptateur d'impédance à l'aide d'un dispositif à impédance d'entrée élevée. Nous avons donc choisi de réaliser un circuit comparateur de capacités à amplificateur JFET (Figure II-8) sur plaque époxy-verre (FR4, épaisseur 1,6mm, double face, épaisseur de cuivre 35 μ m).

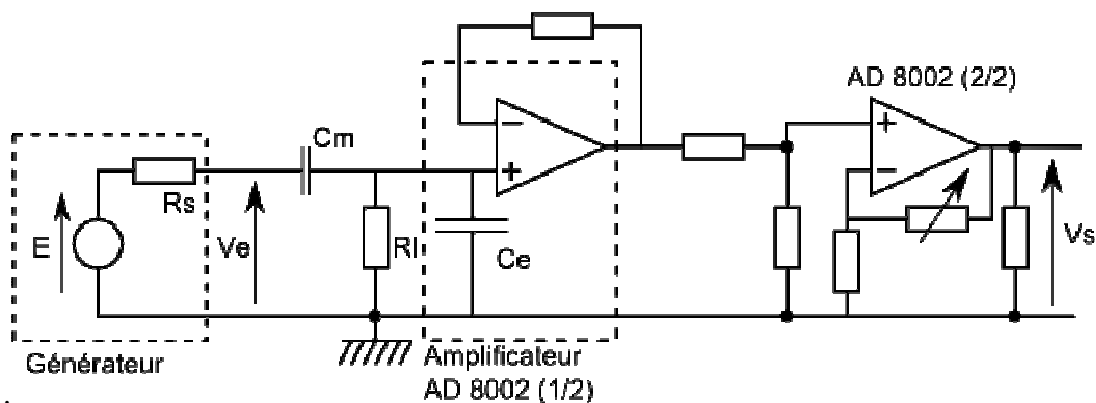


Figure II-8 : Schéma électrique du circuit de mesure.

Avec :

R_s : Résistance interne du générateur (50 Ω)

E : Force électromotrice du générateur

C_m : Capacités de la cellule

C_e : Capacité d'entrée de l'amplificateur

R_l : Résistance de charge

V_e : Tension de sortie du générateur

V_s : Tension de sortie du montage

Le premier amplificateur est utilisé pour réaliser le pont diviseur capacitif. Il est suivi d'une charge résistive ainsi que d'un amplificateur à gain variable. Le gain global de cette charge résistive et du deuxième étage d'amplification est fixé à 1. Dans ces conditions, le schéma de l'entrée du montage peut être simplifié :

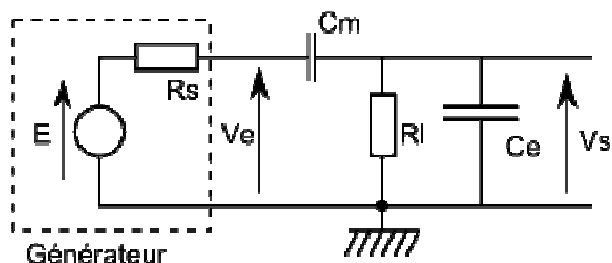


Figure II-9 : Schéma du montage électronique simplifié

L'amplificateur utilisé pour la fabrication du circuit électronique est un AD8002 à entrées JFET. Il possède une bande passante élevée (600MHz). D'après les données constructeur, la capacité d'entrée typique est de l'ordre de 1,5 pF. Cette valeur devra être vérifiée.

La fonction de transfert du montage s'écrit :

$$\left| \frac{V_s}{V_e} \right| = \frac{2\pi f R_l C_m}{\sqrt{1 + (2\pi f R_l)^2 (C_m + C_e)^2}} \quad (15)$$

f est la fréquence de travail, fixée à 10 MHz

Si : $(2\pi f R_l)^2 (C_m + C_e)^2 \gg 1$, on obtient :

$$\frac{V_s}{V_e} = \frac{C_m}{C_m + C_e} \quad (16)$$

Si l'on considère que $C_e \gg C_m$, nous pouvons simplifier la fonction de transfert :

$$\frac{V_s}{V_e} = \frac{C_m}{C_e} \quad (17)$$

Le circuit imprimé a été conçu sur le logiciel de CAO Eagle, puis fabriqué sur circuit imprimé (PCB).

II.3.2. Réponse en fréquence

L'objectif est de mesurer la bande passante de l'amplificateur afin de déterminer une fréquence de travail suffisamment élevée pour limiter l'épaisseur de blindage électromagnétique nécessaire à la mesure des faibles valeurs des capacités à mesurer. En tenant compte des couplages parasites, le condensateur C_e atteint une capacité de 4,7 pF et la tension d'excitation délivrée par le générateur est fixée à 1V crête à crête. Sur la Figure II-10, est représenté le module de la fonction de transfert du circuit en fonction de la fréquence.

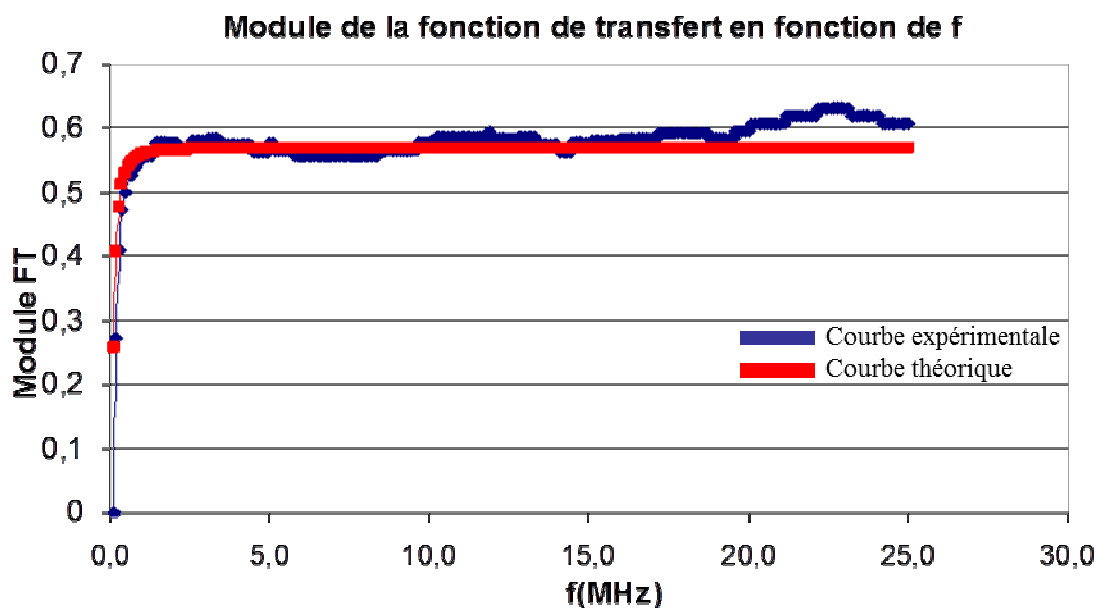


Figure II-10: Module de la fonction de transfert du circuit (en rouge la courbe théorique et en bleu la courbe expérimentale) en fonction de la fréquence.

La fonction de transfert est celle d'un filtre passe haut. On observe une bonne correspondance entre la courbe théorique et expérimentale, aux erreurs de mesure près dans une gamme de fréquence allant de 2 à 20 MHz. Le choix de la fréquence de travail est limité, aux fréquences élevées, par le produit gain-bande des amplificateurs opérationnels. Dans la mesure où des gains conséquents pourront être appliqués au signal pour réaliser une mesure d'amplitude, nous choisissons une fréquence de travail autour de 10 MHz.

II.3.3. Détermination de la capacité de référence des circuits

Une valeur expérimentale de la capacité de référence (C_e) est obtenue à la fréquence de travail de 10 MHz. Des capacités de mesure de valeurs connues sont choisies entre 20 fF et 15 pF. Le module de la fonction de transfert est tracé à la Figure II-11 en fonction de la capacité de mesure.

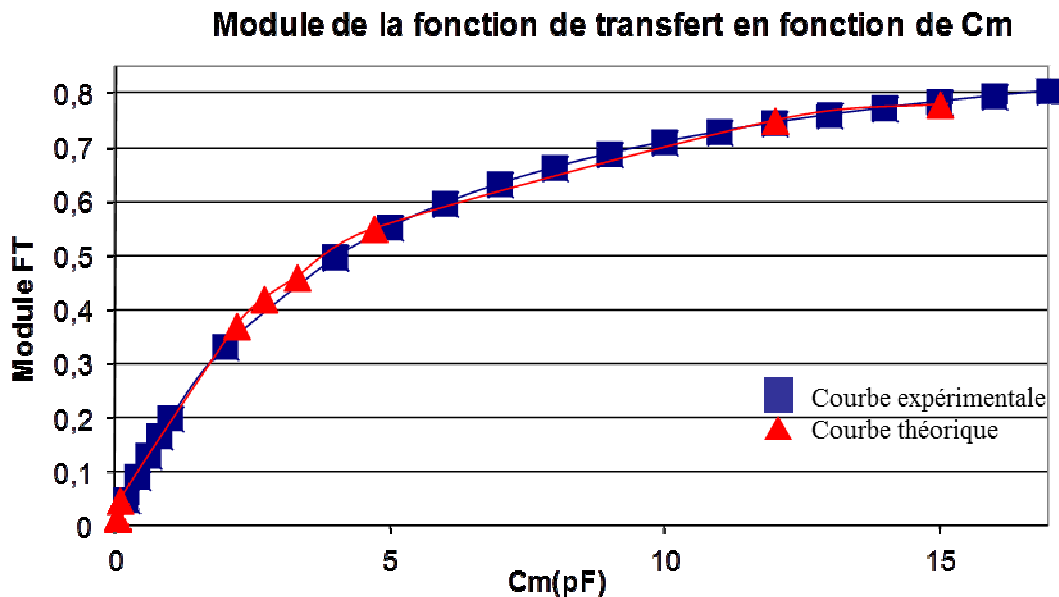


Figure II-11: Module de la fonction de transfert en fonction de la capacité de mesure. Triangles rouges : courbe expérimentale ; carrés bleus : courbe théorique.

Pour les faibles valeurs de capacités nous avons une zone de variation linéaire où la fonction de transfert simplifiée de l'équation 17 est valable. Pour les capacités de valeur plus élevée (supérieure à 1 pF) la fonction de transfert (16) est utilisée. Connaissant V_e , V_s et C_m , nous pouvons déterminer C_e . Nous obtenons après calcul $C_e = 4$ pF. La valeur est plus élevée que celle donnée dans les spécifications du composant. Cela s'explique par les pistes de cuivre connectées à la masse au voisinage des entrées JFET de l'amplificateur opérationnel, venant augmenter la capacité d'entrée de l'entrée non inverseuse.

II.3.4. Mesure de faibles capacités

Des condensateurs de tests ont été fabriqués de manière à obtenir des capacités de l'ordre de la dizaine de femto Farad en vue de la mesure de faibles capacités. Ces expériences ont pour but de qualifier le montage de mesure et de déterminer la capacité minimale mesurable pour les capteurs à fabriquer. Nous avons fabriqué deux types de condensateurs plans :

- 1) En collant deux plaques de cuivre sur des morceaux de plexiglas
- 2) Et en usinant deux plaques FR4 (simple face) pour obtenir des pistes de différentes longueurs et en les plaçant en regard séparées par une couche de silicone.

Cellule	Capacité théorique	Capacité mesurée
Deux plaques de cuivres (1cmx1cm) séparées par un bloc de 3.5 cm de plexiglas	75fF	80fF
Deux plaques de cuivres (0.5cmx1cm) séparées par un bloc de 5.6 cm de plexiglas	25fF	32fF
Deux pistes de cuivre (400 μ m x 1mm) sur plaque époxy-verre (FR4) séparées par 1mm de silicone	10fF	17fF
Quatre pistes de cuivre (400 μ m x 1mm; 500 μ m x 1mm; 600 μ m x 1mm; 700 μ m x 1mm) séparées par 1mm de silicone	10fF; 12fF; 15fF; 18fF	17fF; 18fF; 22fF; 26fF

Tableau II.1 : résultats des expériences avec des capacités de faibles valeurs pour l'étalonnage du circuit de mesure

La sensibilité du circuit de mesure a été calculée en mesurant la tension du circuit à vide (tension de bruit) qui est de 640 μ V et en prenant une capacité de référence C_e de 10 pF, on obtient une capacité minimale mesurable de 0,4fF.

Ce résultat acquis, nous avons fait des tests en utilisant une cellule 3D à l'échelle 30 pour constater les variations de capacités et les couplages inter éléments sur l'architecture de capteur de type 1.

II.4. Etude d'une macro cellule élémentaire 3D

II.4.1. Réalisation d'une cellule élémentaire

Les cellules 3D (pour une détection en x, y et z) sont réalisées sur plaque verre-époxy FR4 double face d'épaisseur 1,6mm avec blindage de 35 μ m sur la face externe. Une des faces est usinée selon les motifs de la figure II-5. La seconde face est utilisée comme plan de masse. Les dessins de masques pour l'usinage des cellules se fait sur le logiciel de CAO Eagle. Ce dernier sert également à programmer la graveuse utilisée pour graver les motifs par détournage.

La cellule élémentaire a pour dimensions globales 30,5mm x 28,5mm, soit à l'échelle 26 environ.

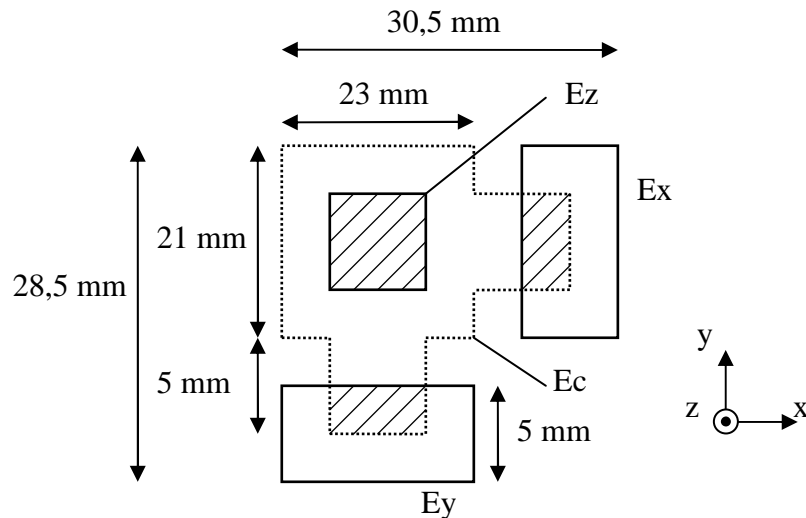


Figure II-12: Dessin de masque d'une cellule élémentaire 3D. L'électrode commune Ec est en pointillés et les électrodes Ex, Ey et Ez sont en trait plein.

L'électrode supérieure (en pointillés) de la Figure II-12 est appelée Electrode commune (Ec) et porte le signal d'excitation à 10 MHz. Les électrodes inférieures (en trait plein) sont appelées Ex pour l'électrode formant C_x , Ey pour l'électrode formant C_y et Ez pour l'électrode formant C_z .

L'électrode (Ez) de la capacité C_z mesure 5x5mm. L'électrode (Ex) de C_x mesure 10x5mm. L'électrode (Ey) de C_y mesure 5x10mm. Le recouvrement entre les électrodes Ez et Ec est 5x5mm. Pour Ex et Ec et Ey et Ec, le recouvrement est de 2,5x5mm. Compte tenu des surfaces en regard, la tension V_{sz} doit être deux fois plus grande que V_{sx} et V_{sy} . Les plaques sont collées sur des supports puis vissées sur des platines à déplacement micrométrique. Les électrodes sont placées face à face pour former les capacités. Le diélectrique utilisé est l'air.

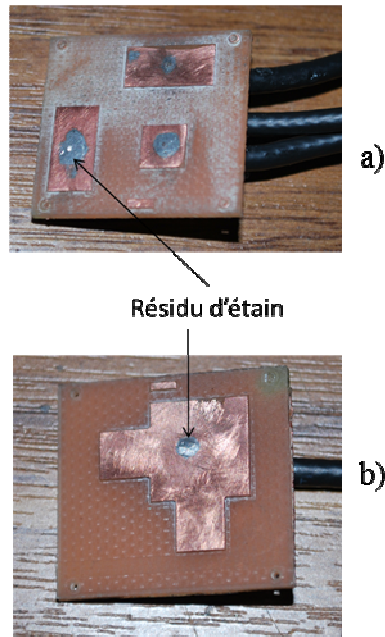


Figure II-13: Photographie des électrodes connectées par câbles coaxiaux RG174, a) Electrodes E_x , E_y et E_z ; b) Electrode commune.

L'électrode de mesure est connectée par la face arrière à l'âme d'un câble coaxial RG174 50Ω (de capacité 100 pF/m). Le résidu d'étain dû à la soudure est aplani par polissage (voir Figure II-12). Les longueurs de câbles en sortie sont limitées de façon à réduire la capacité de câble venant se rajouter sur la capacité de référence. Les câbles sont reliés aux amplificateurs JFET par connecteurs SMB.

II.4.2. Lecture 3 axes

3 circuits élémentaires à amplificateurs tel que celui qui a été décrit précédemment sont utilisés pour une mesure 3 axes.

Les capacités de référence valent 11 pF pour les circuits 1 et 3 et 10 pF pour le circuit 2.

Une des plaques (appelée plaque 1) portant l'électrode commune est fixée (vissée via des supports) sur une platine à déplacement micrométrique, l'autre (plaque 2) est fixée sur une équerre. Les trois électrodes de sortie sont branchées à leur amplificateur respectif.

Les platines 3 axes, de résolution 10 μm , permettent de déplacer la plaque 1 par rapport à la plaque 2 dans les directions x, y et z. Les tensions de sortie V_{sx} (de la capacité C_x), V_{sy} (de la capacité C_y) et V_{sz} (de la capacité C_z) sont relevées sur une plage de déplacement de 2500 μm (Figure II-15). La première expérimentation a été faite pour la direction z.

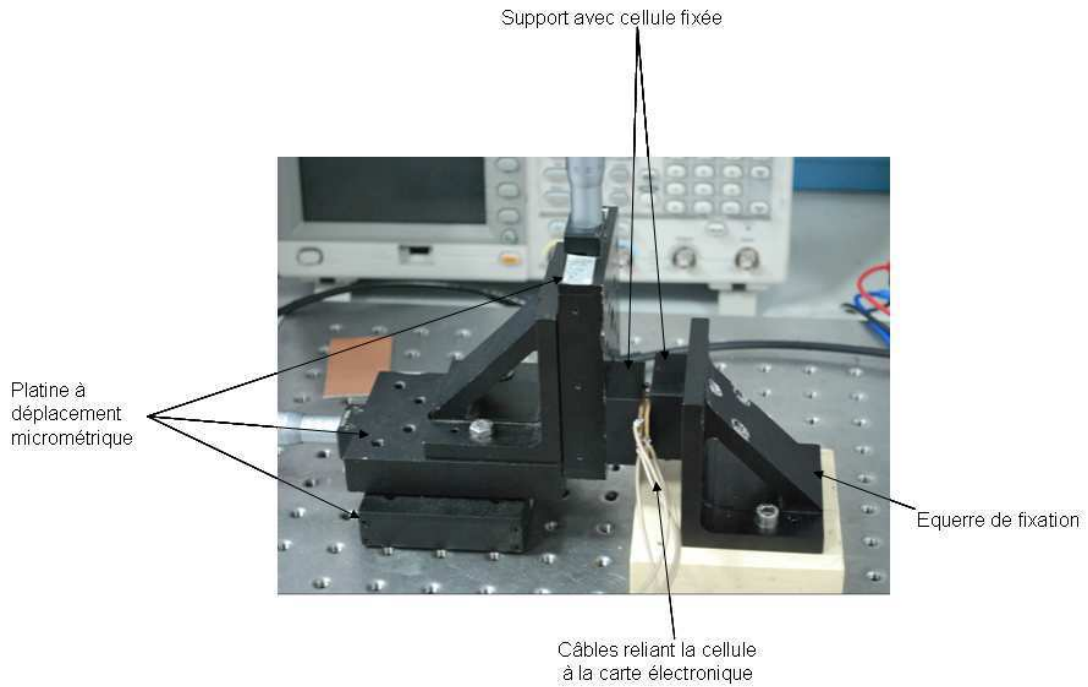


Figure II-14: Cellule 3D sur platine à déplacement micrométrique

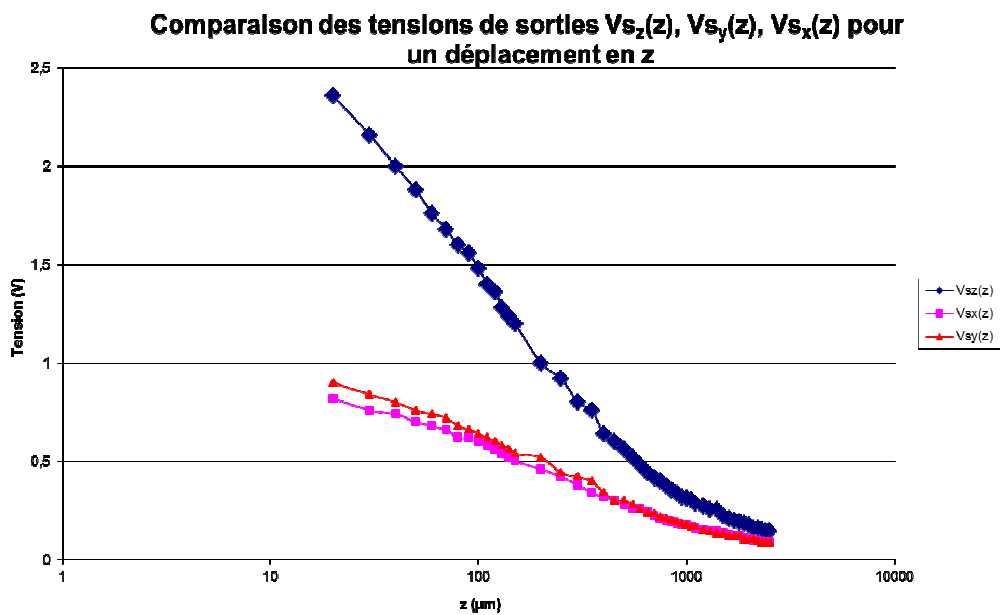


Figure II-15: Variation des tensions de sortie V_{sx} , V_{sy} et V_{sz} en fonction de z.

La position initiale correspond à la mise en contact des plaques. Aux faibles épaisseurs, ($z < 100 \mu\text{m}$) les capacités ne sont pas négligeables devant les capacités de références et le pont diviseur tend vers 1 conformément à l'équation (16). Puis, avec l'augmentation de l'épaisseur en z ($z > 100 \mu\text{m}$), la dépendance en $1/z$ apparaît pour les faibles valeurs de capacité, pour des valeurs supérieures une saturation apparaît.

Le graphe permet de connaître les valeurs ainsi que les variations des capacités de la cellule lors de déplacement en z . Les valeurs de capacité vont de 2pF (pour des distances entre les plaques d'approximativement $50\mu\text{m}$) à 94fF (pour une distance d'approximativement $2500\mu\text{m}$). L'écart entre les valeurs expérimentales et théoriques est inférieur à 20% pour des distances supérieures à $300\mu\text{m}$ entre les plaques. Pour des distances plus faibles l'angle entre les plaques ne permet pas de conclure sur les valeurs expérimentales.

En ce qui concerne la mesure en cisaillement. On observe à la Figure II-16 que la tension V_{sy} augmente linéairement avec le déplacement en y .

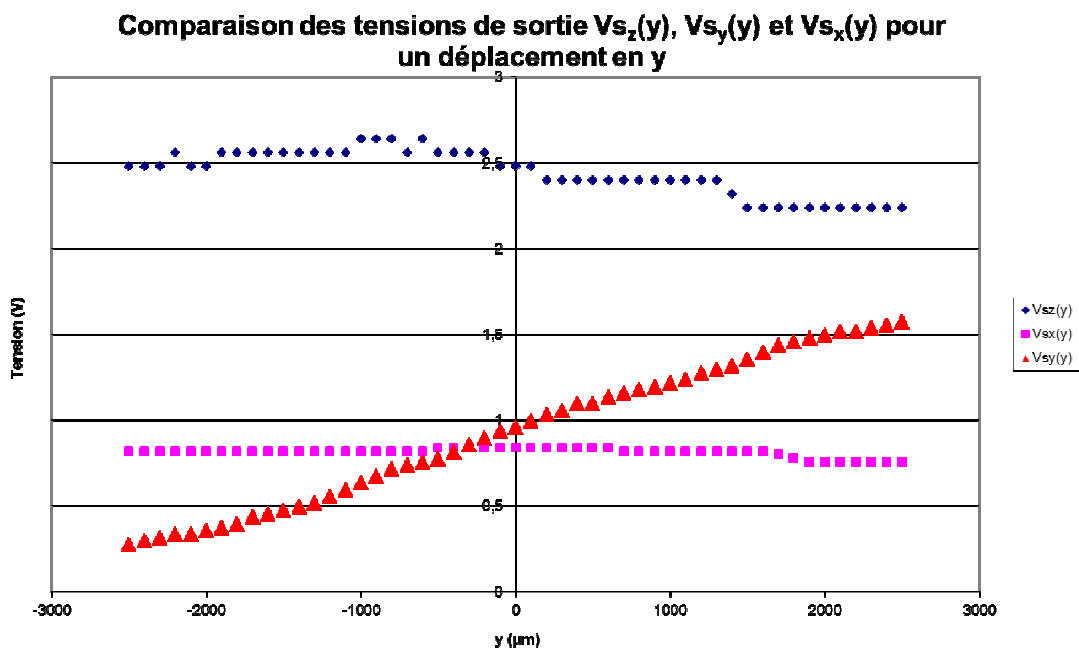


Figure II-16: Variation des tensions V_{sx} , V_{sy} et V_{sz} en fonction de y sur toute la plage de mesure ($5000\mu\text{m}$). $Z = 200 \mu\text{m}$.

La position initiale en z est fixée à $200\mu\text{m}$ pour éviter tout contact entre les électrodes. La variation de $V_{sz}(y)$ sur toute la longueur est de 9% et de 7% pour V_{sx} . Néanmoins il existe des zones où la variation de V_{sz} et V_{sx} est nulle. Par exemple sur les intervalles $y \in [-1900\mu\text{m}; -$

1300 μm], $y \in [-1200 \mu\text{m} ; -800 \mu\text{m}]$. Pour l'intervalle où $y \in [200 \mu\text{m}; 1300 \mu\text{m}]$ la variation de V_{sz} est nulle mais la variation de V_{sx} est de 2,4%.

Les valeurs des capacités expérimentales vont de 1,12 pF (pour un recouvrement total entre les plaques) à 65 fF (pour un recouvrement quasi-nul entre les plaques). Ces valeurs sont à moins de 20% d'écart avec les valeurs théoriques. Pour les variations en y , il semble que l'angle entre les plaques ne joue pas un rôle significatif au vu des faibles écarts entre les valeurs théoriques et expérimentales. Ajoutons à ce fait que le point de départ des mesures se situe à 200 μm du contact entre les plaques, il est donc possible que l'influence de l'angle soit devenue négligeable à cette distance.

La même expérience est réalisée pour la direction x . On obtient la figure II-17.

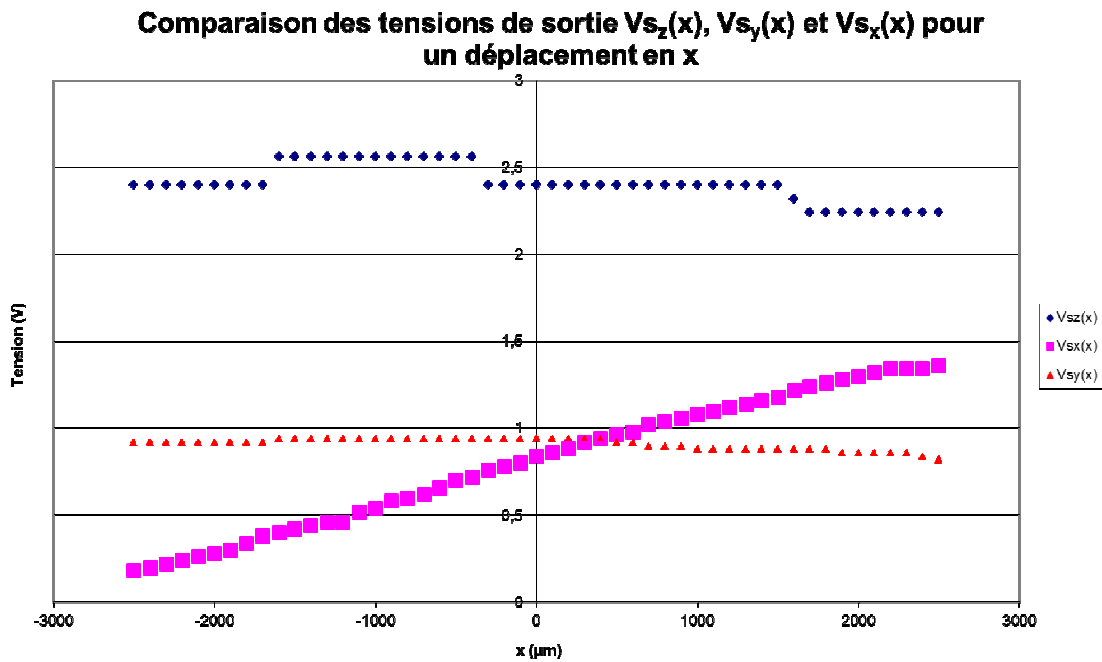


Figure II-17: Variation des tensions V_{sx} , V_{sy} et V_{sz} en fonction de x sur toute la plage de mesure (5000 μm). $Z = 200 \mu\text{m}$.

La variation de $V_{sz}(y)$ sur toute la longueur est de 7% et 10% pour V_{sx} . La variation est linéaire en fonction de x .

Les valeurs des capacités expérimentales vont de 1,11 pF (pour un recouvrement total entre les plaques) à 57 fF (pour un recouvrement quasi-nul). L'écart entre les valeurs théoriques et expérimentales est inférieur à 15%.

II.5. Interprétation des résultats

D'après le dessin de la cellule élémentaire, au repos, les capacités C_x et C_y devraient avoir la même valeur. Par conséquent, les tensions V_{sx} et V_{sy} devraient être égales. Cependant les courbes relevées montrent que ce n'est pas le cas.

II.5.1. Influence d'un défaut de parallélisme

Quand les plaques se trouvent au voisinage du contact les tensions de sorties V_{sx} , V_{sy} , sont de l'ordre de 1V et V_{sz} est de l'ordre de 2V. Cependant, un écart entre les valeurs de V_{sx} et V_{sy} apparaît.

Les mesures effectuées pour caractériser les défauts de parallélisme permettent d'expliquer de manière satisfaisante les écarts observés entre les tensions relevées pour V_{sx} et V_{sy} . Nous pouvons donc de ce point de vue confirmer la validité du circuit électronique pour effectuer une mesure de très faibles capacités.

II.5.2. Influence d'un défaut de planéité

Sur les Figure II-16 et Figure II-17 on observe une légère variation des capacités, en principe invariantes, lors de déplacements latéraux.

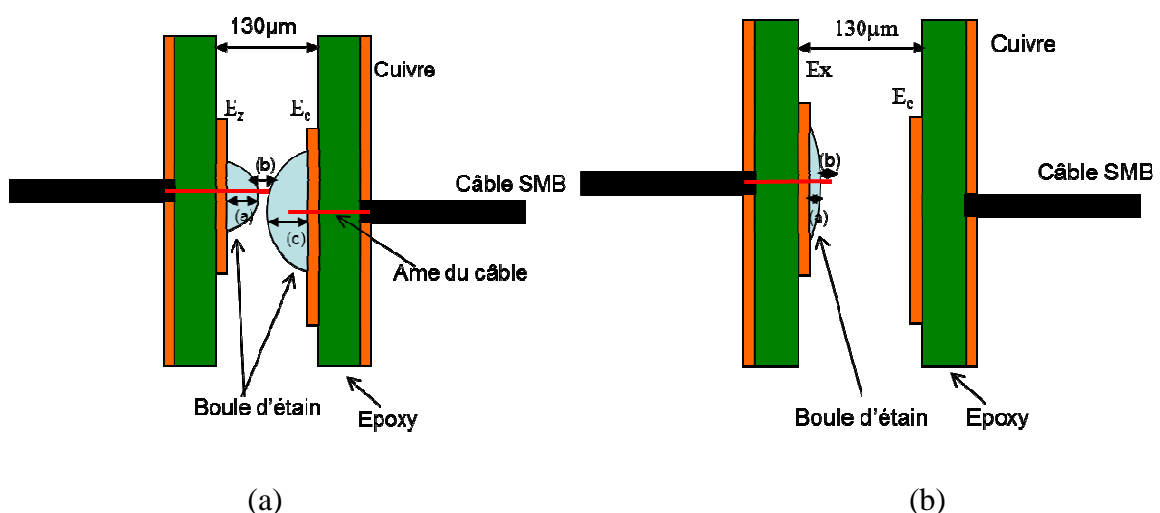


Figure II-18: Schéma d'une coupe des électrodes E_z et E_c et entre les électrodes E_x et E_c ,
a) écart entre E_z et E_c , écart entre E_x et E_c .

Ces variations proviennent des défauts de planités aux points de raccordement avec les câbles coaxiaux. Ces défauts peuvent aisément atteindre +/- 50 μm . Les effets sont importants lorsque l'épaisseur z est faible.

Par ailleurs, les soudures des électrodes E_c et E_z sont en regard. Les électrodes E et E_z entrent en contact lorsque la distance entre les plaques est de 130 μm . L'ellipsoïde formée par la partie étamée de E_y n'est pas totalement en regard avec l'électrode E_c .

II.5.3. Conclusion sur la macro-cellule

On comprend aisément les écarts entre les tensions de sorties observées et l'allure des courbes attendues. Le parallélisme des plaques et la planéité des soudures de connexion sont critiques.

Néanmoins, ces mesures expérimentales montrent donc qu'il est possible de réaliser une décomposition vectorielle de la force appliquée dès lors que celle-ci est uniforme, à partir des déplacements mesurés, et d'obtenir une loi de variation linéaire des capacités de mesure des forces de cisaillement.

Les techniques de microfabrication permettant de s'affranchir des défauts de parallélisme et planéité, nous pouvons conclure que la cellule capacitive est viable comme capteur de force 3 axes. L'usage d'un étage adaptateur d'impédance à impédance d'entrée élevée permet en outre d'accéder simplement à la mesure d'une faible capacité.

II.6. Matrice de macro-cellules

II.6.1. Modifications de la macro-cellule

Pour réaliser une matrice de cellules 3D, toujours à une échelle plus grande, l'électrode commune est éclatée en 3 électrodes d'entrées distinctes. (Voir Figure II-19). On applique ensuite un adressage ligne - colonne pour lire une capacité particulière.

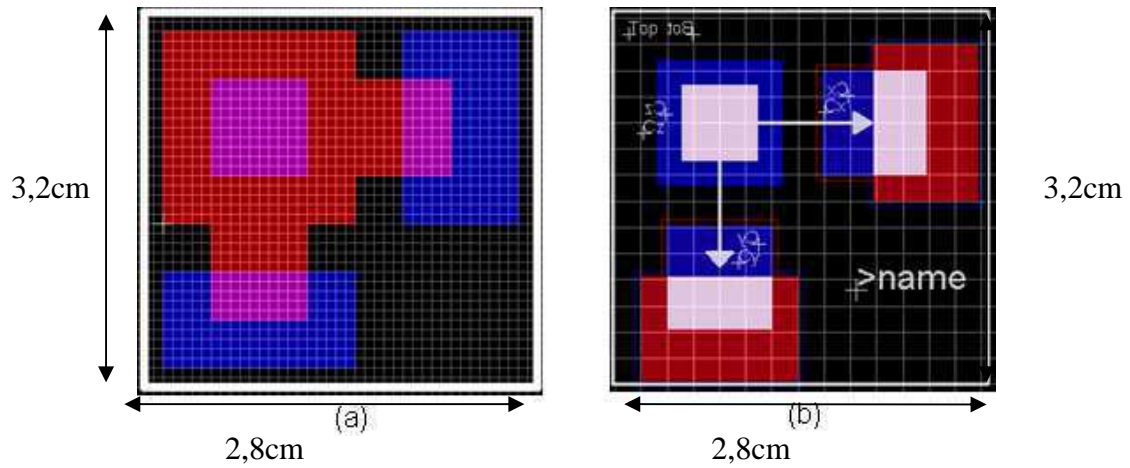


Figure II-19: Schéma de l'ancienne architecture (a) et de la nouvelle architecture (b), les parties blanches représentent le recouvrement.

Toutes les surfaces en regard des électrodes sont ramenées à la même valeur, de manière à obtenir la même valeur de capacité pour C_x , C_y et C_z au repos. Aucune autre modification n'est apportée. Une matrice de 4x4 cellules macroscopiques a été réalisée en CAO (voir Figure II-20).

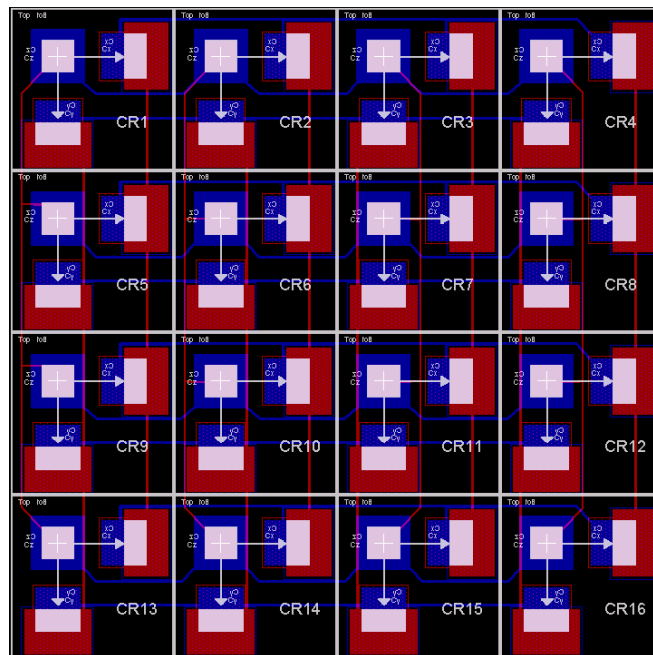


Figure II-20: Matrice 4x4 de cellules élémentaires.

Les cellules sont excitées de la manière suivante : les tensions V_{ex} , V_{ey} et V_{ez} sont appliquées aux électrodes E_{xb} , E_{yb} et E_{zb} (en bleu). Ces dernières sont interconnectées

suivant chaque ligne de la matrice. Les signaux V_{sx} , V_{sy} et V_{sz} sont reçus par les électrodes Exr , Eyr et Ezr (en rouge) suivant les colonnes de la matrice.

Nous voyons sur les figures précédentes que toutes les pistes d'interconnexions des cellules se croisent ou se superposent aux électrodes. Ces croisements constituent une source de capacités parasites non constante.

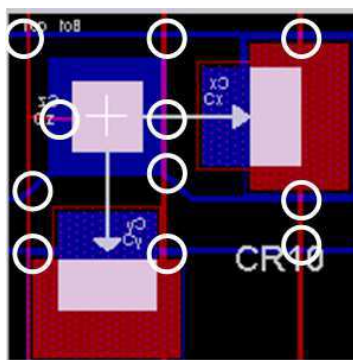


Figure II-21: Schéma d'une cellule faisant apparaître les zones formant les capacités parasites.

Les capacités parasites se superposent aux capacités des cellules. Il en résulte une capacité totale plus importante dont la loi de variation peut s'écarter de la loi de variation attendue d'une cellule sélectionnée. Les capacités parasites peuvent changer en fonction de la force appliquée et de la cellule sélectionnée. Elle doit donc être petite devant la capacité d'une cellule de mesure. Une image capacitive d'un réseau de condensateurs, même à vide, n'est donc pas uniforme. A chaque cellule correspond un signal à vide qui peut fluctuer d'une cellule à l'autre.

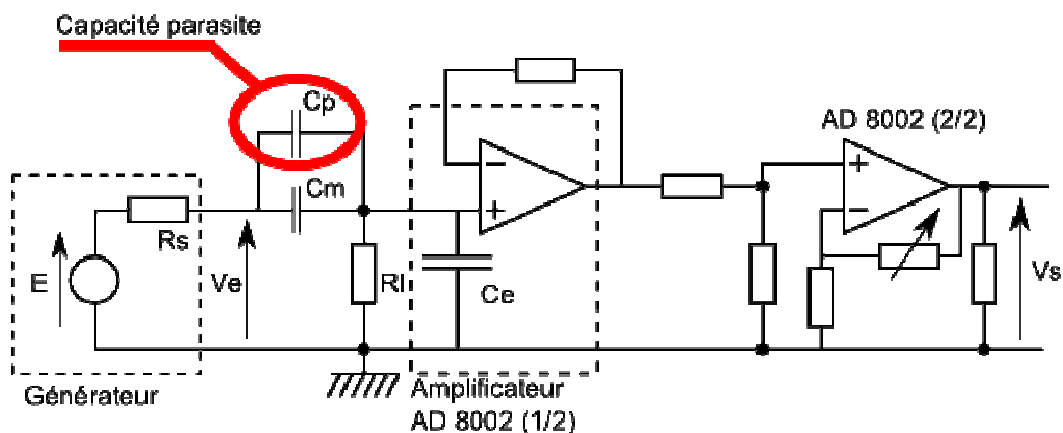


Figure II-22: Schéma électrique du dispositif. C_p étant la capacité parasite globale

Par ailleurs, les forces qui s'exercent sur une matrice de condensateurs modifient les valeurs des capacités parasites, de sorte qu'il existe nécessairement un couplage inter élément induit par les pistes de raccordement entre les cellules. A ce stade, et pour limiter cet inconvénient, on peut uniquement fixer une règle générale de taille de pistes que l'on choisira beaucoup plus petite que la taille des électrodes.

II.6.2. Electronique de lecture multiplexée

II.6.2.1. Schéma général de la lecture multiplexée

Une électronique d'acquisition et de multiplexage doit permettre de lire toutes les cellules d'une matrice à une cadence typique de 15 Hz à 50 Hz, c'est-à-dire avec une dynamique supérieure ou égale à des cellules de Merkel. Cette électronique doit comprendre en entrée un démultiplexeur de lignes pour adresser le signal d'entrée sur la ligne comprenant la cellule à lire et en sortie un multiplexeur pour sélectionner la colonne comprenant la cellule d'intérêt. Compte tenu de l'effet des capacités parasites, le signal d'excitation peut voir une impédance de charge variable, de sorte qu'il peut lui-même faire l'objet d'un contrôle de son amplitude en même temps que la cellule d'intérêt. Néanmoins, dans une version simplifiée, le contrôle de l'amplitude du signal d'excitation n'est pas nécessaire puisque l'on peut cartographier régulièrement le signal de mesure à vide, c'est en dire en l'absence de forces appliquées, de façon à définir un signal de référence flottant pouvant fluctuer légèrement avec les dérives en température, pression atmosphérique, humidité du signal de mesure. Les mesures de forces sont alors effectuées relativement à ce signal de référence à vide.

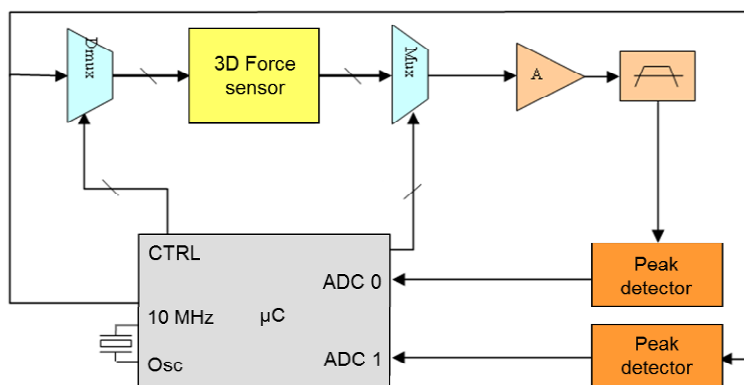


Figure II-23: Schéma électronique de la carte de traitement prévue.

L'opération de lecture par multiplexage suppose que les lignes et les colonnes non utilisées soient mises à la masse. Après adaptation d'impédance à l'aide d'un amplificateur à JFET de gain A et filtrage passe bande à la fréquence de travail pour améliorer le rapport signal/bruit et donc la sensibilité, l'amplitude crête du signal de mesure est mesurée à l'aide d'un détecteur d'amplitude crête. La fréquence de travail est imposée directement par un port numérique d'un microcontrôleur faible consommation intégrant un convertisseur analogique numérique d'au moins 10 bits, avec un temps de conversion assez rapide, typiquement inférieur à 10 μ s. Le contrôle du multiplexage est réalisé par des ports d'entrées/sorties numériques du microcontrôleur.

