Approche physique pour quantifier le comportement mécanique des interfaces tissus biologiques-capteurs nano-fils électroactifs

Marwa Sawan

▶ **To cite this version:**

Marwa Sawan. Approche physique pour quantifier le comportement mécanique des interfaces tissus biologiques-capteurs nano-fils électroactifs. Acoustique [physics.class-ph]. Université Polytechnique Hauts-de-France; Institut national des sciences appliquées Hauts-de-France, 2022. Français. NNT : 2022UPHF0036 . tel-03967844

HAL Id: tel-03967844
https://uphf.hal.science/tel-03967844v1

Submitted on 1 Feb 2023

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.

Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

Thèse de doctorat

Pour obtenir le grade de Docteur de

l'UNIVERSITÉ POLYTECHNIQUE HAUTS-DE-FRANCE

et l'INSA HAUTS-DE-FRANCE

Acoustique

Présentée et soutenue par Marwa SAWAN.

Le 28/10/2022, à VALENCIENNES

École doctorale :

École Doctorale Polytechnique Hauts-de-France (ED PHF)

Unité de recherche :

Institut d'Electronique de Microélectronique et de Nanotechnologie - Département Opto-Acousto-Electronique (IEMN DOAE – UMR 8520)

Approche physique pour quantifier le comportement mécanique des interfaces tissus biologiques/capteurs nano-fils électroactifs

JURY

Président du jury

- Gehin,Claudine. Professeur des Universités, Institut des Nanotechnologies de Lyon, INL, UMR CNRS 5270, Lyon.

Rapporteurs

- Velu, Gabriel. Professeur, LSEE - UR4025, Université d'Artois, ARRAS.
- Zerrouki, Chouki. Docteur-HDR, Laboratoire SATIE - UMR 8029, Cnam, Paris.

Examinateurs

- Restoin, Christine. Professeur des Universités, Laboratoire XLim, UMR CNRS 7252, Université de Limoges.
- Gehin,Claudine. Professeur des Universités, Institut des Nanotechnologies de Lyon, INL, UMR CNRS 5270, Lyon.

Directeur de thèse :

- Nassar, Georges. Maître de Conférences. UPHF – IEMN UMR CNRS 8520 – DOAE, Valenciennes.

Membres invités

- Pudlo, Philippe. Professeur, UPHF – LAMIH, Valenciennes.

This work is licensed under the CC BY-NC-ND 4.0. To view a copy of this license, visit https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/.

Remerciements

Ce travail de thèse est effectué au Laboratoire de IEMN-DOAE à l'Université Polytechnique Hauts-De-France, Valenciennes. Ce manuscrit est l'aboutissement de quatre années de travail en recherche.

Je tiens tout d'abord à remercier les membres de jury qui ont rapporté, examiné et jugé ce manuscrit. J'exprime ma reconnaissance envers, Monsieur Gabriel VELU, Monsieur Chouki ZERROUKI, Madame Claudine GEHIN et Madame Christine RESTOIN.

Je tiens également à remercier mon directeur de thèse, Monsieur Georges NASSAR, pour m'avoir choisie afin de mener ce travail de recherche, d'avoir accepté de m'encadrer et me guider tout au long de ces années pour accomplir ce travail. Et un grand remerciement à Monsieur Hilal REDA pour son dynamisme et ses compétences scientifiques qui m'ont permis de bien mener ce travail de recherche.

Leurs compétences scientifiques m'ont permis de mener ce travail dans les meilleures conditions. Je tiens encore à leur exprimer ma profonde gratitude pour leurs aides et tous leurs précieux conseils. Je remercie infiniment Monsieur Nikolay SMAGIN pour m'avoir aidée durant ces années, pour avoir su écouter et discuter et pour sa grande disponibilité. Je tiens également à exprimer mes sincères remerciements à Monsieur Sébastien GRONDEL, notre chef d'équipe, pour son soutien et ses précieux conseils, pour m'avoir aidée quand j'avais besoin, pour sa disponibilité et sa grande serviabilité.

Merci à tous les membres du Laboratoire pour m'avoir permis d'effectuer cette thèse dans de très bonnes conditions. Je veux encore remercier les représentants ou les responsables de la fondation de Mr Walid JOUMBLATT à Beyrouth, Liban, qui grâce à eux, j'ai effectué ce travail de thèse en me finançant les deux premières années et demie de ma thèse avant la crise économique au Liban. Et un grand merci à Monsieur Sharif FAYAD qui, grâce à lui, j'ai eu cette bourse.

Durant mes années d'études ici en France, j'ai eu la chance de rencontrer des gens que je considère sincèrement comme des membres de ma grande famille. Un grand merci à mes camarades de thèse et ma petite famille à Valenciennes Hassan, Abbas, Tonia, Hala, Layan, Zaher, Maha, Mustapha, Elsa, Marie, Nader, Victory et Majed.

Un dernier remerciement à ma famille, à mes parents, Atef et Afifé, à mes sœurs, Rayane et Lynn, à mes grands-parents qui m'ont accompagnée durant mes études universitaires au Liban, à mon oncle Houssein, mon premier supporter, qui m'a soutenue à accomplir ce travail du doctorat et ma tante Rima. Un grand merci à tous les membres de ma famille pour leur support et amour infini. J'ai vraiment eu de la chance d'avoir une famille honorable comme vous.

Mes sincères remerciements,

Marwa

Sommaire

Liste des figures vi
Liste des Tableaux x

Introduction générale 1

Chapitre 1 Etat de l'art

1.1 Introduction 4
1.2 Contexte 5
1.3 Etat de l'art 6
1.3.1 Vers une nouvelle aire 6
1.3.2 Couplage mécanique homme/structure 9
1.3.3 Biocompatibilté 12
1.3.4 Concepts intégrés 13
1.3.5 Capteurs et intégrations 19
1.4 Conclusion 21

Chapitre 2 Formalisme numérique : Comportement des interfaces

2.1 Introduction 24
2.2 Approche numérique 24
2.2.1 La dynamique des milieux complexes 25
2.2.2 Modèle mécanique équivalent : Kelvin-Voigt 25
2.2.3 Généralités du couplage contrainte/déformation 27
2.2.4 ce qui réduit ainsi le nombre de composants de contrainte à six. 27
2.2.5 Comportement de l'interface tissu-plaque 31
2.2.6 Approche pour une dimension (1D) 32
2.2.7 Mise en équation 34
2.2.8 Estimation des grandeurs caractéristiques 36
2.3 Validation numérique 41
2.4 Conclusion 43

Chapitre 3 Capteurs nanofils électroactifs

3.1 Introduction 45
3.2 Critère de choix 45
3.3 La piézoélectricité 46
3.3.1 Définitions 46
3.3.2 Coefficients piézoélectriques 47
3.4 Des polymères électroactifs 49
3.4.1 Capteur flexible 50
3.4.2 Polymère actif : PLA & PVDF 50
3.4.3 Caractéristiques électromécaniques 51
3.5 Matériels et méthodes 51
3.5.1 Le PLA 52
3.5.2 Processus Tissulaire 55
3.5.3 Le PVDF 56
3.5.4 Concept filaire par « electrospinning » 59
3.5.5 Procédé 59
3.5.6 Fabrication des réseaux fibreux à alignement contrôlé 62
3.6 Discussion 64

Chapitre 4 Quantification de la dynamique tissulaire aux interfaces

4.1 Introduction 68
4.2 Approche Phénoménologique 68
4.3 Capteurs film PLA 69
4.3.1 Quantifications électromécaniques 70
4.3.1.1 Réponse mécanique 70
4.3.1.2 Réponse électrique dynamique 72
4.3.1.3 Réponse électrique Impulsionnelle 73
4.3.1.3.1 Dispositif de mesure expérimentale 73
4.3.1.3.2 Structure multicouche 76
4.3.1.3.3 PLA-Structure Tissulaire (concept vu en chapitre 3 pages 56-57) 78
4.3.1.3.4 Comportement impulsionnel 80
4.3.1.3.5 Comportement harmonique à fréquence forcée 81
4.4 Capteurs film PVDF 81
4.4.1 Comportement Mécanique 82
4.4.2 Mise en équation 82
4.4.3 Comportement Electrique 83
4.4.3.1 Réponse Dynamique 83
4.4.3.2 Réponse Impulsionnelle 86
4.4.3.3 Capteur Tissulaire en fibre PVDF 87
4.4.3.4 Comportement harmonique à fréquence entretenue (PVDF/3%BT/0.25%Gnr) 89
4.5 Capteur : Critère de choix 90
4.5.1 Application expérimentale 91
4.5.1.1 Normalisation métrologique 91
4.5.1.2 Couplage Homme-Structure à l'interface 93
4.5.1.3 Evaluation Expérimentale 94
4.5.1.4 Analyse de la signature dynamique 96
4.5.1.5 Validation préliminaire sur banc d'essai 97
4.5.1.6 Evaluation des grandeurs caractéristiques 98
4.6 Conclusion 100

Conclusion générale.....101

Références.....103

Liste des figures

Figure 2-1 Illustration d'un couplage dynamique des couches tissulaires 24
Figure 2-2 Modèle d'homogénéisation (Elément fini) multi-couches 25
Figure 2-3 Relations reliant la contrainte à la déformation pour un ressort d'élasticité k et pour un amortisseur de viscosité [112] 26
Figure 2-4 Modèle équivalent de Kelvin-Voigt [112] 27
Figure 2-5 Contraintes appliquées sur les faces du cube [112] 28
Figure 2-6 Modèle équivalent de Kelvin-Voigt [113] 28
Figure 2-7 Contrainte verticale appliquée sur la cellule unitaire correspondante 30
Figure 2-8 Courbe de la déformation à l'intérieur du matériau en fonction du temps 31
Figure 2-9 Contrainte appliquée à une poutre [114] 32
Figure 2-10 Moment de flexion appliqué à une poutre [114] 33
Figure 2-11 Contrainte combinée avec un moment de flexion [114] 33
Figure 2-12 Forces et moments résultants sur une plaque [114] 34
Figure 2-13 Figure montrant la relation entre les déplacements à travers l'épaisseur d'une plaque et les déplacements et courbures du plan médian [114] 35
Figure 2-14 La variation de la déformation et de la contrainte le long du plan médian [114] 37
Figure 2-15 Multicouche constituant de N couche [114] 37
Figure 2-16 Variation du déplacement le long de l'axe des y en fonction du temps montrant la déformation au niveau des régions (a) cellule de la peau, (b) la déformation en fonction du temps pour les quatre régions à t=20 secondes et $\boldsymbol{\sigma}$*= 0,6 MPa* 42
Figure 2- 17 La variation de déformation sur plusieurs profondeurs en fonction du temps 43

Figure 2-1 Illustration d'un couplage dynamique des couches tissulaires 24
Figure 2-2 Modèle d'homogénéisation (Elément fini) multi-couches 25
Figure 2-3 Relations reliant la contrainte à la déformation pour un ressort d'élasticité k et pour un amortisseur de viscosité [112] 26
Figure 2-4 Modèle équivalent de Kelvin-Voigt [112] 27
Figure 2-5 Contraintes appliquées sur les faces du cube [112] 28
Figure 2-6 Modèle équivalent de Kelvin-Voigt [113] 28
Figure 2-7 Contrainte verticale appliquée sur la cellule unitaire correspondante 30
Figure 2-8 Courbe de la déformation à l'intérieur du matériau en fonction du temps 31
Figure 2-9 Contrainte appliquée à une poutre [114] 32
Figure 2-10 Moment de flexion appliqué à une poutre [114] 33
Figure 2-11 Contrainte combinée avec un moment de flexion [114] 33
Figure 2-12 Forces et moments résultants sur une plaque [114] 34
Figure 2-13 Figure montrant la relation entre les déplacements à travers l'épaisseur d'une plaque et les déplacements et courbures du plan médian [114] 35
Figure 2-14 La variation de la déformation et de la contrainte le long du plan médian [114] 37
Figure 2-15 Multicouche constituant de N couche [114] 37

Figure 2-16 Variation du déplacement le long de l'axe des y en fonction du temps montrant la déformation au niveau des régions (a) cellule de la peau, (b) la déformation en fonction du temps pour les quatre régions à t=20 secondes et $\boldsymbol{\sigma}$= 0,6 MPa 42
Figure 2- 17 La variation de déformation sur plusieurs profondeurs en fonction du temps 43

Figure 3- 1 Schéma de principe de l'effet piézoélectrique direct en inverse [114] 47
Figure 3- 2 Représentation schématique des modes de déformation d'un matériau piézoélectrique a) longitudinal, b) transversal [114] 49
Figure 3- 3 Capteurs électromécaniques bidimensionnels..... 51
Figure 3- 4 Illustration schématique faisant apparaitre les coefficients de la matrice de rigidité en contrainte de cisaillement ($\boldsymbol{d_{14}}$) [119]..... 52
Figure 3- 5 Illustration structurelle de la forme cristalline d'une unité moléculaire PLA [128] 53
Figure 3- 6 Production d'un film PLA par le procédé 'Machine Direction Orientation' (MDO)..... 53
Figure 3- 7 Evolution de la constante piézo de cisaillement $\boldsymbol{d_{14}}$ en fonction des deux paramètres technologiques (procédé de films PLA) : le % de cristallinité et le taux d'étirage 54
Figure 3- 8 Evolution des composantes matricielles en fonction du sens de l'étirement et de l'angle de découpe par rapport à la répartition moléculaires hélicoïdales dans le plan du film PLA 55
Figure 3- 9 Impression 3D à double extrusion de PLA avec fibres continues (adaptée à la référence [136], copyright 2020, MDPI Publishing) 56
Figure 3- 10 Processus de fabrication tissulaire en fibres PLA (BIOHARV -CP-019)..... 56
Figure 3- 11 Illustration schématique montrant la phase $\boldsymbol{\alpha}$ (TGTG') et la phase $\boldsymbol{\beta}$ (TTTT) avec leurs unités cristallographiques orthorhombiques contenant deux chaines moléculaires 57
Figure 3- 12 Processus de l'émergence de la phase-$\boldsymbol{\beta}$ sous l'action d'un étirement mécanique appliqué à une structure de base d'un polymère PVDF en phase-$\boldsymbol{\alpha}$ [144] 58
Figure 3- 13 Schéma représentatif du montage d' « electrospinning »..... 60
Figure 3- 14 Image MEB d'un mat de nanofibres d'alcool polyvinylique réparties aléatoirement 61
Figure 3- 15 Electrospun (a) aligné et (b) des réseaux fibreux croisés, (c) des fils fibreux torsadés, (d) des fibres hélicoïdales et ondulées, (e) des motifs fibreux, (f) des empilements 3D 62
Figure 3- 16 Collecteur cylindrique rotatif pour obtenir l'alignement unidirectionnel de nanofibres 63
Figure 3- 17 Schéma de l'installation à double filage. (b) Images SEM des fibres alignées parallèles. (c) Les grilles à deux couches avec des angles de rotation de 90 degrés. (d) Images MEB de fibres PS droites alignées électrofilées..... 63
Figure 3- 18 Méthode d'alignement électrostatique/magnétique, a) Schéma de la collection de gapping pour l'électrofilage, b) Micrographie optique à fond noir de nanofibres PVDF collectées au-dessus d'un espace formé entre deux bandes de silicium, c) Illustration de l'appareil pour l'« electrospinning » magnétique et d) des fibres filées à densité homogène..... 64
Figure 3- 19 Schéma de principe sur la disposition de capteurs minces à base de fibres nano-composées..... 64

Figure 4- 1 Principe de mesure par vibromètre Laser de la portée de déflexion mécanique d'une poutre (film electroactif PLA, PVDF) sous l'effet d'une excitation électrique (sinusoïdale)..... 70
Figure 4- 2 Quantification des données expérimentales de la déflexion harmonique totale de la poutre PLA2003D en fonction de différentes tensions d'une sollicitation électrique de 3Hz appliquées aux électrodes (Conjointement IEMN – LMCPA) 71
Figure 4- 3 Évolution de la déflexion d'une poutre piézoélectrique en PLA 2003D en fonction de plusieurs fréquences de sollicitation 71
Figure 4- 4 Comportement électrique en réponse à une déformation du film PLA 2003D..... 72
Figure 4- 5 Estimation sur le développement de la puissance électrique en déflexion 73
Figure 4- 6 Dispositif expérimental sur la répartition du choc mécanique sur une cellule sandwich à capteur intégré..... 74
Figure 4- 7 R*éponse électrique du film PLA 2003D de 1cm² de surface suite à un choc mécanique de la bille sur la surface de la cellule 'capteur'* 75
Figure 4- 8 Réponse électrique du film PLA 2003D de 4cm² de surface active 76
Figure 4- 9 Morphologie des réponses électriques pour des films PLA (1cm²) simple, empilement doubles et triples..... 77
Figure 4- 10 Diagramme représentant l'évolution de la puissance électrique des 'capteur' PLA en fonction des nombres des couches empilées (parallèlement) 78
Figure 4- 11 Illustration schématique de la structure composite du capteur 'Tissulaire PLA-PBS' 79
Figure 4- 12 Illustration schématique de la structure composite du capteur 'Tissulaire PLA-PBS' 79
Figure 4- 13 Fréquence de résonance en mode flexion et en mode épaisseur du composite tissulaire en fibre PLA 80
Figure 4- 14 Réponse impulsionnelle du capteur composite Tissulaire en fibre PLA 80
Figure 4- 15 Réponse du capteur tissulaire en Emission (à gauche) /Réception (à droite) en Radio Fréquence à travers une plaque en PDMS 81
Figure 4- 16 Fonction de transfert électromécanique du film PVDF..... 82
Figure 4- 17 Evolution de la linéarité et plage de confiance de la fonction de transfert électromécanique du PVDF pour une sollicitation électrique de 3 Hz 83
Figure 4- 18 Illustration schématique et réponse expérimentale du système de sollicitation mécanique des polymères PVDF électro actifs 84
Figure 4- 19 Loi de comportement électrique du PVDF suite à des sollicitations mécaniques d'amplitudes et de fréquences variées 85
Figure 4- 20 Illustration schématique de l'évolution de la puissance déduite par le PVDF pour deux fréquences différentes à des amplitudes de déformations variées 85
Figure 4- 21 Réponse électrique d'un film PVDF de 1 cm² de surface suite à un choc mécanique impulsionnel d'une durée de 6 ms (selon le plan expérimental de la Figure 4- 6)..... 86

Figure 4- 22 Réponse électrique d'un film PVDF de 4 cm² de surface suite à un choc mécanique impulsionnel d'une durée de 6 ms (selon le plan expérimental de la Figure 4- 6)..... 87
Figure 4- 23 Quantification de l'effet synergique d'un composite sur l'amélioration des performances électromécaniques d'un capteur tissulaire nano-filés flexibles 88
Figure 4- 24 Réponses électriques comparatives des deux capteurs PVDF : de référence et avec un dopage de 3%BT et 0.25%Gnr..... 89
Figure 4- 25 Courbes comparatives montrant la réponse électrique issue des deux échantillons PVDF à dopage varié ayant subi les mêmes conditions opératoires 89
Figure 4- 26 Réponse harmonique en transmission d'un Emetteur/Récepteur en capteur tissulaire PVDF/3%BT/0.25%Gnr 90
Figure 4- 27 Présentation comparative sur le pouvoir de conversion électrique de chaque type de capteur (Film et Tissus) suite à une sollicitation mécanique standardisée et appliquée dans les mêmes conditions opératoires..... 91
Figure 4- 28 Illustration schématique de la nacelle dédiée à la quantification par effet de charge (Ci) *des contraintes appliquées au capteur tissulaire* 92
Figure 4- 29 Réponses du capteur tissulaire amélioré par effet de charge ascendante montrant sa sensibilité et sa stabilité électromécanique dans le temps (contrainte constante appliquée sur 10 sec du temps) 93
Figure 4- 30 Puissance électrique normalisée issue de l'amplitude du signal par conversion électromécanique des charges appliquées au capteur tissulaire PVDF/3%BT/0.25%Gnr..... 93
Figure 4- 31 Application in situ sur la dynamique musculaire de l'avant – bras 94
Figure 4- 32 Signature du comportement mécanique de la 'Long péronier latéral'..... 94
Figure 4- 33 Illustration montrant la bonne concordance entre les relevés expérimentaux (haut) d'une contrainte instantanée (quelque ms) à l'interface avec les courbes de la déformation issues du modèle numérique établi (bas) 95
Figure 4- 34 Illustration montrant un signal 'type' de la dynamique musculaire reçu par le capteur tissulaire à l'interface..... 96
Figure 4- 35 Grandeurs caractéristiques de l'enveloppe du signal 97
Figure 4- 36 Signatures électriques issues des conversions mécaniques du mouvement musculaire du 'bras' par le capteur tissulaire à l'interface Structure/Peau 98
Figure 4- 37 a) Signatures d'un suivi thérapeutique (gauche) et b) Signatures d'un suivi par âge (droite) 99

Liste des Tableaux

Tableau 2-1 Propriétés mécaniques des cellules biologiques utilisées avec le substrat (PVDF) 41
Tableau 3- 1 Définitions des grandeurs physiques [4].....*48*
Tableau 3- 2 Information sur la phase cristalline du PLA [9] *53*
Tableau 3- 3 Caractéristiques électromécaniques, électriques et piézoélectriques *59*

Tableau 4- 1 Extrait des propriétés piézoélectriques des fibres orientés de PLA (sans additifs) 69
Tableau 4- 2 Caractéristiques techniques industrielles PLA granulé..... *70*
Tableau 4- 3 Caractéristiques technologiques films PLA expérimentaux..... *70*
Tableau 4- 4 Caractéristiques physiques du film PLA 2003D..... *72*
Tableau 4- 5 Regroupement des principales caractéristiques électriques de ce type de capteurs *78*
Tableau 4- 6 Caractéristiques physiques du Film PVDF..... *81*
Tableau 4- 7 Estimation de la puissance utile des deux échantillons de surfaces 1cm² et 4cm² issus du même film PVDF..... *87*
Tableau 4- 8 Synthèse des charges appliquées axialement sur le capteur..... *92*
Tableau 4- 9 Relevé d'amplitudes moyennes des signatures..... *98*
Tableau 4- 10 Valeurs moyennes des grandeurs spatio-temporelles des caractéristiques des signaux dynamiques à l'interface..... *99*

Introduction générale

Les domaines de santé, en termes de confort et bien-être, constituent depuis l'antiquité jusqu'à nos jours l'intérêt principal des scientifiques qui cherchent de plus en plus à améliorer ce domaine à travers l'évolution technologique et médicale à laquelle nous assistons. De nos jours, la majorité des études publiées sur des supports intégrés (exosquelettes) ou mobiles, exploitent des capteurs de natures variées générant des signaux physiologiques combinés à des algorithmes adaptés afin de converger vers des systèmes autonomes d'analyse et de décision. Par contre, dans ce type de concept la problématique principale résulte de la qualité d'adaptation des interfaces capteurs/tissus dont nous cherchons à améliorer le coefficient de couplage dans des applications ciblant la performance ou surtout quand il s'agit des applications orientées « gériatrie » pour des personnes à mobilité réduite et/ou souffrantes.
Dans de telles conditions, la recherche des capteurs adaptés à la physiologie de l'Homme devient une nécessité. Le développement de dispositifs performants exploitant des capteurs tissulaires, par exemple jouant le rôle des nano-générateurs électriques, nécessite l'introduction de nouveaux matériaux combinant à la fois la flexibilité et le fort coefficient de couplage aux interfaces. Dans ce domaine, les polymères fluorés et notamment le poly (fluorure de vinylidène) (PVDF) ou le PLA sont couramment utilisés du fait de leurs propriétés piézoélectriques qui résultent des dipôles, portés par les chaînes du polymère au sein d'une maille cristalline (PVDF) ou sur une hélice protéique étirée (PLA). Ces dispositifs sont souvent basés sur le principe de conversion électromécanique avec un pouvoir de récupération énergétique par effet électro-actif dont la recherche actuelle sur leurs propriétés piézoélectriques prendre une importance dominante par rapport aux effets issus des éléments céramiques rigides.

Dans de plusieurs domaines, de nombreuses études ont été réalisées sur ce genre de polymères. Ils sont principalement dédiés à une description des conditions optimales permettant d'obtenir les phases cristallines intéressantes pour des applications des conversions électromécaniques. Dans cet objectif, la conception par traction uni-axiale est la méthode la plus couramment utilisée pour permettre au certain polymère de présenter les propriétés piézoélectriques recherchées, optimisées souvent par injection dans la matrice principale des « nano-composite » afin d'améliorer à la fois les caractéristiques électriques et celles de flexibilités mécaniques.

De ce fait, l'objectif de cette thèse est de contribuer à la performance des interfaces en optimisant les conditions aux limites à la fois par une étude sur les propriétés physiologiques des tissus et celles électromécaniques des éléments actifs (capteurs flexibles et extensibles) dont la conception est basée sur des fibres en polymère électroactifs flexibles.

Ce mémoire sera articulé autour de quatre chapitres.
Le chapitre 1 est un état de l'art présentant la cohérence médico-technologique du collectif corps/structure réactive qui se mesurera par sa capacité à répondre à un certain nombre de besoins de soins et de confort. Dans ce chapitre, nous allons mettre en place les concepts des capteurs intégrés, leurs performances et leurs limitations.

Le chapitre 2 est consacré au formalisme numérique, à la modélisation des interfaces. Nous évaluerons leur comportement biomécanique par des lois physiques basées sur l'étude et la compréhension de la

dynamique structurelle des éléments mise en jeu dans la zone de transition de la contrainte mécanique agissant à l'interface tissus/capteur.

Le chapitre 3 introduit le concept physique des capteurs nano-fils électroactifs. Différentes techniques de conception (electrospinning, tirage, …) sont exposées. Il traite la question d'instabilité durant le processus dans le but d'obtenir des fibres conduisant à une morphologie optimale recherchée (PLA). Il discute également le dopage des « nano-composites » pour certain polymère (PVDF) et leurs rôles dans l'amélioration des caractéristiques électromécaniques.

Le chapitre 4 est centré sur une phase de validation par une application expérimentale afin d'évaluer par une étude comparative le comportement mécanique aux interfaces en exploitant les capteurs flexibles étudiés dans le cadre de ce travail. Cette étude prometteuse permettra d'orienter les critères de choix sur les éléments constitutifs des systèmes dynamiques réactifs et des modules intégrés de traitement du signal physiologique.

Enfin, une conclusion générale reprendra l'ensemble des résultats obtenus, à la fois dans l'étude du comportement de tissus biologiques couplés à un substrat (capteur), mais aussi dans les caractérisations expérimentales.

Chapitre 1 Etat de l'art

Sommaire

1.1 Introduction 4
1.2 Contexte 5
1.3 Etat de l'art 6
1.3.1 Vers une nouvelle aire 6
1.3.2 Couplage mécanique homme/structure 9
1.3.3 Biocompatibilté 12
1.3.4 Concepts intégrés 13
1.3.5 Capteurs et intégrations 19
1.4 Conclusion 21

1.1 Introduction

L'évolution rapide de notre mode de vie pose de nouveaux défis afin de répondre aux besoins du monde moderne. Les avancées considérables de la technologie numérique et les exigences croissantes de responsabilisation du système « Santé », ainsi que la nécessité des besoins accrus de la population sur le confort, nous ont amenés à redéfinir nos performances dans la recherche des éléments constitutifs de notre environnement moderne qui est en constante évolution à la fois sur le plan individuel et technologique.

Vu principalement du point de vue de l'optimisation du service rendu aux utilisateurs, améliorer la performance, c'est mettre en premier lieu la cohérence médico-technologique qui se mesurera par sa capacité à répondre à un certain nombre de besoins de soins et de confort.

Assurer la performance d'un outil système, c'est assurer implicitement une performance technologique car c'est la satisfaction des actes et des services rendus, qui renvoie les répercussions positives sur le système mondial. La nécessité de développer des systèmes d'assistance avancés est évidente à la lumière des projections selon lesquelles la prévision du nombre de personnes à mobilité affectée doublera d'ici 2050.

Ainsi, l'étude des interactions entre capteurs et champs vivants va-t-elle bien au-delà des études d'impact biologique et sanitaire. De nombreux défis médicaux, dans le cadre du développement ou de l'application de traitements, sont à l'origine d'innovations potentielles dans les domaines que nous entendons explorer [1].

Dans ce contexte, le développement des dispositifs biocompatibles autonomes associés au modèle multicouche représente un enjeu très important compte tenu de la difficulté de mise en œuvre expérimentale dans le domaine dynamique réactif. Surtout quand il s'agit de l'aménagement d'un réseau de capteurs physiologiques intégrant le corps tout en assurant une biocompatibilité satisfaisante dans des interactions complexes tissus/biomatériau.

Afin d'optimiser ces interactions, il est important de comprendre le comportement dynamique des interfaces. Il a été bien démontré que de nombreux paramètres influencent leurs propriétés [2], [3] tels que la rugosité [4]–[6], la topographie [7]–[10], la composition chimique [11]–[13], la mouillabilité [14], [15], la charge de surface [16], [17] et les propriétés biochimiques de surface [18]–[21]. Inversement, comprendre comment les tissus interagissent avec les bio-surfaces fonctionnalisées nécessite un examen plus approfondi basé sur des modèles explicites.

Cette voie est d'une importance capitale dans de nombreux domaines (cosmétologie, chirurgie, médecine…). La détermination des propriétés mécaniques de la peau, par exemple in vivo, permet d'avoir des informations sur l'histoire physiologique de l'individu. De nombreux outils expérimentaux ont été développés afin de contribuer à l'évaluation de ces propriétés mécaniques, et de répondre ainsi à des besoins à la fois en santé et en bien- être.

1.2 Contexte

Les domaines de la santé, en termes de confort et bien-être ont toujours fait l'objet d'une recherche portant sur des supports variés :

1. Éducatifs, pour améliorer les connaissances,
2. Cosmétiques, pour transformer l'apparence,
3. Sportifs, pour augmenter la performance,
4. Mécaniques, pour la modalité et l'optimisation de certains concepts physiologiques.

L'amélioration de ces capacités se prête à une catégorisation fonctionnelle relativement stable. Cette thématique est née de la prise de conscience du fait que de nombreux moyens thérapeutiques peuvent être généralisés pour répondre à un besoin de confort ou /et du bien-être.

Par exemple, le vieillissement [22] correspond à l'ensemble des processus physiologiques et psychologiques qui modifient la structure et les fonctions de l'organisme à partir de l'âge mûr. Il est la résultante des effets intriqués de facteurs génétiques (vieillissement intrinsèque) et de facteurs environnementaux auxquels est soumis l'organisme tout au long de sa vie. Il s'agit d'un processus lent et progressif qui doit être distingué des manifestations des maladies. En général, l'état de santé d'une personne âgée résulte habituellement des effets du vieillissement et des effets additifs de maladies passées (séquelles), actuelles, chroniques ou aiguës.

Selon l'Organisation mondiale de la santé (OMS) [23], entre 2015 et 2050, le pourcentage des personnes âgées de 60 ans et plus va presque doubler. Il va passer de 12 % en 2020 à 22 % d'ici 2050, surpassant celui de la population des personnes de moins de 5 ans.

Une longue vie offre bien sûr plusieurs occasions de perfectionner nos connaissances professionnelles et d'augmenter nos expériences, mais elle peut également signifier une moins bonne qualité de vie. La perte graduelle de nos capacités physiques et mentales et la hausse du risque de maladie représentent un défi considérable et peuvent entraîner des répercussions sur notre bien-être.

En revanche, l'âge ne mène pas nécessairement à une mauvaise santé, mais plusieurs problèmes de santé se manifestent inévitablement lorsque nous vieillissons : un déficit auditif, des cataractes, de l'hypertension, de l'arthrose, le diabète, certains cancers, des troubles cardiovasculaires, le syndrome métabolique et dans la majorité des cas une mobilité affectée ou réduite. Tous ces problèmes de santé peuvent nuire à notre qualité de vie.

À l'orée de 2020, nombreuses sont les personnes, particulièrement vieillissantes et / ou en situation de handicap, vivent appareillées et font l'expérience quotidienne du port d'un système d'assistance. Ces défis ont toujours poussé les chercheurs vers une créativité afin de stimuler le confort et le bien-être humain en situation de handicap ou dans une approche plus large, conséquence des effets de vieillissement sur la perception humaine. De ce fait, la complexité des systèmes biomécaniques actifs a fait et fait l'objet d'un domaine de recherche en constante perpétuation qui associe capteurs, structures dynamiques et morphologies biologiques [22].

1.3 Etat de l'art

Le collectif « Corps/structure réactive » est né d'un constat dressé au courant de ces dernières années par plusieurs chercheurs en sciences humaines et sociales, en ingénierie robotique et en neurosciences. Ce champ de recherche met en lumière les thématiques de l'humain augmenté, du transhumanisme et de l'intelligence artificielle [24].

L'essor récent et spectaculaire dans le domaine de la santé et du bien-être est dû aux technosciences qui ont progressivement transformé les conceptions du corps humain et son rapport avec la technologie. A titre d'exemple, durant des décennies, nous avons vu apparaître l'étonnant paradigme de « l'homme augmenté », un homme qui pourrait dépasser les limites de la condition humaine actuelle grâce aux transformations physiques conduites par de nouvelles technologies détournées de leur usage thérapeutique à des fins mélioratives. Ces concepts, pour le moins ambigus, ne sont pas sans impact sur le milieu du handicap : les personnes bénéficiant actuellement de ces nouvelles technologies dans un cadre thérapeutique se trouvent parfois malgré elles au cœur de ces « imaginaires ».

1.3.1 Vers une nouvelle aire

D'un point de vue biomédical, les biomarqueurs peuvent être reconnus comme des stimuli mécaniques, des concentrations d'électrolytes ou de métabolites. Les stimuli mécaniques, qui incluent la charge, le poids, la propulsion et les vibrations, sont souvent convertis en grandeurs électriques par le biais de capteurs convertisseurs (électromécaniques) en exploitant par exemple l'effet de la piézorésistivité (e.g. CMUT) ou/et piézoélectricité (PZT). Quant aux électrolytes et les métabolites, les mesures sont généralement faites par des capteurs électrochimiques utilisant des ionophores, des réactifs et des électrodes. Nombreux sont les travaux qui portent sur l'implantation de ces stimuli (biomécanique et biochimique), dans des structures d'assistance dynamiques intégrées, afin de former de l'environnement local de l'Homme une station de surveillance physiologique autonome. Hormis les axes de recherche qui portent sur les objets connectés visant le bien-être et la performance, aujourd'hui, une partie non négligeable des chercheurs est tournée vers des concepts physiques thérapeutiques ou/et des substituts dynamiques robotisés comme des prothèses intelligentes.

Dans le même ordre d'iIdées, la prothèse, par exemple, est définie comme un « dispositif implanté dans l'organisme pour suppléer un organe manquant ou pour restaurer une fonction compromise ». Il existe de nombreuses sortes de prothèses : prothèses articulaires (genou, hanche, épaule, coude, doigt, etc. , bref, toute articulation osseuse existante), dentaires, mammaires, cardiaques, auditives, etc. Or, toutes les prothèses précitées concernent le remplacement d'une fonction interne au corps. La personne qui en bénéfice aura ainsi généralement une tendance à oublier leur existence au bout d'un certain temps, et surtout dans le cas où il s'agit d'un implant. Mais cela conduit à une nécessité d'une surveillance technologique régulière afin de s'assurer de la bonne disposition et de la réactivité d'un tel élément. D'où vient la nécessité d'une compréhension approfondie des interfaces capteurs/tissus qui définira la qualité pour les structures externes et amovibles. Aujourd'hui, le développement des structures (exosquelette) intelligentes constitue un enjeu majeur à la fois sur le plan recherche et sur le plan socio-économique. Elles sont associées souvent à une unité centrale

dotée d'une intelligence artificielle par le biais d'algorithmes d'acquisition des signaux (physiologiques), d'ordonnancement des traitements des signaux et des données, et servent en module de transmission à distance (système connecté).

Cependant, la dynamique physiologique est suivie en temps réel par le biais de capteurs représentés dans l'environnement de l'individu, permettant de stimuler le sens manquant ou recherché. Une avancée qui pourrait réellement améliorer la qualité de vie des patients amputés d'un membre, ou une perte de sensation.

Aujourd'hui, grâce au développement dans le domaine de l'intelligence artificielle**,** de telles structures ont évolué vers des systèmes biomécaniques réactifs en couplage avec le système physique humain. R. Crepin [25] et Fonseca [26] ont conduit des travaux sur l'utilisation des matériaux intelligents pour le développement de nouveaux appareils adaptatifs dédiés à la robotique douce. Ces concepts, du fait de leur adaptabilité et de leur flexibilité sont potentiellement adaptés pour la réhabilitation ou l'amélioration des capacités physiques du corps humain. L'idée étant de construire des robots bio-inspirés ayant des capacités qui permettent, à partir d'informations incomplètes, des interactions adaptatives et souples. Dans cet objectif, une approche en temps réel a été abordée pour classifier les mouvements des doigts à l'aide des signaux d'électromyographie (EMG) de surface issue des capteurs répartis convenablement permettant d'identifier treize mouvements de la main. Crepin [25] visait un système embarqué pour le développement des prothèses myoélectriques légères, peu coûteuses et plus intuitives.

Figure 1-1 Main I-limb Ultra Revolution (Touch Bionics) [27]

Par ailleurs, des travaux ont été orientés sur des structures thérapeutiques ayant pour but d'améliorer la réhabilitation des patients en coupe de mobilités. C'est dans ce contexte que les travaux de Ryser [28] se sont focalisés sur la modernisation technologique des structures thérapeutiques existante vers des structures intelligentes et connectées. Les tests effectués à l'aide de capteurs implantés dans une prothèse installée sur un simulateur mécanique des membres externes (genou, épaule…) **(Figure 1-2)**, ont pu démontrer comment celle-ci réagit aux forces qu'elle subit.

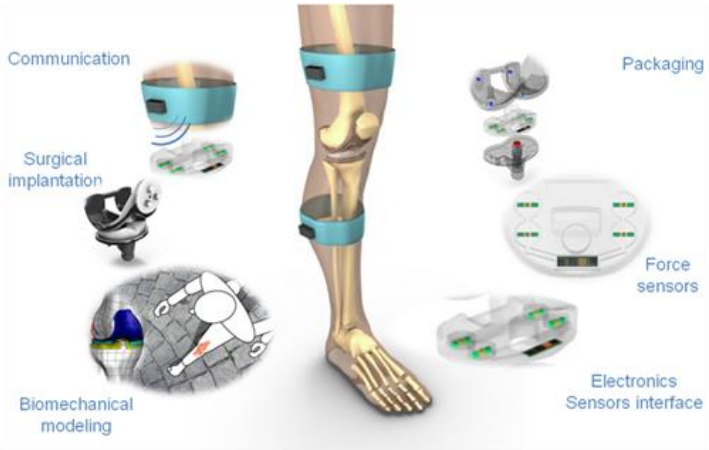


Figure 1-2 Prothèses de genou intelligentes et capteurs spécialisés [28]

De nos jours, les recherches convergent vers des supports miniaturisés et intégrés visant des dispositifs dotés de capteurs variés, généralement dédiés pour l'acquisition des signaux physiologiques comme l'ECG, PPG, etc…. L'objectif est de pouvoir, par le biais d'une interaction couplée avec les pratiques classiques (Radiographie, IRM, …), d'optimiser l'orientation thérapeutique et les interventions chirurgicales ciblées. Actuellement, des études sont en cours de réalisation afin de démontrer que ces dispositifs représentent un réel bénéfice, tant pour le patient que pour son médecin ou l'industrie [29].

Pour renchérir, les êtres vivants souffrant d'un handicap profond, dont leur état nécessite une surveillance physiologique continue, il va sans dire que le choix de leur environnement doit être bien adapté. Des travaux multiples ont convergé sur cet aspect comme ceux de J. Hutchinson [30], S. Gulati [31], I. Moon [32] et S.P. Parikh [33] et A. Mai [34] en mettant en lumière l'importance du rôle des capteurs dans la conception des appareils actifs et hautement fonctionnels, dotés d'actionneurs commandés afin de stimuler les caractéristiques biomécaniques des gestes humains. Cependant, de tels dispositifs sont d'une complexité dynamique non négligeable dont la perception reste, en grande partie, une estimation sur des évolutions subjectives en fonction d'un couplage psychodynamique [35].

Par ailleurs, beaucoup de travaux ont été portés sur le développement et la mise en point des assistantes techniques d'aide d'autonomie à la mobilité. Ces dispositifs couvrent un champ d'application large ; une altération modérée d'autonomie [36], [37], des cas plus sévères [38], [39] et/ou des cas de faiblesses (fatigue) et des chutes [40].

De ce fait, le suivi du mouvement et l'étude de l'évolution de l'état dynamique d'un sujet, nécessitent l'utilisation d'outils nouveaux et adaptés. Par exemple, pour la marche dite « pathologique », seules les données vidéos sont exploitées, tandis que les indications thérapeutiques résultant de l'analyse des données ne se révélaient pas toujours efficaces et les cliniciens avaient besoin d'un outil capable de quantifier localement et de manière fiable le mouvement. Il est évident, en effet, qu'au-delà de la connaissance relative à la dynamique réduite, c'est la contribution à une meilleure compréhension de la pathologie et ses effets qui est primordiale pour l'optimisation d'un concept d'analyse objective.

1.3.2 Couplage mécanique homme/structure

Lors d'un couplage mécanique homme/structure, des complexités d'adaptation de la cinématique linéaire et de la biocompatibilité peuvent apparaître. Dans une analyse relative au mouvement par exemple, les grandeurs posture et équilibre sont considérées comme variables du modèle. Il existe une multiplicité de pathologies conduisant à des troubles de la locomotion et de la posture qui ont pour origine des atteintes du système nerveux central ou périphérique, du système ostéo-articulaire ou encore du système musculo-tendineux, rendant ainsi l'équation dynamique plus ou moins complexe.

- **Dynamique physiologique**

Sur le plan mobilité, de nombreuses pathologies sont responsables de troubles de l'équilibre, des troubles vestibulaires, cérébelleux et des ataxies par exemple. La perte d'équilibre chez une personne peut entraîner des conséquences graves menant à une détérioration des conditions de vie par perte d'autonomie. Elles se caractérisent par la sensation que l'environnement tangue autour d'eux, comme s'ils étaient en état d'ivresse, ou comme si le sol était instable lorsqu'ils marchent ou lorsqu'ils se tiennent debout. En effet, le fait d'avoir déjà chuté peut ou pourrait être un symptôme de la perte d'équilibre chez une personne âgée (le « syndrome post-chute »). Ces complexités de mobilité se manifestent souvent dans les actions quotidiennes suivantes :

1) Se lever d'une position assise.
2) Se tenir debout.
3) Se mobiliser pour la marche.

