

جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : MERIEM BENZIANE Maria et ELABBADI Hassiba

**DU TEST DE TOUCHER VERS LA CONCEPTION
D'UN DOIGT ARTIFICIEL**

Soutenu le 19 septembre 2018 devant le Jury

M.	Debbal S.M.	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Président
M	Soulimane S	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
M	Kholkhal M.	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2018-2019

À nos chers parents, À nos sœurs et frères

Remerciements

*Avant tout, nous remercions **ALLAHG**, le tout puissant, parce que cela nous a aidé et nous a donné la force et la patience d'accomplir ce modeste travail.*

*Nous remercions tout particulièrement **Pr. Debbal SM** et **Dr. KHOLKHAL Mourad**, président et membre du jury, pour leur avis oh combien expérimenté sur ce travail.*

*Nous souhaitons adresser nos grands remerciements au **Dr. SOULIMANE Sofiane** pour sa disponibilité, son engagement et son opiniâtreté. Nous le remercions également pour la pertinence de ses conseils précieux, toujours rassurants et l'encadrement étroit et avisé de notre travail.*

*Nous remercions également **Pr. BREKSI REGUIG Fethi**, directeur du laboratoire de recherche du génie biomédical, et la directrice du laboratoire TOXIMED de nous avoir permis d'intégrer les deux laboratoires et d'y travailler durant toute cette période afin de réussir ce projet.*

*Nous remercions infiniment **Dr.El Hadj Abd El Kader Amine** qui nous a permis d'accéder au laboratoire LAT et son aide pour l'utilisation de l'imprimante 3D.*

*Nous tenons également à exprimer toute notre gratitude à **Ahmed** et **Amine** pour leurs questions perspicaces, leurs conseils et leurs expériences dans la modélisation sous COMSOL Multiphysiques.*

*Merci à **Habib** et **Yousef** pour leur patience, leurs aides inconditionnelles en programmation de la carte Arduino.*

*Merci au frère **MERIEM BENZIANE Mohammed** et sa femme **AMINE Mahassine** pour le financement et la commande des capteurs. Et sans lesquels la partie expérimentale de ce travail n'aurait pas été possible.*

Enfin, nous tenons à remercier tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce modeste travail.

ملخص: الهدف من مذكرتنا هذه هو الوصول باستخدام أجهزة الاستشعار الصغيرة، إلى القدرة على التعرف على اللمس والأشياء. بالنسبة للأشخاص الذين فقدوا حاسة الشعور باللمس وذلك بمساعدة اصبع اصطناعي محاكي تماما للأصبع الحقيقي بهدف إعادة اللمس للذين بترت أصابعهم جراء حادث أو ما شابه ، وهو موضوع بحث لم يتم استكشاف إلا القليل منه .حيث تم ظهور عدد من وسائل وتطبيقات اللمس الاصطناعية التي تقربنا أكثر فأكثر إلى الأصبع البشري. العديد من هذه الأنظمة مخصصة للتعرف على نسيج اللمس. لكن استخدامها يقتصر عادة على مفهوم الخشونة الخشنة. في الأونة الأخيرة، تم تطوير العديد من أجهزة ثلاثية المحاور والتي تقيس القوى وفقاً لأبعاد الفضاء الثلاثة. في هذا المشروع ، نهدف إلى تصميم إصبع اصطناعي قادر على الاستشعار باستخدام طريقة العناصر المحدودة عن طريق البرمجيات المكناة بكمبيوتر لتحسين تموضع و تموقع أجهزة الاستشعار من أجل تحسين حاسة اللمس، كما سنضع هذه المستشعرات في قفاز ذلك ليصبح تطبيق آخر يستخدم في العلاج من أجل تحسين سلامة المرضى في خدمة إعادة التأهيل وذلك لتحديد ضغط ذلك.

الكلمات المفتاحية: اصبع اصطناعي, اللمس الاصطناعي, استشعار بالسعة ، جهاز استشعار, قفاز ذلك .

Résumé : L'objectif de ce projet de fin d'étude c'est d'établir, à partir de micro-capteurs, un système de toucher artificiel pour effectuer de la reconnaissance tactile de textures, une thématique de recherche encore peu explorée, mais faisant l'objet d'une forte demande dans de nombreux domaines applicatifs. Un certain nombre de systèmes de toucher artificiel dont la structure fonctionnelle se rapproche de plus en plus du doigt humain. Bon nombre de ces systèmes se destinent à la reconnaissance tactile de texture. Mais leur utilisation se limite le plus souvent à la perception des rugosités grossières. Récemment, plusieurs capteurs MEMS, permettant de mesurer les forces selon les 3 dimensions de l'espace, ont été développés. Dans ce projet, nous visons la conception d'un doigt artificiel, en s'appuyant sur la méthode des éléments finis sous Comsol multiphysiques pour optimiser la position des capteurs et créer un modèle de perception des forces appliquées afin d'améliorer la perception sur les différentes structures. Aussi, nous avons placé ces capteur dans un gant de massage qui peut utiliser dans le kinésithérapie, dans le but d'améliorer la sécurité des patients dans le service de rééducation de manière à préciser la pression appliquée durant le massage.

Mots Clés : Doigt artificiel, capteur capacitif, capteur piezorésistif, toucher artificiel, COMSOL Multiphysique, gant de massage, kinésithérapie.

Abstract: The aim of this study is to establish, using micro-sensors, a system of artificial touch to perform tactile texture recognition, some of the research that has not yet been explored, but which makes high demand in many application areas. A number of artificial touch systems whose functional structure is getting closer and closer to the human finger. Many of these systems are intended for tactile texture recognition. But their use is usually limited to the perception of coarse roughness. Recently, several triaxes MEMS sensors, for measuring forces according to the 3 dimensions of space, have been developed. In this project, we aim the modelization of an artificial finger using the finite element method under Comsol multiphysics to optimize the position of the sensors and to create a force perception model applied in order to improve the perception on the different structures. Also we will place these sensors in a message glove becomes another application that will be used in physiotherapy in order to improve the safety of patients in the rehabilitation service so as to specify the message pressure for each patient.

Key Words: Artificial Finger, capacitive sensor, piezoresistive sensor, artificial touch, COMSOL Multiphysics, message glove, physiotherapy.

Table des matières

Résumé.....	4
Introduction générale.....	6
Chapitre I. Etat de l'art	9
I.1. Introduction	10
I.2. Transduction mécanique de l'information tactile.....	10
I.3. Physiologie du système tactile digital humain.....	11
I.4. L'historique	13
I.5. Les capteurs	17
I.5.1. Les type de capteurs.....	19
I.5.2. Les capteurs de pression.....	19
I.5.2.1. Les capteurs piézorésistifs.....	20
I.5.2.2. capteur de pression résistif	21
I.6. Application : du doigt artificiel au gant de détection de pression.....	22
I.7. Conclusion.....	23
Chapitre II. Modélisation de capteurs de pression et conception de dispositifs de détection de pression	23
II.1.Introduction	26
II.2. La méthode des éléments finis	26
II.3. Modélisation sous Comsol multiphysique.....	28
II.3.1.Modélisation de micro-capteur de pression piézorésistif.....	28
II.3.2.Modélisation du capteur de pression résistif.....	30
II.4. Fabrication du doigt artificiel	31
II.4.Montage électrique pour la mesure de la pression	34
II.4.1. Circuit et carte Arduino utilisé	34
II.4.2. Capteurs de pression sélectionnés	36
II.4.1.1. Capteur de pression piézorésistifs	36
II.4.1.2. Capteur de pression résistif.....	37
II.5. Gant de détection de pression.....	39
II.6. La relation entre la tension et la pression	40
II.7. Conclusion.....	43
Conclusions et perspectives	45
Bibliographie.....	46

Introduction Générale

Introduction générale

La main est un instrument extraordinaire qui nous permet d'interagir avec notre environnement avec une précision bien supérieure à celle des meilleurs robots. Cette capacité résulte de la coordination entre le système moteur, qui contrôle l'activité des muscles, et le système tactile qui informe en permanence le système nerveux des contraintes s'exerçant à la surface de la peau. La sensibilité tactile cutanée des mains nous permet également d'extraire une grande quantité d'information sur les objets que nous manipulons, telle que leur courbure ou leur poids, les propriétés de rugosité ou d'adhésion de leur surface, ou encore la dureté du matériau qui les constitue.

La perception sensorielle du toucher suscite depuis quelques années un intérêt grandissant dans la société actuelle. Les récentes avancées dans la compréhension et la reproduction du toucher intéressent des milieux aussi variés que la robotique grand public, la manufacture papetière et textile, la chirurgie ou la cosmétique. De manière omniprésente, mais aussi le plus souvent inconsciente, nous faisons appel à la perception tactile à chaque instant de notre vie quotidienne. De ce fait, la compréhension de la perception tactile ouvre la voie à de nombreuses applications ayant trait à la manipulation automatique d'objets ou à la perception artificielle des textures de surface. Depuis quelques dizaines d'années, la littérature recense un nombre croissant de recherches étudiant le fonctionnement psychologique, neurophysiologique et mécanique du sens du toucher. Il y a deux façons d'embellir les doigts amputés :

- La première méthode, c'est la greffe des doigts naturels, mais il faut que les tissus entre le donneur et le patient soient compatibles, sachant que cette méthode a des complications et des effets secondaires tels que le rejet du doigt implanté ou immunosuppression due à des médicaments qui permettent au patient d'accepter le membre implanté. Trouver un donneur approprié est également un gros problème.
- La deuxième méthode, qui est la plus répandue et n'a aucun effet négatif et secondaire est le travail des doigts artificiels, qui imitent les doigts véritables, Les avancés scientifique récentes permettent aujourd'hui à ces patients d'être équipés de main artificielle très performante avec de la rééducation, ces prothèses peuvent alors se substituer aux mains et permettra aux quotidiens à ces hommes et ces femmes de continuer à porter, saisir, écrire et même de sentir.

Notre projet de fin d'études découle de l'intérêt porté sur la conception d'un système de toucher artificiel orienté vers la caractérisation tactile de textures, dont la structure fonctionnelle se rapproche de plus en plus du doigt humain. Le système que nous allons concevoir représente un doigt artificiel, intégrant un ou des capteurs d'effort dans le but de créer un dispositif d'exploration de texture automatisé. Le système de toucher artificiel à réaliser est caractérisé, et évalué lors d'expériences de discrimination de textures. Pour se faire, nous utiliserons la méthode des éléments finis sous COMSOL Multiphysiques pour l'optimisation et le placement des micro-capteurs d'efforts. En plus de ça nous voulons traiter autre idée dans autre domaine, c'est le gant de massage. Il est spécifiquement pour les malades de rééducation.

Ce projet contient les deux chapitres suivants :

Dans le premier chapitre nous dresserons un état de l'art sur les capteurs tactiles et les doigts artificiels existants. Par la suite, on s'attache à référencer différents prototypes de capteurs tactiles utilisés pour réaliser notre doigt artificiel. Après on s'établira sur la potentialité de mettre en place un gant de massage.

Le second chapitre est divisé en quatre parties la première partie présente la modélisation et l'étude des deux types de capteurs résistifs et piezorésistifs sous COMSOL multiphysiques, la deuxième partie présente les différents tests sur les capteurs sélectionnés, ainsi que la relation entre la tension et la pression appliquée sur le capteur résistif. Dans la troisième partie nous proposerons les différentes étapes pour la conception d'un doigt artificiel capable de simuler le toucher. Pour la quatrième partie, nous proposerons un nouveau gant permettant de guider l'utilisateur sur la modulation de la force appliquée selon la catégorie du patient et la région du corps humain traitée.

Pour terminer ce document, nous présentons une conclusion résumant l'ensemble du travail réalisé ainsi que les perspectives à venir.

Chapitre I. Etat de l'art

I.1. Introduction

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...etc. 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.

La perception tactile digitale humaine fait de la main un outil d'une exceptionnelle précision. L'information tactile est entièrement contenue dans les déformations de la peau induites par le contact entre le doigt et l'objet. Celles-ci sont traduites en signaux nerveux par des terminaisons nerveuses mécano-sensibles situées sous l'épiderme. La transduction de l'information tactile passe donc par une étape mécanique pré-neuronale que nous avons récemment étudiée au moyen d'un capteur tactile artificiel, biomimétique de l'extrémité du doigt humain.

I.2. Transduction mécanique de l'information tactile

Nous avons mis en évidence en particulier le rôle important des empreintes digitales : celles-ci conduisent à une amplification d'une fréquence particulière de vibration qui coïncide avec la fréquence de réponse maximale de l'un des mécanorécepteurs. Plus généralement, la présence des empreintes digitales confère à l'organe tactile les caractéristiques d'un filtre dont les propriétés de renforcement de contraste et de discrimination de textures.

Comme dans tout système sensoriel, la perception tactile implique une étape de transduction de l'information par un organe périphérique qui assure l'interface entre le monde extérieur et le système nerveux. L'information finale, traitée par le système nerveux central, dépend de façon cruciale des propriétés biomécaniques de cet organe qui contrôle la façon dont l'information physique est filtrée, mise en forme puis traduite en activité nerveuse. Dans le cas du toucher humain, c'est la peau qui constitue cette interface : l'information tactile est entièrement contenue dans la séquence de déformation de la peau induite par le contact entre le doigt et l'objet.

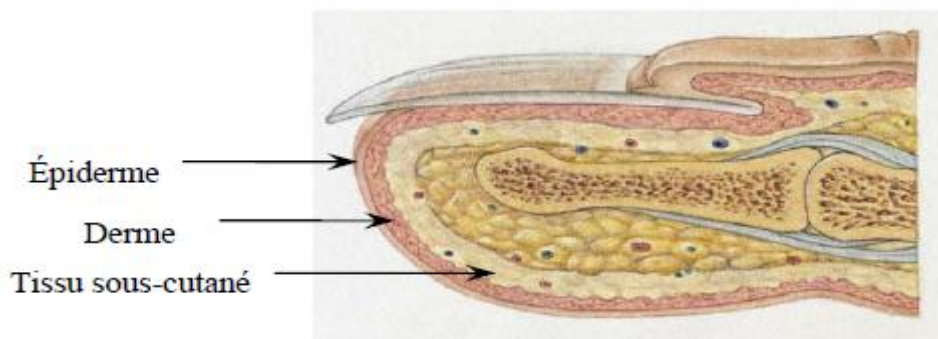


Figure I.1 : Structure du doigt. En partant du bas, on observe l'épiderme (rose clair), le derme (rose foncé), le tissu sous-cutané (en blanc) [1].