Des multiplexeurs classiques à base de circuits intégrés ne sont pas adaptés à cette application car ils sont encombrants, augmentent les longueurs de pistes et la diaphonie et introduisent des capacités parasites importantes incompatibles avec la mesure de faibles capacités.

Dans un souci d'optimisation de la compacité, nous avons choisi d'étudier une solution de multiplexage à base de composants discrets.

II.6.2.2. Multiplexage à composants discrets

La carte électronique prévue comporte des interrupteurs analogiques de type MOS. L'inconvénient majeur de ces composants est leur capacité grille-source. En effet, par exemple pour le transistor 2N7002, les valeurs typiques sont pour $C_{gs}= 27,5\text{pF}$, $C_{gd}= 2,5\text{pF}$ $C_{ds}=3,5\text{pF}$. Ces valeurs sont obtenues grâce à la fiche technique du constructeur. La valeur nominale des capacités prévues pour le capteur de force est estimée à 0,2 pF, soit 10 fois plus faible que les capacités parasites des transistors. De manière générale, tout élément qui sera utilisé pour réaliser un multiplexage apportera une capacité parasite qui sera superposée à la capacité de référence et divisera d'autant le signal de mesure

Une solution peut être envisagée pour minimiser les capacités parasites introduites en utilisant, sur chaque colonne de la matrice de cellules, des suiveurs à drain commun avec un transistor JFET et deux résistances (voir Figure II-24), le but étant de traiter le signal avec un suiveur à très grande impédance d'entrée pour chaque colonne.

La Figure II-24 représente un schéma d'une matrice de cellules avec en entrée un signal d'excitation à 7MHz, et sur chaque ligne et en sortie de chaque colonne, un interrupteur de

type NMOS pour forcer les lignes et colonnes non actives à la masse. En sortie du montage un amplificateur opérationnel à impédance d'entrée élevée réalise l'amplification et la somme des signaux arrivant sur l'entrée INAOP.

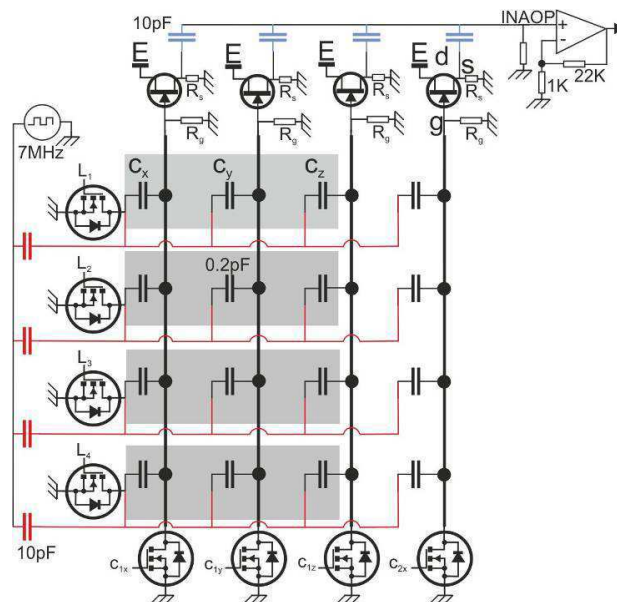


Figure II-24: Schéma de traitement électronique d'un réseau capacitif. Des suiveurs à transistor JFET sont introduits en sortie des colonnes

Dans le circuit précédent, les transistors JFET ont une grande impédance d'entrée et faible impédance de sortie. Ils sont branchés en tant que suiveurs. Ils sont tous alimentés par une tension positive continue E de 15V. La résistance de grille est généralement très élevée (de l'ordre de $10M\Omega$ donc il est possible de ne pas la considérer. La polarisation négative est faite automatiquement via le drain commun et une résistance R_s (environ $10k\Omega$). Les capacités de sortie de 10 pF (en bleu) servent à ce que le signal de mesure soit la somme des signaux de toutes les colonnes. Le schéma petits signaux pour la mesure d'une cellule dans un réseau capacitif est équivalent à la Figure II-25.

Les transistors placés en haut du circuit et en bas se comportent comme des interrupteurs fermés et forcent les lignes et colonnes non interrogées à la masse. Leurs capacités n'interviennent pas dans les calculs.

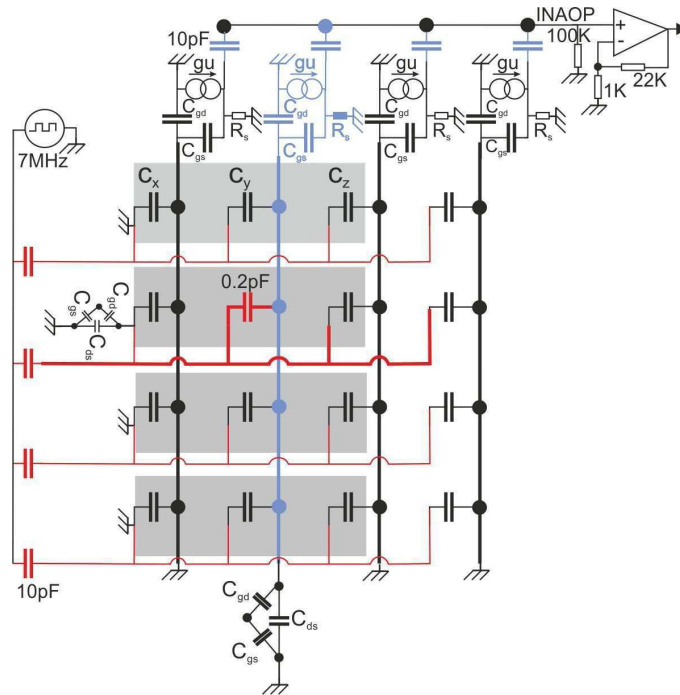


Figure II-25: Schéma équivalent pour le traitement d'une cellule dans un réseau capacitif.

Le modèle équivalent des JFET possède également des capacités parasites. En effet il existe des capacités entre chaque élément constituant les transistors : la capacité grille-source, la capacité grille-drain et la capacité drain-source. Les valeurs de ces capacités sont en général données par les fiches techniques des fabricants. Les transistors à entrée JFET sont utilisés comme suiveur (voir Figure II-25). Il est possible de se placer à un point de polarisation pour une seule cellule active et en réalisant une analyse petits signaux, un calcul peut être fait pour déterminer l'expression de l'impédance d'entrée Z_e et de sortie Z_s :

$$Z_e = \frac{j\omega(C_{gd} + C_{gs})}{1 + g.R_s} \quad (18)$$

avec g la transmittance (pour le JFET MMBF4416LT1 $g=5\text{mA/V}$, $C_{gs} = 3,2 \text{ pF}$, $C_{gd} = 0,8 \text{ pF}$ et $C_{ds}=1,2 \text{ pF}$).

$$Z_s = \frac{R_s}{1 + g.R_s} \quad (19)$$

L'impédance d'entrée est similaire à celle de l'OPA357 ($Z_e < 2 \text{ pF}$). Z_s est approximativement de 200Ω .

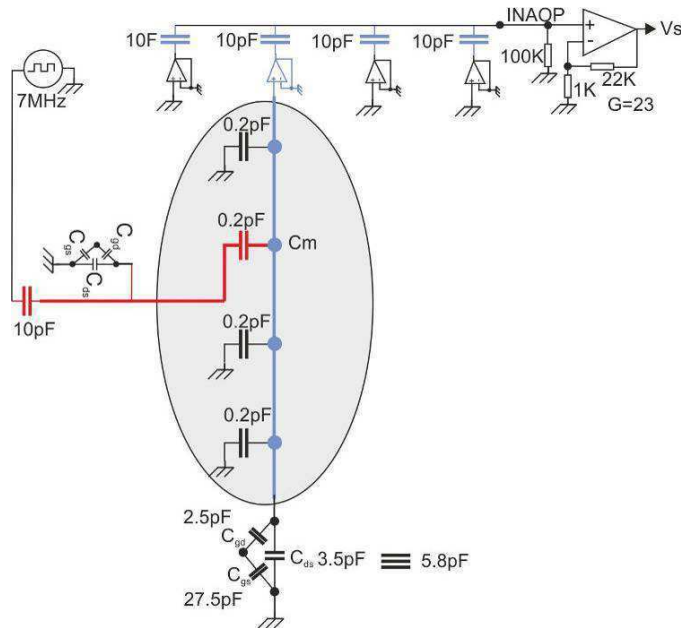


Figure II-26 : Schéma équivalent de la zone active quand une seule cellule est interrogée.

La capacité C_m en rouge est chargée par le transistor MOS fermé du bas dont la capacité parasite est 5,8 pF. La capacité d'entrée de l'électronique d'amplification est celle des suiveurs JFET à drain commun (2 pF) ajoutée à celle des cellules de la colonne ($7 \times 0,2$ pF) ce qui donne un total de 9,2 pF.

Le gain de l'amplification doit alors être de 33 pour conserver une sensibilité de $1V/0,2$ pF (pour un signal d'entrée de 3 Vcc).

Dans ce schéma il est nécessaire que la capacité des interrupteurs analogiques soit la plus petite possible. Néanmoins le fait que ces capacités soient supérieures à C_m permet de réduire l'effet des capacités des autres cellules de la même colonne. Ce qui signifie qu'au repos pour une cellule de 0,2 pF la capacité de mesure vaut $0,2/(5,8+2+7 \times 0,4) = 2,17\%$ de C_{ref} . Si la capacité de C_m passe de 0,2 à 0,4 pF (variation maximale) la capacité parasite devient 3,77% de C_{ref} . La variation de l'amplitude du signal de sortie n'est donc plus tout à fait linéaire avec la variation de C_m qui, elle-même, ne varie pas linéairement avec la variation de la force, mais à ce stade, une loi de variation basée sur une interpolation polynomiale reste envisageable. Sinon, la mesure de la force sera obtenue non pas à partir d'une formule mathématique, mais lue directement sur une table de correspondance après étalonnage.

II.6.2.3. Conclusion sur le multiplexage

Tous les transistors discrets peuvent être placés autour du capteur de force flexible. Chaque capacité C_z peut varier de +100% à pleine échelle. L'augmentation de tension attendue est +1V à pleine échelle (la sensibilité étant de 1V/0,2 pF). On remarquera que l'usage attendu pour C_z est celui d'une mesure de compression, mais l'électronique est en mesure d'accéder à une diminution de la capacité en Z, c'est-à-dire également une mesure de dépression ou une force de traction / décollement, ce qui pourra être observé lors d'un lâcher d'outil. Les condensateurs C_x et C_y varient au maximum de 30% de leur valeur nominale. Le niveau de bruit est estimé à 6 mVrms (ce qui correspond à approximativement 1fF). Par la suite, en parallèle du travail de réalisation des capteurs sur substrat souple, des matrices de condensateurs ont été réalisées sur substrat rigide à partir de deux plaques PCB comme vu précédemment (Figure II-27) ainsi qu'à partir de composants CMS au format 0402, ayant des valeurs fixes de 0.1 pf à 0.3 pF, comparables à celles qui doivent être réalisées sur substrat souple afin de tester l'électronique d'acquisition (Figure II-28).

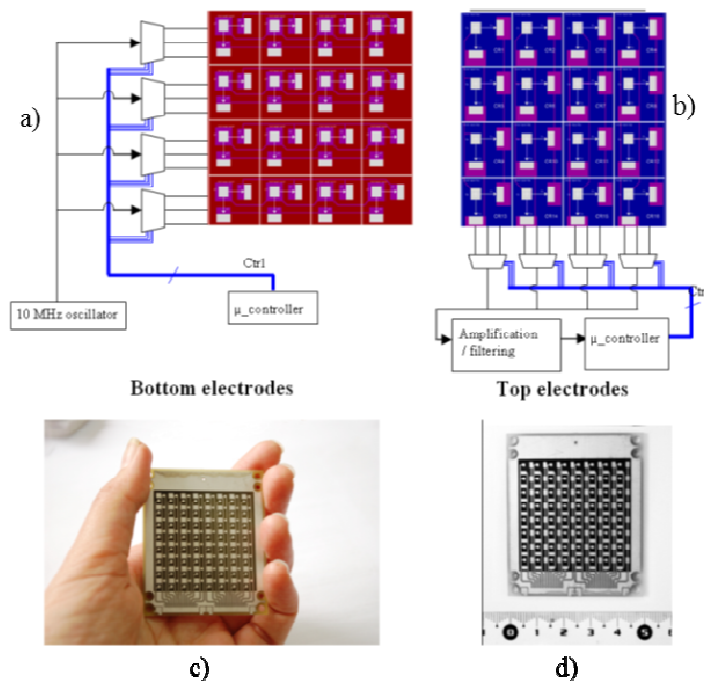


Figure II-27 : Matrice de condensateurs à partir de deux PCB rigides disposés face à face, a) et b) schéma d'une matrice relié à l'électronique, c) et d) réalisation d'une matrice sur PCB.

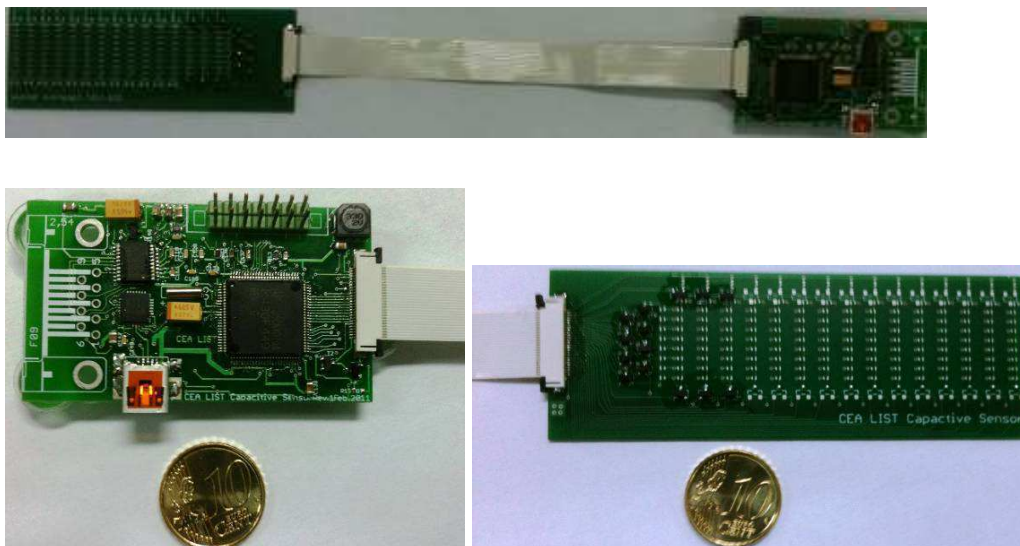


Figure II-28 : Electronique d'acquisition à base de micro contrôleur à mémoire Flash MSP430F449 à pont diviseur de tension pour réseau capacitif 0.2pF avec multiplexage analogique à composants discrets. Le contrôleur fournit la fréquence de travail de 7MHz. Les transistors d'adaptation d'impédance et de multiplexage sont en boîtier SOT23. Compte tenu de la largeur des pistes de raccordement de 150 μm , les condensateurs fixes de 0.2 pF au format 0402 ne sont pas forcément tous implantés. L'absence de blindage rend par ailleurs le capteur sensible au toucher et transforme la face arrière en écran tactile capacitif. La carte réalisée permet ici de gérer 120 nœuds (soit 8 lignes x 5 colonnes x 3 capacités). L'alimentation de l'ensemble, inférieure à 100 mA, est fournie via le connecteur USB. Un seul connecteur ZIF est nécessaire (nécessitant ici 27 broches) si le capteur capacitif contient des trous métallisés.

Nous aboutissons donc à une idée assez précise de l'électronique d'acquisition avec l'assurance qu'elle soit compacte à partir d'un procédé de mesure analogique à pont diviseur multiplexé sur une matrice de condensateurs disposés en lignes x colonnes comprenant 8 x 8x3 capteurs soit 192 cellules. Si l'on suppose un temps de conversion d'environ 5 μs par cellule, l'acquisition d'une image de force peut être réalisée en moins de 1 ms au niveau du microcontrôleur. Si la force est codée sur 2 octets par cellule, il y a 384 octets à transmettre au PC à chaque acquisition. Avec une connexion RS232 à 115200 bauds, le temps de transfert d'une image de force nécessite environ 35 ms, soit une cadence d'acquisition supérieure à 25 Hz. En utilisant des composants discrets de type composants pour montage de surface, fonctionnant comme interrupteurs (NMOS) ou comme étages d'adaptation d'impédance (JFET), l'encombrement peut être réduit, surtout si ces derniers sont implantés à l'état de puces et connectés par bonding directement sur le capteur souple. Le raccordement du capteur souple est réalisé par connecteur carte à carte plat type ZIF (Zero Insertion Force) à la carte microcontrôleur, qui peut elle-même être alimentée et raccordée à un PC via une liaison série sur connectique USB mini_B.

La réalisation et la programmation de l'électronique d'acquisition dépasse le cadre de ce mémoire, néanmoins la figure II-28 montre la carte à microcontrôleur réalisée au Laboratoire

Interfaces Sensorielles et Ambiantes du CEA avec une carte PCB à condensateurs fixes de 0.2 pF au format CMS 0402 et les transistors discrets de multiplexage au format SOT23 disposés autour de la matrice capacitive. Dans le cas où il est possible d’implanter des vias (trous métallisés) directement sur le substrat souple, la connexion au capteur de force ne requiert plus qu’un seul connecteur ZIF, véhiculant à un bout du connecteur le signal d’excitation à 10 MHz, à l’autre bout le signal de sortie analogique INAOP et au milieu, 8 signaux de sélection de lignes, 3 x 8 signaux de sélection de colonnes, une tension de polarisation des JFET (+5V) et un signal de masse, soit un connecteur ZIF à 36 broches.

II.6.3. Réduction de taille

Les macro-cellules présentées dans ce chapitre ont des tailles de l’ordre de 3 cm, c’est-à-dire 30 fois plus grandes que la taille souhaitable d’un mécanorécepteur pour peau artificielle. Nous devons donc envisager l’effet de la réduction de taille des capteurs sur le fonctionnement du capteur final, et sur le fonctionnement de l’électronique de mesure.

Dans cette partie les propriétés du diélectrique, le PDMS (poly diméthylsiloxane), sont abordées. Ce dernier est un élastomère de silicone de constante diélectrique égale à 3. Ce matériau est très flexible. Il peut se déformer jusqu’à 500% de sa longueur initiale et revenir à sa position d’origine. Il peut également être déposé en couche mince.

Sur la figure II-28 la largeur des pistes est 254 μm . Les valeurs des capacités théoriques ont été calculées en fonction de la largeur des pistes et l’épaisseur du diélectrique. Une comparaison est faite entre les valeurs des capacités théoriques et des capacités parasites dues aux interconnexions (voir tableau ci-dessous).

Epaisseur du diélectrique (μm)	10	20	50	100	200	300	400	500
Valeur théorique de la capacité de la cellule élémentaire (pF)	3,3E+01	1,7E+01	6,6E+00	3,3E+00	1,7E+00	1,1E+00	8,3E-01	6,6E-01

Tableau II-2: Valeur de la capacité théorique pour une cellule élémentaire en fonction de l’épaisseur du diélectrique.

Epaisseur du diélectrique (µm) Largeur des Pistes (µm)	10	50	100	200	300	400	500
10	2,7E-04 pF	5,3E-05 pF	2,7E-05 pF	1,3E-05 pF	8,9E-06 pF	6,6E-06 pF	5,9E-06 pF
50	6,6E-03 pF	1,3E-03 pF	6,6E-04 pF	3,3E-04 pF	2,2E-04 pF	1,7E-04 pF	1,3E-04 pF
100	2,7E-02 pF	5,3E-03 pF	2,7E-03 pF	1,3E-03 pF	8,9E-04 pF	6,6E-04 pF	5,3E-04 pF
200	1,1E-02 pF	2,1E-02 pF	1,1E-02 pF	5,3E-03 pF	3,5E-03 pF	2,7E-03 pF	2,1E-03 pF
254	1,7E-01 pF	3,4E-02 pF	1,7E-02 pF	8,6E-03 pF	5,7E-03 pF	4,3E-03 pF	3,4E-03 pF
300	2,4E-01 pF	4,8E-02 pF	2,4E-02 pF	1,2E-02 pF	8,0E-03 pF	6,0E-03 pF	4,8E-03 pF

Tableau II-3 : Valeurs des capacités parasites dues aux pistes en fonction de l'épaisseur du diélectrique et de la largeur des pistes. En rouge les valeurs de forte capacité En bleu les valeurs de faible capacité.

D'après les tableaux II-2 et II-3, quelle que soit l'épaisseur de diélectrique choisie, les capacités parasites restent négligeables devant la capacité de la cellule.

Le recouvrement est identique pour chaque électrode, ce qui implique que toutes les capacités ont la même valeur à l'état initial. Cette valeur dépend de l'épaisseur du diélectrique. Dans le paragraphe suivant nous présentons les valeurs des capacités en fonction de l'échelle du dispositif et de l'épaisseur du diélectrique.

Dans le tableau suivant, les capacités théoriques sont calculées en fonction de l'échelle à laquelle le dispositif est fabriqué et l'épaisseur du diélectrique. L'échelle 1 représente la micro cellule présentée en début de chapitre avec une surface de 1,44 mm² et l'échelle 10 représente la macro cellule.

Echelle Epaisseur du diélectrique (µm)	1	2	3	5	10
10	3,20E-02 pF	1,2E-01 pF	2,88E-01 pF	8,00E-01 pF	3,20E-00 pF
20	1,60E-02 pF	6,4E-01 pF	1,44E-01 pF	4,00E-01 pF	1,60E-00 pF
50	6,40E-03 pF	2,5E-01 pF	5,76E-02 pF	1,60E-01 pF	6,40E-01 pF
100	3,20E-03 pF	1,2E-01 pF	2,88E-02 pF	8,00E-02 pF	3,20E-01 pF
200	1,60E-03 pF	6,4E-02 pF	1,44E-02 pF	4,00E-02 pF	1,60E-01 pF
300	1,07E-03 pF	4,2E-02 pF	9,80E-03 pF	2,67E-02 pF	1,07E-01 pF
400	8,00E-04 pF	3,2E-02 pF	7,20E-03 pF	2,00E-02 pF	8,00E-02 pF
500	6,40E-04 pF	2,5E-02 pF	5,76E-03 pF	1,60E-02 pF	6,40E-02 pF

Tableau II-4 : Valeurs des capacités de la cellule à l'état initial en fonction de l'échelle à laquelle le dispositif est fabriqué et de l'épaisseur du diélectrique. (Tous les tests réalisés jusqu'à présent sont faits pour des dispositifs à l'échelle 10). Le code couleur est le même que pour le tableau 2.

Echelle du dispositif	1	4	3	5	10
Recouvrement initial des électrodes	0,12mm ²	0,48mm ²	1,08mm ²	3mm ²	12,5mm ²

Tableau II-5 : Valeur du recouvrement entre les électrodes en fonction de l'échelle du dispositif.

En comparant les tableaux 2 et 3, les capacités des interconnexions ne sont plus négligeables par rapport à la capacité de la cellule. En effet pour une cellule à l'échelle 1 avec une épaisseur de diélectrique de 50 µm, la capacité de la cellule est de $6,4 \cdot 10^{-4}$ pF. La capacité parasite pour une piste de largeur 10 µm et une épaisseur de 50 µm de diélectrique est de $5,3 \cdot 10^{-5}$ pF. Cette valeur représente 8% de la valeur de la capacité de la cellule.

Pour le passage à l'échelle 1 certains éléments sont à revoir comme la taille des électrodes et le recouvrement initial. Les valeurs des capacités parasites semblent ne plus être négligeables devant la capacité de la cellule. Un changement dans le design de la cellule permet d'augmenter la valeur de la capacité. En effet en augmentant la surface de recouvrement et la taille de chaque électrode, il est possible d'augmenter la valeur des capacités.

II.7. Bilan et Conclusion

Dans ce chapitre nous avons abordé l'architecture du capteur de force 3D et déterminé quels types de substrats souples pouvaient être utilisés pour le prototypage des capteurs. Les polyimides (en particuliers le Kapton®) ou les substrats de téflon comme le FEP® présentent un intérêt tel celui de permettre le dépôt de couches métalliques et une grande flexibilité. Par la suite, nous verrons les contraintes particulières liées à l'utilisation de ces substrats.

Nous avons vu que le diélectrique souple devait avoir de préférence une permittivité élevée et une élasticité faible, inférieure au MégaPascal et idéalement proche de 20 kPa pour la capture de mouvements impliquant de faibles variations de force. Le PDMS dont le module d'Young se situe autour de 2MPa constitue un choix possible en termes de critères de déformabilité dans les trois directions x , y , z , d'élasticité avec retour à la position initiale (faible viscoélasticité) ainsi que de fabrication en couche mince, et sans bulles. D'autres critères tout aussi contraignants correspondant à des procédés de fabrication en salle blanche pourront venir compléter ceux-ci, notamment la possibilité de déposer le diélectrique sur d'autres polymères.

Une architecture permettant la décomposition d'une force vectorielle en ses trois composantes principales a été proposée pour le capteur capacitif. Le dimensionnement du capteur a été réalisé à partir de la définition du condensateur plan et de la loi de Hooke généralisée. Une architecture particulière en forme de méandre ou de peignes inter digités a été proposée de façon à augmenter la sensibilité au cisaillement. Un premier dimensionnement a été fait avec du PDMS. Une estimation des capacités nominales, autour de 0.2 pF, ainsi que de la plage de variation attendue, également autour de 0.2 pF à pleine échelle, ont été obtenues. A la vue de ces résultats, une électronique de mesure de faibles capacités a été proposée. Une macro cellule, à l'échelle 30a ensuite été fabriquée pour constater l'efficacité de la décomposition vectorielle d'une force oblique uniforme.

La macro cellule élémentaire de taille 28x30mm (d'échelle 30 par rapport à la taille visée) a permis de tester les variations de tensions dans les trois directions x , y et z . On a pu constater que le principe capacitif variait linéairement pour les forces de cisaillement et en $1/z$ pour la force de compression, à partir du moment où la capacité de mesure était petite devant la capacité de référence. Un circuit électronique de lecture à base d'amplificateur opérationnel

à haute impédance d'entrée a été conçu et réalisé. Il permet de mesurer des capacités avec une résolution de l'ordre du femto Farad.

Les considérations d'échelle ont montré que pour les tailles de cellule de 1,44 mm² et 5,7 mm² (d'échelle 1 et 2), visées pour le prototypage des capteurs, les surfaces sont de l'ordre de 0,12 mm² et 0,48 mm². Elles correspondent à des capacités de quelques centaines de femto Farad. De plus les pistes ne doivent pas dépasser 50 µm de large afin d'éviter les capacités parasites qui risqueraient de se superposer aux capacités des cellules et réduiraient leur linéarité, tout en introduisant des couplages diaphoniques. L'épaisseur du diélectrique devrait idéalement être comprise entre 10 et 20 µm pour obtenir les capacités nominales souhaitées.

L'électronique de multiplexage présentée n'a pas été réalisée dans le cadre de ce mémoire, néanmoins un multiplexage à partir de composants discrets a été proposé et les éléments critiques de cette étape de traitement ont été identifiés. Une carte électronique compacte et de faible consommation doit permettre la mesure d'une matrice de 8 x 8 x 3, soit 192 capteurs à une cadence de 25 Hz avec une sensibilité de l'ordre de 1V / 0.2pF. L'étage d'adaptation d'impédance qui a été réalisé permet la mesure d'une cellule 3D complète.

Par ailleurs, nous avons vu que pour des capteurs capacitifs, il était nécessaire de prévoir un blindage électromagnétique (cage de Faraday) autour du capteur. L'épaisseur du blindage nécessaire est directement reliée à l'effet de peau. Le blindage devra être traité avec attention car il est susceptible de diminuer l'amplitude du signal mesuré par augmentation de la capacité de référence. Dans la suite de ce mémoire, les dispositifs développés n'auront pas de blindage électromagnétique par défaut afin de permettre de comprendre dans un premier temps les limites de fonctionnement du capteur matriciel. A la fréquence de 10 MHz, l'épaisseur de peau dans le cuivre étant de 21µm, il sera nécessaire de prévoir un blindage ayant une épaisseur de cet ordre-là et ce pour les deux faces des conducteurs, ce qui aura sans doute un impact sur la flexibilité globale du capteur.

L'étape suivante de ce mémoire concerne le prototypage d'une matrice de cellules micro-usinées en salle blanche.

Chapitre III

III. Fabrication de matrices capacitives sur support souple

III.1. Introduction

Dans le chapitre précédent nous avons conçu les architectures d'une cellule capacitive élémentaire du capteur de force ainsi qu'une électronique de mesure adaptée permettant de mesurer des capacités voisines de 0,5 pF avec une résolution de l'ordre du femto-Farad.

La fabrication des capteurs de pression capacitifs est menée sur des supports souples : on trouve plusieurs exemples dans la littérature concernant la fabrication de capteurs tactiles utilisant des polymères souples comme substrats. Dans [16] un dispositif capacitif utilisant le PET® comme substrat, le PDMS comme diélectrique et l'ITO comme métal est décrit. Nous nous intéressons ici aux supports tels que le Kapton® et le FEP®. Ce chapitre décrit les développements technologiques effectués pour cette fabrication et se décompose en trois parties. La première est dédiée au choix et caractérisation des substrats souples. Certaines de leurs propriétés sont étudiées comme la rugosité de surface, la mouillabilité ainsi que le dépôt et l'adhérence du cuivre. La deuxième partie concerne les propriétés de dépôt et d'adhérence du diélectrique PDMS. La dernière partie est consacrée à la fabrication des matrices capacitives.

III.2. Choix et caractérisation des substrats

L'application en chirurgie nécessite l'utilisation d'un capteur déformable, donc réalisé sur substrat souple. Certains substrats souples ont été présentés (Kapton®, PEEK®, FEP®, Polyester...) dans le chapitre II.

Le Kapton® et le FEP® sont des matériaux couramment utilisés dans le domaine de l'électronique souple et de la microélectronique. Le Kapton® sert souvent à réaliser des circuits souples telles les nappes d'interconnexion ou encore les supports de circuit imprimé. Le FEP® possède des propriétés similaires au Kapton® et peut potentiellement servir aux

mêmes applications. A l'IEF les substrats de Kapton® et FEP® ont déjà été utilisés pour des applications en microélectronique. Il existe un savoir-faire important sur l'exploitation de ces matériaux en salle blanche.

III.2.1. Le Kapton®

Le Kapton® est un polyimide synthétisé par polymérisation d'un dianhydride aromatique et d'une diamine aromatique. Il est de couleur ambre et commercialisé sous forme de films de différentes épaisseurs allant de 7,5 µm à 125 µm. Au moins 16 formes [1] de Kapton® sont commercialisées, métallisées simple face ou double face, avec une couche de téflon et pour des applications spécifiques (isolation électrique ou thermique, fabrication de nappes conductrices...). On distingue trois formes principales: Kapton®HN, Kapton®VN et Kapton®FN. La Figure III-1 présente la formule chimique générale du Kapton® et le Tableau III-1 présente les principales caractéristiques du Kapton®.

Caractéristiques du Kapton® HN	
Propriétés physiques	
Résistance à la traction	231 MPa
Elongation	72 %
Module d'Young	2.5 GPa
Propriétés thermiques	
Coefficient d'expansion thermique	20 ppm/°C
Point de fusion	Ne fond pas mais s'oxyde à partir de 500°C
Température d'exploitation	-270 à 320°C
Propriétés électriques	
Constante diélectrique (1kHz-1MHz)	3,4 (pour e = 25 µm et e = 50µm) ; 3,5 (e = 75 µm et e = 125µm)
Facteur de dissipation à 1kHz	1,8x10 ⁻³ (pour e = 25µm) ; 2x10 ⁻³ (pour e = 50 et 75 µm) et 2,6x10 ⁻³ (pour e = 125µm)

Tableau III-1 : Caractéristiques du Kapton® HN [1].

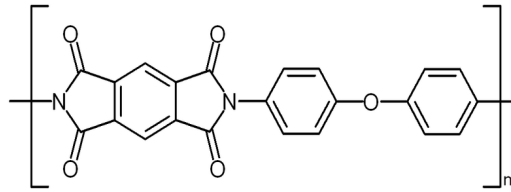


Figure III-1 : Formule chimique générale du Kapton®.

Le Kapton® HN ne résiste pas aux acides concentrés ni aux alcalins. Néanmoins il résiste aux acides dilués, aux alcools et aux cétones. En présence de H_2SO_4 , HCl ou HF , son état de surface peut être modifié au point où aucun matériau n'adhère à sa surface. Il est donc important de connaître a priori l'état de surface du Kapton® utilisé (et FEP®) avant de chercher à y déposer des matériaux.

III.2.1.1. Etat de surface du Kapton®

L'état de surface du film de Kapton® utilisé dans cette étude a déjà été caractérisé à l'IEF [2]. On constate que le Kapton®HN présente des morphologies différentes sur chacune de ses faces, des stries plus ou moins profondes et des aspérités pouvant atteindre 20 à 40nm de diamètre et entre 100 et 200 nm de hauteur. Les figure III-2 et III-3 montrent des photos de films de Kapton®HN d'épaisseur 50 μm et 125 μm réalisées au microscope.

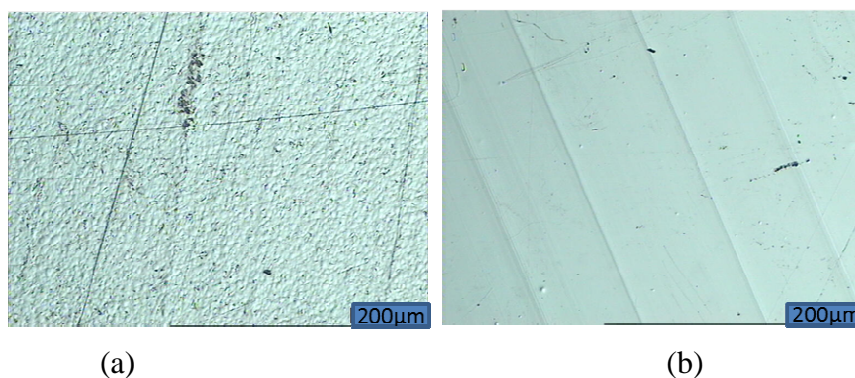


Figure III-2 : Vues au microscope optique de substrats de Kapton® d'épaisseur 125 μm . (a) Face rugueuse, (b) Face lisse.

Les différences observées entre les faces du Kapton® proviennent du procédé de fabrication par biétirage. Les films sont refroidis sur des cylindres thermostatés dont ils

gardent les aspects de surface. Les images révèlent des défauts ronds et des stries visibles sur la face lisse du Kapton®125 μm . Les défauts ronds sont présents pour les deux épaisseurs et se voient parfaitement aux photos prises par microscope optique. Les stries sont également présentes pour les deux épaisseurs. Néanmoins elles sont surtout visibles pour l'épaisseur 125 μm . Une analyse par MEB (Microscope Electronique à Balayage) permet de les mettre en évidence pour les films d'épaisseur 50 μm .

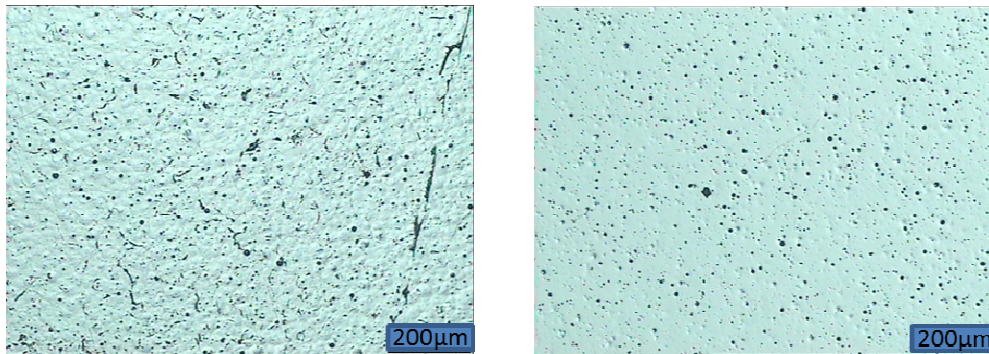


Figure III-3 : Photos prises au microscope optique de substrats en Kapton® d'épaisseur 50 μm ; (a) Face rugueuse, (b) Face lisse.

La rugosité de surface du Kapton® a été caractérisée dans [2] par AFM. Les images III-4 (a) et (b) montrent les deux faces. Les mesures montrent une rugosité RMS de 13 nm pour la première face et 24 nm pour la seconde. L'amplitude et la forme des défauts de surface restent compatibles avec le dépôt de couches métalliques minces continues, par exemple par évaporation ou pulvérisation cathodique.

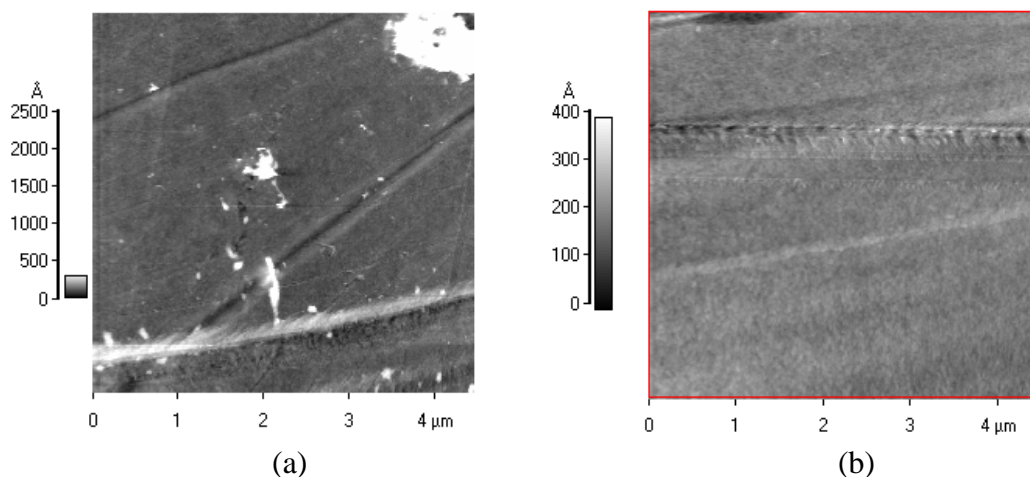


Figure III-4 : Image AFM des faces du Kapton® 50 μm , (a) Face 1, (b) Face 2 [2]. L'échelle sur le côté gauche des photos montre la profondeur des stries.

III.2.1.2. Etude de la mouillabilité du Kapton®

Une étude a été réalisée pour déterminer la mouillabilité de la surface par la mesure de l'angle de contact. La mesure de l'angle de contact donne les caractéristiques de l'étalement d'un liquide sur la surface d'un solide. L'avantage de cette méthode de caractérisation est qu'elle permet de connaître l'énergie de surface (L' « angle de contact » est défini par l'angle formé à l'interface d'un matériau solide et liquide (ou gazeux) et est spécifique à chaque système physique. Il est déterminé par les interactions présentes aux interfaces des différents matériaux. Quelques méthodes et principes de calcul des énergies à l'aide de la méthode de l'angle de contact sont données en annexe) ainsi que la nature polaire ou apolaire des interactions à l'interface liquide / solide. Ainsi il est possible d'avoir des informations indirectes sur les propriétés d'adhérence des métaux sur le substrat. Une explication détaillée sur la méthode de calcul de l'énergie de surface en fonction de l'angle de contact est donnée en annexe.

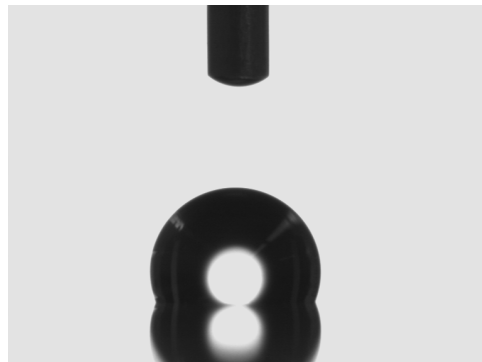


Figure III-5 : Image de la goutte d'eau DI formée à la surface du FEP® après traitement plasma. L'angle formé est de 107°.

Angle de contact sur le Kapton®

Pour caractériser la surface du Kapton avec la méthode de l'angle de contact nous avons utilisé un substrat de Kapton® d'épaisseur 50 μm . L'angle de contact est mesuré en utilisant une goutte d'eau désionisée : le résultat est de 79,5°.

D'après ce résultat la surface de Kapton est hydrophobe ce qui correspond à une énergie de surface faible (40 dyn d'après [3]) comparé à un substrat comportant une couche de SiO_2 (qui

a une énergie de surface de 280 dyn d'après [3]. (Différentes énergies de surfaces sont données en annexe). Par conséquent, ce substrat n'est pas adapté au dépôt de métaux sans traitement de surface préalable.

Etude de la mouillabilité après traitement par un plasma d'oxygène.

D'après des études réalisées dans [2] il a été constaté qu'après exposition à un plasma d'oxygène, la surface du Kapton® devient hydrophile ce qui assure une meilleure adhérence des métaux déposés. Nous avons donc soumis un substrat de Kapton® (face rugueuse) à un plasma d'oxygène et mesuré l'angle de contact. Le plasma est réalisé dans le bâti « Pico 2 DIENER® » de la Centrale de Technologie Universitaire (CTU). Le plasma d'oxygène est entretenu pendant un temps de 60 s à une puissance de 240 W et une pression d'oxygène de 0,4 mBar. L'angle de contact est ensuite mesuré à intervalle de temps régulier. On observe que l'angle de contact devient très petit lors de l'application du plasma puis tend vers une valeur de 24°. L'angle de contact ne revient pas à sa valeur initiale au bout de 90 minutes. On peut noter également que la mouillabilité de la surface, donc l'adhérence des matériaux déposés, est d'autant meilleure que le temps écoulé depuis l'application du plasma est faible.

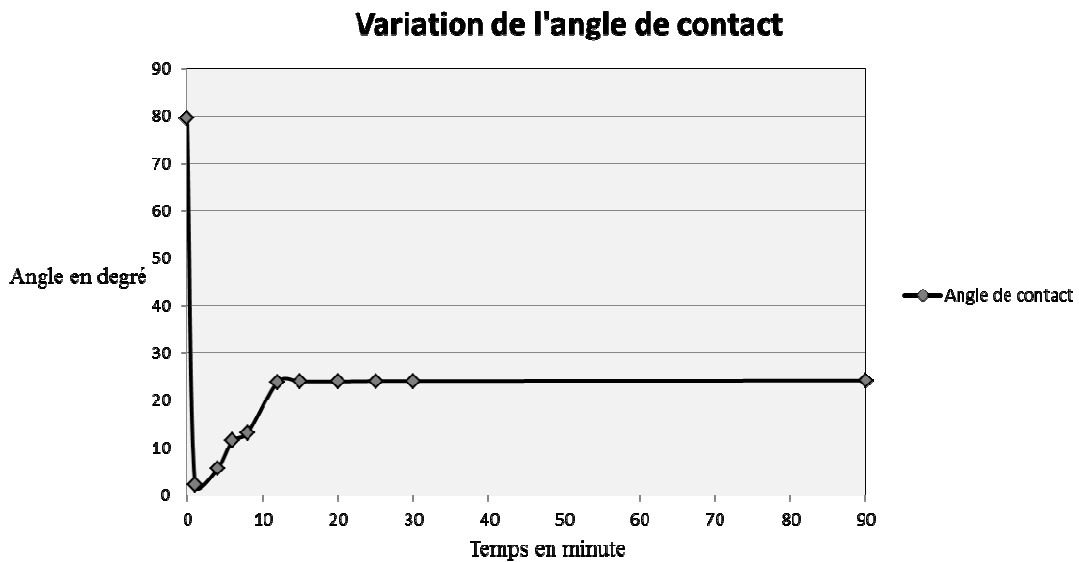


Figure III-6 : Angle de contact d'une goutte d'eau sur un substrat de Kapton en fonction du temps d'exposition à un plasma d'oxygène.

III.2.2. Le FEP®

Le FEP® (fluoroéthylène propylène) est un copolymère de l'hexafluoropropylène et du tétrafluoroéthylène. Il se présente sous la forme d'un film transparent, thermoplastique pouvant être métallisé. Il est possible de l'utiliser pour faire de la soudure entre différents matériaux. En effet la température de fusion de ce matériau est de 250°C. Il est donc possible, de réaliser par exemple le collage de deux substrats de silicium en mettant les substrats en contact et en réalisant un chauffage à une température légèrement supérieure à 250°C.

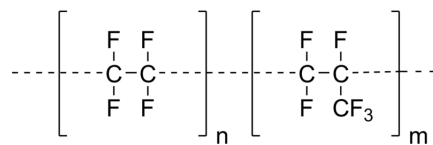


Figure III-7 : Formule chimique du FEP®.