Les causes de la perte d'équilibre doivent être décelées précocément afin d'agir en amont. Elles sont nombreuses et peuvent interagir mutuellement sous diverses formes pathologiques :

- La maladie vestibulaire qui se caractérise par différents troubles physiologiques.
- Les troubles cérébro-vasculaires : diverses pathologies, qui ont un impact sur le cerveau, peuvent provoquer des vertiges.
- L'hypotension orthostatique : une tension insuffisante, due au vieillissement du cœur, à des maladies, à la prise de certains médicaments.
- L'affaiblissement musculaire.
- La diminution de l'acuité visuelle, liée au vieillissement des yeux.

Des pathologies nécessitent une surveillance et une assistance de l'autonomie. Aujourd'hui une partie de cette assistance est offerte par l'usage des technologies de la robotique exploitant des dispositifs capables de réaliser un suivi de l'activité locomotrice des personnes, voire de leur apporter une assistance physique et/ou cognitive. En biomécanique, par exemple, des systèmes d'analyse du mouvement optoélectronique **(Figure 1-3a)** sont généralement utilisés afin de capter la cinématique

du mouvement à l'aide de marqueurs expérimentaux apposés directement sur la peau **(Figure 1-3)** [41]–[44].

(a) (b)

Figure 1-3 (a) Système d'analyse du mouvement optoélectronique à 12 caméras (b) exemple de marqueurs cutanés placés sur le membre supérieur [45]

Cette approche dynamique est entachée généralement par deux principales sources d'erreur [41]: l'erreur résulte de la capture du mouvement de façon systématique et/ou aléatoire, ainsi que l'erreur des artéfacts dus aux mouvements des « tissus mous ». Dans le premier cas, la précision sur l'acquisition dépend de la qualité du système et du matériel utilisés ainsi que de certains paramètres reliés au montage expérimental tels que le nombre de caméras et leur placement, le volume d'étude, le nombre et la taille des marqueurs. La deuxième source d'erreur provient de l'utilisation de marqueurs cutanés pour capter la cinématique du mouvement [43]. Afin de réduire cette dispersion, des dispositifs localisés ont vu le jour comme le ***footswitch*** [45] par exemple. Ce dernier est basé sur un système formé par des accéléromètres et par des capteurs (de pression) collés sous la plante du pied ou la chaussure reflétant le contact au sol et dans le but d'analyser objectivement un mouvement local. Les paramètres résultants marquent le début et la fin de la phase d'appui **(Figure 1-4)** et permettent ainsi d'enregistrer des grandeurs caractéristiques comme les pressions et les forces de réaction au sol. Malgré l'intérêt bénéfique de ce type d'application sur la compréhension dynamique de la marche, ces capteurs sont relativement fragiles et nécessitent un entretien régulier [45].

Figure 1-4 Contacteurs plantaires : Norswitch (gauche) et DTS Flexiforce (droite) [45]

Par ailleurs, Des systèmes embarqués ont fait leur apparition en couplage avec des plates-formes robotiques permettant l'estimation des variations morphologiques dans l'objectif d'évaluer les paramètres spatio-temporels de la marche. Dans ce contexte, Granata [46] a proposé une méthode pour la détection des caractéristiques géométriques des jambes par interférence laser **(Figure 1-5)**. Les données sont analysées par corrélations successives et comparées à un seuil spatial sur la valeur de la Gaussienne définie comme la distance entre les deux jambes.

Figure 1-5 Le plan laser du robot Kompaï [46]

De plus, Zong [45] a exploité un capteur infrarouge à distance couplé à une caméra 3D **(Figure 1-6)**. L'analyse de l'activité motrice lors de la déambulation naturelle (ou assistée) a donné accès à des

grandeurs spatiales temporelles de l'activité dynamique. Ce dispositif a permis un diagnostic des troubles d'origine neurologique, orthopédique, rhumatologique et/ou des troubles issus du phénomène de vieillissement.

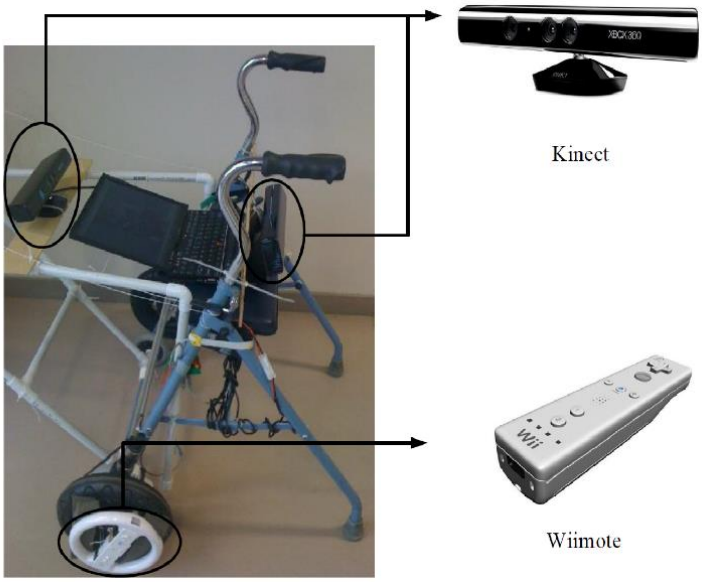


Figure 1-6 Dispositif embarqué avec deux Kinects [45]

Bien que cette avancée technologique se montre prometteuse dans le domaine de la santé et du bien-être, ces dispositifs nécessitent, en premier lieu, de bien normaliser le paramètre clef de leur utilisation : '*la biocompatibilité*'

1.3.3 Biocompatibilté

Dans le domaine de l'ingénierie de la santé, la notion de la biocompatibilité s'impose. En effet, c'est un concept complexe associé aux vastes domaines d'utilisation des dispositifs médicaux dotés de capteurs intégrés. Dans ce cadre, la biocompatibilité d'un matériau désigne sa capacité à être tolérée par un organisme vivant. Cette caractéristique doit répondre à certaines notions, entre autres [47] :

- La notion de performance, dont la réponse fait partie intégrante du processus induit par la matière placée sur les tissus vivants. Les biomatériaux ne sont pas destinés à interagir avec les systèmes biologiques mais plutôt à transmettre ses manifestations sans nuire en réponse à une sollicitation.

- La notion de transfert, dont la réponse de l'hôte doit être examinée à la fois du point de vue de ses réactions locales et systémiques, et au regard de la sécurité et de ses performances intrinsèques.

Cependant, la biocompatibilité ne doit pas être utilisée sans faire référence à l'application spécifique pour laquelle des preuves ont été obtenues. Plusieurs exemples existent pour documenter qu'un matériau donné, bien que biocompatible pour certaines indications, est associé à une réaction qui le rend non biocompatible pour d'autres.

Malgré l'intérêt croissant qui résulte des caractéristiques physiques ou/et biophysiques, la biocompatibilité reste un processus complexe dans la mise en place des matériaux normalisés. Ceci est lié en partie :

- A la grande variété des matériaux utilisés comme composants, auxiliaires ou auxiliaires de fabrication pour les systèmes embarqués.

- A la complexité de la composition d'un seul appareil. Par exemple, Le terme "dispositif médical" est large, un seul matériau peut exister sous plus d'une forme physique (vrac, poudre, revêtement, etc.), et à l'autre extrême, il est défini comme dispositif complexe, constitué d'un certain nombre de composants différents.

- A un large panel de structures différentes. Un matériau unique selon son utilisation finale et ses revendications (tissé, tricoté, très poli, micro structuré, film, tube ou éponge, etc.) peut induire des réponses locales variées, et ceci selon des paramètres physiques comme la porosité, la structure, la rhéologie, etc…

- Au large spectre des traitements de surface/revêtements disponibles pour répondre à l'inertie ou au contraire à la bio-activité de l'interface.

Toutefois, la protection des patients au regard des risques biologiques potentiels inhérents à l'utilisation d'un système embarqué est une exigence réglementaire. Elle est notamment appréhendée par l'évaluation de sa biocompatibilité, du fait que les risques biologiques relatifs à l'utilisation clinique d'un système intégré sont souvent dus à leurs propriétés physico-chimiques de surface. En effet, certaines caractéristiques comme la chimie, la rugosité et/ou l'énergie de surface impactent fortement la biocompatibilité d'une structure intégrée et conduisent à des réactions locales. Il n'en demeure pas moins que des effets systémiques sont souvent cités dans les études précliniques et sont liés à la libération dans le système circulatoire, de composés relargables situés à l'interface structure/milieu biologique ou structure/formulation médicamenteuse. La compréhension et l'anticipation de ces risques passent par une connaissance approfondie des matériaux utilisés dans la fabrication des systèmes embarqués. C'est ainsi qu'il est parfaitement admis que le succès d'une évaluation des risques biologiques d'une structure intégrée est directement lié à celui de sa caractérisation physico-chimique, impliquant ses propriétés surfaciques, volumiques et sa composition. De ce fait, une telle démarche nécessite obligatoirement la collaboration étroite entre les professionnels de santé et chercheurs ayant tous un socle de compétences commun : la notion d'intégration [47].

1.3.4 Concepts intégrés

De nombreux dispositifs médicaux, tels que le sphygmomanomètre électronique, le moniteur d'électrocardiogramme (ECG) portable et le glucomètre, ont été conçus pour fournir des indications sur la santé de manière pratique et peu coûteuse grâce au développement de gadgets réduits et d'outils analytiques sur papier. Bien que ces dispositifs répondent aux exigences garanties de l'OMS [48], néanmoins, leur inconvénient réside dans le fait que ces appareils restent plutôt transportables

que portables [49]. De toute évidence, afin de répondre à un besoin grandissant de la société, une portabilité doit être intégrée aux dispositifs de surveillances domestiques en temps réel, connectés et à distance.

Une variété de paramètres physiologiques peut nous renseigner sur l'état de santé du corps humain **(Figure 1-7)**. En effet, les interactions et le croisement des données issues de plusieurs sources permettent une évaluation des indicateurs clefs menant à un diagnostic précoce d'un potentiel état physiopathologique. Ces indicateurs peuvent être de nature variée [50]:

1. Le mouvement corporel (main, pied, reflexe, …) ;
2. Les signes vitaux (la fréquence respiratoire/cardiaque, le pouls du poignet, l'ECG, la tension artérielle, la température corporelle, SpO_2, …) ;
3. Les paramètres du métabolique (taux de glucose, le pH, les électrolytes, l'acide lactique, …)

Ce domaine d'application nécessite des réflexions sur la complexité de l'architecture à mettre en place afin de respecter certains critères à la fois de conformité et de qualité comme par exemple la biocompatibilité, la compacité de la peau, la durabilité, la taille et le poids [51].

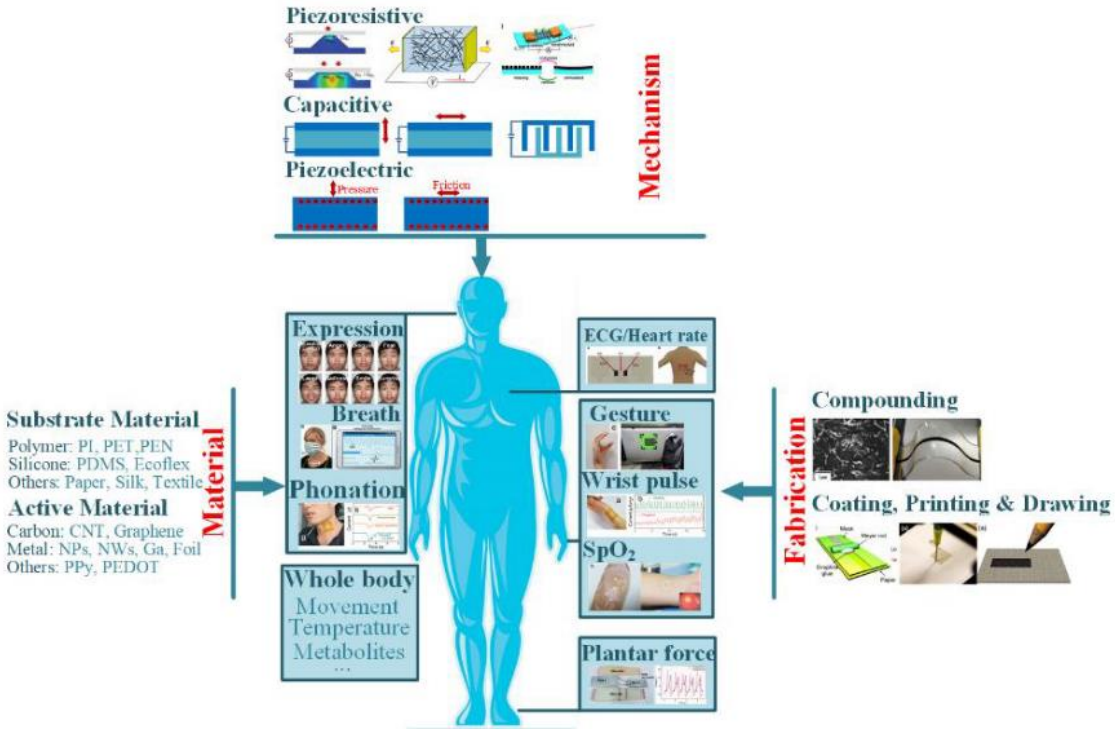


***Figure 1-7 Illustration des préoccupations fondamentales des capteurs portables pour la surveillance de la santé* [50]**

En conséquence, nous sommes amenés à focaliser notre recherche sur des concepts en capteurs flexibles/extensibles, qui agissent comme collecteurs d'informations physiologiques dans des dispositifs de surveillance autonomes et embarqués. L'objectif est d'apporter une contribution sur des systèmes existants qui ont déjà prouvé leurs compétences dans la surveillance physiologique

et/ou physiopathologique [52], [53], tels que le rythme cardiaque et respiratoire [54]–[56], le pouls du poignet [57], l'expression faciale [58], la vocalisation [59]–[61] voire diverses métabolismes [62]–[66].

De telles technologies trouvent leurs applications dans des domaines variés de la santé et peuvent être réparties en 3 catégories distinctes :

1. *Diagnostic et surveillance clinique,*
2. *Bien être, Confort et performance*
3. *Signature émotionnelle*

1. *Diagnostic et surveillance clinique*

Plusieurs travaux ont fait l'objet des études qui portent sur le suivi et la quantification physique des mouvements des membres humains par exemple [67]–[70]. Cependant, pour certaines applications, comme dans le cas des capacités sensorielles des doigts, et vu la complexité du système électronique de contrôle et de la commande, les chercheurs ont été amenés à modéliser un dispositif sensoriel qui va au-delà d'un simple film détecteur collé sur la pulpe, vers un gant faisant support de l'électronique embarquée nécessaire à l'ordonnancement du concept **(Figure 1-8)**. Toutefois, les signaux acquis peuvent être utilisés pour identifier les schémas des mouvements humains, analyser les gestes corporels, et conduire des jeux de posture [71]–[78].

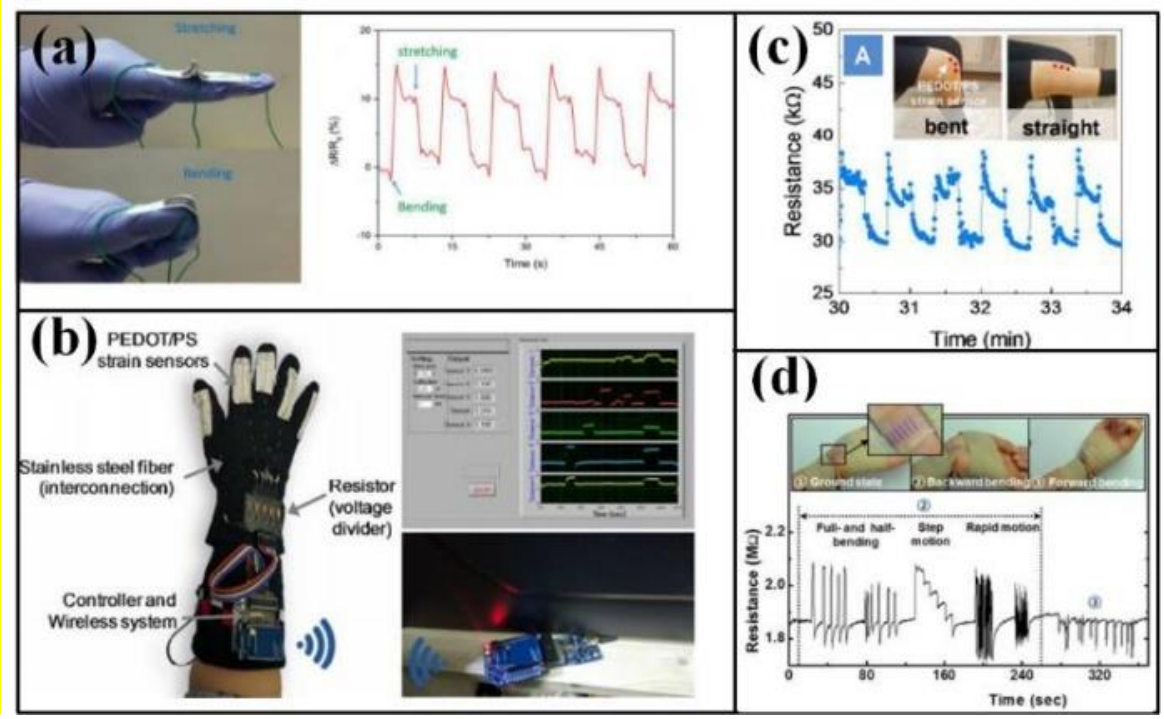


Figure 1-8 Détection du mouvement des doigts, du poignet et du genou : (a) détection du mouvement des doigts par une seule bande ; (b) détection du mouvement des doigts avec un appareil semblable à un gant; (c) et (d) détection des mouvements du genou et du poignet [67]

Par ailleurs, beaucoup de travaux ont porté sur l'acquisition et l'analyse des signes vitaux ; ECG, PPG, SpO_2, l'hypertension, l'asphyxie, …. Leurs tendances et leurs croisements sont souvent des indicateurs de certaines pathologies. Prenant l'exemple de la respiration dont la variation dans ses caractéristiques (régularité, amplitude, fréquence, …) nécessite une admission clinique, surtout pour des sujets à risque. Les schémas respiratoires inhabituels sont un symptôme clé de nombreux troubles ; insuffisances cardiaques, maladies pulmonaires ou autres. D'où l'importance des dispositifs de surveillance intégrés, autonomes et connectés afin d'apporter l'aide à la décision à des professionnels de la santé dans la mesure où il y a un dépassement d'un seuil critique dans les propriétés électriques des signaux acquises. Les travaux de Li [79] et ceux de Güder [80] montrent un bon exemple de l'importance des dispositifs intégrés dans le suivi des signaux vitaux **(Figure 1-9)**.

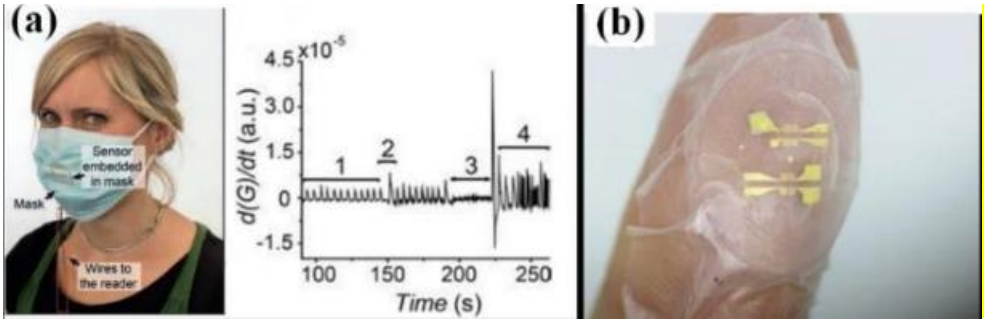


Figure 1-9 Détection de la respiration et de la SpO2 : (a) Détection de la respiration grâce à des capteurs intégrés dans le masque, la courbe montre le résultat d'une respiration normale (1), Respirations profondes (2), en pause (3) et respiration aléatoire (4) ; (b) Détection de la SpO2 avec capteur fixé au bout des doigts [80]

Dans le même contexte, d'autres travaux [81]–[84] ont visé la surveillance de la température corporelle comme un indicateur clé, par exemple, pour des symptômes cardiovasculaires. L'idée des chercheurs était de faire d'un « tatouage pour mesure thermique » une alternative aux systèmes actuels qui sont Dans le même contexte, d'autres travaux [81]–[84] ont visé la surveillance de la température corporelle comme un indicateur clé pour des symptômes cardiovasculaires. L'idée des chercheurs était de faire d'un « tatouage pour mesure thermique » une alternative aux systèmes actuels qui sont basés sur l'utilisation des caméras informatisées infrarouges, couplées à un capteur de température conventionné et local.

Par ailleurs, dans un contexte d'analyse biologique, une variété intempestive de métaux ionisés, de métabolites et d'ajustement acido-basique peut avoir des effets gênants sur les fonctionnalités des organes humains. Dans les approches habituelles, des tests sanguins sont régulièrement collectés et tentant d'évaluer le niveau de particules libres et de métabolites, ce qui est monotone, intrusif et chronophage. Pour cribler de manière non invasive et persistante ces biomarqueurs, de nombreux capteurs biochimiques **(Figure 1-10)** conformes ont été dédiés pour l'analyse des excréments de la surface corporelle. La sueur par exemple, est le bio fluide le plus couramment utilisé dans les approches non invasives, car son électrolyte et son métabolite sont significativement liés au plasma sanguin [50].

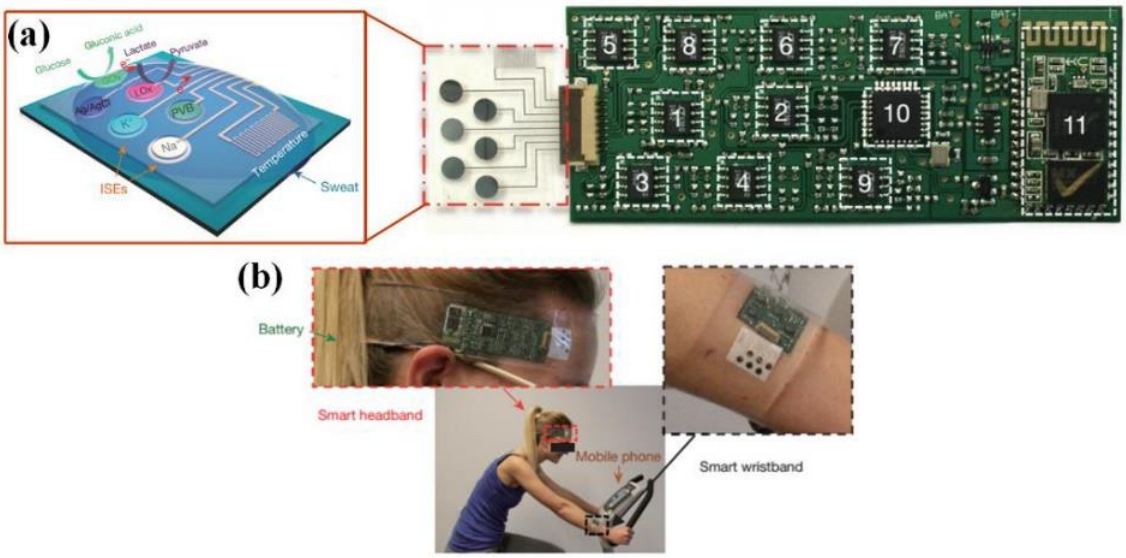


Figure 1-10 Détection des paramètres du métabolisme : (a) le réseau de capteurs pour mesurer simultanément et sélectivement le Na+, le K+, le glucose et le lactate dans la sueur ; (b) les dispositifs portés au front et au poignet pour surveiller le processus de cyclisme stationnaire. Adapté avec la permission de [64], Copyright (2016) Nature

2. Bien-être, Confort et performance

Aujourd'hui beaucoup de chercheurs penchent sur des dispositifs intégrés afin d'apporter une contribution dans la conception des systèmes de contrôle « réactif » capable de fusionner les intentions de « l'utilisateur » et sélectionner le comportement adopté. A ce titre, les travaux de Merkel [85] par exemple ont fait l'objet d'un capteur de pression artificiel de type mécanorécepteur (capteur tactile) pour la détection de geste et reproduisant la pression naturelle de l'homme tout en veillant sur la stabilité, la reproductibilité avec une faible hystérésis. Aujourd'hui, l'avancée technologique permet de respecter ces caractéristiques et de compenser toutes les non-linéarités modérées. L'un des exemples de ces capteurs intégrés est la semelle souple équipée pour l'acquisition des informations afin de caractériser le comportement du coureur durant un marathon **(Figure 1-11)**.

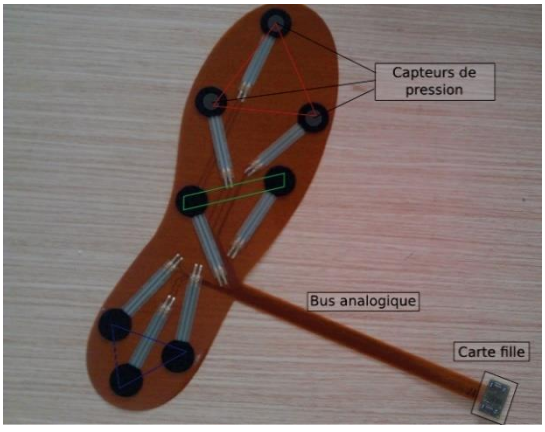


Figure 1-11 Photo d'une semelle souple équipée [85]

En effet, étant donné que le pied est l'organe qui supporte le plus la pression de longue durée, la mesure et l'analyse de la pression plantaire sont essentielles dans de nombreuses applications de soins de santé, de confort et de performance. A ce titre, ces dispositifs intégrés ont fait l'objet de recherches approfondies et ont été introduits sur le marché [76]–[78], [86]–[88].

Dans le même ordre d'idées, les travaux de S. Nazeer [89] ont été basés sur l'utilisation de la piézorésistance qui 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. Par sa configuration en réseau matriciel souple, Nazeer a pu stimuler une peau tactile avec la possibilité d'extrapoler vers une barrette flexible à multiples capteurs **(Figure 1-12)**.

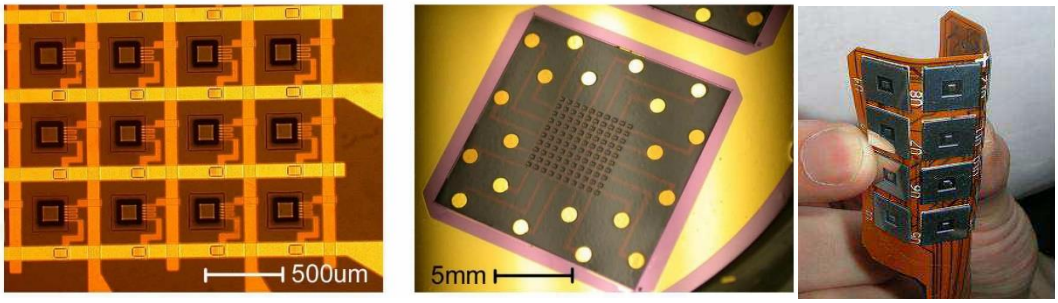


Figure 1-12 Capteurs métalliques [89]

Bien que, du point de vue technologique, cette configuration présente de nombreux avantages en termes d'intégration, de miniaturisation et de flexibilité. L'encombrement de l'unité électronique centrale (CPU) de contrôle commande reste néanmoins un obstacle majeur dans l'intégration totale de ce type de dispositif.

3. Signature émotionnelle

D'autres applications potentielles ont porté sur la définition et la traduction des signaux électriques vers des émotions. Exprimer un état émotionnel revient à agir 'mécaniquement' sur un élément physiologique précis. L'expression en relaxation ou en souffrance **(Figure 1-13a)** est principalement motivée par le mouvement de muscles localisés, qui peuvent être détectés par des capteurs de tension très sensibles et identifiés par des systèmes de données volumineuses.

Les capteurs en forme de bande ou de tatouage sont généralement attachés aux peaux du front, localisés sur les principaux groupes musculaires pour la plupart des expressions [90]. En se basant sur le croisement des données issues de l'analyse de la composante principale, Su [58] a réussi à exprimer par des signaux huit émotions telles que la colère, le dégoût, la peur, le rire, la tristesse, le sourire, la surprise et la relaxation. Comme le montre la **Figure 1-13b,** d'autres travaux [91] ont montré le potentiel d'une telle approche à traduire des mouvements simples, tels que le clignement des yeux et la mastication.

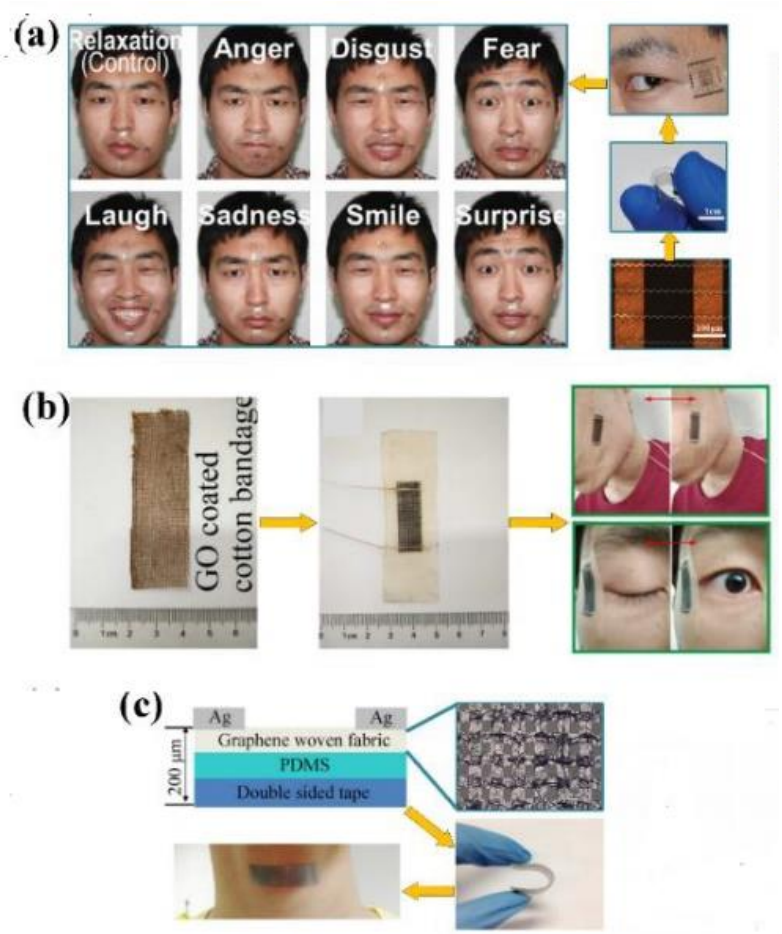


Figure 1-13 Indicateurs détectés au niveau du visage et de la gorge : (a) Expression faciale ; (b) clignement des yeux et gonflement des joues ; (c) vocalisation du « graphène » et du « lab of science » [58]

Actuellement, nombreux sont les travaux qui cherchent à adapter cette technique pour une fin thérapeutique pour des sujets ayant subi une extraction de l'appareil phonique (cancer de larynx), et qui se trouvent incapables de communiquer en utilisant des langages sonores mais peuvent encore répondre lorsqu'ils tentent de vocaliser. Par contre, cette démarche nécessite une adaptation poussée à la fois sur les plans technologique et implantation, car pour distinguer l'unité structurelle minimale d'un mot, les capteurs en question doivent être extrêmement sensibles aux faibles mouvements musculaires effectués lors de la prononciation [60], [61]. Apporter une solution à cette contrainte peut mener à la mise en place d'une gorge artificielle intelligente dont les mouvements musculaires détectés peuvent être convertis en vibrations mécaniques, puis en sons contrôlables et prédéfinis [61], [92].

1.3.5 Capteurs et intégrations

Les systèmes intégrés dédiés à la santé nécessitent souvent des capteurs flexibles/extensibles. Généralement, on s'attend à ce que les capteurs délivrent (par conversion) des signaux d'action, physiologiques et biochimiques. Les capteurs issus de matériaux naturels ont une excellente

adaptabilité mécanique et résistance chimique, mais peu d'entre eux ont des propriétés dynamiques favorables. Les composants électroniques inorganiques conventionnels, quant à eux, sont sensibles à de nombreuses contraintes physiques, mais leur inconvénient réside dans leur impédance mécanique élevée, souvent inadaptée à celle des tissus biologiques (peau, muscle, …). De ce fait, la combinaison de différents matériaux peut être un moyen de combiner une précision de mesure élevée, une flexibilité/extensibilité et une robustesse mécanique recherchée. Les approches basées sur des capteurs composites tissulaires électroactifs peuvent être utiles dans le développement ultérieur des dispositifs.

Les capteurs flexibles, qui ne sont plus soumis à une géométrie définie, ont le potentiel d'être l'une des innovations clés et constituent un tournant pour réaliser des soins de santé omniprésents. L'amélioration des polymères électroactifs et des semi-conducteurs naturels a permis de créer des formes électroniques adaptables et extensibles qui peuvent s'adapter à l'existence [93]. C'est la compatibilité de ces capteurs adaptables, avec l'existence et la facilité avec laquelle ils s'interfacent avec d'autres innovations, qui ont conduit l'expérimentation et l'examen de grande envergure de leur utilisation pour les soins de santé.

Les progrès ultérieurs des dispositifs adaptables semblent être une garantie exceptionnelle de contrôle sanitaire. Beaucoup de travail a été consacré à l'intégration d'innovations portables avec des innovations de communication et de vérification d'informations pour atteindre l'objectif d'observer davantage les personnes à la maison et dans la communauté. Dans la surveillance à domicile, les chercheurs et les cliniciens ont coordonné les capteurs environnants avec des systèmes de contrôle continu. Quoi qu'il en soit, l'intégration de diverses sources de contrôle, de capteurs, la préparation et la réalisation de tests dans un environnement humain non contrôlé sont fondamentales pour acquérir des certitudes sur la démonstrabilité de ces systèmes et leur capacité à modifier les résultats [73].

Dans le cadre de notre recherche, une attention particulière est donnée aux applications SMH (Structural Health Monitoring). De nombreux travaux [94]–[97] portent sur des dispositifs intégrés pour évaluer la durabilité et la fiabilité (capteurs et d'instruments). Fan et *al*. [98] ont étudié l'intégration d'un réseau de fibres de Bragg orthogonales (FBG) dans les structures composites graphite/époxy dans le cadre de différents capteurs optiques qui sont utilisés pour détecter l'émission acoustique induite et explorer le potentiel d'un concept de surveillance opto-acoustique. D'autres travaux basés sur des dispositifs intelligents de surveillance de santé structurale par ultrason ont été développés par Paget [99] et Ihn [100] et par émission acoustique comme les travaux de Ghezzo [101] et De Rosa [102], etc. Plusieurs voies ont jusqu'ici été adoptées pour essayer de suivre leur cheminement.

Ces dispositifs ont été explorés pour mesurer un large éventail de signes vitaux et de biomarqueurs du corps humain, qui sont très prometteurs dans un avenir prévisible pour des applications dans les soins de santé, la médecine personnalisée/préventive, le traitement des maladies, l'interaction homme/machine, ainsi que les interfaces cerveau-ordinateur [103], [104].

En revanche, l'étude des interactions entre capteurs et champs vivants va bien au-delà des études d'impact biologique et sanitaire. De nombreux défis médicaux, dans le cadre du développement ou de l'application de traitements, sont à l'origine d'innovations potentielles dans les domaines que nous entendons explorer.

Cependant, les interactions tissus/biomatériaux sont un phénomène très complexe [105]–[107]. Afin d'optimiser ces interactions, il est important de comprendre comment les tissus interagissent avec les surfaces artificielles. Il a été démontré que de nombreux paramètres influencent les caractéristiques des interfaces surtout ceux qui sont liées à la nature du biomatériau [108] et la qualité de la surface concernée [109]–[111].

De ce fait, le couplage capteur/tissus peut être défini comme l'application des connaissances physiologiques à l'analyse d'un système très complexe et évolutif : le corps humain. Il s'agit d'une activité pluridisciplinaire, visant essentiellement à adapter les méthodes et les outils, développés dans d'autres domaines de recherche, à la physiologie des êtres vivants. Elle concerne les études en vue d'applications cliniques qui nécessitent une description très fine et particulière, dans le but de comprendre les mécanismes mis en jeu pour réaliser une tâche donnée, ou la dégradation de ces mécanismes lors de l'évolution d'une pathologie.

C'est la raison pour laquelle notre travail donne une attribution particulière sur la compréhension du phénomène de couplage à l'interface tissu/capteur. Pour ce faire, notre étude sera basée sur un modèle numérique prenant en compte la relation entre les composantes déformation/contrainte à l'interface. Sur la base de cette étude, les facteurs biomécaniques les plus appropriés seront quantifiés afin d'optimiser les conditions de couplage. Une description micromécanique basée sur une formulation mathématique sera développée pour évaluer le comportement biomécanique fourni par un modèle physique. Ce dernier pourra être utilisé efficacement pour caractériser in vivo les propriétés dynamiques des tissus mous afin d'adapter les propriétés biophysiques de capteurs flexibles dédiés à une adhésion optimale.

1.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons mis en évidence les progrès ultérieurs des capteurs adaptables et extensibles dans l'ingénierie de la santé et du bien-être. Nous avons constaté que les paramètres perceptifs des différents marqueurs ont été mesurés par différents capteurs intégrés dans des dispositifs potentiellement dotés d'un module d'analyse croisé en intelligence artificielle, et souvent aidé par le progrès issu à la fois du domaine des matériaux avancés et de la haute technologie (biodégradabilité, connecté, autonomie, …).

Etant donné que les applications portent principalement sur les mécanismes dynamiques de l'homme, le développement d'un nouveau dispositif vibratoire autonome biocompatible associé à un modèle multicouche représente un enjeu très important. Dans cet objectif, l'implantation des capteurs flexibles intégrant la structure sera au cœur de nos préoccupations en termes d'adaptations, d'interactions capteurs/tissus et de la biocompatibilité des éléments rayonnants. Dans ce cadre-là, une question se pose : comment les couches impliquées interagissent-elles les unes avec les autres ? Afin d'apporter une réponse appropriée, un modèle reflétant le mouvement dynamique dans un milieu « multicouche » sera abordé sur la base d'un formalisme combinant les mouvements dynamiques d'un milieu multicouche ayant ses propres caractéristiques physiques et mécaniques à l'interface.

Cette approche fait l'objet du 2ème chapitre, et porte sur un formalisme matriciel d'un modèle visant les comportements dynamiques. L'objectif est de quantifier les grandeurs physiques mises en place en combinant les caractéristiques physiques et mécaniques de chaque couche (tissus biologiques) avec les conditions d'interaction contraintes et le déplacement aux interfaces.

Ainsi, pour mieux comprendre et quantifier le processus d'interaction des cas caractéristiques en conditions réelles, un dispositif exploitant des micro-capteurs électroactifs sera mis en œuvre. Leurs conceptions tissulaires affirment un potentiel d'un spectre de fréquence capable de s'adapter au comportement mécanique des tissus biologiques. L'utilisation d'un algorithme dédié à l'aide à la décision permet de déclencher des alertes en cas de dépassement d'un seuil critique.

Chapitre 2 Formalisme numérique : Comportement des interfaces

Sommaire

2.1 Introduction 24
2.2 Approche numérique 24
2.2.1 La dynamique des milieux complexes 25
2.2.2 Modèle mécanique équivalent : Kelvin-Voigt 25
2.2.3 Généralités du couplage contrainte/déformation 27
2.2.4 ce qui réduit ainsi le nombre de composants de contrainte à six. 27
2.2.5 Comportement de l'interface tissu-plaque 31
2.2.6 Approche pour une dimension (1D) 32
2.2.7 Mise en équation 34
2.2.8 Estimation des grandeurs caractéristiques 36
2.3 Validation numérique 41
2.4 Conclusion 43

2.1 Introduction

Comme nous l'avons vu au chapitre I, l'intérêt des systèmes intégrés est grandissant dans des plusieurs domaines notamment dans les domaines de la Santé et du Bien-être. Ces systèmes sont constitués d'un nombre de variables dépendant dont on cherche à optimiser le lien par évaluation de leurs paramètres physico-chimiques et dynamiques. Une première analyse du problème conduit à une évaluation du comportement biomécanique des interfaces par des lois physiques basées sur l'étude et la compréhension de la dynamique structurelle des éléments mises en jeux dans la zone de transition de la contrainte mécanique agissant à l'interface agissant Tissues/capteur. De ce fait, cette partie de travail vise à étudier le comportement de tissus biologiques couplés à un substrat (capteur) sur la base d'un modèle numérique régissant la relation entre les composantes déformation/contrainte. Une description micromécanique basée sur une formulation mathématique a été développée exploitant un modèle viscoélastique 2D de Kelvin–Voigt [1].

2.2 Approche numérique

De nombreux outils expérimentaux ont été développés pour contribuer à l'évaluation de ces propriétés mécaniques. Des études [105]–[107] se sont focalisées sur le comportement mécanique des tissus biologiques comme un matériau viscoélastique non homogène, anisotrope et non linéaire. Quantifier les propriétés mécaniques de ces types de matériaux permet d'avoir des informations sur sa réponse aux multiples effets externes issus de son environnement **(Figure 2-1)**. Dans le cas des tissus humains, la question qui se pose est de savoir comment les différentes couches impliquées interagissent entre elles sous l'effet de contraintes statiques ou dynamiques ? Pour quantifier la loi qui régit ce lien entre le substrat et le tissu, nous présentons dans la suite une description micromécanique basée sur une formulation mathématique de la dynamique des interfaces.