Ces déformations cutanées sont converties en signaux nerveux par un ensemble de terminaisons nerveuses mécano-sensibles situées de 0,5 à 2 mm sous l'épiderme. Celles-ci sont de plusieurs types elles se distinguent d'une part par l'étendue de leur champ récepteur qui définit la zone de sensibilité associée en surface. D'autre part, les nerfs afférents sont classés en fonction de leurs caractéristiques temporelles de réponse à un stimulus variable.

Afin d'obtenir une description complète de la perception tactile, il est donc nécessaire de comprendre comment les différentes caractéristiques physiques d'un substrat (sa forme, sa rugosité, ses propriétés d'adhésion et de dureté, etc.) se traduisent mécaniquement au niveau sous-cutané dans des conditions naturelles d'exploration [2].

I.3. Physiologie du système tactile digital humain

Les mécanorécepteurs impliqués dans la perception tactile digitale humaine sont de 4 types (figure 2a) et portent les noms de leur découvreur respectif : corpuscules de Meissner, corpuscules de Pacini, cellules de Merkel et organes de Ruffini. Ils constituent les terminaisons des nerfs afférents qui les relient au système nerveux central. Ces mécanorécepteurs sont localisés à différentes profondeurs sous la peau, les plus profonds (corpuscules de Pacini) étant à environ 2 mm. Présents sur l'ensemble de la main, ils sont répartis spatialement avec des densités différentes, leur densité la plus grande étant sur l'extrémité des doigts (figure 2c, tableau).

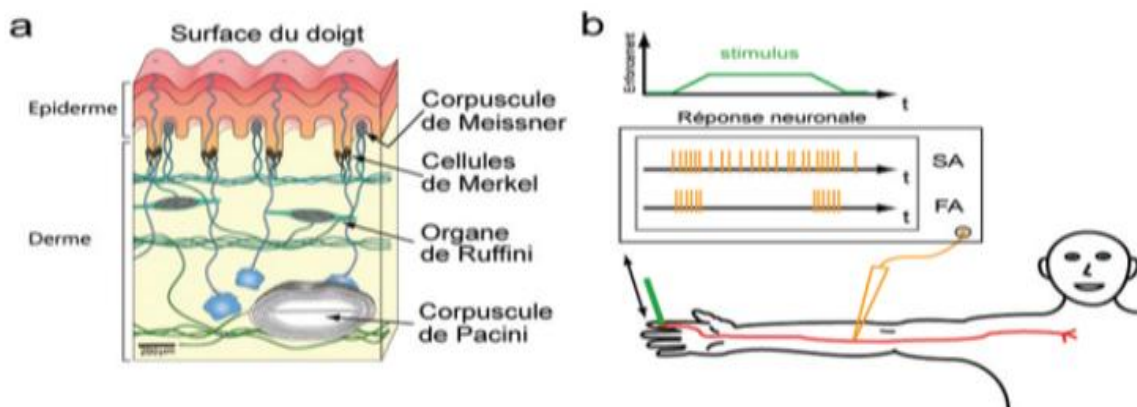


Figure I. 2 : (a) Coupe de la peau de l'extrémité d'un doigt humain faisant apparaître les 4 types de mécanorécepteurs cutanés impliqués dans la perception tactile digitale (d'après Handbook of Physiology, I. Darian-Smith). (b) Principe d'une mesure neurophysiologique de l'activité d'un mécanorécepteur ; la stimulation est transmise par une pointe.

Terminaison	Corpuscule de Meissner	Cellule de Merkel	Organe de Ruffini	Corpuscule de Pacini
Profondeur (mm)	0.3	0.5	1	2
Densité (g/cm ²)	130	70	30	15
Champs récepteur (mm ²)	10	10	60	100
Type d'adaptation	FA I	SA I	SA II	FA II
Réponse fréquentielle	Forte (f_{opt} ~50Hz)	Faible	Faible	Forte (f_{opt} ~250Hz)

Tableau I.1 : regroupant les caractéristiques spatiales et fréquentielles de réponse des mécanorécepteurs cutané [2].

Ils répondent aux déformations du tissu environnant en délivrant des impulsions électriques (potentiels d'action) qui sont ensuite interprétées par le système nerveux central. Pour mesurer la réponse nerveuse individuelle de ces mécanorécepteurs, les neurophysiologistes insèrent sur l'avant-bras une microélectrode de tungstène qui accroche le nerf afférent d'une des terminaisons nerveuses (**figure I. 2b**). Ils mesurent alors l'activité électrique du nerf en réponse à une sollicitation localisée de la peau. Il est alors possible de déterminer la taille du champ récepteur associé à la cellule sélectionnée, c'est-à-dire la zone de la peau pour laquelle une réponse est enregistrée pour un stimulus d'amplitude donnée. Plus le mécanorécepteur se situe profondément sous la peau, plus son champ récepteur est large (**tableau I.1**). Les cellules de Merkel et de Ruffini, à adaptation lente (de type SA pour « Slowly Adapting ») répondent durant toute la durée de la sollicitation. A l'inverse, les corpuscules de Meissner et de Pacini, à adaptation rapide (de type FA « Fast Adapting ») répondent principalement lorsque le stimulus varie et sont donc sensibles aux vibrations. En faisant vibrer la pointe stimulante, il est possible de caractériser le seuil de sensibilité en déformation à différentes fréquences de sollicitation, c'est-à-dire l'amplitude minimale de déplacement de la pointe déclenchant une réponse nerveuse mesurable. Ce seuil, de l'ordre de 100 μ m, est quasi-indépendant de la fréquence d'excitation pour les cellules de type SA, mais en revanche il en dépend fortement pour les cellules de type FA. Pour les corpuscules de Pacini, il est minimal (de l'ordre de 100 nm) pour une fréquence d'excitation de la pointe de 250 Hz [2].

I.4. L'histoire

Le toucher artificiel ou la perception mécanique du monde extérieur, est lié à la fois au contact et à la friction. Le sens du toucher est notre capacité à reconnaître un objet parmi d'autres au simple contact de la peau. La maîtrise de la perception tactile s'impose donc comme un sujet d'étude d'intérêt majeur pour des domaines aussi variés que la robotique, les prothèses médicales, reconnaissances biométriques...etc. Le toucher artificiel profite des récentes avancées en matière de réalisation de micro-capteurs mécaniques (MEMS : Micro Electro Mechanical System), qui aident notamment à la compréhension des phénomènes à l'échelle microscopique.

Dans ce qui suit nous allons détailler et actualiser un résumé de l'histoire des prothèses, mains, et doigts artificiels, déjà réalisés inspiré de la thèse de Deboissieu [1] :

- Dès le moyen âge, Dorrance a conçu un simple crochet (associé aux pirates), ce qui permettait de prendre certains objets ainsi que leurs déplacements. Jusqu'à le 20^{ème} siècle ; les travaux se résumaient à l'actionnement des articulations visant à faire des prothèses. Vu l'évolution technologique durant les 30 dernières années avec les apparitions de nouveaux capteurs ou micro-capteurs MEMS. Ces dispositifs ont déployés dans des systèmes pour la détection du glissement et la reconnaissance de formes. Ensuite pour la perception tactile des textures de surface. Cette partie est destinée à décrire un certain nombre de systèmes assimilables à des doigts artificiels ayant été utilisés pour des applications se rapportant à la perception des textures. Parmi ces systèmes, nous pouvons citer ceux intégrant des capteurs d'effort tri-axes mesurent les 3 composantes dans les 3 directions (x,y,z) de l'effort qui leur est appliqué représentant les capteurs les plus récents.

- Howe a créé un doigt artificiel multi-capteurs, qui représente l'un des premiers doigts artificiels développés dans le but de caractériser les textures et les petits éléments de surface. Il est constitué, par analogie avec un doigt, d'un os au centre enrobé d'une mousse et d'une peau en caoutchouc. En intégrant deux bandes piézoélectriques, dans une peau, permettent de mesurer les contraintes. Ce doigt artificiel, présenté sur la Figure 3, permet de détecter des éléments indenteurs de 6.5µm de hauteur, cependant les auteurs Howe et M.R.Curtosky ne mentionnent aucun test sur des textures non-artificielles (tissu, bois...etc) [3].

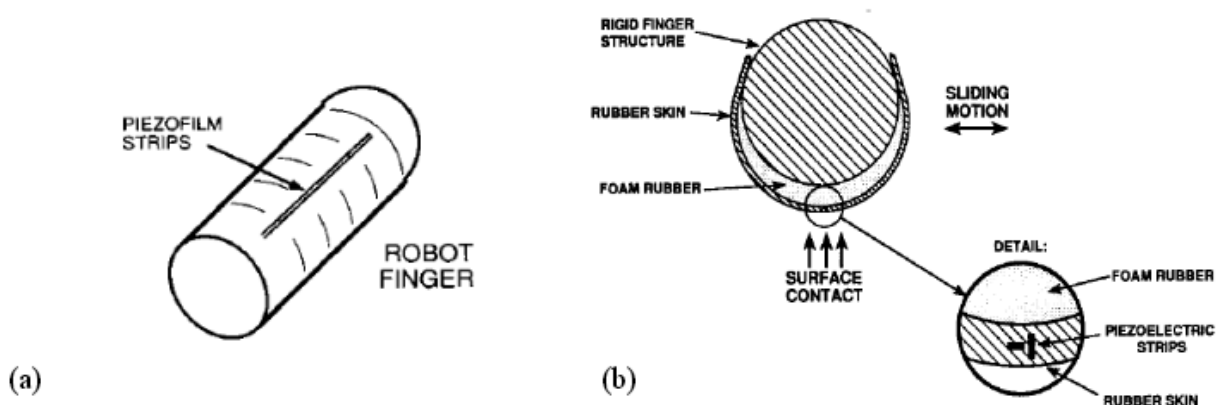


Figure I.3 : Doigt de robot développé par Howe et al. (a) Vue d'ensemble. (b) Vue en coupe [3].

- En 2003, Tanaka a développé un autre doigt artificiel avec une structure similaire à celui de Howe, mais pour une application plus précise, la caractérisation de la peau. Les éléments de mesure sont une jauge de contrainte, pour contrôler la force d'appui. Un film de polyvinylidène fluoride (PVDF), est utilisé pour mesurer la contrainte de cisaillement. Il détermine par un traitement en ondelettes du signal issu du PVDF que la variance représente la rugosité et la dispersion fréquentielle de puissance représente la dureté. Avec ce prototype portable, Tanaka arrive difficilement à différencier 3 types de peaux complètement différentes [4].
- En 2005 M. Tanaka a développé un autre prototype permettant une meilleure maîtrise de la force d'appui et de la vitesse de déplacement. Tanaka et al ont réussi ainsi à différencier 15 types d'élastomères de dureté et rugosité différentes. Les résultats sur peau in vivo restent toutefois peu convaincants [5].
- En 2005, Mukaibo et al ont proposé un doigt artificiel avec une structure biomimétique (voir Figure4) un peu plus poussée que les précédents prototypes.

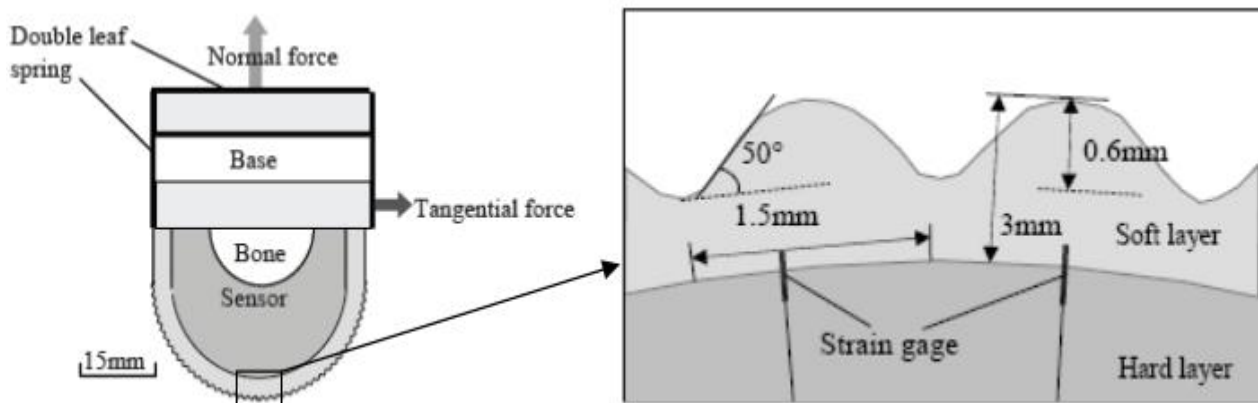


Figure I. 4 : Doigt artificiel de Mukaibo, Les efforts sont mesurés par des capteurs de force à ressort bilame et des jauges d'efforts [6].

Ce dispositif s'attache à reproduire les conditions d'élasticité du derme et de l'épiderme, reproduire une structure ondulée en surface de la peau artificielle, en analogie avec les empreintes digitales, et grâce à des jauges d'effort à l'interface épiderme/derme en analogie avec les corpuscules de Meissner. Deux doubles lames ressorts lui permettent de mesurer la force normale et la force tangentielle. Mukaibo détermine la rugosité grâce au spectre des signaux issus des jauges, la dureté grâce à la variance entre les signaux issus des jauges et les coefficients de friction dynamique et statique par l'analyse de la force tangentielle. Différents matériaux (aluminium, liège, satin, jean etc.) sont discriminés par leur rugosité, dureté et coefficient de friction [6].

- En 2005, Beccai et al ont développé le capteur tri-axes [7]. Où, ce type d'étude a contribué à l'étude d'un projet de développement d'une main artificielle [8]. Dans un premier temps, un de ces capteurs est placé sur un circuit flexible, entre deux couches de polyuréthane pour reproduire la peau. Ce système est utilisé lors d'expériences de détection automatique de glissement [9]. Les expériences montrent des résultats prometteurs pour une implantation future de ces capteurs tri-axes dans les doigts de la main artificielle développée. Un deuxième prototype de système tactile intègre une matrice 2x2 de ces capteurs tri-axes enrobée de polyuréthane qui est caractérisée en force normale

et tangentielle [7]. Ces capteurs sont assimilés aux mécanorécepteurs de type SAI qui seraient responsables de la caractérisation de textures grossières. Ce deuxième système tactile est utilisé pour explorer dynamiquement 4 textures différentes (tige filetée en acier, bois lisse, textile fin et râpe métallique). La moyenne et la variance du coefficient de friction sont alors calculées pour montrer la capacité de reconnaissance de texture du système. Ce dernier système de toucher artificiel est commercialisé depuis 2007 sous le nom de TactoLogic®.