Dans notre étude nous avons utilisé un film de FEP® d'épaisseur 125 µm identique à celle du Kapton®HN.

III.2.2.1. Etude de l'état de surface du FEP®

. Les images de la Figure III-8 présentent les deux faces du FEP® observées au microscope optique.

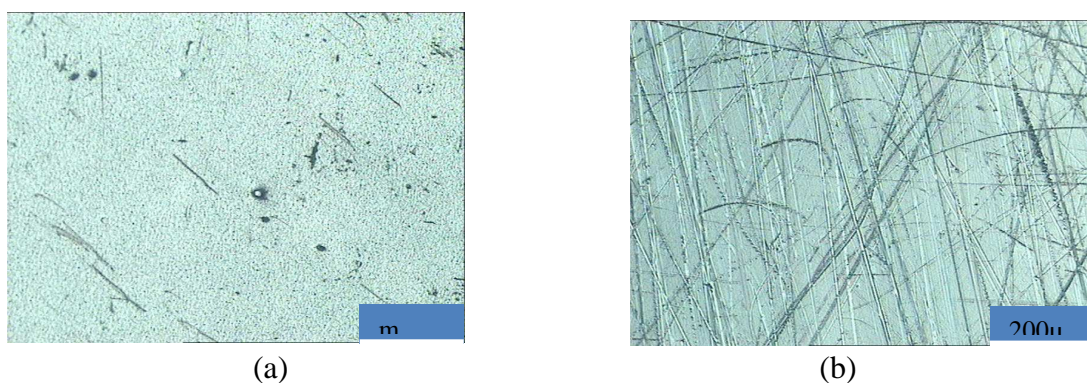


Figure III-8 : Photos prises au microscope optique d'un substrat en FEP® d'épaisseur 125µm ; (a) face comportant des défauts « ronds », (b) face comportant des stries.

Les images montrent que les deux faces présentent des morphologies différentes comme pour le Kapton®. L'une des faces de la Figure III-8 (a) comporte des défauts « ronds » tandis

que l'autre., Figure III-8 (b), comporte des stries. Cette dernière présente des stries bien plus nombreuses que sur la face lisse du Kapton®. Elles sont également dues au procédé de fabrication.

On métallise les faces par pulvérisation cathodique, évaporation ou simplement par un flash d'or de quelques nm pour faire une observation au MEB (Microscope Electronique à Balayage) des surfaces du FEP®. L'image Figure III-9 confirme la présence des stries ainsi que des défauts de surface.

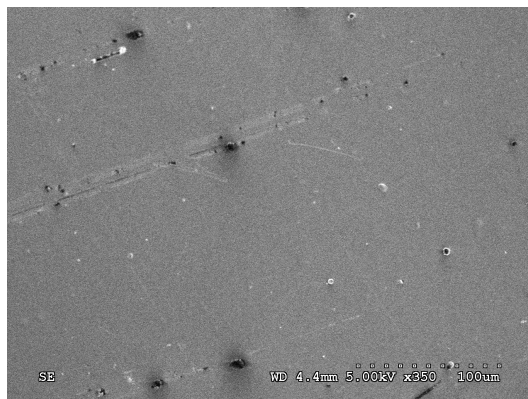


Figure III-9 : Image MEB de la surface d'un échantillon de FEP®, face comportant des stries.

La rugosité de surface du FEP peut également être observée au microscope à force atomique (AFM). Les Figure III-10 et Figure III-11 montrent une vue de chacune des faces du substrat. Seule une partie de l'échantillon comportant peu de défauts est observée afin de ne pas abîmer la pointe et ainsi obtenir une valeur cohérente de rugosité. La fenêtre analysée correspond à une surface de $5 \times 5 \mu\text{m}^2$.

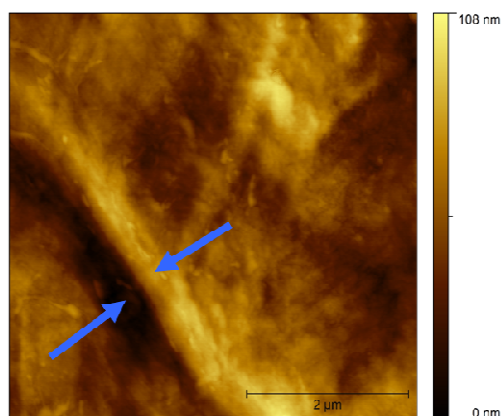


Figure III-10 : Image par microscopie AFM d'un échantillon de FEP, face 1 (comportant des stries). Une strie est mise en évidence entre les flèches.

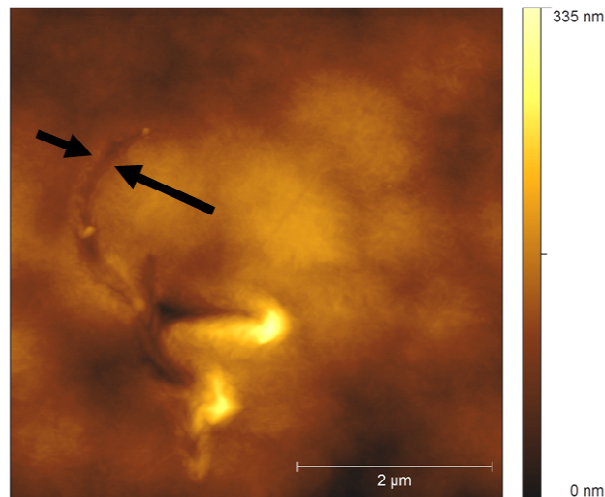


Figure III-11 : Image par microscopie AFM d'échantillons de FEP, face 2 comportant des défauts « ronds ». Un défaut est mis en évidence entre les flèches.

La hauteur maximale des défauts présents sur la fenêtre analysée de la face 1 a pu être quantifiée avec une épaisseur maximale de 108 nm pour la strie et une rugosité de 13,6 nm RMS. Pour la seconde face nous obtenons une rugosité plus importante de 29,7nm RMS ainsi qu'une hauteur de défauts de 335 nm.

Des mesures d'angle de contact pour caractériser la mouillabilité de la surface du FEP® sont également réalisées avant et après avoir soumis l'échantillon (face la plus rugueuse) à un plasma d'oxygène. Celui-ci est fait dans le même bâti avec les mêmes paramètres : $t = 60$ s, $P_u = 240$ W et $PO_2 = 0,4$ mBar. Les résultats montrent une variation de 5° , 2 minutes après l'exposition au plasma, 112° avant plasma et 107° après. L'expérience a ensuite été réalisée sur un autre bâti (Pico 1 DIENER®) ainsi qu'à une autre puissance (200W). Ce deuxième bâti a une taille plus petite, donc le confinement du plasma à la surface des échantillons est différent. Néanmoins les résultats sont les mêmes : la variation dans l'angle formé par la goutte à la surface n'est que de 5° .

En conclusion, l'exposition à un plasma d'oxygène a un effet beaucoup moins important sur la mouillabilité du FEP® que sur celle du Kapton®. On peut donc s'attendre par ce traitement à ce que l'amélioration de l'adhérence soit plus faible sur le FEP® que sur le Kapton®.

III.2.3. Conclusion partielle

D’après les expériences réalisées, il apparaît que les feuilles de Kapton®HN et de FEP® d’épaisseur 125 µm comportent de nombreux défauts. Elles ont des morphologies de surfaces similaires, chaque support possédant une face striée et une face rugueuse. Les défauts restent cependant limités à 40 nm RMS pour la rugosité de surface et 0,2 à 0,3 µm pour la profondeur des stries. Nous verrons dans une partie ultérieure que cette rugosité de surface permet d’obtenir une meilleure adhérence comparée à la surface lisse. Les autres défauts de surface ne sont pas gênants pour la fabrication des dispositifs. En effet, la hauteur maximale mesurée des défauts est inférieure à 1 µm, il est donc peu probable d’avoir une discontinuité des films métalliques. Des tests de mouillabilité par angle de contact ont été faits sur la face rugueuse. Ils indiquent que ces substrats sont plutôt hydrophobes. Un traitement de surface par exposition à un plasma d’oxygène permet de diminuer l’angle de contact (donc d’augmenter l’énergie de surface) de façon plus efficace pour le Kapton (80° à 24°) que pour le FEP (112° à 107°) ce qui laisse supposer une plus grande marge de progression de l’adhérence sur Kapton que sur FEP. Le Kapton® étant disponible en épaisseurs plus faibles que le FEP®, il sera préféré pour optimiser la déformabilité de capteur.

	Kapton®	FEP®
Angle de contact (sans traitement et juste après traitement par plasma O ₂)	79,5°- 2.1°	112°- 107°
Angle de contact après 20mn après plasma	24°	110°
Rugosité RMS (Face 1-Face2)(nm)	13-24	13,6-29,7
Epaisseur(s) disponible(s) (µm)	125, 50, 25	125

Tableau III-2 : Comparaison de certaines propriétés du Kapton® et FEP®.

III.2.4. Métallisation du Kapton® et du FEP®

Dans cette partie nous allons aborder la métallisation et les tests d'adhérence sur substrats en Kapton® et FEP®. La métallisation est faite, pour le Kapton®, par procédé de « lift-off » et pour le FEP® par pulvérisation cathodique directe. Les tests d'adhérence sont faits par la technique du « peel-test ». Des manipulations au pull-test seront également effectuées, mais elles seront explicitées dans le chapitre dédié aux caractérisations.

III.2.4.1. Métallisation du Kapton®

Méthode de métallisation par Lift-off

Le Kapton® est métallisé par « lift-off ». Cette méthode consiste à déposer le métal sur des motifs fait à partir de résine dites réversibles ou négatives dont les flancs sont l' inverse de ceux obtenus pour une résine positive, de manière à pouvoir dissoudre le polymère recouvert par le métal. Il existe différentes résines utilisées pour le lift-off. Nous avons utilisé la résine réversible AZ 5214 traitée en inversion. Cette dernière donne la polarité inverse de celle du masque, et est très souvent utilisée pour des épaisseurs de films métalliques jusqu'à environ 500 nm.



Figure III-12 : Schéma du procédé lift-off.

Préparation des échantillons

Les échantillons ont été préparés comme suit :

Une feuille de Kapton® HN est découpée pour lui donner la forme d'un wafer de diamètre 2 pouces.

On procède alors au nettoyage des échantillons : Les substrats sont d'abord plongés dans un bac de de trichloréthylène à 80°C pendant 1 minute. Cette étape permet de retirer les traces de « graisse » de l'échantillon. Les échantillons sont ensuite plongés dans un bac d'acétone pendant 1 minute et enfin dans de l'éthanol pendant 3 minutes.

Après l'étape de nettoyage, on procède au traitement par plasma d'oxygène (bâti Pico 2 DIENER®, conditions du plasma $t = 60s$; $P_u = 240 W$, $PO_2 = 0,4 mBar$) pour rendre la surface plus hydrophile et favoriser l'adhérence du métal.

Après exposition au plasma, on procède rapidement à l'étape de dépôt métallique. Ce dépôt est réalisé par lift-off selon les manipulations suivantes :

- 1) Enrésinement avec une résine réversible (AZ5214) et pré-recuit ($110^\circ C$ pendant 55s)
- 2) Insolation à travers un masque suivi du recuit d'inversion ($120^\circ C$ pendant 2mn)
- 3) Lithographie pleine plaque suivie du développement de la résine
- 4) Dépôt d'une couche de titane/cuivre (10 nm/100 nm) par pulvérisation cathodique dans les zones démasquées. Le titane est déposé pour améliorer l'adhérence avec le Kapton® et limiter la diffusion du cuivre.

Après métallisation, les échantillons sont plongés dans un bac d'acétone sous ultrasons afin de dissoudre la résine.

Note : pour cette phase de mise au point, un masque test en gélatine présentant des motifs simples et de tailles comparables à celles des capteurs visés a été utilisé.

Analyse des résultats obtenus

Le dépôt a été réalisé sur un échantillon de taille 2 pouces. Il est connu dans le domaine de la microélectronique que les métaux ont une faible adhérence sur les polymères [4-6]. Parmi les tests d'adhérence possibles, le « peel test » (test de pelage, schéma Figure III-13) est très simple à mettre en œuvre. Il fournit un résultat qualitatif. Un peel-test manuel a donc été réalisé sur ces échantillons. Cette manipulation consiste à coller un ruban adhésif sur la surface puis à l'arracher vigoureusement. Le pourcentage de la surface arrachée fournit une valeur indicative de la qualité de l'adhérence du métal au substrat.

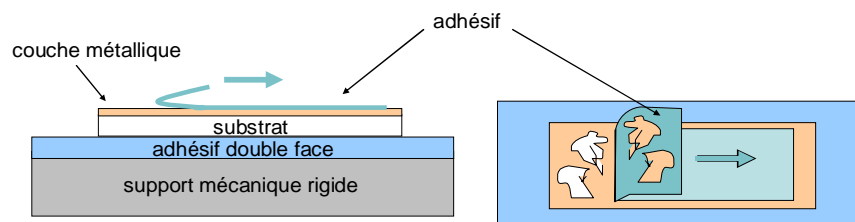


Figure III-13 : Schéma illustrant la méthode du peel-test [2].

Conclusion peel-test sur Kapton® métallisé

Un Peel test a été opéré sur deux échantillons. Le métal n'a pas été décollé du Kapton. Le même test a été réalisé en laissant le ruban adhésif sur le Kapton pendant une nuit. Le résultat est le même que précédemment : aucun arrachement n'a été observé. On en conclut à ce stade que l'adhérence du métal au Kapton est suffisante pour la fabrication des électrodes.

III.2.4.2. Métallisation du FEP®

Métallisation par pulvérisation cathodique

Pour la métallisation du FEP®, nous avons utilisé la pulvérisation cathodique sur toute la surface de l'échantillon : aucune étape de lithographie n'a été faite. Les échantillons sont préparés comme pour le Kapton®, en découpant des morceaux d'environ 2 pouces de diamètre. La mouillabilité du FEP® étant peu modifiée par le traitement au plasma O₂, aucun traitement plasma n'est effectué sur cette surface avant sa métallisation.

La première étape est le nettoyage des échantillons de manière analogue au Kapton® : Une minute dans l'acétone et une minute dans l'éthanol. Une première couche d'accroche de titane d'épaisseur 10 nm est déposée pour améliorer l'adhérence du cuivre avec le FEP®. Ensuite une couche de 100 nm de cuivre est déposée. La manipulation du peel-test est réalisée sur les échantillons de FEP® de manière analogue au Kapton®. Les résultats montrent que le cuivre ne se décolle pas.

Métallisation par dépôt électrolytique

Une autre méthode de métallisation a été testée : la croissance électrolytique. Le principal intérêt de cette méthode est la possibilité de déposer des épaisseurs allant de quelques microns à plusieurs dizaines de microns. Cette méthode est utilisée dans les procédés de micro-moulage.

Pour réaliser un dépôt électrolytique, il est nécessaire d'avoir un substrat conducteur. Si le substrat utilisé n'est pas conducteur il est nécessaire de déposer une sous-couche métallique. Dans le cas présent les substrats utilisés étant isolants, une couche de cuivre est déposée par pulvérisation cathodique (épaisseur de 100 nm).

La méthode de micromoulage de cuivre a été abondamment décrite, notamment dans [2]. Le dépôt électrolytique (ou croissance électrolytique) se fait à partir de deux électrodes métalliques (une anode et une cathode, la cathode étant formée par le substrat) reliées à une source de courant et plongées dans un électrolyte. Ce dernier contient des ions métalliques. La composition de l'électrolyte employé ici est disponible dans [2]. Dans le cas d'une croissance de cuivre les ions sont Cu^{2+} . Les réactions chimiques qui ont lieu sont des réactions d'oxydoréduction. La cathode (*i.e.* le substrat) est dite électrode de travail. Cette dernière est l'élément réducteur des ions métalliques contenus dans la solution.

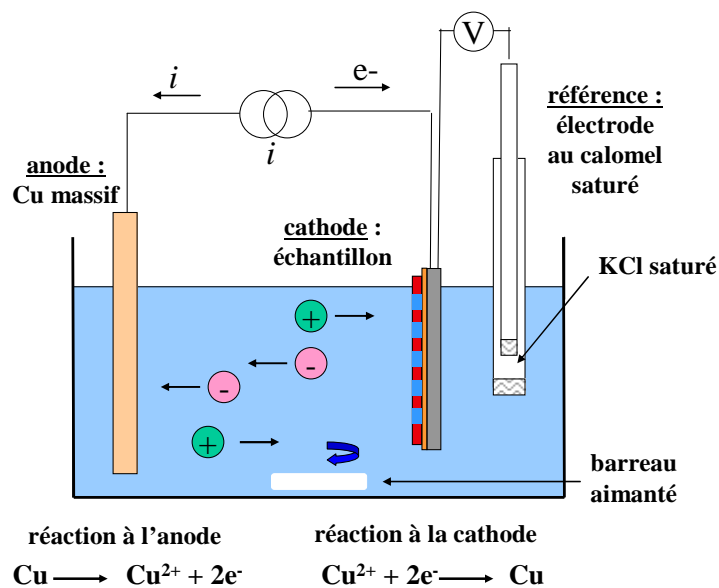
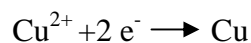


Figure III-14 : Principe d'une métallisation par dépôt électrolytique [2].

La réaction suivante a lieu dans le cas du cuivre :



Les espèces ainsi formées vont s'adsorber à la surface de la cathode. Les ions métalliques consommés sont régénérés par l'anode. Cette dernière est oxydée : la réaction inverse a lieu sur l'anode.

Cette méthode a été employée sur le Kapton® ainsi que sur le FEP®. La Figure III-15 montre des motifs métallisés. Les motifs représentent des pads de connexions (Figure III-15 (a)) et une électrode interdigitée (Figure III-15 (b)). Le dépôt est « lisse » donc les motifs ne risquent pas de se fissurer : en effet, un dépôt rugueux est un facteur de fragilité des couches

déposées. Par ailleurs, l'épaisseur de cuivre déposée (8 à 9 μm) limite également le risque de rupture du film.

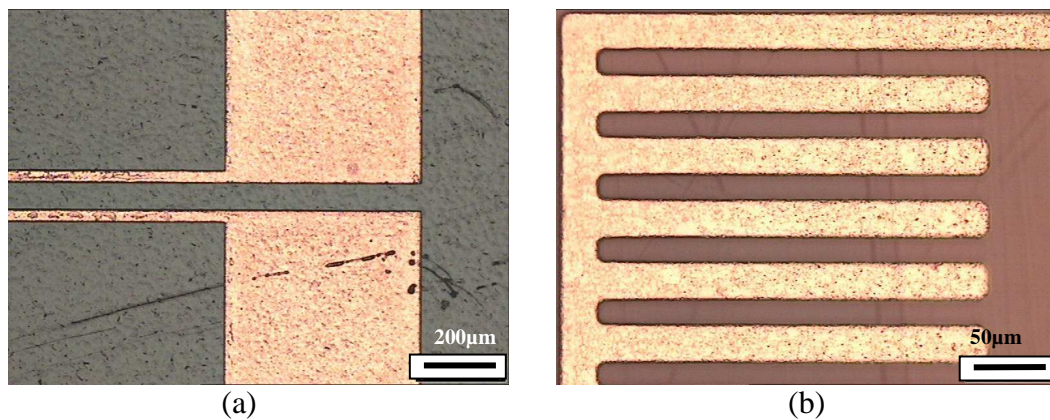


Figure III-15 : Motifs métalliques obtenus par dépôt électrolytique, (a) sur Kapton® et (b) sur FEP® (échelle 200 μm et 50 μm respectivement).

III.2.5. Conclusion sur la métallisation des films et le choix du substrat

L'adhésion du cuivre sur le Kapton® ou le FEP® est suffisante pour la préparation des électrodes des capteurs. Pour obtenir une épaisseur de plusieurs microns, il est nécessaire d'utiliser la méthode de métallisation par dépôt électrolytique. L'étape suivante consiste à choisir le diélectrique. Ce dernier est un élément déterminant pour la sensibilité du capteur. En effet plus le diélectrique sera mou et à permittivité élevée plus la sensibilité de capteur sera grande.

III.3. Choix et propriétés du diélectrique

En conclusion de l'étude bibliographique [7-11] réalisée dans le chapitre précédent, nous avons choisi le PDMS (Poly DiMéthylSiloxane) comme diélectrique. Outre sa faible nocivité, l'intérêt du PDMS réside dans sa faible viscosité permettant d'atteindre des dépôts de faible épaisseur, son faible module d'Young pour plus de sensibilité aux pressions faibles, sa permittivité électrique conséquente pour la réalisation de capacités suffisamment élevées et sa bonne élasticité en réponse aux sollicitations mécaniques, avec la propriété de pouvoir se déformer à plus de 100% et revenir à sa forme initiale.

La synthèse de ce dernier est obtenue par le mélange d'un pré-polymère et d'un réticulant. La formule chimique du PDMS est $\text{CH}_3 [\text{Si} (\text{CH}_3)_2 \text{O}]_n \text{Si} (\text{CH}_3)_3$, où n est le nombre de répétition du motif du monomère (voir Figure III-16).

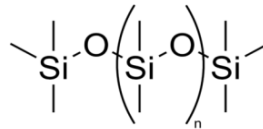


Figure III-16: structure du PDMS [12]

Couleur	Incolore
Module d'Young	1MPa (pour un ratio de 10 :1)
Coefficient de Poisson	0,5
Masse volumique	950 kg/m ³
Permittivité électrique	2,84
Elongation	>100%
Autres caractéristiques	Biocompatible, non toxique, non inflammable

Tableau III-3 : Caractéristiques mécaniques du PDMS [8].

Différent ratios ont été utilisés dans la littérature. D'après [9] un ratio réticulant:prépolymère de 1:10 donne un module d'Young proche de 1MPa. Le chapitre dimensionnement indique qu'un module d'Young de 1 MPa convient à notre application (sous certaines conditions, entre autres utiliser les architectures en méandres et EDI). Le ratio choisi est donc de 1:10. Les caractéristiques mécaniques du PDMS sont indiquées dans le tableau 3. Certaines propriétés mécaniques seront présentées ultérieurement. Dans la partie suivante nous allons détailler la méthode de synthèse et de dépôt du PDMS.

III.3.1. Mise en œuvre du PDMS

Nous mélangeons le pré-polymère et le réticulant avec un ratio de 1:10 en masse. Après homogénéisation, le mélange est placé sous vide pour retirer l'air contenu dans le mélange. C'est l'étape de dégazage. Cette dernière dure le temps nécessaire à la disparition des bulles d'air (approximativement 50 à 60 minutes). Une fois le PDMS dégazé ce dernier est déposé sur un substrat de Kapton®, FEP® ou silicium puis recuit. Dans la partie suivante nous allons déterminer les conditions optimales de dépôt et de recuit du PDMS.

III.3.2. Caractérisation du dépôt et de l'épaisseur du PDMS

Le PDMS est déposé par centrifugation. L'épaisseur de la couche étant fonction pour un même polymère, du temps, de la vitesse et de l'accélération, lors de la centrifugation. Des courbes d'étalonnage ont été établies, pour un temps de recuit de 30 minutes et une température de 95 C:

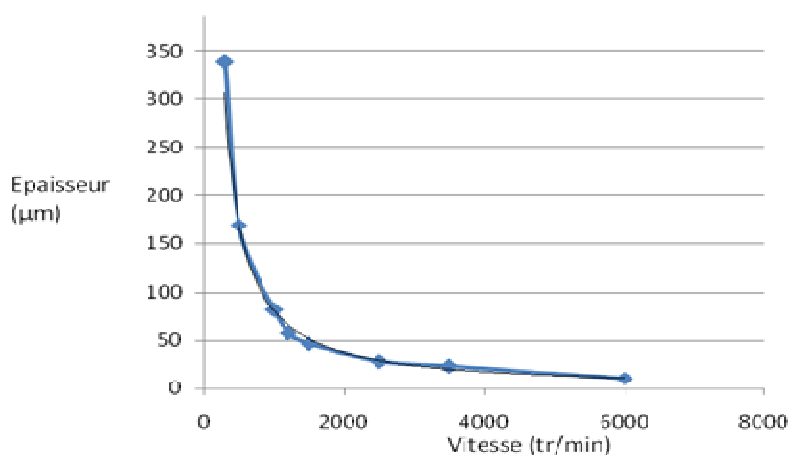


Figure III-17 : Épaisseur de PDMS en fonction de la vitesse de centrifugation pour un recuit à 95°C de 30 mn.

La courbe de la Figure III-18 a également été obtenue pour un temps de recuit de 30 minutes et une température de 75°C.

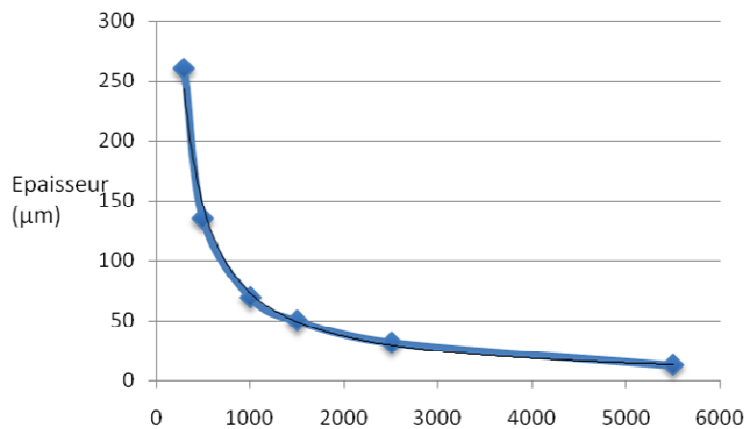


Figure III-18 : Épaisseur de PDMS en fonction de la vitesse de centrifugation pour un recuit à 75°C pendant 30 mn.

D'après une étude réalisée dans [8] l'épaisseur du PDMS varie également en fonction du ratio entre le pré-polymère et le réticulant. Une autre série de manipulations a été réalisée en changeant le ratio (1:15 au lieu 1:10) mais en gardant une température de recuit de 75°C.

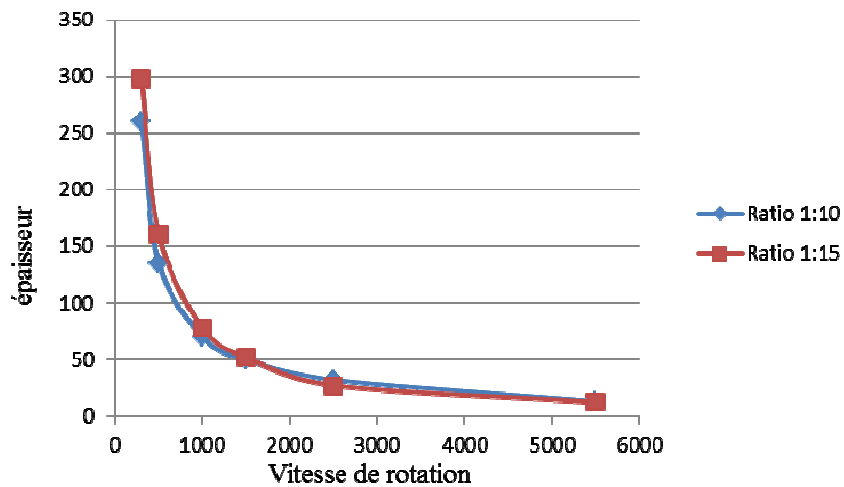


Figure III-19 : Variation d'épaisseur pour les ratios 1:10 et 1:15, T = 75°C pendant 30mn.

D'après la Figure III-19 précédente nous voyons que les épaisseurs varient en fonction du ratio. Néanmoins l'allure de la courbe de l'épaisseur en fonction de la vitesse de rotation est similaire à celle du ratio 1:10.

D'autres essais ont été réalisés en faisant varier le temps de recuit, qui a été doublé. Les résultats montrent une épaisseur plus faible de 8% pour un recuit plus long. Pour les faibles vitesses (inférieure à 1000 tr/mn) la différence d'épaisseur pour un recuit de 30 minutes et 60 minutes est approximativement de 15 μ m (+/- 3 μ m). Pour les vitesses comprises entre 1000 et 3000 tr/mn, la différence d'épaisseur est approximativement de 10 μ m (+/-2 μ m) enfin aux grandes vitesses (supérieure à 3000 tr/min) la différence d'épaisseur est d'environ 5 μ m (+/- 1 μ m).

III.3.3. Conclusion sur le dépôt et l'épaisseur de PDMS

Les résultats précédents montrent que l'épaisseur du dépôt de PDMS varie avec le recuit, le temps de recuit et le ratio. L'épaisseur varie en $1/\omega$, (ω étant la vitesse de rotation lors de l'étalement). L'épaisseur peut être estimée en utilisant la formule suivante :

$$e = \frac{K.v}{\omega.K_{recuit}} \quad (\text{III-1})$$

v ($35 \times 10^3 \text{Pa.s}$ [17]) étant la viscosité, ω la vitesse de spin-coating, K_r ($K = 0,242$) une constante liée aux conditions d'enduction et K_{recuit} , une constante liée à la température de recuit. Pour un temps de recuit supérieur à 60 mn, ce coefficient K_{recuit} peut être estimé à 1,08.

Ce résultat montre que le PDMS se comporte de manière analogue à toutes les résines utilisées en microélectronique. La suite logique à ces expériences est de déterminer la qualité de l'adhérence du PDMS avec les substrats que nous projetons d'utiliser : le Kapton® et le FEP®.

III.4. Adhérence du PDMS avec le Kapton®

L'étude suivante cherche à déterminer les conditions pour une adhérence optimale. Nous faisons varier les paramètres suivants : l'épaisseur déposée, le temps de recuit, les traitements de surface des substrats, les épaisseurs des substrats, le ratio du PDMS. L'adhérence est testée par le procédé peel test.

III.4.1. Tests d'adhésion Kapton® HN-PDMS et FEP®-PDMS

A chaque variation d'un paramètre, plusieurs échantillons sont réalisés pour procéder à des tests. Les manipulations sont organisées en groupe. Les procédés les plus simples ont d'abord été testés puis en fonction des résultats obtenus, le procédé de fabrication a été enrichi d'étapes ou modifié pour obtenir une adhérence satisfaisante. Le Kapton® et FEP® utilisés ont une épaisseur de 125µm. Les tests sont d'abord réalisés sur des substrats de Kapton® puis sur des substrats de FEP®.

	Kapton® - PDMS	Kapton®-PDMS +Kapton® Echantillons (Xn)	Kapton®-PDMS + Kapton®-PDMS Echantillons (Xn)
Ratio 1 :10	X	a1, b1, c1, d1, e1, g1	a2, b2, d2, e2, g2
Ratio 1 :15	X	f1	f2
Recuit 30mn	X	a1,	a2, c2
Recuit 60mn	X	b1, c1, e1, f1	b2, d2, f2, g2
Recuit à 95°C	X	a1, c2	a2, c2
Recuit à 75°C	X	b1, d1, f1, g1	b2, d2, f2, g2
Avec Plasma O ₂	X	c1, d1, e1, f1	c2, d2, f2, g2
Masse de 100g		d1	c2
Bonder avec force de 1500N		e1	d2
Bonder avec force de 3500N		c1, f1, g1	c2, f2, g2
Epaisseur de 20µm de PDMS	X	a1, b1, e1, f1	
Epaisseur de 10µm + 10µm de PDMS			a2, b2, e2, f2

Tableau III-4 : Récapitulatif des manipulations réalisées.

Les paramètres initiaux sont ceux utilisés pour l'étalonnage de l'épaisseur de PDMS (voir Tableau III-4). Le peel-test est d'abord réalisé sur un substrat seul de Kapton® (ou FEP®, voir Figure III-20(a)). La deuxième manipulation est faite sur deux substrats mis en contact avec la couche de PDMS déposée sur un seul substrat (voir Figure III-20(b)). Enfin une troisième manipulation consiste à déposer une couche de PDMS sur chaque substrat et de mettre les substrats en contact (voir Figure III-20(c)).

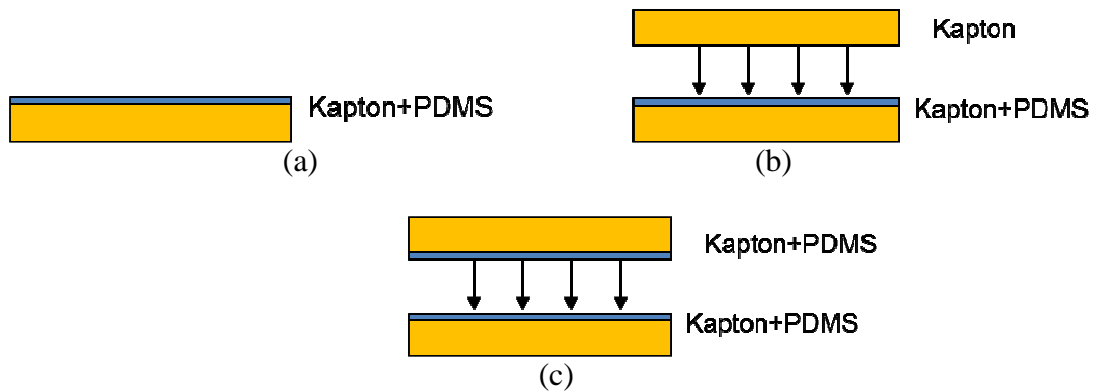


Figure III-20 : Schéma des échantillons préparés pour le peel test. (a) Un seul substrat de Kapton® comportant une couche de PDMS ; (b) Deux substrats en Kapton® avec PDMS déposé sur un seul substrat ; (c) Deux substrats en Kapton® avec PDMS déposé sur les deux substrats.

Série de tests :	préliminaire
Spin-coating1	3000tr/min; 3000tr/min/s; 90s
Recuit1	30mn, 95°C
PDMS	Sylgard® 184
Substrat	vierge
Ratio	10:01

Tableau III-5: paramètres du procédé initial sans traitement de surface du Kapton®.

Les résultats du peel-test obtenus pour la première série de manipulations montrent que le PDMS adhère au Kapton® et ne se décolle pas. Le deuxième test montre que le substrat ajouté se décolle et le dernier test montre un décollement au niveau de l'interface PDMS-PDMS. Les mêmes tests ont été réalisés avec des substrats de FEP® de 125µm d'épaisseur. Les résultats observés sont identiques.

Les mêmes résultats ont été obtenus avec des substrats comportant des motifs en or ou en cuivre. Il est à noter que les motifs métalliques déposés sur le Kapton représentent un faible pourcentage de la surface totale. Le PDMS étant déposé sur toute la surface du Kapton®, le métal ne représente qu'une faible surface par rapport à la surface de Kapton™ comme de PDMS.

Ces manipulations permettent de conclure que le lien PDMS-PDMS est plus faible que le lien Kapton (FEP) PDMS en l'absence de traitement de surface. Lorsque le PDMS est déposé sur deux substrats et que ces derniers sont mis en contact, le peel-test montre que les substrats

se décolle au niveau de l'interface PDMS-PDMS. Une deuxième conclusion est qu'un procédé d'élaboration plus complexe est nécessaire pour les capteurs visés.

III.4.1.1. Paramètres de recuit

D'après la littérature [13] et certains tests réalisés, le recuit du PDMS a une influence sur plusieurs paramètres comme l'épaisseur du PDMS, le module d'Young et également sur l'adhésion. Dans les travaux de Fuard [13], une grande gamme de temps de recuit et de ratio réticulant:prépolymère ont été testés. L'adhésion de cellules vivantes sur le PDMS a également été quantifiée. Dans [14] de nombreux traitements thermiques ou utilisés en microélectronique ont été effectués sur des échantillons de PDMS et l'angle de contact a notamment été employé pour estimer l'adhérence de cellules organiques, le comportement adhérent étant similaire pour des cellules ou pour des couches de matériaux inorganiques. Par rapport à ces références bibliographiques, nous cherchons à obtenir une couche de PDMS de bien plus faible épaisseur, de faible module d'élasticité et d'angle de contact faible.

Nous avons jusqu'à présent utilisé un paramètre de recuit de 95°C pendant 30 minutes. Des nouveaux essais ont été faits avec un recuit plus long et à une plus faible température, 75°C pendant 60 minutes.

Les résultats observés pour le peel test sont identiques concernant le substrat de Kapton® seul. Quand un deuxième substrat est ajouté lors du deuxième essai de peel-test (voir Figure III-20), il se décolle partiellement : 20% du PDMS reste sur le substrat d'origine. Une partie du PDMS reste cependant collée au deuxième substrat. La troisième manipulation montre toujours un décollement à l'interface PDMS-PDMS. Le fait qu'il reste une partie de PDMS sur le Kapton après peel test montre que l'adhérence entre le Kapton et le PDMS est améliorée.

Les manipulations précédentes ont également été réalisées sur des substrats de FEP® et les résultats sont identiques. En effet quand la deuxième manipulation est faite (deux substrat mis en contact mais le PDMS n'est que sur l'un des substrats) on voit qu'une surface de PDMS (de l'ordre de 20% de la surface totale) reste accrochée sur le substrat.

En changeant les paramètres du recuit il semble que l'adhésion est améliorée mais pas assez pour que les substrats restent collés après le peel test. Le recuit comme seul traitement

ne permet pas d'assurer une adhésion suffisante. Il est donc nécessaire d'étudier d'autres traitements, et notamment le traitement par plasma d'oxygène.

III.4.1.2. Paramètres de traitement par plasma d'oxygène.

Les conditions expérimentales de dépôt sont identiques à celles mentionnées dans le Tableau III-5. Ce dépôt est suivi d'une étape de traitement de la surface du Kapton® et du PDMS par plasma d'oxygène. Le but du plasma d'oxygène est d'améliorer la mouillabilité du Kapton® et PDMS et par conséquent de renforcer la cohésion de l'ensemble Kapton®-PDMS-PDMS-Kapton®. Les conditions de dépôt sont : $P_u = 240\text{W}$, $t = 90\text{s}$ et $PO_2 = 0,4\text{ mBar}$.

Le peel test n'a montré aucune différence pour les deux premiers essais. Cependant le troisième test, qui consiste à mettre en contact deux substrats comportant chacun une couche de PDMS, montre que le substrat ayant subi la traction se décolle du reste de l'ensemble. Aucun décollement n'est observé au niveau de l'interface PDMS-PDMS mais seulement à l'interface Kapton®-PDMS. Ces tests prouvent que le traitement plasma améliore l'adhérence entre les deux couches de PDMS.

Les essais avec plasma d'oxygène ont également été réalisés avec des substrats de FEP®. Les résultats sont identiques. Ces résultats sont cohérents avec une étude réalisée par Rezai *et al.* [15] : la publication présente une méthode de collage parylène / PDMS utilisant un mélange de plasma de O_2 , N_2 et SF_6 avec différents ratio. Les meilleurs résultats sont obtenus pour un mélange de SF_6 et N_2 . La force d'adhésion résultante est pratiquement 4 fois supérieure : 0.4 MPa sans traitement plasma et 1.4 MPa avec.

Les expériences réalisées dans la partie III-2 sur l'étude de l'état de surface montrent que la mouillabilité n'est que légèrement modifiée avec le plasma d'oxygène. Néanmoins, même si l'angle de contact est peu modifié par le plasma d'oxygène, il semble que ce traitement ait un effet bénéfique inattendu sur l'adhérence du PDMS.

III.4.1.3. Paramètre de collage

Pour les tests réalisés jusqu'à présent le second substrat est simplement déposé sur le premier. L'application d'une force sur les substrats lors du recuit permet également d'améliorer l'adhésion. Plusieurs séries de tests sont réalisées soit en déposant une masse sur

les substrats, soit en exerçant une force constante à l'aide d'une machine de bonding EVG501. Les paramètres de process restent identiques, seul le paramètre de collage « force » étant ajouté. Le Tableau III-6 résume les résultats obtenus en fonction de la force appliquée.

Force / masse	Résultat
1 kg	Aucune amélioration
1500 N	Décollement difficile
3500 N	Décollement impossible

Tableau III-6 : Résultats du collage pour différentes forces appliquées.

III.4.1.4. Bilan intermédiaire

Les expériences menées jusqu'à présent montrent que l'allongement de la durée de recuit, le traitement préalable de la surface du Kapton® ou FEP® et du PDMS avec un plasma et l'application d'une force constante améliorent l'adhésion. Le résultat atteint à ce stade de l'étude permet de conclure à une adhésion suffisante pour maintenir la cohésion des capteurs à l'interface PDMS-PDMS ainsi qu'à l'interface Kapton®, FEP®-PDMS.

Dans la littérature, certaines équipes utilisent différents ratios entre les deux constituants du PDMS Sylgard®184 ([14]) pour améliorer l'adhérence. La différence de concentration de réticulant semble jouer un rôle à l'interface, probablement par des effets de diffusion. Les tests réalisés n'ont pas permis de mettre en évidence une amélioration de l'adhésion liée à la différence de concentration du réticulant.

III.4.1.5. Bilan général pour le Kapton® et FEP® non métallisé

Un ensemble de tests a été réalisé. Les conclusions sont qu'il est préférable d'utiliser un recuit long (70°C-1h), d'effectuer un traitement de surface par plasma d'oxygène et de promouvoir l'adhésion par pression externe pour obtenir une bonne adhésion. L'effet de la composition du PDMS n'a pas été mis en évidence.

III.4.1.6. Manipulation Kapton® initialement métallisé double face – PDMS

Le Kapton® utilisé a une épaisseur de 25µm avec deux couches de 8µm de cuivre. Les mêmes tests d'adhésion sont réalisés pour cette variété de Kapton® que pour le Kapton® HN, dans le même ordre. Certains échantillons testés comportent des motifs gravés dans la couche de cuivre. Les résultats sont similaires à ceux observés pour le Kapton® HN. Cependant il a

été vu qu'une force de 1500N répartie de manière homogène sur la surface suffit à obtenir une adhérence optimale (c'est-à-dire les substrats ne se décolent pas après le peel-test).

III.4.2. Conclusion sur l'adhérence du PDMS

Les résultats des tests réalisés montrent qu'il est possible d'avoir un système Kapton®-PDMS-Kapton® et FEP®-PDMS-FEP® résistant au peel test, et donc garantissant la cohésion d'un ensemble de capteurs fabriqués de cette manière. Néanmoins on constate qu'après quelques essais le système se rompt (en se délaminant). Ceci concerne le Kapton 25 μ m. Les paramètres de dépôts optimaux sont les suivants :

- Application à chaque étape d'un plasma d'oxygène sur le Kapton®, FEP® et sur le PDMS.
- Recuit effectué à 75°C pendant 60 minutes pour avoir la meilleure adhérence au niveau de l'interface Kapton®-PDMS et PDMS-PDMS.
- Les adhésions Kapton®-PDMS FEP®-PDMS et PDMS-PDMS doivent être promues à l'aide d'un traitement par plasma d'oxygène
- Application d'une force de 1500 N à 3500 N lors de la mise en contact.

Nous avons ainsi mis en évidence quelques conditions favorables pour le dépôt des métaux sur les substrats souples. Nous avons également réalisé et testé la qualité de l'adhérence d'une couche flexible en PDMS. Toutes les briques de base du procédé complet sont donc en place pour fabriquer une matrice de capteurs de force.

III.5. Fabrication des capteurs

Les étapes de fabrication en salle blanche étant validées nous allons maintenant procéder à la fabrication des capteurs de force. Dans le chapitre précédent nous avons proposé un design pour une cellule élémentaire du capteur de pression. Cette dernière a été testée et le principe de mesure validé. Nous passons ici à l'étape de prototypage à l'échelle micrométrique. Des cellules à l'échelle 1 et 2 sont prévues ainsi que des matrices 8x8. La première étape du

prototypage est de réaliser un masque de lithographie. Le dessin du masque est réalisé au moyen du logiciel LASI 7. Le masque comporte les motifs des cellules et des matrices. Les cellules sont d'abord dessinées aux deux échelles souhaitées. Les matrices sont obtenues en plaçant chaque cellule et en les interconnectant.