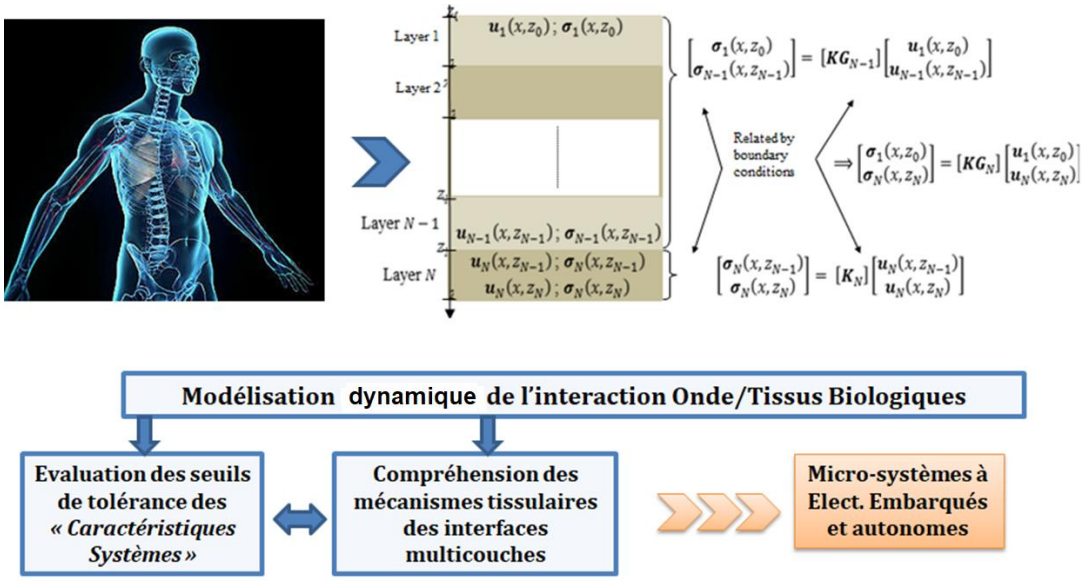


Figure 2-1 Illustration d'un couplage dynamique des couches tissulaires

2.2.1 La dynamique des milieux complexes

Une méthode d'homogénéisation par éléments finis a été développée afin de quantifier en profondeur les réponses des tissus biologiques soumis à une contrainte dynamique (Domaine rhéologie) tout en tenant compte des conditions aux limites issues de la différence dans les propriétés physiques des différentes couches tissulaires, notamment Os, Muscles et Epidermes.
En effet, les tissus biologiques sont décomposés en souches unitaires pour former des couches. On suppose que les tissus équivalent à la répétition périodique des souches de base. La déformation mécanique (fluage) qui résulte d'une contrainte normale pure est calculée par une approche éléments finis exploitant le modèle Kelvin-Voigt bidimensionnel **(Figure 2-2)**. Il est possible de calculer les propriétés effectives de milieu en exerçant une fonction de fluage, très basse fréquence, stimulant ainsi la dynamique corporelle.

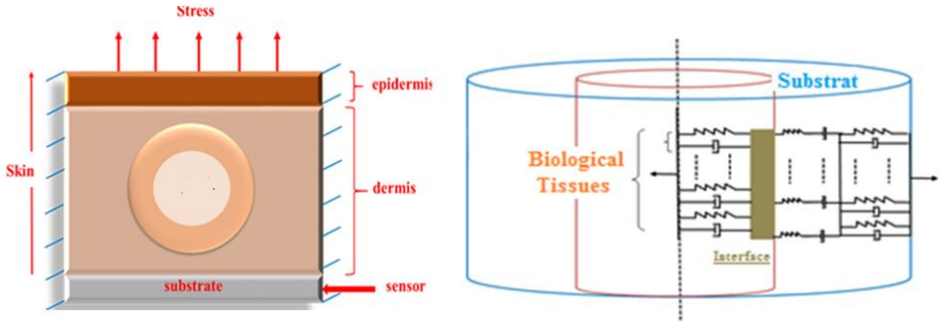


Figure 2-2 Modèle d'homogénéisation (Elément fini) multi-couches

2.2.2 Modèle mécanique équivalent : Kelvin-Voigt

Classiquement, le comportement mécanique des milieux viscoélastiques peut être évalué par des modèles mécanique équivalent comme celui de Maxwell, de Kelvin-Voigt ou de Zener. Ces modèles donnent des représentations mathématiques d'un comportement viscoélastique macroscopique qui, généralement ne permettent pas une interprétation d'un comportement micromécanique local.

Par ailleurs, en faisant abstraction des phénomènes physiques à l'échelle moléculaire, il est possible de décrire le comportement viscoélastique d'un milieu à l'aide des ressorts et d'amortisseurs [112]. Le caractère élastique sera traduit par des ressorts de module d'élasticité k, quant au caractère visqueux, il sera représenté par des amortisseurs de viscosité η. Ces deux grandeurs sont des constantes indépendantes du temps **(Figure 2-3)**. ε est la déformation.

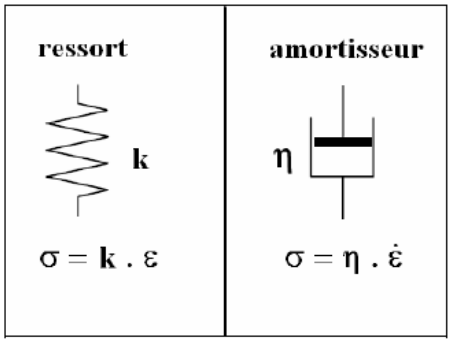


Figure 2-3 Relations reliant la contrainte à la déformation pour un ressort d'élasticité k et pour un amortisseur de viscosité [112]

Ces modèles mécaniques sont décrits formellement par des équations semblables à celles régissant les circuits électriques. Les ressorts représentent des éléments permettant d'emmagasiner une énergie mécanique statique récupérable, ils sont équivalents en électricité à des condensateurs. Cependant, les éléments visqueux représentés par des amortisseurs dissipent l'énergie mécanique en chaleur par frottement. Ils sont comparables à des résistances ohmiques dans les circuits électriques. Selon la disposition en série ou en parallèle des éléments mécaniques, on obtient divers modèles. Le modèle de Kelvin-Voigt est souvent associé à un solide. Dans ce modèle, les éléments mécaniques sont montés en parallèle. On a alors :

$$\sigma = \sigma_1 + \sigma_2 \qquad \textbf{(2. 1)}$$

σ_1 est associée à la contrainte élastique alors que σ_2 représente la composante visqueuse.
L'équation de base du modèle Kelvin-Voigt s'écrit alors :

$$\sigma = \kappa . \varepsilon + \eta . \dot{\varepsilon} \qquad \textbf{(2. 2)}$$

Si le milieu est soumis à un essai de fluage par imposition d'une contrainte constante σ_0 à $t = 0$, alors la déformation viscoélastique croit de façon exponentielle avec le temps et la relation **(2. 2)** aboutit à:

$$\varepsilon(t) = \frac{\sigma_0}{\kappa}\left[1 - e^{\left(-t/t_0\right)}\right] \qquad \textbf{(2. 3)}$$

Cette équation est typique de la déformation d'un solide viscoélastique soumis à un essai de fluage. La vitesse de déformation décroît avec le temps, pour devenir nulle lorsque le temps $t \to \infty$, la déformation est alors égale à $\frac{\sigma_0}{\kappa}$, et la charge σ_0 est complètement supportée par le ressort.
Dans le cas d'un essai de relaxation, où la déformation est maintenue constante ε_0 pour $t \geq 0$, l'équation générale **(2. 3)** donne :

$$\sigma(t) = \kappa . \varepsilon_0 \qquad \textbf{(2. 4)}$$

La contrainte est constante et elle ne relaxe pas. Elle est supportée par le ressort seul. Donc le modèle de Kelvin-Voigt ne rend pas compte d'expériences de relaxation des milieux viscoélastiques **(Figure 2-4)**.

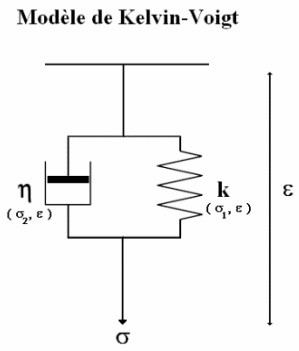


Figure 2-4 Modèle équivalent de Kelvin-Voigt [112]

2.2.3 Généralités du couplage contrainte/déformation

Considérons une contrainte verticale appliquée à la face supérieure d'un cube déformable. Le cube sera comprimé dans le même sens du contrainte appliquée. La contrainte normale des composants appliqués sur le solide dans une direction i sont désignés par σ_{ii}, tandis que les composantes tangentielles agissant sur le plan j orthogonal à i sont notées σ_{ij}. Le premier indice se réfère à la direction de la composante de contrainte, tandis que la seconde se réfère à la direction normale de la face de cube correspondante. La **Figure 2-5** montre la contrainte sur la face xy du volume a trois composantes orthogonales : la composante normale σ_{zz} le long de la direction z, et les deux composantes tangentielles σ_{xz} et σ_{yz} le long de x et y respectivement. Par ailleurs, les contraintes dans la direction xy et yz développent neuf composantes de contrainte sont exprimés par le tenseur matriciel sont :

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \quad \textbf{(2. 5)}$$

avec :

$$\sigma_{ij} = \sigma_{ji} \quad \textbf{(2. 6)}$$

ce qui réduit ainsi le nombre de composants de contrainte à six.

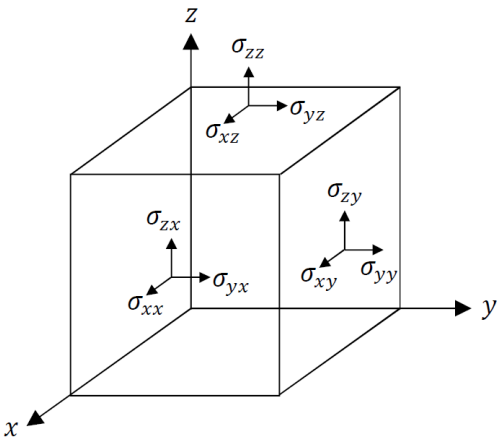


Figure 2-5 Contraintes appliquées sur les faces du cube [112]

Dans un comportement dynamique d'un milieu, il est possible de décrire sa réponse par des relations liant le tenseur des contraintes $\boldsymbol{\sigma}$ à celui des déformations $\boldsymbol{\varepsilon}$ soit :

$$\sigma_{ij} = \frac{F_i}{S_j} \qquad \textbf{(2. 7)}$$

$$\varepsilon_{kl} = \frac{1}{2}\left(\frac{\partial u_k}{\partial x_l} + \frac{\partial u_l}{\partial x_k}\right) \qquad \textbf{(2. 8)}$$

F_i étant la force appliquée suivant la direction i et S représente l'aire de la section tangentielle à la force suivant la direction j. $\sigma_{ij}(i \neq j)$ représente les contraintes de cisaillement.
Dans le cas d'un solide élastique parfait, la relation du contrainte-déformation est donnée par la loi de Hooke [113]. C'est la faible contrainte/déformation qui définit l'élasticité d'un produit **(Figure 2-6)** :

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl}\varepsilon_{kl} \qquad \textbf{(2. 9)}$$

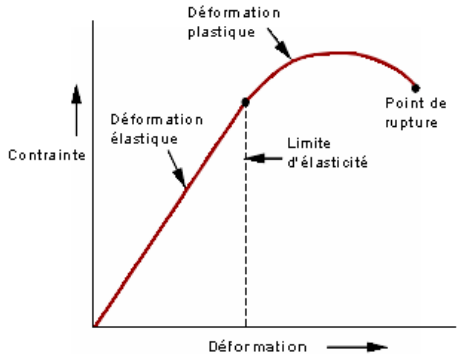


Figure 2-6 Modèle équivalent de Kelvin-Voigt [113]

C_{ijkl} est le tenseur d'élasticité. Le caractère tensoriel de cette relation permet de rendre compte de la dépendance directionnelle du comportement mécanique dans un milieu homogène quelconque.

Pour un milieu isotrope, le comportement mécanique est indépendant de la direction et le tenseur d'élasticité peut s'exprimer en fonction de deux variables [113] :

$$C_{ijkl} = \lambda\delta_{ij}\delta_{kl} + \mu\left(\delta_{ik}\delta_{jl} + \delta_{il}\delta_{jk}\right) \quad \textbf{(2. 10)}$$

δ_{ij} est le symbole de Kronecker défini par:

$$\delta_{ij} = \begin{cases} 1 & si\ i = j \\ 0 & si\ i \neq j \end{cases} \quad \textbf{(2. 11)}$$

λ et μ sont les constantes de Lamé qui s'expriment à leur tour en fonction du module de Young E et du coefficient de Poisson ν du matériau par:

$$\delta_{ij} = \begin{cases} 1 & si\ i = j \\ 0 & si\ i \neq j \end{cases} \quad \textbf{(2. 12)}$$

dont la contrainte satisfait la relation suivante:

$$\sigma_{ij} = \lambda\varepsilon_{kk}.\delta_{ij} + 2\mu.\varepsilon_{ij} \quad \textbf{(2. 13)}$$

$$\sigma_{ij} = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} \cdot \varepsilon_{kk} \cdot \delta_{ij} + \frac{E}{(1+\nu)} \cdot \varepsilon_{ij} \quad \textbf{(2. 14)}$$

donnent accès la déformation:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{\upsilon}{E} \cdot \sigma_{kk} \cdot \delta_{ij} + \frac{(1+\nu)}{E} \cdot \sigma_{ij} \quad \textbf{(2. 15)}$$

L'équation de base du modèle de Kelvin-Voigt en présence d'amortissement s'écrit alors :

$$\sigma = C\varepsilon + D\dot{\varepsilon} \quad \textbf{(2. 16)}$$

La loi constitutive générale de Kelvin-Voigt à 2D isotrope est donnée par :

$$\begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{xy} \end{bmatrix} = \begin{pmatrix} \lambda+2\mu & \mu & 0 \\ \mu & \lambda+2\mu & 0 \\ 0 & 0 & 2\mu \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{xy} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \eta_v+2\eta_s & \eta_s & 0 \\ \eta_s & \eta_v+2\eta_s & 0 \\ 0 & 0 & 2\eta_s \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\varepsilon}_{xx} \\ \dot{\varepsilon}_{yy} \\ \dot{\varepsilon}_{xy} \end{pmatrix} \quad \textbf{(2. 17)}$$

η_v et η_s sont respectivement la viscosité de volume et de cisaillement. Pour une contrainte constante, l'équation **(2. 14)** peut être exprimée par :

$$\sigma = \boldsymbol{K}\varepsilon + \boldsymbol{K}^*\dot{\varepsilon} \Longrightarrow \dot{\varepsilon} = \boldsymbol{A}\varepsilon + \boldsymbol{B} \quad \textbf{(2. 18)}$$
$$\boldsymbol{A} = -(\boldsymbol{K}^*)^{-1}\boldsymbol{K}\,, \boldsymbol{B} = (\boldsymbol{K}^*)^{-1}\sigma$$

Après la résolution du système homogène correspondant à l'équation **(2. 15)** pour la déformation, la solution particulière de l'équation différentielle sans second membre conduisant à une déformation constante (***A*** et ***B*** sont deux constantes).

$$0 = \boldsymbol{A}\varepsilon_p + \boldsymbol{B} \quad \textbf{(2. 19)}$$

Pour une contrainte de cisaillement vertical constante $\sigma = \left[\left[0 \quad {\sigma_{yy}}^0 = constante \quad 0\right]\right]^t$ **(Figure 2-7)**, le second membre B est exprimé par :

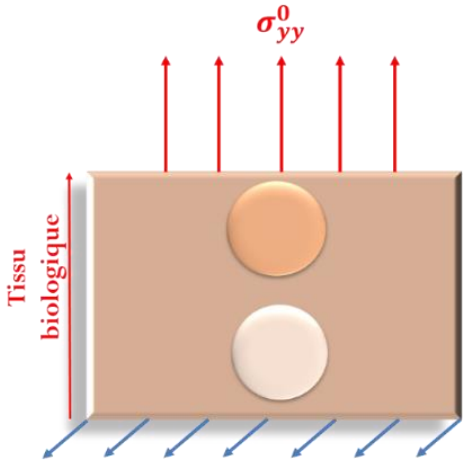


Figure 2-7 Contrainte verticale appliquée sur la cellule unitaire correspondante

$$B = \left(\frac{-\eta_v \sigma_{yy}}{4\eta_s(\eta_v+\eta_s)} \quad \frac{(\eta_v+2\eta_s)\sigma_{yy}}{4\eta_s(\eta_v+\eta_s)} \quad 0\right)^t \tag{2. 20}$$

Conduisant ainsi à la déformation générale ε , soit :

$$\varepsilon = \varepsilon_0 + \varepsilon_p = \begin{pmatrix} k_1 e^{-\frac{(\lambda+\mu)}{\eta_v+\eta_s}t} + k_2 e^{-\frac{(\mu)}{\eta_s}t} \\ k_1 e^{-\frac{(\lambda+\mu)}{\eta_v+\eta_s}t} - k_2 e^{-\frac{(\mu)}{\eta_s}t} \\ k_3 e^{-\frac{(\mu)}{\eta_s}t} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \frac{-\lambda\sigma_{yy}}{4\mu(\lambda+\mu)} \\ \frac{(\lambda+2\mu)\sigma_{yy}}{4\mu(\lambda+\mu)} \\ 0 \end{pmatrix} \tag{2. 21}$$

A l'instant t = 0, $\sigma = \sigma_0 = 0$ et $\varepsilon = \varepsilon_0 = 0$, l'équation **(2. 21)** conduit au calcul de κ_i (i=1,2,3) :

$$\left(k_1 + k_2 - \frac{\lambda\sigma_{yy}}{4\mu(\lambda+\mu)} \quad k_1 - k_2 + \frac{(\lambda+2\mu)\sigma_{yy}}{4\mu(\lambda+\mu)} \quad k_3\right)^t = (0 \quad 0 \quad 0) \tag{2. 22}$$

$$\Rightarrow k_1 = -\frac{\sigma_{yy}}{4(\lambda+\mu)}, k_2 = \frac{\sigma_{yy}}{4(\mu)}, k_3 = 0$$

D'où les expressions des tenseurs déformation ε_{ij} :

$$\varepsilon_{xx} = \frac{-\sigma_{yy}}{4(\lambda+\mu)} e^{-\frac{(\lambda+\mu)}{\eta_v+\eta_s}t} + \frac{\sigma_{yy}}{4(\mu)} e^{-\frac{(\mu)}{\eta_s}t} - \frac{\lambda\sigma_{yy}}{4\mu(\lambda+\mu)} \tag{2. 23}$$

$$\varepsilon_{yy} = \frac{-\sigma_{yy}}{4(\lambda+\mu)} e^{-\frac{(\lambda+\mu)}{\eta_v+\eta_s}t} - \frac{\sigma_{yy}}{4(\mu)} e^{-\frac{(\mu)}{\eta_s}t} + \frac{(\lambda+2\mu)\sigma_{yy}}{4\mu(\lambda+\mu)}$$

$$\varepsilon_{xy} = 0$$

Au-delà de $t = 5\tau$ ($t \to \infty$), la déformation tend asymptotiquement vers la valeur $\frac{(\lambda+2\mu)\sigma_{yy}}{4\mu(\lambda+\mu)}$ **(Figure 2-8 courbe (b)).** Cette valeur maximale permet par le biais de l'équation **(2. 19)** de calculer la valeur de λ. La substitution de λ dans $\frac{2\mu\nu}{(1-2\nu)}$ donne accès au coefficient de Poisson ν effectif. Lors de la phase d'exécution, l'utilisateur doit définir une contrainte initiale, un incrément de temps, ainsi que la caractéristique du matériau utilisé, les propriétés mécaniques, (module d'Young, coefficient de Poisson et viscosité). Les conditions aux limites reflètent la définition du problème. Dans le calcul des solutions nodales, le modèle exploitant le code FreeFEM permet l'accès aux grandeurs 'déplacement' recherchées avec des conditions aux limites des interfaces identifiées. La déformation peut être alors calculée à partir de l'historique du déplacement pour une durée temporelle limitée comparable à la dynamique tissulaire (2 sec) permettant ainsi l'évaluation du déplacement microscopique locale. Les résultats obtenus montrent que la déformation est maximale (courbe (a)) à l'interface capteur/substrat cellulaire et ceci dans le domaine de l'élasticité (courbe (b)).

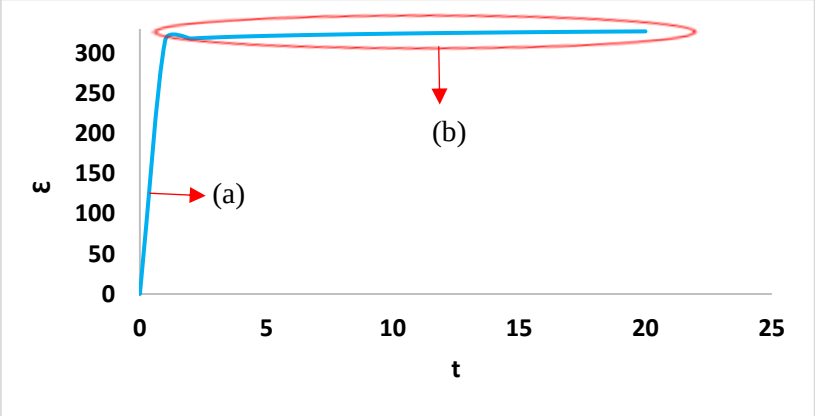


Figure 2-8 Courbe de la déformation à l'intérieur du matériau en fonction du temps

2.2.4 Comportement de l'interface tissu-plaque

Jusqu'à présent nous n'avons considéré que de chargements dits statiques, tels que, la contrainte et ou la déformation a été considérée comme des constantes. Nous allons s'intéresser dans la suite à la réponse des couches (viscoélastiques) avec des grandeurs, dynamique fonction du temps.

Dans ce cas, la loi de comportement générale pour un modèle 2D du Kelvin-Voigt est donnée en couplant les matrices de rigidité et celle de la viscosité, par :

$$\sigma(y,t) = \boldsymbol{a}(y)\varepsilon(y,t) + \boldsymbol{b}(y)\frac{\partial}{\partial t}\varepsilon(y,t) \qquad \textbf{(2. 24)}$$

Où les termes $\boldsymbol{a}(y)$ et $\boldsymbol{b}(y)$ sont la matrice de rigidité et la matrice de viscosité représentant le comportement élastique. La déformation dynamique sera calculée en appliquant une contrainte d'amplitude constante σ_0 à fréquence variable. Cela va nous permettre de définir le comportement

viscoélastique des couches (tissus) à des échelles variées allant de la macroscopique à la microscopique.

2.2.5 Approche pour une dimension (1D)

Généralement, le rapport contrainte/déformation est estimé en appliquant une contrainte normale **P** par unité de surface **A** selon la **Figure 2-9** [114]:

$$\sigma_x = \frac{P}{A} \qquad \textbf{(2. 25)}$$

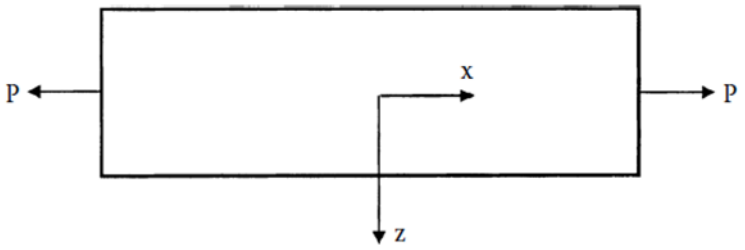


Figure 2-9 Contrainte appliquée à une poutre [114]

De cette contrainte, la déformation ε_x qui résulte s'exprime sans l'expression suivant :

$$\varepsilon_x = \frac{P}{AE} \text{ avec } \sigma = \varepsilon E \qquad \textbf{(2. 26)}$$

Ceci implique que la déformation reste uniforme le long de cette section transversale.
Considérons maintenant la même couche sous un moment de flexion pur **M (Figure 2-10)**. La zone de la contrainte est supposée initialement rectiligne et les charges appliquées passent par un plan de symétrie afin d'éviter la torsion. Sur la base de la force élémentaire des hypothèses matérielles,

- Le cisaillement transverse est négligé,
- Les sections conservent leur forme d'origine,
- Le plan yz avant et après la flexion reste le même et normal à l'axe des x.

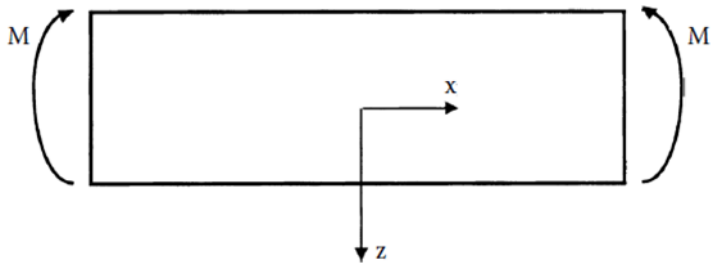


Figure 2-10 Moment de flexion appliqué à une poutre [114]

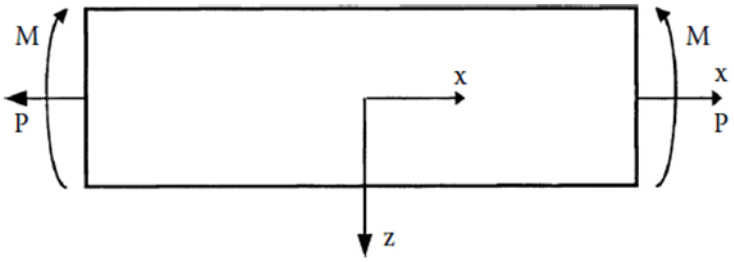


Figure 2-11 Contrainte combinée avec un moment de flexion [114]

A une distance, z, de la ligne centrale d'un matériau linéairement élastique et isotrope, les grandeurs déformation-contrainte s'expriment successivement par les égalités suivantes :

$$\varepsilon_{xx} = \frac{z}{\rho} \quad \textbf{(2. 27)}$$

$$\sigma_{xx} = \frac{Ez}{\rho} = \frac{Mz}{I} \quad \textbf{(2. 28)}$$

où $\boldsymbol{z}$ et $\boldsymbol{\rho}$ représentent respectivement la distance z, à partir de la ligne du centre de gravité et le rayon de courbure de la couche. $I = \int z^2 dA$ est défini comme le deuxième moment de l'aire et M est le moment de flexion global.

Toutefois, l'influence de la contrainte P et du moment de flexion **M (Figure 2-11)**, mènent à une expression généralisée de la déformation qui sera notée par :

$$\varepsilon_{xx} = \left(\frac{1}{AE}\right) P + \left(\frac{z}{EI}\right) M \quad \textbf{(2. 29)}$$

$$\varepsilon_{xx} = \varepsilon_0 + z\left(\frac{1}{\rho}\right)$$

$$\varepsilon_{xx} = \varepsilon_0 + z\kappa \quad \textbf{(2. 30)}$$

Où ε_0 est la déformation à $\boldsymbol{z = 0}$ et κ est la courbure de la couche. La quantité $z\kappa$ représente la déformation de flexion et de torsion. Cela montre que, sous la combinaison d'une contrainte et d'un moment de flexion, la déformation varie linéairement sur l'épaisseur de la couche. L'introduction des relations contrainte-déformation d'une plaque de cette manière était importante car elle constitue une base claire pour développer des relations similaires pour une plaque dans la section suivante. Là, les équations déformation-déplacement, similaires à l'équation **(2. 30)**, seront développées en deux dimensions.

2.2.6 Mise en équation

Dans la section précédente, la déformation axiale d'une structure linéaire était liée à la déformation du plan médian et à la courbure de la poutre sous une contrainte et une flexion. Dans cette section, des relations similaires seront extrapolées dans des plaques (plan) sous des contraintes bidirectionnelles avec des forces axiales, de cisaillement, des moments de flexion et de torsion **(Figure 2-12)**. La forme matricielle recherchée est développée sur la base des hypothèses de la théorie classique de la stratification sur la base des études menées Autar [114] en respectant les conditions suivantes :

- Chaque plaque est orthotrope, homogène et élastique.
- Une ligne droite et perpendiculaire à la surface médiane reste droit et perpendiculaire à la surface médiane lors de la déformation ($\boldsymbol{\gamma_{xz} = \gamma_{yz} = 0}$).
- La plaque est fine et elle n'est chargée que dans son plan (condition de la contrainte plane) ($\boldsymbol{\tau_{xz} = \tau_{yz} = 0}$).
- Les déplacements sont continus dans le domaine élastique et ceci sur la globalité de l'épaisseur h considérée ($|\boldsymbol{u}|, |\boldsymbol{v}|, |\boldsymbol{w}| \ll |\boldsymbol{h}|$).
- Aucun glissement ne se produit entre les interfaces de la plaque.

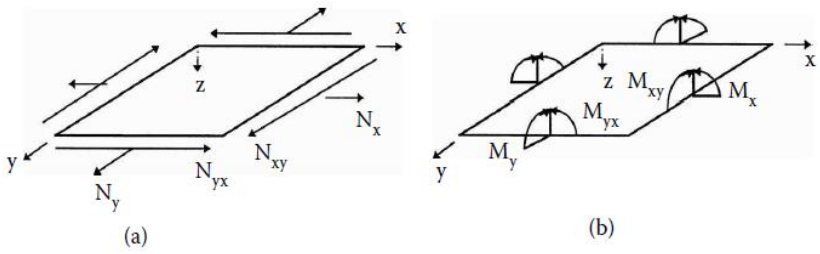


Figure 2-12 Forces et moments résultants sur une plaque [114]

La **Figure 2-10** montre une illustration des grandeurs considérée, où $\boldsymbol{N_x}$ et $\boldsymbol{N_y}$ sont des forces normales par unité de longueur, $\boldsymbol{N_{xy}}$ est la force de cisaillement par unité de longueur, $\boldsymbol{M_x}$ et $\boldsymbol{M_y}$ sont les moments de flexion par unité de longueur et $\boldsymbol{M_{xy}}$ est le moment de torsion.

La **Figure 2-13** exprime la coupe latérale d'une plaque dans le système de coordonnées cartésiennes $x-y-z$, dont l'origine de la plaque se situe au niveau du plan médian, c'est-à-dire $z = 0$.

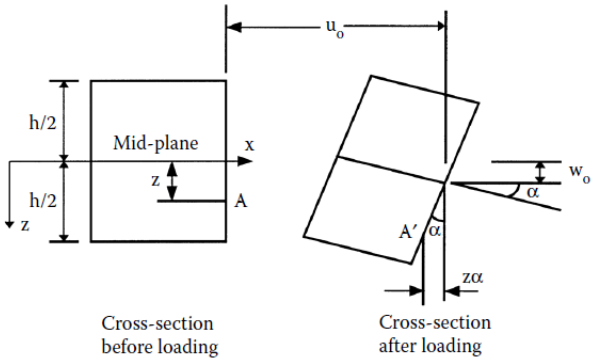


Figure 2-13 Figure montrant la relation entre les déplacements à travers l'épaisseur d'une plaque et les déplacements et courbures du plan médian [114]

Supposons que :

$\boldsymbol{u_0, v_0, w_0}$: sont successivement les déplacements dans les directions x, y et z, au niveau du plan médian.

$\boldsymbol{u, v, w}$: les déplacements en tout point dans les directions x, y et z, respectivement c.à.d le déplacement du point A par rapport au plan médian.

En tout point autre que le plan médian, les deux déplacements dans le plan $x-y$ dépendront de l'emplacement axial du point et de la pente α du plan médian avec les directions x et y, soit :

$$u = u_0 - z\alpha \qquad \textbf{(2. 31)}$$

$$\alpha = \frac{\partial w_0}{\partial x}$$

Le déplacement $\boldsymbol{u}$ dans la direction x sera exprimé alors, par:

$$u = u_0 - z\frac{\partial w_0}{\partial x} \Longrightarrow \varepsilon_x = \frac{\partial u}{\partial x} = \frac{\partial u_0}{\partial x} - z\frac{\partial^2 w_0}{\partial x^2} \qquad \textbf{(2. 32)}$$

De même, pour une section transversale dans le plan $y - z$, le déplacement dans la direction y est exprimé par :

$$v = v_0 - z\frac{\partial w_0}{\partial y} \Longrightarrow \varepsilon_y = \frac{\partial v}{\partial y} = \frac{\partial v_0}{\partial y} - z\frac{\partial^2 w_0}{\partial y^2} \qquad \textbf{(2. 33)}$$

$$\gamma_{xy} = \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} = \frac{\partial u_0}{\partial y} + \frac{\partial v_0}{\partial x} - 2z\frac{\partial^2 w_0}{\partial x \partial y} \quad \textbf{(2. 34)}$$

La forme matricielle résultante sera alors:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u_0}{\partial x} \\ \frac{\partial v_0}{\partial y} \\ \frac{\partial u_0}{\partial y} + \frac{\partial v_0}{\partial x} \end{Bmatrix} + z \begin{Bmatrix} -\frac{\partial^2 w_0}{\partial x^2} \\ -\frac{\partial^2 w_0}{\partial y^2} \\ -2\frac{\partial^2 w_0}{\partial x \partial y} \end{Bmatrix} \quad \textbf{(2. 35)}$$

Dans ce cas la déformation totale qui résulte est donc la somme des déformations et des courbures dans le plan médian ; soit :

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x^0 \\ \varepsilon_y^0 \\ \gamma_{xy}^0 \end{Bmatrix} + z \begin{Bmatrix} \kappa_x \\ \kappa_y \\ \kappa_{xy} \end{Bmatrix} \quad \textbf{(2. 36)}$$

L'équation **(2. 36)** est une relation linéaire entre les déformations dans une plaque et les courbures de la plaque. Cela indique également que les déformations sont indépendantes des coordonnées x et y. Notez également la similitude entre l'équation **(2. 36)** et l'équation **(2. 30)**, qui a été développée pour la poutre unidimensionnelle.

2.2.7 Estimation des grandeurs caractéristiques

Si les déformations sont connues en tout point le long de l'épaisseur d'une plaque, la relation contrainte-déformation (**Equation (2. 37)**) donne les contraintes globales dans chaque plaque, soit :

$$\begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{Q}_{11} & \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{16} \\ \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{22} & \bar{Q}_{26} \\ \bar{Q}_{16} & \bar{Q}_{26} & \bar{Q}_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{bmatrix} \quad \textbf{(2. 37)}$$

La matrice de rigidité transformée réduite $[\bar{\boldsymbol{Q}}]$ correspond à celle du pli situé au point le long de l'épaisseur de la plaque. En remplaçant, l'équation **(2. 37)** dans l'équation **(2. 38)**, on obtient :

$$\begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{Q}_{11} & \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{16} \\ \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{22} & \bar{Q}_{26} \\ \bar{Q}_{16} & \bar{Q}_{26} & \bar{Q}_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_x^0 \\ \varepsilon_y^0 \\ \gamma_{xy}^0 \end{bmatrix} + z \begin{bmatrix} \bar{Q}_{11} & \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{16} \\ \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{22} & \bar{Q}_{26} \\ \bar{Q}_{16} & \bar{Q}_{26} & \bar{Q}_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \kappa_x \\ \kappa_y \\ \kappa_{xy} \end{bmatrix} \quad \textbf{(2. 38)}$$

D'après l'équation **(2. 38)**, les contraintes ne varient linéairement que sur l'épaisseur de chaque plaque **Figure 2-14**. Les contraintes, cependant, peuvent transiter d'une couche à l'autre par continuité dynamique appliquée aux conditions aux limites de chaque interface et donnant accès ensuite au tenseur déformations.

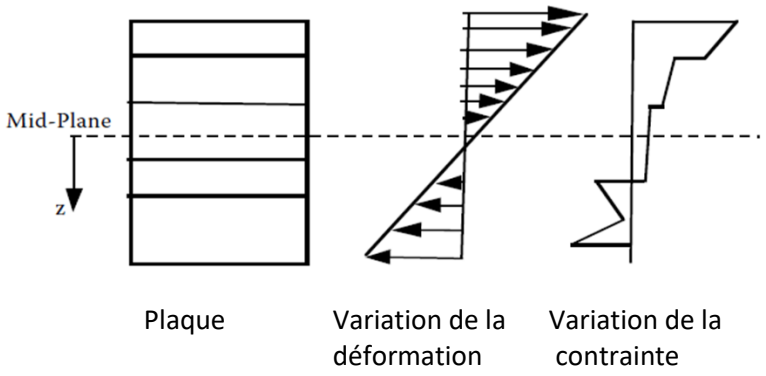


Figure 2-14 La variation de la déformation et de la contrainte le long du plan médian [114]

Afin de mettre en équation le modèle considéré, les déformations du plan médian et les courbures des plaques de l'équation **(2. 36)** sont considérées comme les inconnues du modèle. Cependant, l'équation **(2. 38)** donne les contraintes dans chaque plaque en fonction de ces inconnues. Les forces et les moments résultants sont calculés par intégration de ces contraintes sur toute l'épaisseur du plan médian. Par conséquence, les courbures des plaques pourront alors être trouvées

En effet, considérons un système multicouche composé de n couches comme illustré sur la **Figure 2-15**. Chaque couche intermédiaire a une épaisseur de t_k. Alors que h est l'épaisseur de la globalité de la couche :

$$h = \sum_{k=1}^{n} t_k \qquad \textbf{(2. 39)}$$

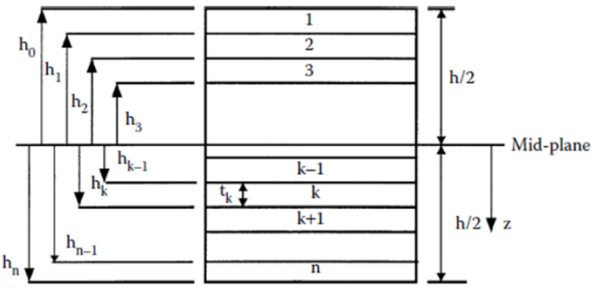


Figure 2-15 Multicouche constituant de N couche [114]

La coordonnée z de chaque couche intermédiaire de surface k (haut et bas) est donnée par :

Couche 1 :

$$h_0 = -\frac{h}{2}(surface\ supérieure) \qquad \textbf{(2. 40)}$$

$$h_1 = -\frac{h}{2} + t_1(surface\ inférieure)$$

Couche k : $(k = 2, 3, \dots n-2,\ n-1)$

$$h_{k-1} = -\frac{h}{2} + \sum_{=1}^{k-1} t\ (surface\ supérieure) \qquad \textbf{(2. 41)}$$

$$h_k = -\frac{h}{2} + \sum_{=1}^{k} t\ (surface\ inférieure)$$

Couche n :

$$h_{n-1} = \frac{h}{2} - t_n(surface\ supérieure) \qquad \textbf{(2. 42)}$$

$$h_n = \frac{h}{2}(surface\ inférieure)$$

L'intégration des contraintes globales dans chaque couche donne les forces résultantes par unité de longueur dans le plan $x - y$ à travers l'épaisseur du multicouche, soit :

$$N_x = \int_{-\frac{h}{2}}^{\frac{h}{2}} \sigma_x dz \qquad N_y = \int_{-\frac{h}{2}}^{\frac{h}{2}} \sigma_y dz \qquad N_{xy} = \int_{-\frac{h}{2}}^{\frac{h}{2}} \tau_{xy} dz \qquad \textbf{(2. 43)}$$

$$\begin{bmatrix} N_x \\ N_y \\ N_{xy} \end{bmatrix} = \int_{-\frac{h}{2}}^{\frac{h}{2}} \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \gamma_{xy} \end{bmatrix} dz$$

De même, l'intégration des contraintes globales dans chaque couche donne les moments résultants par unité de longueur dans le plan $x - y$ à travers l'épaisseur du multicouche, soit :

$$N_x = \int_{-\frac{h}{2}}^{\frac{h}{2}} \sigma_x dz \qquad N_y = \int_{-\frac{h}{2}}^{\frac{h}{2}} \sigma_y dz \qquad N_{xy} = \int_{-\frac{h}{2}}^{\frac{h}{2}} \tau_{xy} dz \qquad \textbf{(2. 44)}$$

$$\begin{bmatrix} N_x \\ N_y \\ N_{xy} \end{bmatrix} = \int_{-\frac{h}{2}}^{\frac{h}{2}} \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \gamma_{xy} \end{bmatrix} dz$$

Où $\boldsymbol{N_x}$ et $\boldsymbol{N_y}$ sont des forces normales par unité de longueur, $\boldsymbol{N_{xy}}$ est la force de cisaillement par unité de longueur, $\boldsymbol{M_x}$ et $\boldsymbol{M_y}$ sont les moments de flexion par unité de longueur et $\boldsymbol{M_{xy}}$ est le moment de torsion, ce qui donne :

$$\begin{bmatrix} N_x \\ N_y \\ N_{xy} \end{bmatrix} = \sum_{k=1}^{n} \int_{h_k-1}^{h_k} \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \gamma_{xy} \end{bmatrix}_k dz \qquad \begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_{xy} \end{bmatrix} = \sum_{k=1}^{n} \int_{h_k-1}^{h_k} \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \gamma_{xy} \end{bmatrix}_k z dz \qquad \textbf{(2. 45)}$$

En remplaçant l'équation **(2. 39)** dans celle de **(2. 43)**, **(2. 44)** et **(2. 45)**, on obtient :

$$\begin{bmatrix} N_x \\ N_y \\ N_{xy} \end{bmatrix} = \sum_{k=1}^{n} \int_{h_k-1}^{h_k} \begin{bmatrix} \bar{Q}_{11} & \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{16} \\ \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{22} & \bar{Q}_{26} \\ \bar{Q}_{16} & \bar{Q}_{26} & \bar{Q}_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_x^0 \\ \varepsilon_y^0 \\ \gamma_{xy}^0 \end{bmatrix} dz + \sum_{k=1}^{n} \int_{h_k-1}^{h_k} \begin{bmatrix} \bar{Q}_{11} & \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{16} \\ \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{22} & \bar{Q}_{26} \\ \bar{Q}_{16} & \bar{Q}_{26} & \bar{Q}_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \kappa_x \\ \kappa_y \\ \kappa_{xy} \end{bmatrix} z\, dz \qquad \textbf{(2. 46)}$$

$$\begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_{xy} \end{bmatrix} = \sum_{k=1}^{n} \int_{h_k-1}^{h_k} \begin{bmatrix} \bar{Q}_{11} & \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{16} \\ \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{22} & \bar{Q}_{26} \\ \bar{Q}_{16} & \bar{Q}_{26} & \bar{Q}_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_x^0 \\ \varepsilon_y^0 \\ \gamma_{xy}^0 \end{bmatrix} z dz + \sum_{k=1}^{n} \int_{h_k-1}^{h_k} \begin{bmatrix} \bar{Q}_{11} & \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{16} \\ \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{22} & \bar{Q}_{26} \\ \bar{Q}_{16} & \bar{Q}_{26} & \bar{Q}_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \kappa_x \\ \kappa_y \\ \kappa_{xy} \end{bmatrix} z^2\, dz \qquad \textbf{(2. 47)}$$

Dans l'équation **(2. 46)** et l'équation **(2. 47)**, les déformations du plan médian et les courbures de la plaque sont indépendantes de la coordonnée z. Aussi, la matrice de rigidité réduite transformée est constante pour chaque couche. Par conséquent, les équations **(2. 46)** et **(2.47)** peuvent être réécrites comme :

$$\begin{bmatrix} N_x \\ N_y \\ N_{xy} \end{bmatrix} = \left\{ \sum_{k=1}^{n} \begin{bmatrix} \bar{Q}_{11} & \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{16} \\ \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{22} & \bar{Q}_{26} \\ \bar{Q}_{16} & \bar{Q}_{26} & \bar{Q}_{66} \end{bmatrix} \int_{h_k-1}^{h_k} dz \right\} \begin{bmatrix} \varepsilon_x^0 \\ \varepsilon_y^0 \\ \gamma_{xy}^0 \end{bmatrix} + \left\{ \sum_{k=1}^{n} \begin{bmatrix} \bar{Q}_{11} & \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{16} \\ \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{22} & \bar{Q}_{26} \\ \bar{Q}_{16} & \bar{Q}_{26} & \bar{Q}_{66} \end{bmatrix} \int_{h_k-1}^{h_k} z\, dz \right\} \begin{bmatrix} \kappa_x \\ \kappa_y \\ \kappa_{xy} \end{bmatrix} \qquad \textbf{(2. 48)}$$

$$\begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_{xy} \end{bmatrix} = \left\{ \sum_{k=1}^{n} \begin{bmatrix} \bar{Q}_{11} & \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{16} \\ \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{22} & \bar{Q}_{26} \\ \bar{Q}_{16} & \bar{Q}_{26} & \bar{Q}_{66} \end{bmatrix} \int_{h_k-1}^{h_k} z dz \right\} \begin{bmatrix} \varepsilon_x^0 \\ \varepsilon_y^0 \\ \gamma_{xy}^0 \end{bmatrix} + \left\{ \sum_{k=1}^{n} \begin{bmatrix} \bar{Q}_{11} & \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{16} \\ \bar{Q}_{12} & \bar{Q}_{22} & \bar{Q}_{26} \\ \bar{Q}_{16} & \bar{Q}_{26} & \bar{Q}_{66} \end{bmatrix} \int_{h_k-1}^{h_k} z^2\, dz \right\} \begin{bmatrix} \kappa_x \\ \kappa_y \\ \kappa_{xy} \end{bmatrix} \qquad \textbf{(2. 49)}$$

Cela conduit à **(2. 51)** et **(2. 52)** avec

$$\int_{h_{k-1}}^{h_k} dz = (h_k - h_{k-1}) \qquad \int_{h_{k-1}}^{h_k} zdz = \frac{1}{2}({h^2}_k - {h^2}_{k-1}) \qquad \textbf{(2. 50)}$$

$$\int_{h_{k-1}}^{h_k} z^2 dz = \frac{1}{3}({h^3}_k - {h^3}_{k-1})$$

$$\begin{bmatrix} N_x \\ N_y \\ N_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{16} \\ A_{12} & A_{22} & A_{26} \\ A_{16} & A_{26} & A_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_x^0 \\ \varepsilon_y^0 \\ \gamma_{xy}^0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{16} \\ B_{12} & B_{22} & B_{26} \\ B_{16} & B_{26} & B_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \kappa_x \\ \kappa_y \\ \kappa_{xy} \end{bmatrix} \qquad \textbf{(2. 51)}$$

$$\begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{16} \\ B_{12} & B_{22} & B_{26} \\ B_{16} & B_{26} & B_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_x^0 \\ \varepsilon_y^0 \\ \gamma_{xy}^0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} D_{11} & D_{12} & D_{16} \\ D_{12} & D_{22} & D_{26} \\ D_{16} & D_{26} & D_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \kappa_x \\ \kappa_y \\ \kappa_{xy} \end{bmatrix} \qquad \textbf{(2. 52)}$$

Donnant accès aux grandeurs caractéristiques suivantes :

1) La matrice d'extension relie les forces résultantes aux déformations dans le plan :

$$A_{ij} = \sum_{k=1}^{n} \left[\left(\bar{Q}_{ij} \right) \right]_k (h_k - h_{k-1}), \quad i = 1,2,6 \quad j = 1,2,6 \qquad \textbf{(2. 53)}$$

2) La matrice de couplage couple force et moment aux déformations :

$$B_{ij} = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^{n} \left[\left(\bar{Q}_{ij} \right) \right]_k ({h^2}_k - {h^2}_{k-1}), \quad i = 1,2,6 \quad j = 1,2,6 \qquad \textbf{(2. 54)}$$

3) La matrice de rigidité en flexion relie les moments de flexion résultants aux courbures de la plaque :

$$D_{ij} = \frac{1}{3} \sum_{k=1}^{n} \left[\left(\bar{Q}_{ij} \right) \right]_k ({h^3}_k - {h^3}_{k-1}), \quad i = 1,2,6 \quad j = 1,2,6 \qquad \textbf{(2. 55)}$$

De la combinaison de ces équations résulte six équations linéaires simultanées et six inconnus comme :

$$\begin{bmatrix} N_x \\ N_y \\ N_{xy} \\ M_x \\ M_y \\ M_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{16} & B_{11} & B_{12} & B_{16} \\ A_{12} & A_{22} & A_{26} & B_{12} & B_{22} & B_{26} \\ A_{16} & A_{26} & A_{66} & B_{16} & B_{26} & B_{66} \\ B_{11} & B_{12} & B_{16} & D_{11} & D_{12} & D_{16} \\ B_{12} & B_{22} & B_{26} & D_{12} & D_{22} & D_{26} \\ B_{16} & B_{26} & B_{66} & D_{16} & D_{26} & D_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_x^0 \\ \varepsilon_y^0 \\ \gamma_{xy}^0 \\ \kappa_x \\ \kappa_y \\ \kappa_{xy} \end{bmatrix} \quad \textbf{(2. 56)}$$

La matrice de rigidité en extension [A] relie les forces dans le plan résultantes aux déformations, et la matrice de rigidité en flexion [D] relie les moments de flexion résultants aux courbures de la plaque. Alors que la matrice de rigidité de couplage [B] couple les termes de force et de moment aux déformations du plan médian et aux courbures du plan médian.