- En 2006, Hosoda et al ont présenté un doigt artificiel avec des « mécanorécepteurs » aléatoirement répartis dans deux couches de silicones de duretés différentes, la plus dure se trouvant en surface (voir Figure I.5).

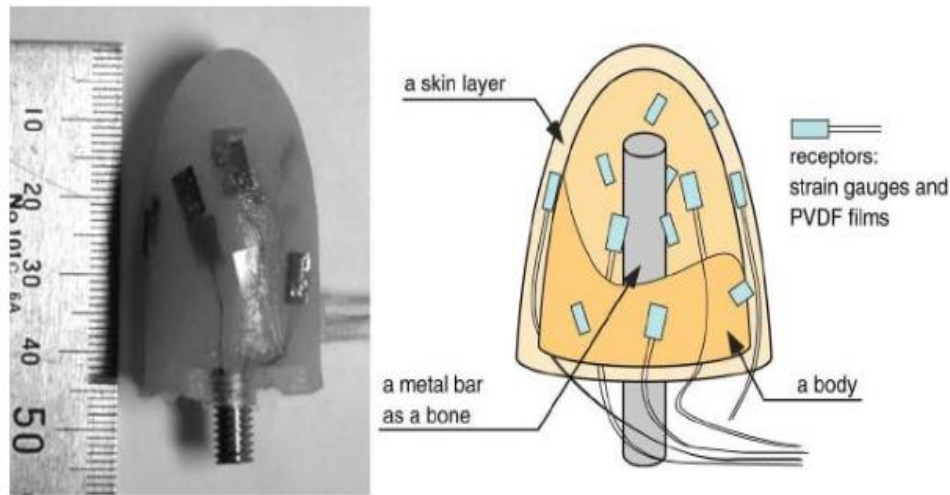


Figure I. 5 : Doigt artificiel de Hosoda, Les efforts sont mesurés par des jauges d'effort et des films PVDF aléatoirement positionnées [10].

Ces mécanorécepteurs artificiels sont des jauges de contraintes, sensibles aux efforts statiques (SA), et des films PVDF plus sensibles aux variations rapides (RA). Ces capteurs sont répartis aléatoirement dans les deux couches de silicones assimilables au derme et à l'épiderme [10].

Hosoda et al reproduisent ainsi les quatre types de mécanorécepteurs (SA1, RA1, SA2, PC) présentées dans le tableau suivant.

Récepteur	Corpuscule de Pacini	Corpuscule de Meissner	Disques Merkel	Corpuscule de Ruffini
Adaptation	Rapide (RA ou PC)	Rapide(RA)	Lente(SA)	Lente(SA)
Champs récepteur	Grande (100mm ²) de type II	Petit (9.4mm ²) type I	Petit (11mm ²) type I	Grande (60mm ²) de type II
Densité	20/c m ²	140/c m ²	70/c m ²	
Seuil de réponse	0.5mN	0.58mN	1.3 mN	7.5mN
Taille	1*0.7mm	80*30 µm	Ø=10-15 µm	
Fréquences	40-500Hz	3-40Hz	0.3-3Hz	<8HZ
Perception	Vibration, textures fines (<200µm)	Pression rapide vibration fines détection de mouvement (glissement)	Pression lente : légère tape, petit détails, formes et les texture grossière	Pression, étirement de peau

Tableau I.2. Caractéristiques des mécanorécepteurs [1, 11-14].

Les densités de mécanorécepteurs données sont celles présentes au niveau du bout du doigt. La densité de Corpuscules de Ruffini est inconnue et pourrait être nulle à cet endroit du corps [15]. Le doigt est monté sur un bras robotisé à 3 degrés de liberté et différents matériaux (vinyle, liège, papier et bois) sont explorés. La discrimination se fait par une analyse des jauges de contrainte lors d'une simple pression [16] et une analyse des films PVDF lors d'un mouvement.

Toutes les études citées ci-haut n'ont pas mené à un doigt capable de mimer de manière comparable la main humaine vu la complexité d'étude ou de placement des capteurs dans le doigt artificiel.

-En 2010 : toucher artificiel à base d'un microcapteur d'effort a été mis en œuvre pour l'étude de la reconnaissance tactile de textures. Ce système de toucher artificiel se compose d'un doigt artificiel et d'un dispositif d'exploration permettant un déplacement automatisé du doigt sur les échantillons. Le doigt artificiel fonctionne grâce à un micro-capteur d'efforts tri-axes MEMS recouvert d'une peau artificielle (ou enrobage) en polyuréthane [17].

-En 2012: grâce aux travaux de l'école supérieure Sainte Anne de Pise, en Italie que des chercheurs développent, dans le cadre de deux programmes Européen, un doigt "biomimétique". Ce doigt, équipé de nombreux capteurs est relié au système nerveux du patient, lui permettant ainsi de "ressentir" ce qu'il touche [18]

-En 2013, pour la première fois depuis son accident, Florian Lopes, 22 ans, peut de nouveau tenir une fourchette ou ouvrir un bocal de sa main gauche. Amputé après un accident, il est doté depuis d'une prothèse partielle constituée de trois doigts artificiels. Une première en France [19].

-En 2014: dans la revue Science Translational Medicine. Une prothèse de main enrichie de capteurs lui avait permis de sentir les formes et la douceur [20].

- En 2015: un scientifique de Florida Atlantic University a conçu un nouveau doigt robotique qui ressemble plus à la réalité en utilisant un alliage à mémoire, une imprimante 3D et une modélisation du doigt humain. Le doigt robotique peut imiter les mouvements d'un doigt humain comme la flexion et l'extension. Léger, robuste, il possède une excellente dextérité [21].

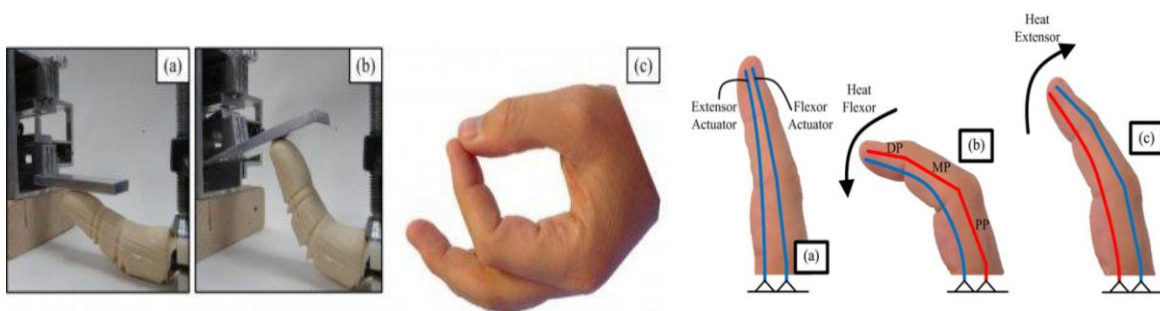


Figure I. 6 : un doigt robotique peut imiter les mouvements d'un doigt humain [21].

- En 2015 : conception d'un doigt artificiel à fibre optique polymérique pour application du toucher de surface textile [22].

- En 2016 : une équipe de l'EPFL a développé une prothèse bionique permettant de ressentir les textures. L'innovation a été testée sur un patient amputé d'une main [23].

- Le 23 octobre 2017 : le laboratoire Didrick Medical a développé le X-fingers, une prothèse de doigts capable de remplacer un véritable doigt organique. C'est un mécanisme à la fois simple et ingénieux qui ne nécessite aucune batterie, il utilise les muscles du corps sur la partie résiduelle du doigt amputé. Un système de tendons artificiels articulés transforme le mouvement naturel de la phalange artificielle, simulant le mouvement d'un doigt complet [24].

I.5. Les capteurs

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

Ces derniers sont largement utilisés dans plusieurs domaines (santé, automobile, électromagnétisme, ...), et sont employés dans la vie de tous les jours pour transformer des événements mécaniques, chimiques ou thermiques en signal électrique. Ils sont utilisés comme systèmes de détections de grandeurs physiques qui relèvent la technologie microélectronique, et plus particulièrement celle du silicium, et offrent des avantages techniques et économiques. Les détections piézorésistives et résistif sont parmi les principes de détection les plus utilisées.

Le capteur est considéré comme le premier élément d'une chaîne de mesure (mesurande « m »). Il a pour fonction essentielle de traduire une grandeur physique à mesurer, en une autre grandeur exploitable généralement électrique « s ». Qui peut être une impédance « R, L, C » (on parle dans ce cas de capteurs passifs) ou une charge, un courant ou une différence de potentiel (DDP) (on parle ici de capteurs actifs), la fonction $S=F(m)$ dépend souvent d'autres grandeurs physiques propres à l'environnement (température, humidité, etc.). Ces grandeurs sont appelées grandeurs d'influence.

En général, le signal délivré par le capteur n'est pas directement utilisable et à besoin d'être amplifié et adapté. L'ensemble des circuits et appareils qui assurent ces opérations est appelé chaîne de mesure et du traitement du signal.

Plusieurs paramètres entrent en jeu pour classer les capteurs des uns des autres. Le tableau suivant donne les principales caractéristiques de ces paramètres.

Paramètre ou grandeur	Définitions
Sensibilité et La Linéarité	<p>La sensibilité « S » d'un capteur est la variation de la mesure « s » prélevée pour une variation du mesurande « m » : $S = \frac{\partial s}{\partial m}$</p> <p>Pour que la sensibilité soit indépendante de m (constante), il faut que le capteur soit linéaire : $s = S.m + s_0$. Généralement, on peut toujours définir une plage de valeurs de m pour lesquels S est constante.</p>
La précision	C'est la capacité d'un instrument de mesure de donner la même valeur lorsque la mesure est répétée plusieurs fois sous les mêmes conditions. Autrement dit, si plusieurs mesures sont effectuées, l'écart entre les résultats est très faible.
L'incertitude	C'est la marge d'erreur ΔR entre la valeur donnée par l'appareil de mesure et la vraie valeur du mesurande. L'erreur relative donne une meilleure appréciation sur l'incertitude d'un appareil de mesure.
Le temps de réponse	C'est l'aptitude d'un capteur à répondre aux variations du mesurande avec le temps.
L'étendu de la mesure	<p>Elle définit la zone dans laquelle les caractéristiques du capteur sont assurées par rapport à des spécifications données. On peut classer cette zone en trois familles :</p> <p>1-Zone nominale d'emploi : zone dans laquelle le mesurande peut évoluer sans modification des caractéristiques du capteur.</p> <p>2-Zone de non détérioration : c'est une zone définie par des valeurs limites des grandeurs influençant le capteur (mesurande, température environnante, etc...) sans que les caractéristiques du capteur ne soient modifiées après annulation de surcharges éventuelles.</p> <p>3-Zone de détérioration : dans laquelle, le capteur peut y avoir des modifications permanentes des caractéristiques.</p>
Le seuil	Le seuil d'un capteur est la valeur minimum du mesurande à partir de laquelle le capteur devient sensible. En dessous de cette valeur le capteur ne mesure rien et il affiche zéro.
L'hystérésis	C'est la non coïncidence entre la courbe de charge et celle de décharge.
Finesse	C'est la qualité d'un capteur à ne pas venir modifier, par sa présence, la grandeur à mesurer. Cela permet d'évaluer l'influence du capteur sur la mesure. On la définit non seulement vis à vis du capteur mais aussi vis à vis de l'environnement d'utilisation du capteur.
Résolution	C'est la plus petite variation du mesurande que le capteur est susceptible de déceler.
Rapidité	C'est la qualité d'un capteur à suivre les variations du mesurande. On peut la chiffrer de plusieurs manières.
Etalonnage des capteurs	C'est l'opération qui établit la relation entre le mesurande et la grandeur électrique de sortie. Cette relation peut dépendre non seulement du mesurande mais aussi des grandeurs d'influence. S'il n'y a pas de grandeurs d'influence, l'étalonnage est simple, sinon il est multiple.

Tableau I.3 : Principales caractéristiques des capteurs.

I.5.1. Les type de capteurs

Nous pouvons distinguer deux catégories de capteurs : Actifs et passifs.

- capteur actif est un système de mesure qui nécessite une source d'énergie embarquée, la plupart du temps assurée par une batterie, et ce pour la réalisation de la phase de traitement au cours de laquelle le signal est filtré (nettoyé), amplifié et converti dans un format compatible et exploitable. Dans ce cas, le capteur doit non seulement mesurer des propriétés physiques mais doit également effectuer des tâches additionnelles au travers de circuits de traitement et de communication intégrés. Ce type de capteur est surtout utilisé pour assurer des mesures continues en temps réel [25].
- Les capteurs passifs sont des dispositifs qui ne possèdent pas de source d'énergie embarquée et présentent l'avantage d'être facilement intégrables. Ce type de capteur est utilisé dans des applications spécifiques (surveillance environnementale des instruments de suivis spatial et aéronautique des applications liées à la santé qui nécessitent des unités de mesure miniatures, passives, de grande précision et fiables. L'objectif est d'assurer des mesures à distance des grandeurs physiques. Dans ce cas, deux différentes technologies peuvent être utilisées pour la transmission sans-fil de données : la transmission inductive et la transmission radio basée sur la réflexion (transpondeur passif).

Dans nos applications, les composants sélectionnés sont considérés comme actif sachant que ces des mesures directes commandés par une carte Arduino

Une classification beaucoup plus standard des capteurs se fait selon la grandeur physique mesurée ou transformée, comme le déplacement, la force, la pression, l'accélération... Dans ce travail, nous intéressons seulement aux capteurs de pression pour ressortir les informations nécessaire à simuler le toucher. Dans ce qui suit, on présente brièvement les composants les plus répandus fondés sur ces types de technologies [26].

I.5.2. Les capteurs de pression

Un capteur de pression est un système constitué de deux parties : une partie de détection, appelée «Cellule sensible», et une partie traitement de l'information appelée «Circuit électronique de traitement» ou encore «Circuit conditionneur». Un capteur de pression peut donc être représenté par le schéma de la figure ci-dessous [27].