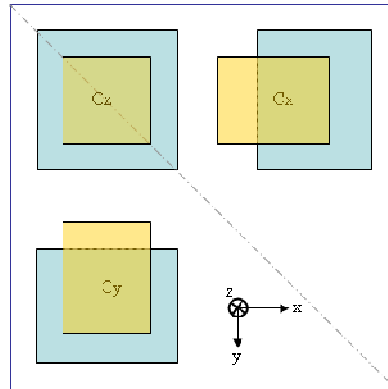
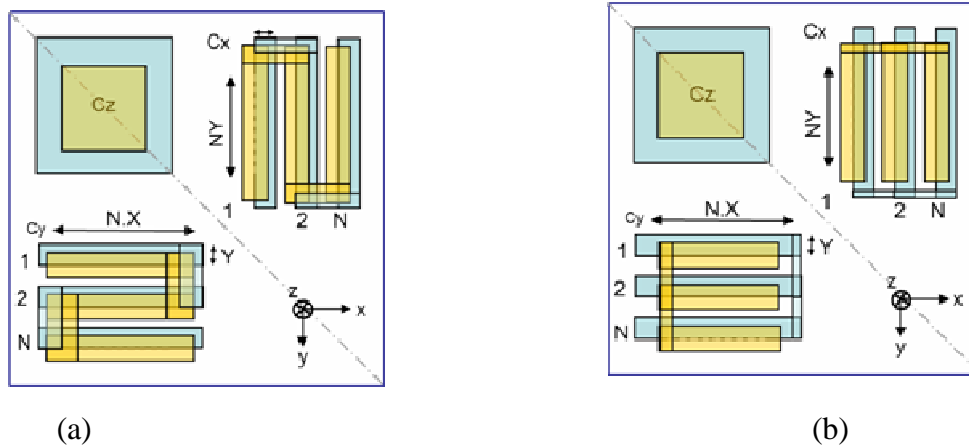


Figure III-21 : Rappel des géométries des électrodes.



(a)

(b)

Figure III-22 : Rappel des formes et dimensions des électrodes. (a) Méandres ; (b) Interdigitées.

Un jeu de masques de « première génération » comportant des électrodes rectangulaires a d'abord été réalisé, puis remplacé par un jeu de « seconde génération » avec électrodes en méandres selon la Figure III-22, afin d'augmenter la sensibilité du capteur de force en cisaillement.

Par ailleurs, pour augmenter encore la sensibilité du capteur de force, on pourra chercher à réduire le module Young de l'élastomère, et/ou avoir recours à des concentrateurs de force.

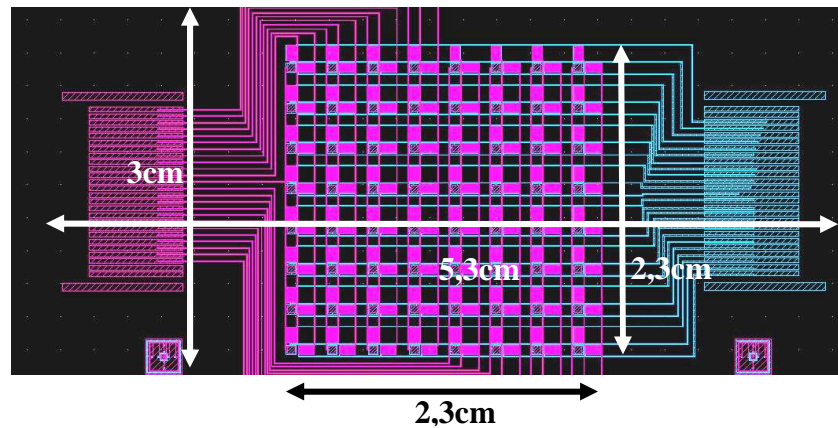


Figure III-23 : Matrice capacitive 8x8 à l'échelle 2 avec configuration en électrodes interdigités.

Des matrices 8x8 pour les architectures à l'échelle 1 et 2 sont implantées sur wafers 4 pouces (Figure III-24).

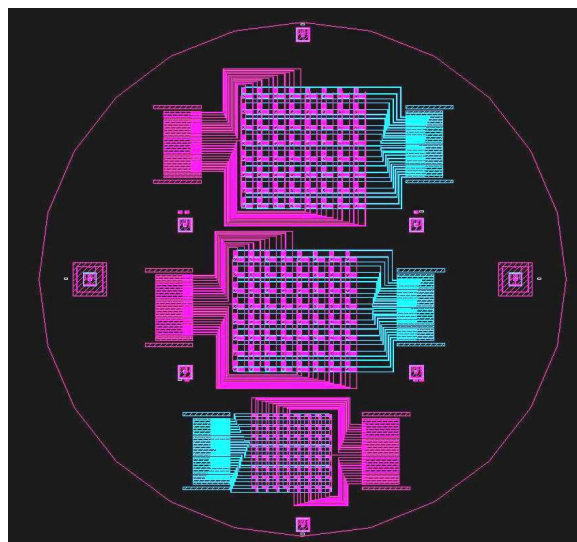


Figure III-24 : Images du dessin de masque pour les matrices en configuration méandre et EDI.

Les cellules capacitives sont connectées en lignes pour les électrodes d'un substrat et en colonnes pour les électrodes du deuxième substrat. Ces connexions forment deux nappes de fils placées à 90° et qui permettent d'adresser une capacité parmi 192. Sur le masque de première génération (non représenté), des connecteurs placés à 90° l'un de l'autre sont prévus. Le masque de deuxième génération comporte également des connexions lignes et colonnes, mais ces dernières sont routées pour être connectées à 180° . La Figure III-23 montre un exemple de matrice d'électrodes méandre à l'échelle 2 avec les lignes de connexion et l'empreinte du connecteur.

Une fois réalisés les masques de lithographie, vient l'étape de fabrication en salle blanche. Les capteurs sont fabriqués sur des substrats en Kapton® d'épaisseur 125µm et 50µm et en FEP® d'épaisseur 125µm. Le procédé de fabrication comporte deux objectifs intermédiaires :

- I) Le micro-moulage de cuivre pour fabriquer les électrodes épaisses
- II) Le dépôt de PDMS et le bonding des substrats

Nous commencerons par détailler le principe du micro-moulage de cuivre, en particulier pour les substrats souples.

III.5.1. Procédé de micro-moulage de cuivre

Les échantillons sont préalablement nettoyés. L'étape de micro-moulage comporte plusieurs étapes technologiques :

- 1) Métallisation du substrat avec dépôt de la sous-couche
- 2) Enrésinement, insolation et développement
- 3) Dépôt électrolytique
- 4) Elimination du moule et gravure de la sous-couche

Dans la partie suivante nous allons détailler chacune de ces étapes.

- 1) Dépôt de la sous-couche

Nous utilisons pour notre procédé des substrats souples polyimide. Ces derniers sont isolants, et pour réaliser un dépôt électrolytique, il est nécessaire d'avoir un substrat conducteur. Dans les travaux réalisés dans [2] une couche de Cu (100nm) est déposée par pulvérisation cathodique pour servir de base au dépôt électrolytique. Nous utiliserons la même sous-couche déposée selon les mêmes conditions.

- 2) Enrésinement, insolation et développement

Après avoir réalisé le dépôt par pulvérisation, les échantillons sont collés sur des substrats en verre (ou silicium) 4 pouces. Pour cela, une résine épaisse (AZ4562) est d'abord déposée

sur le verre. Les substrats en Kapton sont ensuite « marouflés » de sorte que très peu de bulles d'air restent sous la surface. Après avoir collé les substrats polyimide sur le verre une couche de 20µm de résine épaisse (AZ4562) est déposée par spin-coating pour la fabrication du moule.

Les échantillons sont recuits sur plaque chauffante à 90°C avec une rampe de température depuis la température ambiante pendant 60mn. Après cette étape la résine doit être réhydratée. Elle est donc laissée à l'air ambiant pendant au moins 3h.

Un aligneur double face EVG 620 est employé pour l'insolation. La dose d'insolation utilisée pour une résine de 20µm est de 550mJ/cm².

Une fois l'insolation réalisée nous développons nos échantillons dans une solution d'AZ 400K mélangée avec de l'eau DI 1:4. Le développement est fait en deux fois 2 minutes.

3) Dépôt électrolytique

Pour réaliser la croissance il est nécessaire de connaître avec précision la surface sur laquelle le métal est déposé. Les surfaces à métalliser dépendent de motifs présents sur le masque. Pour le masque comportant uniquement des électrodes rectangulaires, la partie supérieure a une surface conductrice de 5,8 cm² et pour les électrodes inférieures la surface est de 7,1 cm². La différence des surfaces entre les deux masques vient des motifs de tests (qui sont exclusivement présent sur la couche inférieure). Pour le masque comportant des méandres et des électrodes interdigitées la partie supérieure a une surface de 5,27 cm² et la partie inférieure de 7,59 cm².

La consigne de courant dépend de la surface à métalliser, la densité de courant est de 30 mA/cm². La vitesse théorique de dépôt est 0,8 µm/min. L'épaisseur voulue est de 8 à 9µm : le temps de dépôt est fixé à 11mn. Après le dépôt les échantillons sont rincés à l'eau DI puis séchés. L'épaisseur de métal déposé est contrôlée au profilomètre mécanique. La moyenne des épaisseurs est de 8,5 µm.

Enfin, préalablement au dépôt, un traitement par plasma d'oxygène court (30s) permet d'améliorer la mouillabilité des surfaces et améliore la pénétration de l'électrolyte dans les petits motifs.

4) Gravure de la sous-couche

Une fois le dépôt électrolytique effectué, nous retirons le moule de résine en plongeant l'échantillon dans un bain d'acétone pendant 20s. L'échantillon est ensuite rincé dans un bain d'éthanol pendant 1 mn et séché à l'azote.

L'étape suivante consiste à graver la sous-couche métallique de cuivre. Cette étape est nécessaire afin d'isoler électriquement les électrodes de cuivre. Nous utilisons une méthode de gravure chimique. Les substrats sont plongés dans une solution d'attaque de chrome pendant 30s, puis rincés et séchés sous flux d'azote. La Figure III-25 montre un détail des motifs de première génération : on y voit des électrodes électrodéposées rectangulaires avec les liaisons vers les pads de connexion à l'électronique.

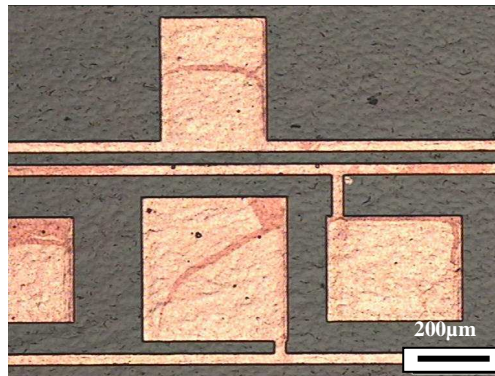


Figure III-25 : Photo au microscope de motifs électrodéposés après gravure de la sous-couche de Ti/Cu.

III.5.2. Dépôt de PDMS

Le PDMS est fabriqué en utilisant un ratio de 10 :1 (10 volumes de pré-polymère pour un volume de réticulant) et une couche de 20 µm est déposée par spin-coating, suivi d'un recuit à 95°C pendant 30mn. L'épaisseur déposée est contrôlée au profilomètre mécanique (DEKTAK).

III.5.3. Alignement et bonding

Pour aligner les substrats nous devons d'abord placer un échantillon dans l'aligneur et se positionner sur un motif d'alignement. Ensuite, nous plaçons le second échantillon dont le

motif d'alignement est ajusté sur celui du premier échantillon. Cette seconde phase de l'alignement peut être effectuée par transparence (si les substrats sont transparents) ou par photographie (Overlay). Dans ce dernier mode de fonctionnement, après avoir placé les objectifs sur un motif d'alignement du premier substrat, une photo du motif est prise. Le second substrat est aligné en superposant les motifs d'alignements avec la photo du premier substrat. Dans le mode de fonctionnement par photographie il n'est pas nécessaire d'avoir un substrat transparent mais les motifs d'alignement doivent être en face arrière du substrat.

Pour l'alignement des motifs nous avons toujours utilisé la méthode par overlay. Une fois l'alignement réalisé et les substrats mis en contact, l'ensemble est placé dans la machine de bonding (EVG 501).

Les paramètres du bonding sont :

- Force : 3500 N
- Temps du bonding : 60 minutes
- Température : 75°C

Après avoir réalisé le bonding, les substrats porteurs sont décollés en les faisant chauffer à 50°C pendant 2 minutes. La résine présente sur les substrats est retirée par spray-coating d'acétone puis d'éthanol. La Figure III-26 (a) montre une vue des détails d'une matrice de capteurs de première génération. La transparence du Kapton permet de voir que les électrodes supérieures et les électrodes inférieures sont bien superposées.

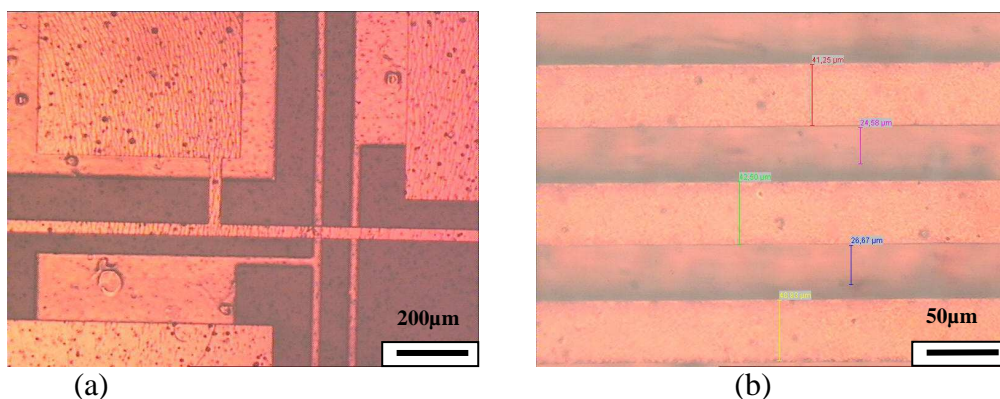


Figure III-26 : Photos au microscope des électrodes après bonding. (a) Cellule avec électrodes en rectangles. (b) Cellule avec méandres.

La Figure III-26 (b) montre des lignes formant les électrodes en méandres des capteurs de seconde génération.

Pour aligner et coller les substrats nous avons vu (d'après plusieurs essais réalisés) qu'il est nécessaire d'avoir une fine couche d'au moins 6 μm de PDMS liquide, servant au scellement,

en plus des couches utilisées comme diélectrique. Dans le cas contraire il n'est pas possible d'ajuster les deux substrats et donc impossible d'aligner correctement les substrats. L'aligneur permet d'atteindre une précision d'alignement avec une erreur inférieure à 3 μm . Il faudra bien évidemment la prendre en compte pour les calculs des capacités, en particulier pour les cellules en forme interdigitées et méandre pour lesquelles une erreur d'alignement de 3 μm engendre une variation non négligeable de la capacité nominale (30%) et diminue la plage de mesure maximale.

III.5.4. Post-traitement

Une fois les échantillons réalisés, les matrices sont découpées. Différentes méthodes de découpe ont été testées : découpe aux ciseaux, scalpel et massicot. Chaque méthode a permis d'obtenir des échantillons utilisables.

Néanmoins lors de cette étape de post-traitement, on observe que l'adhérence entre le Kapton® et le PDMS n'est pas suffisante. En effet on observe un décollement du dispositif à l'interface Kapton®-PDMS. La cause pourrait être le fait du module d'élasticité du PDMS qui est de l'ordre de 1000 fois plus faible que celui du Kapton®. Ainsi les déformations liées à la flexion du Kapton® et à l'écrasement du PDMS introduisent des efforts localement très intenses pouvant être à l'origine des décollements. Il apparaît aussi que les contraintes mécaniques appliquées lors de la découpe d'un dispositif Kapton®-PDMS- Kapton® décollent l'interface PDMS-PDMS. Cette autre cause de décollement semble être liée au recuit des substrats. En effet les substrats sont tous deux enduits de PDMS et recuits à l'étuve. Ils sont ensuite alignés puis mis en contact. Le PDMS est presque totalement polymérisé et susceptible de moins bien adhérer[18].

Une solution a été apportée à ces inconvénients, tout d'abord à l'interface Kapton / PDMS en utilisant du Kapton® d'épaisseur 50 μm ou 25 μm . La diminution d'épaisseur permet par ailleurs d'augmenter la flexibilité de la structure multicouche. En élasticité, la déformation d'une poutre est inversement proportionnelle au cube de son épaisseur. Une réduction de l'épaisseur du Kapton de 125 μm à 50 μm augmente la flexibilité par un facteur 15. D'autre part, à l'interface PDMS / PDMS, les échantillons ne sont que partiellement recuit avant l'étape de scellement des substrats.

Une autre approche consiste à recuire totalement les substrats et ensuite à déposer une fine couche d'épaisseur $6\ \mu\text{m}$ de PDMS liquide sur l'un des substrats avant de procéder au collage. Cette fine couche sert de couche de colle. Le PDMS liquide agit sur les tensions de surface et amalgame les deux couches de PDMS en un seul bloc. Les contraintes d'usage de la tournette et l'aligneur imposent la couche de $6\ \mu\text{m}$ de PDMS à l'interface avant le collage, épaisseur qui ne s'ajoute après recuit que partiellement à l'épaisseur préalablement déposée sur les deux substrats de Kapton.

L'étape suivante concerne la connexion de la structure multicouche par wedge bonding sur des supports en PCB. Ces derniers serviront à faire l'interconnexion avec l'électronique de mesure des capacités. Les matrices comportant deux faces, les reports de contacts sont réalisés sur deux PCB indépendants. Les résultats sont montrés à la Figure III-27 pour une matrice de première génération de zone active de $1\ \text{cm}^2$.

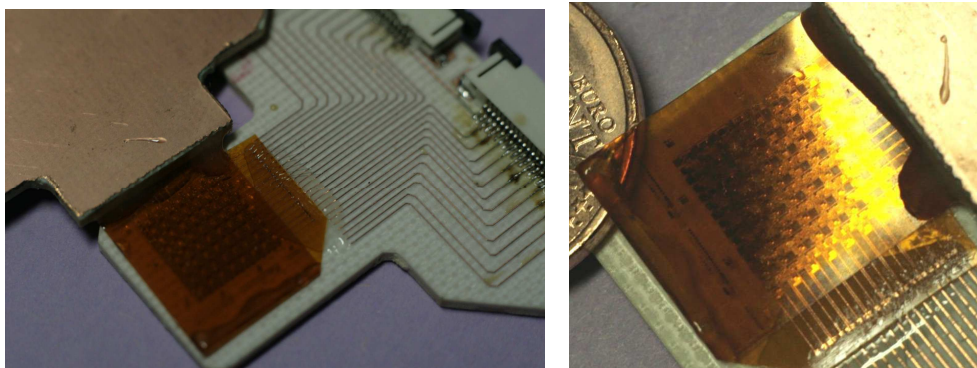


Figure III-27 : Capteur de force matriciel 8x8 monté sur un support PCB.

On remarque que le support PCB employé est rigide. Ce support est au départ nécessaire pour tester le capteur par l'application d'une force connue sur une surface restant plane.

Les matrices comportant les électrodes en méandre et des électrodes interdigitées ont également été réalisés selon les mêmes procédés de micro-moulage et de dépôt de PDMS. Ces matrices comportent des pads de connexions prêts à être enfichés dans des connecteurs Molex à 26 contacts. Les résultats sont illustrés à la Figure III-28.

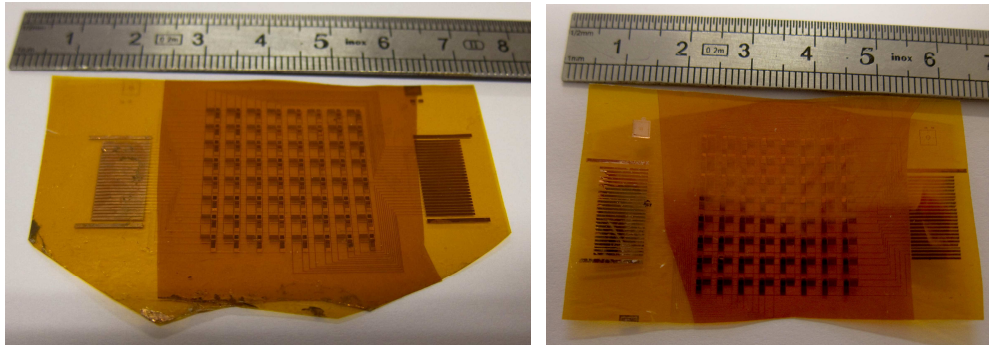


Figure III-28 : Photo des matrices comportant les pads de connexions et électrodes en méandres et EDI.

III.6. Bilan et conclusion

Ce chapitre était consacré à la fabrication de matrices capacitives sur Kapton et FEP avec comme diélectrique le PDMS. Le dépôt de couches métalliques épaisses de $8\ \mu\text{m}$ ainsi que le problème de l'adhérence de couches métalliques sur Kapton et FEP caractérisés quant à leur énergie de surface, a été traité à partir du savoir-faire de l'IEF, notamment par exposition des surfaces à traiter à un plasma d'oxygène et par corrélation de la qualité de l'adhérence avec des mesures d'angle de contact. Des matrices de capteurs sur Kapton® et FEP® ont ainsi été réalisées. Une étude des paramètres de dépôt du PDMS a été réalisée notamment sur la composition réticulant/pré polymère, la centrifugation et la température/durée du recuit pour maîtriser l'épaisseur de dépôt et optimiser l'adhérence sur différents substrats. Aucune influence notable n'a pu être dégagée quant à l'effet de la composition du PDMS sur la qualité de l'adhérence. Par contre, une température de chauffage plutôt basse (75°C) et un temps de recuit plutôt long (1h) sont apparus comme préférables.

La première méthode de fabrication consiste à enduire deux substrats de Kapton d'épaisseur $125\ \mu\text{m}$, dont les surfaces ont été activées par exposition à un plasma d'oxygène et sur lesquelles des électrodes épaisses Ti-Cu ont été gravées par croissance électrolytique, d'une couche de PDMS partiellement recuite, puis à fusionner les deux couches sous une pression externe de 1500 N à 3000 N. Cependant, quand les substrats ont été découpés, il s'est avéré que les contraintes mécaniques de cisaillement et torsion produisaient des délaminages aux interfaces Kapton/PDMS et PDMS-PDMS. Les substrats en Kapton ont alors été réduits à une épaisseur de $50\ \mu\text{m}$ afin d'augmenter la flexibilité de la structure multicouche et réduire les contraintes de cisaillement nécessaires à la découpe. Par ailleurs, après avoir constaté que

les deux substrats se décollaient lors des efforts appliqués pour la découpe ou pour la mise en forme par pliage du capteur, le procédé de recuit de la couche de PDMS permettant de lui conférer son épaisseur nominale, a été modifiée. La méthode alternative a consisté à recuire complètement les deux couches de PDMS pour atteindre l'épaisseur nominale souhaitée de $2 \times 10 \mu\text{m}$, puis à les amalgamer par dépôt et mise sous pression d'une couche intercalaire liquide de PDMS d'épaisseur $6 \mu\text{m}$.

Le PDMS sert donc de diélectrique pour les capacités. Le recuit de ce dernier n'a pas modifié sa souplesse. Il est possible de le métalliser, mais il reste à trouver les conditions satisfaisantes d'une métallisation robuste et compatible avec les forces et déformations qui seront exercées sur le capteur.

Nous devons également faire une étude quantitative de l'adhérence des métaux sur les substrats souples (Kapton et FEP) ainsi que de l'adhérence de l'interface PDMS/PDMS et PDMS sur les électrodes. Ces tests seront faits dans le chapitre consacré à la caractérisation des dispositifs obtenus. Les tests électriques et sous contraintes des matrices devront également être réalisés pour une caractérisation complète des capteurs obtenus.

A ce stade le PDMS reste un bon candidat pour la fabrication du capteur de force capacitif.

Les méthodes de métallisation du PDMS seront décrites dans le prochain chapitre.

III.7. Références bibliographique du chapitre III

- [1] http://www2.dupont.com/Kapton/en_US/tech_info/index.html
- [2] M. Woytasik, “*Etude des procédés de fabrication de microdispositifs électromagnétiques sur supports souples pour l’imagerie médicale (IRM) et le contrôle non destructif des matériaux*”, Thèse de Doctorat de l’Univ. Paris-Sud, 2005.
- [3] <http://www.boussey-control.com/tension-superficielle/tension-surface-naturelle.htm>
- [4] J. Barton, C. Guillemet, “*Le Verre*”, 2002.
- [5] S. Bistac., F. Vallat, J. Schultz, “*Adhesion in polymer/steel sandwiches*”, European Adhesion Conference, EURADH’92, 1992.
- [6] S. L. Cram; G. M. Spinks; G. G. Wallace; H. R. Brown, “*Electropolymerised acrylic coatings for polymer-metal adhesion enhancement*”, vol. 17, no10, pp. 1403-1423, 2003.
- [7] Y. Seong Hyun; C Cohen; C-Y Hui “*Mechanical and swelling properties of PDMS interpenetrating polymer networks*”, Polymer, vol. 47, Iss. 17, pp. 6226-6235, 2006.
- [8] A Mata, C Boehm, A Fleischman, GF Muschler, S. Roy “*Analysis of connective tissue progenitor cell behavior on various formulations of polydimethylsiloxane smooth and channel micro-textures*”, Biomedical Microdevices; 4; 4:267-275, 2002.
- [9] S Rosset; M. Niklaus; P Dubois; H Shea, “*Mechanical characterization of a dielectric elastomer microactuator with ion-implanted electrodes*”, Sensors and Actuators A 144 (2008) 185–193.
- [10] M. Rutnakornpituk, “*Surface and mechanical properties of microporous membranes of poly(ethylene glycol)epolydimethylsiloxane copolymer/chitosan*”, Polymer, vol. 47, Iss 23, pp. 7909-7917, 2006.
- [11] F Schneider, T Fellner, J Wilde, U Wallrabe “*Mechanical properties of silicones for MEMS*”, J. Micromech. Microeng., 18 (2008) 065008 (9pp).
- [12] <http://en.wikipedia.org/wiki/Polydimethylsiloxane>
- [13] D. Fuard, T. Tzvetkova-Chevolleau, S. Decossas, P. Tracqui, P. Schiavone, “*Optimization of poly-di-methyl-siloxane (PDMS) substrates for studying cellular adhesion and motility*”, Proceedings of the Micro- and Nano-Engineering 2007 Conference - MNE 2007.
- [14] A Mata, A J. Fleischman, S Roy, “*Characterization of Polydimethylsiloxane (PDMS) Properties for Biomedical Micro/Nanosystems*”, Biomedical Microdevices, Volume 7, Number 4, 281-293, 2005.
- [15] P. Rezai, P. R. Selvaganapathy and G. R. Wohl “*Plasma Enhanced Bonding of Polydimethylsiloxane (PDMS) With Parylene*”, Transducers’11, Beijing, China, June 5-9, 2011.

- [16] P. Peng, R. Rajamani, and X. Yu “*Flexible Micro-Tactile Sensor For Normal and Shear Elasticity Measurements*”, Transducers’11, Beijing, China, June 5-9, 2011.
- [17] V. A. Ogarev, T. N. Ivanova, V. V. Arslanov, and A. A. Trapeznikov “*Spreading of Drops of Polydimethylsiloxane on Solid Horizontal Surfaces*” Translated from *Izvestiya Akademii Nauk SSSR, Seriya Khimicheskaya No. 7*, pp. 1467-1473, July, 1973.
- [18] M. A Eddings, M. A Johnson, B. K Gale “*Determining the optimal PDMS–PDMS bonding technique for microfluidic devices*” *Journal of Micromechanics and Microengineering* (2008).

Chapitre IV

IV. Etude de la métallisation du PDMS

IV.1. Introduction

Les méthodes de métallisation de substrats souples comme le Kapton® et le FEP® ont été décrites dans les chapitres précédents. Le PDMS sert à la fois de couche diélectrique et d'adhésif pour coller les substrats ainsi que de couche mécanique flexible assurant les déformations sous l'action des forces appliquées.

Ce chapitre présente les méthodes de réalisation des matrices de capteurs de force utilisant non plus le Kapton ou le FEP mais directement le PDMS comme substrat. L'avantage de se servir du PDMS comme support est sa grande compliance dans les trois directions x, y et z, propriété qui sera mise à profit pour augmenter la sensibilité et la résolution spatiale des forces de cisaillement des structures déjà dimensionnées. Une métallisation directe par des procédés classiques de la microélectronique a été envisagée : évaporation ou pulvérisation cathodique pour réaliser une sous-couche conductrice puis croissance électrolytique de cuivre. L'intérêt des électrodes épaisses de quelques microns est de faciliter la mise en contact avec l'électronique de mesure.

Ce chapitre présente les travaux effectués pour parvenir à une métallisation du PDMS, par différentes technologies, certaines déjà décrites dans la littérature. Il conduit à un procédé de réalisation d'électrodes épaisses enfouies dans le PDMS.

IV.2. Les méthodes de métallisation

Des méthodes conventionnelles de métallisation du PDMS sont décrites dans la littérature. Néanmoins, un certain nombre de travaux montrent que des craquelures peuvent apparaître très facilement dans les films déposés [1-8]. Il nous faut donc examiner ces méthodes par rapport au capteur à développer.

Les méthodes envisageables pour la métallisation du PDMS sont :

- L'évaporation et la pulvérisation cathodique
- La méthode par shadow masking [6], [7], [8]
- La métallisation directe par lift-off [4], [5]
- L'impression par microcontact [1], [2], [3]
- La métallisation par transfert de film

La première étude menée a consisté à reproduire les techniques de métallisation mentionnées ci-dessus en commençant par la pulvérisation cathodique et l'évaporation. Un substrat de verre est utilisé comme support rigide de dépôt et manipulation du PDMS dans les bâtis de métallisation.

Comme pour le Kapton et le FEP employés jusqu'ici comme substrats, une étude de l'énergie de surface du PDMS et sa mouillabilité est menée en mesurant l'angle de contact d'une goutte d'eau désionisée et son évolution au cours du temps (Figure IV-1), avant et après application d'un plasma d'oxygène. Les conditions d'application du plasma ($P = 240 \text{ W}$, $p(\text{O}_2) = 0,4 \text{ mBar}$, $t = 90\text{s}$) sont identiques à celles employées pour le Kapton®.

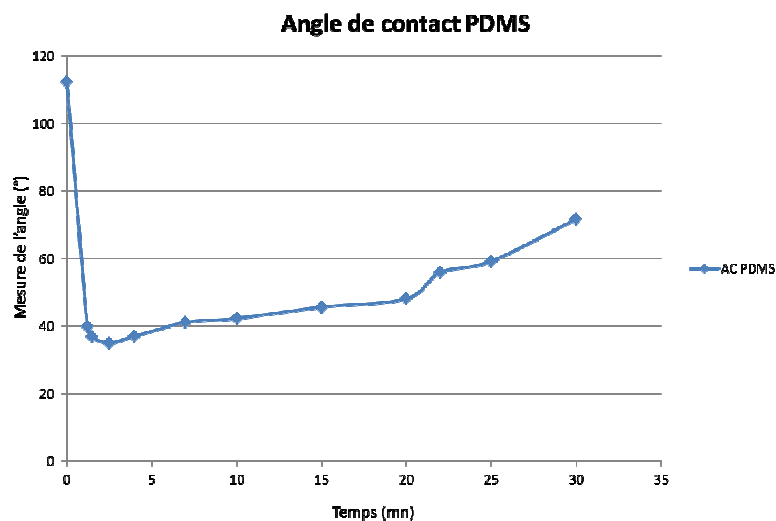


Figure IV-1 : Evolution de l'angle de contact à la surface du PDMS traité par plasma d'oxygène.

On constate que le plasma d'oxygène permet d'améliorer ici aussi la mouillabilité de la surface du PDMS. L'effet est conservé durant approximativement 10 mn. Comme pour les deux autres substrats utilisés dans ce mémoire, cette expérience met en évidence le rôle de promoteur d'adhérence du traitement par plasma d'oxygène, qui sera donc appliqué systématiquement avant métallisation du PDMS.

IV.2.1. La Pulvérisation cathodique

De la même manière que pour le Kapton®, une bicouche de Ti/Cu est déposée sur la surface du PDMS. Les conditions de dépôt sont identiques à celles utilisées au chapitre III avec pour le titane 600s de décapage -120 s pour le dépôt. Pour le cuivre, les temps sont 120 s de décapage -220s pour le dépôt. Des photos de substrats de verre recouverts d'une couche de 150 μm de PDMS après pulvérisation cathodique sont illustrées à la Figure IV-2.

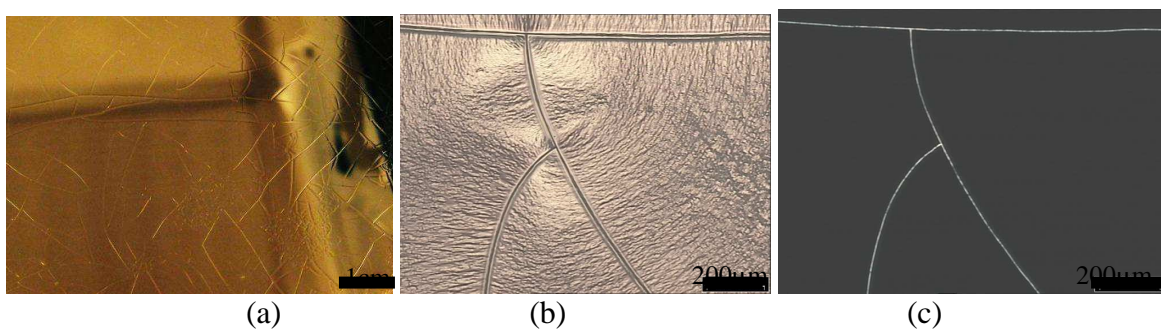


Figure IV-2 : Photos d'un échantillon de PDMS métallisé, d'épaisseur 150 μm . (a) pulvérisation cathodique. Des fissures sur la surface de l'échantillon sont visibles. (b) évaporation, vue de dessus. (c) évaporation, vue de dessous (échelle 200 μm).

La Figure IV-2 (a) montre l'état de surface du PDMS après métallisation par pulvérisation. Une observation au microscope optique par la face arrière montre que ces fissures mesurent plus de 10 μm de large. Les photos de la Figure IV-2 (b) et (c), prises au microscope optique montrent que les fissures traversent toute l'épaisseur du métal.

Plusieurs phénomènes peuvent être à l'origine de ces fissures : le gonflement du film sous l'effet de la dépression dans la chambre de dépôt ou encore l'échauffement de la couche superficielle de PDMS lors du dépôt. En effet si le film est étiré et qu'ensuite le métal est déposé à la surface, il est probable que le métal se craque quand le film se rétracte en revenant à la pression atmosphérique. Dans l'hypothèse d'un échauffement de la surface du PDMS,

l'énergie des particules pulvérisées arrivant à la surface du polymère est de l'ordre de 3-10 eV, soit au moins trente fois supérieure à celle des particules évaporées, de l'ordre de 0,1 eV. Si la déformation mécanique de la surface du PDMS par bombardement a une importance, il devrait y avoir une différence entre la taille des fissures observées par évaporation et celles observées par pulvérisation.

On constate par ailleurs que la couche ne présente pas de continuité électrique, comme les images de la figure IV-3 le laissent supposer. Le procédé de croissance électrolytique n'est donc pas applicable en l'état.

IV.2.2. Métallisation par évaporation

Le bâti d'évaporation (canon PLASSYS) utilisé à l'IEF ne permet pas le dépôt de cuivre, pour des raisons de compatibilité de procédés et de contaminations qui pourraient en résulter. La métallisation du PDMS est donc précédée d'une étape d'évaporation d'une sous-couche de 10 nm de titane et 100 nm d'or. Après dépôt (Figure IV-3), des fissures apparaissent sur le substrat. Les hypothèses évoquées dans le cas de la pulvérisation cathodique sont toujours valables. La morphologie de ces fissures et les déformations sont très semblables à celles obtenues par pulvérisation. Cependant, si la pression de travail est de $9,5 \cdot 10^{-7}$ mBar (contre $8 \cdot 10^{-6}$ mBar en pulvérisation), le dépôt obtenu par évaporation provoque un échauffement bien moindre de la surface du PDMS.

Enfin, si les films de métal sont fissurés, il ne semble pas que la couche de PDMS le soit également. Le simple passage sous vide d'un substrat de PDMS dans la chambre d'évaporation ne fait pas apparaître de fissurations.

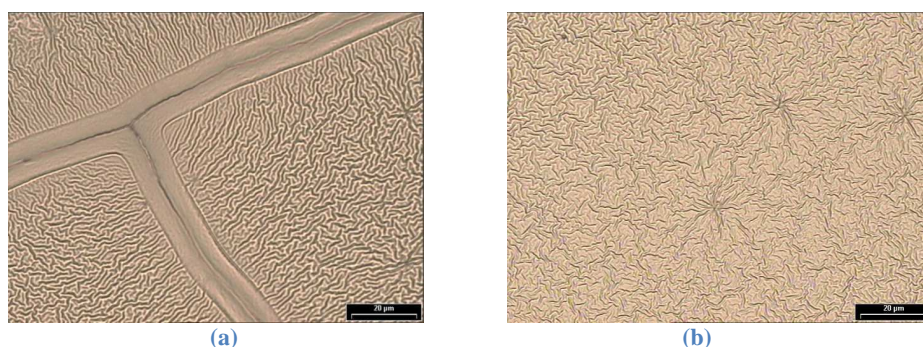


Figure IV-3 : Photos au microscope d'un échantillon métallisé avec une couche de Ti/Au (10nm/100nm ; échelle 20 µm). (a) Fissure apparente, (b) Surface contrainte.

La grande différence par rapport aux résultats de pulvérisation réside dans la continuité électrique du film : des tests à l'ohmmètre indiquent une résistance de $1,5 \Omega$. Cette valeur est obtenue quelle que soit la position des pointes sur le diamètre du wafer. Cette continuité électrique étant la condition nécessaire pour le dépôt électrolytique prévu dans la suite du process : il est donc possible, à l'issue du dépôt d'une sous-couche évaporée de poursuivre la métallisation par croissance d'une couche épaisse de cuivre.

IV.2.3. Dépôt de cuivre épais sur PDMS

Une couche de $20 \mu\text{m}$ de résine AZ4562 est d'abord déposée, puis un recuit en rampe à la température ambiante à 90°C est ensuite réalisé pendant 60 minutes. La montée en température se fait en 15 mn et le recuit total dure 60 mn. Enfin, le substrat est insolé et développé. Un contrôle au microscope optique permet d'observer que les fissures ne changent pas de morphologie après la lithographie. La continuité électrique est conservée.

Le dépôt électrolytique est réalisé de manière analogue au procédé sur Kapton® et FEP® (densité de courant de 30 mA/mm^2 , la consigne en courant est calculée selon la surface des motifs). En raison de la forte compliance du PDMS, des précautions particulières doivent être prises ici pour ne pas détériorer les zones de prise de contact électrique lors du dépôt. Le temps de dépôt est de 11 minutes pour obtenir une épaisseur moyenne de $8,5 \mu\text{m}$.

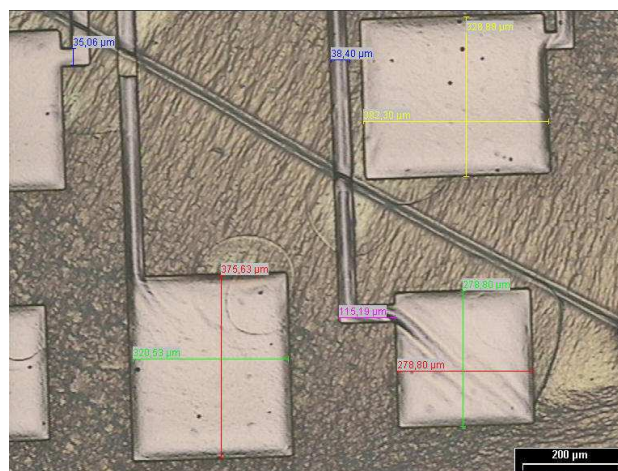


Figure IV-4 : Photo au microscope de motifs métalliques électrodéposés sur une sous-couche Au/ti évaporée sur un substrat en PDMS (échelle 200 µm).

La Figure IV-4 montre des motifs correctement électrodéposés. Les motifs clairs sur la photo correspondent à un dépôt de cuivre épais et de même épaisseur dû au dépôt électrolytique. Cependant les fissures n'ont pas disparu. Il apparaît que la croissance par électrodéposition sur des zones de fissures est sans doute associée à des variations ohmiques locales non négligeables pouvant ralentir voire localement stopper la croissance électrolytique. Ainsi, si le dispositif final est a priori exploitable, les zones fissurées restent probablement des zones de fragilité mécanique ne permettant pas de garantir la continuité électrique lorsque le capteur sera déformé.

IV.2.4. Bilan de la métallisation par évaporation et pulvérisation

Les résultats obtenus par pulvérisation cathodique montrent que cette méthode ne permet pas de métalliser le PDMS. En effet, si du métal est bien présent à la surface du PDMS, il n'y a pas de continuité électrique, ce qui rend ce film inexploitable.

La métallisation par évaporation permet d'obtenir une sous-couche métallique avec continuité électrique sur tout le substrat. Des mesures locales de résistivité ohmique sont délicates à mener, mais, a posteriori, on constate qu'un dépôt électrolytique permet d'obtenir une vision fine de la conductivité locale de la sous-couche déposée. Il apparaît que la continuité électrique de la sous-couche est assurée sur l'ensemble du substrat, tous les motifs du masque étant apparus après dépôt électrolytique. Cependant, la présence de fissures et de variations locales de résistivité de la sous-couche, notamment dans les zones de fissure, conduit à une inhomogénéité de croissance de la couche électrolytique dans ces régions. Nous pouvons donc conclure que cette méthode n'est pas utilisable pour la réalisation de capteurs de force sur le PDMS.

A ce stade, le PDMS ne peut être métallisé de façon satisfaisante ni par pulvérisation, ni par évaporation suivie d'un dépôt électrolytique.

D'autres procédés sont cités dans la littérature, en particulier le procédé de « shadow masking » [8] consistant à intercaler une couche de résine photosensible entre le PDMS et la couche métallique à déposer : Une couche photosensible de SU8 est ainsi déposée sur un

substrat en PDMS suivi d'un dépôt métallique par évaporation (25 nm d'or). Cependant quand une contrainte même très faible est appliquée sur une telle structure Figure IV-5 (a), il apparaît une fissuration (Voir Figure IV-5 (b)). Par conséquent ce procédé ne peut pas être utilisé pour la fabrication de capteur de force.

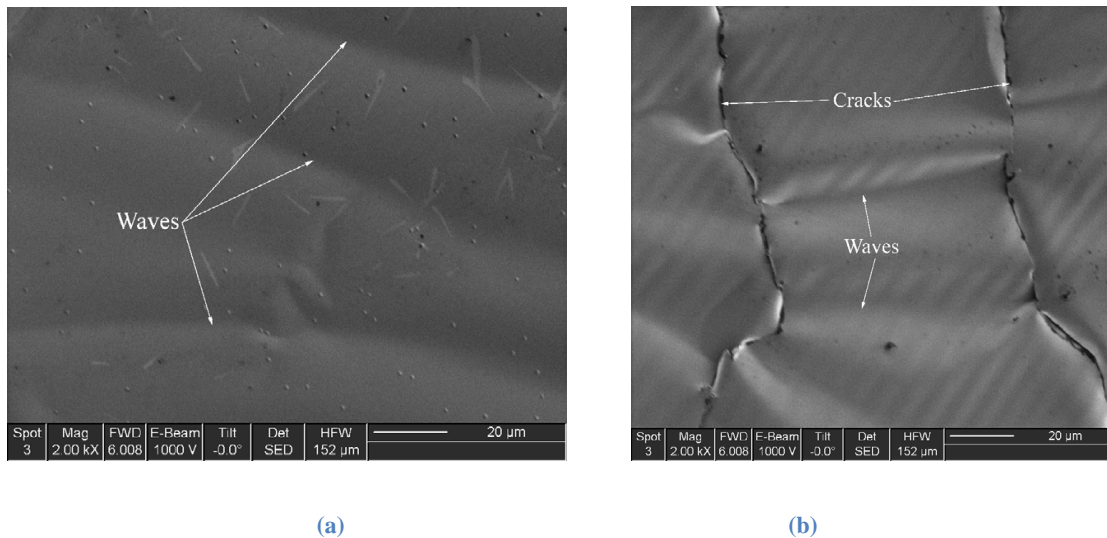


Figure IV-5: Image par microscopie MEB avant et après application d'une contrainte sur les films d'or [8].

Les deux autres procédés de l'état de l'art présentent également des inconvénients. Ils sont dus par exemple pour le dépôt par lift-off à une fissuration du film [1-3] ou à une fragilité du film le rendant inapte à supporter les contraintes envisagées pour le capteur.

Il semble que les méthodes de dépôt classiques, c'est-à-dire les trois premières méthodes envisagées ci-dessus, ne permettent pas de métalliser convenablement le PDMS sans nouveau traitement particulier.

La dernière méthode de métallisation est le transfert de film. Cette méthode consiste à métalliser un substrat présentant une couche de faible adhésion et qualifié de « donneur » et à transférer la couche sur un substrat dit « récepteur ». Le substrat récepteur peut être *a priori* de nature quelconque. Ce procédé de métallisation peut être réalisé seul ou en combinaison des autres procédés de métallisation, par exemple par évaporation.