2.3 Validation numérique

Afin de valider le modèle, des tissus biologiques couplés à un capteur flexible intégré à un substrat solide a été considéré dans l'objectif d'étudier le comportement mécanique (bio-mécanique) d'une section d'étude locale et ceci sur la base des relations liant par le biais de la matrice de transfert (exprimées plus haut) les composantes déformation/contrainte à l'interface. Le but est d'évaluer les facteurs biomécaniques optimums conduisant ainsi à l'optimisation des conditions d'interface capteur/tissu biologique.

Caractéristiques dimensionnelles

A titre d'exemple, dans le modèle d'éléments finis considéré, les couches tissulaires de la peau sont considérées comme des sphères de dimensions finies **(Figure 2-7)** homogènes, incompressible ayant un comportement linéaire viscoélastique et isotrope **(Tableau 2-1)**. Pour se rapprocher d'une configuration réelle, ces couches sont couplées à un capteur électroactifs (PVDF) considéré comme substrat avec des conditions aux limites connues à l'interface. Afin d'évaluer le comportement du modèle, une contrainte verticale normale est appliquée à la surface du tissu comme le montre la **Figure 2-7**.

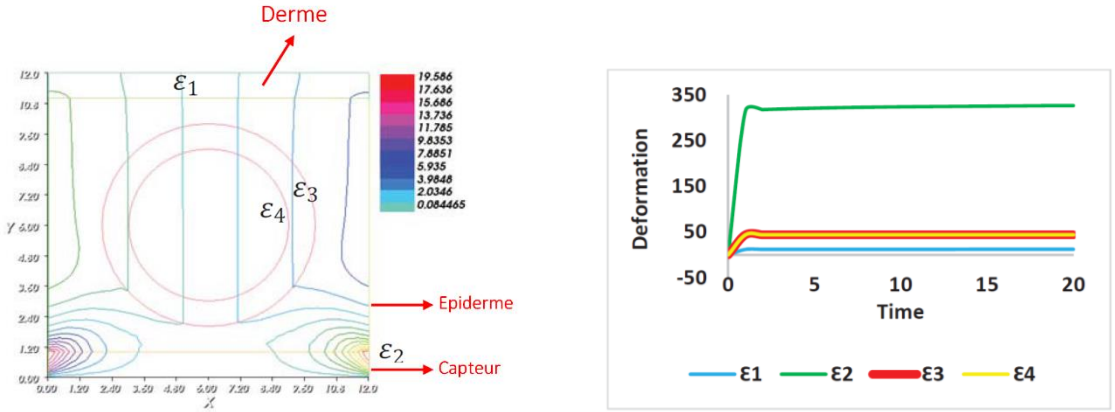
Le ***Tableau 2-1*** montre les propriétés mécaniques du substrat et de trois couches utilisées.

	E (MPa)	$\boldsymbol{\eta}$ (MPa.S)	$\boldsymbol{\nu}$
Peau	0.06	5000	0.4
Muscle	0.09	5000	0.4
Matière grasse	0.010	1200	0.3
Os	20000	800	0.3
PVDF	2500	1780	0.4

Tableau 2-1 Propriétés mécaniques des cellules biologiques utilisées avec le substrat (PVDF)

Les courbes de la **Figure 2-16** expriment l'évolution de la déformation sur plusieurs points dans la profondeur de la couche tissulaire considérée et ceci pour une contrainte normale de σ=0,6MPa imposée pour une durée *t= 20 sec*.

$\boldsymbol{\varepsilon_1}$ caractérise l'interface derme/épiderme, $\boldsymbol{\varepsilon_2}$ celle capteur/cellule cutanée, $\boldsymbol{\varepsilon_3}$ la surface du nodule, et $\boldsymbol{\varepsilon_4}$ les pores. Comme pour les conditions aux limites, en fixant le capteur selon l'axe des x (pour y = 0) et en appliquant une contrainte verticale à l'ensemble de la couche de la région 3 ayant une interface avec la région 1 le long des axes x et y.



(a) (b)

Figure 2-16 Variation du déplacement le long de l'axe des y en fonction du temps montrant la déformation au niveau des régions (a) cellule de la peau, (b) la déformation en fonction du temps pour les quatre régions à t=20 secondes et σ= 0,6 MPa

Les courbes de la **Figure 2-16** montrent qu'il existe une déformation maximale sur l'interface tissus/substrat qui n'est autre que l'interface capteur/tissus. Même avec une contrainte maximale, la déformation maximale reste dans la région élastique. Elle tend asymptotiquement vers une valeur limite (constante) après $t = 5\tau$ ce qui valide la convergence du modèle sur l'estimation dynamique du mouvement tissulaire interne.

L'application de cette approche sur une matrice de transfert globale tout en tenant compte de l'hétérogénéité des différentes couche (Os, muscles, peau) a permis l'évaluation des interactions dynamiques à la fois en profondeur (m) et aux interfaces. Les courbes de la **Figure 2- 17** résultent d'une contrainte sinusoïdale N_y exprimée par $N_y = 10\, e^{7\alpha t} \sin(wt) . (1 - \mathrm{e}^{-\alpha t})$ avec α = -8.83045 qui n'est autre que le coefficient d'atténuation et $w = 2\pi f$.

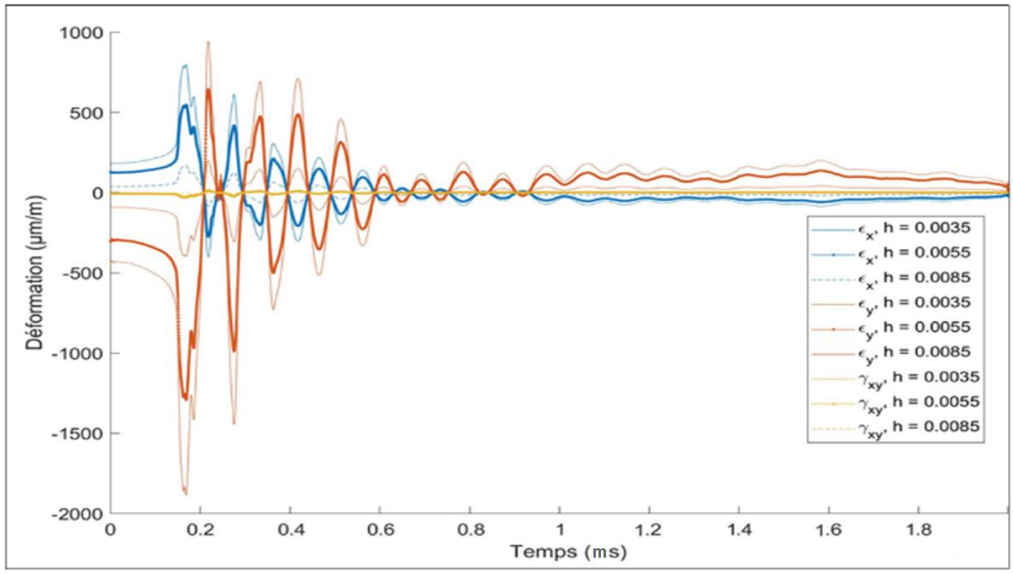


Figure 2- 17 La variation de déformation sur plusieurs profondeurs en fonction du temps

Cette illustration confirme l'amortissement produit par les effets de la viscoélasticité de différentes couches tissulaires traduisant ainsi le comportement dynamique pour l'avant-bras (considéré comme modèle d'étude ultérieur) sur un axe normal allant de l'Os vers la Peau par un couplage des couches musculaires, d'une zone grasse ainsi que les interfaces associées.

2.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons visé la quantification du comportement physique des tissus biologiques couplés à un capteur tissulaire flexible intégré dans un substrat solide. Afin d'optimiser les conditions aux interfaces, un modèle d'élément fini a été abordé dont les composantes déformation/contrainte à l'interface ont été considérées comme des variables du modèle. Ce modèle d'EF a été validé ensuite par un formalisme mathématique modélisant le mouvement dynamique dans un milieu multicouche viscoélastique.

Les résultats de cette étude forment le support nécessaire sur lequel nous pourrions se baser dans la suite afin de déterminer l'optimum de nos critères de choix sur les paramètres du système, entre autres, les conditions d'interfaces Tissus/Capteurs, les caractéristiques physiques, chimiques de nos capteurs, les modalités d'intégration des systèmes (de surveillances ou/et de mesures). Des paramètres seront vus ou étudiés dans le chapitre suivant.

Chapitre 3 Capteurs nano-fils électroactifs

Sommaire

3.1 Introduction 45
3.2 Critère de choix 45
3.3 La piézoélectricité 46
3.3.1 Définitions 46
3.3.2 Coefficients piézoélectriques 47
3.4 Des polymères électroactifs 49
3.4.1 Capteur flexible 50
3.4.2 Polymère actif : PLA & PVDF 50
3.4.3 Caractéristiques électromécaniques 51
3.5 Matériels et méthodes 51
3.5.1 Le PLA 52
3.5.2 Processus Tissulaire 55
3.5.3 Le PVDF 56
3.5.4 Concept filaire par « electrospinning » 59
3.5.5 Procédé 59
3.5.6 Fabrication des réseaux fibreux à alignement contrôlé 62
3.6 Discussion 64

3.1 Introduction

Aujourd'hui, les appareils intelligents régissent de nombreux aspects de notre vie et certains peuvent même penser à notre place. Dans tous les secteurs technologiques, les chercheurs se concentrent sur la conception ou l'optimisation des opérations pour générer un nouveau modèle d'interaction entre les différents acteurs de la société impliqués dans les domaines de la santé, du confort, et de la sécurité [105]–[107].

Loin de remplacer le rôle des professionnels, les systèmes électroniques embarqués renforcent les liens entre les scientifiques, les patients et les soignants. La pratique du « monitoring continu » rassure et implique activement les individus dans leur santé. La surveillance continue et la collecte de données sont souvent compliquées et seuls quelques dispositifs intrusifs restrictifs (par exemple sondes à fil) permettent une surveillance de la physiopathologie d'une personne. Les pratiques sont souvent conditionnées par des contraintes sanitaires, la morphologie et / ou l'âge du patient, ou plus souvent les deux.

Technologiquement, les compétences multidisciplinaires acquises en termes de capteurs, algorithme, multimédia, télécommunication, programmation, automatisation, ... formeront le maillon qui complétera la chaîne et se positionnera comme une interface entre le public de demain et les professionnels du domaine concerné : la dynamique du soi et du confort.

Ce travail, qui fait l'objet d'une collaboration avec le collège physique à l'Université de QingDao (Chine), met l'accent sur la technologie des capteurs nano-fils électroactifs. Ils sont dédiés à des dispositifs intégrés à base de capteurs électromécaniques biocompatibles. Ces dispositifs potentiellement dotés de « modules connectés » couplés à des algorithmes «d'intelligence artificielle» pourront fournir aux professionnels de santé des indices supplémentaires en offrant des informations multidimensionnelles et un outil « Aide à la décision » pour une évaluation objective de l'état physiologique d'un sujet à distance.

3.2 Critère de choix

Les nombreux défis médicaux, dans le cadre du développement ou de l'application de traitements, sont à l'origine d'innovations potentielles dans les domaines que nous entendons explorer. Le caractère continu de la mesure est souvent plus difficile à obtenir et seuls quelques dispositifs contraignants (sondes rectales, œsophagiennes ...) permettent une surveillance continue des propriétés physiologiques d'un individu dans un centre médical.

Dans ce contexte, et compte tenu des limites et des difficultés de certaines applications (morphologie, âge, ...), notre travail est orienté sur le développement d'un système d'information autonome potentiellement connecté capable de collecter des données physiologiques (indiqué dans le chapitre 4) de natures variées, ce qui nous mène au développement d'un nouveau dispositif autonome biocompatible à base de capteurs nano-fils électroactifs.

Cette orientation pourra ainsi contribuer au développement d'un dispositif biocompatible intelligent adapter à la morphologie humaine et permettant à la fois d'évaluer une situation réelle critique par rapport aux seuils normatifs et de proposer des méthodes pour un meilleur contrôle et un diagnostic « soft » dépourvu de rayonnements nuisibles.

Ainsi, pour mieux comprendre et quantifier le processus d'interaction des caractéristiques dynamiques des tissus en conditions réelles, une nouvelle génération de capteurs flexibles couches minces a été adoptée conduisant à un spectre fréquentiel large bande adapté au comportement mécanique (dynamique) des tissus biologiques. L'utilisation d'un algorithme dédié à l'aide d'une décision permet d'enregistrer et de déclencher des alertes si le seuil d'une valeur critique est dépassé. Dans cette optique, notre travail vise à :

1- Exploiter le modèle d'interaction capteur flexible/tissu biologique sur le comportement dynamique des interfaces.
2- Adapter la mobilité intelligente et garantir ainsi une sécurité maximale :
    - De l'individu
    - Des informations
3- Assurer la fiabilité des informations transmises à distance, reflétant l'état physiologique des personnes.
4- Rendre la personne, par sa contribution individuelle, aussi réactive, en lui donnant les moyens d'être plus autonome à travers de nouvelles générations d'objets connectés non câblés répartis dans son environnement souhaité.
5- Renforcer le développement d'outils d'aide à la décision en « écoutant le corps » tout en visant à mettre en place un protocole d'ajustement basé sur les risques, les dangers (nature et positionnement des capteurs, rupture de connexion, ...).

Cet axe représente un enjeu très important compte tenu de la difficulté de mise en œuvre expérimentale dans la bande de la basse fréquence. L'aménagement d'un réseau de capteurs intégrant l'interface sera au cœur de nos préoccupations, à savoir les interactions capteurs/tissus, d'où l'importance d'étudier la piézoélectricité.

3.3 La piézoélectricité

3.3.1 Définitions

Par définition, la piézoélectricité est un phénomène d'un couplage croisé entre des variables mécaniques ; la contrainte **'T'** et la déformation **'S'** avec d'autres électriques ; le déplacement **'D'** et le champ **'E'**. L'effet piézoélectrique direct provoque une polarisation électrique du matériau lorsqu'il est sollicité mécaniquement. Cet effet ne peut être observé que sur de matériaux non

centrosymétriques à polarisation permanente. Par conséquent, son inverse sera la déformation du matériau lorsqu'un champ électrique est appliqué **(Figure 3- 1)**.

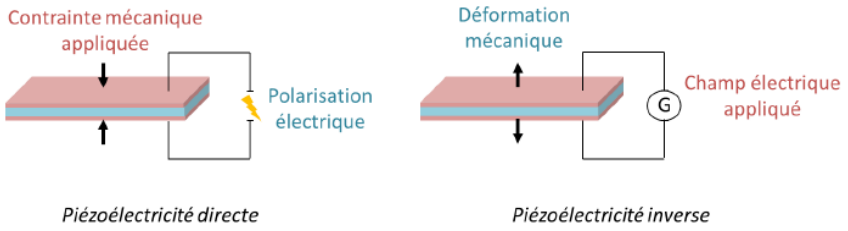


Figure 3- 1 Schéma de principe de l'effet piézoélectrique direct en inverse [115]

La première application basée sur cette propriété fut le sonar, inventé par le physicien français Paul Langevin pendant la Première Guerre mondiale. Des microphones et des haut-parleurs ont également été développés, et des matériaux piézoélectriques ont converti les ondes sonores en signaux électriques et vice versa. Cependant, le coefficient piézoélectrique des cristaux naturels est faible, ce qui limite le développement de nouvelles applications. Les recherches se sont alors tournées vers des matériaux composites en céramiques ou/et en polymères électroactifs, qui présentent des coefficients électriques élevés et peuvent être utilisés dans de nombreuses applications telles que des actionneurs de précision ou des capteurs divers (vibration, pression, etc.). Outre la réalisation de capteurs de plus en plus performants, la technologie piézoélectrique trouve aujourd'hui un intérêt particulier dans le domaine des énergies renouvelables, avec le développement de dispositifs de récupération d'énergie. L'effet piézoélectrique est quantifié par le coefficient piézoélectrique du matériau, que nous définirons dans la section suivante. A travers ces coefficients, nous décrirons que notre membrane est soumise à des contraintes mécaniques.

3.3.2 Coefficients piézoélectriques

La piézoélectricité est le phénomène de la conversion de l'énergie mécanique en énergie électrique et l'inverse. Ces relations établissent les équations entre les variables mécaniques (la déformation S sans dimension et la contrainte T en $N.m^{-2}$) et celles électriques (le champ électrique E en $V.m^{-1}$ et le déplacement électrique D en $C.m^{-2}$). Une notation tensorielle basée sur le développement du potentiel thermodynamique de Gibbs est présentée par les équations ci-dessous. Soit :

$$S_{ij} = d_{ijm}E_n + S_{ijkl}T_{kl} \quad \textbf{(3. 1)}$$

$$D_k = \varepsilon_{ij}^{T}E_j + d_{klm}T_{lm} \quad \textbf{(3. 2)}$$

Le premier terme de l'équation **(3. 1)** reflète le comportement élastique du matériau tandis que le second terme traduit le couplage de l'effet piézoélectrique direct. Le premier terme de l'équation **(3. 2)** correspond à l'effet piézoélectrique inverse alors que le deuxième terme est lié au comportement diélectrique du matériau.

Par définition, la piézoélectricité d'un matériau est caractérisée par des coefficients piézoélectriques *'d_{ij}'* (équation **(3. 3)**), dérivés d'expressions matricielles qui modélisent les propriétés électromécaniques. Ils caractérisent le rapport de la charge de surface par unité de contrainte

mécanique appliquée pour l'effet direct **(3. 4)**, et le rapport de la déformation au champ électrique pour l'effet inverse **(3. 5)**.

$$d_{ij} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 & 0 \\ d_{31} & d_{31} & d_{33} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \textbf{(3. 3)}$$

$d_{ij} = \frac{D_i}{T_{ij}}$: Pour l'effet piézoélectrique direct **(3. 4)**

$d_{ij} = \frac{S_i}{E_i}$: Pour l'effet piézoélectrique inverse **(3. 5)**

Type	Symbole	Signification	Unités
Electrique	D	Induction ou déplacement électrique	$C.m^{-2}$
	E	Champ électrique	$V.m^{-1}$
	ε	Permittivité électrique	$F.m^{-1}$
Mécanique	S	Déformation relative	-
	T	Contrainte	$N.m^{-2}$
	s	Compliance	$m^2.N$
Piézoélectrique	d	Coefficients piézoélectriques	$C.N^{-1}$ (direct) ou $m.V^{-1}$ (inverse)

Tableau 3- 1 Définitions des grandeurs physiques [115]

Ces coefficients sont exprimés dans les formules **(3. 4)** et **(3. 5)** en utilisant la notation de Voigt, qui donne respectivement la direction de polarisation et la direction de contrainte selon les axes i et j. Il existe deux principaux modes de déformation : le mode longitudinal et le mode transversal. Dans le premier cas, le sens de polarisation et la contrainte mécanique sont identiques **(Figure 3- 2 a)** et le coefficient résultant est noté d_{33}. Dans le second, les directions sont perpendiculaires **(Figure 3- 2 b)** et le coefficient piézoélectrique s'écrit d_{31}.

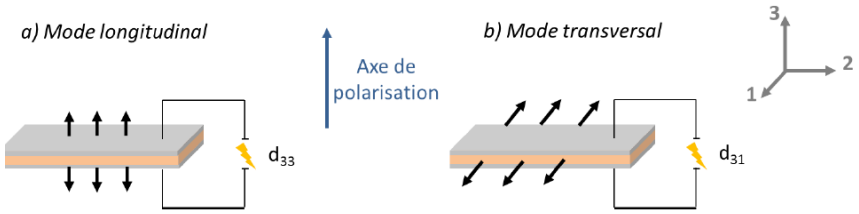


Figure 3- 2 Représentation schématique des modes de déformation d'un matériau piézoélectrique a) longitudinal, b) transversal [115]

3.4 Des polymères électroactifs

Dans des conditions physiologiques ou physiopathologiques complexes liées à des défaillances structurelles par exemple, les systèmes d'assistances, souvent mécaniques (exosquelettes), sont caractérisés par leur cinématique qui est généralement dédiée à répondre à la dynamique corporelle humaine à laquelle ils sont attachés. L'ingénierie développée dans ce domaine est souvent difficilement adaptée aux variations morphologiques importantes entre les sujets. Le principal défaut de cette approche et des approximations de la cinématique humaine réelle, est l'incontournable apparition de forces d'interaction incontrôlables résultantes de l'hyperstatisme aux interfaces tissus/capteurs.

Dans notre démarche d'amélioration de cette interaction physique, et afin de maîtriser le couplage et d'optimiser les phénomènes en jeu, il nous est apparu nécessaire d'intégrer des capteurs électroactifs tissulaires passifs dans des structures flexibles biocompatibles mariant parfaitement le corps. Le but est de quantifier les mouvements dynamiques musculaires par le biais de la transmission des forces issues des membres du sujet vers les structures (exosquelettes) dotées d'un revêtement tissulaire réactif.

En effet, les mouvements corporels humains résultent d'une part de l'interaction de surfaces osseuses complexes, et d'autre part de mouvements particuliers générés par des actionneurs distribués que sont les muscles dont les mouvements sont directement observables par le biais de la peau. Cette dernière, après une analyse objective, est capable de livrer une image représentative de l'état physiopathologique de la structure.

De surcroit, concevoir un revêtement actif adapté consiste habituellement à suivre la cinématique humaine. Cette approche possède un certain nombre d'avantages : elle permet d'obtenir une flexibilité des mouvements quotidiens dans un espace de travail familier et de proposer au sujet un dispositif dont la structure apparaît naturellement compatible.

De nos jours, la quantification des mouvements localisés sur la masse musculaire ne peut ainsi se faire que par des marqueurs multiples sur la peau avec simulation des mouvements de-surfaces osseuses [116] ou par l'utilisation de dispositifs passifs poly-articulés instrumentés et complexes [117], générant des incertitudes non négligeables de modélisation de la cinématique des membres humains, conduisant ainsi à des modèles approximatifs limitant le perfectionnement de la compatibilité cinématique.

En effet, si l'on relie ensemble par encastrement deux à deux les corps de deux structures sérielles cinématiquement proches mais qui ne sont, en réalité, pas parfaitement identiques, le phénomène d'hyperstatisme, né du surnombre de contraintes et d'inconnues statiques, apparaît. Si des modèles de structures rigides sont utilisés, ce phénomène va conduire à une impossibilité de mouvement du mécanisme et à l'apparition de forces internes incontrôlables. En pratique cependant, l'utilisation d'un revêtement actif flexible offre une certaine mobilité avec une sensibilité des contraintes internes (et donc de déformations) dans le membre. Ainsi, lorsqu'une structure d'assistance (robotisée ou non) est attachée à un membre humain, la cinématique répond forcément à la dynamique des déformations aux interfaces et permet ainsi à l'ensemble de se mouvoir, ce qui rend possible d'estimer les grandeurs recherchées surtout quand il s'agit des mouvements issus de tissus internes comme les contractions ou/et flexions musculaires ou neurologiques (neuromotrices).

3.4.1 Capteur flexible

Afin de respecter les normes de la biocompatibilité dans le revêtement des couches tissulaires électroactives, deux polymères ont été considérés : l'Acide Polylactique **(PLA)** et Le Polyvinylidene fluoride **(PVDF)**. Ces polymères, flexibles par nature, ont l'avantage de répondre à une plage de déformation importante (20 à 30% pour le PVDF), avec une flexibilité mécanique intéressante et une impédance acoustique adaptée à des applications à l'interface des tissus biologiques. Ils sont caractérisés également par la facilité de production et dans la mise en œuvre des capteurs à base de films (voie fondue) ou de fibres en nanofils (voie solvant) électroactifs. A noter que la performance électrique comme mécanique (flexibilité) du PVDF a fait de ce polymère piézoélectrique un élément presque incontournable dans des applications d'intégration dans le domaine de la haute technologie.

3.4.2 Polymère actif : PLA & PVDF

Le polymère PLA (Acide polylactique) est un matériau d'origine végétale produit à partir de la fermentation de sucres alimentaires issus principalement de la production de l'amidon de maïs ou du sucre de betterave. Quant au PVDF (Polyvinylidene fluoride), il peut être synthétisé à partir du monomère gazeux de fluorure de vinylidène (VDF) par un procédé chimique à base de solution contenant le diméthyl-formamide comme solvant principal. Dans la polymérisation en émulsion aqueuse, l'acide tensioactif fluoré est utilisé sous forme d'anion comme auxiliaire de traitement en solubilisant les monomères [118]. Le PVDF, à l'instar du PLA, permet de réaliser des capteurs tissulaires sensibles à des mouvements vibratoires de très faibles pressions. Avec le processus des nanofibres, il est désormais possible de réaliser des tissus capables de mesurer des grandeurs physiologiques (température, pression artérielle, stress…). Plusieurs signaux permettent de surveiller, par exemple, l'état d'un patient à distance, la somnolence d'un conducteur, depuis son siège…. L'exceptionnelle sensibilité de cette fibre ouvre même la voie à la conception d'une peau artificielle réactive.

L'orientation monodirectionnelle (par étirement) du PLA par exemple peut conférer à ce dernier des propriétés piézoélectriques faisant de ce polymère un élément électro-actif. Une fois transformé, le PLA joue le rôle d'un capteur (vibratoire) en générant des charges électriques lorsqu'il est soumis à

une déformation et inversement, il peut se déformer sous l'action d'un champ électrique faisant de lui un actuateur. En effet, les propriétés piézoélectriques du PLA résultent de l'organisation des fonctions esters sous forme de dipôles. Contrairement au polymère PVDF qui développe des caractéristiques piézoélectriques par étirement après extrusion, mettre en évidence des propriétés piézoélectriques en PLA ne nécessiterait pas d'étape de polarisation. En outre, la piézoélectricité du PLA ne dépend pas de la température contrairement au PVDF qui est pyroélectrique. A noter que ces matériaux (PLA comme le PVDF) sont des polymères biodégradables sous certaines conditions.

En exploitant les caractéristiques physico-chimiques de ce type de polymères, nous avons pu conçu des capteurs tissulaires flexibles préparés à partir d'une combinaison de réseaux de nano-fils électroactifs, de substrats en couches flexibles et de feuilles conductrices (électrodes). Afin d'atteindre un optimum recherché et d'optimiser à la fois ses caractéristiques électriques et mécaniques (flexibilité), la matrice de base du constituant PLA a été modelée par étirement contrôlé sous un angle de $45°$, alors que le PVDF a été dopé par des fibres nanostructurées en titanate de Baryum ($BaTiO_3$) associé à des feuilles des graphènes (GNr). Ces procédés ont donné lieu à des capteurs électromécaniques bidimensionnels, relativement avec de grandes surfaces spécifiques (travail exercé en collaboration avec l'Université de QingDao) **(Figure 3- 3)**.

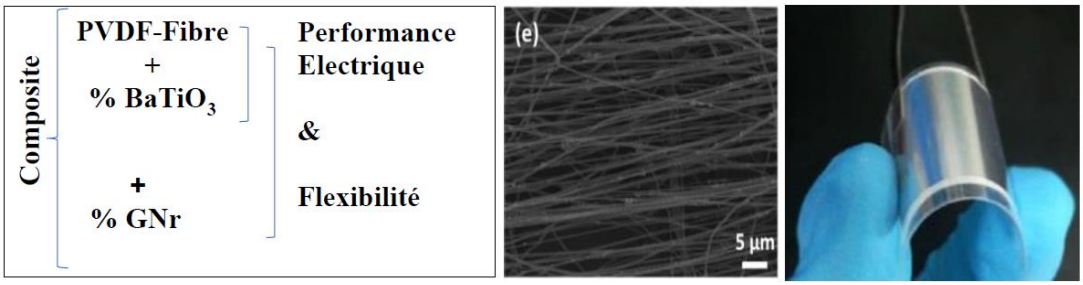


Figure 3- 3 Capteurs électromécaniques bidimensionnels

3.4.3 Caractéristiques électromécaniques

Dans le but d'identifier un optimum du choix sur la nature du capteur à mettre en œuvre, une série d'expérimentations a été suivie sur la caractérisation de la réponse électromécanique de deux types de capteurs de nature chimique différente, élaborés par deux procédés distincts :

1. Un PLA avec effet positif de l'étirement sur le coefficient piézoélectrique,
2. Un PVDF dopé par des pourcentages contrôlés de $BaTiO_3$ et des GNr.

3.5 Matériels et méthodes

Le concept ultrasonore usuel repose généralement sur l'utilisation d'un transducteur piézoélectrique résonant vibrant dans un mode d'épaisseur. Comme la fréquence de résonance d'un transducteur est inversement proportionnelle à sa taille, elle devient de plus en plus importante pour les basses fréquences. Afin que cette contrainte soit palliée, ce travail vise l'intégration des capteurs flexibles créant des interfaces structures/tissus.

3.5.1 Le PLA

A) Propriétés structurelles

Ce polymère biosourcé, une fois étiré convenablement, ses coefficients piézoélectriques d_{14}(-d_{14}) peuvent atteindre des valeurs comprises entre 6 et 20 pm/V **(Figure 3- 4)**, et ceci pour des films mono-orientés, sans avoir la nécessité d'un traitement par polarisation sous champ électrique (cas du PVDF).

La composante piézoélectrique apparait du moment où les polymères possèdent des monomères et/ou groupements chimiques ayant des moments dipolaires. La qualité de ce paramètre dépend largement du procédé mécanique et thermique d'élaboration qui agissent sur l'orientation moléculaire et sur la nature de cristallisations [119]. Sous certain angle d'orientation des chaines moléculaires, ces matériaux adoptent une symétrie uniaxiale de type D_∞ avec deux coefficients piézoélectriques en cisaillement (d_{14} et d_{25} = -d_{14}) selon sa matrice piézoélectrique.

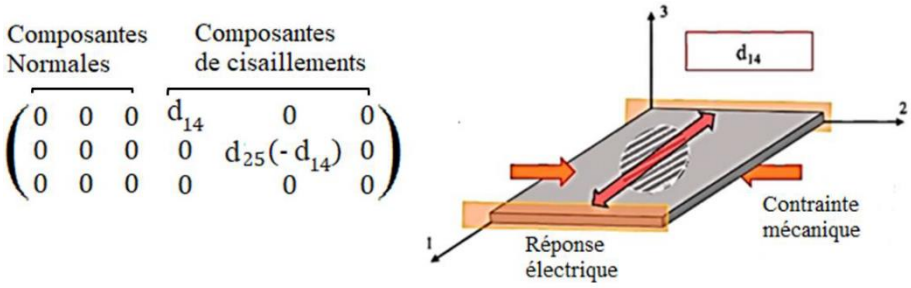


Figure 3- 4 Illustration schématique faisant apparaître les coefficients de la matrice de rigidité en contrainte de cisaillement (d_{14}) [120]

En effet, le PLA présente une piézoélectricité en cisaillement souvent favorisée par sa phase cristalline [121]. Le procédé de cristallinité et d'étirement permet de produire un film PLA possédant une piézoélectricité en cisaillement à l'échelle macroscopique. Un film étiré peut donc générer des charges d'origine piézoélectrique suite à l'application d'une contrainte de type torsion dans son plan.

B) Effet de la cristallinité et de l'étirement

Selon le procédé de polymérisation, le PLA peut être amorphe ou semi-cristallin. Le taux de cristallisation est fortement dépendant de la pureté optique et il est inversement proportionnel à cette pureté [122]. Il peut posséder un taux de cristallinité de l'ordre de 45 à 70% avec une pureté optique de 92% [123]. Les travaux d'Auras [124] montrent qu'aucune cristallisation significative n'est observée pour des puretés optiques inférieures à cette valeur.

Le PLA se cristallise principalement sous quatre différentes formes ; α, α', β et ɣ. A noter que, selon la littérature [125], [126], la forme α est la plus abondante et la plus stable. Elle est formée sous un procédé thermique supérieure à 120°C [127] avec des chaînes moléculaires de forme hélicoïdale [128]. Le **Tableau 3- 2** résume quelques données bibliographiques sur les paramètres cristallines.

Crystalline Phase	Unit Cell	Conformation	Formation Condition
α	Orthorhombic a = 9.95 Å, b = 6.25 Å, c = 8.8 Å	10_3 left-handed helix	Crystalizes above 120 °C
α′	Pseudo-hexagonal a = b= 6.2 Å, c = 28.8 Å	10_3 distorted helix	Crystalizes below 120 °C
β	Trigonal a = b = 10.52 Å, c = 8.8 Å	3_1 left-handed helix with frustrated structure	Drawing ratio ≥ 6 $T \approx T_{melting}$
γ	Orthorhombic a = 9.95 Å, b = 6.25 Å, c = 8.8 Å	3_1 antiparallel left-handed helix	Epitaxial crystallization on hexamethylbenzene (HBM) substrate

Tableau 3- 2 Information sur la phase cristalline du PLA [120]

Selon l'analyse par rayons X, les chaînes moléculaires changent la conformation du type (10/3) au type (3/1) dans le processus de transition α (δ) à β, qui se produit à travers le petit changement des angles de torsion de la chaîne squelettique. Comme le montre **Figure 3- 5**, la conformation locale d'une unité monomère peut être grossièrement exprimée à la fois par 'a', 'b' et 'c' et par TT'G, où T (et T') et G sont respectivement les angles intra chaînes [129].

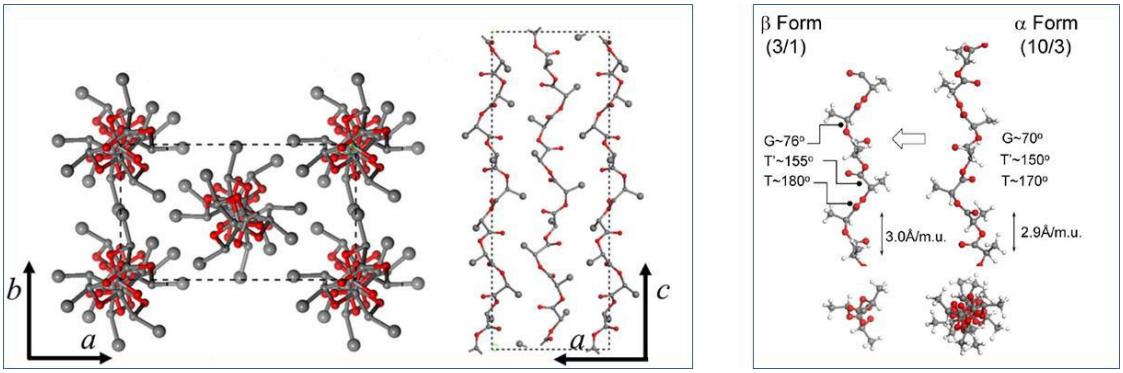


Figure 3- 5 Illustration structurelle de la forme cristalline d'une unité moléculaire PLA [129]

Au paramètre de cristallinité s'ajoute la variable « taux d'étirement (étirage) » qui impacte largement les caractéristiques électromécaniques d'un film PLA élaboré dans le but d'optimiser ses propriétés piézoélectriques. En effet, l'extrusion d'un film PLA est suivie d'une étape d'étirage uni-axial afin de favoriser l'apparition de la piézoélectricité [121], [130]. La **Figure 3- 6**, résume le processus mécano-thermique pour la production des films du PLA à base de granulés à l'état fondu [131].

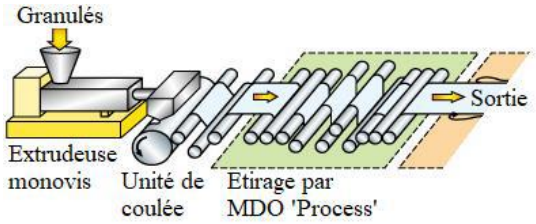


Figure 3- 6 Production d'un film PLA par le procédé 'Machine Direction Orientation' (MDO) [131]

Ce système d'étirage comporte plusieurs étapes : une introduction des granulées suivie par une étape de traitement thermique afin de favoriser la formation du film, une étape d'étirage, une étape de recuit thermique et une étape de refroidissement. L'étirage de film se fait par la force de traction

générée par la variation des vitesses des rouleaux de la zone d'étirage par MDO. A la sortie de filière, le film est porté dans une unité de refroidissement en lui conférant les dimensions finales sous-mentionnées désirées de l'ordre de $150\ \mu m$ d'épaisseur (PLA1-6 dans le cadre de notre étude), et ceci par le contrôle du ratio de ces caractéristiques dimensionnelles (par conversion volumique) à l'entrée 'V_e' dans l'unité de coulée et à la sortie 'V_s', soit :

$$V_e = V_s \ ; L_e . \ l_e . Ep_e = L_s . \ l_s . Ep_s \qquad \textbf{(3. 6)}$$

$$\lambda = \frac{L_s}{L_e} = \frac{l_s}{l_e}\frac{Ep_s}{Ep_e} \qquad \textbf{(3. 7)}$$

Avec :

L_e, l_e. et Ep_e sont respectivement la longueur, la largeur et l'épaisseur de la fraction du film à l'entrée

L_s, l_s et Ep_s sont respectivement la longueur, la largeur et l'épaisseur de la fraction du film après étirage.