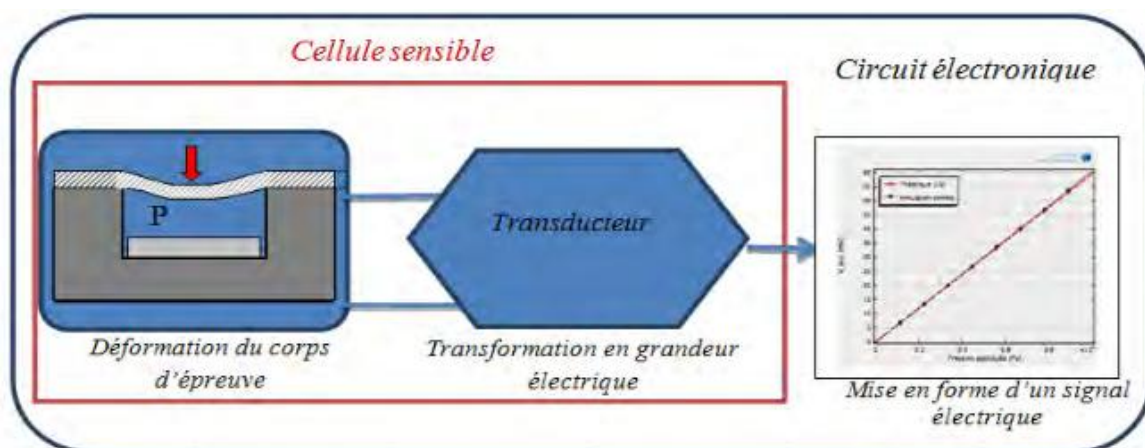


Figure I.7: Schéma synoptique d'un capteur de pression [28].

Le corps d'épreuve est l'élément mécanique qui soumis aux variations de la grandeur à mesurer (mesurande) a pour rôle de la transformer en une grandeur physique mesurable. Pour les capteurs de pression cette grandeur est généralement une déformation, les corps d'épreuve les plus utilisés sont les plaques, les poutres et les membranes.

Le transducteur est l'élément sensible qui, lié au corps d'épreuve, traduit les réactions de ce dernier en signal électrique. Le module électronique est le module de traitement du signal en vue d'une éventuelle exploitation.

I.5.2.1. Les capteurs piézorésistifs

Les capteurs piézorésistifs forment la majorité des capteurs de pression disponibles sur le marché. Ces composants sont extrêmement sensibles à la température et ne peuvent fonctionner correctement sans l'addition de circuits de compensation onéreux [28]. Ce type de capteurs qui est certainement le moins connu se caractérise par une excellente linéarité et une faible impédance de sortie. Leur sensibilité à la température est par contre problématique.

On utilise les matériaux piézoélectriques, parce qu'ils permettent de convertir une contrainte mécanique en polarisation électrique donc en tension. Les matériaux piézorésistifs possèdent la particularité de convertir une contrainte mécanique en une variation de résistance ce qui leurs permet d'être utilisées comme capteurs de pression ou d'accélération.

Les jauges de contraintes sont des piézorésistances, c'est-à-dire des résistances dont la valeur varie selon leur déformation. Lorsque la membrane se déforme, les jauges sont soit comprimées, soit étirées, en fonction de leur position sous la membrane.

L'utilisation des capteurs à base de silicium est largement répandue et permet une bonne intégration des jauges de déformation avec les circuits bipolaires ou CMOS [29]. Une contrainte appliquée sur du silicium va modifier sa conductivité pour deux raisons : sa variation géométrique mais aussi sur la conductibilité intrinsèque du matériau. Il en résulte une amplitude bien plus importante que pour des capteurs métalliques (Smith 1954). Cela a permis une grande gamme d'utilisation de la piézorésistance. Beaucoup d'appareils commerciaux comme les capteurs d'accélération utilisent des capteurs en silicium [30].

Généralement, le capteur de pression piézorésistif est constitué d'une membrane en silicium sur laquelle sont diffusées ou implantées des piézorésistances. Cette membrane est susceptible de se déformer sous l'action d'une pression différentielle P appliquée. La variation de la pression engendre des contraintes internes faisant varier valeurs des piézorésistances.

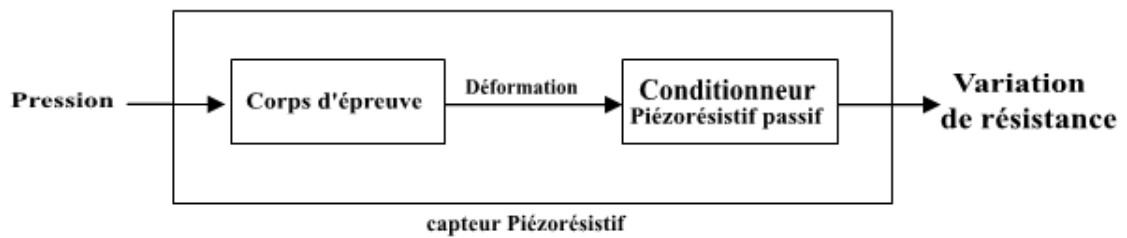


Figure I. 8 : Schéma synoptique de fonctionnement du capteur de pression piézorésistif [28].

Malgré les défauts des capteurs de pression au silicium à détection piézorésistive, ils restent parmi les microsystèmes les plus vendus dans le monde. Les qualités mécaniques du silicium et l'usinage collectif relativement simple, qu'il soit chimique (KOH...) ou physique (gravure plasma, micro-forage), rendent aujourd'hui possible l'industrialisation de certaines microstructures tels que les microcapteurs et microsystèmes visant les marchés de grand volume et de faible coût [31]. La dualité faible taille et faible coût peut permettre de répondre à de nouveaux besoins dans plusieurs domaines notamment la médecine, l'automobile, l'industrie [32] etc.

Plusieurs travaux de recherches ont été effectués afin d'améliorer leurs performances et de les adapter aux nouvelles exigences industrielles. Parmi ces travaux on peut citer la conception et la simulation de capteur de pression piézorésistif pour la mesure de la pression sanguine [33]. Une autre application récente de ces dispositifs à détection piézorésistive, développée au LAAS, consiste en la conception d'un capteur de pression pour la mesure de la pression intra crânienne [34].

1.5.2.2. capteur de pression résistif

Le capteur de pression résistif est un dérivé de la technologie à film épais, utilisant la variation de la résistivité des matériaux.. Les changements de contrainte résultant de l'application de charges extérieures sur la membrane déformable sont transformés en changement de résistance dans le réseau de jauges de contrainte. Créant ainsi un déséquilibre du pont. Ce déséquilibre produit un signal émanant de l'autre diagonale du pont de Wheatstone, proportionnellement à la contrainte appliquée [35].

Aujourd'hui, avec plus de 20 ans d'expérience dans l'industrie, Interlink Electronics continue d'innover en concevant et en fabriquant des capteurs résistifs pour une gamme complète d'applications telles que les appareils industriels, militaires, électroniques grand public, mobiles, médicaux et de pointage.

L'une des premières utilisations de cette technologie brevetée Force Sensing Resistor® (FSR) en couches minces concernait les tambours électroniques et autres instruments de musique. Les téléphones mobiles, les lecteurs multimédias portables, les appareils de navigation, les jeux portables, les appareils photo numériques et autres appareils électroniques portables ne sont que

quelques-uns des appareils qui utilisent la technologie FSR. Les clients qui ont utilisé nos solutions de détection comprennent: Motorola, Samsung, Sony, LG, Varian et Microsoft® [36].

I.6. Application : du doigt artificiel au gant de détection de pression

En plus des études mise en œuvre pour reproduire un doigt artificiel, plusieurs études sur les techniques des gants artificiel ont été élaboré dans le domine médicale :

- Garudadri et Skalsky [37] ont collaboré avec des ingénieurs en électricité et des neuroscientifiques de l'Université de San Diego pour développer un gant équipé de capteurs, un outil plus fiable qui permettra aux médecins d'évaluer cet examen de manière objective, précise et cohérente. En évaluant la spasticité dans les patients suivant la demande de règlement. L'appareil est construit sur un gant de sport que le médecin peut porter tout en tenant et en déplaçant le membre du patient d'avant en arrière. Sur la paume, plus de 300 capteurs de pression mesurent la force nécessaire pour déplacer un membre du patient. Un capteur de mouvement collé sur le dos mesure la vitesse à laquelle le membre est déplacé. Le gant est connecté à un ordinateur via USB.
- Un effort de deux ingénieurs et d'un étudiant en médecine a débouché sur un deuxième prototype de gant conçu pour que les médecins puissent l'utiliser comme données améliorées. L'idée est de permettre aux médecins de quantifier le toucher, a déclaré Elishai Ezra [37], diplômé en ingénierie et l'un des créateurs de gants. Ce Tricorder de gants porte des capteurs capables de détecter les vibrations, le son et la température. Il comprend également un accéléromètre et un système de sonnerie lorsque l'attention immédiate est requise. Cela ne signifie pas que le signal sonore est destiné au patient pour appeler une ambulance ou pour que le médecin envoie le patient immédiatement pour une intervention chirurgicale. Au lieu de cela, le système de sonnerie peut retentir si l'opérateur de gants applique trop de pression sur le tissu examiné. Ce gant aide les médecins à améliorer leurs compétences dans l'examen des patients, aussi les sportifs peuvent utiliser ce gant pour évaluer les blessures sportives et les femmes peuvent utiliser les gants pour détecter les bosses anormaux ou évaluer les douleurs abdominales ou, avec la pose éventuelle des échographies, des anomalies cardiaques lors de la prochaine itération du gant.

Notre application concerne des conceptions particulières de gants de surveillance de pression, utilisables dans l'industrie, pour des procédures obstétricales, ou tout autre système d'entraînement ou de surveillance dans lequel la pression exercée par les doigts doit être surveillée.

Le but de notre étude est d'établir un gant de massage capable de déterminer la pression ou la force appropriée pour chaque patient dans une séance de rééducation par l'intégration des capteurs de pression dans ce dernier. Afin d'éviter les risques d'appliquer des pressions assez grandes qui peuvent entraîner des anomalies ou des problèmes trop graves sur le patient. Par exemple, la pression de massage pour un enfant est différente de celle de l'adulte. Et si un stagiaire qui serre trop fort ou dont la main est dans la mauvaise position enverrait un feedback approprié à un instructeur via ce gant. Ces données seront traitées dans les chapitres suivants.

I.7. Conclusion

Ce chapitre est un état de l'art sur les capteurs et les doigts artificiels existants. Nous avons présenté des généralités sur ces capteurs et leurs caractéristiques. Après, Nous avons présenté des généralités sur des capteurs de pression résistif et piézorésistifs. Pour cette étude, en plus du doigt artificiel, nous visons aussi une application d'un gant de massage. Dans ce dernier, nous volons concevoir un système de détection de pression de massage pour créer une base de données pour l'utilisateur de ce gant.

Dans le chapitre suivant, on aura besoin de passer par la modélisation de ces capteurs et la conception du doigt artificiel et d'un gant de détection de pression pour le kinésithérapeute.

Chapitre II. Modélisation de capteurs de pressions et conception de dispositifs de détection de pression

II.1.Introduction

Avec le besoin de développer un organe artificiel remplaçant le doigt humain dans le cas d'un déficit et la nécessité de comprendre le fonctionnement de ce système physiologique, malgré le grand nombre d'études dans la modélisation de la main humaine. L'objectif de notre projet de fin d'étude est de présenter un modèle permettant de simuler d'abord la sensation d'effort en simulant des capteurs afin d'obtenir de simuler le doigt humain. Cela permettra de concevoir ce protocole expérimental pour avoir la meilleure disposition de ces capteurs sur le doigt artificiel. Donc, dans la première partie de ce chapitre, nous nous intéressons aussi à analyser, simuler, et à modéliser par éléments finis un capteur de pression résistif et piézorésistif sous COMSOL multiphysiques. Dans la deuxième partie de ce chapitre des capteurs résistifs ou piézorésistifs ont été sélectionnés pour des tests de détection de pression. Ces capteurs ont été utilisés pour réaliser un doigt artificiel capable de sentir une pression en utilisant des moules fabriqués par une imprimante 3D. Aussi ces capteurs ont été utilisés pour en faire de gant de détection de pression de massage.

II.2. La méthode des éléments finis

Le principe de la méthode des éléments finis est d'approximer un problème continu par un problème discret facile à résoudre, en remplaçant le domaine d'étude continu par un nombre d'éléments de forme géométrique simple.

La méthode des éléments finis se caractérise par :

- Une discrétisation des notions d'élasticité.
- Partage du domaine en éléments finis délimités par un certain nombre de nœuds.
- le double avantage de rester fidèle aux propriétés élastiques et continues, tout en définissant de différentes zones avec des propriétés mécaniques distinctes grâce à la notion d'éléments.
- Prise en compte des propriétés physique du matériau à modéliser. Deux constantes d'élasticité sont utilisées : le module d'Young E et le coefficient de poisson ν [38].

Pour notre étude, nous utiliserons le logiciel Comsol multiphysique pour la modélisation par éléments finis. C'est un logiciel de simulation numérique basé sur la méthode des éléments finis. Ce logiciel permet de simuler de nombreuses physiques et applications en ingénierie, et tout particulièrement les phénomènes couplés ou simulation multiphysiques.