Dans les travaux réalisés par Y L Loo et al [11], le transfert est celui d'une couche d'or. Le substrat donneur est le PDMS qui a été modelé en forme de tampon (voir Figure IV-6). Le substrat récepteur est un substrat de silicium. La couche de faible adhésion est la couche de PDMS qui est pelée en fin de procédé (« peeling »). Des motifs de PDMS sont formés par

nanoimprint. Des dépôts d'or sont faits sur ces textures de petites dimensions (entre 50nm et 100µm). Cela explique que les fissures ne soient pas apparues. Le scellement puis le transfert sont réalisés en mettant simplement les substrats en contact après un traitement par plasma d'oxygène des surfaces des deux substrats. Les substrats sont ensuite séparés par pelage.

Les craquelures ou les défauts du film ne sont pas décrits dans cette référence, qu'ils soient absents ou sans effet sur les dispositifs. A la lumière de ces travaux, on peut avancer l'hypothèse que des motifs de très petite taille évitent d'intégrer des contraintes sur des grandes surfaces conduisant à des ruptures/fissures du film. Dans le cas des capteurs capacitifs étudiés dans ce mémoire, les surfaces envisagées sont bien plus importantes et ne permettent pas d'assurer l'absence de fissures après texturation de la couche. Par ailleurs, effectuer un dépôt électrolytique sur une couche pré-texturée supposerait une complexité accrue du procédé de fabrication. En revanche, un procédé de transfert de couche adapté à l'application visée est en mesure d'apporter une solution technologique à la fabrication de capteurs capacitifs à diélectrique PDMS.

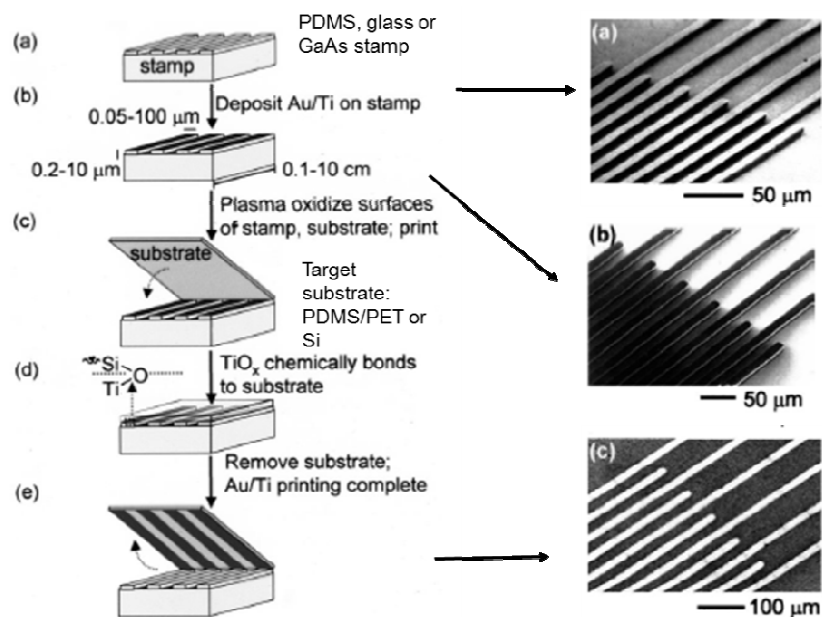


Figure IV-6 : Schéma de principe d'un procédé par transfert de film. et image MEB des dispositifs réalisés [11]

Dans une étude menée par Engel *et al.* [9] un exemple est donné pour rendre le PDMS conducteur sans le métalliser. La méthode est d'introduire des nanotubes de carbone (MWCNT : MultiWall Carbon NanoTubes) métalliques dans le PDMS. Le but de l'étude est

la fabrication de jauges de contraintes (voir Figure IV-7). Le PDMS contenant les NTCs est ensuite enduit de PDMS transparent. Les contacts sont simplement dégagés.

L'intérêt de cette méthode est qu'il est possible de changer le caractère isolant du PDMS et de le rendre partiellement conducteur en y ajoutant des NTCs, il est également possible de mouler le PDMS comme on le souhaite. Néanmoins cette méthode est très coûteuse (prix des NTCs entre 200€ et 2000€ les 10g en fonction des spécificités voulues). De plus il semble compliqué de disperser des NTCs et former des électrodes pour former des capteurs capacitifs.

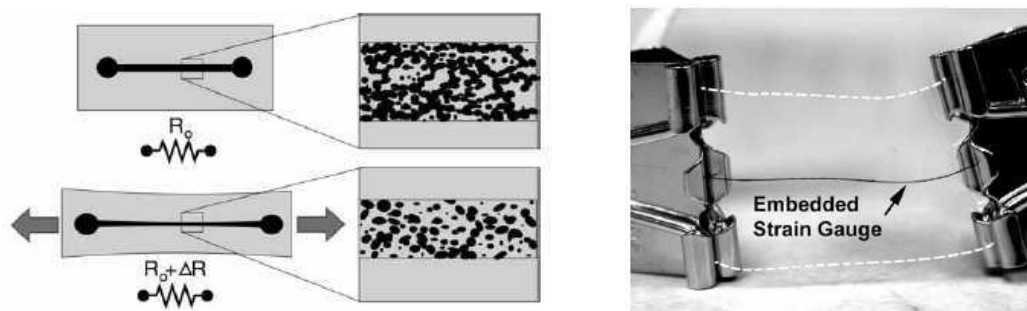


Figure IV-7 : Exemple de jauges de contraintes résistives à nanotubes de carbone [9].

IV.3. Métallisation du PDMS par transfert de film

Le transfert de film permet d'assembler des structures à partir de substrats ayant subi des étapes de fabrication différentes éventuellement incompatibles. L'une des deux structures est faiblement attachée à son substrat et en est détachée lors d'une opération d'assemblage entre les deux substrats.

On différencie deux méthodes de transfert : Le transfert direct (ou transfert simple) et le transfert indirect (ou double transfert).

IV.3.1. Transfert direct (ou transfert simple)

Le but est de transférer les dispositifs directement d'un substrat donneur vers un substrat récepteur. Le procédé est schématisé à la Figure IV-8.

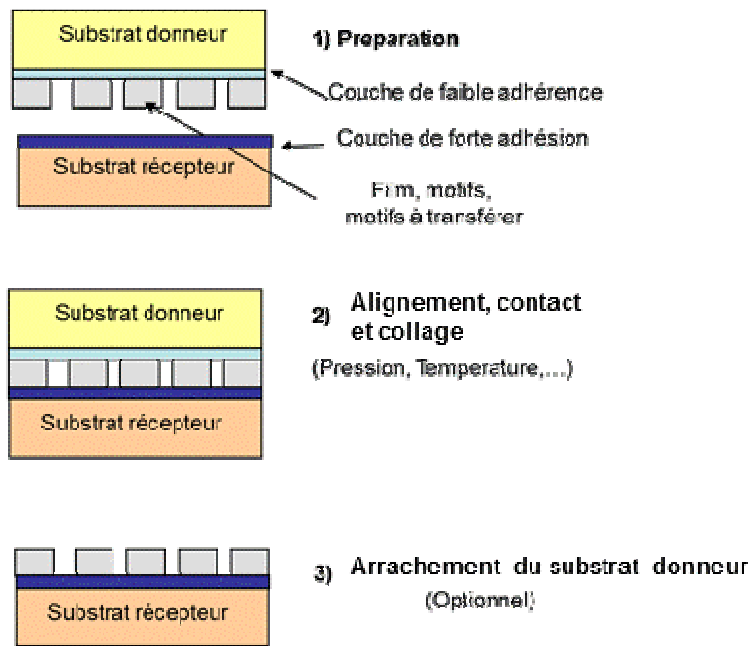


Figure IV-8 : Schéma de principe du transfert direct.

Différentes techniques permettent de réaliser le transfert. Chaque technique se différencie par sa couche de faible adhésion ainsi que par sa méthode de bonding.

En premier lieu, nous ferons une présentation des techniques utilisées par différentes équipes de recherches (voir tableau IV-1 et IV-2).

Dans l'exemple de la Figure IV-9 [10], le substrat donneur est un substrat SOI dont la couche de SiO₂ est employée comme couche sacrificielle (le terme de couche de faible adhésion est ici impropre). Le bonding entre les substrats est réalisé en utilisant une couche de benzocyclobutène (BCB). Celui-ci est un polymère qui se présente sous forme liquide et qui se solidifie à 80°C. Ensuite pour réaliser le scellement, le BCB doit être chauffé à 250°C pour le rendre à nouveau liquide. L'avantage majeur de ce polymère est son caractère photosensible. En effet le BCB peut être texturé par lithographie optique.

Le but de l'étude est la démonstration de l'adhésion de différents types de substrats à basse température.

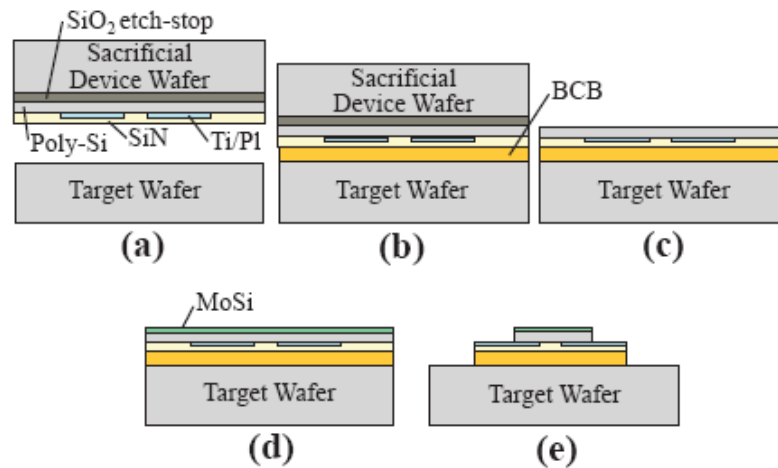


Figure IV-9 : Schéma du transfert utilisé dans [10].

Le procédé de transfert de film est utilisé pour diverses applications dans différents domaines de la microélectronique. Dans les travaux de J.Kim [12], des motifs en Au et Cu sont transférés sur des substrats en PDMS. La couche de faible adhésion utilisée ici est un dépôt de SAM (self assembled monolayer ou mono-couche auto-assemblée²) de molécules porteuses d'une extrémité d'Alkylsilane (forte adhésion en contact avec le substrat porteur) et d'une autre extrémité en Alkanethiol (faible adhésion en contact avec les motifs à transférer). Les substrats sont séparés par pelage (la couche de forte adhésion utilisée est le substrat de PMDS). Pour transférer des motifs similaires, une couche anti-adhérente de fluorsilane est utilisée dans [14]. Les motifs sont déposés par évaporation et une couche de PMMA de forte adhésion est déposée sur le substrat récepteur.

² Les SAM sont des couches formées par un ensemble de molécules avec une base à surface active, permettant d'avoir des liaisons fortes avec le substrat, et une autre extrémité ayant un « groupe de surface » également appelé « queue » dont il est possible de contrôler la force d'adhérence (voir Figure 10). La principale caractéristique de ces molécules est qu'elles ont la capacité de s'organiser sans intervention extérieure, généralement en raison d'une extrémité lipophile (hydrophobe) et d'une extrémité hydrophile (lipophile). Les molécules polymérique forment en générale des liaisons covalentes avec les substrats sur lesquelles elles sont déposées. En fonction de la nature de la queue des molécules il est possible d'avoir soit une forte adhésion avec ce qui est déposé sur les molécules (liaison covalente, liaison ionique ou encore liaison polaire) ou d'avoir une faible adhésion avec des liaisons apolaires.

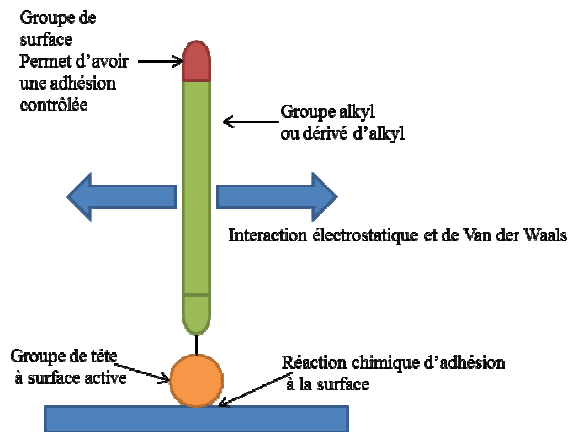


Figure IV-10 : Schéma d'une molécule utilisée dans le procédé d'auto-assemblage

Dans [18] une couche anti-adhérente de TiO₂ plus PMMA est utilisée, la couche de forte adhésion étant une couche de colle déposée sur les dispositifs à transférer. Le but de l'étude est de transférer des cantilevers en Ni. Après scellement la séparation des substrats est faite en dégradant la couche de PMMA. En effet la résine est exposée aux UV afin de pouvoir arracher le substrat porteur sans endommager les cantilevers.

Un exemple de transfert d'un dispositif complet tactile capacitif est réalisé [25] entièrement en PDMS. La couche de faible adhésion utilisée est une résine photosensible négative LOR (LOR 20B, MicroChemCorporation). Les électrodes sont déposées sur la résine et une couche de PDMS est déposée pour former le substrat receveur. La séparation des substrats est faite par dégradation de la résine dans un bain de « AZ400K Developer ».

Les travaux à l'IEF sur le transfert de film [19] mettent en oeuvre une couche de CxFy, c'est-à-dire une couche simili téflon, comme couche anti-adhérente. Ce procédé a servi notamment à transférer différents motifs (voir figure IV-11) comme des piliers de nickel mais également des dispositifs complets comme des jauges Pirani ou encore des micro-capots pour l'encapsulation de MEMS. Le procédé, pour réaliser des capots consiste à déposer une couche de simili téflon par plasma sur une wafer de silicium (ou autre substrat) et à réaliser tous les dispositifs sur ce substrat (substrat porteur). Ensuite, une couche de BCB est déposée sur le substrat récepteur et les substrats sont alignés et mis en contact. Le bonding est fait dans une machine de bonding (EVG 501) à 250°C pendant 60 minutes. Après cette étape les substrats sont séparés par pelage.

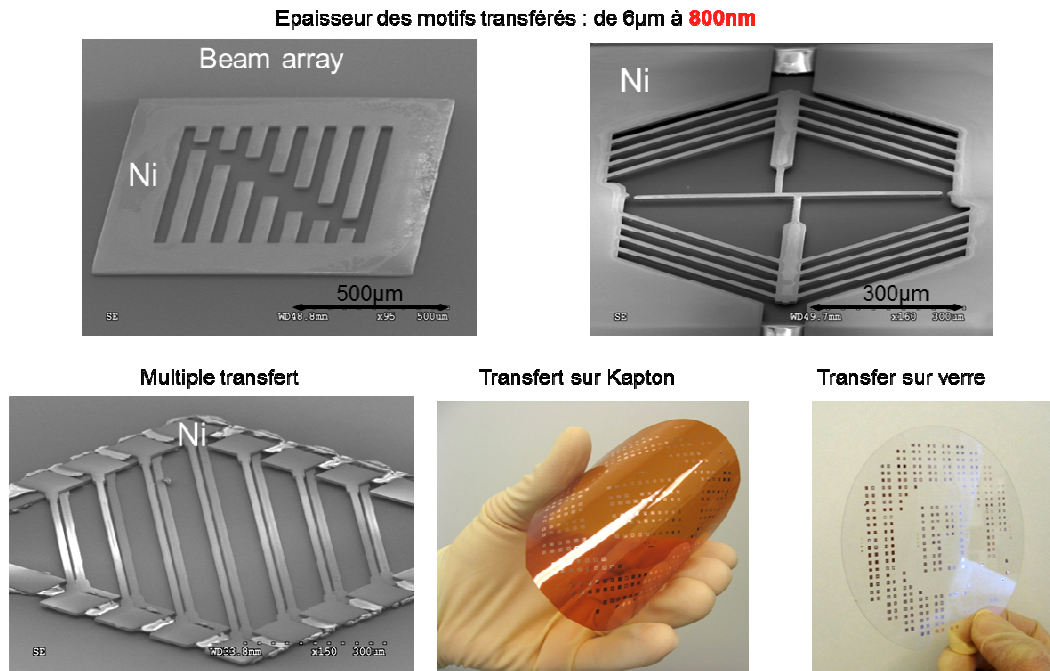


Figure IV-11 : Photos de motifs transférés sur différents substrats. [19]

IV.3.2. Transfert indirect (ou double transfert)

Cette méthode consiste à utiliser un substrat appelé « pick-up substrat » (substrat intermédiaire) pour prendre les dispositifs à transférer et de les reporter sur le substrat récepteur. Les motifs sont d’abord arrachés du substrat porteur (substrat donneur) par le substrat intermédiaire. L’adhérence des motifs sur le substrat porteur est plus faible qu’avec le substrat intermédiaire. Les motifs sont ensuite déposés sur le substrat récepteur qui a une plus grande adhérence avec les motifs que le substrat intermédiaire (voir Figure IV-12)

L’avantage du double transfert est qu’il est possible de faire un transfert sélectif. En effet nous pouvons choisir les motifs à transférer d’un même wafer donneur. Il est également possible de faire plusieurs transferts pour réaliser un empilement 3D de différentes structures.

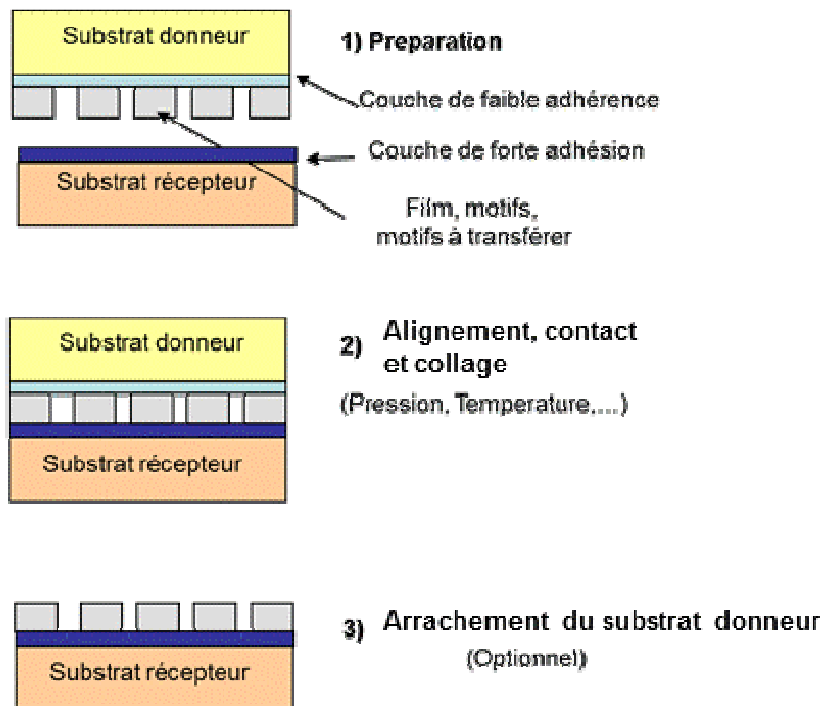


Figure IV-12 : Principe du procédé de double transfert.

Dans la littérature le substrat de pick-up le plus utilisé est le PDMS. En effet ce dernier peut être utilisé comme couche de faible adhérence ainsi que couche de forte adhérence. La différence entre les techniques utilisées pour le double transfert est surtout au niveau de l'arrachement du pick substrat (substrat intermédiaire). Dans la partie suivante nous allons détailler certaines techniques utilisées dans l'état de l'art actuel.

Nous avons un exemple avec les travaux de Meith [20], d'un procédé utilisant le PDMS comme couche de « pick & place ». Le substrat porteur est un substrat de Si avec la couche de PMDS pour le pick. Pour le substrat récepteur différents tests ont été fait avec le silicium, l'InP, GaN. La méthode utilisée consiste à réaliser les motifs sur un substrat en Si et d'appliquer un tampon en PDMS et d'arracher les motifs avec une vitesse de l'ordre de 10cm/s. Le tampon (comportant les motifs) est ensuite appliqué sur un substrat récepteur. Le PDMS est ensuite arraché très lentement, avec une vitesse de l'ordre de 1mm/s. C'est la différence entre la vitesse qui permet soit de retirer les motifs soit de les faire adhérer sur un autre substrat (voir Figure IV-13).

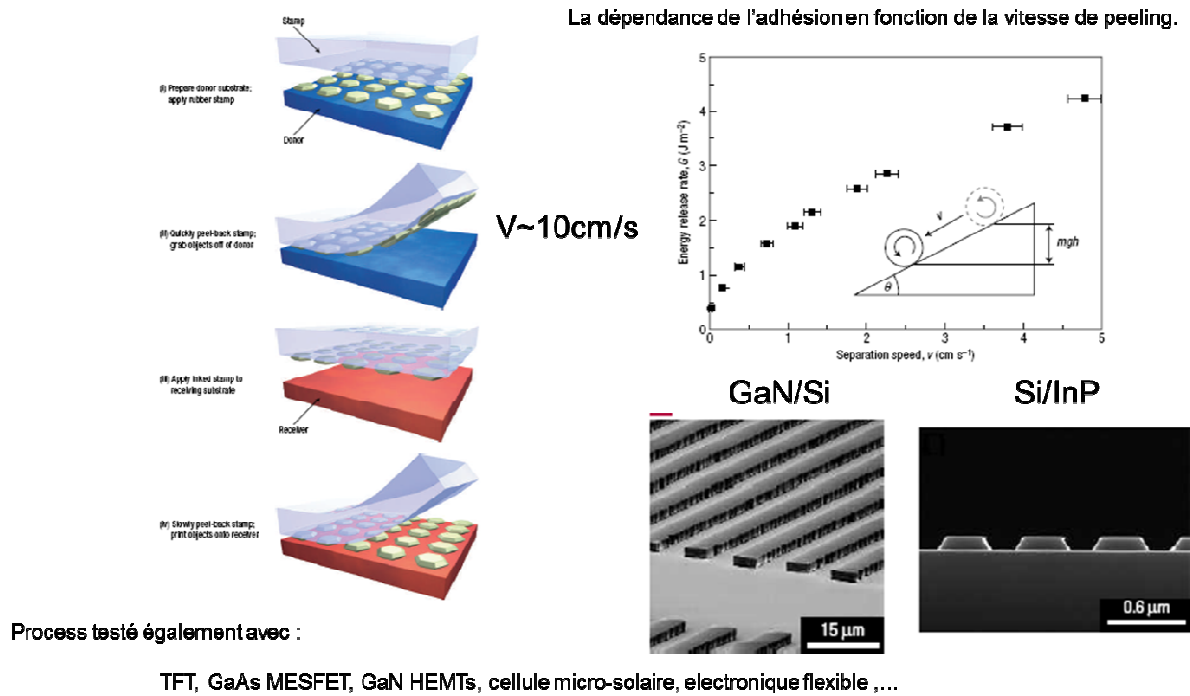


Figure IV-13 : Transfert par vitesse de pelage et photos des dispositifs transférés [20].

Dans une étude menée dans [21] nous avons un exemple de transfert de dispositifs de silicium à partir d'un substrat de silicium vers un autre substrat de silicium. Le substrat porteur comporte des motifs de silicium sur une couche de silice. Cette dernière est gravée dans une solution de HF, jusqu'à n'avoir que des piliers fins sous les structures de silicium. Ensuite un tampon en PDMS est appliqué sur la surface avec une force suffisante pour casser les piliers de silice restant. Les motifs sur le PDMS sont exposés à des vapeurs de HF pour retirer le reste de silice des motifs. Un plasma d'oxygène est réalisé sur le substrat récepteur pour promouvoir l'adhérence et le tampon de PDMS est appliqué à la surface du substrat récepteur avec une grande force. Enfin le tampon est retiré par pelage.

La littérature sur le double transfert mentionne souvent le PDMS comme substrat intermédiaire. Cela peut s'expliquer d'abord par la simplicité de sa mise en œuvre mais également par le fait qu'il peut être pelé simplement en tirant dessus et sans utiliser un quelconque traitement.

IV.3.3. Bilan bibliographique sur le transfert

Nous venons de voir les deux principales techniques utilisées pour la réalisation de transfert de films. Chaque méthode a ses caractéristiques en termes de couche anti-adhérente, couche de bonding, méthode de bonding, substrat intermédiaire (pour le double transfert) et méthode d'arrachement. Les méthodes présentées sont regroupées dans les deux tableaux suivants.

Substrat donneur	Motifs ou objets transféré(s)	Technique de scellement	Séparation des substrats	Substrat récepteur	Reference
SOI	Motifs de c-Si	Adhésive (BCB)	Gravure de la couche sacrificielle de SiO ₂	Si + et/ou patterns CMOS	Niklaus et al. 2001 [10]
PDMS , Verre ou GaAs	Motifs en Au	SiO ₂ , réduction par Ti	Pelage , contrôle de l'adhésions avec un film de Ti	Si	Loo et al. 2002 [11]
Si	Motifs en Au et Cu	Adhésive avec molécules de Alkylsilane-Alkanethiol	Pelage, séparation SAM et couche adhésives	PDMS	Kim et al., 2005 [12]
Si	Capot en Si	Soudure eutectique PbSn	Cassure du Si aux extrémités du capot	Si	Chen et al., 2002 [13]
Si	Motifs Cr	Adhésive (PMMA)	Libération des couches SAM	SI+PMMA	Lee et al., 2008 [14]
PDMS	Motifs Au	Adhésive	Contrôle de l'adhésion avec exposition à l'ozone	Si, PET	Kim et al., 2008 [15]
PDMS	Motifs PDMS	Adhésive (PDMS-PDMS)	Contrôle de l'adhésion par plasma O ₂	PDMS film/Si	Thangawng et al., 2007 [16]
Si	Motifs Cr	Scellement par laser	Libération des SAM adhésion contrôlé par laser	Si	Chen et al., 2007 [17]
PMMA/TiO ₂ sur verre	Cantilever en Ni	adhésive (PMMA)	Dégradation du PMMA par exposition aux UV	Si	Kawata et al., 2008 [18]
Silicium	Motifs et dispositifs en Ni	Adhésive (BCB), T=250°C	Contrôle de l'adhésion avec film de CxFy	Si , Verre et Kapton®	Brault et al.2009 [19]

Tableau IV-1 : Différentes techniques de transfert direct.

Substrat donneur & de pick	Motifs ou objet transféré(s)	Technique de scellement final	Technique de séparation des substrats	Substrat récepteur	Reference
Si & PDMS	Motifs GaN /Si, Si patterns /InP, dispositifs	Adhésive	Pelage	Si, InP,...	Meith et al., 2006 [20]
Si & PDMS	Motifs Si (multiple)	Directe	Cassure de pilier et amélioration de l'adhésion avec plasma O ₂	Si	Onoe et al., 2007 [21]
Si & PDMS	Si dies SOI CMOS	Adhésive (BCB)	Cassure du moule	Si, plastic	Bower et al., 2008 [22]
Si & polyimide	AFM cantilevers, SMA μ actuators, RF switches	Adhésive (PMMA)	Séparation par chauffage laser	Si	Guerre et al., 2008 [23]

Tableau IV-2 : Différentes techniques de transfert indirect.

L'étude bibliographique suggère que le procédé de transfert est prometteur pour la métallisation du PDMS. En effet le problème de craquelures et de non continuité du film peut être résolu par le dépôt métallique sur un substrat rigide puis par le transfert sur PDMS à pression atmosphérique.

Le transfert direct semble donc bien adapté à ce procédé. Dans ce qui suit, un procédé de transfert est mis en oeuvre pour la réalisation de capteurs de force.

IV.4. Procédé de transfert appliqué au capteur de force

Jusqu'ici, le PDMS a été utilisé comme couche diélectrique que l'on a insérée entre des électrodes préalablement fabriquées ou que l'on a cherché à métalliser. On cherche ici à fabriquer des électrodes épaisses de cuivre – pour assurer leur tenue mécanique – et à les déposer de part et d'autre du diélectrique PDMS. Le procédé présenté ici consiste à réaliser le dépôt de cuivre sur un substrat donneur préalablement équipé d'une couche de faible adhérence. La couche de cuivre peut ensuite être recouverte de PDMS et transférée vers un

substrat receveur. La couche de cuivre est alors apparente. Le schéma général de ce premier transfert (juste avant l'étape de mise en contact des substrats donneur-receveur) est représenté à la Figure IV-14.

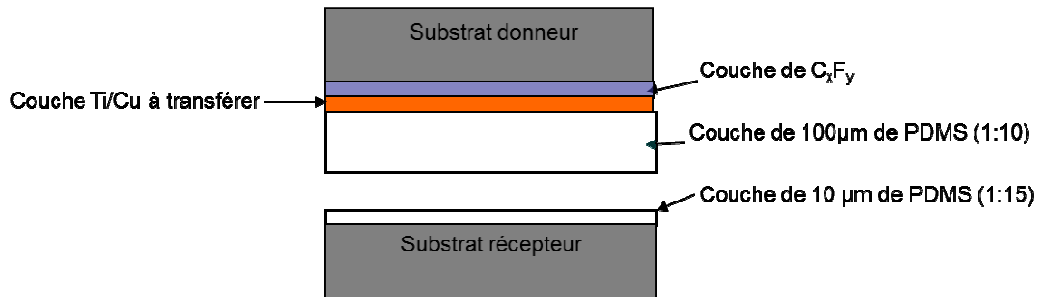


Figure IV-14 : Schéma du procédé de transfert de couches épaisses de cuivre sur PDMS.

IV.4.1. Couche de faible adhérence C_xF_y

Les couches fluorocarbonées et en particulier les couches de PTFE³ sont connues pour leur caractère anti-adhérent (voir figure IV-15), et donc leur faible énergie de surface [24]. Cette caractéristique est le cœur du procédé de transfert développé à l'IEF. Une couche C_xF_y de faible énergie d'adhésion est déposée par plasma (le gaz précurseur est C₄F₈).

Une étude [Brault *et al.* 2009; Schelcher *et al.* 2010] a été réalisée pour caractériser la couche fluorocarbonée et déterminer son énergie de surface. La méthode de l'angle de contact est utilisée pour déterminer l'hydrophobie de surface (et donc implicitement l'énergie d'adhésion de la couche).

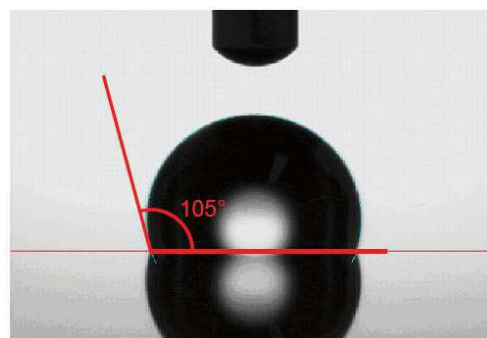


Figure IV-15 : Photo d'une goutte d'EDI déposée à la surface de la couche C_xF_y.

³ La formule générale du PTFE est (CF₂)_n

La même étude [19] montre qu'un traitement thermique à 250°C de la couche de C_xF_y permet de stabiliser le film. Le film a une épaisseur de 110 nm (mesurée par ellipsométrie). Après recuit (45 mn / 250°C), cette épaisseur est de 55 nm. L'angle de contact a été mesuré pour chaque état :

Durée de dépôt de la couche de C_xF_y (s)	Après Dépôt	Après traitement thermique (250°C)
3	115°	110°
15	116°	110°
30	116°	105°

Tableau IV-3 : Mesure de l'angle de contact pour différents traitement et différents temps de dépôt [19].

La surface de la couche est hydrophobe. La mesure de l'énergie de surface est réalisée pour les deux cas, avec et sans traitement thermique.

	Avant traitement Thermique	Après traitement thermique
Energie de surface pour un dépôt de 30s (mN/m)	11,3	12,7

Tableau IV-4 : Mesure de l'énergie de surface de la couche fluorocarbonée.

Les résultats du Tableau IV-4 (extraits du tableau IV-3) montrent que le traitement thermique permet une légère augmentation de l'énergie de surface. L'énergie de surface du PTFE est comprise entre 18 et 20 mN/m, proche de celle de la couche utilisée (celle de la silice est de 72 mN/m. On peut donc s'attendre à une adhérence entre la silice et un métal (ou d'un autre matériau) plus importante que sur une couche téflonnée). Nous pouvons donc conclure que cette couche a un fort caractère anti-adhérent.

IV.4.2. Métallisation avec texture du PDMS : 1/2 procédé

Les expériences menées sur le transfert de films minces ont permis de conclure que seul un film ou des motifs métalliques épais sont en mesure de subir sans dommages les étapes de process permettant d'obtenir un dispositif. Les premières étapes consistent à réaliser des électrodes épaisses dans une matrice de PDMS qui sera à terme utilisée comme substrat.

Les schémas du procédé sont montrés sur les figures IV-16 à IV-21.

On dépose d'abord une couche de C_xF_y sur un substrat de silicium, puis la sous-couche de cuivre par pulvérisation. Les conditions de dépôt sont identiques au procédé sur Kapton®. Nous prenons cependant une précaution supplémentaire avant de déposer la sous-couche : un vide résiduel légèrement plus poussé que pour le procédé Kapton®, 3.10^{-6} mBar au lieu de 7.10^{-6} mBar.

La résine (AZ4562) pour le dépôt électrolytique est ensuite déposée puis insolée et développée. Ces dernières étapes sont identiques au procédé Kapton® décrit au chapitre précédent.

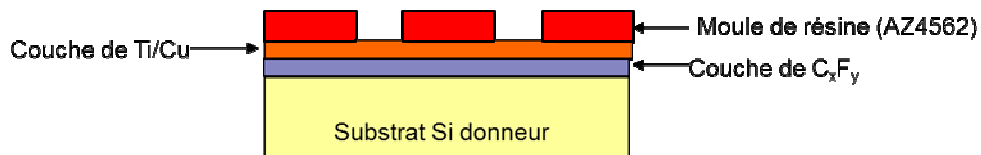


Figure IV-16 : Schéma du substrat après le dépôt du moule de résine.

Le dépôt électrolytique est ensuite réalisé. Le temps de dépôt ainsi que les consignes en courant sont identiques au procédé Kapton®. L'épaisseur obtenue est de 8 à $9\mu\text{m}$.

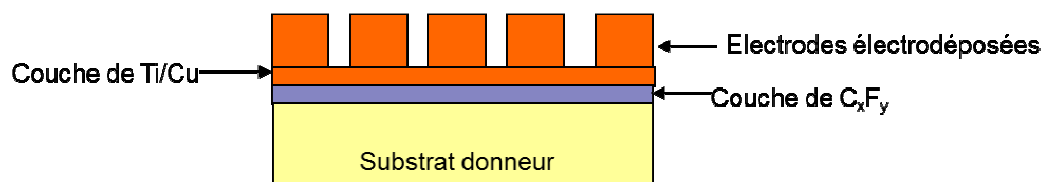


Figure IV-17 : Schéma du substrat après dépôt électrolytique.

Deux mélanges de PDMS avec un ratio de 1:10 pour réaliser le substrat et avec un ratio de 1:15 sont ensuite préparés. Le dépôt de PDMS 1:10 est fait par enrésinement pour obtenir une épaisseur de 150 μm .

Un second substrat de silicium (substrat récepteur) est enduit d'une couche de 10 μm de PDMS 1:15. Les deux substrats sont ensuite alignés puis mis en contact. Le bonding est réalisé pendant 60 minutes avec une température de 75°C. Il est à noter que si le substrat récepteur est destiné à être séparé du PDMS par la suite, une couche C_xF_y peut y être déposée préalablement. Pour cette étape, ce dépôt préalable diminue le rendement de fabrication de façon significative.

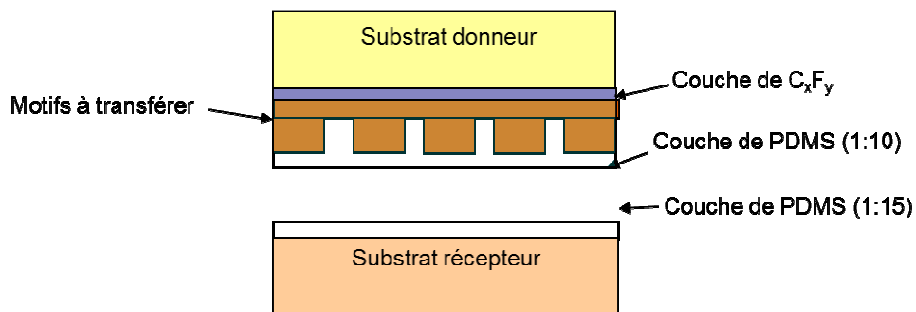


Figure IV-18 : Schéma de l'alignement des substrats.

Une fois le bonding réalisé, le substrat donneur est retiré par pelage. La sous-couche est gravée dans une solution d'attaque de chrome (Chrome etch No1).

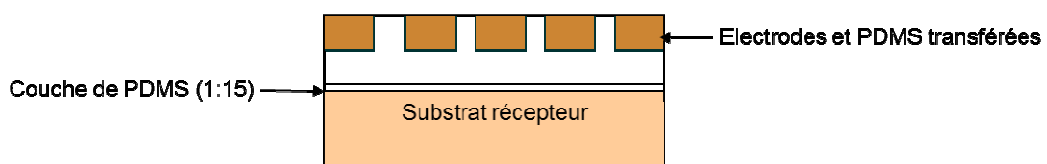


Figure IV-19 : Schéma du dispositif après transfert.

Après avoir transféré les électrodes sur le substrat en silicium, le substrat de PDMS avec les électrodes est pelé. Cependant nous n'avons pas réussi à peler tout le substrat. En effet la couche de PDMS se déchire et il semble difficile de peler toute la couche sans la déchirer. Il a été nécessaire d'ajouter une couche de faible adhésion sur le substrat récepteur. Ce qui a

permis de retirer les capteurs par pelage sans déchirer le substrat de PDMS. Le procédé a été rééité en gravant la sous-couche après transfert, les résultats sont identiques aux précédents.

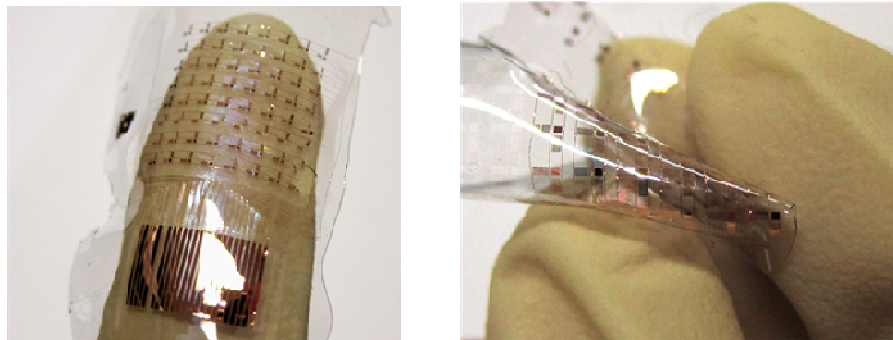


Figure IV-20 : Photos de matrices et de motifs d’alignement après pelage du PDMS.

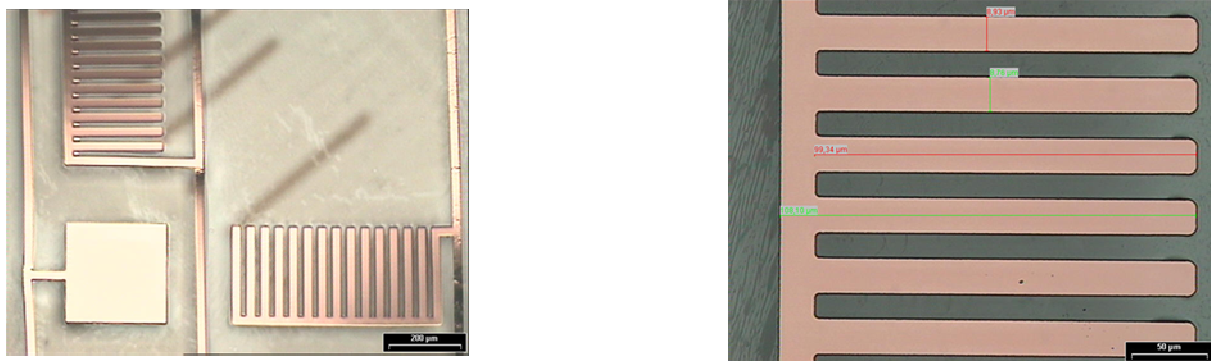


Figure IV-21 : Photos au microscope des électrodes “interdigitées” transférées après pelage du PDMS.

Les photos au microscope montrent que le PDMS est contraint. En effet nous voyons se former des ondulations du substrat à proximité des électrodes. Néanmoins ces contraintes ne fissurent pas les électrodes et compte tenu du fait que les électrodes sont partiellement enrobées dans le PDMS, il est peu probable qu’elles se décollent du substrat (des essais de peel tests ont été faits et corroborent ces faits). La flexibilité du PDMS ne s’en trouve pas altérée.

IV.4.3. Transfert de substrat entier

Le paragraphe IV.4.2 a abouti à la réalisation de motifs de cuivre épais enfouis dans des couches de PDMS, c'est-à-dire à un jeu d’électrodes des capteurs tactiles enfoui dans du PDMS. Le substrat receveur est jusqu’ici un wafer de silicium. Une couche anti-adhérente sur le substrat receveur a été évoquée précédemment. Elle sera employée pour réaliser les

matrices de capteurs « tout PDMS ». Le procédé de réalisation d'un jeu d'électrodes est donné à la Figure IV-22.

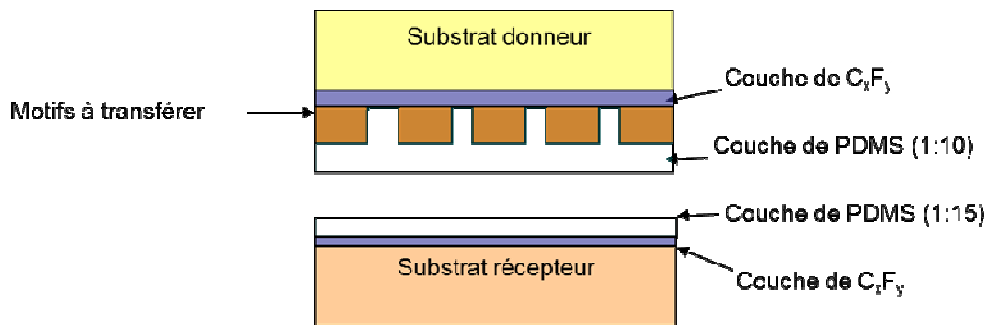


Figure IV-22 : Schéma du procédé de transfert des électrodes sur le PDMS.

La couche anti-adhérente du substrat récepteur doit cependant être plus adhérente que celle du substrat donneur, en raison de la séquence des opérations :

- 1) D'abord pour transférer les motifs sur le PDMS et le substrat en silicium
- 2) Le second transfert est fait pour retirer le substrat en silicium

Cette différence d'adhésion est obtenue par plasma d'oxygène afin d'augmenter son énergie de surface et donc d'améliorer l'adhérence de la couche de PDMS réceptrice (de ratio 15:1). Deux substrats correspondant à la fabrication des deux jeux d'électrodes sont fabriqués. Une fois les deux substrats (récepteurs) obtenus, une couche de 20 μm de PDMS est déposée sur chaque substrat et l'alignement des motifs est réalisé avant la mise en contact.

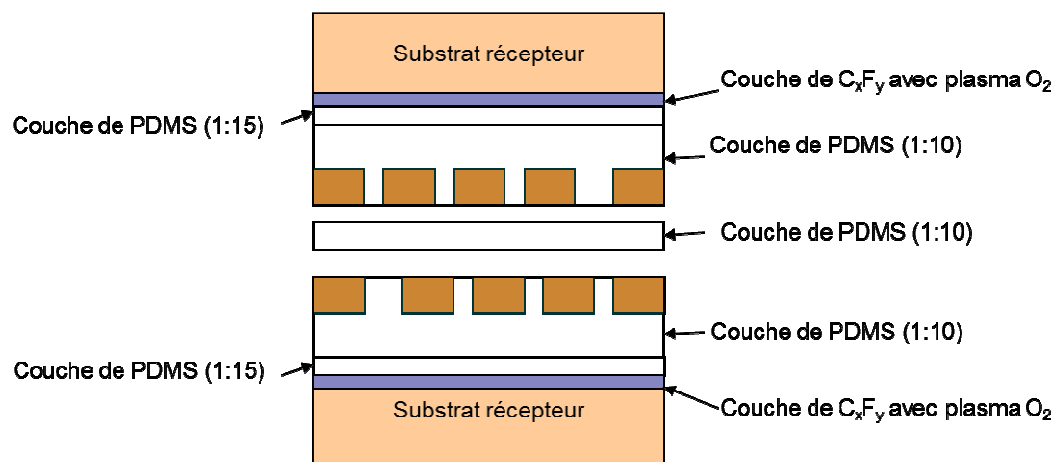


Figure IV-23 : Schéma du transfert des deux substrats porteurs pour former les capteurs de forces.