La **Figure 3- 7** montre l'impact des caractéristiques technologiques dans la mise en place d'un Film PLA sur les propriétés piézoélectriques recherchées. Les courbes montrent l'évolution de la constante piézo d_{14} mode cisaillement pour deux échantillons ayant subi deux approches de cristallinité différentes : PLA1-65 à 65% et PAL1-55 à 55%.

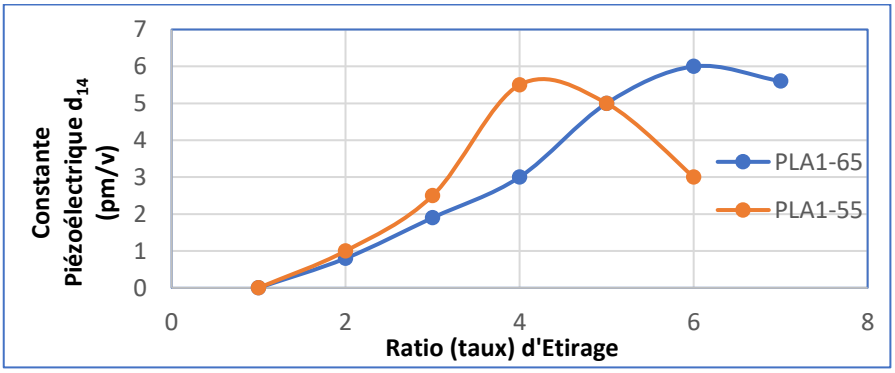


Figure 3- 7 Evolution de la constante piézo de cisaillement d_{14} en fonction des deux paramètres technologiques (procédé de films PLA) : le % de cristallinité et le taux d'étirage

Les films à l'état standard (1 sur l'échelle d'étirage) se montrent dépourvus de caractéristiques piézoélectriques [130]. Dès qu'une action d'étirement est appliquée dans une limite contrôlée (avant le domaine de détérioration), la valeur de la constante d_{14} augmente proportionnellement au taux d'étirage apparent.

C) Effet de l'angle de découpe

Il a été démontré [132] qu'à chaque angle de découpe θ des films étirés correspond une constante piézoélectrique d_θ exprimée par :

$$d_\theta = \frac{1}{2} sin\, 2\theta d_{14} \qquad \textbf{(3. 8)}$$

La matrice des constantes piézoélectriques sera présentée dans le nouveau repère du plan de $45°$ La **Figure 3- 5** fait apparaitre des composantes normales d_{13}^* et d_{12}^* issues des effets de l'expansion et de la contraction du film PLA sur un axe de $45°$ par rapport au sens de l'étirage. D'où :

$$d_{45^\circ} = d_{13}^* = d_{14} \qquad \textbf{(3. 9)}$$

Le taux d'orientation des films de PLA est une variable critique. Les travaux d'Andoh *(M. Andoh US 8,363,863 B2, 2013)* montrent que ce paramètre est maximal pour un angle de découpe de $45°$ **(Figure 3- 8)**

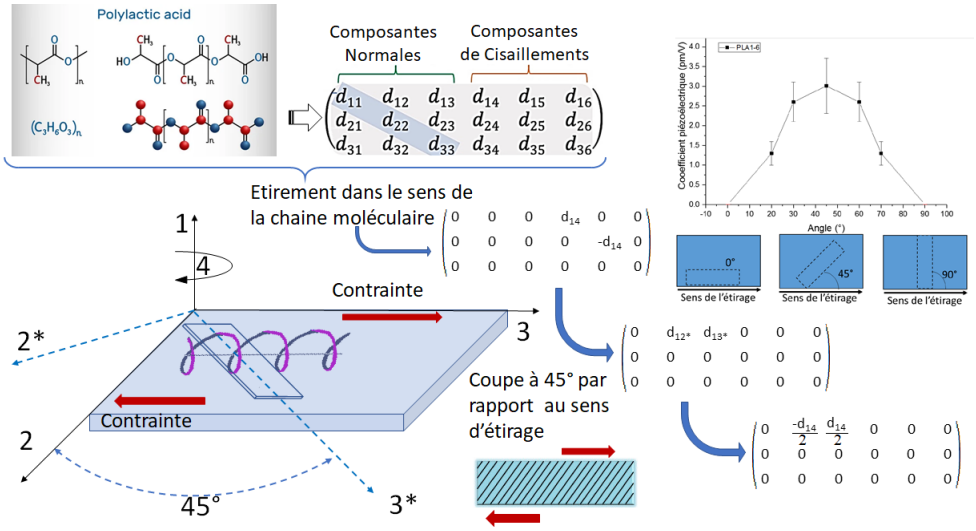


Figure 3- 8 Evolution des composantes matricielles en fonction du sens de l'étirement et de l'angle de découpe par rapport à la répartition moléculaires hélicoïdales dans le plan du film PLA (M. ANDOH US 8,363,863 B2, 2013)

3.5.2 Processus Tissulaire

Afin d'obtenir des propriétés mécaniques souhaitées, des travaux ont été conduits sur des variables optiques, thermiques et électriques des polymères PLA purs [133]–[135] en exploitant le potentiel d'une impression 3D FDM **(Figure 3- 9)** pour incorporer des fibres continues. Cependant, la morphologie du mélange et les interactions polymère-polymère et polymère-nanoparticule affectent les propriétés finales du produit imprimé en introduisant une dispersion non négligeable dans les grandeurs des variables caractéristiques [136].

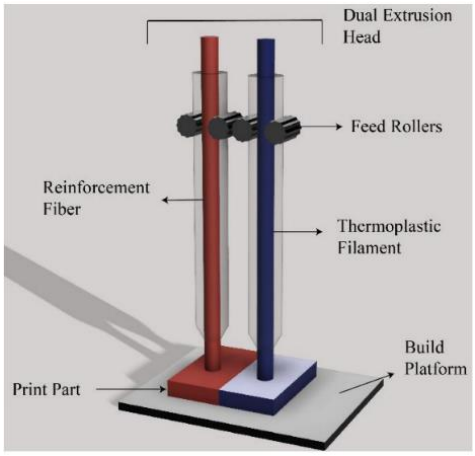


Figure 3- 9 Impression 3D à double extrusion de PLA avec fibres continues (adaptée à la référence [137], copyright 2020, MDPI Publishing)

En revanche, dans le cadre de notre travail, l'aspect technique de la réalisation des formes tissulaires en PLA a été soutenu par le laboratoire LMCPA (dans le cadre d'un projet interrégional 'BIOHARV'). En conséquence, nous avons eu l'occasion d'accéder à des PLA tissulaires élaborés sur la base des fibres produits par extrusion à partir de l'état fondu du polymère brut, suivi par une action mécanique successive d'étirage jusqu'à l'atteinte du diamètre souhaité. La **Figure 3- 10** schématise le processus de fabrication mise en place par le partenaire 'Contexbel' dans la production de plusieurs modèles tissulaires. A titre d'exemple, le capteur tissulaire en Twill 16 (16 rangées de fibres filaires actifs/cm²) a fait l'objet d'une quantification de ces propriétés électromécaniques dans le cadre de ce travail.

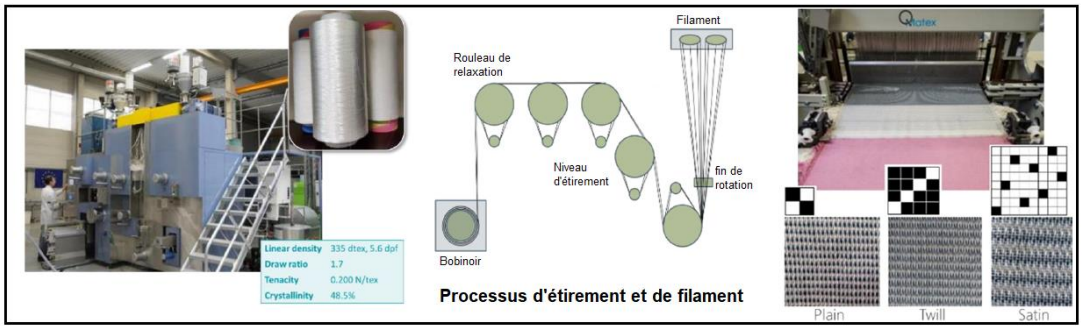


Figure 3- 10 Processus de fabrication tissulaire en fibres PLA (BIOHARV -CP-019)

3.5.3 Le PVDF

A) Propriétés structurelles

Contrairement au polymère électroactif en PLA, le PVDF nécessite une polarisation par un champ électrique afin d'affecter à sa structure les propriétés piézoélectriques. C'est un polymère thermoplastique chimiquement stable produit par un processus de polymérisation du fluorure de vinylidène (CH_2CF_2). Une fois soumis à un champ électrique, il développe des propriétés ferroélectriques, pyroélectriques et piézoélectriques [138]. Son utilisation couvre un large champ de

transducteurs, d'actionneurs électromécaniques et de dispositifs de conversion et de récupération énergétique [139]. C'est un matériau polymorphe qui peut se trouver sous plusieurs structures cristallines selon les conditions d'élaboration. Il existe cinq phases cristallines α, β, γ, δ et ε dont les plus courantes sont les phases α et β [140].

En effet, la Chaîne α est la structure la plus stable. Elle est issue par un procédé portant le polymère à l'état fondu. Les conformations de sa chaîne macromoléculaire sont représentées par des séquences alternées connues par des séries TGTG' **(Figure 3- 11)**. Chaque unité cellulaire est orthorhombique contenant deux chaînes. Les chaînes adjacentes sont organisées de manière à ce que les moments dipolaires des liaisons carbone/fluor individuelles soient alignées perpendiculairement à la direction de la chaîne, en s'annulant les unes les autres. La phase α est donc apolaire [141]. L'application d'un champ électrique de l'ordre de $10\ MV/m$ provoque une torsion partielle menant la structure à la δ, quasi-identique de α mais avec des nuances d'orientation. Cette nouvelle configuration conduit à un moment dipolaire résultant non nul.

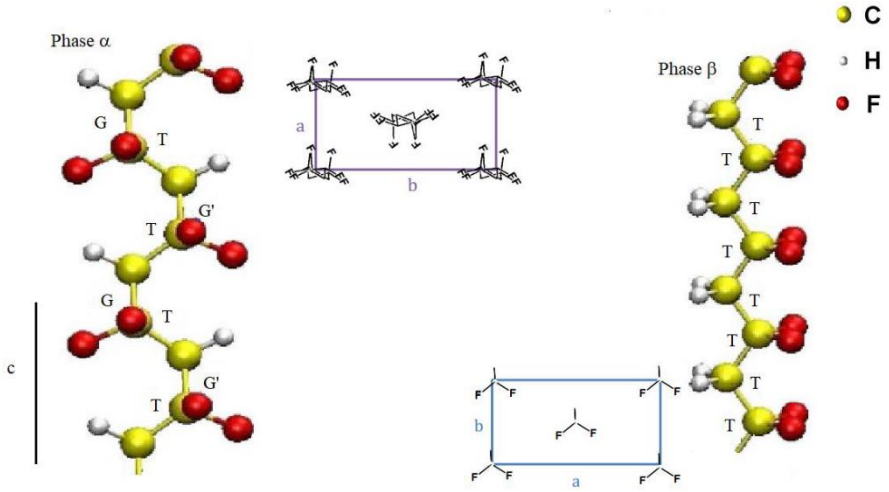


Figure 3- 11 Illustration schématique montrant la phase α (TGTG') et la phase β (TTTT) avec leurs unités cristallographiques orthorhombiques contenant deux chaînes moléculaires [141]

La phase β, est caractérisée par ses propriétés ferroélectriques et piézoélectriques optimales. Elle présente deux chaînes de même conformation TTTT regroupées dans des cellules unitaires orthorhombiques individuelles. Le positionnement, sous l'effet d'un champ électrique, des atomes de fluor d'un seul côté de la cellule unitaire permet l'orientation de tous les moments dipolaires dans la même direction. Il résulte alors un moment dipolaire non nul de l'ordre de 2,1 D (debye) qui confère au PVDF ses propriétés ferroélectriques, piézoélectriques et pyroélectriques. Contrairement aux matériaux céramiques où le mécanisme piézoélectrique est régi par la réorientation dipolaire, on pense que la piézoélectricité dans le PVDF est dominée par l'électrostriction volumique ; par conséquent, les coefficients piézoélectriques d_{33} et g_{33} sont négatifs [142].

B) PVDF : un polymère électroactif

Différentes stratégies ont été développées pour obtenir la phase électro-active du PVDF, en se concentrant principalement sur le développement des procédés de traitement spécifiques. Comme l'indique Martins [143] dans ses travaux, la phase β est le plus souvent obtenue soit par étirement

mécanique de la phase α, soit à partir d'un bain de fusion dans des conditions spécifiques telles qu'une haute pression, un champ électrique externe et un processus de refroidissement ultra-rapide. La contrainte appliquée par l'action d'étirement menant à la formation de la phase β, entraîne l'alignement des chaînes polymères dans les cristaux de sorte qu'une conformation en zigzag planaire en TTTT est induite. Un tel mécanisme permet aux dipôles de s'aligner perpendiculairement à la direction de la contrainte appliquée [144]. Le processus de transformation de la phase α à la phase β du PVDF par étirement mécanique tel que proposé par Li [145] est résumé par le dessin schématique de la **Figure 3- 12**. La sphérulite alpha de PVDF à chaînes repliées est facilement obtenue dans les conditions de mise en œuvre classiques et standards. Lorsqu'un étirement mécanique est appliqué au matériau, la région de transition de la structure cristalline commence à partir du milieu de la sphérulite, où les chaînes moléculaires sont d'abord étendues le long de la direction d'étirement. Avec la déformation du matériau, des régions de chaînes étendues s'étendent transversalement le long du milieu de la sphérulite. Des chaînes de plus en plus étendues se forment avec l'évolution de la déformation du PVDF, jusqu'à ce que toute la sphérulite de phase α se transforme en phase β.

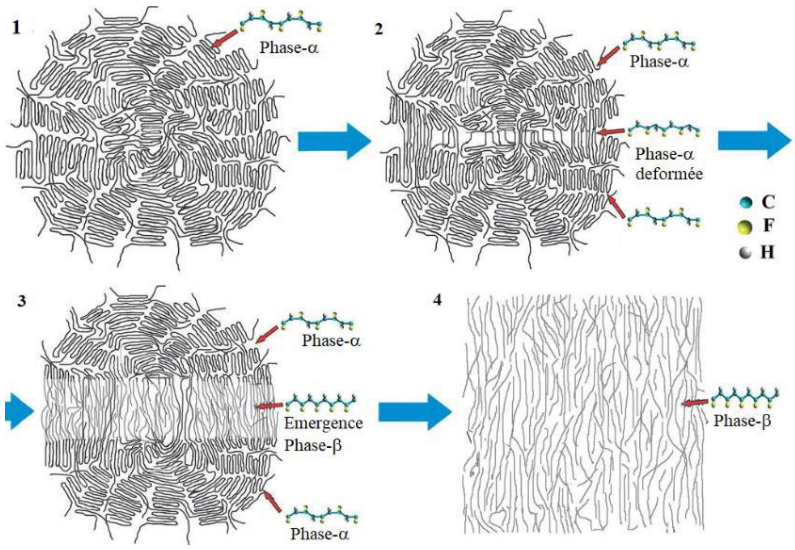


Figure 3- 12 Processus de l'émergence de la phase- β sous l'action d'un étirement mécanique appliqué à une structure de base d'un polymère PVDF en phase-α [145]

Comme mentionné dans les travaux de Qin [146], le PVDF est chimiquement inerte. C'est un produit de la classe des polymères fluorocarbonés. Sa haute résistance à l'hydrolyse, son faible taux de dégradation et sa rigidité (indépendant du vieillissement) révèlent la biocompatibilité de sa matière [147]. Il a été démontré que lorsque le PVDF entre en contact avec des tissus humains, aucune réaction tissulaire fibreuse excessive n'a été détectée [148]. Ainsi, le PVDF peut être utilisé dans des applications biomédicales, comme par exemple pour des structures de détection actives dans des capteurs de pression implantables [149], [150]. Il a une stabilité thermique de ses propriétés ferroélectriques (généralement jusqu'à $80^{\circ}C$) fortement adaptée à des applications dans le domaine de la biologie (médicale) [151], dans une gamme de fréquences d'une 100 Hz à quelques MHz [152] selon son orientation en déformation 'normale' ou en 'flexion'.

Ces caractéristiques électromécaniques, électriques et piézoélectriques (résumées dans le **Tableau 3-3**) font du PVDF un matériau électro-actif prometteur pour des capteurs [153] et des convertisseurs et récupérateurs énergétiques [154]. Dans certaines applications, la combinaison naturelle des

propriétés diélectriques et piézoélectriques a permis la formation des cellules auto-chargées, où le PVDF a été utilisé à la fois comme séparateur et élément piézoélectrique [155].

Propriétés Mécaniques		Propriétés Piézoélectriques	
Densité	*1.78g/cm³*	*Constante de déformation d_{33}*	*-15-33 pC/N*
Résistance à la traction	*20-50 MPa*	*Constante de déformation d_{31}*	*6-23 pC/N*
Module de Young	*2 – 4 GPa*	*Coef Pyroélectrique*	*19-30µC/m²K*
Absorption Humidité	*0.04 – 0.05 %*	*Coef de couplage*	*10-15 %*

Tableau 3- 3 Caractéristiques électromécaniques, électriques et piézoélectriques du PVDF

3.5.4 Concept filaire par « electrospinning »

Les capteurs électromécaniques basés sur des nanomatériaux sont d'une importance cruciale pour les appareils portables en raison de leurs propriétés intéressantes telles que la légèreté, la facilité de fabrication, la haute résistance et la grande maniabilité dans une large gamme de conditions de pression [56], [156]–[160]. À cette fin, divers types de nanomatériaux, y compris les nanoparticules [159], [161]–[163] nanofils [156], [56], [164]–[166] nanotubes [167]–[171] et nanofibres [158], [172], [173] ont été explorés pour obtenir des réponses mécaniques précises et stables lorsque les capteurs sont soumis à une contrainte [56], [156], [174], [160], [164], [166], [167], [173], [175].

C'est à partir de 1993 que le processus d'électrofilage (electrospining) a connu du succès suite aux travaux de Doshi et Renecker [176]**.** Ces travaux ont porté particulièrement sur les conditions impactant directement les propriétés des non-tissés fibreux tels que la concentration en polymère et le potentiel électrique appliqué. D'autres études basées sur le même principe ont étudié l'influence de la conductivité de la solution à électrofiler [177].

Aujourd'hui, cette technique devient incontournable dans le domaine du textile mais aussi dans le domaine des matériaux innovants. Elle a été reconnue par la communauté scientifique comme une technique complètement opérationnelle pour le filage de nanofibres de polymère.

C'est dans cet objectif, que les travaux de Sun [178]–[181] ont porté sur la conception de capteurs tissulaires (couches minces) flexibles à base de nano-fils électroactifs (PVDF). L'avantage de cette démarche réside du fait que l'étirement mécanique et les champs électriques élevés pendant le processus d'électrofilage peuvent provoquer une polarisation locale et donc renforcer les propriétés piézoélectriques sans un processus de polarisation supplémentaire.

3.5.5 Procédé

La technique de l'électrofilage, (electrospinning ou filage électrostatique) est une méthode relativement simple, peu contraignante, peu coûteuse et très efficace. Son principe est basé sur l'application d'une force électrostatique motrice pour obtenir des fibres de polymères avec des diamètres de l'ordre de quelques centaines de nanomètres. Ce processus ne nécessite pas l'utilisation de coagulation chimique ou de hautes températures pour produire des fibres solides à partir d'une solution. Cela rend le processus particulièrement adapté à la production de fibres utilisant des

molécules larges ou complexes. L'« electrospinning » peut également être effectué à partir de précurseurs fondus ; cette méthode permettant de garantir qu'aucun solvant ne sera transféré au produit final.

En effet, tout dispositif d'« electrospinning » est composé généralement de trois éléments de base: (1) d'une alimentation haute tension DC (ou AC) de polarité positive ou négative, (2) d'une pompe propulsant la solution de polymère contenue dans une seringue au débit souhaité, et enfin, (3) d'un collecteur métallique (généralement une feuille d'aluminium pouvant avoir de différente morphologie ; plat, circulaire ou tubulaire) permettant de récupérer les nanofibres **(Figure 3- 13)**.

Lors du procédé, la solution de polymère présente dans la seringue est injectée avec un débit contrôlé à travers l'aiguille métallique. Un champ électrique à haute tension, (ordre de plusieurs milliers de Volts par mètre), est appliqué entre l'aiguille et le collecteur [182]. Lorsque les forces électrostatiques de répulsion deviennent prépondérantes devant la tension superficielle du fluide, un jet est divisé en plusieurs filaments chargés formant les nanofibres qui se déposent sur le collecteur et forment un mat constitué de segments de fibres orientées de manière aléatoire **(Figure 3- 14)**.

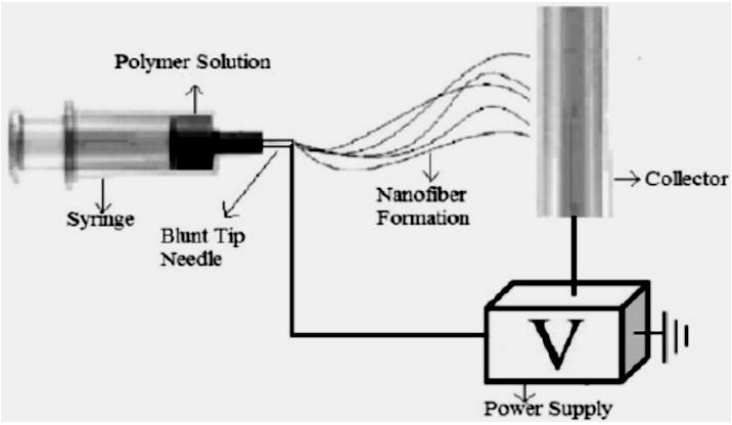


Figure 3- 13 Schéma représentatif du montage d' « electrospinning »

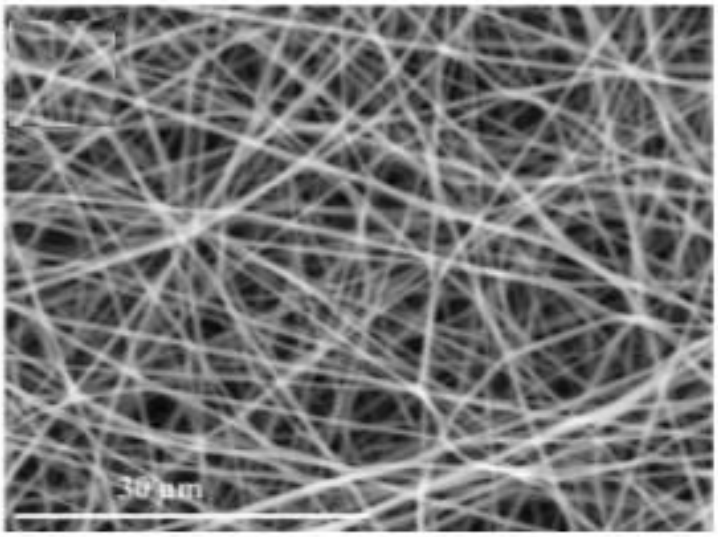


Figure 3- 14 Image MEB d'un mat de nanofibres d'alcool polyvinylique réparties aléatoirement [178]

La morphologie des fibres et leur répartition aléatoire résultent de l'interaction entre le champ électrique, qui tend à étirer le jet, et la tension de surface du fluide qui tend à produire des gouttelettes afin de minimiser son énergie de surface.

En revanche, cette disposition spatiale est entachée par une contrainte d'application non seulement dans des domaines tels que l'électronique, la photonique et les actionneurs, qui nécessitent un transfert de charge direct et rapide ou des structures régulières et uniformes, mais également dans le domaine de l'ingénierie tissulaire, comme les tissus conjonctifs qui nécessitent une organisation bien contrôlée.

Jusqu'au présent, de nombreux groupes de recherche ont abordé ce sujet [56], [156], [180], [181], [183]. Il est valorisant d'observer **(Figure 3- 15)** qu'en plus des membranes de fibres désorientées, d'autres structures organisées ont pu être élaborées comme celles des réseaux de fibres parallèles et croisées, des fibres hélicoïdales ou ondulées, des fils de fibres torsadées, de la nappe de fibres à motifs et des empilements 3D.

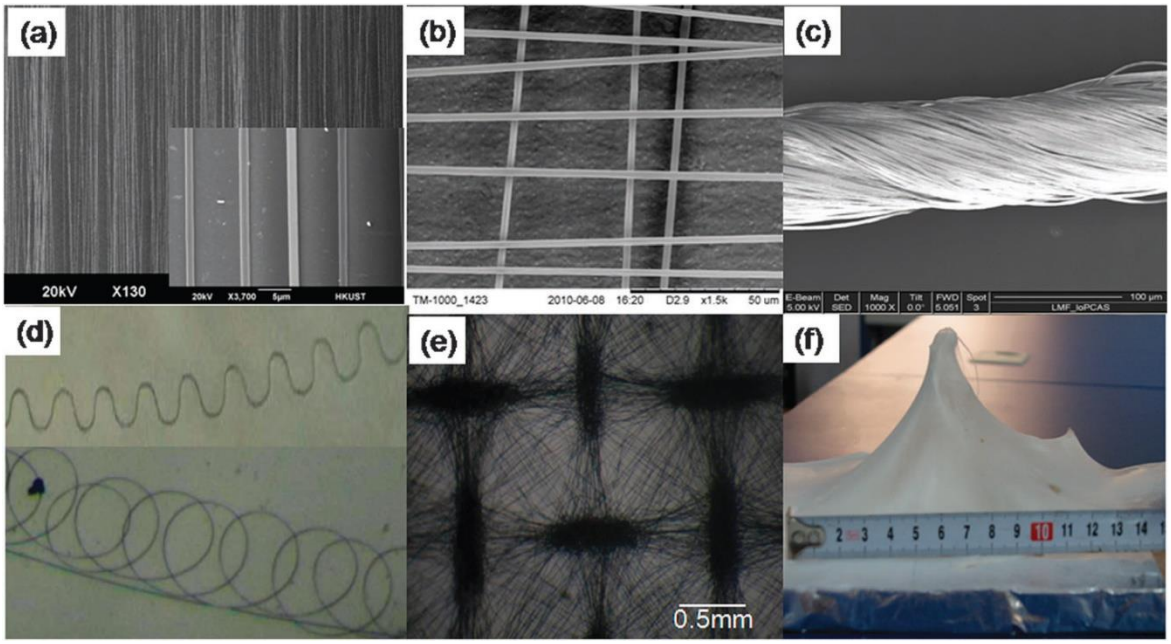


Figure 3- 15 Electrospun (a) aligné et (b) des réseaux fibreux croisés, (c) des fils fibreux torsadés, (d) des fibres hélicoïdales et ondulées, (e) des motifs fibreux, (f) des empilements 3D [180]

A noter que, pour certaines configurations, comme par exemple la structure en faisceaux nanofibres, présentent d'excellentes propriétés mécaniques le long de la direction axiale, ce qui est important dans des applications spécifiques issues de l'ingénierie tissulaire. En effet, les échafaudages de faisceaux de fibres sont capables de résister à des charges de traction significativement élevées et leurs structures imitent plus étroitement la hiérarchie des tissus tendineux (dans le cas des greffes par exemple) [184].

3.5.6 Fabrication des réseaux fibreux à alignement contrôlé

Actuellement, l'alignement des fibres électro-filées peut être facilement réalisé grâce à des avancements technologiques de points. Diverses techniques existent dont chacune peut élaborer des structures variées et adaptées à un besoin spécifique.

En effet, aujourd'hui la technologie d'injection est adaptée à l'application recherchée, permettant ainsi la possibilité de varier les buses par le biais de nombreux types d'aiguilles. Bien que la configuration mono-aiguille soit la plus répandue, il existe des dispositifs multi-aiguilles qui permettent de générer plusieurs flux distincts coaxiaux. Afin d'obtenir des structures unidimensionnelles, bidimensionnelles (2D) et tridimensionnelles (3D), différents types de collecteurs ont été considérés, entre autres : alignement par collecteur cylindrique rotatif **(Figure 3- 16)** [185]–[187], alignement par électro-filage centrifuge **(Figure 3- 17)** [188], [189] et alignement électrostatique/magnétique (cas de cette étude).

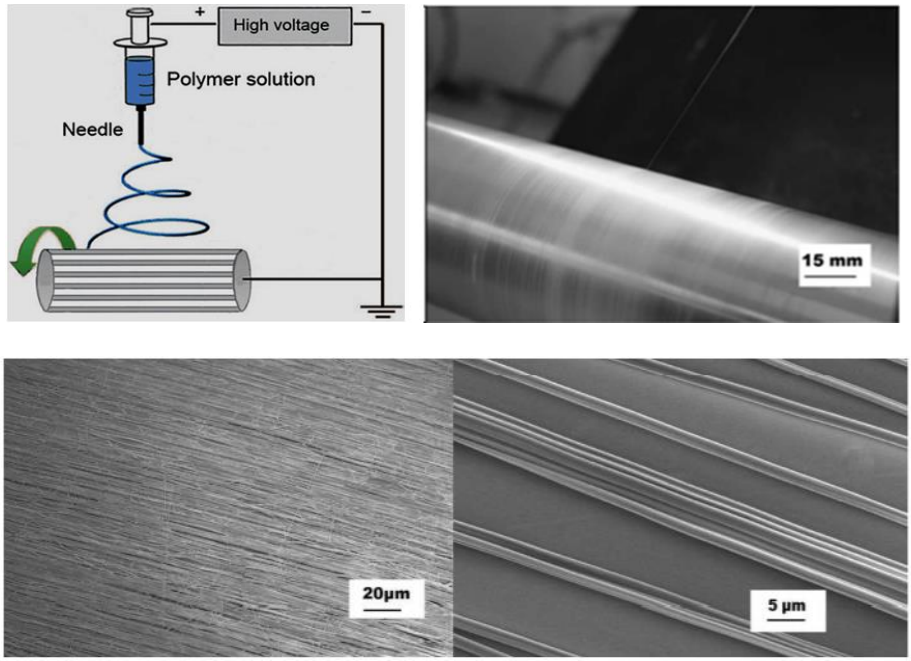


Figure 3- 16 Collecteur cylindrique rotatif pour obtenir l'alignement unidirectionnel de nanofibres [187]

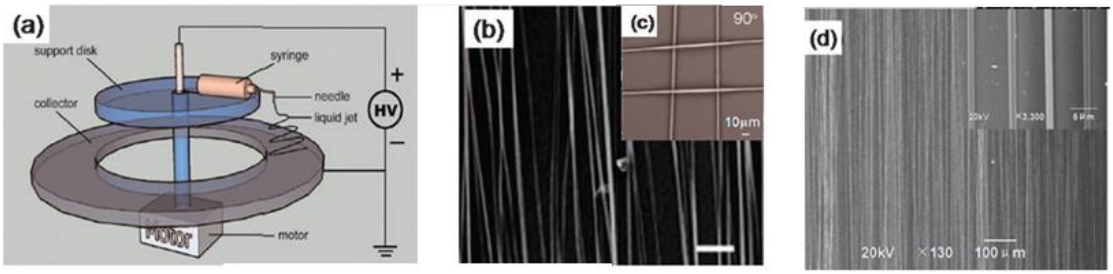


Figure 3- 17 Schéma de l'installation à double filage. (b) Images SEM des fibres alignées parallèles. (c) Les grilles à deux couches avec des angles de rotation de 90 degrés. (d) Images MEB de fibres PS droites alignées électrofilées [180]

Alignement électrostatique/magnétique

Dans le cas d'un alignement électrostatique/magnétique, l'application d'un champ électrique externe, de même polarité que la charge à la surface du jet, parvient à contrôler l'instabilité de flexion inhérente au processus d'électro-filage conventionnel tout en conduisant à disposer des nanofibres hautement alignées et à des tapis pseudo-tissés [190]. Cette voie a permis, dans le cadre d'une collaboration avec le Collège de Physique de l'Université QingDao (Chine), de contrôler la densité et la largeur des tapis en nanofibres alignées par une combinaison basée sur un collecteur rotatif et de trois électrodes auxiliaires parallèles situées dans le même plan que la surface supérieure du collecteur.

Il a été constaté que dans des solutions polymères contenant des composantes magnétiques (particules, fibres, …), le flux magnétique appliqué pourra jouer un rôle bénéfique dans la disposition ordonnée de la structure **(Figure 3- 18)**.

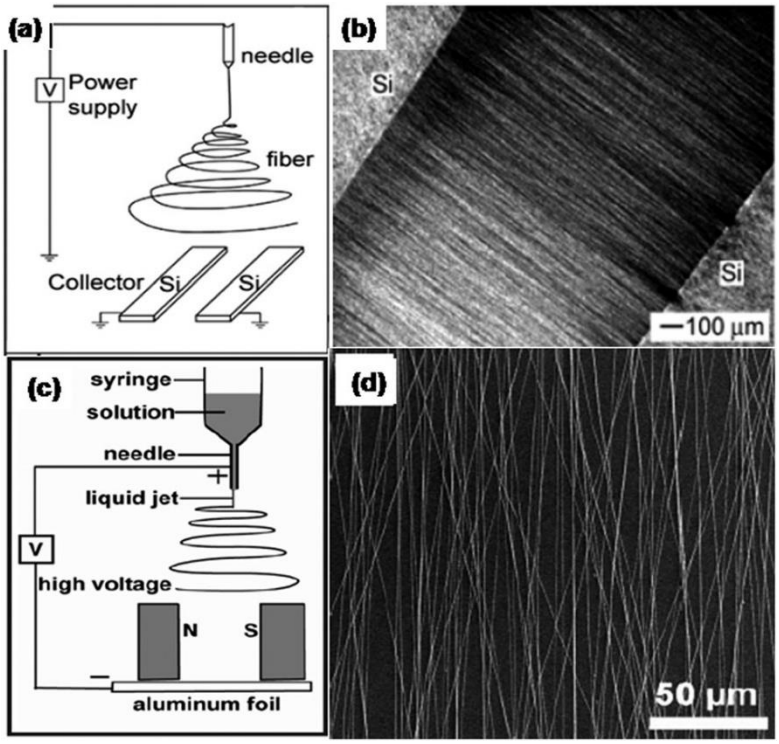


Figure 3- 18 Méthode d'alignement électrostatique/magnétique, a) Schéma de la collection de gapping pour l'électrofilage, b) Micrographie optique à fond noir de nanofibres PVDF collectées au-dessus d'un espace formé entre deux bandes de silicium, c) Illustration de l'appareil pour l' « electrospinning » magnétique et d) des fibres filées à densité homogène

3.6 Discussion

La technologie des capteurs couches minces à base de nano-fils électroactifs est potentiellement la voie qui répond de près à la quantification *in situ* de notre dynamique physiologique **(Figure 3- 19)**.

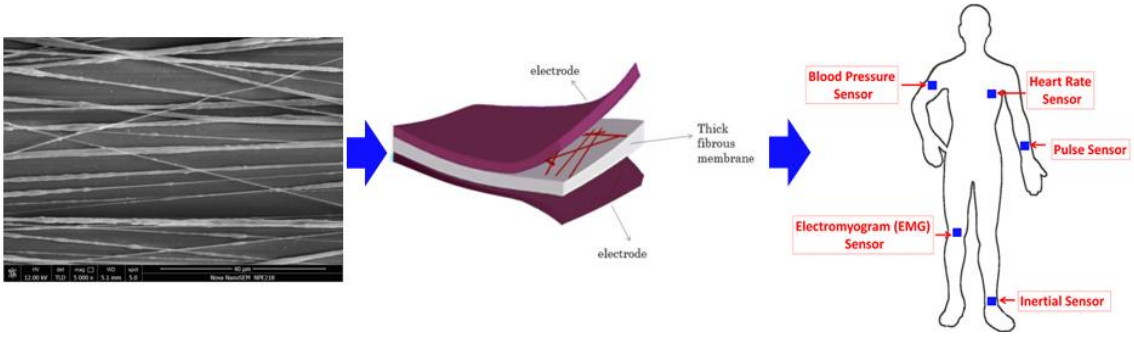


Figure 3- 19 Schéma de principe sur la disposition de capteurs minces à base de fibres nano-composées

En effet, l'évolution du monde moderne et le vieillissement de la population sont un phénomène qui touche notre quotidien d'aujourd'hui et sûrement de demain. Si l'allongement de la durée de vie et l'accroissement de la proportion de seniors, souvent en bonne santé, est un motif de satisfaction et d'espérance, la fréquence du grand âge, notamment au-delà des 80 ans, n'est pas sans poser un nombre conséquent de défis pour notre société. Assurer un confort ou accompagner un sujet en perte d'autonomie devient un enjeu majeur, tout particulièrement dans le cadre du maintien à domicile. Dans ce chapitre, nous avons braqué l'éclairage sur des capteurs/actionneurs électroactifs, potentiellement intégrables, par le biais de leurs structures et leurs natures biocompatibles dans des structures « intelligentes » et qui, sans aucun doute, deviendront une partie intégrante de notre physiologie future.

Chapitre 4 Quantification de la dynamique tissulaire aux interfaces

Sommaire

4.1 Introduction 68
4.2 Approche Phénoménologique 68
4.3 Capteurs film PLA 69
4.3.1 Quantifications électromécaniques 70
4.3.1.1 Réponse mécanique 70
4.3.1.2 Réponse électrique dynamique 72
4.3.1.3 Réponse électrique Impulsionnelle 73
4.3.1.3.1 Dispositif de mesure expérimentale 73
4.3.1.3.2 Structure multicouche 76
4.3.1.3.3 PLA-Structure Tissulaire (concept vu en chapitre 3 pages 56-57) 78
4.3.1.3.4 Comportement impulsionnel 80
4.3.1.3.5 Comportement harmonique à fréquence forcée 81
4.4 Capteurs film PVDF 81
4.4.1 Comportement Mécanique 82
4.4.2 Mise en équation 82
4.4.3 Comportement Electrique 83
4.4.3.1 Réponse Dynamique 83
4.4.3.2 Réponse Impulsionnelle 86
4.4.3.3 Capteur Tissulaire en fibre PVDF 87
4.4.3.4 Comportement harmonique à fréquence entretenue (PVDF/3%BT/0.25%Gnr) 89
4.5 Capteur : Critère de choix 90
4.5.1 Application expérimentale 91
4.5.1.1 Normalisation métrologique 91
4.5.1.2 Couplage Homme-Structure à l'interface 93
4.5.1.3 Evaluation Expérimentale 94
4.5.1.4 Analyse de la signature dynamique 96

4.5.1.5 Validation préliminaire sur banc d'essai 97
4.5.1.6 Evaluation des grandeurs caractéristiques 98
4.6 Conclusion 100

4.1 Introduction

Aujourd'hui, les capteurs flexibles, notamment les PLA et le PVDF, attirent une attention particulière dans des applications variées, telles que les applications médicales, les écrans flexibles et la robotique intelligente. Cette attention résulte de leurs caractéristiques physicochimiques et dimensionnelles comme leur portabilité, leurs performances de détection en temps réel, leur flexibilité et leur caractéristique biodégradable.

Ces capteurs, pouvant être de nature tissulaire, conçus sous forme des structures en couches minces bidimensionnelles confèrent à ces éléments une grande surface spécifique et une conductivité élevée, largement exploitée dans les dispositifs de conversion et de récupération énergétique. Dans les applications qui suivent, un polymère PVDF à base de nano-fils électroactifs a été mise en œuvre dont sa sensibilité et sa flexibilité ont été améliorées par dopage (chapitre 3). Ce capteur couche mince atteint, une fois intégré dans des structures molles (peau), une sensibilité de détection (10,2 Pa) sur une large fourchette basse fréquentielle résulte d'une réponse temporelle de 4 ms reflétant ainsi le mouvement musculaire et corporel. Il est également caractérisé par sa faible consommation énergétique (0.48 mW) et une grande reproductibilité. Toutes ces caractéristiques lui confèrent un potentiel accru dans la surveillance des soins, d'un diagnostic clinique et dans certaines applications comme celle d'une peau artificielle (nouvelle génération). Ces capteurs tissulaires flexibles faisant, dans la suite de ce chapitre, le support de notre unité d'acquisition des signaux physiologiques d'un sujet donné sans pour autant interrompre ou restreindre les mouvements de la personne portant ces capteurs.

4.2 Approche Phénoménologique

Les interfaces humain-structure sont fortement caractérisées par l'impossibilité de communiquer d'une façon native. Alors il vaut mieux trouver des techniques pour permettre au dispositif de surveillance de s'adapter à l'utilisateur d'une façon fluide.

Il a été démontré que les caractéristiques dynamiques des membres humains peuvent être estimées par un modèle d'impédance variable ayant des propriétés viscoélastiques [191]. Afin d'optimiser les conditions d'interfaçage, il est important de considérer les propriétés dynamiques des tissus mous de l'utilisateur et de déterminer leur impact sur la stabilité du contact alors de reproductibilités. Notre approche de surveillance et/ou de contrôle sera dédiée alors à mesurer l'effort des muscles dans un groupe musculaire pour en dériver sa viscoélasticité et la reproduire dans les actionneurs tout en veillant à la stabilité de cette interaction. Cela va permettre d'évaluer les conditions de la stabilité du système tout en tenant compte des interférences possibles issues des grandeurs d'influence de l'environnement du sujet et estimer ainsi la capacité stabilisatrice du système individu/structure afin de converger vers un niveau de stabilité constant, tout en permettant une tolérance pour les micromouvements de l'utilisateur.

De ce fait, un capteur intégré à l'interface Structure/Tissus, doit respecter certaines conditions dont les plus importantes sont des propriétés mécaniques compatibles avec la contrainte corporelle (à l'image d'un mouvement musculaire par exemple) et des composantes piézoélectriques à minimas maintenues.

Afin d'optimiser les conditions aux limites des interfaces, une étude comparative PLA/PVDF sur les propriétés électromécaniques des capteurs **'Film'** et **'Tissulaires'** a été menée et ceci en fonction de leurs paramètres technologiques. A noter que les échantillons en polymère PLA ont été choisis conjointement avec le laboratoire LMCPA de l'UPHF et ceci dans le cadre du projet prestiflex alors que les échantillons en polymère PVDF sont issus d'une collaboration avec le collège de physique de l'Université de technologie de QingDao (chine).