Le logiciel COMSOL a été créé en 1986 par des étudiants de Germund Dahlquist. Leurs travaux étaient consacrés à la simulation numérique à l'institut royal de technologie (KTH) en suède. La première version de COMSOL Multiphysiques est sortie en 1998. Ce logiciel de modélisation ou de simulation par éléments finis avait comme avantage d'utiliser plusieurs physiques différentes [39]. Ce logiciel dispose d'une interface graphique qui permet l'affectation directe des matériaux et des conditions aux limites. Aussi, il dispose d'une bibliothèque de matériaux où on peut trouver les propriétés de quelques organes ou parties du corps humain. COMSOL multiphysiques peut

directement être lié à un programme établie sous Matlab ou Java en terme de compatibilité ce qui fait de lui une des méthodes numériques les plus avancées, où, il permet de coupler des physiques simples ou d'étudier plusieurs phénomènes physiques à la fois [40]. Les différents éléments de l'interface utilisateur de COMSOL sont présentés à la figure II.1

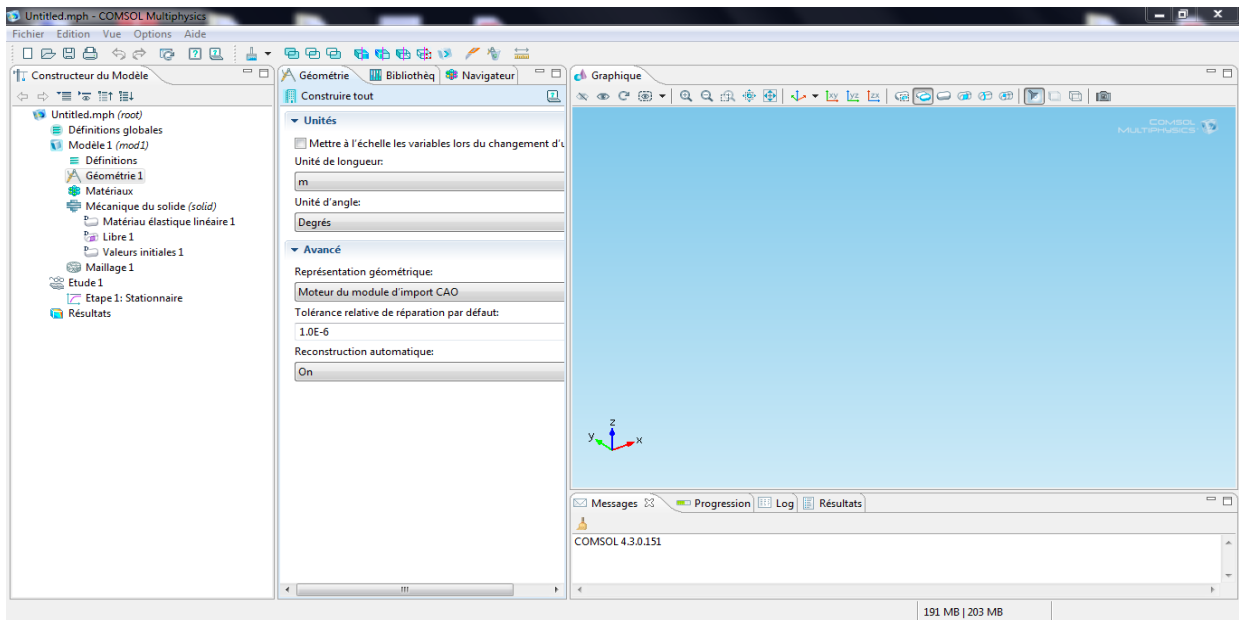


Figure II.1 : Interface graphique de Comsol Multiphysiques.

Plusieurs étapes sont nécessaires pour une modélisation sur ce type de logiciel, nous pouvons citer :

-Géométrie :

Le dessin de la géométrie c'est la première chose à faire quand le programme est ouvert, le mode Dessin 3D par défaut fournit une barre d'outils très varié et complète pour la création de différentes géométries. Or dans notre étude l'étape de la géométrie sert à dessiner un doigt artificiel, et les différents capteurs utilisés, sur un logiciel dit COMSOL Multiphysiques en 3 dimensions.

- **Matériaux** : La bibliothèque de COMSOL Multiphysiques contient un ensemble de matériaux que nous allons introduire à notre géométrie. Les propriétés de ces matériaux peuvent être implémentées soit de sa bibliothèque soit de la bibliographie.
- **Physique** : La physique utilisée dans ce travail est la mécanique de structure et pour l'étude des capteurs, on peut coupler cette physique avec d'autre pour modéliser le capteur de pression résistif ou piézorésistif.
- **Encastrement** : Dans notre cas, l'encastrement est le maintien d'une partie de notre géométrie immobile. Dans notre géométrie, nous avons besoin du bout du doigt. Pour cela, un encastrement peut être appliqué à la partie supérieure du doigt. Ceci engendre un calcul plus rapide.

- **Chargement sur frontières** : En appliquant des forces sur le doigt et analyser par la suite son déformation. La contrainte peut être appliquée suivant trois axes X, Y, Z. elle peut être appliquée dans la direction de l'axe ou dans le sens opposé.
- **Maillage** : La méthode des éléments finis repose sur un découpage de l'espace selon un maillage. C'est donc découper notre espace en petits éléments. Les intersections entre ces éléments sont appelées «nœuds». Dans la modélisation tridimensionnelle, nous retrouvons plusieurs types de maillages tels que le maillage exahédral ou tétraédral. Plus ce maillage est resserré, plus le nombre de nœuds augmente et plus la solution que l'on obtient par la méthode des éléments finis sera précise et proche de la véritable solution de l'équation aux dérivés partielles. Le maillage est donc une étape fondamentale qui conditionne tout le reste du calcul. Le temps de calcul, la précision des résultats, la stabilité du modèle dépendent de ce premier. Dans notre cas, nous avons utilisé un maillage tétraédral libre, extrêmement fin. Celle-ci est la raison pour laquelle les résultats sont d'une grande précision quand le maillage est extrêmement fin. Cette taille de maillage est celle qui contient le plus grand nombre de nœuds qui peut être possible en utilisant la station de calcul du laboratoire génie Biomédical.
- **Etude** : Dans notre étude, nous avons choisi l'étude stationnaire. Dans ce cas, les résultats ne sont ni temporels ni fréquentiels. En perspective et après le contrôle de tous les paramètres.

II.3. Modélisation sous Comsol multiphysique

Dans ce travail, nous avons essayé de modéliser un microcapteur piézorésistif et résistif :

II.3.1. Modélisation de micro-capteur de pression piézorésistif

Pour cette modélisation, nous modélisons des membranes de $20\mu\text{m}$ d'épaisseur (module de Young de 170 GPa, et un coefficient de Poisson de 0.28) de formes différentes encastrées aux bords. La piézoresistance est dopée de type P avec une densité de $1,32 \cdot 10^{19} \text{ cm}^{-3}$ sur une épaisseur de 4 nanomètre de polysilicium [41-43]. Nous appliquons une pression au centre de la membrane. Trois formes de la membrane pour chaque forme on a la variation de la résistance en fonction de la pression qui sont représentées ci-dessous :

- **Membrane de forme rectangulaire :**

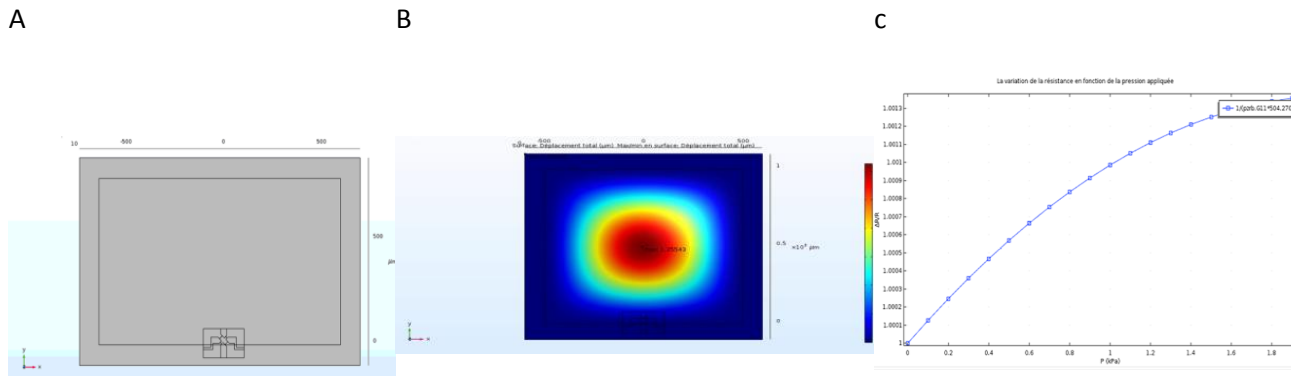


Figure II.2. (a)Capteur piézorésistif à membrane de forme rectangulaire. (b) Le déplacement de la membrane en fonction de la pression appliquée de 0 à 200 kPa.(c)courbe de la variation de la résistance en fonction de la pression appliquée sur la membrane .

On remarque que la variation de la résistance augmente avec l'augmentation de la pression appliquée sur la membrane rectangulaire .Or on trouve que la courbe est à peu près linéaire dans la plage [1 ; 100] KPa, puis il augmente jusqu'à atteindre à sa valeur maximale correspond à 200 kpa.

- **Membrane de forme circulaire :**

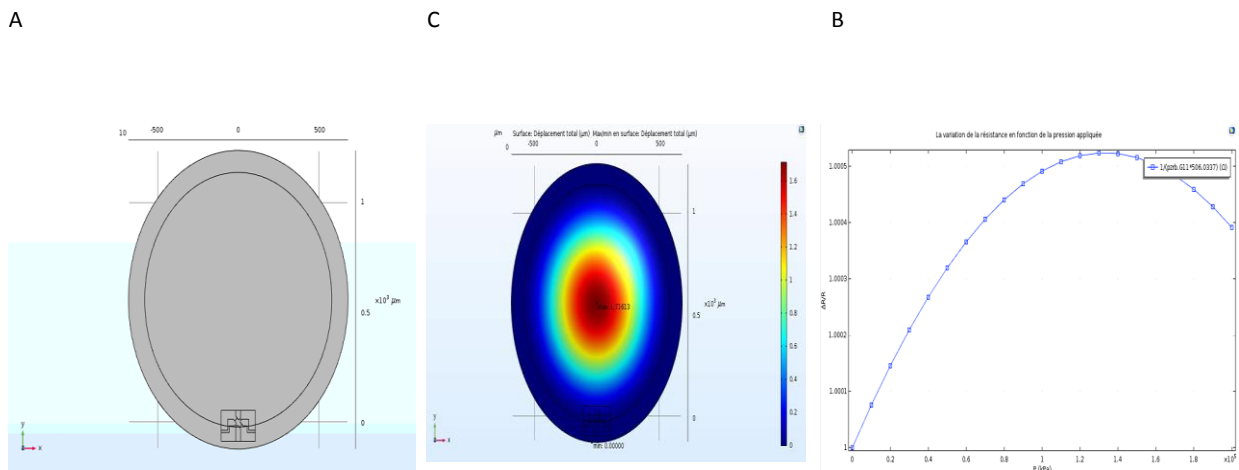


Figure II.3. (a)Capteur piézorésistif à membrane de forme circulaire. (b) Le déplacement de la membrane en fonction de la pression appliquée de 0 à 200 kPa.(c)courbe de la variation de la résistance en fonction de la pression appliquée sur la membrane .

Concernant le capteur piézorésistif à membrane circulaire la variation de la résistance est la similaire à la rectangulaire mais et donc est proportionnelle à la variation de la pression appliquée sur la dernière. Mais, avec une plage de linéarité un peu plus étroite que la première forme dans l' interval [1 ; 60]kpa. Puis il a atteint à son seuil autour de 130 kpa suivé par une dimution un peu plus rapide de la variation de la résistance malgré l'augmentation de la pression appliquée.

- **Membrane de forme carré :**

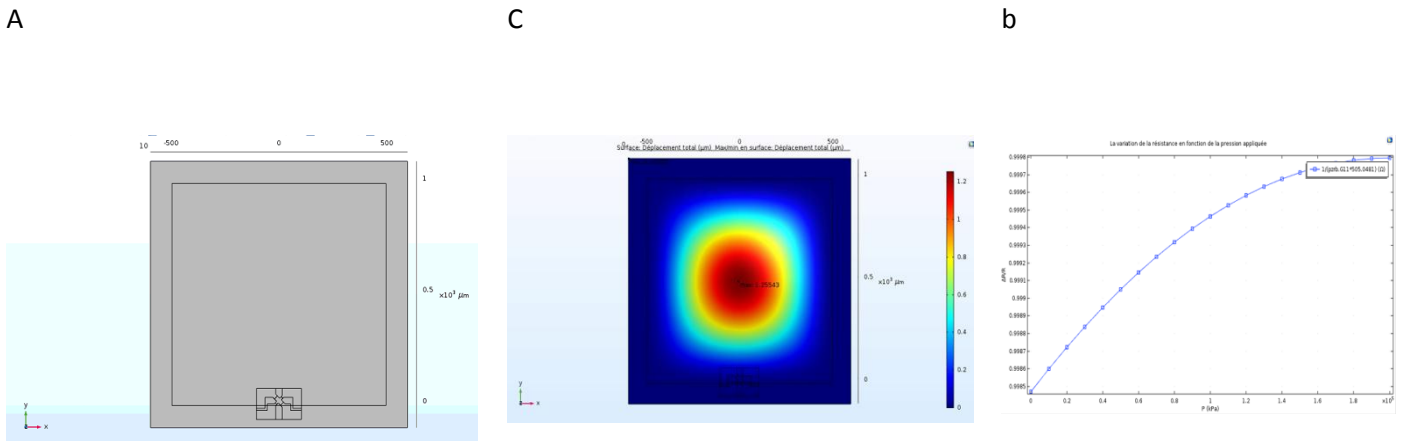


Figure II.4. (a)Capteur piézorésistif à membrane de forme carrée. (b) Le déplacement de la membrane en fonction de la pression appliquée de 0 à 200 kPa.(c)courbe de la variation de la résistance en fonction de la pression appliquée sur la membrane .

Ici, la variation de la résistance du capteur piézorésistif à membrane carrée en fonction de la pression avec une plage de linéarité un peu plus grande par rapport aux deux formes précédentes qui varie entre [1 ;140]kpa.

On remarque que le déplacement de déformation maximal de la membrane est celle de la forme carrée. Et sous l'effet piézorésistif, pour les différentes formes de membrane on remarque que la résistance de capteur change selon la pression appliquée. Or la réponse de capteur devient linéaire pour chaque forme de membrane dans certaine plage et cette dernière est maximale pour la membrane de forme carrée, et d'après les résultats obtenus le modèle carrée est donc très sensible par rapport aux autres. Cette dernière représente la forme idéale pour la performance d'un capteur de pression piézorésistif.

II.3.2.Modélisation du capteur de pression résistif

Nous avons commencé par mettre en place la géométrie du capteur FSR à l'aide de logiciel COMSOL Multiphysiques. Mais nous n'avons pas réussi à récapituler les propriétés des matériaux utilisés ainsi que les onditions d'ancrage faute d'informations sur le fiche technique du produit. En perspective, nous prévoyons une étude plus approfondi de ce capteur pour confronter nos résultats de modélisation aux résultats expérimentaux.