La séparation des substrats récepteurs est ensuite réalisée : on obtient alors des matrices de capteurs capacitifs « tout-PDMS ». Un schéma du sandwich est représenté à la Figure IV-24. Quelques images des matrices obtenues sont représentées à la Figure IV-25.

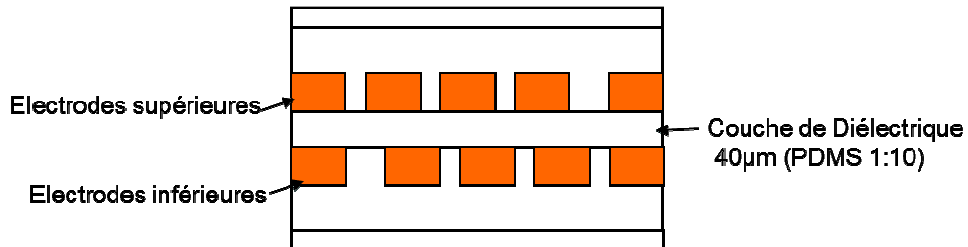


Figure IV-24 : Schéma du dispositif final après transfert et assemblage des électrodes supérieures et inférieures.

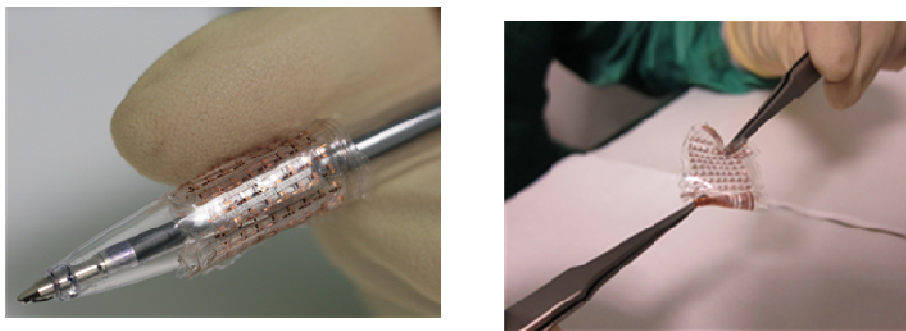


Figure IV-25 : Photos de dispositifs complets transférés sur PDMS.

Comme on peut le constater sur les images de la Figure IV-25, la flexibilité des capteurs est sans commune mesure avec celle des prototypes sur Kapton. On observe que ces capteurs peuvent aisément être enroulés autour d'un outil.

Des capteurs entièrement en PDMS ont été obtenus en utilisant la méthode par transfert de film. Les résultats montrent des matrices très flexibles, y compris au niveau des contacts destinés à être insérés dans un connecteur ZIF. Cette dernière contrainte impose d'avoir une enveloppe plus rigide dans la zone des contacts, soit en fabriquant localement une couche de PDMS « rigide », c'est-à-dire avec un ratio proche de 1:1, soit en collant dans cette zone un morceau de Kapton™ ou autre matériau adapté au connecteur.

IV.4.3.1. Procédés semi-PDMS

Pour résoudre le problème du substrat trop flexible une solution doit permettre un compromis entre les capteurs rigide en Kapton® et les capteurs 100% flexible en PDMS. En utilisant le premier procédé de transfert aucune solution simple n'est actuellement satisfaisante. Néanmoins si le procédé alternatif est utilisé, c'est-à-dire la méthode de transfert sur la couche diélectrique. Il est possible de transférer une face des matrices substrat en PDMS et l'autre face sur un substrat plus rigide. Après avoir réalisé le scellement et en retirant un seul des substrats porteur, nous pouvons coller un substrat semi-souple comme du Kapton®, FEP® ou même un substrat adhésif simple face. En pelant la deuxième face il est possible de déposer une couche de PDMS de 100µm pour couvrir les électrodes de la deuxième face. Ce procédé nous donne un dispositif ayant une flexibilité assez grande pour pouvoir épouser la forme souhaitée (outils, gants, main...) et également la rigidité suffisante pour rentrer dans les connecteurs mox. Le substrat utilisé est un adhésif polymère d'une épaisseur de l'ordre de 50 µm.

IV.5. Conclusion sur la métallisation du PDMS

Différentes méthodes ont été testées pour métalliser le PMDS : la pulvérisation cathodique, l'évaporation et le transfert de film. La pulvérisation et l'évaporation n'ont donné aucun résultat satisfaisant. En effet les films métalliques à la surface du PDMS se fissurent. Il a néanmoins été possible de réaliser le procédé de métallisation par croissance électrolytique avec certains échantillons. Mais, en raison de la faible épaisseur de dépôt au voisinage des fissures, ces dispositifs ne sont pas utilisables.

La troisième méthode évaluée pour métalliser le PDMS est le transfert de film. Les premiers tests ont permis de transférer une sous-couche pleine de Ti/Cu. Mais ces dernières se sont fissurées au contact avec les pointes de l'ohmmètre. Nous avons donc réalisé de nouveaux tests en transférant des substrats complets avec les matrices de capteurs. Nous avons dû optimiser les conditions de transfert concernant le recuit, le scellement et la méthode de pelage. Nous avons obtenu des résultats satisfaisants pour transférer les matrices. Un deuxième procédé de transfert à également été développé pour permettre un transfert sur couche plus fine et il permet également de choisir l'épaisseur de PDMS souhaité pour former

les substrats. Nous pouvons conclure que le transfert de film est la meilleure méthode en notre possession pour métalliser le PDMS.

En utilisant le transfert de films, des matrices entièrement en PDMS ont été réalisées. Elles ont une très grande flexibilité et peuvent s'adapter à toutes les formes possibles. Néanmoins une optimisation a été nécessaire pour permettre une connexion entre les pads des matrices et les connecteurs de la carte électronique. Une des faces en PDMS a été remplacée par un substrat plus rigide. Ceci garantit simultanément une grande flexibilité pour la face recevant les forces obliques et une rigidité suffisante en face arrière assurant un bon contact électrique avec les connecteurs.

IV.6. Bibliographie du Chapitre IV

- [1] M G Kang, L J Guo “*Metal transfer assisted nanolithography on rigid and flexible substrates*”, J. Vac. Sci. Technol. B 26 2421–5, 2008.
- [2] K S Lim, Chang W J, Koo Y M and Bashir R “*Reliable fabrication method of transferable micron scale metal pattern for poly(dimethylsiloxane) metallization*”, Lab Chip 6 578–80, 2006.
- [3] M Toprak, D K Kim, M Mikhailova and M Muhammed “*Patterning 2D metallic surfaces by soft lithography*”, Mater. Res. Soc. Symp. Proc. 705 Y7.22.1–6, 2002.
- [4] S P Lacour, J Jones, Z Suo and S Wagner “*Design and performance of thin metal film interconnects for skin-like electronic circuits*”, IEEE Electron Device Lett. 25 179–81, 2004.
- [5] J Jones, S P Lacour, S Wagner and Z Suo “*A method for making elastic metal interconnects*”, Mater. Res. Soc. Symp. Proc. 769 H6.12.1–6, 2003.
- [6] S Befahy, S Yunus, V Burguet, J S Heine, E Dague, M Trooters and P Bertrand “*Metallization process for polydimethylsiloxane (PDMS) rubber*”, Mater. Res Soc. Symp. Proc. 1009 1009-U06–04, 2007.
- [7] S P Lacour, D Chan, S Wagner, T Li and Z Suo “*Mechanism of reversible stretchability of thin metal films on elastomeric substrates*”, Appl. Phys. Lett. 88 204103, 2006.
- [8] N P Jasbir, H. Schmid “*A sacrificial SU-8 mask for direct metallization on PDMS*”, Article first published online: 14 FEB 2003 DOI 10.1002/adfm.2003900212003
- [9] J M. Engel, N Chen, K Ryu, S Pandya, C Tucker, Y Yang, C Liu “*Multi-layer embedment of conductive and non-conductive PDMS for all-elastomer MEMS*”, Technical Digest of the 12th Solid State Sensors, Actuator, and Microsystems Workshop (Hilton Head Island, SC, USA, 4–8 June 2006) pp 316–9
- [10] F Niklaus, P Enoksson, E Kälvesten and G Stemme “*Low temperature full wafer adhesive bonding*” J. Micromech. Microeng. 11 100–7, 2001.
- [11] Y L Loo, W Julia, P. Hsu, L Robert. L Willett, W Kirk. A Baldwin, W Ken. J West, and A J Rogers. “*High-resolution transfer printing on GaAs surfaces using alkane dithiol monolayers*”, J. Vac. Sci. Technol. B 20, 2853 doi:10.1116/1.1523405, 2002.
- [12] J. Kim, “*Novel pattern transfer technique on flexible polymer structure for advance microfluidic system*”, University of Tokyo,, Transducers 2005, Seoul, Korea, June 2005.
- [13] J Y Chen, L S Huang, C H Chu and C Peizen “*Si Microcap transfer by solder bonding and theatre breaking*”, 2002 J. Micromech. Microeng. 12 406 doi: 10.1088/0960-1317/12/4/310
- [14] Y C Lee, K Cheng, “*Cr pattern transfer on PMMA by adhesion control with fluorosilane*” . NEMS 2008 .

- [15] J.W. Kim, K Y Yanga, S H Honga, H Lee “*Au pattern transfer by adhesion control with ozone*”, Applied Surface Science Volume 254, Issue 17, 30 June 2008, Pages 5607-5611
- [16] A L. Thangawng, M A. Swartz, M R. Glucksberg, R S. Ruoff., “*Bond-detach Transfer of PDMS patterns*” Lithographic techniques DOI: 10.1002/sml.200500418, 2007.
- [17] C.H. Chen, Y-C Lee “*Transfer of Cr patterns with releasing layer and pulse laser heating*” J. Micromech. Microeng. 17, 1252–1256 2007
- [18] H. Kawata, K. Ryugou, S. Ohta, M. Yasuda and Y. Hirai, “*Fabrication of Cantilevers by two-Step Transfer Process without lithography*”, Jap. J. Appl. Phys., p. 48, 2009
- [19] S Brault, O. Garel, G. Schelcher, N. Isac, F. Parrain, A. Bosseboeuf, F. Verjus, M. Desgeorges and E. Dufour-Gergam “*MEMS packaging process by film transfer using an anti-adhesive layer*” Microsystem Technologies Volume 16, Number 7, 1277-1284, DOI: 10.1007/s00542-010-1021-0, 2009.
- [20] M.A. Meith, Y Zhou, A Gaur, S Jeon, M. L Ursey, M. S Strano, J A Rogers “*Pattern transfer with PDMS printing stamp*”, Nat. Mater. 2006 p.33
- [21] H. Onoe, A. Nakai, E. Iwase, K. Matsumoto and I. Shimoyama, “*Temperature-controlled transfer and self-wiring for multi-color light-emitting diode array*”, J. Micromech. Microeng., p. 19. 2009
- [22] C.A. Bower, D. Gomez, K. Lucht, B Cox, D Kneeburg “*Transfer printing of dies*”, ECTC 2008
- [23] R. Guerre R. Guerre, U. Drechsler, D. Jubin, and M. Despont, “*Selective distribution of devices from one donor wafer*”, J. Microelectromech. Syst., 17, 157, 2008
- [24] Y Guo, G Liu, Y Xiong, X Zhu, W Jun, Ya Tian “*Fabrication of LIGA mold insert using Ni-PTFE composite micro-electroforming*”, National Synchrotron Radiation Laboratory, University of Science and Technology of China, Hefei, Anhui, 230029, P.R.China 2006.
- [25] P. Peng, R. Rajamani, and X. Yu “*Flexible micro-tactile sensor for normal and shear elasticity measurements*” Transducers’11, Beijing, China, June 5-9, 2011.

Chapitre V

V. Caractérisation des capteurs de forces

V.1. Introduction

Au cours des chapitres précédents, nous avons vu les méthodes de fabrication des matrices sur *supports* en Kapton®, FEP® et PDMS. La Figure V-1 montre quelques exemples des dispositifs réalisés. Afin de les valider, il est nécessaire de procéder à une phase de caractérisation à la fois mécanique et électrique.

Nous avons vu lors du chapitre III que des caractérisations d'adhérence simples ont permis d'obtenir des sandwiches de couches Kapton®-PDMS-Kapton® relativement solidaires. Les matrices de capteurs sont constituées d'empilements de couches de ce type, agrémentées de motifs métalliques qui occupent un pourcentage relativement important de la surface comparativement à la surface de la matrice de capteurs. La question de la cohésion des capteurs « vrais » c'était à dire, comprenant la surface active et de la surface passive du capteur se pose donc également. Les travaux présentés ici consistent à caractériser l'adhérence des diverses couches entre elles : entre les substrats et les électrodes et entre les substrats et le diélectrique.

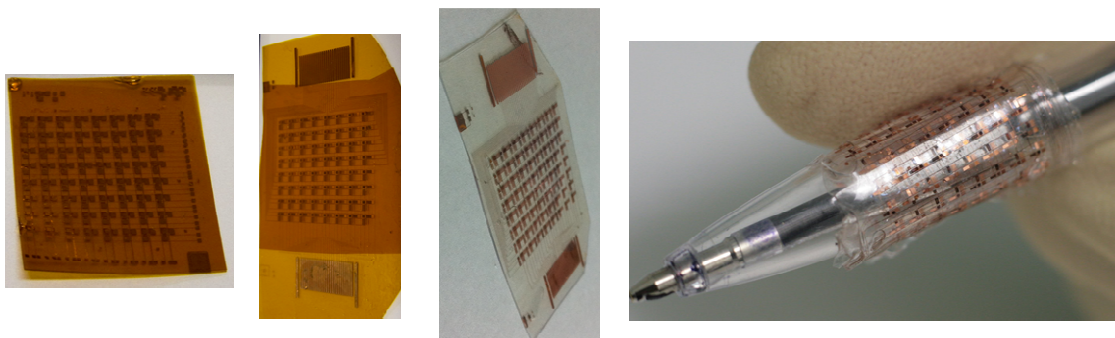


Figure V-1 : Photographies d'un échantillon de tous les dispositifs réalisés.

Par ailleurs, l'épaisseur et la conformité du dépôt de diélectrique sur les électrodes doivent être connues avec précision puisqu'elles déterminent la valeur des capacités.

Une deuxième partie de ce chapitre sera consacrée aux caractérisations à la fois mécaniques et électriques au moyen de forces calibrées appliquées afin de valider les hypothèses avancées tout au long de ce manuscrit.

La suite sera dédiée à l'ensemble du dispositif de mesures intégrant l'ensemble des matrices.

V.2. Mesure des caractéristiques mécaniques des capteurs

Nous commencerons par réaliser une mesure de la conformité des dépôts de PDMS après leur dépôt sur des surfaces texturées (sur les électrodes). Les mesures de déformations du PDMS sont décrites par la suite. Enfin, l'adhérence entre les substrats et la cohésion générale des capteurs est quantifiée par utilisation du Pull-test.

V.2.1. Mesure de conformité des dépôts

Une étude a été réalisée afin d'analyser la conformité du dépôt de PDMS sur les électrodes. L'épaisseur des électrodes de cuivre déposé est de l'ordre de 8 μm . La mesure de l'épaisseur de la couche de PDMS déposée sur les électrodes est nécessaire car elle détermine la valeur des capacités de la cellule.

Des mesures ont été réalisées au profilomètre mécanique sur des électrodes déposées sur Kapton® et FEP® partiellement recouvertes de PDMS. Il est possible de mesurer la différence d'épaisseur entre la partie avec PDMS et sans PDMS (sur le Kapton® ou FEP® et sur les électrodes).

Des échantillons sont préparés en déposant une couche de 20 μm de PDMS. Une partie du PDMS est coupée et retirée des électrodes après réticulation.

De ces mesures, nous déduisons que la différence de hauteur entre les électrodes sans PDMS et avec PDMS est de 24 μm . Nous pouvons donc conclure que nous avons 16 μm de PDMS sur les électrodes. Pour des mesures réalisées sur des électrodes recouvertes de PDMS la différence entre la partie avec et sans électrode est inférieure à 1 μm .

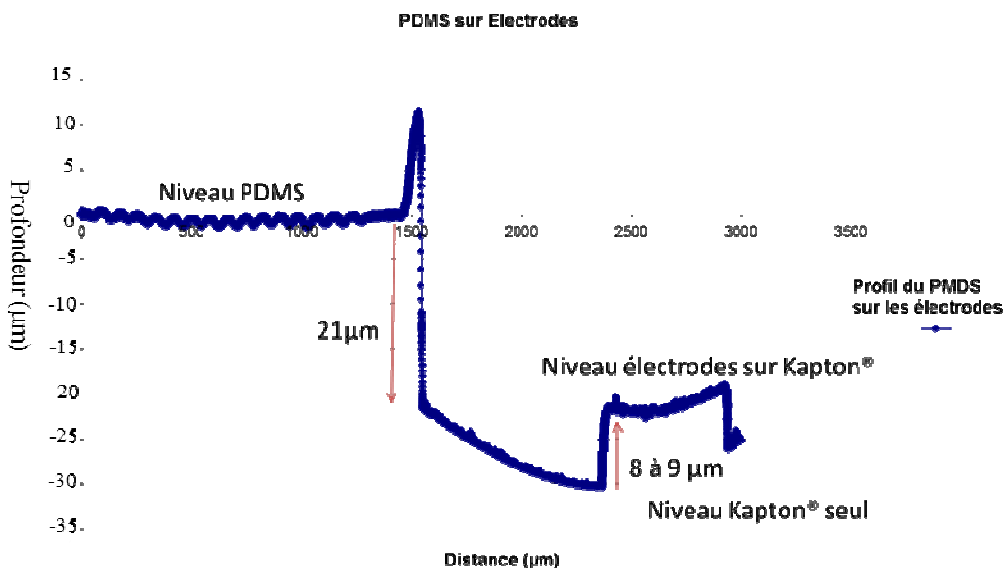


Figure V-2 : Profil des électrodes avec et sans PDMS (échelle en angström).

Nous pouvons donc en conclure que le dépôt est conforme. Cependant nous devons tenir compte de la différence d'épaisseur de PDMS pour nos calculs pour estimer la capacité des cellules. Ces résultats sont indicatifs pour les tests électriques qui seront effectués par la suite. Un contrôle systématique de l'épaisseur de diélectrique est fait pour calculer la valeur théorique de capacité. L'épaisseur du diélectrique varie selon les conditions de recuit (température, pression appliquée pendant le recuit et temps de recuit). Lors des tests les épaisseurs de diélectrique déposées varient entre 14 µm et 30 µm.

Les capteurs utilisés pour les mesures de capacités à vide ont des épaisseurs de PDMS comprises entre 14 µm et 18 µm.

Les capteurs utilisés pour les mesures de forces ont une couche de diélectrique d'une épaisseur de 30 µm.

Les résultats expérimentaux seront confrontés aux estimations théoriques. Néanmoins la capacité théorique dépend des paramètres cités dans le paragraphe précédent qui sont contrôlables mais une calibration est nécessaire et différents essais permettront d'identifier quel paramètre à le « rôle » le plus important dans l'estimation des capacités mesurées.

V.2.2. Mesure de la déformation du PDMS

La déformation du PDMS sous l'effet d'une force a pu être mesurée au moyen d'un micro-indenteur CSM instruments. L'appareil de micro-indentation, a été muni d'un outil cylindrique de rayon $a = 2,5$ mm, placé à la verticale des échantillons (voir Figure V-3). Une force (F) calibrée est appliquée progressivement sur un échantillon d'épaisseur h et la profondeur de pénétration (d) est mesurée. La figure V-4 représente un exemple de caractéristique d'indentation sur un substrat de PDMS. L'application de la force maximale se fait progressivement puis après un temps d'arrêt la charge est ensuite progressivement réduite (courbe de décharge).

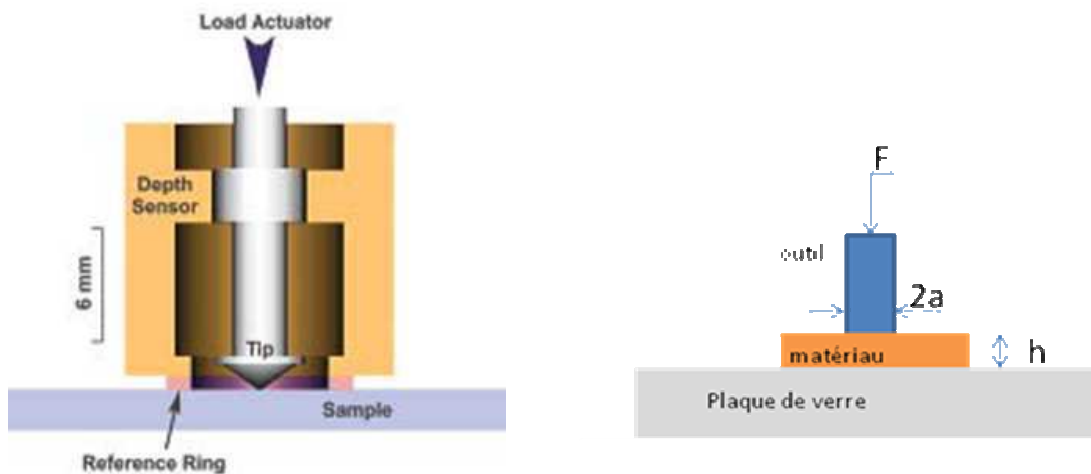


Figure V-3 : Représentation schématique du micro-indenteur et détail de la structure étudiée.

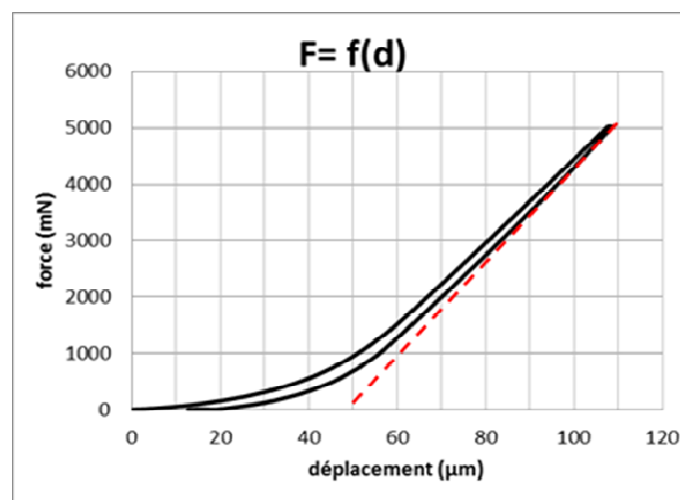


Figure V-4 : Courbe réalisée par micro-indentation ($F_{\text{max}} = 5\text{N}$) ; épaisseur PDMS 1,8mm

De cette caractéristique, il est possible de déduire le module d'Young. Le calcul est effectué à partir de la courbe de décharge correspondant à la variation élastique. La détermination du module d'Young est effectuée à partir de la pente S de la courbe :

$$S = \frac{\delta F}{\delta d} = \frac{2}{\sqrt{\pi}} E^* \sqrt{A} \quad (1)$$

A étant l'aire de contact entre l'outil cylindrique et la couche de matériau étudié ($A = \pi r^2$, r étant le rayon du cylindre), et :

$$E^* = \frac{E}{1 - \nu^2} \quad (2)$$

E étant le module d'Young du matériau et ν le coefficient de Poisson. L'expression (1) [7] peut aussi s'écrire :

$$S = 2E^* r \quad (3)$$

Deux types de substrats ont été utilisés : des substrats épais (1,4 mm et 1,8 mm) et des substrats plus minces (20 et 15 μm) de propriétés identiques aux couches de diélectriques des matrices de capteurs capacitifs. Préalablement, une simulation par éléments finis est réalisée afin de borner les plages de force à appliquer sur l'indenteur et fournir un cadre interprétatif des mesures.

V.2.3. Résultats des simulations des déformations

Le PDMS étant un matériau dit hyperélastique, les limites usuelles en termes de petites ou grandes déformations, ainsi que les limites de comportement linéaire sont obtenues pour des sollicitations bien plus intenses que pour les matériaux habituels de la microélectronique, ou même de la microélectronique polymère. Son comportement lors de sollicitations mécaniques n'est donc pas immédiatement descriptible par une loi simple. Afin de prédire ce comportement mécanique, un programme de simulation a été développé et exécuté avec le logiciel Ansys. L'outil étant cylindrique, la famille de simulations en question a été réalisée en 2D. Les conditions de la simulation ont été définies en fixant l'épaisseur de PDMS et le rayon de l'outil d'indentation identiques aux conditions de mesure. La profondeur

d'indentation est simulée en faisant varier la valeur du module d'Young correspondant au matériau massif.

Les simulations ont été faites sur des substrats épais identiques à ceux utilisés pour la mesure (1,4 et 1,8mm) et sur des substrats plus fins ($h < a$) d'épaisseur 0,5mm, et ce afin de pouvoir comparer les effets pour des substrats $h > a$ et $h < a$. Le coefficient de Poisson a été pris arbitrairement à 0,45. Les résultats des simulations sont présentés sur les figures suivantes.

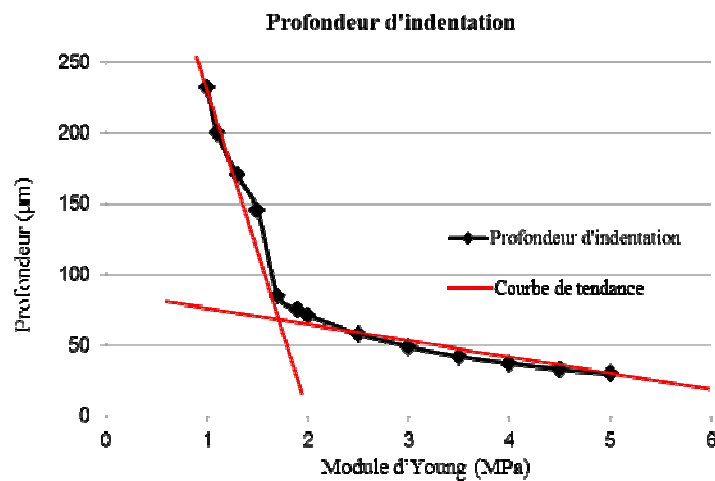


Figure V-5 : Profondeur d'indentation pour les conditions de simulations : Epaisseur du PDMS : 1,4 mm ; coefficient de Poisson 0,45 ; Rayon de PDMS (domaine simulé) : 40 mm ; rayon de l'outil : 2,5 mm ; force 10 N.

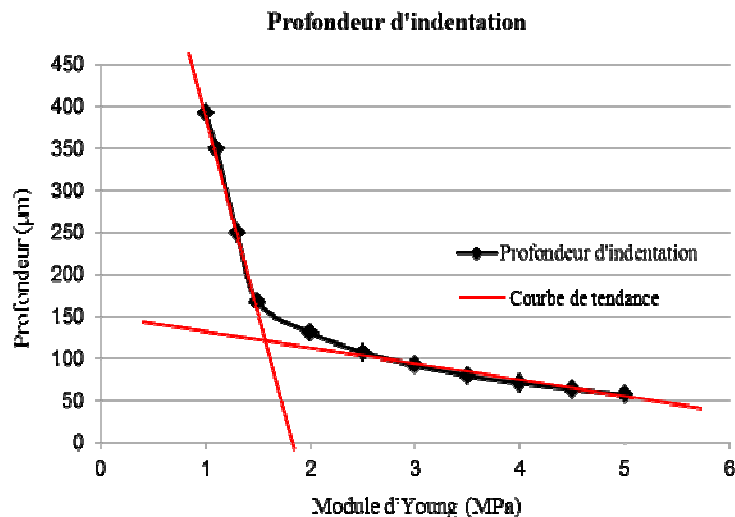


Figure V-6: Profondeur d'indentation pour les conditions de simulations : Epaisseur du PDMS : 1,4 mm ; coefficient de Poisson 0,45 ; Rayon de PDMS (domaine simulé) : 40 mm ; rayon de l'outil : 2,5 mm ; force 20 N.

Les courbes précédentes suggèrent deux régimes de déformations lors d’une sollicitation mécanique, selon le module d’élasticité de la couche de PDMS, pour des épaisseurs de PDMS importantes par rapport à la surface d’application de la force. On observe en outre une pente plus forte si le module d’Young est inférieur à environ 1,5 MPa, ainsi qu’une relative linéarité avec la force appliquée. Les courbes de tendances semblent montrer un point au voisinage de 1,5 MPa.

Dans la suite deux autres essais sont réalisés en utilisant des épaisseurs de substrats différentes afin de vérifier si les tendances et les allures des courbes varient.

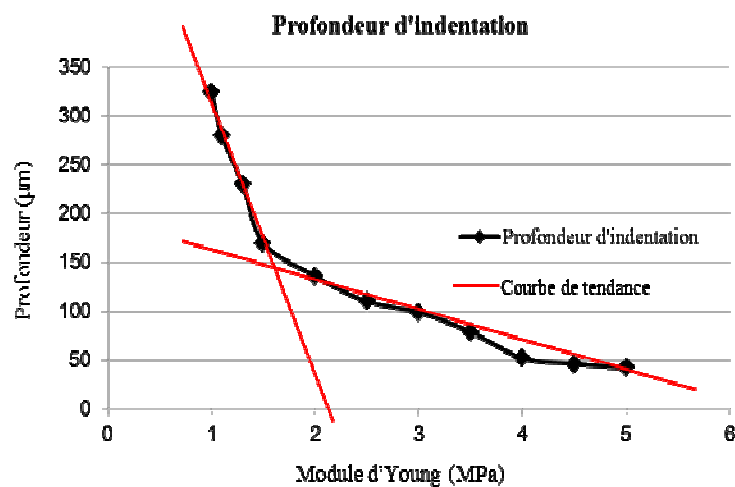


Figure V-7 : Profondeur d’indentation pour les conditions de simulations : Epaisseur du PDMS : 1,8 mm ; coefficient de Poisson 0,45 ; Rayon de PDMS : 40 mm ; rayon de l’outil : 2,5 mm ; force : 10 N.

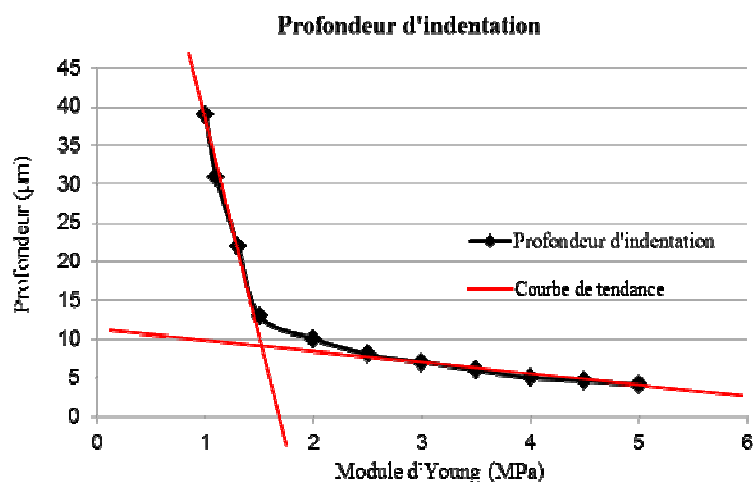


Figure V-8 : Profondeur d’indentation pour les conditions de simulations : Epaisseur du PDMS : 0,5 mm ; coefficient de Poisson 0,45 ; Rayon de PDMS : 40 mm ; rayon de l’outil : 2,5 mm ; force 10.

Les courbes de tendances montrent la même allure quelle que soit l'épaisseur de PDMS. Il n'est cependant pas aisé de conclure que les deux régimes sont les mêmes pour toutes les épaisseurs. Le choix effectué dans ces travaux de fabriquer un PDMS de module d'élasticité proche de 1 MPa se trouve conforté par ces simulations.

V.2.3.1. Conclusion partielle des simulations

Nous pouvons à présent comparer les courbes d'indentations relevées pour des substrats de 1,4 mm et 1,8 mm à celles obtenues par simulation.

Les résultats de simulation pour un substrat de PDMS d'épaisseur 0,5 mm permet de conclure que l'allure des courbe de déformation reste la même quelle que soit l'épaisseur de substrat : deux régimes de fonctionnement apparaissent.

Néanmoins, pour de très faibles épaisseurs (de l'ordre de quelques dizaines de microns), d'autres régimes de fonctionnement peuvent apparaître. La connaissance de ces régimes de fonctionnement est ici importante, puisque les épaisseurs visées pour la réalisation des capteurs de force est de l'ordre de la dizaine de micromètres. Une modélisation analytique avec une vérification expérimentale de ces différents régimes de déformation est proposée dans la suite du manuscrit.

V.2.4. Déformations du PDMS par indentation

A partir de la méthode décrite plus haut, nous avons pu comparer les valeurs mesurées et les valeurs simulées. La Figure V-9 représente la déformation simulée d'un film de PDMS d'épaisseur 1,8 mm en fonction du module d'Young. La déviation mesurée pour un échantillon de même épaisseur permet de déduire la valeur du module d'Young du matériau qui est dans ce cas de 1,3 MPa.

Si l'on utilise les courbes d'indentation, le module d'Young exprimé par les formules (1 à 3) donne une valeur égale à 9 MPa. Cette valeur très supérieure à celle attendue montre que l'épaisseur (h) du substrat joue un rôle important. Dans le cas où l'épaisseur du matériau est égale ou inférieure au rayon a de l'outil cylindrique $h < a$, cette valeur doit être corrigée d'un facteur compris entre 6 et 8 [6] et [7].

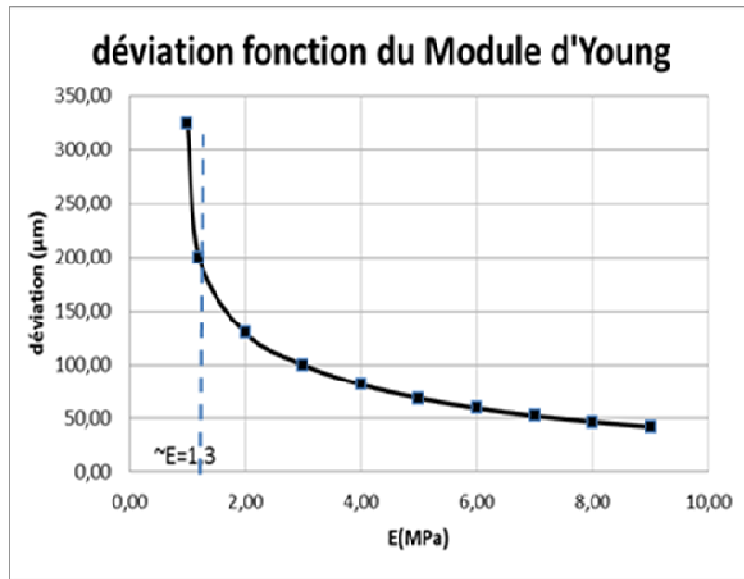


Figure V-9 : Courbe réalisée par simulation par éléments finis, pour un balayage du module d'Young de 1 à 9 MPa et une force fixe de 10 N, $e = 1,8$ mm, r (rayon outil) = 2,5 mm.

Des modèles analytiques ont été formulés [6], ils donnent l'évolution de la profondeur d'indentation (d) à partir d'un outil cylindrique en fonction des paramètres géométriques (rayon de l'indenteur a , épaisseur du film h) et des conditions d'adhésion entre l'outil, le film et le substrat. Deux modes apparaissent :

$$h \gg a \text{ substrat épais : } d = \frac{3F}{8Ea}, \text{ indépendant de l'épaisseur} \quad (4)$$

$$h \ll a \text{ substrat mince : } d = \frac{3Fh}{4E\pi a^2}, \text{ dépendant de l'épaisseur} \quad (5)$$

L'évolution de la déviation (d) en fonction de l'épaisseur (h) est représentée sur la Figure V-10. On peut comparer alors la courbe de simulation ANSYS avec les mesures et aussi avec les valeurs données par les équations (4) et (5), représentées respectivement par les droites (a) et (b).

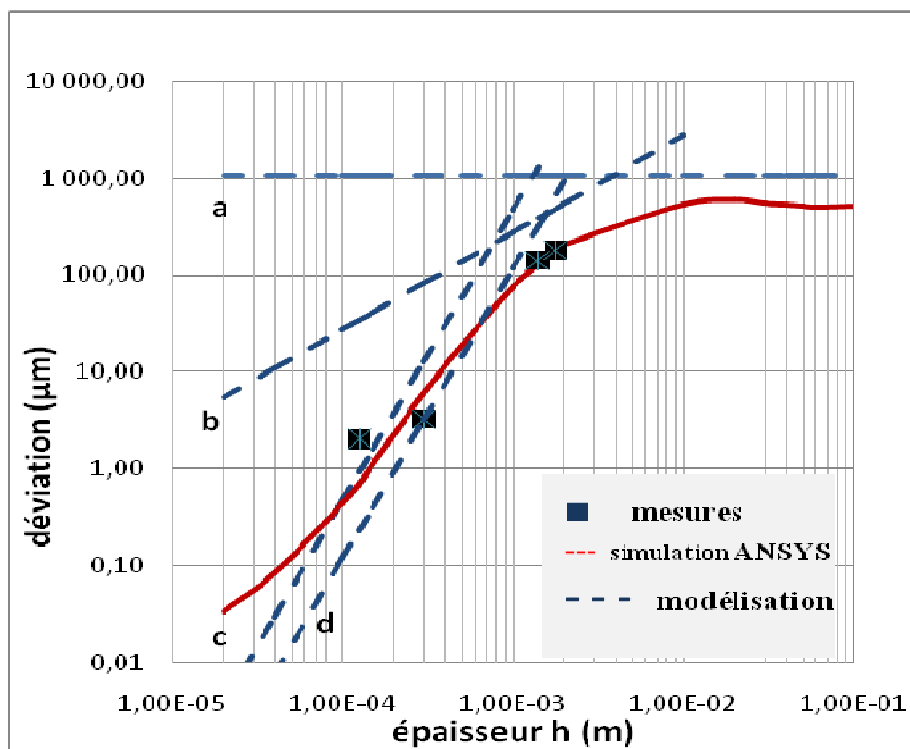


Figure V-10 : Variation de la profondeur de pénétration en fonction de l'épaisseur du substrat PDMS pour un outil de rayon a (2,5 mm) et une force de 10 N : simulation ANSYS et mesures.

En réalité, les effets d'adhérence doivent être pris en compte et dans ces conditions la déviation est comprise entre 2 valeurs qui correspondent aux asymptotes (c) et (d) :

$$\frac{2F}{E\pi} \frac{h^3}{a^4} < d < \frac{8F}{E\pi} \frac{h^3}{a^4} \tag{7}$$

Cette modélisation correspond bien aux valeurs expérimentales et simulées. Toutefois celles-ci devront être légèrement modulées car elles ont été obtenues en supposant un coefficient de Poisson égal à 0,45.

Ces expressions analytiques seront donc utiles pour estimer les déformations du capteur lorsque la force sera exercée sur les cellules élémentaires ou sur une surface quelconque.

V.3. Estimation de la déformation des structures sous l'action d'une force

V.3.1. Déformations de sandwichs de diverses natures

La mesure de capteurs, micro-usinés ou non comporte de nombreuses incertitudes, du fait de paramètres de conception connus, mais également du fait de paramètres négligés. Avant de procéder à la mesure des capteurs, des simulations par éléments finis (avec le logiciel Ansys 12.1) de dispositifs simples ont été effectuées afin de produire des résultats de référence, de géométrie et de conditions connues. Cette référence pourra par la suite être comparée aux mesures et permettra de fournir un guide interprétatif.

Pour ces simulations, deux structures ont été élaborées. L'une ne comprend que des couches en PDMS de compositions différentes, l'autre est constituée d'un empilement Matériau X-PDMS-Matériau X. Le « Matériau X » est un matériau d'enveloppe, que l'on peut choisir comme étant du Kapton® ou du PDMS 1:5 (ou tout autre matériau). Un schéma du dispositif simulé est représenté à la Figure V-11. Ce dispositif simulé est proche du capteur dans les conditions de mesure (voir plus loin dans ce chapitre). Trois profondeurs particulières ont été étudiées lors de ces simulations. Elles correspondent aux interfaces entre les différents matériaux :

- Interface A : cylindre-Matériau X
- Interface B : ou Matériau X – PDMS 1:10
- Interface C : PDMS 1:10 – Matériau X

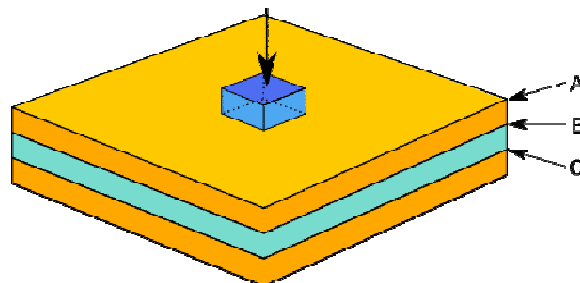


Figure V-11 : Une structure Kapton®-PDMS-Kapton® munie d'un indenteur parallélépipédique.

Pour toutes les conditions de simulation, les déformées suivant diverses positions sont relevées : suivant l'axe d'application de la force, sur ce même axe, à gauche ou à droite de cet axe, et ce pour les 3 profondeurs A, B et C. Les positions des axes suivant lesquels les déformées ont été relevées sont représentées à la Figure V-12.

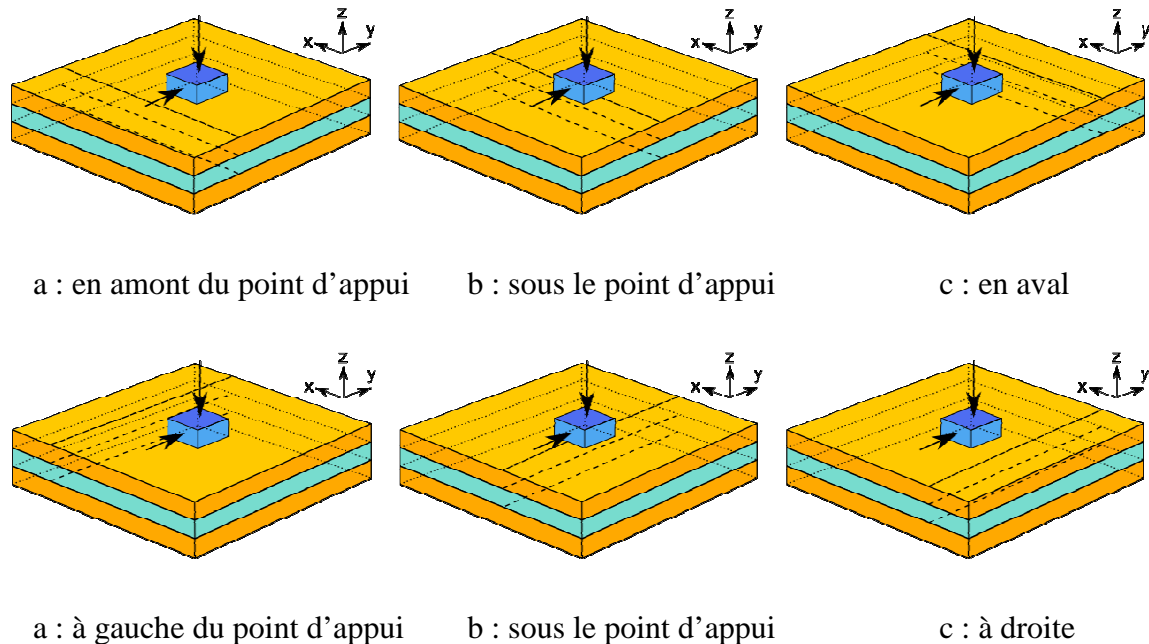


Figure V-12 : Les différentes localisations des déformées relevées.

Les épaisseurs des couches sont respectivement de 50, 30 et 50 μm , le tout étant fixé sur un support rigide. Le sandwich simulé est un parallélépipède rectangle de côtés suivant les axes x et y égaux entre eux de 3,5 mm. Une force de 1 N est appliquée au moyen d'un plot rigide de 100 μm de hauteur et de 412 μm de côté (de surface équivalente à un cylindre de 500 μm de diamètre). Cette force est soit perpendiculaire au plan des couches de matériaux, soit oblique, de composantes suivant z et suivant y égales à $1/\sqrt{2}$ N (et la force globale a pour module 1 N).

V.3.1.1. Effet sur une structure Kapton®-PDMS-Kapton®

Pour cette famille de simulations, le module d'Young du Kapton® est fixé à 3,5 GPa d'après les données du fabricant, celui du PDMS correspond à la valeur mesurée de 1,3 MPa.

La Figure V-13 représente une vue en perspective et en code de couleurs de la déformation en z (rouge : libre à bleu : écrasement maximal). La déformation s'effectue totalement dans l'épaisseur du PDMS. L'écrasement maximum atteint 10,9 μm (à l'interface A).