Dans le but de quantifier les coefficients d_{14} du PLA et le d_{13}du PVDF nous avons dû construire un banc de caractérisation piézoélectrique. La technique consiste à mesurer la réponse électrique des **'capteurs'** suite à des sollicitations mécaniques. Le but sera ensuite de faire le choix sur la nature du capteur d'intégration en fonction de la qualité de sa réponse électromécanique.

A noter que dans la suite, les modalités expérimentales sur l'évaluation et la caractérisation du comportement électromécanique des échantillons ont suivi la même procédure et les mêmes conditions opératoires à la fois pour les Films en PLA et PVDF ainsi que pour les capteurs Tissulaires en PLA et PVDF.

4.3 Capteurs film PLA

Au vu de ce qui a été décrit au chapitre 3, plusieurs films en polymère PLA ont été considérés afin d'établir un bilan de qualité en visant le bon compromis entre l'angle de coupe et le rapport d'étirement mécanique de polarisation. Il est important de signaler que les propriétés piézoélectriques des films et des fibres orientés de PLA sans additifs ont fait l'objet de plusieurs travaux de recherches **(Tableau 4- 1)**. Il a été démontré que les fibres étirées de PLA peuvent atteindre des valeurs maximales de l'ordre de $16 - 23\ pm/V$ et ceci selon les caractéristiques technologiques adoptées. Ces études montrent que le taux d'orientation semble jouer un rôle très positif sur les performances piézoélectriques du PLA mais l'impact du taux de cristallinité reste complexe à identifier, notamment lorsque des valeurs de cristallinité très élevées sont obtenues. Cependant, des études actuelles montrent que ces deux paramètres dépendent fortement des conditions thermiques d'étirage voire de la pureté optique. Il convient donc d'analyser de plus près l'impact de ces variables sur les performances piézoélectriques.

Taux de Cristallinité (%)	**Taux d'orientation**	**d_{14} (pm/V)**	**Taux d'étirage**	**T°C d'étirage**	**Pureté Optique**	***Références***
51,7	0,782	10,1	2	70	99,9	***[192]***
54,6	0,903	15,6	7	90	99,9	***[193]***

Tableau 4- 1 Extrait des propriétés piézoélectriques des fibres orientées de PLA (sans additifs)

Les échantillons PLA utilisés pour réaliser cette étude sont obtenus à partir de grades industriels de PLA granulé (Nature Works & Total-Corbion) d'une qualité normalisée garantie.

Le **Tableau 4- 2** ci-dessous résume les différentes caractéristiques techniques de ces produits.

PLA-Grade Industriel	T°C transition vitreuse	T°C de fusion	D-Lactide (%) Ratio isomère D	*Références*
2003D	55-60	145-160	4,25	*[194]*
4032	55-60	155-170	2,1	*[195]*
L130	55-60	175	< 1	*[196]*

Tableau 4- 2 Caractéristiques techniques industrielles PLA granulé

Rappelons que l'extrusion des films est suivie d'une étape d'étirage uni-axial pour développer les caractéristiques électro-actives menant ainsi à trois catégories de capteurs **(Tableau 4- 3)** dont le contact électrique est assuré par deux électrodes d'argents déposées par pulvérisation avec une épaisseur moyenne d'environ 10 µm.

PLA Code	Taux d'étirage	Epaisseur (µm)
2003D	5,6	110
4032D	4,8	100
L130	5,1	120

Tableau 4- 3 Caractéristiques technologiques films PLA expérimentaux

4.3.1 Quantifications électromécaniques

4.3.1.1 Réponse mécanique

Du fait que le PLA se montre électro-actif selon une orientation de 45° par rapport à l'axe d'étirage (sens des chaînes moléculaires), il est alors caractérisé par le coefficient de cisaillement d_{14}. En favorisant ce coefficient, la technique utilisée porte sur l'assemblage par collage des deux films polymères identiques de sorte que l'excitation électrique engendre simultanément deux mécanismes de déformation opposée dans les deux couches : un allongement dans l'une et une restriction (contraction) dans l'autre de sorte que l'unité globale donne naissance à une poutre électro-active **'vibratoire'** dans la mesure où cette dernière est fixée rigidement d'un côté (déplacement nul) et libre de l'autre **(Figure 4- 1)**.

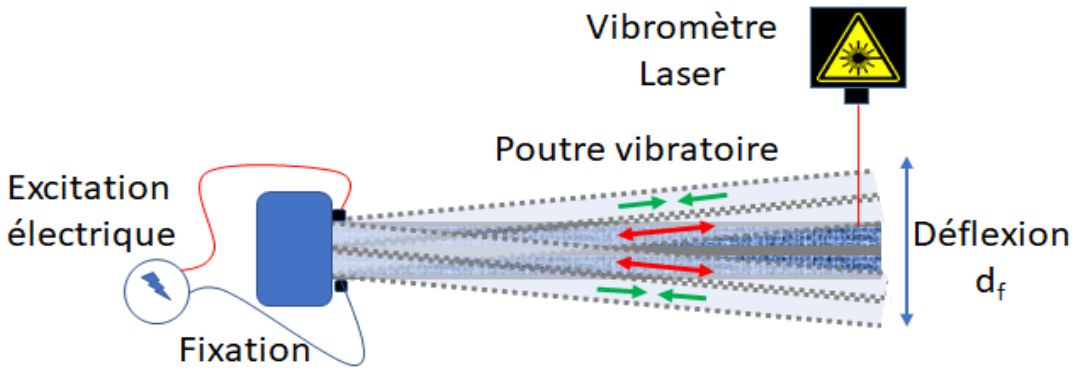


Figure 4- 1 Principe de mesure par vibromètre Laser de la portée de déflexion mécanique d'une poutre (film electroactif PLA, PVDF) sous l'effet d'une excitation électrique (sinusoïdale)

La quantification des caractéristiques électromécaniques en déflexion a été réalisée sur un échantillon à base de PLA 2003D (affichant le maximum en taux d'étirage de 5.6 par rapport aux autres). La **Figure 4- 2** montre la déflexion en fonction de la tension appliquée aux bornes des poutres et ceci pour une poutre ayant les caractéristiques dimensionnelles suivantes :

- *Longueur = 35 mm, largeur = 4 mm et épaisseur moyenne=120µm (avec électrodes).*

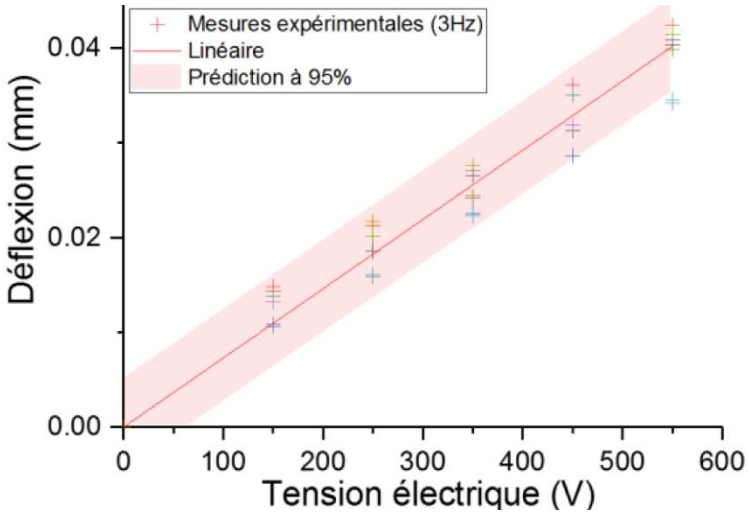


Figure 4- 2 Quantification des données expérimentales de la déflexion harmonique totale de la poutre PLA2003D en fonction de différentes tensions d'une sollicitation électrique de 3Hz appliquées aux électrodes (Conjointement IEMN – LMCPA)

Les courbes de la **Figure 4- 3** présentent l'évolution de la déflexion en fonction de la tension électrique appliquée aux bornes et ceci en généralisant l'application sur trois fréquences différentes afin de montrer la stabilité et la linéarité de ce type de capteur.

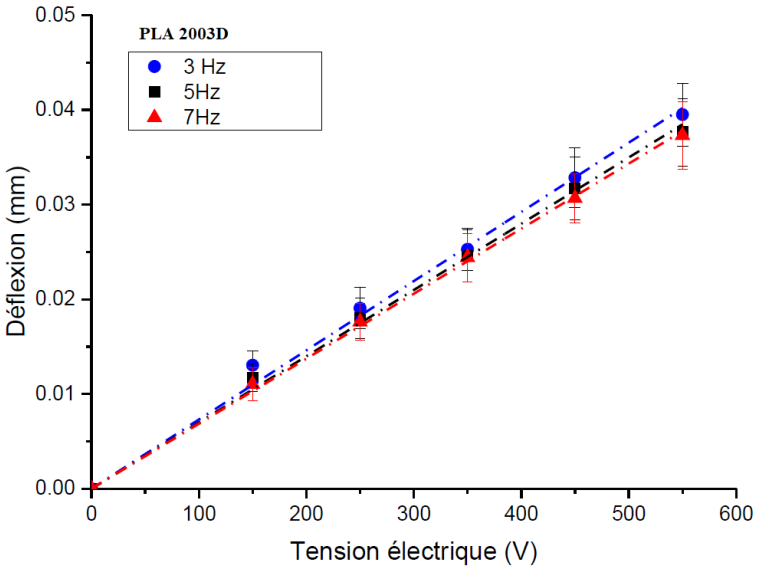


Figure 4- 3 Évolution de la déflexion d'une poutre piézoélectrique en PLA 2003D en fonction de plusieurs fréquences de sollicitation

Les courbes montrent une déflexion maximale d'environ 0.04 mm associée à une tension d'ordre de 550V, ce qui mène par conséquence à un coefficient piézoélectrique d_{14} de l'ordre de $6 \pm 1.4\ pm/V$. Elles montrent également un comportement linéaire qui prouve par ailleurs un comportement purement piézoélectrique.

Par comparaison aux films PLA 4032D & L130, dont l'activation de la déflexion mécanique nécessitait une tension seuil de 1000V (4032D) et 600V (L130) montre bien que l'augmentation relative de taux d'étirage optimise le comportement piézoélectrique et qui est dépourvue dans les films non étirés.

4.3.1.2 Réponse électrique dynamique

Afin d'estimer le taux de conversion en énergie électrique d'un film PLA considéré comme un capteur électro-actif, ce dernier a été sollicité en mode flambage par un système à oscillation mécanique sinusoïdale à fréquence contrôlée.

Longueur (mm)	Largeur (mm)	Epaisseur (µm)	Coefficient Piézoélectrique (pm/V)	Module Elastique (GPa)	Permittivité Diélectrique (ε_r)
40	4	110	6±1,4	1,98±0,3	2,15±0,1

Tableau 4- 4 Caractéristiques physiques du film PLA 2003D

Le **Tableau 4- 4** résume les caractéristiques physiques du 'transducteur' PLA 2003D qui a été soumis à des cycles de déformation d'amplitude et des fréquences variables. Nous pouvons constater sur les courbes de la **Figure 4- 4** que la tension électrique offerte par le capteur évolue linéairement en fonction de la déformation imposée et ceci pour une sensibilité maximale de 0,63V (pour 1% de déformation) associée à une fréquence de 20Hz. Une fréquence qui est en parfaite concordance avec le domaine de la 'mobilité corporelle'.

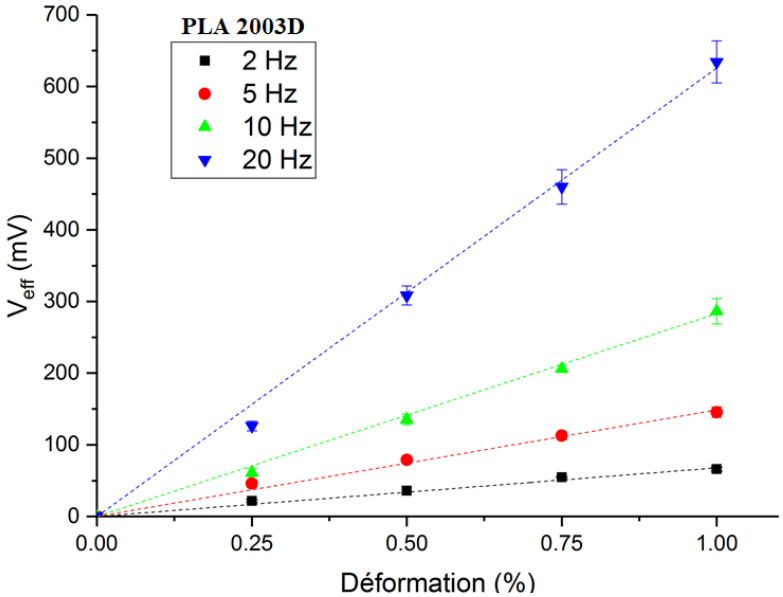


Figure 4- 4 Comportement électrique en réponse à une déformation du film PLA 2003D

Par ailleurs, l'estimation de tension efficace dans la réponse électrique du PLA donne accès au calcul de cette puissance. Pour des faibles taux de contrainte (déformations) qui résultent d'un taux d'étirages de 2 par exemple, nous avons pu constater l'absence d'une réponse électrique significative. Cependant, pour un taux d'étirage de 5,6 (PLA 2003D), la tension affiche une valeur de 66 mV pour une déformation de 1% à 2Hz et de 640mV sous une sollicitation de 20Hz. La **Figure 4- 5** montre l'évolution de la puissance pour les deux fréquences employées.

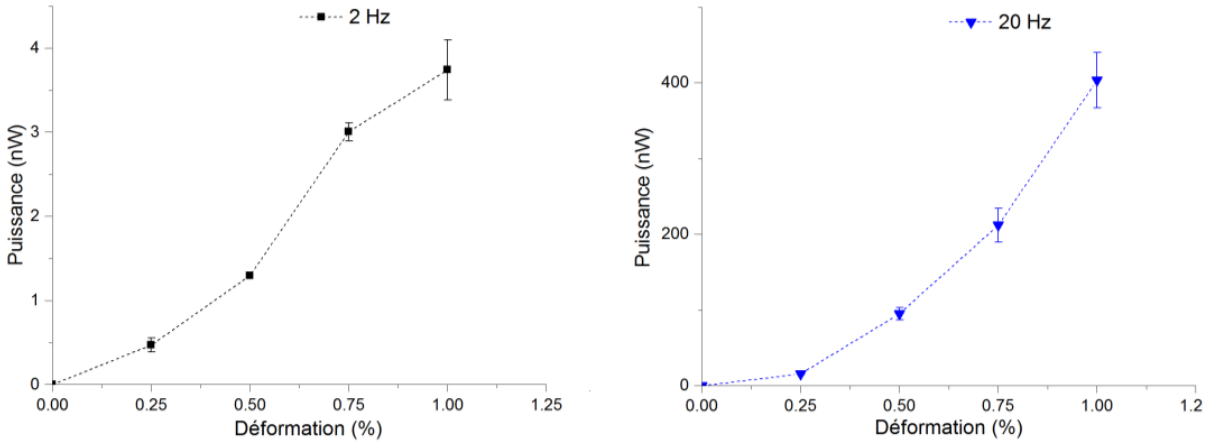


Figure 4- 5 Estimation sur le développement de la puissance électrique en déflexion

Les courbes montrent que cette puissance est de l'ordre de nanoWatt pour une fréquence de 2Hz et elle peut atteindre quelques centaines de nanoWatt (410nW) sous la fréquence de 20Hz. Par une approche d'interpolation, l'expression polynomiale avec une bonne approximation sera donnée par l'expression suivante :

$$P_{PLA} = 9{,}8E^{-10}.\ f^2.\ S^2 \qquad \textbf{(4. 1)}$$

Montrant que la puissance est une fonction quadratique de la déformation et de la fréquence associée.

4.3.1.3 Réponse électrique Impulsionnelle

4.3.1.3.1 Dispositif de mesure expérimentale

Le montage expérimental est basé sur l'estimation de la réponse électrique instantanée du 'capteur' suite à une excitation mécanique standardisée d'une durée très courte de l'ordre de 6 ms. En effet ce choc mécanique résulte de l'impact d'une bille en acier d'une masse de 4.071 g en chute inclinée sur la cellule 'capteur' **(Figure 4- 6)**. Le choix de l'inclinaison est fixé afin d'éviter tout rebondissement sur la structure et assurer en conséquence une seule réponse d'impact.

L'échantillon est pris en sandwich dans une cellule à serrage contrôlé. La répartition de l'impact mécanique de la bille est assurée par des plaques métalliques externes en aluminium couvrant ainsi deux plaques en polymère PDMS jouant le rôle comme des adaptateurs d'impédance mécanique entre l'échantillon et les plaques et permettant ainsi l'isolation électrique.

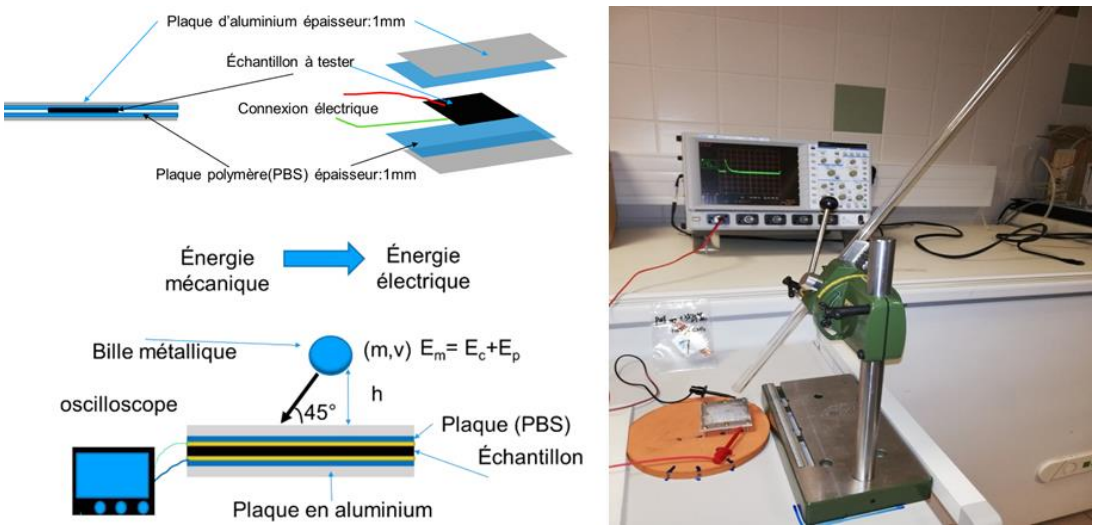


Figure 4- 6 Dispositif expérimental sur la répartition du choc mécanique sur une cellule sandwich à capteur intégré

Le système d'acquisition des signaux est composé d'un oscilloscope numérique (Lecroy) associé à une interface de mesure LabView, piloté par un ordinateur permettant ainsi l'affichage et le stockage des données.

L'évaluation des caractéristiques électriques du film PLA (également pour le PVDF plus loin) est basée sur l'estimation de la puissance (énergie) qui résulte de la réponse électrique du capteur. La conservation énergétique du système permet d'écrire :

$$\frac{1}{2}mv^2 = mgh \qquad \textbf{(4. 2)}$$

Avec

- v: la vitesse de la bille au point d'impact (niveau plaque)
- m: masse de la bille en acier
- h : hauteur standardisée de la position initiale de la bille
- g : accélération de la pesanteur

Cela mène à estimer la vitesse v à l'arrivée par : $v = \sqrt{2gh}$ = 3,8 m/s

Par ailleurs, les énergies mécaniques (cinétique + potentielle) en point de départ 'A' et au point d'arrivée 'B' de la bille s'expriment par :

$$E_{mA} = E_{mB}$$
$$E_{CA} + E_{pA} = E_{CB} + E_{pB} \qquad \textbf{(4. 3)}$$

$avec\ E_{pB} = 0$ (Énergie potentielle zéro au point d'arrivée)

Conduisant ainsi à une Puissance mécanique 'P_m' du choc :

$$P_m = E_m/t = 4{,}9W \quad \textbf{(4. 4)}$$

Pour une valeur de $E_m = 29{,}3 \,.\, 10^{-3} J$

La **Figure 4- 7** montre une trace électrique 'Type' de la réponse d'un capteur PLA d'une section de 1cm² au choc mécanique défini ci-haut. Cette morphologie résulte d'une moyenne de 5 essais réalisés sur des échantillons identiques (issus d'un même film global) sous les mêmes conditions opératoires. Cette trace montre que l'amplitude (en valeur absolue) est d'environ 0,31V reflétant ainsi les caractéristiques de la transduction électromécanique de ce type de capteur.

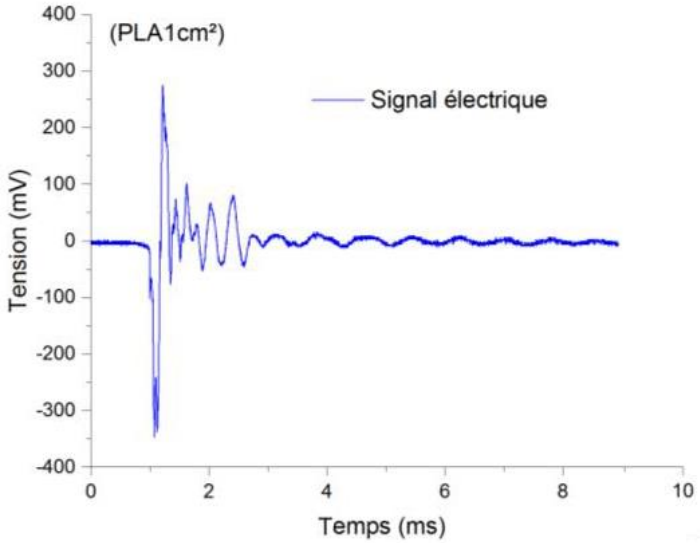


***Figure 4- 7* Réponse électrique du film PLA 2003D de 1cm² de surface suite à un choc mécanique de la bille sur la surface de la cellule 'capteur'**

En estimant la durée de la réponse temporelle du signal entre le temps de montée (t_1) et celui de la descente (t_2) à 10% d'amplitude, cela mène à calculer la puissance électrique produite par simple intégration du signal sur la fenêtre (t_2 -t_1).

En respectant les modalités de mesures du cas précédent, la **Figure 4- 8** montre la morphologie de la réponse d'un capteur ayant 4cm² comme surface active. En comparaison avec le PLA de 1 cm², nous pouvons constater que la réponse en amplitude (de l'ordre de 0,32V) ne suit pas une loi linéaire. Par contre, une légère amélioration dans la puissance a été enregistrée. Il est à noter que des mesures ont été faites pour des surfaces intermédiaires dans une intervalle de 2 à 3 cm² mais nous nous sommes limités aux échantillons des extrêmes.

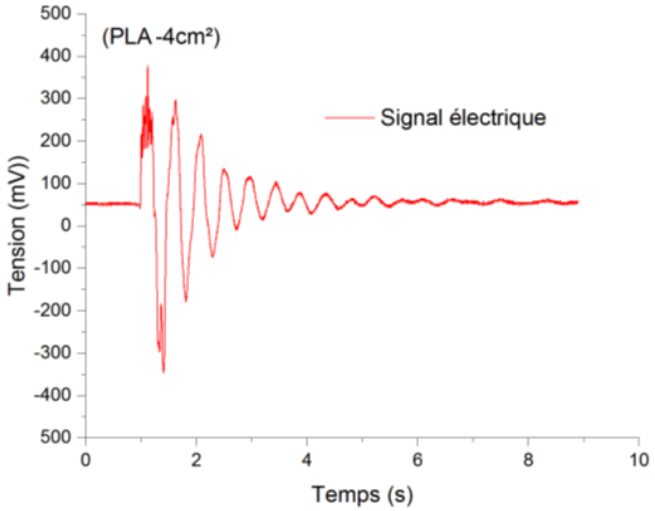
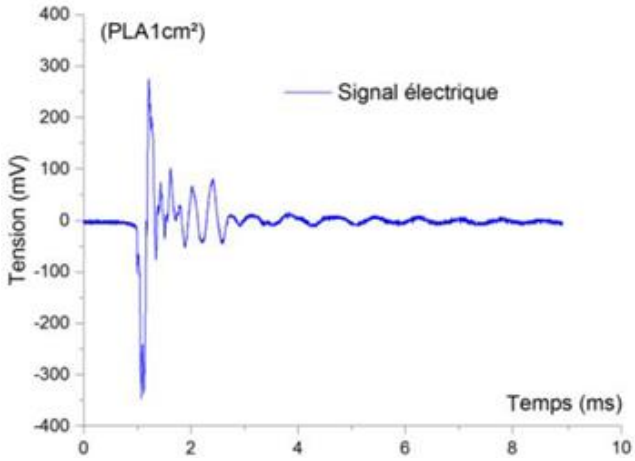


Figure 4- 8 Réponse électrique du film PLA 2003D de 4cm² de surface active

4.3.1.3.2 Structure multicouche

Il est vrai que les performances électriques des PLA restent relativement 'modestes' et qui résultent probablement du positionnement actif sur le d_{33} traduisant ainsi une sensibilité latérale (dans un plan) et non pas selon la 'normale' (perpendiculaire au plan du film). Afin d'améliorer ces caractéristiques, plusieurs travaux ont été conduits sur l'empilement de plusieurs éléments conduisant à une structure multicouche [197], [198].



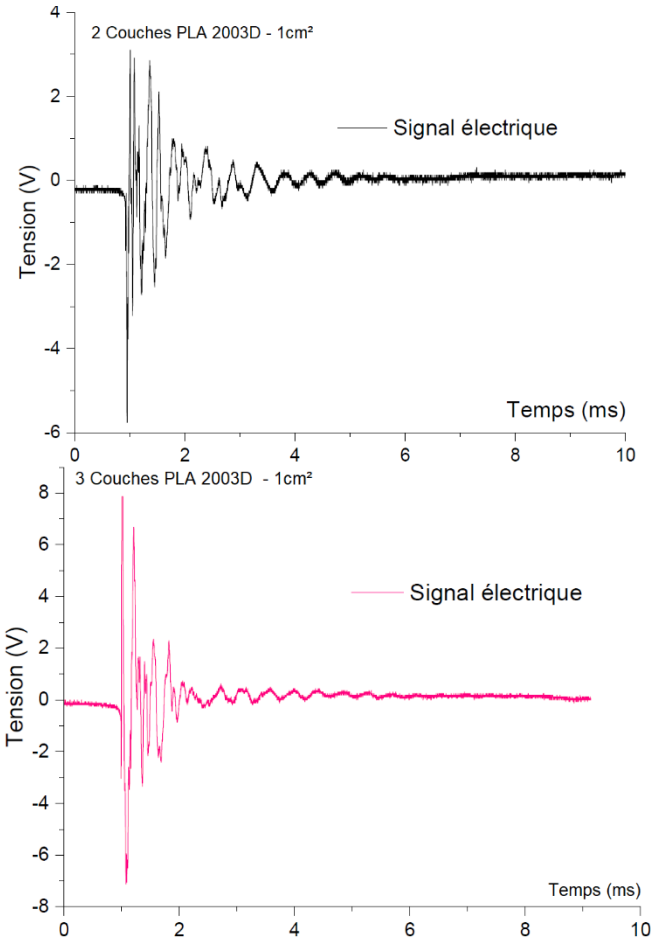


Figure 4- 9 Morphologie des réponses électriques pour des films PLA (1cm²) simple, empilement doubles et triples

La quantification des réponses électriques des différents signaux de la **Figure 4- 9** montre qu'un empilement alterné (en parallèle) de 3 films PLA 2003D respectant ainsi la polarité la réponse électrique globale s'est nettement augmentée par rapport aux essais précédents. La **Figure 4- 10** montre le diagramme de cette évolution dont les valeurs numériques sont regroupées dans le **Tableau 4- 5**.

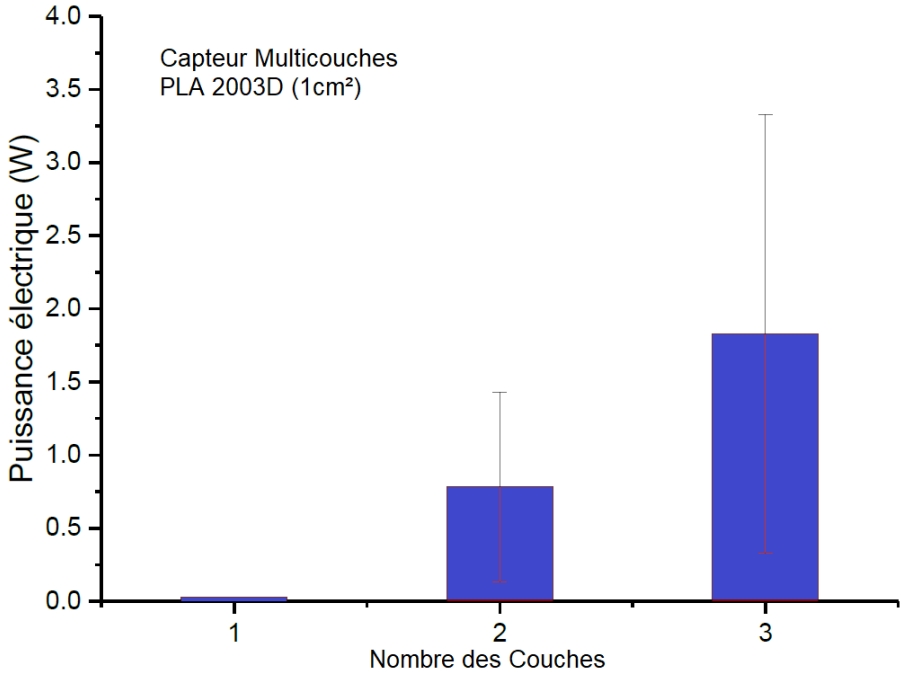


Figure 4- 10 Diagramme représentant l'évolution de la puissance électrique du 'capteur' PLA en fonction des nombres des couches empilées (parallèlement)

La **Figure 4- 10** montre une augmentation notable dans la puissance et qui est proportionnelle aux nombres des couches 'capteur'. Cependant, les réponses électriques ont été entachées par un écart type relativement élevé traduisant dispersions, qui résulte de l'effet de la colle d'assemblage estimée d'une épaisseur relativement importante par rapport à l'épaisseur d'une couche par unité.

Nombre 'Couches'	**Tension Max (V)**	**Puissance (mW)**	**Surface active (cm²)**	**Puissance mécanique d'impact (W)**
1	0,31 ± 0,09	25,61 ± 0,01	1	4,9
2	4,72 ± 0,65	781 ± 326		
3	7,52 ± 1,07	2630 ± 773		

Tableau 4- 5 Regroupement des principales caractéristiques électriques de ce type de capteurs

4.3.1.3.3 PLA-Structure Tissulaire (concept vu en chapitre 3 pages 56-57)

Le revêtement des couches électro-actives des structures ayant des propriétés plus ou moins rigides (exosquelette) nécessite des matériaux type tissulaire intégrable et biocompatible. Raison pour laquelle nous avons donné une attention particulière à la conception (chapitre 3) et la caractérisation de ce type de 'capteurs' dans le but d'évaluer objectivement propriétés piézoélectriques de tel tissus.

Comme mentionné plus haut cette étude a été suivie conjointement avec le laboratoire IEMN et le LMCPA de l'UPHF en partenariat avec Contexbel. Une collaboration qui nous a permis d'accéder à des structures tissulaires actives personnalisées.

A rappeler que les fibres 'textiles' sont placées entre deux feuilles de PBS, ensuite le 'capteur' composite est pressé sous une force de 30KN à 120°C, métallisé ensuite par une couche de la plaque d'argent assurant les électrodes de contact **(Figure 4- 11)**.

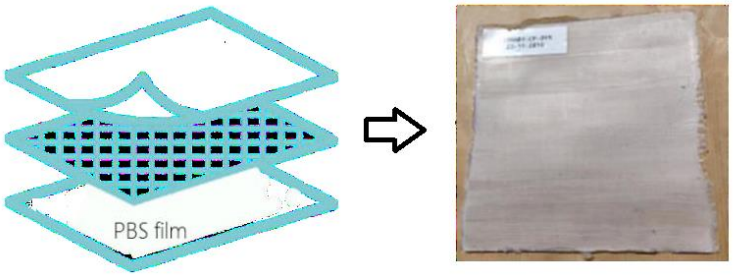


Figure 4- 11 Illustration schématique de la structure composite du capteur 'Tissulaire PLA-PBS'

Afin d'évaluer les propriétés piézoélectriques de capteurs et permettre ensuite un élément de comparaison, nous avons adopter, pour ces capteurs tissulaires, la même démarche expérimentale utilisée dans les caractérisations des 'Films'.

La **Figure 4- 12** traduit la déflexion mécanique du capteur composite en poutre ayant les caractéristiques dimensionnelles suivantes :

- Longueur = 70 mm
- Largeur = 4 mm
- Épaisseur = 300 µm (revêtement PBS et électrodes inclus)

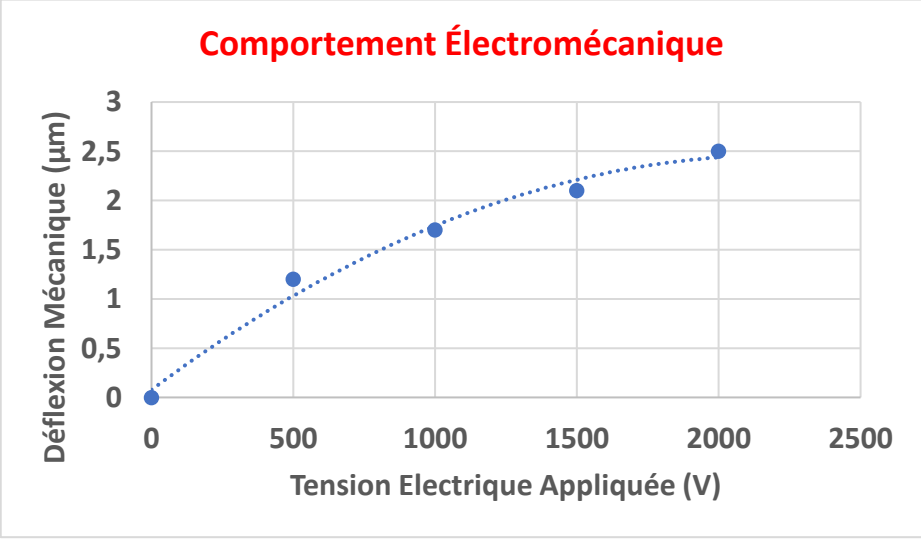


Figure 4- 12 Illustration schématique de la structure composite du capteur 'Tissulaire PLA-PBS'

Par analyse de la courbe, nous pouvons constater une tendance asymptotique de la réponse mécanique et ceci à partir d'une tension de 1000V. La déflexion mesurée est de l'ordre de quelques

µm, associée à une valeur du coefficient piézoélectrique d_{13} de l'ordre de 1pm/V. Dédiée à une intégration (revêtement) dans des structures d'assistances (type exosquelettes par exemple), cette mesure a été complétée par l'estimation du comportement dynamique de ce type de composite électro-actif, avec effet de charge, autour de ses fréquences de résonances. La **Figure 4- 13** montre que la réponse fréquentielle, effectuée par analyseur du réseau, est caractérisée par deux fréquences de résonances, basse de quelques dizaines de KHz reflétant ainsi le mode en déflexion et une autre fréquence de l'ordre d'une dizaine de MHz traduit une résonance en mode épaisseur.

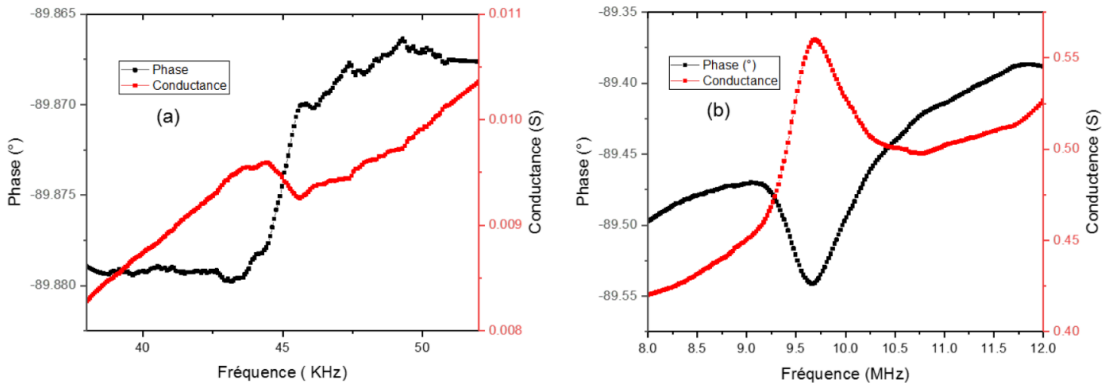


Figure 4- 13 Fréquence de résonance en mode flexion et en mode épaisseur du composite tissulaire en fibre PLA

4.3.1.3.4 Comportement impulsionnel

La réponse électrique à un choc mécanique impulsionnel est donnée par la **Figure 4- 14**. La tension développée est relativement supérieure à celle d'un film PLA. L'amplitude affichée est de 3.3V conduisant ainsi à une puissance d'environ 0.35 W mais avec un écart type (dispersion) non négligeable de l'ordre de 30%.

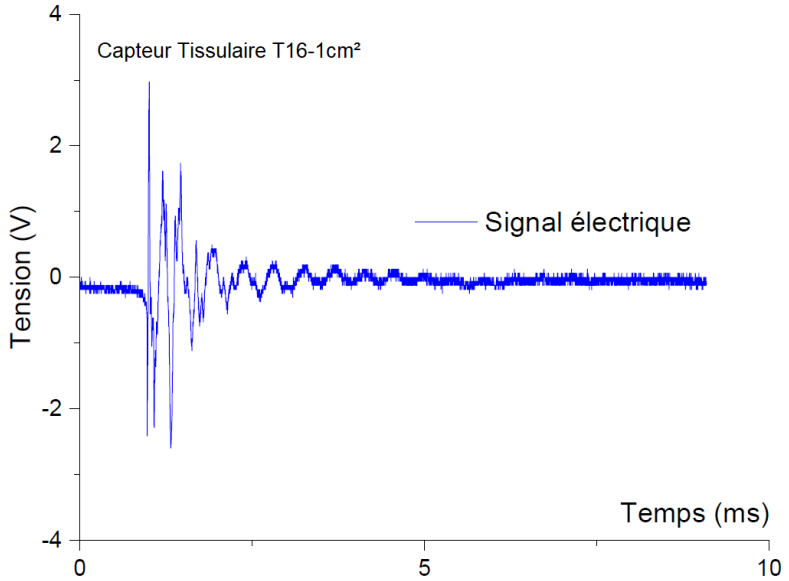


Figure 4- 14 Réponse impulsionnelle du capteur composite Tissulaire en fibre PLA

4.3.1.3.5 Comportement harmonique à fréquence forcée

Dans les applications ultrasonores en mode écho (scan) ou en transmission, l'approche nécessite un coefficient de couplage de qualité afin de transmettre l'information avec un minimum d'incertitude. Souvent ce coefficient est un élément clef dans la caractérisation et l'imagerie ultrasonore. La recherche des applications ultrasonores sur un support souple et dynamique nous a conduit à explorer la réponse harmonique de nos capteurs composites autour de la fréquence haute de résonance (mode épaisseur). Il est évident que l'aspect souplesse et la flexibilité dynamique des sources ultrasonores ouvrent la porte à des avancées technologiques importantes surtout dans les domaines de la santé et du bien-être [199].

Dans cet objectif, le capteur tissulaire PLA 16 (Textile 100% PLA/PBS) a été évalué en mode transmission à travers une plaque de 1 mm d'épaisseur en PDMS ayant des propriétés viscoélastiques adaptées à la peau humaine. Pour une excitation de 20 V en Radio Fréquence à 9 MHz, nous avons pu relever 2 V environ à la réception **(Figure 4- 15)** mais avec un taux de fluctuation considérable lié probablement à la dispersion des dipôles des PLA et qui ne favorise pas la génération des ondes en mode épaisseur.

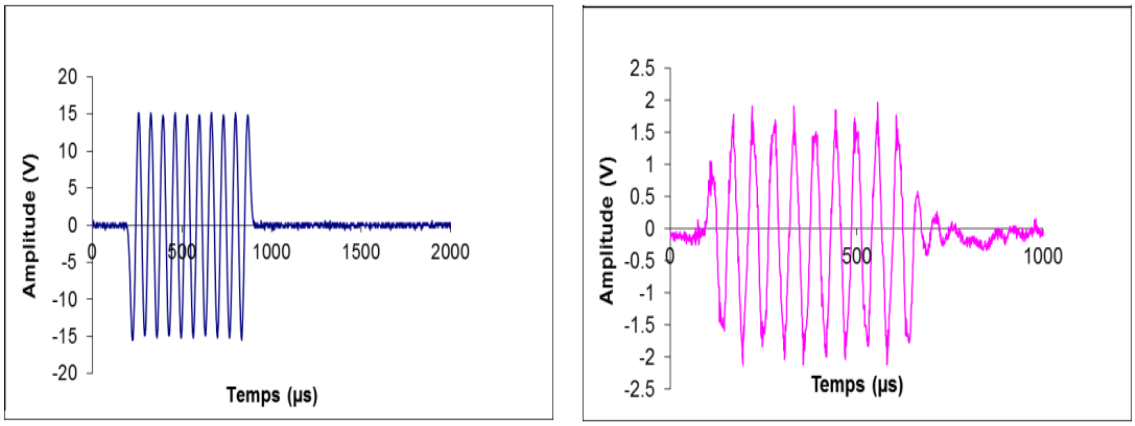


Figure 4- 15 Réponse du capteur tissulaire en Emission (à gauche) /Réception (à droite) en Radio Fréquence à travers une plaque en PDMS

4.4 Capteurs film PVDF

Dans cette étude le film PVDF est considéré comme élément de référence et de comparaison, vue la stabilité de ses caractéristiques électromécaniques. Les modalités des découpes des échantillons ont été respectées selon celles adoptées pour les films PLA (dans le même sens que l'étirage). Le **Tableau 4- 6** rappel les caractéristiques principales du Film PVDF utilisé dans notre étude.

Epaisseur (µm)	Longueur (mm)	Largeur (mm)	d_{31} (pm/V)	d_{33} (pm/V)	K_{31}	ε_r	Y (GPa)
50	40	4	22	-33	12%	12-13	3

Tableau 4- 6 Caractéristiques physiques du Film PVDF

4.4.1 Comportement Mécanique

Comme pour les films PLA, la **Figure 4- 16** montre l'amplitude de la déflexion d'une poutre PVDF en fonction de la tension électrique appliquée aux bornes de la poutre selon l'approche expérimentale de la **Figure 4- 1**.