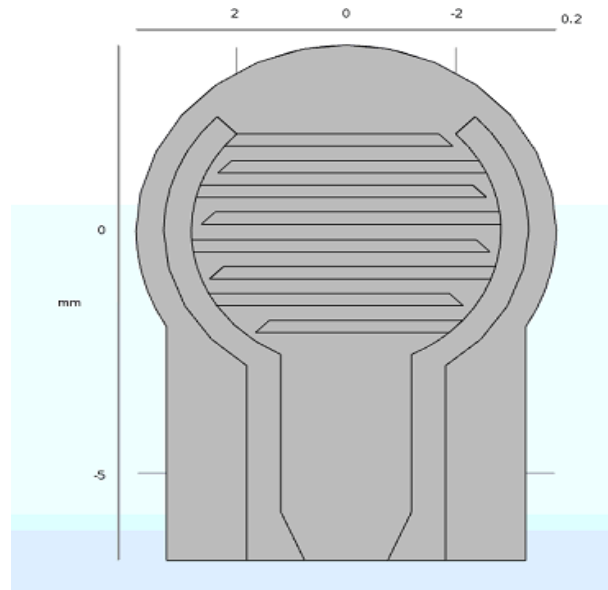


Figure II.7 : Capteur résistif FSR sous COMSOL Multiphysique.

II.4. Fabrication du doigt artificiel

Les moules du doigt artificiel ont été réalisés par l'intermédiaire d'une imprimante à trois dimensions 3D. Le fonctionnement d'une imprimante 3D (Figure II.3) est assez simple, elle permet de réaliser un objet réel en 3 Dimensions. Mais tout d'abord il faut passer par le dessin de cet objet qui représente le doigt dans notre cas grâce à un outil de conception assistée par ordinateur (CAO) comme par exemple le logiciel COMSOL Multiphysique. Le fichier 3D obtenu est traité par un logiciel spécifique s'appelle Print-Rite qui organise le découpage en tranches des différentes couches nécessaires à la réalisation de la pièce. Le découpage est envoyé à l'imprimante qui dépose ou solidifie la matière PLA couche par couche jusqu'à obtenir la pièce finale. Le principe reste proche de celui d'une imprimante 2D classique à cette grande différence près : c'est l'empilement des couches qui crée le volume. Ainsi que la technologie d'impression 3D permet de construire de façon très précise en prenant en compte de très petits détails et dans un temps réduit.



Figure.II.8 : Photo de l'imprimante 3D utilisée.

Pour faire l'impression 3D y a des étapes à suivre :

- Dessiner la géométrie du doigt à l'aide de logiciel COMSOL Multiphysiques.
- Exporter le doigt modéliser par COMSOL Multiphysiques en fichier STL, et par la suite l'importer dans le logiciel de l'imprimante 3D. Mais le problème que nous avons rencontré, c'est que le modèle importé apparaît très petit de ses dimensions réelles et l'impression se fait de manière trop générant des artéfacts. Donc, on était obligé de passer par un autre logiciel 3D SIMPLIFY pour s'affranchir de ce problème. En important le fichier STL obtenu par COMSOL Multiphysiques dans ce dernier, nous faisons quelques modifications de tailles, de positions permettant le contrôle de la vitesse d'impression. Puis, nous exportons à nouveau le doigt modifié au format STL qui sera traité par le logiciel de l'imprimante 3D.
- Préparation et réglages de l'imprimante 3D avant de lancer l'impression et une fois le fichier STL importé, pouvant l'ouvrir et vérifier le modèle.
- Sélectionner les réglages comme la température du matériau choisi (PLA dans notre cas) et du plateau avant de lancer l'impression.
- Lancer l'impression du doigt qui prend quatre heure environs. Ce temps d'impression de la complexité de l'objet et des couches de dépôts nécessaires. Les images suivantes représentant le doigt obtenu par l'impression 3D.



Figure.II.9 : Doigt imprimé par l'imprimante 3D.

Une base de doigt a été nécessaire afin de fixer le doigt sur le plateau de l'imprimante qui a été éliminée par la suite lors du moulage du doigt. Après l'impression 3D du doigt, nous obtenons une structure vide de l'intérieur. Nous avons choisi le PDMS (abréviation de polydiméthylsiloxane, est un polymère de la famille des silicones) comme matériau pour faire le moulage dont les propriétés mécaniques sont les plus proche de celles de la peau. Le PDMS est presque inerte et extrêmement résistant à l'oxydation. Il est fortement privilégié dans les applications de type isolateur électrique.



Figure II.10: Doigt artificiel démoulu à base capteur FSR.

Le moulage du doigt et le démoulage du doigt sont représentés dans la figure ci-dessus. Pour obtenir cette forme finale du doigt, plusieurs étapes ont été nécessaire dont :

- la découpe de la base du doigt,
- la préparation de PDMS,
- l'emplacement des capteurs et les différentes tiges à l'intérieur du doigt imprimé,
- le remplissage du doigt par le PDMS préparé,
- démouler le doigt par l'élimination de la couche de PLA.

A la fin, nous obtenons un doigt composé de PDMS avec des capteur insérés capable de détecter des pressions.

II.4.Montage électrique pour la mesure de la pression

Pour tester les capteurs de pression, nous avons besoin de concevoir un circuit composé d'un microcontrôleur. La carte Arduino est considérée comme une pièce maîtresse de tout circuit électronique pour une première approche.

II.4.1. Circuit et carte Arduino utilisé

Ici, nous avons utilisé la carte Arduino UNO qui est un microcontrôleur ATmega328 programmable permettant de faire fonctionner des composants (moteur, LED...). Elle possède des «ports» permettant par exemple de se connecter à un ordinateur ou de s'alimenter [46]. Elle est dotée :

- -de 14 entrées/sorties (dont 6 fournissent la sortie PWM).
- 6 entrées analogiques.
- un cristal à 16 MHz.
- une connexion USB.
- une prise jack d'alimentation.
- un en-tête ICSP.
- une fonction reset.

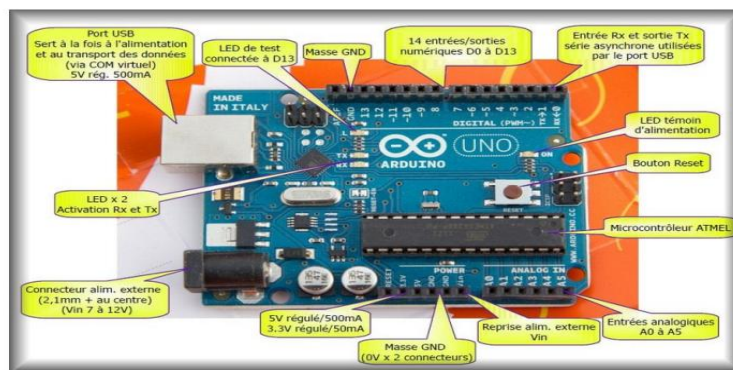


Figure II.11 : Différents ports de la carte arduino uno [46].

La figure ci-dessus montre une photo de la carte utilisée avec un descriptif de ces entrées et sorties. Nous avons utilisé le circuit représenté dans la figure II.9.

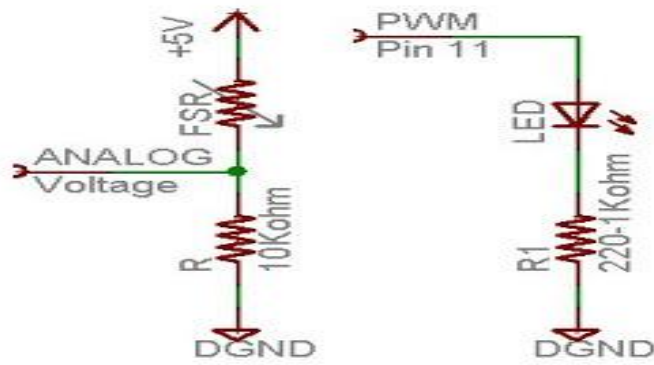


Figure II.12 : Circuit électronique pour le fonctionnement du capteur de pression [47].

Dans un premier temps, nous avons voulu testé la variation de la resistivité du capteur de pression à l'aide d'une LED. La figure 2.10 montre que cette dernière s'allume automatiquement en appliquant une pression sur le capteur.

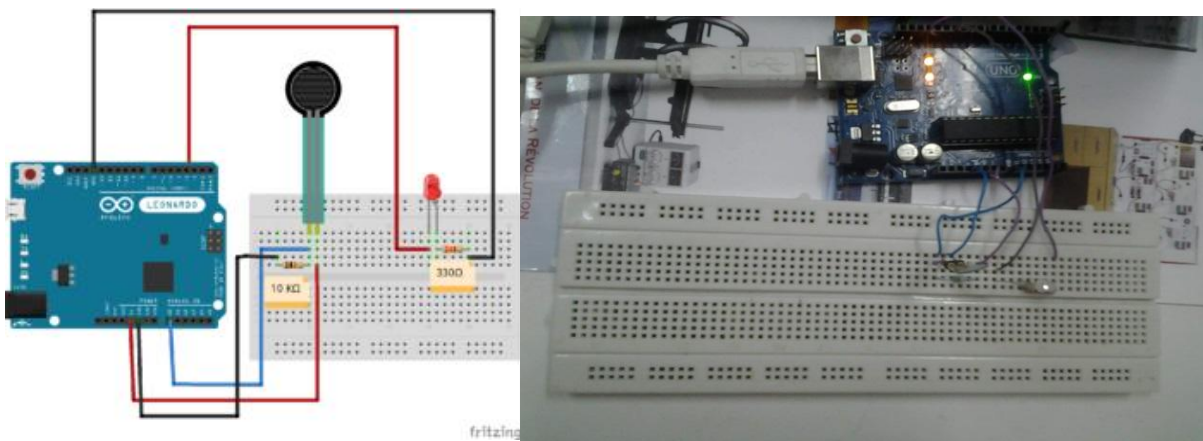


Figure II.13. La variation de l'intensité de la LED en fonction de la pression appliquée sur le capteur de pression.

Dans ce programme, plus la pression appliquée sur le capteur résistif FSR augmente, plus l'intensité de la LED augmente (le programme de la carte Arduino est mis en annexe).

Comme deuxième test, nous avons utilisé trois LEDs de couleurs différentes (verte, rouge et orange) comme démontré sur la figure II.14. Où, chaque LED s'allume de façon progressive en fonction de la pression exercée sur le capteur.

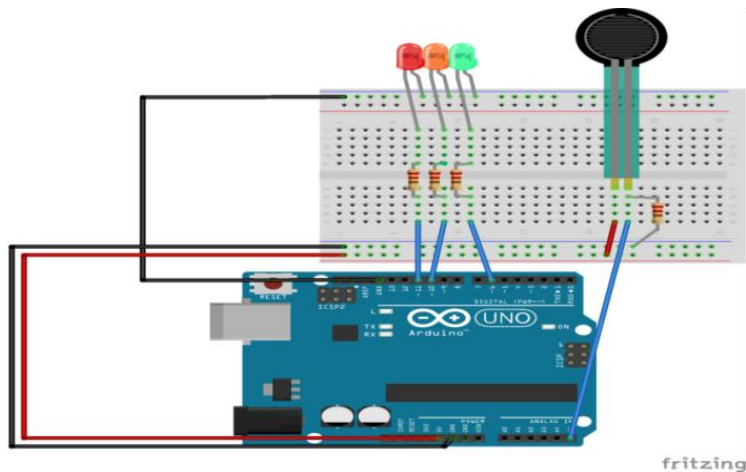


Figure II.14 : Allumage des LEDs en fonction de la pression appliquée sur le FSR [47].

II.4.2. Capteurs de pression sélectionnés

Comme cité-haut deux catégorie de capteurs de pression ont été commandé : les piézorésistifs et résistifs selon la taille (plus petit possible et la gamme de force (0,54 jusqu'à 7,5 mN)

II.4.1.1. Capteur de pression piézorésistifs

Les capteurs de pression piézorésistifs sont parmi les premiers dispositifs MEMS (micro électro mechanical system) à être commercialisés. Ils ne nécessitent pas généralement de puissance pendant le fonctionnement e [41-43]. Ce type de capteur est sensible par l'intermédiaire de l'effet résistif lorsque la membrane dans son voisinage est soumise à une contrainte appliquée. Pour notre utilisation, nous avons choisi le capteur MS5637-02BA03 de type piézorésistif (dimensions de 3 x 3 x 0,9 mm³). Cette nouvelle génération de module de capteur est basée sur une microfabrication en masse par une technologie MEMS, et son principe de détection utilisé conduit à une très faible hystérésis et grande stabilité du signal de pression et de température. Les principales caractéristiques de ce capteur piézorésistif sont :

- Tension d'alimentation: 1,5 à 3,6 V.
- conversion rapide jusqu'à 0,5 ms.
- faible puissance, 0,6 pA (veille ≤ 0,1 uA à 25 ° C).
- Capteur de pression intégré numérique .
- Plage d'utilisation: 300 à 1200 mbar, de -40 à +85 ° C [44].

Pression	Min	Max	Unité
----------	-----	-----	-------

bande d'erreur à 25 ° C, 300 à 1200 mbar	- 2	+ 2	Mbar
bande d'erreur, -20 ° C à + 85 ° C, 300 mbar à 1 200	- 4	+ 4	Mbar
Temps de réponse	0,5 / 1,1 / 2,1 / 4,1 / 8,22 / 16,44	/	Ms
Stabilité à long terme	-1	+1	mbar/an
Température	Min	max	Unité
Gamme	- 40	+ 85	° C
Résolution	<0,01		° C
Précision à 25 ° C	- 1	+ 1	° C

Tableau II.1 : Les données techniques de capteur MS5637-02BA03[44].

II.4.1.2. Capteur de pression résistif

Le choix du capteur de type résistif dépend de plusieurs critères, dont la plage de force [0.2 -20] N et la taille du composant. Nous avons choisi le capteur FSR 400 short (Force Sensing Resistor). Ce dispositif est composé de film épais polymère présentant une diminution de la résistance avec une augmentation de la force ou pression appliquée perpendiculairement à la surface du dispositif. Si nous n'effectuons aucune pression sur le capteur, la résistance approchée à l'infini. Cette sensibilité aux forces est optimisée pour une utilisation dans le contrôle tactile des appareils électroniques tels que l'électronique automobile, les systèmes médicaux, les applications industrielles et robotique. Les FSR sont des appareils à deux fils avec une résistance qui dépend de la pression appliquée. Ci-dessous, vous retrouver le graphique qui représente le comportement de la résistance en fonction de la pression appliquée. Veuillez noter que les valeurs du graphique sont uniquement des références et que les valeurs actuelles dépendent de la mécanique du système d'actionnement et de la géométrie du capteur [45].