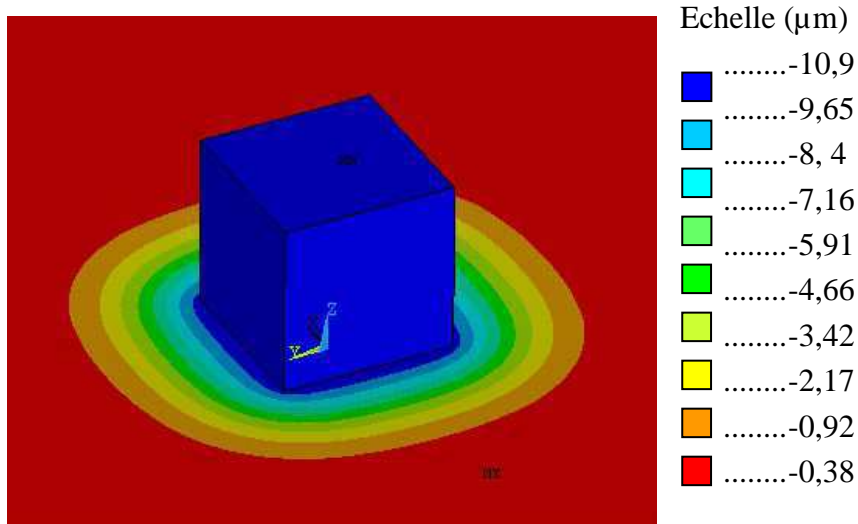


Figure V-13 : Vue en perspective d'une simulation de la déformation en z au niveau de l'interface 1, pour une force de 1 N, appliquée à un outil carré de $500 \times 500 \mu\text{m}^2$ sur une structure Kapton®-PDMS-Kapton® d'épaisseur $50 \mu\text{m}$ - $30 \mu\text{m}$ - $50 \mu\text{m}$.

La Figure V-14 montre les profils des déformées le long de l'axe X, sous le point d'appui, pour les trois profondeurs A, B et C. La déformation est essentiellement liée à la déformation du film de PDMS. L'écrasement engendre un léger gonflement de $0,33 \mu\text{m}$ sur le pourtour du plot. Compte tenu de la grande rigidité du Kapton, les translations des interfaces A et B sont égales, alors que l'interface C reste fixe (c'est-à-dire l'ensemble du Kapton fixé sur le support rigide). Ces résultats correspondent bien à l'estimation obtenue à partir des relations analytiques d'un film de PDMS d'épaisseur $30 \mu\text{m}$.

On remarque par ailleurs que lors de l'application d'une force localisée sur la surface du capteur, la déformation résultante est elle-même très localisée. Ainsi, on peut estimer grossièrement un impact de la déformation locale à une zone limitée à une distance de $500 \mu\text{m}$ de part et d'autre de la zone d'appui.

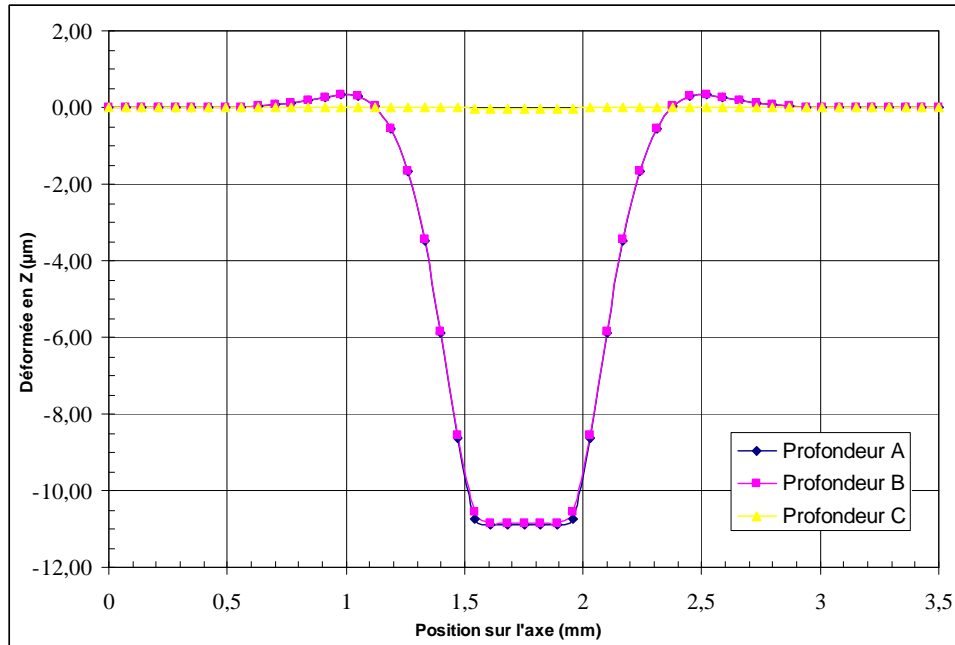


Figure V-14 : Profil de déformation selon l'axe x de la structure Kapton®-PDMS-Kapton® d'épaisseur 50 µm-30 µm-50 µm, pour une force en z de 1 N.

Lorsque la force de 1 N est appliquée sur le plot avec un angle de 45°, l'ensemble subit à la fois un mouvement de compression et de cisaillement. La composante horizontale de la force est appliquée suivant l'axe x. La Figure V-15 montre des vues du résultat de la simulation des composantes de déplacement selon z et selon x. La vue en z fait apparaître un basculement du plot, alors que le déplacement en x montre une translation de pratiquement l'ensemble de la partie supérieure du Kapton®. La déformation appliquée par le plot est répartie par la couche supérieure de Kapton® à l'ensemble de la couche de PDMS formant le diélectrique des capteurs. Cette couche de PDMS subit l'essentiel des déformations. Les relevés de déformations montrent que l'ensemble de la couche supérieure de Kapton® subit une déformation d'amplitude variable mais non négligeable, même à quelques millimètres de distance de la zone d'application de la force (courbes non représentées).

Déplacement en Z

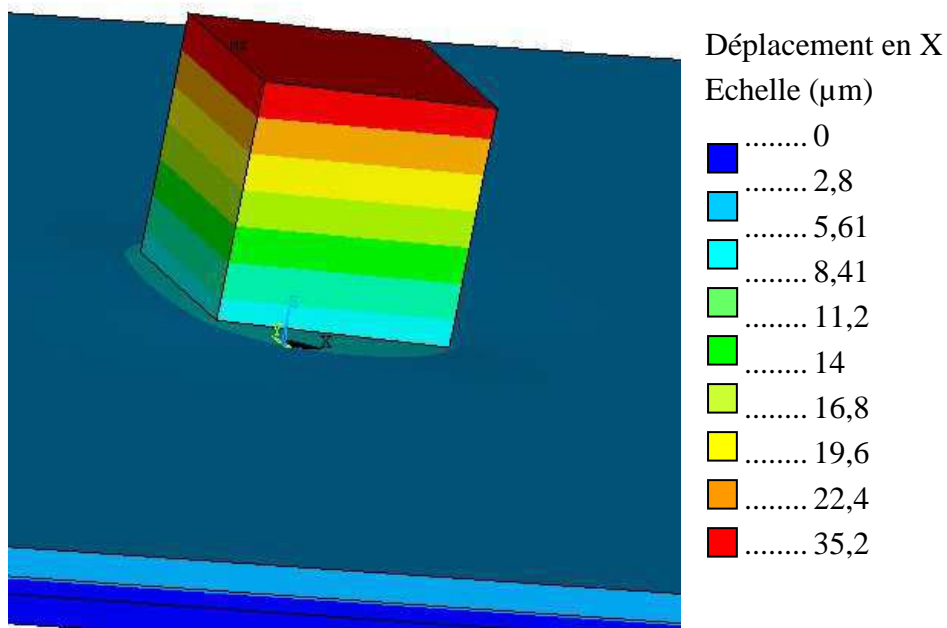
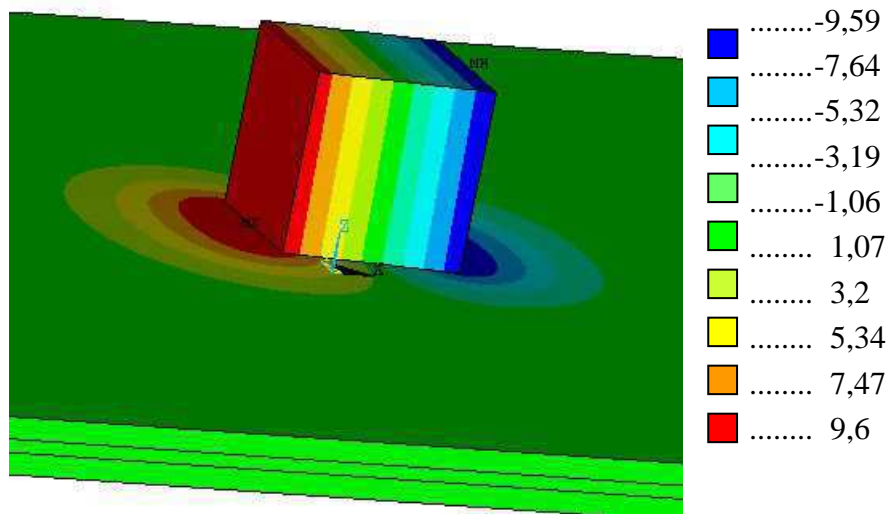


Figure V-15 : Images obtenues par simulation des déformées en z et x, pour une force de 1 N appliquée à 45° sur une structure Kapton®-PDMS-Kapton®.

On remarque que l'analyse des déformations est dans ce cas plus délicate du fait du basculement des surfaces A et B. En effet, les déplacements suivant l'axe X, aux interfaces de profondeurs A et B ne sont plus identiques, ce qui indique une déformation importante de la couche supérieure de Kapton®.

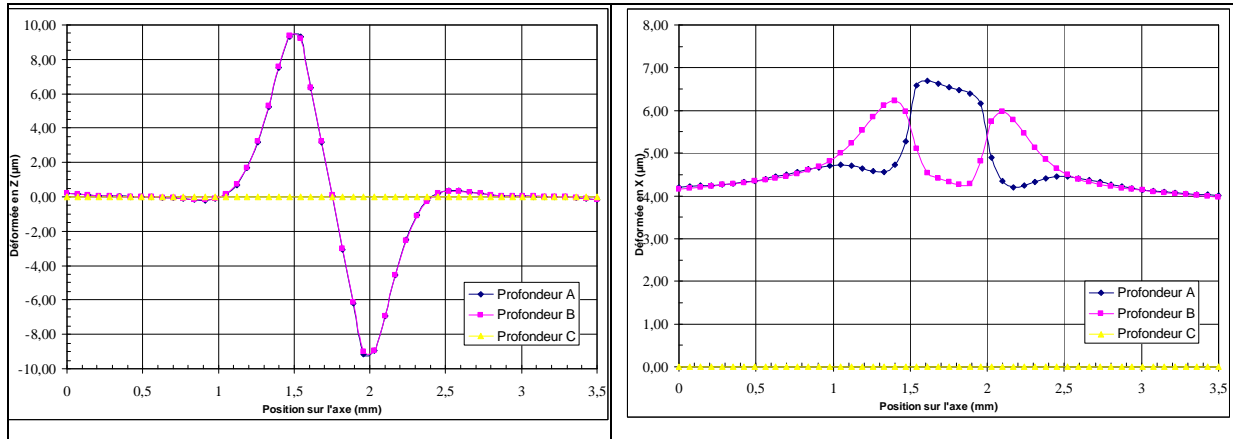


Figure V-16 : Profils des déplacements selon la direction x de la structure Kapton®-PDMS-Kapton® pour une force verticale de 1 N à 45°.

Ce résultat est à nuancer par le fait que la simulation choisie ici ne représente pas un cas de charge physiquement possible. L'application d'une force par l'outil d'un indenteur ou par une main humaine implique des conditions d'application de la charge différentes des conditions de simulation (pivotement interdit pour l'indenteur, pivotement réparti entre le capteur et la main dans le cas d'une sollicitation manuelle). On rappelle par ailleurs que la géométrie de l'indenteur ou de l'outil simulé (d'empreintes respectives ronde et carrée) ne correspondent pas à des cas de charge réels, d'empreintes *a priori* quelconques. On peut donc réduire l'enseignement de cette simulation à l'effet de déplacement de la couche de Kapton™ supérieure : l'électrode supérieure d'un capteur de force soumis à une force oblique franchement délimitée subira donc cet effet de déplacement et de basculement/plissement avec des effets de bord pouvant être importants.

V.3.1.2. Effets sur une structure PDMS(3MPa)-PDMS(1MPa)-PDMS(3MPa)

Nous avons vu dans les chapitres précédents que plusieurs matériaux peuvent se prêter à la fabrication de capteurs capacitifs. On estime que ces substrats sont plus favorables de par leur flexibilité, mais également du fait du comportement différent des couches supportant les capteurs. Afin d'étudier l'effet de la rigidité du substrat, la simulation suivante est réalisée en remplaçant le Kapton® par un matériau plus mou de module d'élasticité égal à 3 Mpa. Ce module d'Young correspond à une valeur mesurée de PDMS 1:5, matériau qui a été employé pour la fabrication de capteurs présentés au chapitre précédent. Compte tenu du module d'élasticité très faible du PDMS en regard du Kapton, la force appliquée est cette fois-ci de

0,01N. Toutes les dimensions et autres propriétés sont identiques aux conditions de simulation précédentes.

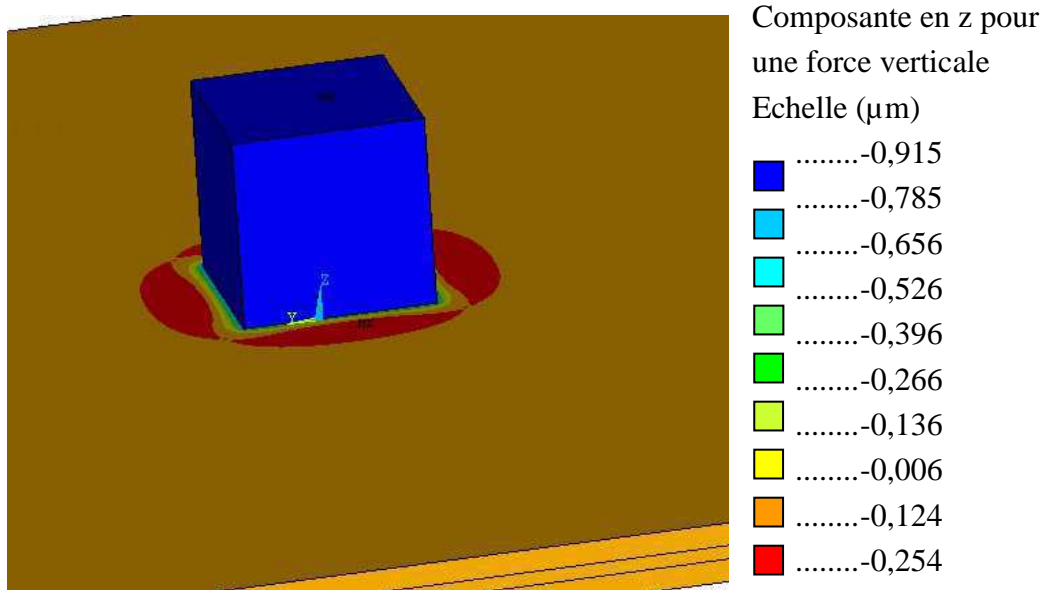


Figure V-17 : Mise en évidence du déplacement selon z de la structure PDMS-PDMS-PDMS pour une force verticale de 0,01 N.

On constate cette fois que la déformation en z comme en x se répartit sur les trois couches ce qui entraîne un déplacement différent des 3 interfaces (Figure V-17 et Figure V-18).

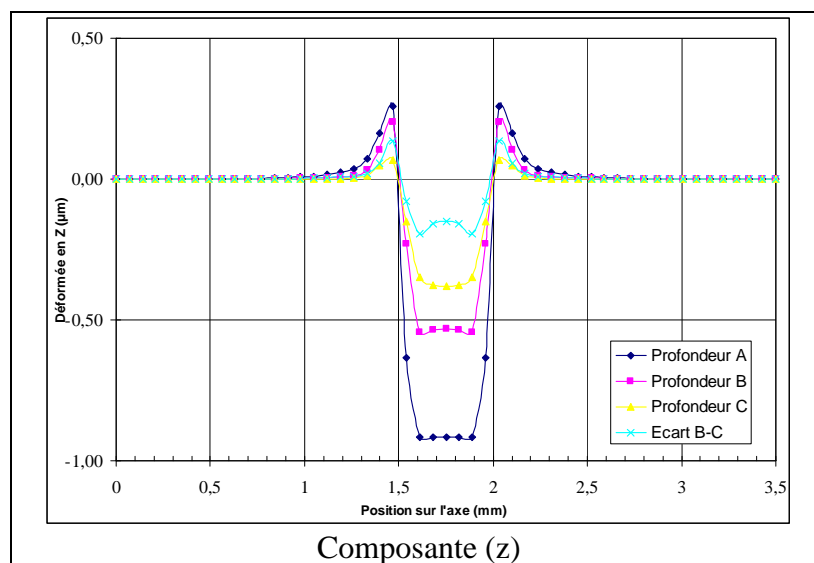


Figure V-18 : Mise en évidence du déplacement selon les z de la structure PDMS-PDMS-PDMS pour une force verticale 0,01 N.

Dans le cas de l'application d'une force verticale, on observe toujours dans le cas de cette structure que la déformation de l'ensemble reste très localisée autour de la zone d'application de cette force. On remarque également que la déformation totale est environ 10 fois moindre ($0,9 \mu\text{m}$ ici contre $10 \mu\text{m}$ pour un sandwich en Kapton®) que la déformation obtenue précédemment, alors que la force appliquée est 100 fois inférieure. En revanche, la déformation de la zone capteur (écart entre B et C) est, elle, de l'ordre de $0,2 \mu\text{m}$, soit environ $\frac{1}{4}$ de la déformation totale. On peut relier cette déformation totale 10 fois plus faible que ce qui était attendu à plusieurs effets, et notamment l'effet de module d'élasticité apparent plus important lorsque les couches de matériaux sont fines mis en évidence dans le paragraphe précédent.

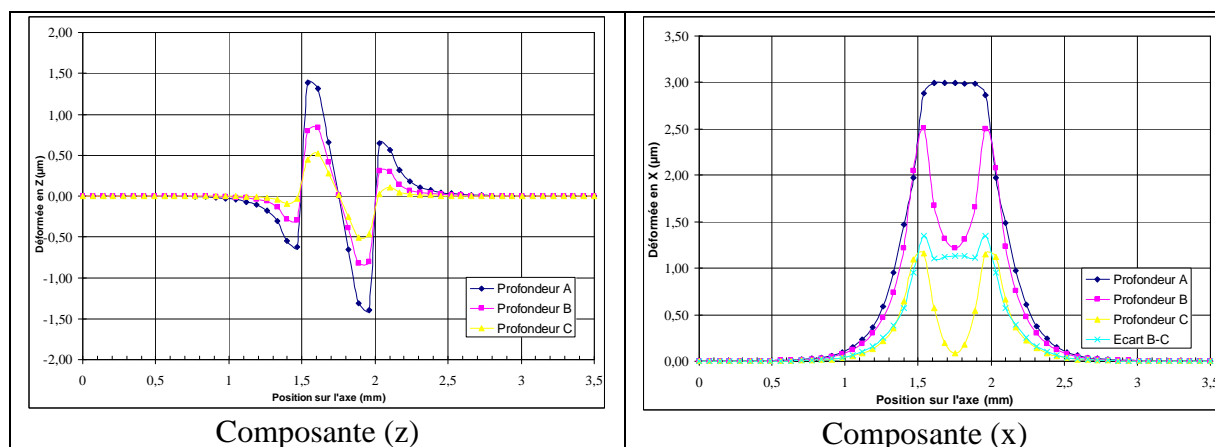


Figure V-19 : Simulation d'une structure PDMS(3MPa)-PDMS(1MPa)-PDMS(3MPa). La force appliquée de $0,01 \text{ N}$ est oblique. Les graphes représentent les composantes x, au niveau des interfaces A, B et C.

Pour le cisaillement (déplacements en x), la surface (A) sous-jacente au plot suit fidèlement le plot et se déplace globalement de $3 \mu\text{m}$, alors que les autres interfaces ont un déplacement qui ressemble à un filtrage passe-haut du déplacement (A) et qui atteint sa valeur maximale, $2,5 \mu\text{m}$ (B) et $1,1 \mu\text{m}$ (C), près de l'aplomb de la limite du plot. Il en résulte qu'une mesure de cisaillement nécessite une épaisseur de substrat la plus faible possible entre le plan d'application de la force et le plan de l'électrode supérieure si l'on veut éviter que les bras en méandre de l'électrode supérieure aient des pondérations différentes. On peut noter que la déformation est du même ordre de grandeur que pour une structure Kapton®-PDMS-Kapton® mais ici, la force appliquée est 100 fois plus faible. Comme on pouvait s'y attendre, la sensibilité des capteurs enserrés dans une structure très flexible sera plus importante que si les capteurs sont enserrés dans une structure plus rigide. On remarque également sur les

résultats des simulations en cisaillement que la déformation en x comme en z est très localisée autour de la zone d'application de la force. Là encore, l'apport d'une structure complètement en PDMS permet de profiter de la pleine résolution du capteur, puisque la mesure effectuée par des capteurs espacés de 1 mm peut être complètement découplée. Ici encore, les relevés de déformations (non représentés) à des distances d'approximativement 1 mm de la zone d'application de la force corroborent ces observations.

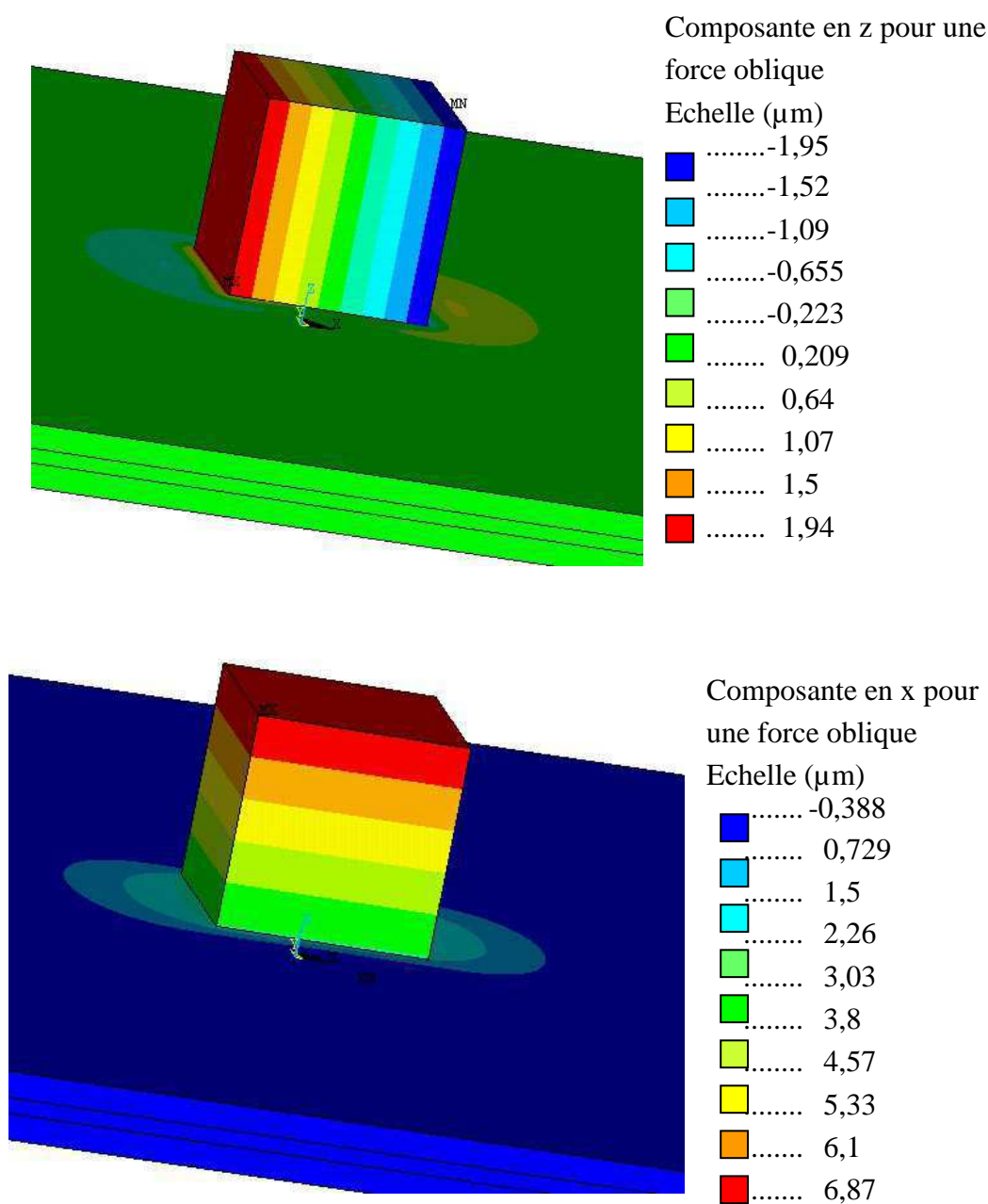


Figure V-20 : Simulation d'un structure PDMS (3MPa)-PDMS(1MPa)-PDMS(3MPa). La force appliquée de 0,01 N est soit perpendiculaire a), soit oblique b). Les graphes représentent une vue en perspective de la composante z au niveau de l'interface (1). Les épaisseurs des 3 couches sont respectivement de 50 μm – 30 μm – 50 μm .

V.3.1.3. Bilan des simulations

Les simulations montrent bien qu'à force constante, l'amplitude des déformations augmente avec des rigidités plus faibles et des couches plus épaisses. Lorsque l'épaisseur diminue, la mesure de la compression du matériau peut devenir trop difficile à réaliser. Les structures de capteurs à base de Kapton® sont associées à de faibles déformations dues à la faible épaisseur de PDMS (30µm). Lorsque l'ensemble est constitué uniquement de PDMS, les déplacements sont plus importants en raison des déformations propres des substrats, se cumulant à celle de la couche intermédiaire. Lorsque les couches sont empilées, les raideurs se comportent comme des résistances électriques mises en parallèle. La raideur globale diminue, la déformation globale augmente. Mais, le report des forces latérales à travers les substrats est plus complexe et subit un filtrage passe-bas. Dans le cas d'une structure à support en Kapton®, l'interface porteuse de l'électrode supérieure se déplace latéralement et globalement par rapport à l'électrode inférieure qui reste fixe. Le substrat en Kapton® étant très rigide par rapport au PDMS (3,5 GPa pour le Kapton® et environ 3 MPa pour le PDMS 1:5), les déformations dans le plan sont très faibles. Par ailleurs, une force latérale appliquée en un point sur une matrice en Kapton sera presque entièrement reportée et divisée sur l'ensemble des capteurs adjacents et donc difficilement détectée. En revanche une force locale appliquée en un point d'une matrice entièrement en PDMS ne sera distribuée que localement et donc plus facilement détectée.

Ces résultats confirment qu'il est nécessaire d'utiliser des capteurs entièrement en matériau très fortement élastique pour obtenir un capteur de force disposant d'une sensibilité et d'un pouvoir de résolution spatiale acceptable en cisaillement : le PDMS répond à ce cahier des charges.

Dans le cas d'une structure à substrats en PDMS, si l'épaisseur des substrats est fortement augmentée pour une même force de cisaillement appliquée, les zones des interfaces sous-jacentes porteuses des électrodes verront une déformation résultante d'autant moins grande que l'épaisseur des substrats sera plus grande. L'analogie avec les mécanorécepteurs de la peau consiste à dire qu'en augmentant l'épaisseur des substrats (i.e. l'épaisseur du derme), la sensibilité et la résolution spatiale en cisaillement diminuent.

Par la suite, nous pourrions vérifier expérimentalement les résultats obtenus sur la structure Kapton®-PDMS- Kapton®.

V.3.2. Mesure d'adhérence des dispositifs par Pull-Test

Le pull-test fait référence à un procédé destructif permettant de caractériser l'adhérence entre deux matériaux, par exemple un film métallique sur un film polymide, ou encore un film de PDMS déposé sur un wafer de silicium.

Dans le chapitre précédent, des tests d'adhérences qualitatifs ont été réalisés en utilisant la méthode du peel-test sur des échantillons de Silicium, Kapton® et FEP® comportant, du métal ou PDMS. Les résultats ont montré une adhérence suffisante puisque les films testés restaient fixés sur le substrat. L'adhérence peut être caractérisée plus quantitativement en donnant des valeurs de forces d'arrachement pour de surfaces déterminées. Des valeurs trouvées dans la littérature pour divers types de dépôts sont regroupées dans le Tableau V-1.

Substrats/Métal	Technique de dépôt	Ep métal	Arrachement	Ref
PET/Cu	MOCVD	120 nm	45 N sur 6mm ² (Pull Off)	[1]
C/Cu	PVD	1,5 µm	+ plasma : 583 N/cm ² Sans plasma : 88 N/cm ²	[2]
Kapton®/Cu-TiN	PVD	140 nm	2,2 MPa (cisaillement)	[3]
Kapton®/Cu	Pulvérisation		+ plasma : 72,32 MPa	[4]
Kapton®/Cu		0,1-3µm		[5]

Tableau V-1 : Valeurs d'arrachement du cuivre au pull test en fonction du substrat extrait de l'état de l'art.

Nous allons utiliser le Pull-test pour caractériser l'adhérence de manière quantitative entre les différentes couches constituant nos capteurs de force, en particulier entre :

- a) Le Kapton® (et FEP®) et la sous couche d'accroche de Ti/Cu
- b) Entre a) et les électrodes électrodéposées sur les substrats de Kapton® et FEP®
- c) Entre b) et une couche de PDMS déposée sur les électrodes (pour le Kapton® et FEP®) avec et sans un plasma d'oxygène fait sur la surface du substrat
- d) Sur un capteur complet en Kapton® et FEP®

V.3.2.1. Echantillons de Pull-Test

Un échantillon d'environ 1 cm² est collé sur un disque de laiton avec une colle époxy (araldite (PM 30)- ratio de mélange entre la résine et le durcisseur 1:1). Une éprouvette (tige aux extrémités cylindriques de diamètre 4 mm) est ensuite collée au-dessus de l'échantillon. Les échantillons sont ensuite placés dans un étau qui maintient en place les échantillons avec la colle. Le durcissement de la colle s'opère par étuvage à 60°C pendant 1 h. Ensuite les échantillons sont laissés à l'air pendant 12 à 24 h. Des tests ont été également réalisés sans cette dernière étape de repos.

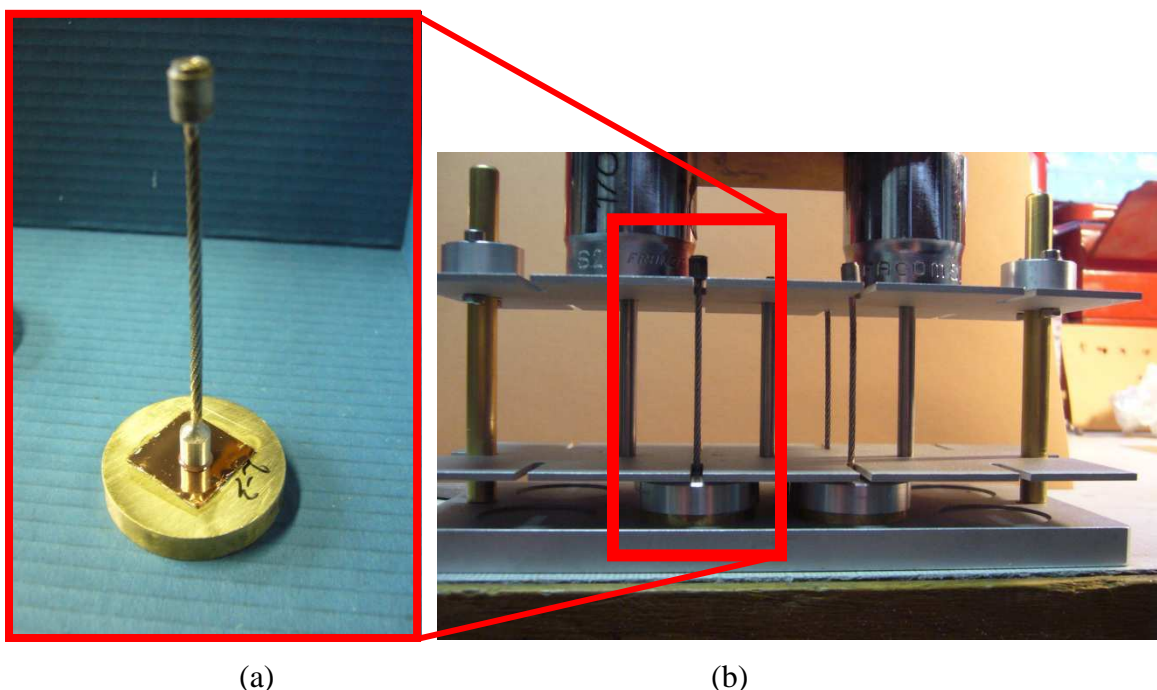


Figure V-21 : Montage du pull-test, (a) Tige collée sur un échantillon collé sur un support en laiton ; (b) Echantillons placés dans l'étau.

Les échantillons ont été fabriqués en utilisant des substrats de Kapton® et de FEP®. Tout d'abord, les sous-couches de cuivre ont été déposées par pulvérisation cathodique. Les matrices de cuivre ont été ensuite électrodéposées puis recouvertes d'une couche de PDMS, le tout se termine par un test sur un assemblage « Substrat-électrodes-PDMS-électrodes-Substrat ».

L'adhésion peut être promue sur le Kapton® par un plasma d'oxygène. D'après les résultats obtenus, l'adhésion du PDMS sur le Kapton® est plus que doublée après plasma. Il en est de même pour le dépôt de cuivre. Cette amélioration n'a pas été constatée sur le FEP®,

cela était prévisible puisque le plasma d’oxygène ne permettait pas d’améliorer la mouillabilité de ce substrat (cf. chapitre III).

Le Tableau V-2 regroupe les résultats obtenus pour les différents essais de pull-test pour les substrats de Kapton® et FEP®. Les valeurs sont des moyennes faites sur une série de 5 tests pour chaque manipulation. La différence entre les valeurs minimales et maximales sont de +/-5%.

Type de couche	Résultat Kapton (MPa)	Résultat FEP (MPa)
Sous couche de Ti/cuivre	227	120
Matrice en cuivre électrodéposée	53	31
PDMS	1,15(Sans plasma O ₂) 2,7(Avec plasma O ₂)	1,02
Matrice en cuivre électrodéposée avec une couche de PDMS	1,1	1,02
Capteur complet (rupture au niveau de l’interface Kapton®/PDMS)	1,22	1,06

Tableau V-2 : Résultats de pull-test pour différentes couches déposées ainsi que pour des capteurs complets réalisés sur Kapton® et FEP®.

A la lumière des résultats obtenus, les capteurs présentent une meilleure adhérence avec le Kapton® qu’avec le FEP. Néanmoins les résultats du FEP® montrent une adhérence suffisante pour que les capteurs ne soient pas délaminés sous l’effet de la pression. Ces résultats sont en accord avec les essais réalisés par « peel-test ». En effet ces tests prévoyaient une meilleure adhésion du PDMS ainsi que des matrices sur le Kapton® que sur le FEP®. On retrouve également le fait que le PDMS a une adhésion plus faible que le cuivre sur chacun des substrats.

Des tests ont également été réalisés pour les capteurs réalisés entièrement en PDMS, mais il n’a pas été possible de donner une valeur précise de l’adhérence. En effet, les colles utilisées (3M et araldite) cèdent au niveau des disques de laiton utilisés pour le test : l’adhérence entre le dispositif de test et les capteurs est dans tous les cas inférieure à

l'adhérence des différentes couches constituant le capteur. Ce résultat est notablement meilleur qu'un collage Kapton®-PDMS ou FEP®-PDMS. Par ailleurs, la plus grande compliance des couches externes des capteurs « tout-PDMS » induit un report de cisaillement interne plus faible qu'en utilisant du PDMS sur Kapton qui ont des modules d'élasticité dans un rapport 1000 lors du pliage pour adopter la forme des doigts ou de l'outil.

La conclusion de ces manipulations est que l'usage des capteurs ne devrait *a priori* pas poser de problèmes d'adhérence et de délaminage quand une force sera appliquée dans la limite de 100 N/cm², spécifiée au chapitre 1. En effet, l'adhérence d'une matrice de Kapton® est de 1,22 MPa (122 N/cm²), tandis qu'elle est de 1,06 MPa (106 N/cm²) pour les matrices en FEP®.

V.4. Caractérisation électrique du capteur de force

V.4.1. Mesure des capacités à vide

Les surfaces en regard des électrodes formant les condensateurs à l'échelle 2 sont de 0,42 mm² pour tous les condensateurs. La même surface est utilisée pour les matrices de génération 1 et 2. Les dimensions des électrodes sont différentes selon qu'il s'agit des condensateurs C_x, C_y ou C_z. (Pour plus de détails voir chapitre II, dimensionnement).

V.4.1.1. Mesures réalisées avec un capacimètre

Des mesures électriques ont été réalisées en utilisant un système de contacts sous pointes associé à un capacimètre (HP4280 et 4092). Les matrices utilisées lors de ces tests sont de deuxième génération avec des électrodes interdigitées. Les pads d'entrée / sortie des signaux sont disposés à 180° (diamétralement opposés) sur chacune des faces, comme l'illustre la Figure V-22.

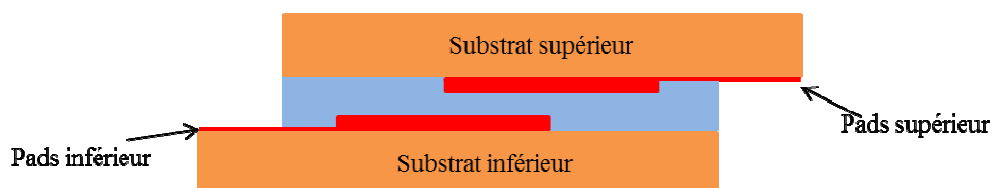


Figure V-22 : Coupe verticale d'une matrice de deuxième génération faite sur Kapton®, utilisée pour les mesures de capacité à vide au moyen d'un capacimètre HP4280 et HP4092.

Il n'est pas possible de poser les pointes sur les plots supérieurs (faisant face au support, donc). Pour contourner cette difficulté, on relie tous les pads supérieurs d'une matrice entre eux et à la masse (voir Figure V-23). Les pads inférieurs sont reliés pour une même composante x, y ou z et testés un à un. Ceci permet de mesurer la capacité d'une colonne de condensateur C_x , C_y ou C_z (i.e. la capacité de 8 condensateurs en parallèles).

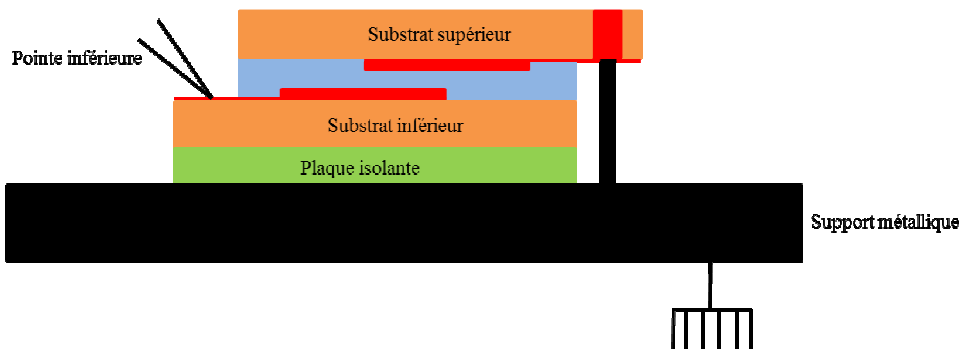


Figure V-23 : Schéma de test électrique d'une matrice Kapton®, les pads de la face supérieure sont reliés par une bande métallique et reliés à la masse, tandis que les pads de la face inférieure sont reliés au capacimètre via une pointe, par paquets de 8 selon les composantes x, y et z. La plaque isolante a une épaisseur de 2 cm.

Les mesures sont réalisées pour une fréquence de 1 MHz. Du fait des connexions, chaque mesure concerne une colonne de 8 capteurs capacitifs : le résultat de la mesure est donc divisé par 8 pour obtenir la valeur approximative d'un capteur unique. La valeur de l'ensemble des colonnes est relevée et une moyenne est faite sur toutes les valeurs observées (voir Tableau V-3).

Condensateur	Capacité exp moyen colonne (pF)	Cexp (pF) moyen cellule	Cth (pF) cellule	Ecart (Cexp et Cth)
C_x	8,83	1,1	0,8	20,3%
C_y	9,07	1,13	0,8	22,4%
C_z	9,29	1,16	0,8	24,2%

Tableau V-3 : Valeurs expérimentales et théoriques pour les essais sur capacimètre commercial.

Ces résultats montrent un écart d'approximativement 25% entre les valeurs expérimentales et théoriques. On peut attribuer cet écart à différentes causes. En premier lieu, l'épaisseur de PDMS est *a priori* de 20 μm entre les électrodes. Cependant, une dispersion liée au procédé de fabrication (application d'une pression lors de la mise en contact des deux substrats)

conduit à une épaisseur moyenne entre les électrodes comprise entre 14 et 18 μ m. Les calculs théoriques sont fait en considérant une épaisseur de 20 μ m entre les électrodes. Par ailleurs, la présence d'un plan de masse (= une grande électrode) à proximité des électrodes actives revient à rajouter une capacité statique en parallèle, d'autant plus grande que l'épaisseur de la plaque isolante est plus faible.

On vérifie néanmoins une bonne adéquation entre les valeurs théoriques et expérimentales des capacités.

V.4.1.2. Mesures d'une matrice de première génération avec circuit dédié

Une matrice de première génération (*i.e.* comportant uniquement des électrodes rectangulaires) d'échelle 2 réalisée sur Kapton® a été mesurée. Les mesures ont été effectuées à vide (sans aucune force appliquée). Pour chaque mesure les pads sont connectés au circuit de mesure et au générateur avec une micro pince. Il n'y a pas de multiplexage. Les tensions de sortie sont relevées et la capacité de chaque condensateur (Cx, Cy et Cz) est déduite en appliquant les formules de simplification établie au chapitre II.

Condensateur	Tension moyenne V_s (V)	Cth (pF)	Ce (pF)	Cexp moyen (pF)	Ecart (Cexp et Cth)
Cx	1,71	0,8	10	0,99	19,7%
Cy	1,69	0,8	10	0,97	18,1%
Cz	1,65	0,8	10	0,96	16,4%

Tableau V-4: Résultats des mesures réalisées sur une matrice de première génération, avec $V_e=17,4V$ et amplification unitaire.

D'après les résultats précédents, l'erreur moyenne sur l'ensemble des cellules et condensateurs de la matrice testée est inférieure à 20%. Cette valeur est expliquée par le fait qu'il est difficile d'aligner les substrats de première génération avec une précision inférieure à 5 μ m. Pour cet échantillon, l'erreur est estimé à 12 μ m. Ceci explique que les capacités Cx et Cy soient plus élevées que la capacité Cz. En effet le recouvrement entre les électrodes des capacités Cx et Cy est plus important dû à l'erreur d'alignement.

V.4.1.3. Mesure d'une matrice de deuxième génération avec circuit dédié

Pour réaliser les mesures des matrices de deuxième génération, des fils conducteurs sont soudés sur les pads afin de faciliter la connexion avec le circuit de mesure. Cette

instrumentation n'a pas été possible avec les matrices de première génération en raison de la taille de leurs pads. Les matrices utilisées pour ces tests électriques ont été fabriquées avec une épaisseur de diélectrique égale à 10 μm .

Les premières mesures sont celles de la capacité à vide des cellules. La méthode consiste à relier en entrée un pad des électrodes supérieures et en sortie un pad des électrodes inférieures. Il n'y a pas de multiplexage afin de ne pas entacher la mesure des capacités parasites des transistors de multiplexage.

Les résultats sont relevés de manière à obtenir une valeur de la tension de sortie de chaque condensateur. Cette valeur est utilisée pour ensuite obtenir la valeur de la capacité via les formules établies lors de la calibration du circuit.

Condensateur	Tension moyenne V_s (V)	Cth (pF)	Ce (pF)	Cexp moyen (pF)	Ecart (Cexp et Cth)
Cx	2,22	1,12	10	1,29	13,4%
Cy	2,51	1,12	10	1,3	14,4%
Cz	2,36	1,12	10	1,37	18,6%

Tableau V-5 : Résultats des mesures électriques à vide d'une matrice EDI à l'échelle 2. $V_e=17,4\text{V}$ et $a=1$.