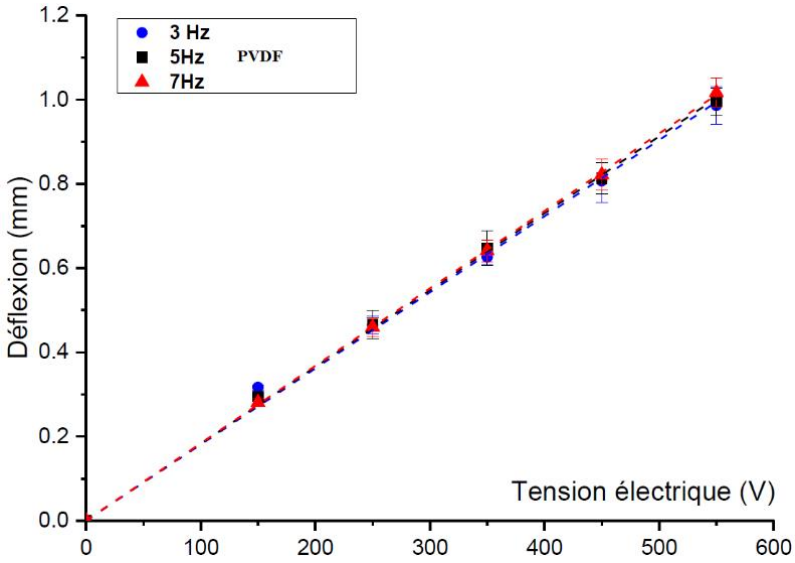


Figure 4- 16 Fonction de transfert électromécanique du film PVDF

Dans cette application, nous pouvons constater une déflexion par laquelle une loi linéaire entre l'entrée électrique et la sortie mécanique du film et ceci indépendamment de la valeur de la fréquence d'excitation dans la plage de la bande fréquentielle (très basse) appliquée. La déflexion atteint 1 mm pour une tension environ de 550 V.

4.4.2 Mise en équation

En principe, l'évaluation de l'amplitude de la déflexion donnera accès au coefficient piézoélectrique par le biais de l'expression suivante :

$$d_f = (3/8)\, d_{31} \frac{l^2}{t^2} v\alpha \qquad (4.5)$$

Avec :

- d_f la déformation (m)
- d_{31} le coefficient piézo (m/V)
- l la longueur de l'échantillon (poutre)
- $t\ (m)$ épaisseur totale (film + électrodes)
- α le coefficient de non linéarité (estimé à 1)
- v la tension appliquée (V)

D'où l'expression finale de d_{31} dans le cas du film PVDF :

$$d_{31} = (8/3)\, d_f \frac{t^2}{vl^2} \qquad (4.\ 6)$$

Par exploitation des courbes de la **Figure 4- 11**, la valeur expérimentale du d_{31} pour une fréquence de 3 Hz est alors de l'ordre de 20±1 pm/V (pour 23mp/V comme valeur industrielle) avec un intervalle de confiance de 95% **(Figure 4- 17)**.

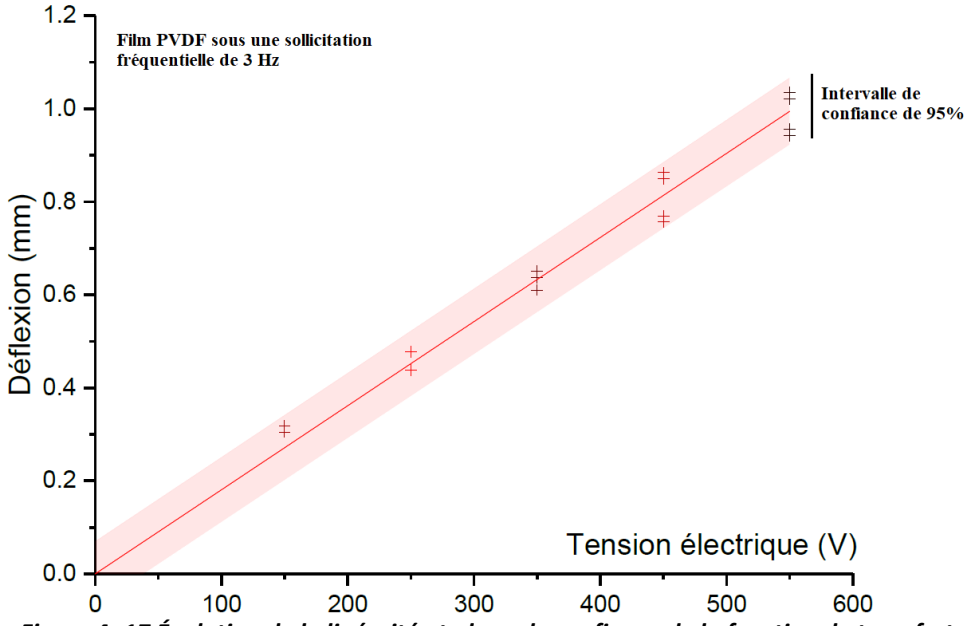


Figure 4- 17 Évolution de la linéarité et plage de confiance de la fonction de transfert électromécanique du PVDF pour une sollicitation électrique de 3 Hz

Il est à noter que les valeurs issues des mesures effectuées avec des sollicitations fréquentielles de 5 Hz et 7 Hz se trouvent complétement dans la plage de confiance donnant ainsi une estimation sur la marge d'erreur de l'ordre de 5 % (avec un indice de linéarité R^2 de 0.999).

4.4.3 Comportement Électrique

4.4.3.1 Réponse Dynamique

Afin d'accéder à des composantes électrique, une déformation sinusoïdale de 20 Hz a été appliquée au film PVDF selon le montage de la **Figure 4- 18**.

La réponse électrique montre un comportement quasi-sinusoïdal caractérisée par un temps de latence dans la forme du signal. Ce comportement en mode de flambage entre la plage de la déformation [+ΔL, -ΔL] traduit le passage en une zone électriquement neutre.

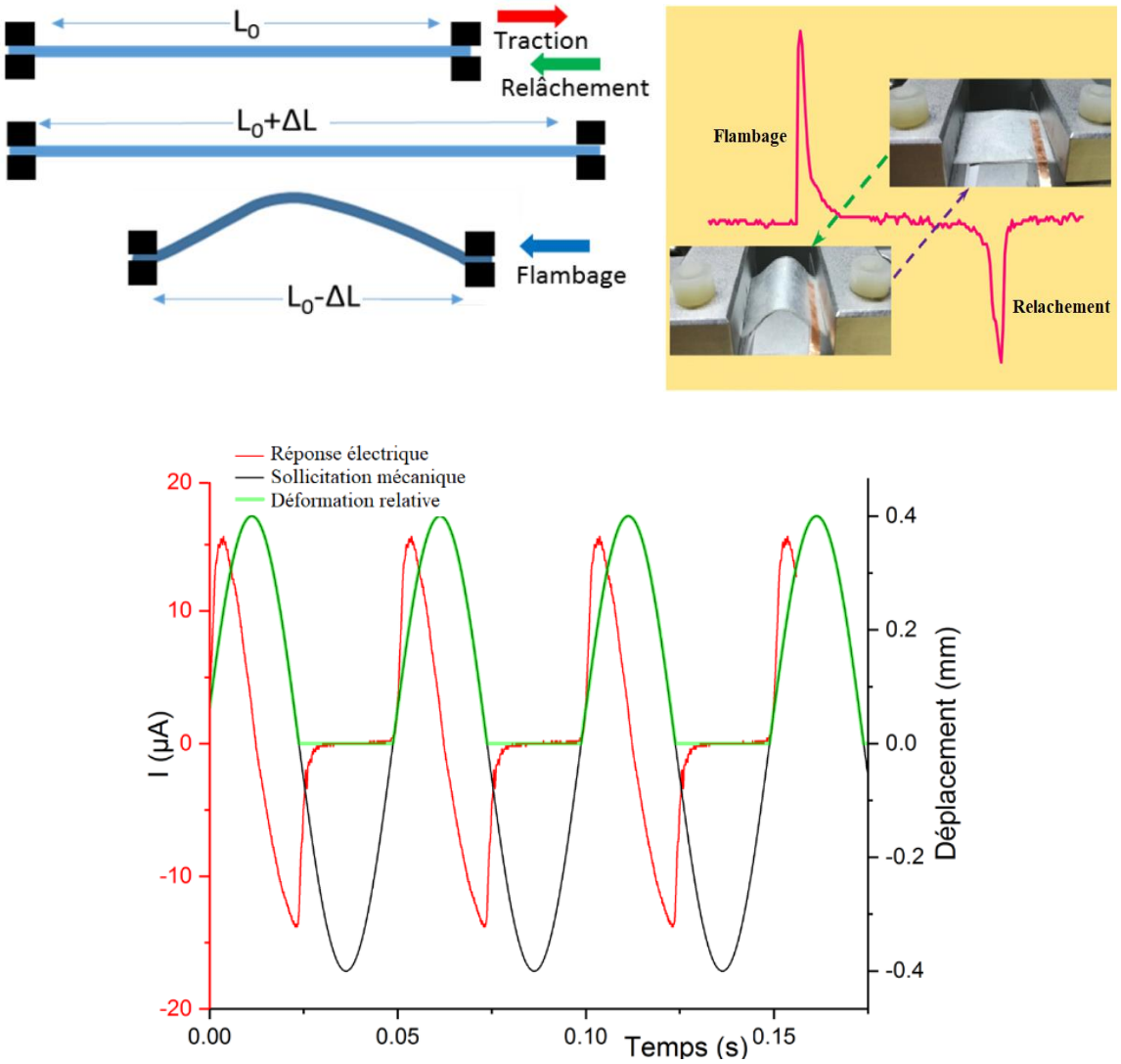


Figure 4- 18 Illustration schématique et réponse expérimentale du système de sollicitation mécanique des polymères PVDF électro actifs

En effet, l'allure des courbes montre que le PVDF développe des effets de charges sous l'effet d'une déformation (traction) accélérée. Ces effets s'annulent du moment où le déplacement mécanique se trouve dans le régime de transition de phase (direction opposée) pour y apparaître de nouveau, mais dans un sens opposé conduisant à un courant 'négatif' conséquent d'un relâchement accéléré, et une fin de cycle.

Comme dans le cas du Film PLA, Le PVDF a été soumis à une série de déformations de fréquences d'excitations variées. La **Figure 4- 19** montre la tension développée linéairement en fonction de l'amplitude de la déformation imposée sur la structure pour une valeur de 11V résultante d'une déformation de 1.5% à 20Hz.

La puissance moyenne dans le cas du PVDF peut être estimée directement par la lecture sur les courbes de la **Figure 4- 20** de la valeur de la tension divisée par la résistance de charge R de 1MΩ (résistance interne de l'oscilloscope), soit : $P = V^2{}_{eff} / R$

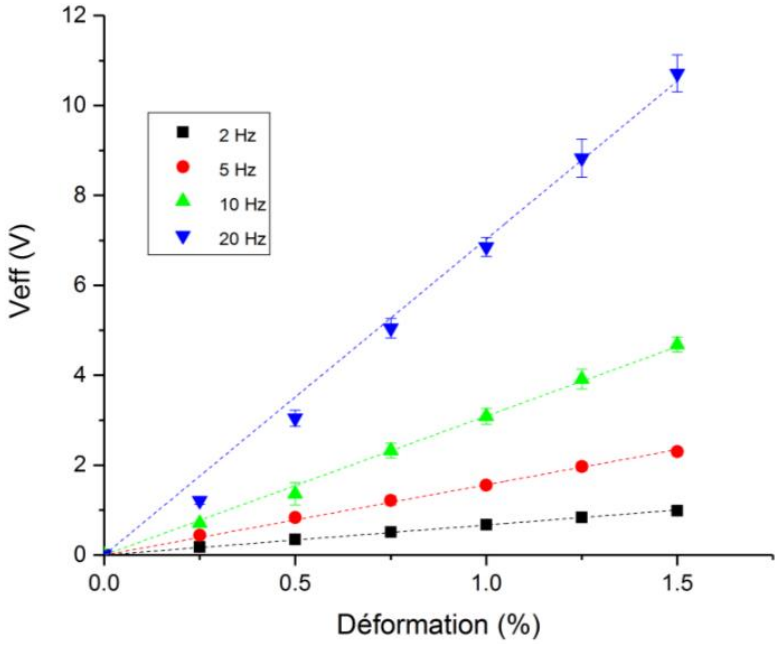


Figure 4- 19 Loi de comportement électrique du PVDF suite à des sollicitations mécaniques d'amplitudes et de fréquences variées

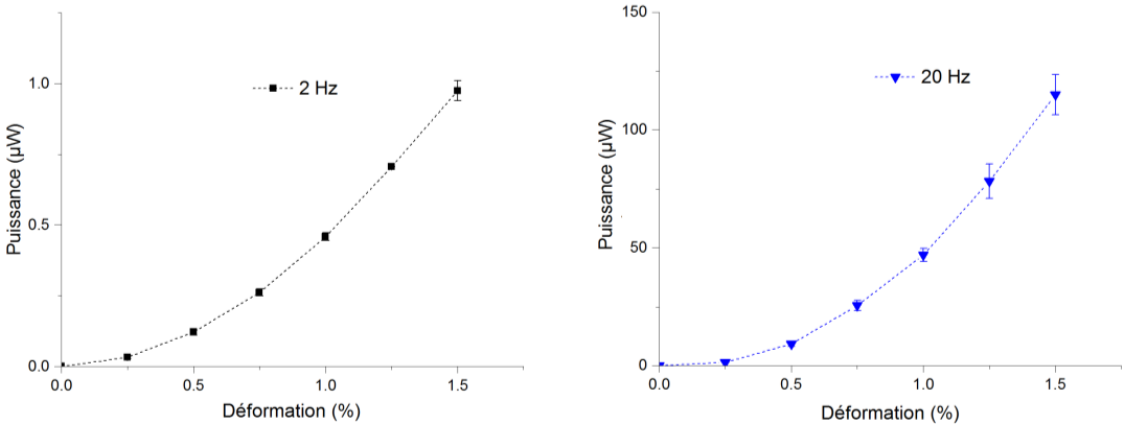


Figure 4- 20 Illustration schématique de l'évolution de la puissance déduite par le PVDF pour deux fréquences différentes à des amplitudes de déformations variées

Ces courbes montrent que la puissance est d'environ $1\mu W$ pour une déformation de l'ordre de 1.5% de déformation à 2Hz et qu'elle peut atteindre le $120\mu W$ à $20Hz$ et ceci pour le même taux de déformation (1.5%).

Par la même approche que dans le cas du PLA, l'expression parabolique de l'évolution de la puissance pour le PVDF est exprimée par :

$$P_{PVDF} = 1{,}23^{E-7} \cdot f^2 \cdot S^2 \qquad (4.\ 7)$$

Montrant la supériorité de la réponse PVDF en comparaison avec les réponses issues du PLA.

4.4.3.2 Réponse Impulsionnelle

L'échantillon PVDF utilisé dans cette application est issu du film de base ayant les caractéristiques physiques figurant dans le **Tableau 4- 6**. En utilisant le même dispositif expérimental que dans le cas du PLA, le PVDF se montre capable de générer une puissance électrique de 1,58W pour une puissance mécanique choc de 4,9W.

La trace des **Figure 4- 21**, **Figure 4- 22** montre la réponse électrique des deux échantillons PVDF ayant deux surfaces actives différentes de 1cm² et de 4 cm².

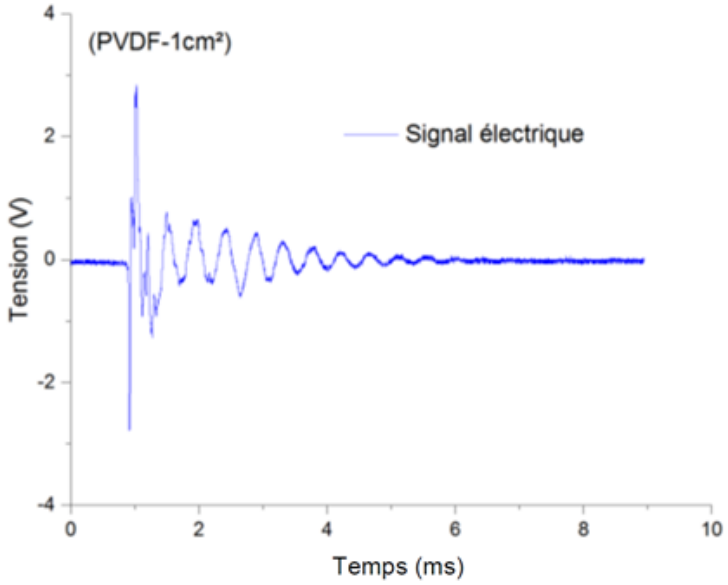


Figure 4- 21 Réponse électrique d'un film PVDF de 1 cm² de surface suite à un choc mécanique impulsionnel d'une durée de 6 ms (selon le plan expérimental de la Figure 4- 6)

Dans la plage temporelle ($t_2 - t_1$), le PVDF d'une surface de 1 cm² affiche une tension maximale avec une moyenne de 2.8V en valeur absolue développant ainsi une puissance de 0.5.35W. Également la surface de 4 cm² offre une puissance de 1.9 W associée à une tension de 5.3V en moyenne. Par le biais de ces résultats, nous pouvons estimer que les échantillons PVDF présentent un facteur de conversion de 30 %

Contrairement à la réponse en PLA dans les mêmes conditions opératoires, la puissance offerte par le PVDF augmente proportionnellement avec la surface active de l'échantillon. Nous avons pu estimer que la puissance surfacique sera de l'ordre de 0,5W/cm². Cette conclusion est d'une utilité certaine dans des systèmes autonomes à électronique intégrée. En effet, une surface de 1mm² pourra développer une puissance de 5 mW capable d'assurer un courant électrique suffisant pour répondre aux besoins énergétiques dans des applications connectées.

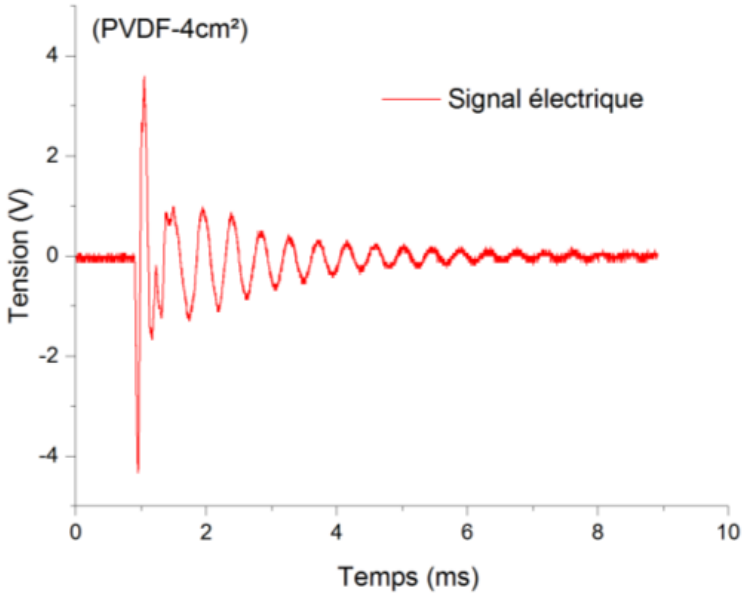


Figure 4- 22 Réponse électrique d'un film PVDF de 4 cm² de surface suite à un choc mécanique impulsionnel d'une durée de 6 ms (selon le plan expérimental de la Figure 4- 6)

Le **Tableau 4- 7** résume les valeurs électriques issues des réponses électriques par excitation impulsionnelle du PVDF comme capteur

Surface active (cm^2)	Tension maximale (V)	Puissance électrique (W)	Masse projectile (g)	Vitesse projectile à l'impact (m/s)	Puissance d'impact (W)	Inclinaison trajectoire
1	2,78 ± 0,17	0,5 ± 0,17	4,07	3,8	4,9	45°
4	5,3 ± 0,23	1,9 ± 0,67				

Tableau 4- 7 Estimation de la puissance utile des deux échantillons de surfaces 1cm² et 4cm² issus du même film PVDF

4.4.3.3 Capteur Tissulaire en fibre PVDF

Le capteur tissulaire en fibre PVDF a été élaboré sur la base du procédé 'électrofilage' évoqué en chapitre 3. Rappelons que l'orientation aléatoire des mats fibreux fabriqués par électrofilage conventionnel peut limiter des applications potentielles, non seulement dans les domaines qui nécessitent un transfert de charge direct et rapide ou des structures régulières et uniformes, mais aussi dans le domaine de l'ingénierie tissulaire. Alors, il est important de générer des fibres ultrafines (nano-fils) à morphologie contrôlée donnant accès à un développement émergeant des dispositifs flexibles/extensibles basés sur des polymères conducteurs et piézoélectriques exploitant les déformations induites par de petites forces, par pression, vibration mécanique, allongement/compression, flexion ou torsion.

Les capteurs Tissulaires en fibre PVDF utilisés dans cette partie du travail sont réalisés au 'Collège de Physique de l'Université de QingDao (chine)' dans le cadre d'une co-direction de cette thèse. Un dopage varié en particule de Titanate de Barium (200 nm de diamètre) et du graphène a été introduit

d'une manière contrôlée afin d'améliorer à la fois les composantes électriques et mécaniques en flexibilité **(Figure 4- 23)**.

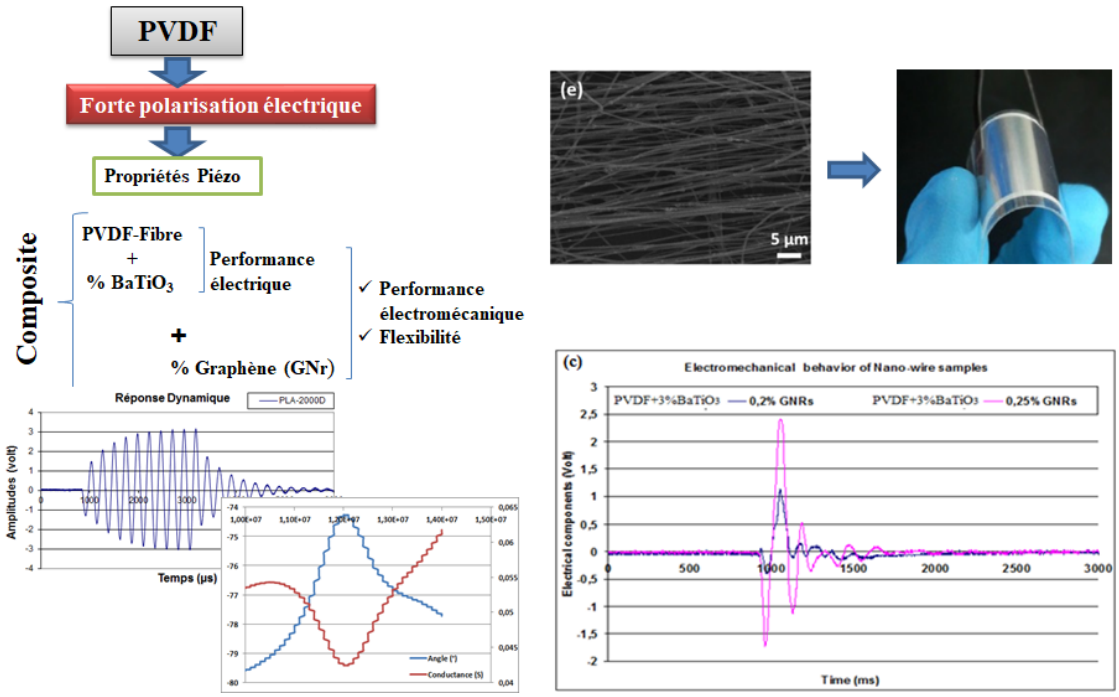


Figure 4- 23 Quantification de l'effet synergique d'un composite sur l'amélioration des performances électromécaniques d'un capteur tissulaire nano-filés flexibles

En effet, La solution de base est constituée d'un solvant mixte de N-Dimethylformamide et d'acétone. Les nano feuilles de graphène ont d'abord été dispersées par ultrasons dans le solvant mixte pendant une durée de 2 heures. Ensuite des nanoparticules de BT ont été ajoutées sous une agitation mécanique. Enfin, la poudre de PVDF a été dissoute dans le complexe résultant. Le mélange a été homogénéisé par agitation de 3 heures sous une température contrôlée à 50 °C. Dans la série de solutions de graphène/BT/PVDF, la proportion en poids (par rapport à l'ensemble de l'additif) de nanoparticules de BT a été fixée à 3% pour une série variable en pourcentage de nano-feuillets de graphène telque : 0.00 %, 0.05 %, 0.10 %, 0.15 %, 0.20 % et 0.25 %. La solution menant à un PVDF pur a été préparée pour avoir un élément de comparaison standardisé.

Les courbes de la **Figure 4- 24** montrent la réponse électrique du capteur tissulaire PVDF dopé par 3% de BT et 0.25% de GNr vis-à-vis de celle du capteur référence. Nous pouvons constater l'effet positif du dopage sur les composantes électriques du signal suite à la sollicitation mécanique imposée, menant ainsi l'amplitude à un niveau de référence dans la partie active du signal, une flexibilité marquante par la sensibilité quasi-instantanée du capteur ([0, 100 ms]) et un amortissement remarquable dans la trainée du signal.

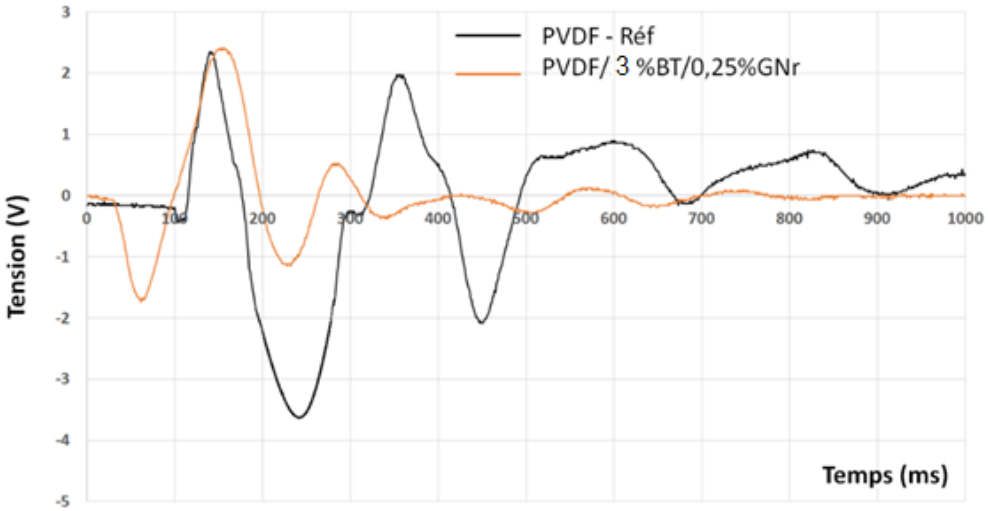


Figure 4- 24 Réponses électriques comparatives des deux capteurs PVDF : de référence et avec un dopage de 3%BT et 0.25%Gnr

Afin de définir l'optimum technologique du capteur, le protocole de mesures de la **Figure 4- 6** a été appliqué sur les échantillons à dopage varié en graphène. La **Figure 4- 25** montre clairement que le choix d'un PVDF tissulaire dopé par 3% de BT et 0.25% GNr est l'élément donnant une qualité meilleure par rapport à celui (ou ceux) ayant un dopage inférieur à 0.25% GNr.

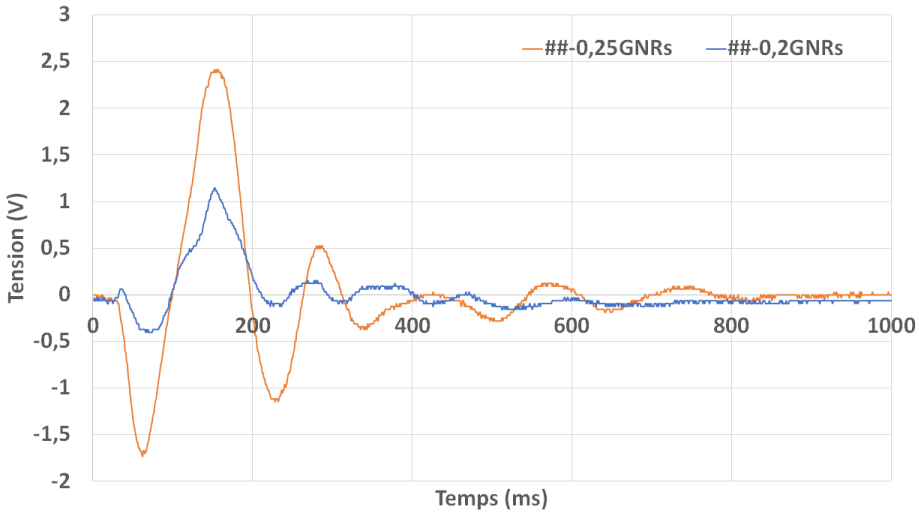


Figure 4- 25 Courbes comparatives montrant la réponse électrique issue des deux échantillons PVDF à dopage varié ayant subi les mêmes conditions opératoires

4.4.3.4 Comportement harmonique à fréquence entretenue (PVDF/3%BT/0.25%Gnr)

Comme dans le cas du capteur tissulaire PLA, nous avons procédé à la caractérisation harmonique de celui en PVDF optimisé. En effet, ce capteur a été évalué en mode transmission. L'émetteur/récepteur sont couplés par une plaque PDMS de 1 mm d'épaisseur. Pour une excitation de 20 V en Radio

Fréquence à 12 MHz, nous avons pu relever à la réception (Figure à droite) une amplitude de 10 V environ **(Figure 4- 26)** confirmant ainsi la qualité optimale d'une telle configuration technologique.

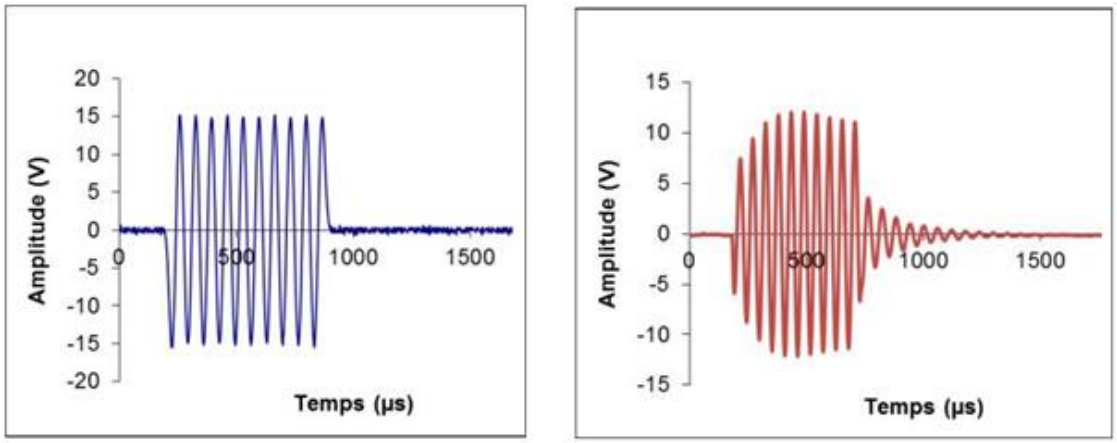


Figure 4- 26 Réponse harmonique en transmission d'un Émetteur/Récepteur en capteur tissulaire PVDF/3%BT/0.25%Gnr

4.5 Capteur : Critère de choix

Jusqu'au là, nous avons étudié principalement deux catégories des matériaux (Films et fibres tissulaires) sensés répondre à nos exigences en termes d'intégration, de performance piézoélectrique, de biocompatibilité et de flexibilité.

Le Film PLA présente des caractéristiques électromécaniques relativement faibles. Son facteur de conversion a été évalué à 60 mV/W contre 0,5 V/W pour le PVDF. Bien que l'association de plusieurs couches de PLA ont permis une amélioration nette de la conversion énergétique, ces capteurs multicouches ont par contre présenté une dispersion importante des mesures.

De plus, nous avons eu aussi l'opportunité de caractériser un composite en fibre tissulaire. La piézoélectricité de ce dernier a été démontré par deux méthodes différentes : La réponse impulsionnelle et couplage par transmission. Le composite PLA a donné des résultats satisfaisants mais qui ont resté trop modestes par rapport aux caractéristiques offertes par le capteur tissulaire PVDF amélioré.

Après analyse métrologique des données (estimées ci-haut) issues des caractéristiques électromécaniques des matériaux utilisés dans cette étude, nous pouvons conclure que l'élément ***PVDF/3%BT/0.25%Gnr*** est favorablement positionné **(Figure 4- 27)** comme capteur électro-actif flexible capable de répondre à nos exigences expérimentales d'intégrations ou/et comme revêtement actif dans une structure rigide (exosquelette).

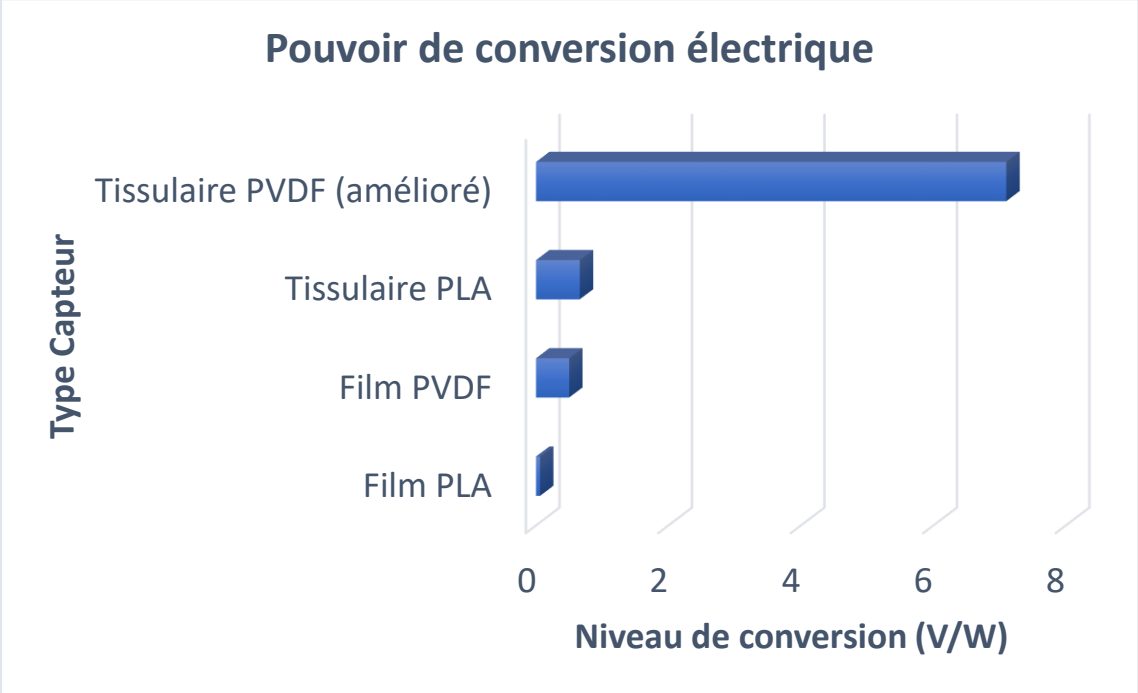


Figure 4- 27 Présentation comparative sur le pouvoir de conversion électrique de chaque type de capteur (Film et Tissus) suite à une sollicitation mécanique standardisée et appliquée dans les mêmes conditions opératoires

4.5.1 Application expérimentale

4.5.1.1 Normalisation métrologique

Les structures thérapeutiques ou d'assistance ont été conçues de manière à suivre la morphologie des membres humains auxquels elles sont attachées. Afin d'évaluer le phénomène dynamique résultant, il nous a apparu nécessaire d'étudier et de quantifier le couplage à l'interface dans le but d'assurer la transmission des forces issues des contraintes dynamiques des muscles vers la structure en question (cas d'un sujet assisté par exemple).

Etant donné que la morphologie varie de manière importante d'un sujet à un autre et même pour un seul sujet la cinématique dynamique (muscles, articulations, …) est très complexe qui résulte de l'interaction de surfaces osseuses couplées à des actionneurs distribués que sont les muscles, alors il nous a été nécessaire d'étudier le problème lié à la variabilité de transmission des contraintes (déplacements) dans l'espace de travail observé lors de l'application. Ce phénomène a été en grande partie maitrisé par la quantification de la charge mécanique exercée par la structure à l'interface. La **Figure 4- 28** montre le concept mécanique mis en place pour contrôler les forces appliquées à l'interface à l'instant 't'$_0$. Le but est de standardiser la valeur de la pression (contrainte) appliquée au départ.

A cet effet, une nacelle porteuse de charge a été montée de manière à exercer une contrainte sur le capteur tissulaire ***PVDF/3%BT/0.25%GNr*** pris en sandwich entre un support rigide fixe et un autre en

polymère flexible attaché à la nacelle. Ce dernier a été choisi de sorte que ces propriétés viscoélastiques mènent à une impédance mécanique 'adaptée' avec celle de la masse musculaire de la zone d'application.

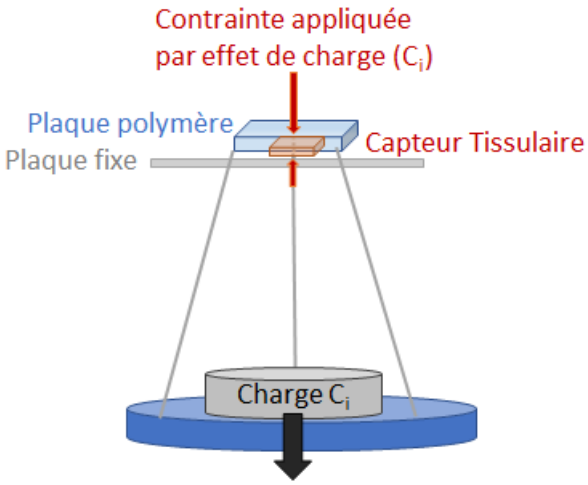


Figure 4- 28 Illustration schématique de la nacelle dédiée à la quantification par effet de charge (C_i) des contraintes appliquées au capteur tissulaire

Le **Tableau 4- 8** donne les différentes valeurs massiques ainsi que la conversion en pression des charges 'Nacelle + C_i' appliquées sur le capteur. Les courbes de la **Figure 4- 29** montrent les réponses électriques relatives du capteur en fonction de la charge $C_i(i = 0 \dots 6)$ appliquée.

Type Charge	Poids (g)	Pression (N)
Nacelle	100	0,98
C1	100	0,98 + 0,98
C2	200	0,98 + 1,96
C3	300	0,96 + 2,94
C4	400	0,96 + 3,92
C5	500	0,96 + 4,90
C6	600	0,96 + 5,88

Tableau 4- 8 Synthèse des charges appliquées axialement sur le capteur

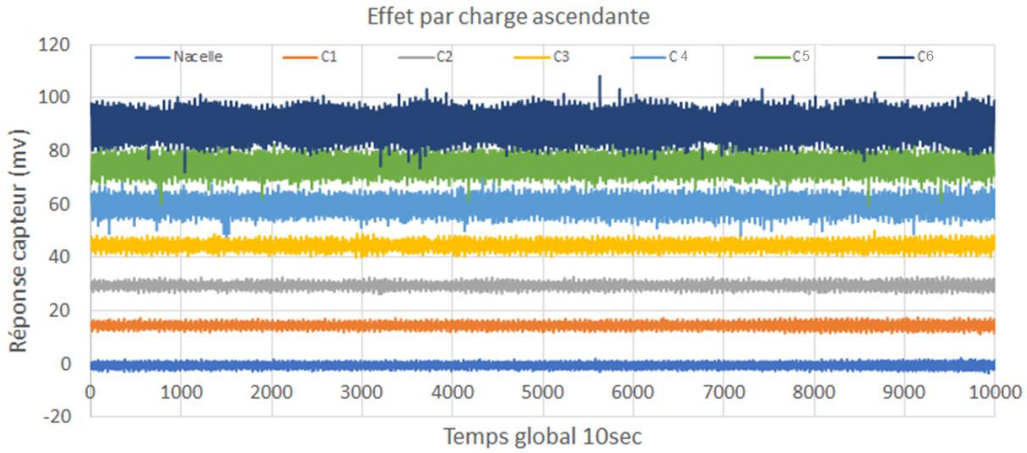


Figure 4- 29 Réponses du capteur tissulaire amélioré par effet de charge ascendante montrant sa sensibilité et sa stabilité électromécanique dans le temps (contrainte constante appliquée sur 10 sec du temps)

La **Figure 4- 30** montre la conversion en puissance normalisée des réponses électriques qui, dans l'intervalle [0, 700g], suivent une loi exponentielle en fonction des charges et qui donnent accès à identifier une valeur de référence sur la pression appliquée. A noter que la valeur de 5 mv, associée à la charge de la nacelle a été adoptée, dans la suite, comme une valeur de référence reflétant la pression normalisée de départ exercée à l'interface par la structure (à capteur intégré) sur le support musculaire du sujet.

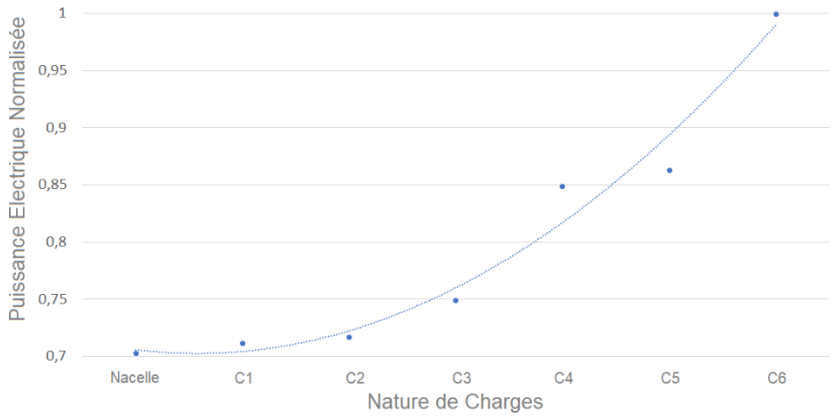


Figure 4- 30 Puissance électrique normalisée issue de l'amplitude du signal par conversion électromécanique des charges appliquées au capteur tissulaire PVDF/3%BT/0.25%Gnr

4.5.1.2 Couplage Homme-Structure à l'interface

Afin de valider le concept (capteur tissulaire /structure) à l'interface, nous avons procédé par un revêtement 'capteur' sur la surface interne d'une structure 'Thermoplaste' moulée à la forme du membre en question. Dans la suite de cette application, nous avons examiné la dynamique musculaire de l'avant-bras **(Figure 4- 31)** et de la zone 'Long péronier latéral' de la jambe **(Figure 4- 33)** avec des mouvements contrôlés (de haut en bas et inversement) de la portée du poignet pour le bras et

également de la cheville pour la jambe. Le transfert des signaux multiples a été assuré par un système d'acquisition 'LabView' associé à un oscilloscope numérique 'Lecroy'.