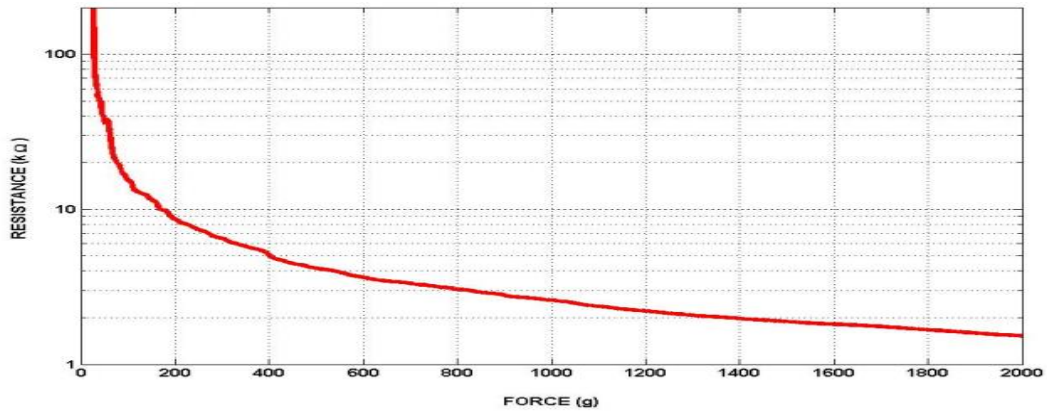


Figure II.15 : Variation de la résistance de capteur FSR en fonction de force [45].

Le FSR est constitué de deux membranes séparées par un mince intervalle d'air. L'intervalle d'air est maintenu par un élément d'espacement sur les bords et par la rigidité des deux membranes. L'une des membranes a deux ensembles de doigts interdigités qui sont électriquement distincts. L'autre membrane est recouverte d'encre FSR. En appuyant dessus, l'encre FSR court-circuite les deux traces avec une résistance qui dépend de la force appliquée [45].

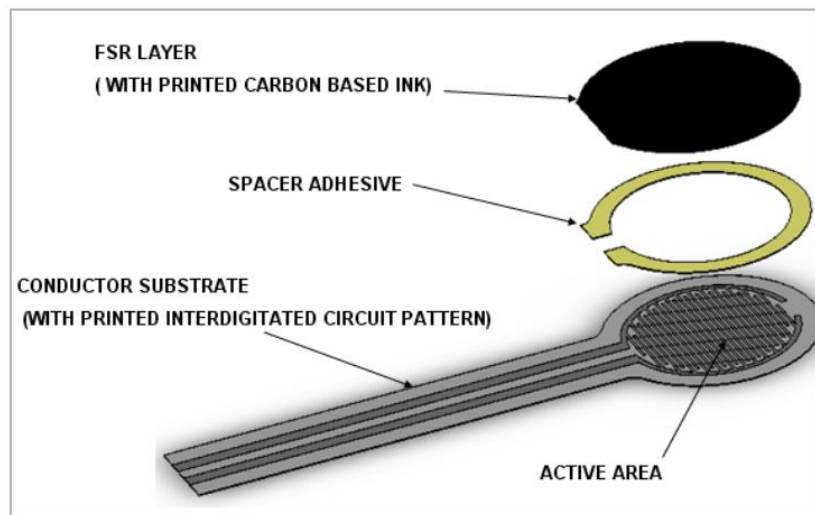


Figure II. 16 : Construction de FSR de base [45].

Autour du périmètre du capteur se trouve un adhésif espaceur qui sert à la fois à séparer les deux substrats et à maintenir le capteur ensemble. Cette entretoise a généralement une épaisseur entre 0.03mm et 0.1mm. Les deux membranes sont typiquement formées sur des feuilles de polymère flexibles telles que le PET, le polyimide ou tout autre matériau en film [45].

Gamme de sensibilité de force	~0.2-20 N
La température de fonctionnement -Froide :-40°C après 1 heure -Chaude :+85 après 1 heure	-changement de résistance moyen 5% -changement de résistance moyen-15%
Surface active	Ø 5.62mm, S=24.806mm ²
Epaisseur	0.3mm

Tableau II.2 : Les caractéristiques de capteur de pression FSR [45].

II.5. Gant de détection de pression

La kinésithérapie signifie traitement par le mouvement. Elle agit au niveau musculaire et articulaire. Les techniques sont utilisées dans le but de la rééducation du mouvement et ainsi que de la posture de la personne [48]. Un des actes de la masso-kinésithérapie est le massage, c'est-à-dire la sollicitation des tissus (muscles, tendons ou encore tissus sous-cutanés) du patient par différentes techniques manuelles. C'est pour cette raison, nous avons conçu pour détecter les valeurs de pressions générées lors du massage. Nous avons utilisé différentes LED qui s'allument selon la pression appliquée, la LED rouge s'allume par exemple quand le capteur résistif détecte une pression supérieure à la normale et qui peut influencer sur la santé du patient négativement, la LED verte reste allumer pendant toute la séance de massage si le massage se fait dans la plage autorisée et la LED orange indique que nous sommes dans une zone non conseillée. Pour faire fonctionner notre gant, nous avons utilisé une autre carte Arduino de forme Méga qui possède plus de ports pour pouvoir fonctionner jusqu'à cinq capteur. Aussi, nous avons utilisé un afficheur LCD pour lire les tensions de chaque capteur correspondant aux pressions appliquées. La carte Arduino Mega 2560 dispose de 54 E/S dont 14 PWM, 16 analogiques. Elle est idéale pour des applications exigeant des caractéristiques plus complètes que la Uno. Elle peut se programmer avec le logiciel Arduino (Le logiciel est téléchargeable gratuitement) les caractéristiques principales de cette carte sont :

- version: Rev. 3
- alimentation: via port USB ou 7 à 12 V sur connecteur alim
- microprocesseur: ATmega2560
- mémoire flash: 256 kB
- 54 broches d'E/S dont 14 PWM
- 16 entrées analogiques 10 bits
- intensité par E/S: 40 mA
- 3 ports série
- dimensions: 107 x 53 x 15 mm [49].

Comme expliqué ci-haut, chaque couleur de LED peut lui être dédié un interval bien précis de pression appliquée. C'est-à-dire si la pression appartient à cet intervalle la LED correspondante va s'allumer. Un

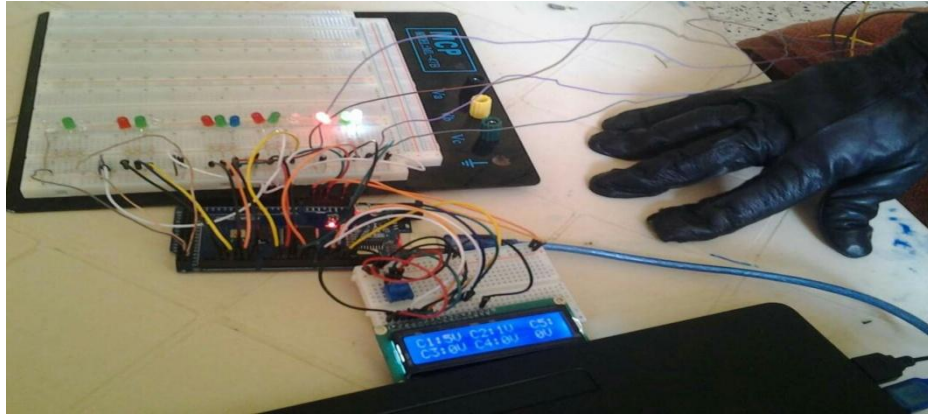


Figure II.15. Photo du gant de détection de pression avec un afficheur LCD.

II.6. La relation entre la tension et la pression

Avec l'absence de loi ou formule permettant de décrire la relation entre tension et pression, nous avons eu recours à une expérience sur différents cas clinique de sexe et d'âge différent allant de 22 à 60 ans. Pour cela, nous avons placé le capteur au bout de l'index de la main. Sachant que cette dernière est placée sur un gant en vinyle utilisé dans le domaine médical Ce capteur est relié avec un circuit et carte Arduino. Ne connaissant pas la valeur de cette pression, qui doit d'ailleurs dépendre des cas cliniques étudiés qui dépend directement de la force appliquée et la surface de contact. De manière générale, la pression p se définit comme le rapport de la force pressante F à la surface pressée s ; on écrit $P = F/S$. Pour mesurer la surface pressée par l'index, nous avons utilisé un tampon encreur pour mesurer la surface de contact sur une feuille de papier. Pour mesurer l'intensité de la force pressante, nous avons utilisé une balance de laboratoire. L'intensité de la force pressante F sera donnée par $F = m g$ (avec $g = 9.81 \text{ m.s}^{-2}$, intensité du champ de pesanteur).

La figure ci-dessous présente la variation de la tension en fonction de la pression appliquée sur le capteur FSR. En fonction de la tension, on remarque variation linéaire avec peu de différence d'une personne à une autre, Dans un cas clinique, nous avons obtenu un plateau de saturation à 5 V.

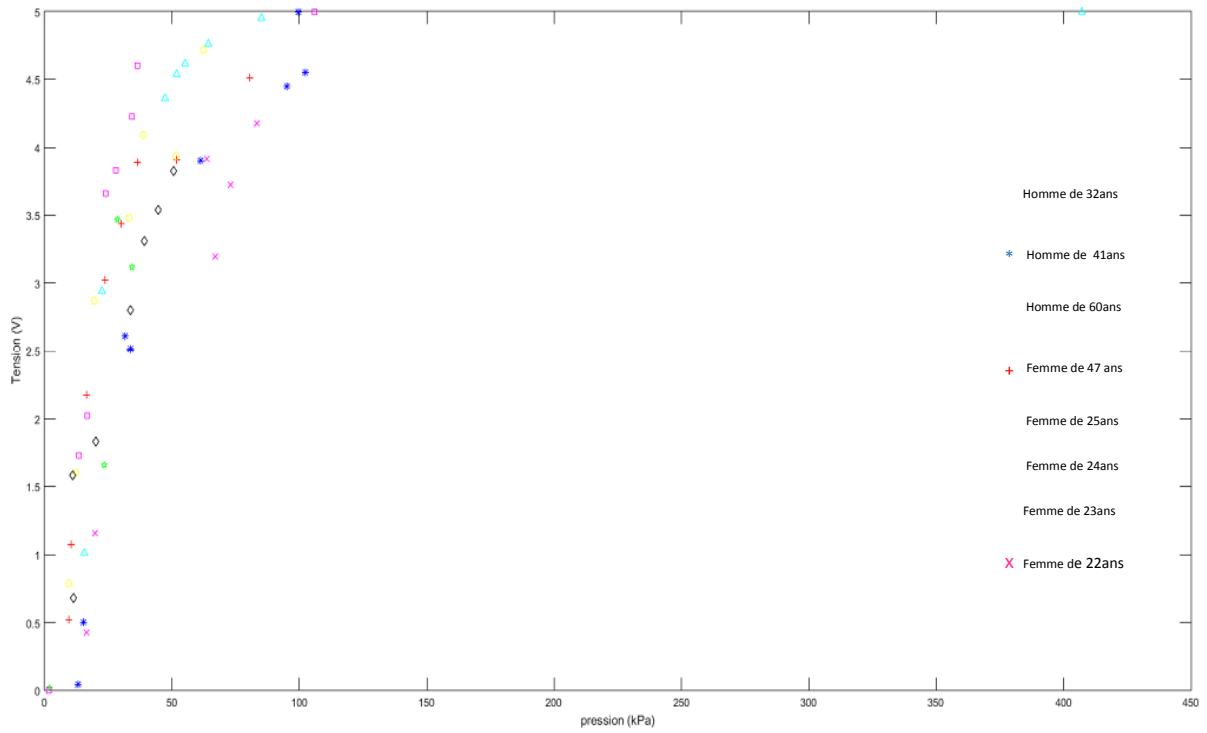


Figure II.16 : Variation de tension en fonction de la pression pour différents cas cliniques.

La figure II.17 montre une photo du doigt artificiel avec capteur FSR.

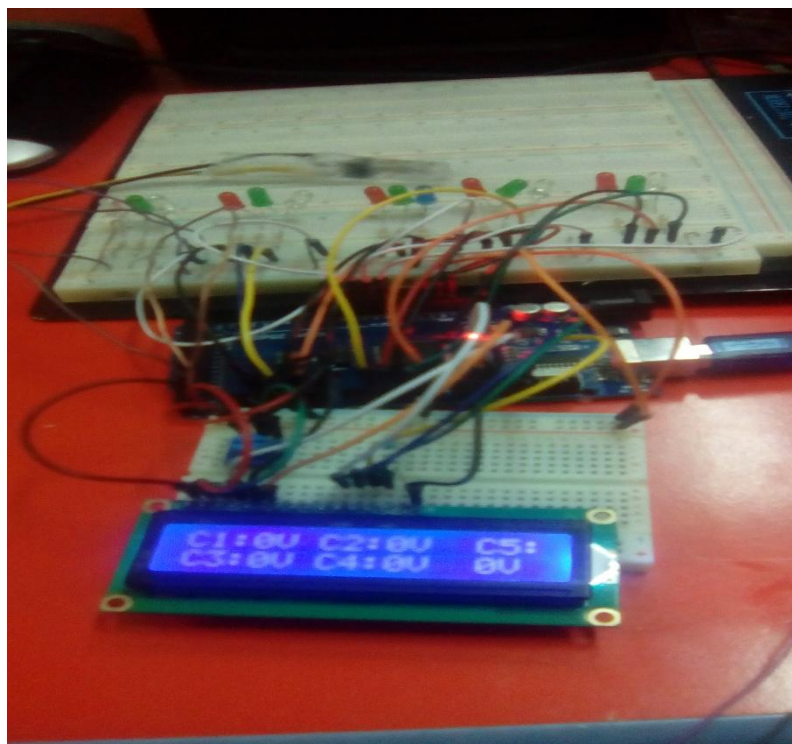


Figure II.17. Photo du doigt artificiel avec un afficheur LCD.

Lors de nos tests, nous avons réalisé des doigts artificiels avec différents squelettes (toujours en PLA imprimé par l'imprimante 3D) ou en fonction de taille du doigt en mettant soit un capteur résistif FSR ou des capteurs piézoresistifs. La figure II.14 montre une photo du doigt à base de PDMS et de PLA où sur son bout est placé le capteur piézorésistifs MS.