D'après le Tableau V-6, les résultats à vide montrent un écart de moins de 20% entre la théorie et l'expérience. La variation au sein d'une même série de capteurs est inférieure à 3%. Les variations entre les différentes séries de capteurs sont comprises entre 2 et 5%.

Les mêmes mesures ont été réalisées pour des matrices de type méandre, selon des conditions identiques. Les résultats sont résumés dans le Tableau V-6.

Condensateur	Tension moyenne V_s (V)	Cth (pF)	Ce (pF)	Cexp moyen (pF)	Ecart (Cexp et Cth)
Cx	2,25	1,12	10	1,29	14,57%
Cy	2,29	1,12	10	1,3	15,88%
Cz	2,38	1,12	10	1,37	19,06%

Tableau V-6 : Résultats des tests électriques à vide d'une matrice de capteurs en méandres à l'échelle 2.

Les tests à vide montrent des similitudes avec les matrices EDI. Ce résultat semble logique compte tenu du fait que la surface en regard des condensateurs est la même pour les deux

configurations. La seule différence visible est l'erreur d'alignement des substrats lors de l'étape de scellement.

La majorité des tests présentés ont été réalisés avec les matrices sur substrat en Kapton®. Les mesures effectuées sur des matrices FEP® ont montré des résultats similaires, pour une épaisseur de diélectrique de 10 μm également.

V.4.1.4. Conclusion partielle sur les mesures électriques à vide

Des tests électriques ont été réalisés pour des matrices à l'échelle 2 de première et deuxième génération. La méthode de mesure pour la première génération a été de brancher des câbles directement sur la matrice tandis que pour les deuxièmes générations des fils monobrins ont été soudés sur les pads et reliés au circuit avec des micros pinces. Les résultats obtenus dans chaque cas montrent une erreur expérimentale inférieure à 20%. Les causes de cette erreur sont l'alignement des substrats lors du scellement (erreur comprise entre 5 et 15 μm selon les matrices) et l'épaisseur de diélectrique variable selon la maturation du procédé et le déroulement du collage, paramètres maîtrisables dans une phase industrielle. Les capacités parasites des câbles permettant de relier les matrices aux circuits introduisent également un biais de mesure en changeant la capacité de référence. Dans un circuit prenant en compte la lecture par multiplexage, le biais de mesure peut changer d'une cellule à l'autre de sorte qu'à vide, on obtient une image capacitive non uniforme, i.e. des valeurs de mesure changeant d'une cellule à l'autre. Ceci n'est pas gênant à partir du moment où l'on mesure des variations de capacité et non pas des valeurs absolues. Une optimisation doit cependant être prévue pour maîtriser l'alignement des substrats et l'épaisseur de PDMS, surtout lorsque la couche de blindage sera rajoutée et rendra opaque les substrats

Les mesures électriques réalisées avec le capacimètre HP et le circuit de mesure à amplificateur JFET donnent des valeurs de capacités voisines. Le capacimètre HP n'est cependant pas adapté pour l'acquisition rapide et multiplexée d'images capacitives. L'acquisition dynamique d'une image de 8x8x3, i.e. 192 capacités, nécessite de connecter le capteur matriciel à un circuit de multiplexage tel que décrit au chapitre II, ce qui dépasse le cadre de cette thèse.

V.4.2. Mesures en charge

Le micro-indenteur décrit dans ce chapitre a été employé pour effectuer des mesures en charge des matrices de capteurs. L'outil d'indentation est cette fois cylindrique (en métal et également en téflon) et de diamètre 0,25 mm. Le circuit dédié donne une tension image de la force appliquée. Le capteur est collé via un adhésif double face sur un substrat rigide en verre pour garantir une planéité du dispositif.

Le test d'indentation permet d'appliquer une force de manière progressive dans la direction z. La profondeur de pénétration de l'outil, la force appliquée ainsi que la variation de capacité sont mesurées à tout instant. Les mesures sont faites ici en appliquant une force progressive par pas de 10 mN jusqu'à la valeur de consigne indiquée dans le tableau dans la direction z. La force est d'abord mesurée au contact pour déterminer l'origine de la mesure pour l'indenteur. L'épaisseur de PDMS inter-électrode est de 30 μm . Le capteur utilisé est une matrice de deuxième génération avec des électrodes en méandres, sur substrat de Kapton®.

Les valeurs reportées dans le Tableau V-7 sont une moyenne de 5 acquisitions :

Force (mN)	50	100	150	200	250	500	1000	5000	10000
Capacité au repos (pF)	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6
Variation de capacité (fF)	19,8	25,6	27,3	35,2	38,1	59fF	63	65,2	66,1
Variation en %	3,3	4,2	4,5	5,86	6,35	9,8	10,5	10,87	11

Tableau V-7 : Résultats des tests par application d'une force progressive par micro-indentation.

La variation de capacité est représentée sur la Figure V-24. Pour une force inférieure à 1 N, on observe une proportionnalité avec la force appliquée. Au-delà la capacité n'évolue plus. Ceci est dû à la forte compression du diélectrique. On note également un effet de seuil lié au contact de l'outil d'indentation.

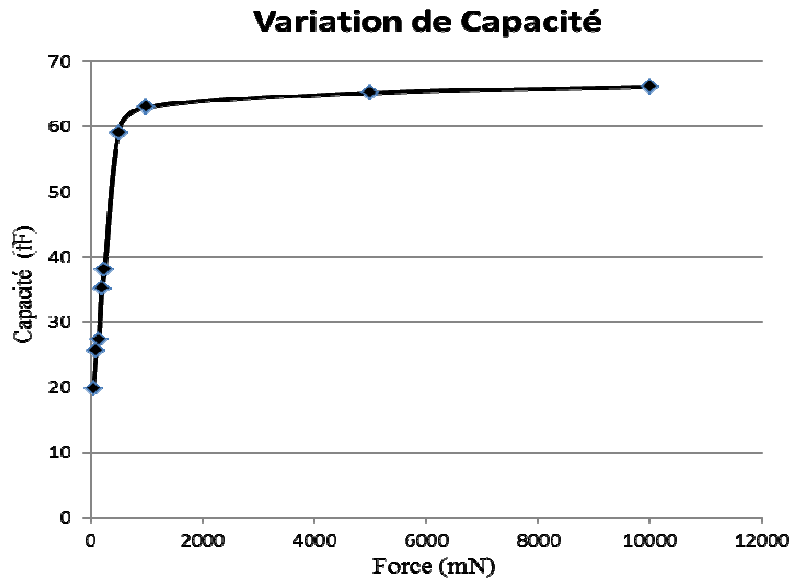


Figure V-24 : Variation d'une capacité Cz de valeur nominale 0,6 pF, en fonction de la force appliquée, (50mN à 10 N) correspondant aux données du tableau V-8.

La courbe d'indentation de la Figure V-25 est réalisée sur une capacité élémentaire comprenant une couche de PDMS d'épaisseur 30 μ m prise entre deux films de Kapton® d'épaisseur 50 μ m. L'ensemble est collé sur un épais support de verre. Le graphe révèle une première phase au cours de laquelle on détermine la déviation seuil où l'outil plaque le substrat contre le verre. La seconde phase correspond à la variation de l'épaisseur du PDMS.

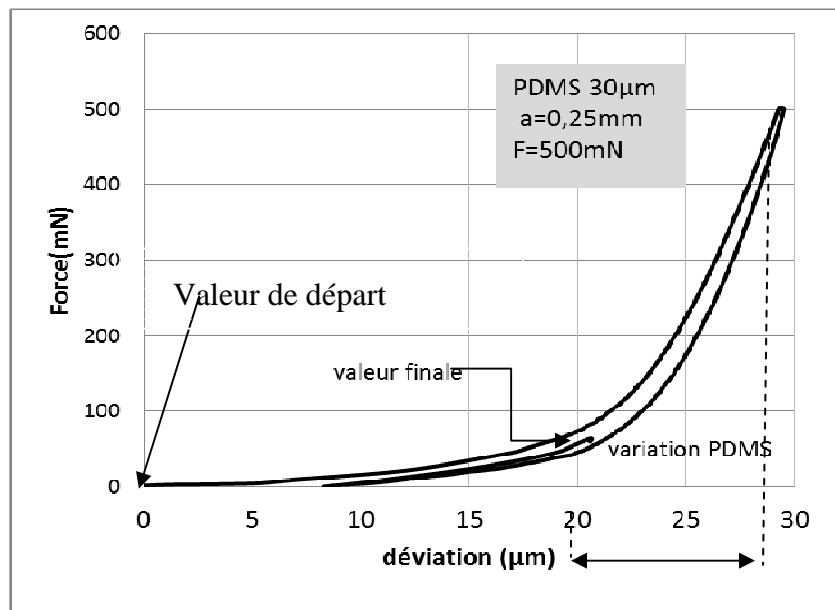


Figure V-25 : Courbe d'indentation type réalisée sur une capacité élémentaire d'une structure Kapton-PDMS-Kapton.

A partir des mesures ainsi réalisées, nous avons pu mesurer la déformation de la capacité en fonction de la force. La courbe représentée sur la Figure V-26 montre une variation presque linéaire pour les faibles valeurs de force et met en évidence une légère saturation pour les valeurs élevées due à la difficulté de compresser le PDMS au-delà d'une certaine contrainte.

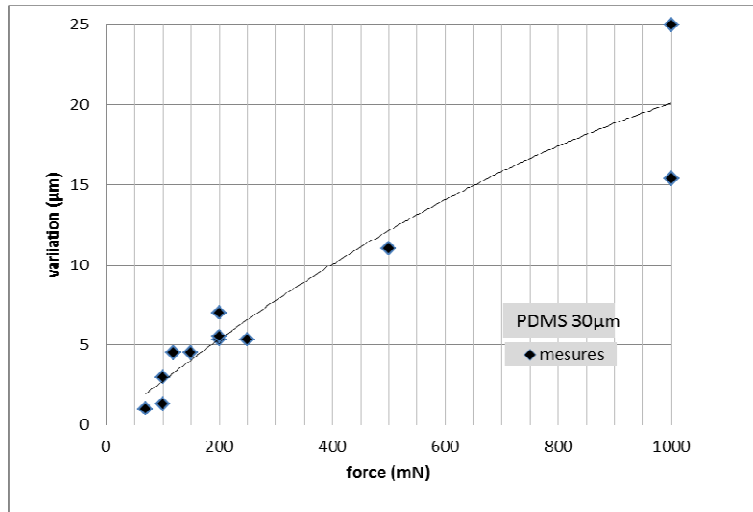


Figure V-26 : Variation de l'épaisseur (valeur initiale 30 μm) du diélectrique (PDMS) en fonction de la force appliquée sur une cellule élémentaire.

La variation linéaire de la capacité aux faibles forces peut être vérifiée sur le graphe de la Figure V-27. On constate cependant la présence d'un seuil. Celui-ci provient de l'outil d'indentation au moment du contact. Le cylindre, ici métallique apporte une capacité supplémentaire avec une électrode à travers le Kapton® qui sert de diélectrique.

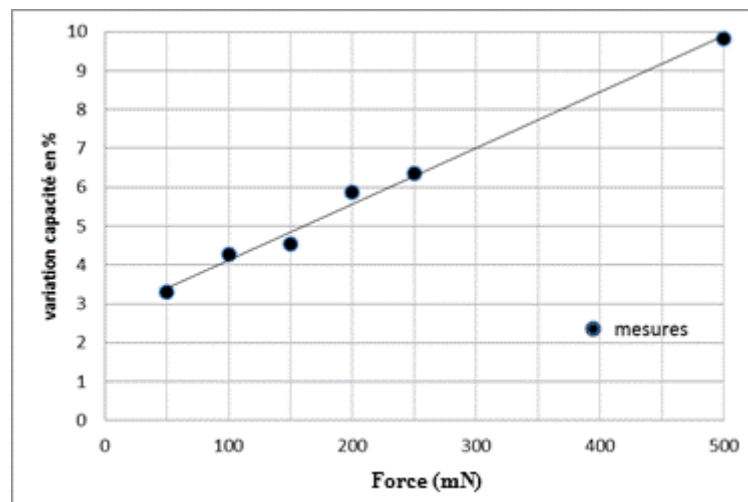


Figure V-27 : Variation en pourcentage de la capacité en fonction de la force appliquée sur une cellule élémentaire.

Il est alors possible de faire un lien entre la déformation relative et la variation relative de capacité. La Figure V-28 montre une bonne linéarité. Cependant, la variation de capacité obtenue ne correspond pas à la variation de l'épaisseur du diélectrique.

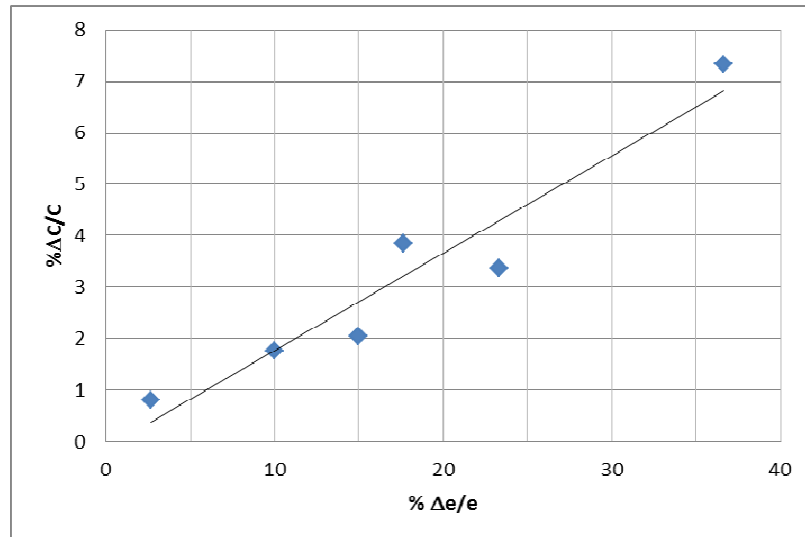


Figure V-28 : Variation relative de la capacité en fonction de la variation relative de l'épaisseur.

Ce déficit de variation de la capacité peut provenir du défaut d'alignement de la matrice et de l'application des forces à travers le substrat de Kapton. Une autre explication possible est le fait d'avoir utilisé un outil métallique qui perturbe les lignes de champ hors plan sortant du condensateur à vide, réduisant la capacité nominale et s'opposant in fine à l'augmentation attendu de la capacité du capteur due à son écrasement.

V.4.2.1. Conclusion partielle des mesures de force

La réponse d'une cellule capacitive du capteur réalisé sur substrat de Kapton, soumise à une force externe, peut être considérée comme linéaire pour une plage de force allant de 50 mN à 1 N. Pour les forces de 1 N à 5 N, la pression est telle que le capteur commence à être en limite de compression et la pression maximale est atteinte pour les forces de 10 N et 20 N. La plage optimale d'utilisation d'une cellule du capteur se situe entre 50 mN et 1 N.

Les mesures de charge sont en accord avec les prédictions obtenues par simulations. En effet la profondeur d'indentation maximale est approximativement de 15 μm pour une force de 1 N appliquée dans la direction z.

Les résultats montrent également une variation de capacité inférieure à ce qui était attendu. En effet la variation de capacité (en %) va de 2% à 10%, pour des forces allant de 50 mN à 1 N et pour une profondeur d'indentation de 5 % à 35 %. En toute logique, la variation de capacité devrait suivre la variation d'épaisseur. Dans le cas présent la variation de capacité est 2 fois inférieure. Plusieurs causes peuvent engendrer le phénomène observé.

La première pourrait être un problème d'alignement des électrodes survenu lors de l'étape de scellement des substrats. Si les électrodes sont biaisées (elles se déplacent en biais l'une par rapport à l'autre) alors il est logique que la variation de capacité soient plus faible par rapport à la variation d'épaisseur. Mais cela ne peut expliquer un facteur 2.

Une autre cause viendrait de la matrice de capteurs qui ne serait pas totalement à plat en contact avec le support rigide de la machine d'indentation. En effet la matrice est collée avec un adhésif double face sur un substrat en verre. Il est possible que l'adhésif ait une non-uniformité à la surface. La mesure se déroulerait de la manière suivante : Quand l'outil d'indentation vient au contact, la matrice est d'abord plaquée contre le substrat de verre, nécessitant un déplacement de 10 à 15 μm (l'épaisseur de l'adhésif étant de 10 μm). Une variation de capacité serait également perçue (ce qui est le cas avec l'offset en début de mesure voir Figure V-28. Après ce premier déplacement, l'indentation ne serait que de 10 à 15 μm . Cette explication paraît la plus plausible dans le cas présent. En effet en analysant la courbe d'indentation le point initial de la mesure ne correspond pas au point final. Il semble y avoir un écart hystérétique approximatif de 15 μm , ce qui correspondrait à l'épaisseur de l'adhésif.

Enfin, la dernière cause serait liée à un phénomène électrique dû à l'absence de blindage et engendré par l'outil métallique d'indentation. L'outil engendre une perturbation des lignes de champs du condensateur à vide. Le condensateur est construit de haut en bas, mais des lignes de champs hors plan sortent tout autour du condensateur. Celles-ci sont perturbées par l'outil, ce qui se traduit par une diminution de la capacité nominale à l'approche de l'outil jusqu'à son contact sur le Kapton. Après le contact, la distance outil – Kapton n'évolue plus. Néanmoins, Si l'outil est à la masse, il peut augmenter la capacité de référence au fur et à mesure de l'écrasement du capteur, allant ainsi partiellement à l'encontre de l'augmentation de capacité imposée par l'écrasement.

V.5. Conclusion

Dans ce chapitre les caractérisations mécaniques et électriques des dispositifs ont été obtenues. Les résultats des chapitres précédents concernant la tenue mécanique testée par le peel test ont été confirmés grâce au pull-test. En effet, les résultats montrent une tenue de 1,15 MPa pour les capteurs sur substrat Kapton® et 1,06 MPa pour les capteurs sur substrat FEP®. La résistance mécanique des capteurs réalisés sur PDMS n'a pas pu être quantifiée en utilisant le pull-test en raison de la trop grande flexibilité du substrat. Néanmoins des mesures qualitatives ont été faites en plaçant le capteur sur une balance de précision et en appliquant des forces obliques entre 1 N et 10 N sur une surface approximative de 4 mm² (tige à bout carré). Il est possible d'au moins avancer que les capteurs en PDMS ne seront pas détruits par les forces prévues dans l'application de chirurgie (1 N maximum pour une cellule et 100 N maximum pour une matrice).

La conformité du dépôt de PDMS a également été vérifiée et cela pour toutes les matrices ayant fait l'objet de mesures électriques. L'épaisseur moyenne de PDMS entre les électrodes s'élève à 18 µm. Néanmoins pour certaines matrices, l'épaisseur n'est que de 14 µm. Ces fluctuations dans l'épaisseur sont imputables à la méthode d'assemblage et de scellement qui consiste à sceller les substrats via une couche liquide de PDMS. Néanmoins après plusieurs itérations, la méthode permet de maîtriser à 1 µm près l'épaisseur déposée de PDMS.

Les mesures électriques ont été faites de deux façons différentes donnant des résultats similaires, l'une au moyen d'un capacimètre commercial HP4092, l'autre, via le circuit de mesure à pont capacitif. Les résultats obtenus aussi bien pour les matrices Kapton® que PDMS montrent un écart maximal entre la capacité théorique et expérimentale de 20%.

Une autre partie de ce chapitre a été consacrée à la mesure de variation capacitive du capteur sous contrainte en appliquant une force connue au moyen d'une installation de micro-indentation. L'outil d'indentation utilisé a un diamètre de 500 µm et les tests ont été faits sur une matrice comportant un diélectrique d'épaisseur 30 µm. La capacité nominale a été estimée à 0,6 pF pour cette matrice (la valeur théorique est de 0,88 pF, l'écart est dû à un désalignement des électrodes lors de l'étape de scellement des substrats ainsi que de l'épaisseur du diélectrique déposée). Des forces allant de 50 mN (10 mN si on compte l'approche de l'indenteur) à 20 N ont été appliquées. Les cellules ayant subi une force de 5 N à 20 N ont été détruites. Par ailleurs les variations relatives de capacités observées ne sont pas

cohérentes avec les variations théoriques attendues. Les mesures réalisées pour des forces de 50 mN à 1 N montrent une réponse linéaire de l'épaisseur du capteur en fonction de la profondeur d'indentation. Une saturation apparaît pour les forces voisines de 1N. Nous en concluons que la plage de force adaptée pour une cellule va de 10 mN à 1N (soit en pression, 50 kPa à 5 MPa, la limite d'usage prévue pour un capteur étant voisine de 1MPa).

Pour compléter la caractérisation des dispositifs, il serait intéressant de poursuivre les mesures électriques et sous contrainte dans les directions x et y. Ces mesures permettront de caractériser complètement la projection d'une force selon les 3 axes et également de déterminer l'influence d'une capacité sur l'autre. Il serait également souhaitable de mesurer les variations de capacités au moyen d'un outil de surface plus grande simulant le doigt et sur des capteurs équipés d'une couche de blindage électromagnétique. Des mesures sur un capteur entièrement réalisé en PDMS obtenu par la méthode du transfert doivent être mises en œuvre. Enfin, la connectique du capteur et l'implémentation des composants passifs pour l'acquisition par multiplexage doivent encore être travaillées.

V.6. Références bibliographiques du chapitre V

- [1] B J. Jeon, L. Sangwha ; J. K. Lee. “*Adhesion characteristics of copper thin film deposited on PET substrate by electron cyclotron resonance–metal organic chemical vapor deposition*”, Surface & coatings technology, ISSN: 0257-8972, 2008.
- [2] E. Neubauer, S. Chotikaprakhan, D. Dietzel, B.K. Bein, J. Pelzl, C. Eisenmenger-Sittner, C. Schrank, G. Korb, “*Loss of adhesion strength of PVD Cu films on carbon substrates after heat treatment and correlated effects on the thermal interface properties*”, Applied Surface Science 252 (2006) 5432–5436, 2005.
- [3] E. Neubauer; G. Korb ; C. Eisenmenger-Sittner; H. Bangert; S. Chotikaprakhan; D. Dietzel; A. M. Mansanares; B. K. Bein. “*The influence of mechanical adhesion of copper coatings on carbon surfaces on the interfacial thermal contact resistance*”, Thin solid films. ISSN: 0040-6090, 2003.
- [4] Y. Chih-Hao, L. Shih-Chin, W. Jun-Ming, L. Tien-Chai “*The properties of copper films deposited on polyimide by nitrogen and oxygen plasma pre-treatment*”, Applied surface science. ISSN: 0169-4332, 2005
- [5] Y. Denis, W. Yu, F. Spaepena “*The yield strength of thin copper films on Kapton*”, Journal of applied physics volume 95, number 6 ,2003.
- [6] F. Yang, “*Thickness effect of the indentation of an elastic layer*”, Material Science and Engineering A358 (2003), 226-232.
- [7] M. Liu, J. Sun, C. Bock Q. Chen. Yang “*Thickness-dependent mechanical properties of polydimethylsiloxane membranes.*” J. Micromechanical. Microeng. 19 (2009) 035028.
- [8] W. C. Oliver and G.M. Pharr “*An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments*” J. Mater. Res., Vol 7, No 6, Jun 1992.

Conclusion générale

L'objectif de ces travaux financés dans le cadre du projet européen Skills, était la réalisation de capteurs de forces 3D matriciels sur substrats souples. Ces dispositifs devaient répondre au cahier des charges imposés par l'application visée qui est la caractérisation de gestes techniques en chirurgie maxillo-faciale à travers la mesure fine des forces de compression et de cisaillement exercées sur les outils, notamment lors du fraisage de l'os.

Ce travail impliquait 4 axes d'étude pour obtenir un système complet. A partir de l'étude de l'état de l'art et par comparaison avec les mécanorécepteurs de la peau, notamment des cellules de Merkel, il s'agissait premièrement de faire le choix d'un principe de mesure physique d'une force vectorielle et d'une technologie associée, puis deuxièmement de dimensionner des cellules élémentaires en fonction de la surface active, la résolution spatiale, la sensibilité et la plage de force envisagée, de définir les propriétés mécaniques nécessaires et choisir un matériau souple, de mettre en œuvre un procédé de mesure par multiplexage répondant à la cadence et l'étendue de mesure souhaitée, troisièmement de déterminer et caractériser les procédés de métallisation de substrats souples compatibles avec la qualité d'adhérence souhaitée, et quatrièmement de fabriquer puis de caractériser les matrices de capteurs réalisées, d'abord seules électriquement et mécaniquement en déformation et robustesse, ensuite connectées au système de mesure par multiplexage.

Le travail s'est ainsi déroulé pour les deux premiers axes au CEA de Fontenay-aux-Roses et pour les deux suivants à l'Institut d'Electronique Fondamentale d'Orsay.

Le premier axe de l'étude a conduit au choix d'un principe de mesure capacitive exploitant la déformation d'un diélectrique souple et transparent, de module d'Young comparable ou inférieur à celui de la peau. Le PDMS Sylgard 184, de module d'Young 1,3 MPa, s'est révélé être une solution intéressante notamment pour sa faible viscosité permettant de le déposer en couche fine sans être gêné par la formation de bulles d'air lors de sa préparation, ainsi que sa bonne élasticité, sa permittivité électrique plutôt élevée de 2,8 et la littérature disponible sur les procédés de métallisation en salle blanche. La mesure d'une force

vectorielle a été décomposée en la mesure de ses trois composantes au moyen de trois condensateurs partiellement couplés C_x , C_y et C_z . L'analogie avec la performance des mécanorécepteurs de la peau, notamment avec les cellules de Merkel a orienté le choix du nombre de cellules à prévoir sur une surface de 1 cm^2 , entre 10 et 100, ou encore les forces maximales susceptibles d'être appliquées, entre 0.1 N/cm^2 et 100 N/cm^2 ainsi que la cadence de mesure d'au moins 25Hz d'une image de force.

Le deuxième axe a été consacré à la conception des cellules élémentaires. Il a conduit à une architecture permettant une mesure simple de la composante de force en z au moyen d'un condensateur plan C_z dont la capacité varie uniquement par écrasement du diélectrique, et une mesure couplée des forces de cisaillement en x et y au moyen de condensateurs plan C_x et C_y avec électrodes en méandre partiellement en vis-à-vis. A partir du choix du PDMS comme diélectrique et en utilisant la loi de Hooke généralisée, la variation relative maximale attendue des capacités a été estimée au mieux à 100% et en pratique à environ 30%, à pleine échelle des forces. Ceci a permis de définir la taille des cellules en fonction de leur capacité nominale minimale imposée par une sensibilité souhaitée sur 3 décades et le pouvoir de résolution des dispositifs électroniques disponibles commercialement. On a typiquement estimé que des cellules ayant une capacité nominale de 0.5 pF nécessitaient une électronique sensible à des variations minimales de 0.15 fF . Un tel niveau de sensibilité a imposé de protéger le capteur contre les perturbations électrostatiques provenant du simple contact avec le doigt.

Par ailleurs, la mesure par multiplexage des perturbations d'une matrice contenant $8 \times 8 \times 3$ condensateurs de faible capacité ($0,2 \text{ pF}$ à $0,8 \text{ pF}$) à une cadence de 25Hz s'est révélé être un problème critique en raison des capacités parasites associées au multiplexage dont les valeurs peuvent aisément valoir 20 fois la capacité nominale des cellules de mesure. Ce mémoire mentionne, sans l'avoir réalisé, un moyen particulier développé au CEA de résoudre le problème du multiplexage, à partir de composants discrets disposés autour d'une matrice capacitive telle que développée dans ce mémoire. Par contre, il présente la réalisation d'une chaîne d'acquisition analogique avec adaptation d'impédance, amplification et filtrage exploitant une fréquence de travail élevée autour de 7 MHz, limitant l'épaisseur de blindage et optimisant le rapport signal/bruit. Le bruit résiduel de cette chaîne d'acquisition a conduit à une sensibilité acceptable d'environ $0,4 \text{ fF}$, compte tenu des variations capacitatives attendues pour les matrices de capteur. Cette chaîne d'acquisition analogique et le problème du

multiplexage a également permis de comprendre que la majorité des capacités parasites ne se situaient pas au niveau du croisement des pistes électriques du capteur matriciel sur substrat souple, mais de la connectique et des transistors de commutation pour le multiplexage.

Le troisième axe a permis de mettre au point les procédés technologiques en salle blanche mettant en œuvre à la fois le dépôt contrôlé par centrifugation à 3000 tr/min et recuit ($T = 75^{\circ}\text{C}$ pendant 30 à 60 min) de l'épaisseur de diélectrique PDMS, autour de 15 μm à 30 μm , le dépôt des électrodes métalliques mettant en œuvre une sous-couche Ti/Au d'épaisseur 10 nm/100 nm, déposée par évaporation, suivie d'une croissance électrolytique de cuivre aboutissant à une épaisseur finale des électrodes d'environ 8 μm . La réalisation d'électrodes en couche épaisse s'est révélée être nécessaire pour conférer une robustesse suffisante aux manipulations. Le dépôt des électrodes et du PDMS a été réalisé dans un premier temps sur des substrats souples, mais 3000 fois plus rigides, en Kapton et FEP afin de pouvoir manipuler et mettre au point les procédés de croissance électrolytique, de dépôt de PDMS et optimiser son pouvoir d'adhésion par exposition à un plasma d'oxygène. L'estimation du gain de pouvoir d'adhésion a été réalisée dans un premier temps par des tests de mouillabilité sur ces matériaux hydrophobes, puis par des tests de pelage (peeling), enfin par des tests à l'arrachement (pull test). Quatre interfaces pouvant subir un délaminage ont été caractérisées, Kapton/Ti, Kapton/Cu, Kapton/PDMS et PDMS/PDMS (Idem avec le FEP). Les interfaces les plus fragiles sont les deux dernières. Elles définissent la robustesse globale du capteur matriciel, estimée par test d'arrachement à 115 N/cm^2 pour le substrat en Kapton et 106 N/cm^2 pour le substrat en FEP, soit juste au-dessus de la limite d'usage du capteur de 100 N/cm^2 imposée par le cahier des charges.

Une étude comparative entre le Kapton et le FEP a montré que l'adhésion des métaux sur le Kapton était presque deux fois meilleure que pour le FEP et que l'adhésion du PDMS sur Kapton était plus de deux fois meilleure par exposition à un plasma d'oxygène alors que ce traitement n'avait pratiquement pas d'effet sur le FEP.

Quant à l'assemblage de deux couches de PDMS d'épaisseur 10 μm , réalisées dans une proportion 1:10 de réticulant:polymère, on constate que l'adhésion est améliorée par traitement par un plasma d'oxygène combiné à un recuit partiel sous une température de 75°C , suivi d'un assemblage sous contrainte comprise entre 1500 N et 3000 N.

L'interposition d'une couche liquide de PDMS d'épaisseur 6 μm facilite l'alignement et le collage de deux couches PDMS totalement recuites. L'alignement des électrodes supérieure et inférieure, notamment pour les condensateurs en méandre, est apparu comme une opération critique, une erreur typique d'alignement de 3 μm , pouvant engendrer une variation de la capacité nominale de 30%. Pour la découpe des échantillons, la forte rigidité du Kapton a engendré des problèmes de délaminage en raison du report des contraintes de cisaillement à l'interface Kapton/PDMS. La réduction de l'épaisseur de Kapton de 125 μm à 50 μm (voire 25 μm) a substantiellement diminué ce type d'inconvénient.

Trois procédés de métallisation du PDMS ont été étudiés, la pulvérisation cathodique, l'évaporation et le dépôt électrolytique. L'adhérence du métal a été caractérisée par test de pelage. Les résultats ont montré que les motifs ne se décollaient pas du substrat quelle que soit la méthode de dépôt de métal utilisée. Néanmoins, il est apparu que la croissance électrolytique était impossible par-dessus une métallisation par pulvérisation cathodique en raison de la fissuration du PDMS et de rupture de la continuité électrique de la sous-couche. Le procédé par évaporation, moins agressif thermiquement, engendre des fissures moins profondes. Il a permis de déposer une sous-couche métallique en préservant la continuité électrique. Mais, là encore des variations de résistivité locale dans la région des fissures freinent la croissance électrolytique et rendent le capteur mécaniquement trop fragile vis-à-vis des contraintes et déformations qu'il doit supporter. Cette étape de fabrication a néanmoins abouti à la réalisation de capteurs complets opérationnels sur Kapton et FEP, à l'échelle 1 et 2, pouvant être testés sur des supports rigides.

Le dernier axe de développement a concerné la fabrication de capteurs entièrement réalisés en PDMS utilisé à la fois comme substrat et diélectrique et leur conférant une plus grande souplesse et une plus grande résolution spatiale des forces de cisaillement. Suite aux inconvénients constatés avec les procédés précédents, le transfert de film est apparu en outre comme un moyen permettant d'éliminer les défauts de croissance électrolytique sur PDMS.

Les résultats ont conduit à la réalisation d'un capteur avec des électrodes totalement enfouies présentant les caractéristiques d'une peau tactile artificielle. Néanmoins, ce capteur n'a pas encore pu être testé électriquement et sous contrainte.

Mais, une modélisation par éléments finis sous Ansys des déformations du capteur de force ont montré que l'épaisseur de la couche protectrice recouvrant les électrodes avait un effet sur le report des forces déformantes, notamment de type filtrage passe-bas pouvant conduire à la réduction de la sensibilité du capteur en cisaillement.

Des tests de micro-indentation ont été réalisés pour vérifier la sensibilité du capteur en pression et pouvoir confronter les résultats aux simulations par éléments finis.

Il est d'abord apparu que pour une force verticale inférieure à 1N, on obtenait une variation du signal de sortie proportionnelle à la pression exercée. En second lieu, on a constaté que la variation relative de capacité était en pratique moitié moins grande que la variation relative d'épaisseur. Plusieurs raisons ont été avancées pour expliquer cet écart, notamment la déformation de l'adhésif double face servant à fixer un capteur et augmentant artificiellement la déformation imposée, ou encore l'absence de blindage électromagnétique sur cette génération de capteurs rendant possible la perturbation des lignes de champ des condensateurs par des matériaux conducteurs électriques.

Ce travail se termine sans avoir permis d'aboutir à un système complet fonctionnel. Il aura néanmoins permis de progresser dans tous les axes d'étude. Il reste un travail de caractérisation important notamment sur les déformations en cisaillement. Enfin le blindage, la connectique et le multiplexage doivent encore être travaillés pour aboutir à un premier système fonctionnel. La diminution du module d'Young du PDMS en dessous de 1MPa, avec un objectif autour de 100 kPa pourra également constituer un axe de recherche pour améliorer la sensibilité du capteur ou réduire les contraintes de performances imposées à l'électronique d'acquisition. Le dernier point important à souligner est, qu'il a été possible de développer un prototype tout PDMS ainsi qu'un prototype semi-PDMS / semi-Kapton pouvant être caractérisé avec le matériel à disposition.

Annexe

Angle de Contact

Quand une goutte de liquide est étalée sur la surface d'un solide (voir figure A-1), l'angle (θ) entre la tangente à la goutte au point de contact et la surface est appelé angle de contact.

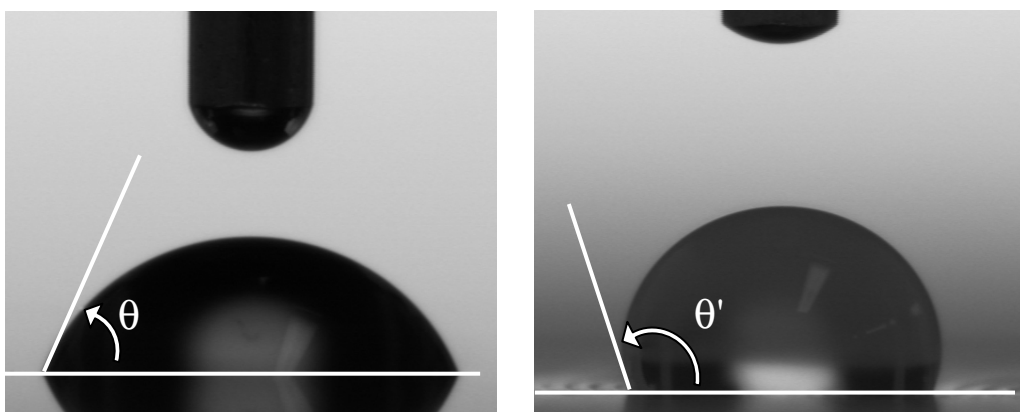


Figure V-29 : Photos de gouttes de liquide sur deux solides plans. L'angle θ est appelé angle de contact.

Une goutte de liquide est dite à l'équilibre à la surface d'un solide s'il existe un équilibre mécanique entre les trois phases présentes :

- 1) la phase liquide de la goutte
- 2) la phase solide de la surface
- 3) la phase gazeuse

La forme d'une goutte à la surface d'un solide est déterminée par trois paramètres :

- 1) La tension interfaciale solide-liquide γ_{sl}
- 2) La tension interfaciale solide-vapeur γ_{sv} (ou γ_s , également appelé énergie de surface)
- 3) La tension interfaciale liquide-vapeur γ_{lv} (ou γ_l)

A l'équilibre thermodynamique, ces trois grandeurs sont reliées par l'équation d'Young :

$$\gamma_{sv} - \gamma_{sl} - \gamma_v \cos \theta = 0 \quad (A1)$$

Les surfaces d'intérêt évoquées dans ce manuscrit sont bien entendu des surfaces solides. La phase gazeuse est composée de l'air ambiant dans la salle blanche. Pour déterminer l'énergie de surface du matériau étudié, on dispose de différents liquides dont les énergies sont connues.

Liquides	Composantes de l'énergie de surface (mJ/m ²)				
	γ_L	γ_L^d	γ_L^p	γ_L^{p+}	γ_L^{p-}
Eau	72.8	21.8	51	25.5	25.5
Glycérol	64.0	34.0	30.0	3.92	57.4
Formamide	58	39	19	2.28	39.6
Ethylène Glycol	48.0	29	19	1.92	47
a-Bromonaphtalène	44.4	44.4	≈0	0	0
Diiodométhane	50.8	50.8	0	0	0
Cis-décaline	32.2	32.2	≈0	0	0

Tableau 8 : Tableau tiré de [1] comportant des valeurs usuellement utilisées pour le calcul de l'énergie de surface.

On peut voir dans la première colonne du tableau 1 les énergies de surface (γ) correspondant à divers liquides. Selon la nature des surfaces, on peut décomposer ces énergies de surface de différentes manières, ce qui bien sûr conduira à modifier l'équation d'Young. On décompose ces énergies de surface :

- en composantes polaire et dispersive : γ^p et γ^d dans le cas où on s'intéresse plus particulièrement à la nature hydrophile ou hydrophobe de la surface. La relation liant ces composantes à l'énergie de surface est :

$$\gamma = \gamma^p + \gamma^d \quad (A2)$$

- en composantes polaires : γ^{p+} et γ^{p-} dans le cas où on s'intéresse plus particulièrement à la nature acide ou basique de la surface. Cette décomposition rend compte de l'affinité de surface avec les ions H^+ ou OH^- . La relation liant ces composantes à l'énergie de surface est :

$$\gamma_s = \gamma_s^d + 2\sqrt{\gamma_s^+ \gamma_s^-} \quad (A3)$$

Il est aisé de mesurer l'angle θ (une image de la goutte de profil suffit). Les énergies interfaciales et notamment l'énergie de surface recherchée peuvent être déterminées par des

méthodes indirectes à travers l'identification à des modèles. Différents modèles décrits à la suite peuvent être appliqués.

Modèle de Good Van Oss

L'équation d'Young reliant les composantes de l'énergie de surface du solide, celle du liquide et de l'angle de contact s'écrit de la manière suivante :

$$\gamma_l(1 + \cos \theta) = 2 \left(\sqrt{\gamma_s^d \gamma_l^d} + \sqrt{\gamma_s^+ \gamma_l^-} + \sqrt{\gamma_l^+ \gamma_s^-} \right) \quad (\text{A4})$$

Le but étant la détermination des composantes γ_s^d , γ_s^+ et γ_s^- , il est nécessaire d'utiliser 3 liquides différents pour obtenir un système d'équations ayant une solution unique. Afin de minimiser les erreurs de détermination, il est par ailleurs de bon ton qu'au moins deux des liquides utilisés aient des composantes acide et basique connues et >0 . Un des liquides doit également avoir 2 composantes polaires non nulles.

Modèle d'Owens-Wendt

Ce modèle s'abstrait des composantes acides ou basiques et ne considère que les composantes polaires des énergies de surface (du solide et du liquide) : une composante dispersive γ^d et une composante polaire γ^p . L'équation reliant les composantes de l'énergie de surface avec l'angle de contact s'écrit :

$$\gamma_l(1 + \cos \theta) = 2\sqrt{\gamma_s^d} \sqrt{\gamma_l^d} + 2\sqrt{\gamma_s^p} \sqrt{\gamma_l^p} \quad (\text{A5})$$

Pour la détermination des composantes γ_s^d et γ_s^p , il est nécessaire d'utiliser deux liquides dont on connaît les caractéristiques.

Les inconnues sont les composantes polaires et dispersives du solide. En utilisant les composantes polaire et dispersive des liquides ainsi que l'angle de contact il est possible de réaliser un système d'équation à deux inconnues et d'en tirer les expressions des composantes de l'énergie du solide.

En partant de l'équation (A5) et en utilisant les données de chaque liquide on obtient :

$$\begin{cases} \gamma_{l_1}(1 + \cos \theta_1) = 2\sqrt{\gamma_s^d} \sqrt{\gamma_{l_1}^d} + 2\sqrt{\gamma_s^p} \sqrt{\gamma_{l_1}^p} \\ \gamma_{l_2}(1 + \cos \theta_2) = 2\sqrt{\gamma_s^d} \sqrt{\gamma_{l_2}^d} + 2\sqrt{\gamma_s^p} \sqrt{\gamma_{l_2}^p} \end{cases} \quad (A6)$$

En isolant le terme $\sqrt{\gamma_s^p}$ (respectivement $\sqrt{\gamma_s^d}$) dans la première équation et en le remplaçant par sa valeur dans la deuxième équation, on aboutit à une expression exclusivement en fonction des caractéristiques des liquides :

$$\begin{cases} \sqrt{\gamma_s^p} = \frac{\gamma_{l_2}(1 + \cos \theta_2)\sqrt{\gamma_{l_1}^d} - \gamma_{l_1}(1 + \cos \theta_1)\sqrt{\gamma_{l_2}^d}}{2(\sqrt{\gamma_{l_1}^d} \sqrt{\gamma_{l_2}^p} - \sqrt{\gamma_{l_1}^p} \sqrt{\gamma_{l_2}^d})} \\ \sqrt{\gamma_s^d} = \frac{\gamma_{l_2}(1 + \cos \theta_2)\sqrt{\gamma_{l_1}^p} - \gamma_{l_1}(1 + \cos \theta_1)\sqrt{\gamma_{l_2}^p}}{2(\sqrt{\gamma_{l_1}^p} \sqrt{\gamma_{l_2}^d} - \sqrt{\gamma_{l_1}^d} \sqrt{\gamma_{l_2}^p})} \end{cases} \quad (A7)$$

$\gamma_{l_{1,2}}$, $\gamma_{l_{1,2}}^d$, $\gamma_{l_{1,2}}^p$ étant les composantes des énergies des liquides employés et $\theta_{1,2}$ les angles de contact relevés.

Les valeurs de γ_s^p et γ_s^d sont égaux aux carrés des résultats de (A7).

L'énergie de surface de la couche téflonée C_xF_y utilisée dans le cadre de la thèse a été déterminée en utilisant le modèle d'Owens-Wendt. Les deux liquides employés sont l'éthylèneglycol et l'eau désionisée dont les caractéristiques sont connues. Cette méthode a l'avantage d'être simple à mettre en œuvre en effet il suffit de connaître les caractéristiques de deux liquides et l'angle qu'il forme avec le solide étudié.

Modèle de Neumann

L'utilisation de ce modèle simplifié ne suppose aucune distinction entre les composantes de l'énergie de surface ni entre les propriétés physico-chimiques du matériau. L'équation d'Young s'écrit de la manière suivante :

$$\cos \theta = \frac{(0,015\gamma_s - 2)\sqrt{\gamma_s\gamma_l} + \gamma_l}{\gamma_l(0,015\sqrt{\gamma_s\gamma_l} - 1)} \quad (A8)$$

Cette équation s'applique particulièrement bien aux solides pour lesquels les composantes polaires sont négligeables.

Références

- [1] C.J. Van Oss, "*Interfacial forces in aqueous media*", Marcel Dekker Inc, 1994
- [2] D.K. Owens, R.C. Wendt, "*Estimation of the surface free energy of polymers*", Journal of Applied Polymer Science, Volume 13, Iss. 8, pp. 1741–1747, 1969
- [3] A.W Neumann, R.J Good, C.J Hope, M Sejpal "*An equation-of-state approach to determine surface tensions of low-energy solids from contact angles*", Vol. 49, Iss. 2, pp. 291-304, 1974.