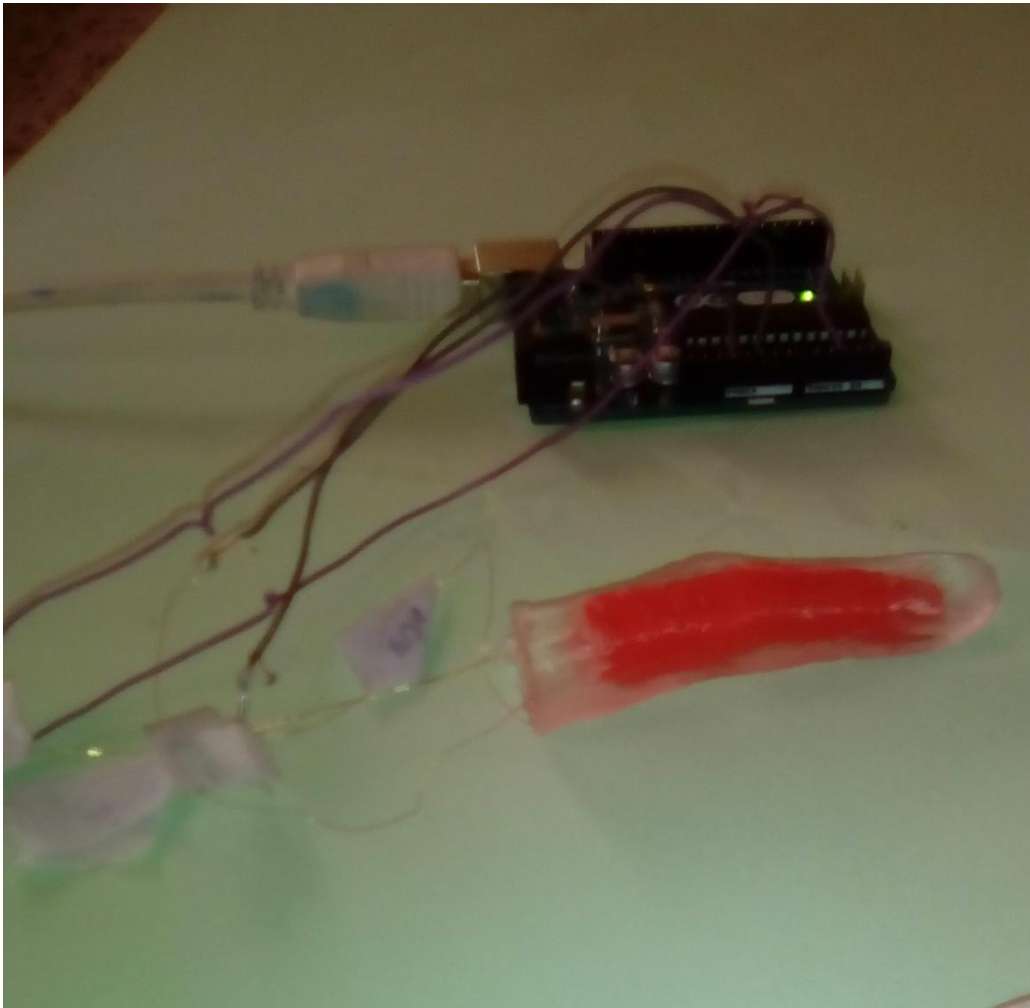


Figure II.14. Photo du doigt à base de PDMS et de PLA.

Lors du test sur notre circuit réalisé, nous arrivons à avoir des variations de la pression avec le voltage. Mais ces variations restent instable, donc difficile à mettre en avant pour faire un tracé comme celui de la figure II.12. Faute de temps, nous n'avons pas pu étudier d'autre variante. Cela reste comme une perspective de l'étude où une meilleure connaissance des propriétés mécaniques des matériaux permettra d'étudier sous Comsol multiphysiques du positionnement des capteurs en se basant sur ces premières mesures.

II.7. Conclusion

Ce chapitre a été consacré à l'étude de deux types de capteurs de pressions résistif et piézorésistif. Au début, nous avons présenté des résultats de modélisation du capteur piézorésistif obtenue à l'aide de COMSOL Multiphysiques. Un montage test pour le capteur résistif a été établi en utilisant la carte Arduino. Aussi, nous avons testé ce montage sur différents cas clinique pour déterminer la relation entre la tension et la pression appliqué. Enfin, nous avons imprimé le doigt artificiel suivi par un moulage et démoulage de ce dernier. Et nous avons aussi établi un montage plus détaillé sur gant de massage .

Conclusions et Perspectives

Conclusions et perspectives

L'objectif de ce projet de fin d'étude était d'établir, à partir d'un micro-capteur de pression, un système de toucher artificiel pour effectuer de la reconnaissance tactile de textures, une thématique de recherche encore peu explorée, mais faisant l'objet d'une forte demande dans de nombreux domaines applicatifs.

Ainsi que de réaliser des dispositifs de détection de pression permettant de mesurer les forces générées lors du toucher. Deux applications ont été abordées

- le doigt artificiel Cette application a réalisé grâce à des moules fabriqués par une imprimante 3D en utilisant soit des capteurs résistif ou piézorésistifs. Nous avons détecté des pressions différentes pour ces deux capteurs ce qui nous pousse à améliorer le positionnement de ces capteur dans le PDMS.
- Le gant de de détection de pression pour le massage. Celui-ci permet d'aider et orienter le kinésithérapeute pendant la séance de massage par l'allumage de différentes LEDs en fonction de la pression appliquée. Nous avons pu établir la relation entre la pression et la tension générée. Par l'intermédiaire d'un circuit conçu.

Au cours de nos travaux, de nombreuses voies de recherche ont été écartées, faute de temps et manque de moyens. Cela ouvre donc beaucoup de perspectives pour de futurs travaux sur le sujet.

Nous avons plusieurs pistes en vues pour améliorer les dispositifs de détection de pression réalisés. Pour le gant de détection de pression pour le massage un contrôle de la position du capteur de pression aussi une optimisation circuit électronique par l'intermédiaire d'un pic, permettra une utilisation plus compacte. Aussi, une étude plus approfondie sur la forme et les matériaux composant les capteurs de pression pourrait certainement permettre d'optimiser la conception du doigt artificiel sous Comsol multiphysiques.

L'exploration de l'ensemble de ces voies de recherche, le développement de la neurophysiologie et de l'analyse sensorielle pour mieux comprendre le sens du toucher, et la multiplication des applications, dans les domaines de l'industrie, de la médecine et de la robotique, promet un bel avenir au toucher artificiel.

Bibliographie

- [1] Florian De Boissieu. Thèse « Toucher artificiel à base d'un microcapteur d'effort: traitement du signal et des informations associées ». Traitement du signal et de l'image. Institut National Polytechnique de Grenoble - INPG, 2010. Français.
- [2] Georges Debrégeas, Alexis Prevost, Julien Scheibert , « Toucher digital humain : transduction mécanique de l'information tactile et rôle des empreintes digitales ». Laboratoire de Physique Statistique de l'Ecole Normale Supérieure, UMR 8550, CNRS/ENS/UPMC/ Univ. Paris 7, Paris.
- [3] R.D. Howe et M.R.Curtosky, "Dynamic Tactile Sensing : Perception of Fine Surface Feature with stress rate Sensing", IEEE Trans. Robotics and Automation(9:2), 1993, pp. 140-151.
- [4] M. Tanaka, J.L. Lévêque, H. Tagami , K. Kikuchi et S. Chonan, "The « Haptic Finger » - a new device for monitoring skin condition", Skin Research and Technol.(9), 2003, pp. 131-136.
- [5] M. Tanaka, H. Sugiura, J. L. Lévêque, H. Tagami, K. Kikuchi et S. Chonan, "Active haptic sensation for monitoring skin conditions", J. Materials Processing Technology(161), 2005, pp. 199-203.
- [6] Y. Mukaibo, H. Shirado, M. Konyo et T. Maeno, "Development of a Texture Sensor Emulating the Tissue Structure and Perceptual Mechanism of Human Fingers", Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2005, pp. 2565-2570.
- [7] L. Beccai, S. Rocco, A. Arena, F. Valvo, P. Valdastri, A. Menciassi, M.C. Carrozza et P. Dario, "Design and fabrication of a hybrid silicon three-axial force sensor for biomechanical applications", Sensors and Actuators A (120:2), 2005, pp. 370-382.
- [8] B.B. Edin, L. Beccai, L. Ascari, S. Rocco, J.J. Cabibihan et M.C. Carrozza, "A bio-inspired approach for the design and characterization of a tactile sensory system for a cybernetic prosthetic hand", Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation, 2006, pp. 1354-1358.
- [9] L. Beccai, S. Rocco, L. Ascari, P. Valdastri, A. Sieber, M.C. Carrozza et P. Dario, "Development and Experimental Analysis of a Soft Compliant Tactile Microsensor for Anthropomorphic Artificial Hand", IEEE/ASME Transactions on Mechatronics (13:2), 2008, pp. 158-168.
- [10] K. Hosoda, Y. Tada et M. Asada, "Anthropomorphic robotic soft fingertip with randomly distributed receptors", Robotics and Autonomous Systems(54), 2006, pp. 104-109.
- [11] R.S. Johansson et A.B. Vallbo, "Tactile sensibility in the human hand: relative and absolute densities of four types of mechanoreceptive units in glabrous skin", J. Physiol.(28), 1979, pp. 283-300.

- [12] R.S. Johansson, A.B. Vallbo, "Tactile sensory coding in the glabrous skin of the human hand", Trends in Neurosciences(6), 1983, pp. 27-32.
- [13] J. Bell, S. Bolanowski et M.H. Holmes, "The structure and function of pacinian corpuscles: a review", Progress in Neurobiology(42:1), 1994, pp. 79-128.
- [14] L.A. Jones, S.J. Lederman, "Human Hand Function", New York, New York: Oxford University Press, 2006.
- [15] M. Paré, C. Behets et O. Cornu, "Paucity of presumptive Ruffini corpuscles in the index finger pad of humans", J. Comparative Neurology(456), 2003, pp. 260-266.
- [16] T. Maeno et T. Kawamura, "Geometry de sign of an elastic finger-shaped sensor for estimating friction coefficient by pressing an object", Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, 2003, pp. 1533-1538.
- [17] <https://memsic.ccsd.cnrs.fr/GIPSA/tel-00512748v1> .
- [18] www.maxisciences.com/doigt-artificiel/bientot-un-vrai-doigt-artificiel_art26340.html.
- [19] www.sante.orthodz.com/la-prothese-x-fingers-les-premiers-doigts-artificiels.
- [20] www.santelog.com/actualites/amputation-premiere-prothese-de-main-avec-sens-du-toucher-integre.
- [21] [www /iatranshumanisme.com/un-doigt-artificiel-plus-proche-de-la-realite](http://www/iatranshumanisme.com/un-doigt-artificiel-plus-proche-de-la-realite).
- [22] [www. sante.orthodz.com/la-prothese-x-fingers-les-premiers-doigts-artificiels](http://www.sante.orthodz.com/la-prothese-x-fingers-les-premiers-doigts-artificiels).
- [22] Conception d'un doigt artificiel à fibre optique polymérique pour application du toucher de surface textile.
- [23] www.letemps.ch/sciences/un-doigt-bionique-ressent-texturesUn innovant doigt bionique redonne des sensations à un patient amputé.
- [24].[www. sante.orthodz.com/la-prothese-x-fingers-les-premiers-doigts-artificiels](http://www.sante.orthodz.com/la-prothese-x-fingers-les-premiers-doigts-artificiels).
- [25] Vijay K. Varadan, K.J. Vinoy, K.A. Jose, '*RF MEMS and Their Applications*', 2003 John Wiley & Sons.
- [26] Capteurs Passifs à Transduction Electromagnétique Pour la Mesure Sans Fil de La Pression Présentée et soutenue par Mohamed Mehdi JATLAOUI-Le 20 Avril 2009.
- [27] TE-micro-capteur-pression.
- [28] faisabilité d'un capteur de pression capacitif miniature sur silicium le 11 février 1998 présenté par Philippe MENINI.

- [29] <https://www.sisgeo.com/fr/produits/jauges-de-tassement/item/trasduttore-resistivo.html>.
- [30] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Pi%C3%A9zor%C3%A9sistance>.
- [31] A. Permuy, E. Donzier «Capteurs microélectroniques», technique de l'ingénieur T3093, mai 2004.
- [32] A. Boukaabache, P. Menini, P. Pons.« Microcapteurs de pression», technique de l'ingénieur T2070, mars 2001.
- [33] P. Sekalski, P.Pons, A.Napieralski«Finite element simulation of piezoresistif sensors of blood pressure», Rapport LAASN°03669, Proceeding CADSm'2003, February 18-22-2003, Lviv-Slisko, Ukraine.
- [34] F. Pennec «Simulation thermomécanique de capteur de pression pour le biomédicale», Rapport LAASN° 98784 sept 2006.
- [35]http://ucsdnews.ucsd.edu/feature/sensor_equipped_glove_could_help_doctors_take_guesswork_out_of_spasticity.
- [36] Guide d'intégration de Interlink Electronics FSR™ Force Sensing Resistors™ .
- [37] <https://patents.google.com/patent/US20140215684A1>.
- [38] Mémoire étude et simulation d'un capteur de pression capacitif, présenté par LAOUF ISLAM. UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA. Juin 2016
- [39] Thèse de doctorat en Biomécanique, Bio-Ingénierie, Modélisation inverse du système neuromusculosquelettique : application au doigt majeur par Samar Allouch en 2014.
- [40] S.D. Senturia, "A Piezoresistive Pressure Sensor," Microsystem Design, chapter 18, Springer, 2000.
- [41] M. Bao, Analysis and Design Principles of MEMS Devices, Elsevier B. V., 2005.
- [42] Motorola Semiconductor MPX100 series technical data, document: MPX100/D, 1998 (available from Freescale Semiconductor Inc at <http://www.freescale.com>).
- [43] la fiche technique de capteur MS5637-02BA03.
- [44] Guide d'intégration sous le nom Interlink Electronics FSR™(La force de détection Résistances™) Document part number 94-00004 Rev B.
- [45] www.locoduino.org/spip.php?article47.
- [46] <https://arduino103.blogspot.com/2012/07/comment-utiliser-un-senseur-flex-ou.htm>.
- [47] <https://arduino103.blogspot.com/2012/07/comment-utiliser-un-senseur-flex-ou.htm>.
- [48] <https://www.gotronic.fr/art-carte-arduino-mega-2560-12421.htm>.
- [49] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Kin%C3%A9sith%C3%A9rapie>.