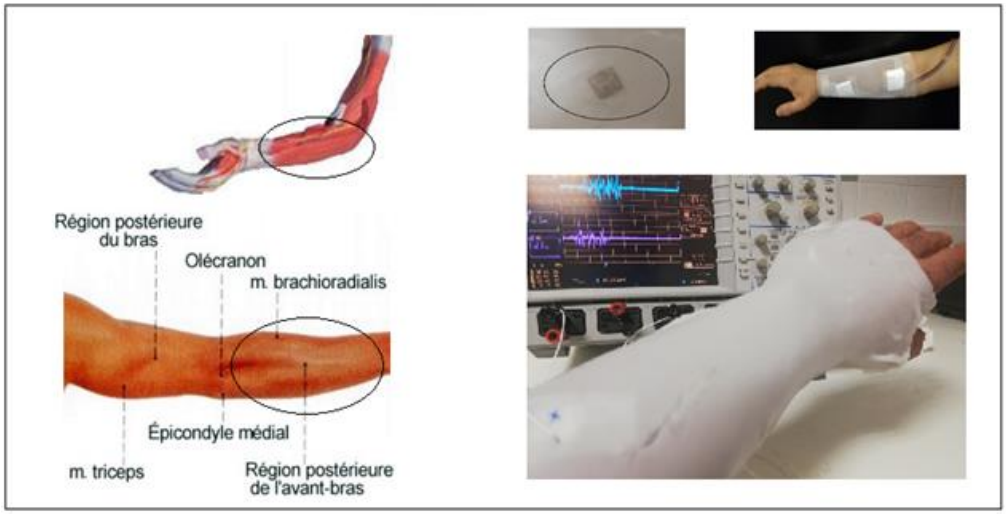


Figure 4- 31 Application in situ sur la dynamique musculaire de l'avant – bras

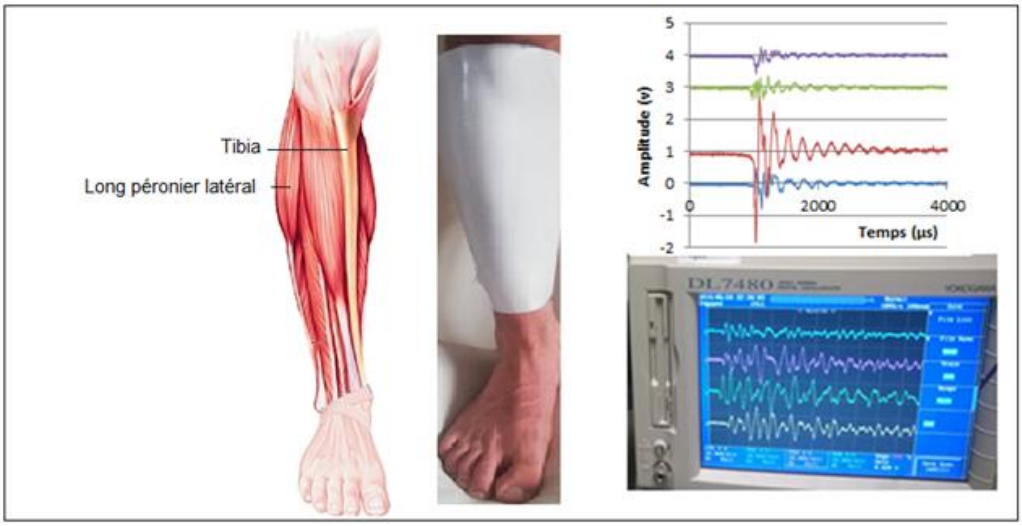


Figure 4- 32 Signature du comportement mécanique du 'Long péronier latéral'

Il est à noter que pour une question de commodité expérimentale et éthique (interaction humaine) nous avons choisi de pratiquer dans la suite des mesures sur l'avant-bras.

4.5.1.3 Évaluation Expérimentale

Afin d'évaluer la convergence du modèle numérique étudié en chapitre 2 et qui fait apparaître contraintes dynamiques (déplacements) musculaires à des profondeurs variées dans les tissus biologiques (avant-bras), la morphologie des courbes de la **Figure 4- 17** montre bien la haute

concordance entre le modèle établi et les résultats expérimentaux d'une réponse instantanée reflétant l'image de la contrainte dynamique (déplacement) à l'interface **(Figure 4- 33)**.

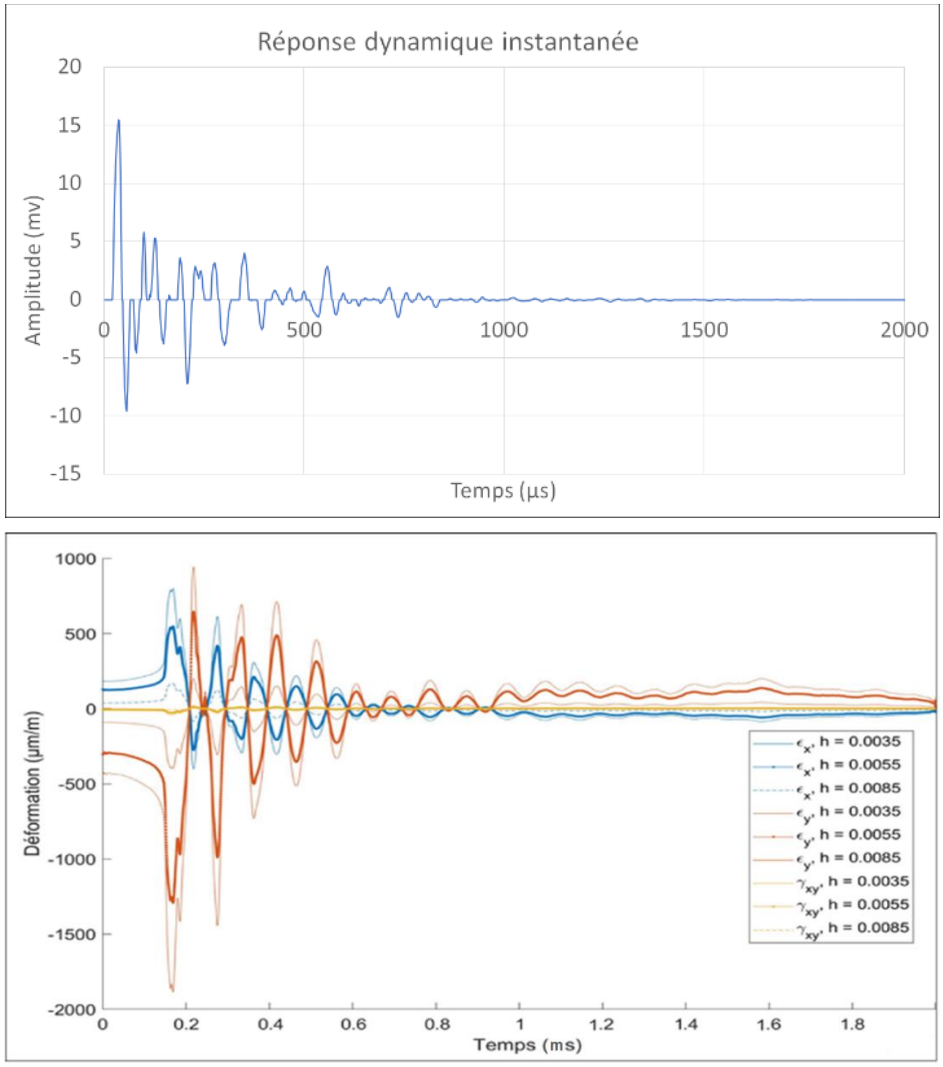


Figure 4- 33 Illustration montrant la bonne concordance entre les relevés expérimentaux (haut) d'une contrainte instantanée (quelque ms) à l'interface avec les courbes de la déformation issues du modèle numérique établi (bas)

Cette similitude permettra dans des applications pratiques réelles qu'à partir de la réponse à l'interface, de pouvoir estimer expérimentalement le comportement dynamique en profondeur des tissus musculaires afin d'apporter, par exemple, une thérapie adaptée dans le cas d'une application clinique.

4.5.1.4 Analyse de la signature dynamique

La **Figure 4- 34** montre un signal 'type' de la dynamique musculaire à mouvement lent. La durée active de 2 sec stimule un mouvement quotidien du membre du sujet. Comme mentionné plus haut, la normalisation de l'emplacement de la structure autour du bras ou/et la jambe est contrôlée par le niveau électrique 5 mv de référence qui figure sur les zones 1 et 3 du signal. La zone 2 n'est autre que la réponse du mouvement mécanique exercé à l'interface muscle/capteur.

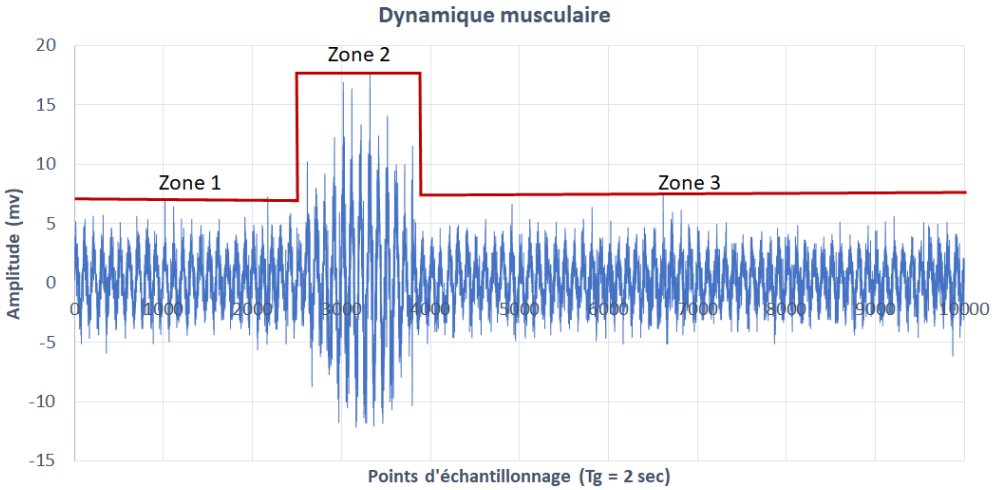
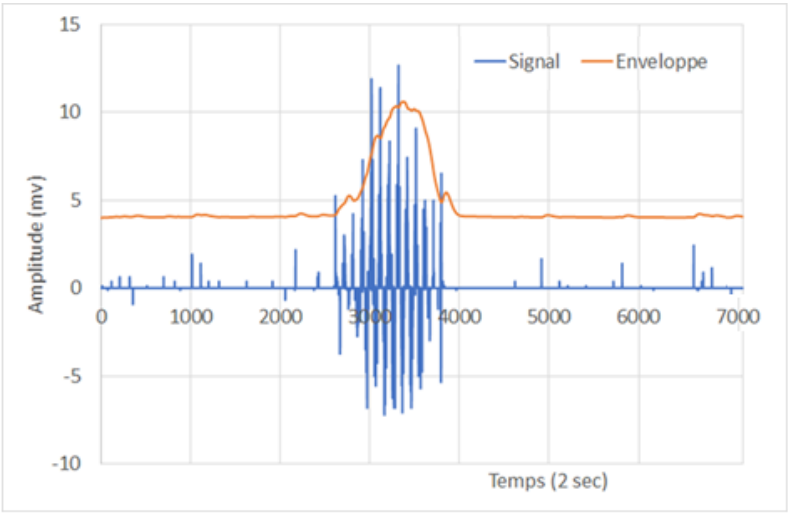


Figure 4- 34 Illustration montrant un signal 'type' de la dynamique musculaire reçu par le capteur tissulaire à l'interface

Afin de quantifier les caractéristiques électriques de la zone 2 du signal, nous avons appliqué un fenêtrage numérique sur la zone active après avoir éliminé le niveau de 5 mv par une procédure de déconvolution. Cette démarche en traitement du signal associée à l'enveloppe conduit à une configuration des grandeurs quantifiables et comparables et ceci en estimant les valeurs du 'Temps de Montée **(T_M)**', de 'l'Amplitude **(A)**', de la 'Durée **(D)**', du 'Temps de Descente **(T_D)**' et de la puissance par intégration **(Figure 4- 35)**.



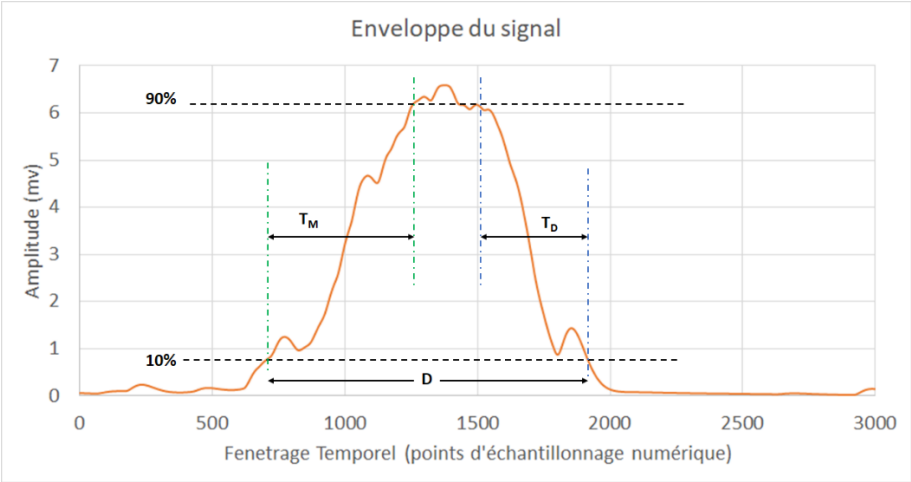


Figure 4- 35 Grandeurs caractéristiques de l'enveloppe du signal

4.5.1.5 Validation préliminaire sur banc d'essai

Afin d'évaluer la performance du système et donc la méthode du revêtement 'capteur' à l'interface, plusieurs campagnes d'expérimentation ont été conduites. Nous avons visé dans cette démarche expérimentale 6 catégories de populations classées de la manière suivante :

- ✓ Catégorie I : Population 'A_{FC}' de 5 femmes âge de 30 à 33 ans
- ✓ Catégorie II : Population 'B_{HC}'de 5 hommes âge de 30 à 33 ans
- ✓ Catégorie III : Population 'C_{FS}'de 3 femmes âge de 30 ans
- ✓ Catégorie IV : Population 'D_{HS}' de 3 hommes âge de 30 ans
- ✓ Catégorie V : Population 'E' de 5 hommes âge de 30, 40, 50, 60 et 70 ans
- ✓ Catégorie VI : Population 'F' d'1 sujet 'en rééducation du poignet par Kino-thérapie' ; suivi sur 3 mois

Avec :

- 'A_{FC}' & 'B_{HC}' sujets ayant une activité quotidienne classique
- 'C_{FS}' & 'D_{HS}' sujets ayant une activité physique régulière
- 'E' population à variation d'âges
- 'F' sujet à vocation thérapeutique

Dans le but de limiter la dispersion de mesures, une moyenne de 5 signaux consécutifs a été appliquée par sujet (dans les mêmes conditions opératoires) et qui a ramené à 8 % l'écart type au sein du même sujet. A noter que cette dispersion résulte probablement du positionnement spatial de la structure autour du bras (de la jambe) et des effets de la qualité d'intégration du 'capteur' dans la surface interne de la structure.

Ci-dessous **(Figure 4- 36)** les signatures- types issues des catégories ***'A_{FC}, B_{HC}, C_{FS}*** & ***D_{HS}'***, montrant ainsi la différence morphologique des signaux entre gendre et hygiène de vie. Ces traces montrent également une différence nette de l'amplitude vue par la variation d'échelle pour les sujets examinés (**Tableau 4- 9**).

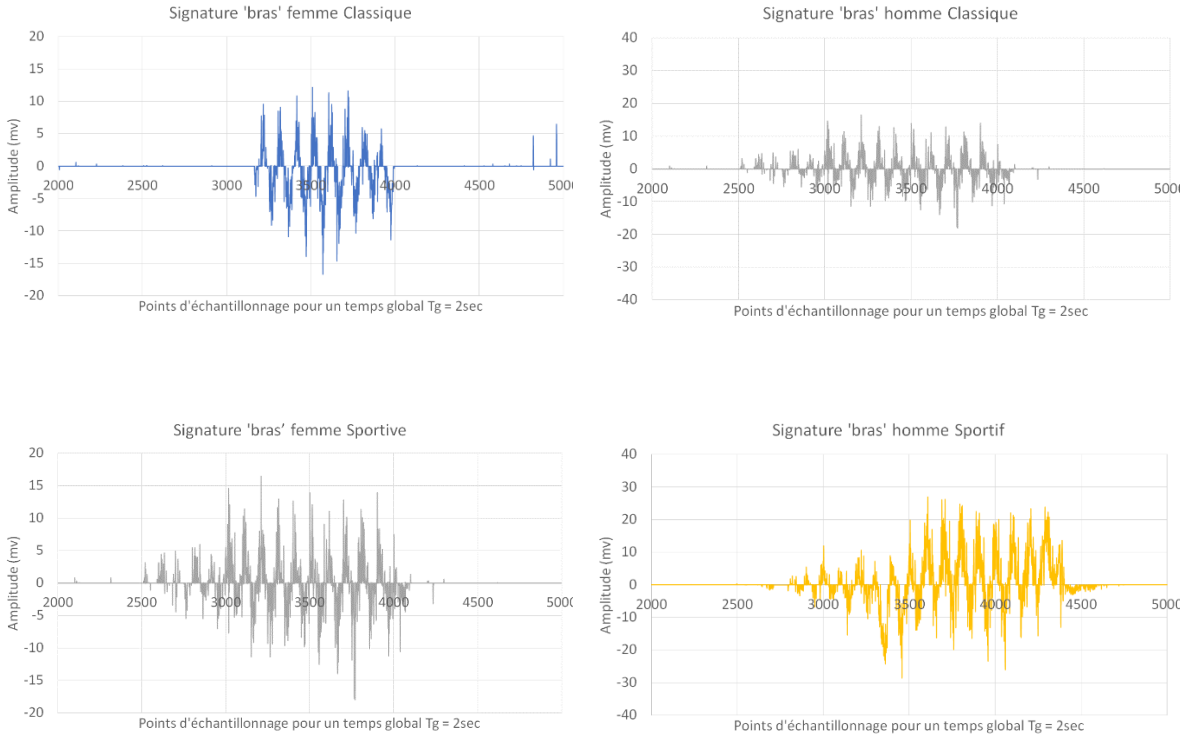


Figure 4- 36 Signatures électriques issues des conversions mécaniques du mouvement musculaire du 'bras' par le capteur tissulaire à l'interface Structure/Peau

Catégorie	***'A_{FC}'***	***'B_{HC}'***	***'C_{FS}'***	***'D_{HS}'***
Amp (mv)	12,4 ± 1.2	18,3 ± 1,6	14,1 ± 2,2	23,5 ± 1,9

Tableau 4- 9 Relevé d'amplitudes moyennes des signatures

4.5.1.6 Évaluation des grandeurs caractéristiques

Dans le but de faire une étude comparative par catégorie, nous avons procédé à quantifier une moyenne de chaque grandeur caractéristique estimée selon le découpage temporel et spatial de la **Figure 4- 35**. L'analyse de l'enveloppe de chaque signal a été assurée par un programme développé sous l'architecture LabVIEW qui par seuillage détermine les valeurs spatio-temporelles des points critiques recherchés. En effet, l'accès à l'amplitude **'Amp'** se fait par le repérage du niveau du **'Max'** et sa **'position'** (indice). C'est cette dernière qui, après normalisation, délimite les deux zones de la courbe d'enveloppe permettant ainsi de définir en aval le **'T_M'**, en amant le **'T_D'**. Ensuite la durée totale du signal actif est calculée. Enfin, l'intégration numérique de la partie active de l'enveloppe sur la durée **'D'**dresse une image de la puissance engendrée par la dynamique musculaire. Le **Tableau 4- 10** donne la moyenne de chacune des caractéristiques par catégorie, mais hormis les catégories **'E'** & **'F'** qui nécessitent plutôt un suivi dans le temps.

	'A $_{FC}$'	***'B $_{HC}$'***	***'C $_{FS}$'***	***'D $_{HS}$'***
Amp(mv)	12,4	18,3	14,1	23,5
T_M(µs)	342	522	189	346
T_D(µs)	116	281	323	212
D(µs)	1005	1790	1396	1881
$P_{Normalisée}$	0,32	0,69	0,43	1

Tableau 4- 10 Valeurs moyennes des grandeurs spatio-temporelles des caractéristiques des signaux dynamiques à l'interface

Une analyse croisée des grandeurs issues des catégories '***A_{FC}, B_{HC}, C_{FS} & D_{HS}***' font sortir des indicateurs clefs sur les caractéristiques physiques voire physiologiques de la dynamique musculaire. En effet, le niveau d'amplitude ***'Amp'*** haut et la durée courte du temps de descente ***'T_D'*** sont révélateurs d'une 'élasticité développée' de la masse musculaire. L'estimation du temps de montée***'T_M'*** est un indicateur du mécanisme musculaire. Il est proportionnel à la lenteur de la dynamique du mouvement. Alors que la grandeur de la durée ***'D'*** de la partie active du signal, une fois couplée avec la valeur de l'amplitude donne accès à la puissance ***'P'***(de la masse musculaire) par intégration de l'air de l'enveloppe [10%, 90%] du signal.

Quant aux catégories **'E'** et **'F'**, la **Figure 4- 37** montre, par le biais des signatures (mécaniques), la morphologie du signal évoluant par phase **(Figure 4- 37 a))** et par âge **(Figure 4- 37 b))**. L'étude qualitative des signaux à une échelle standardisée montre une évolution nette des caractéristiques dynamiques résultantes.

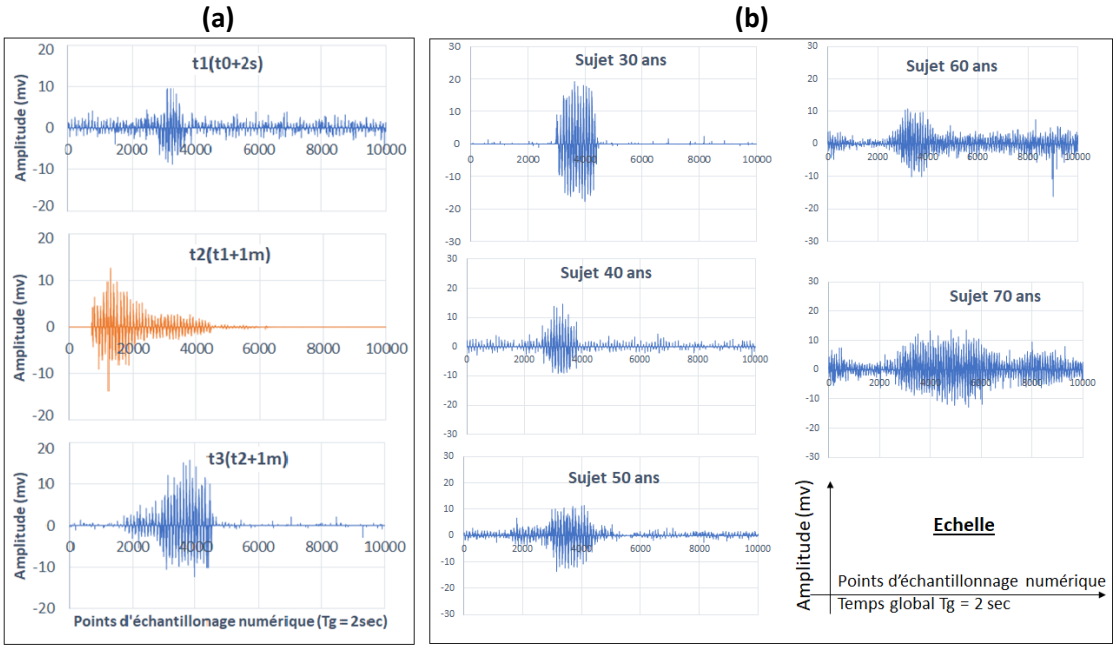


Figure 4- 37 a) Signatures d'un suivi thérapeutique (gauche) et b) Signatures d'un suivi par âge (droite)

La **Figure 4- 37 a)** concerne un sujet en voie thérapeutique (rééducation du poignet) montre à des stades différents ('t_1' deux semaine après le début du traitement, '$t_2 = t_1 + 1\ mois$' et '$t_3 = t_2 + 1\ mois$') une évolution cohérente des grandeurs mesurées et notamment l'amplitude ***'Amp'*** et le temps de descente ***'T_D'***. Même constat sur la **Figure 4- 37 b)**, rien que par le biais de la puissance estimable et quantifiable, montre un relâchement de la dynamique musculaire avec l'âge.

4.6 Conclusion

Dans ce chapitre, une évaluation expérimentale d'une approche visant la quantification du mouvement humain par le biais d'un capteur électro-actif tissulaire intégré dans une structure rigide (sous forme d'un revêtement interne) a été présenté. Afin de converger vers une configuration dimensionnelle et spatiale de ce capteur à l'interface 'Peau/Structure' et assurer ainsi un coefficient de couplage permettant la transmission de la signature dynamique musculaire dans des conditions optimales, nous avons mené une étude comparative sur différents types de capteurs en polymère actif.

En effet, à l'issue d'une démarche expérimentale sur la quantification métrologique des différents éléments électroactifs élaborés en capteurs film et capteurs tissulaire PLA, PVDF (dopé), un choix sur le capteur tissulaire PVDF avec un double dopage fibre Titanate de Baryum à 3% et en nano-feuille de Graphène à 0.25% (PVDF/3%BT/0.25%Gnr) a été validé. Cette configuration a affiché un optimum sur les caractéristiques physiques recherchées en conversion électromécanique et en flexion.

Vue sa sensibilité et sa stabilité, ce composite a été testé dans le suivi des caractéristiques physiologiques de la dynamique musculaire de l'avant-bras sur des sujets variés. Bien que les résultats soient plus que prometteurs ouvrant la voie à des application plus avancées dans le domaine thérapeutique et médical, il sera intéressant que cette approche fasse l'objet, dans une perspective proche, d'un plan d'expérience grandeur nature et à grande échelle permettant de dresser un abaque tenant compte de la variabilité des sujets en termes de genre, âge, hygiène, de vie, ….

Conclusion générale

Ce travail qui a fait l'objet d'une collaboration étroite avec l'Institut technologique de l'université de QingDao porte sur le comportement physique des tissus biologiques couplés à un capteur tissulaire flexible intégré dans un substrat solide. La quantification des interfaces tissus/substrat doté des capteurs électromécaniques nano-fils flexibles et extensibles était notre objectif principal.

Dans le premier chapitre, nous avons présenté une étude bibliographique sur les progrès ultérieurs des capteurs adaptables et extensibles dans l'ingénierie de la santé et du bien-être. Nous avons mis la lumière sur des systèmes de mesure exploitant des capteurs intégrés dans des dispositifs potentiellement dotés d'un module d'analyse croisé en intelligence artificielle tout en concluant que la majorité des applications portent principalement sur les mécanismes dynamiques de l'homme et que le développement d'un nouveau dispositif vibratoire autonome biocompatible associé à un modèle multicouche représente un enjeu très important.

L'implantation des capteurs flexibles mariant le corps sera au cœur de nos préoccupations en termes d'adaptations, d'interactions capteurs/tissus et de la biocompatibilité des éléments rayonnants. Dans ce cadre-là, une question se pose : comment les couches impliquées interagissent-elles les unes avec les autres? Dans ce but, le chapitre 2 a été consacré à cette approche dans lequel nous avons développé un formalisme matriciel d'un modèle visant les comportements dynamiques dans un milieu multicouche viscoélastique. Nous avons visé également la quantification des grandeurs physiques mises en place en combinant les caractéristiques physiques et mécaniques de chaque couche (tissus biologiques) avec les conditions d'interaction contraintes et le déplacement aux interfaces. Afin d'optimiser les conditions mis en jeu, un modèle élément fini a été abordé dont les composantes déformation/contrainte à l'interface ont été considérées comme des variables du modèle.

Par ailleurs, les nombreux défis médicaux en termes de diagnostic ou/et du traitement thérapeutique sont les précurseurs d'innovations dans les domaines que nous entendons explorer. Le caractère continu de la mesure est souvent plus difficile à obtenir et seuls quelques dispositifs contraignants permettent une surveillance continue des propriétés physiologiques d'un individu dans un centre spécialisé. Compte tenu des limites et des difficultés de certaines applications (âge, mobilité, …), notre travail dans le chapitre 3 a été orienté sur le développement d'un système d'information potentiellement autonome et connecté capable de collecter des données physiologiques de natures variées. Dans le but d'identifier un optimum du choix sur la nature du capteur à mettre en œuvre, une série d'expérimentations a été suivie sur la caractérisation de la réponse électromécanique de deux types de capteurs electro-actifs de nature chimique différente :

1. Un PLA avec effet positif de l'étirement sur le coefficient piézoélectrique,
2. Un PVDF dopé par des pourcentages contrôlés de $BaTiO_3$ et des GNr.

Cependant la conception des capteurs par des nano-fils électroactifs empilés a été heurtée par certaines limitations dans la réponse de la composante électrique. Pour remédier ce problème, différentes structures d'électrofilage ont été testées à l'*Université de QingDao* et ceci en changeant la forme du

collecteur ou en utilisant un champ électrique intense servant à diriger la trajectoire des nano-fils du bout de l'aiguille vers le collecteur donnant ainsi une structure tissulaire active et relativement homogène. Un plan d'expérience a été mis en place afin de calculer à chaque fois la puissance relative de sortie du capteur et de mettre en relief la relation entre cette puissance et la composition du capteur. L'expérience montre clairement une dépendance logique entre l'empilement de nombre des couches tissulaires et la puissance électrique résultante.

Quant au chapitre 4 qui a porté sur la quantification dynamique des interfaces humain-structure, montre en premier temps la contrainte liée à la transmission de l'information d'une façon native. Alors il fallait mieux se tourner vers des techniques permettant au dispositif de surveillance de s'adapter à l'utilisateur d'une façon fluide. L'intégration des capteurs tissulaires flexibles à l'interface montre clairement l'intérêt de cette approche à suivre la dynamique physiologique d'un sujet donné sans pour autant interrompre ou restreindre les mouvements de la personne en question. Afin de valider le concept, une évaluation expérimentale a été présentée et mise en œuvre. Nous avons ensuite convergé vers une configuration optimisée de ce capteur à l'interface 'Peau/Structure' en assurant un coefficient de couplage permettant la transmission de la signature dynamique musculaire dans des conditions optimales. Ces conditions ont été le résultat d'une étude comparative menée sur différents types de capteurs en polymère actif dont l'optimum a été trouvé dans une configuration tissulaire en PVDF avec un double dopage en fibre de Titanate de Baryum à 3% et en nano-feuille de Graphène à 0.25% (PVDF/3%BT/0.25%Gnr).

Au cours de cette thèse, les résultats obtenus sont plus que prometteurs ouvrant la voie à des applications plus avancées dans les domaines de la surveillance, thérapeutique et médicale. Il sera intéressant que cette approche fasse l'objet, dans une perspective proche, d'un plan d'expérience grandeur nature et à grande échelle permettant de dresser un abaque tenant compte de différente variabilité des sujets en plusieurs termes de genre, âge, hygiène, de vie, etc…

Références

[1] M. Sawan, H. Reda, N. Saad, A. Hamadeh, S. Bin, and G. Nassar, “Numerical approach to quantify and characterize interface mechanical behavior between thin layer substrate and biological tissues,” *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 21, no. 06, p. 2150026, août 2021, doi: 10.1142/S0219519421500263.

[2] D. W. Hutmacher, “Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage,” *Biomaterials*, vol. 21, no. 24, pp. 2529–2543, Dec. 2000, doi: 10.1016/S0142-9612(00)00121-6.

[3] “Implant Materials, Design, and Surface Topographies: Their Influence on Osseointegration of Dental Implants - Journal of Long-Term Effects of Medical Implants, Volume 13, 2003, Issue 6 - Begell House Digital Library.”

[4] “The relationship between substratum surface roughness and microbiological and organic soiling: A review: Biofouling: Vol 17, No 1.” https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/08927010109378465 (accessed Oct. 17, 2021).

[5] O. Zinger *et al.*, “Time-dependent morphology and adhesion of osteoblastic cells on titanium model surfaces featuring scale-resolved topography,” *Biomaterials*, vol. 25, no. 14, pp. 2695–2711, Jun. 2004, doi: 10.1016/j.biomaterials.2003.09.111.

[6] R. Lange, F. Lüthen, U. Beck, J. Rychly, A. Baumann, and B. Nebe, “Cell-extracellular matrix interaction and physico-chemical characteristics of titanium surfaces depend on the roughness of the material,” *Biomolecular Engineering*, vol. 19, no. 2, pp. 255–261, Aug. 2002, doi: 10.1016/S1389-0344(02)00047-3.

[7] A. Curtis and C. Wilkinson, “Topographical control of cells,” *Biomaterials*, vol. 18, no. 24, pp. 1573–1583, Dec. 1997, doi: 10.1016/S0142-9612(97)00144-0.

[8] “Integration of Cell Culture and Microfabrication Technology - Park - 2003 - Biotechnology Progress - Wiley Online Library.” https://aiche.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1021/bp020143k (accessed Nov. 23, 2022).

[9] A. S. G. Curtis, B. Casey, J. O. Gallagher, D. Pasqui, M. A. Wood, and C. D. W. Wilkinson, “Substratum nanotopography and the adhesion of biological cells. Are symmetry or regularity of nanotopography important?,” *Biophysical Chemistry*, vol. 94, no. 3, pp. 275–283, Dec. 2001, doi: 10.1016/S0301-4622(01)00247-2.

[10] R. G. Flemming, C. J. Murphy, G. A. Abrams, S. L. Goodman, and P. F. Nealey, “Effects of synthetic micro- and nano-structured surfaces on cell behavior,” *Biomaterials*, vol. 20, no. 6, pp. 573–588, Mar. 1999, doi: 10.1016/S0142-9612(98)00209-9.

[11] C. A. Scotchford *et al.*, “Chemically patterned, metal-oxide-based surfaces produced by photolithographic techniques for studying protein- and cell-interactions. II: Protein adsorption and early cell interactions,” *Biomaterials*, vol. 24, no. 7, pp. 1147–1158, Mar. 2003, doi: 10.1016/S0142-9612(02)00488-X.

[12] C. A. Scotchford, C. P. Gilmore, E. Cooper, G. J. Leggett, and S. Downes, “Protein adsorption and human osteoblast-like cell attachment and growth on alkylthiol on gold self-assembled monolayers,” *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 59, no. 1, pp. 84–99, 2002, doi: 10.1002/jbm.1220.

[13] N. Faucheux, R. Schweiss, K. Lützow, C. Werner, and T. Groth, “Self-assembled monolayers with different terminating groups as model substrates for cell adhesion studies,” *Biomaterials*, vol. 25, no. 14, pp. 2721–2730, Jun. 2004, doi: 10.1016/j.biomaterials.2003.09.069.

[14] “Evaluation of Metallic and Polymeric Biomaterial Surface Energy and Surface Roughness Characteristics for Directed Cell Adhesion | Tissue Engineering.” https://www.liebertpub.com/doi/abs/10.1089/107632700300003297 (accessed Sep. 06, 2021).
[15] T. G. Ruardy, H. E. Moorlag, J. M. Schakenraad, H. C. Van Der Mei, and H. J. Busscher, “Growth of Fibroblasts and Endothelial Cells on Wettability Gradient Surfaces,” *Journal of Colloid and Interface Science*, vol. 188, no. 1, pp. 209–217, Apr. 1997, doi: 10.1006/jcis.1997.4769.
[16] “Antimicrobial effects of positively charged surfaces on adhering Gram-positive and Gram-negative bacteria | Journal of Antimicrobial Chemotherapy | Oxford Academic.” https://academic.oup.com/jac/article/48/1/7/924030?login=true (accessed Sep. 06, 2021).
[17] “Positively charged biomaterials exert antimicrobial effects on gram-negative bacilli in rats - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961203000838?casa_token=SxYy77CDSywAAAAA:qVdrRpl969zWucO0P2YkjH3PkepnMfsn8NBUpmozA6sC7110pdgs52r_i4i69W4Age9Up-cQ (accessed Sep. 06, 2021).
[18] “Surface engineering of biomaterials with plasma techniques: Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition: Vol 14, No 10.” https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1163/156856203769231538 (accessed Sep. 06, 2021).
[19] “In vitro studies of platelet adhesion on laser-treated polyethylene terephthalate surface - Dadsetan - 2001 - Journal of Biomedical Materials Research - Wiley Online Library.” https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/1097-4636%2820010315%2954%3A4%3C540%3A%3AAID-JBM100%3E3.0.CO%3B2-O?casa_token=dPnfrKjMNMQAAAAA%3ApwSA2oG12OxwFWF982iwQpAWKpN2VqB0C2NeZmWRqQbxGRUdx4PYjzgchMXhcdl-ycJmIG17PcC5LQ (accessed Sep. 06, 2021).
[20] “Thermal and chemical modification of titanium–aluminum–vanadium implant materials: effects on surface properties, glycoprotein adsorption, and MG63 cell attachment - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961203008809?casa_token=BxH5nglfvwMAAAAA:xHs8OQaz0eOt0G12LeNqC0AadgoVcxg99aanpchhFaD6chn3YaYy3T1W2qUp9X3v08_9r-vG (accessed Sep. 06, 2021).
[21] “Influence of surface modifications to titanium on oral bacterial adhesion in vitro - Yoshinari - 2000 - Journal of Biomedical Materials Research - Wiley Online Library.” https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/1097-4636(200011)52:2%3C388::AID-JBM20%3E3.0.CO;2-E?casa_token=PXKD3dUNG3IAAAAA:Ib5mKCqPuA8NfmoOIT8HbjpXDFS16P8jsyoD88VBVOk63pmUIVT9OhlQyGK4nNpdCoWlMunrAvNlSA (accessed Sep. 06, 2021).
[22] J. Savulescu, R. ter Meulen, and G. Kahane, *Enhancing Human Capacities*. John Wiley & Sons, 2011.
[23] “Santé mentale et vieillissement.” https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/santé-mentale-et-vieillissement (accessed Oct. 02, 2021).
[24] V. Gourinat, P.-F. Groud, and N. Jarrassé, *CORPS et PROTHESES Ebook Pdf*. FONTAINE: Presses Universitaires de Grenoble, PUG, 2020. Accessed: Sep. 07, 2021. [Online]. Available: http://public.eblib.com/choice/PublicFullRecord.aspx?p=6374637
[25] R. Crepin, C. L. Fall, Q. Mascret, C. Gosselin, A. Campeau-Lecours, and B. Gosselin, “Real-Time Hand Motion Recognition Using sEMG Patterns Classification,” in *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Jul. 2018, pp. 2655–2658. doi: 10.1109/EMBC.2018.8512820.
[26] A. R. Fonseca, “Smart control of a soft robotic hand prosthesis,” p. 26.
[27] touch bionics., “MA01164 i-limb access clinician manual.” 35 Hampden Road Mansfield MA 02048 USA, 2 edition, Mar 2013.

[28] “Prothèses de genou intelligentes et capteurs spécialisés – STI — School of Engineering.” https://sti.epfl.ch/fr/protheses-de-genou-intelligentes-et-capteurs-specialises/#proth%C3%A8ses-de-genou-intelligentes-et-capteurs-sp%C3%A9cialis%C3%A9s (accessed Sep. 21, 2021).
[29] “Des prothèses de genou ‘intelligentes’ pour anticiper les défaillances - Sciences et Avenir.” https://www.sciencesetavenir.fr/sante/des-protheses-de-genou-intelligentes-pour-anticiper-les-defaillances_19242 (accessed Sep. 21, 2021).
[30] J. Hutchinson, “L’handicapé physique et sa chaise roulante,” *Can Fam Physician*, vol. 15, no. 9, pp. 147–151, Sep. 1969.
[31] S. Gulati and B. Kuipers, “High performance control for graceful motion of an intelligent wheelchair,” in *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, May 2008, pp. 3932–3938. doi: 10.1109/ROBOT.2008.4543815.
[32] “Safe and reliable intelligent wheelchair robot with human robot interaction | IEEE Conference Publication | IEEE Xplore.” https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/1014267?casa_token=a7whKFxfkakAAAAA:R_pnxadgBIEZQdqc1yRM2jgZNdKf48RNVgTLlkybmXnstlZsZanr_0x-cbWPDyGSsb_rbKWxbI8 (accessed Oct. 03, 2021).
[33] S. P. Parikh, V. Grassi, V. Kumar, and J. Okamoto, “Integrating Human Inputs with Autonomous Behaviors on an Intelligent Wheelchair Platform,” *IEEE Intelligent Systems*, vol. 22, no. 2, pp. 33–41, Mar. 2007, doi: 10.1109/MIS.2007.36.
[34] A. Mai and S. Commuri, “Intelligent control of a prosthetic ankle joint using gait recognition,” *Control Engineering Practice*, vol. 49, pp. 1–13, Apr. 2016, doi: 10.1016/j.conengprac.2016.01.004.
[35] “Differentiated Ratings of Perceived Exertion during Physical Conditioning of Older Individuals Using Leg-Weight Loading - Kent B. Pandolf, Richard L. Burse, Ralph F. Goldman, 1975.” https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.2466/pms.1975.40.2.563 (accessed Oct. 08, 2021).
[36] L. M. Herman, S. A. Kuczaj, and M. D. Holder, “Responses to anomalous gestural sequences by a language-trained dolphin: Evidence for processing of semantic relations and syntactic information,” *Journal of Experimental Psychology: General*, vol. 122, no. 2, pp. 184–194, 1993, doi: 10.1037/0096-3445.122.2.184.
[37] G. M. Williamson, “The central role of restricted normal activities in adjustment to illness and disability: A model of depressed affect,” *Rehabilitation Psychology*, vol. 43, no. 4, pp. 327–347, 1998, doi: 10.1037/0090-5550.43.4.327.
[38] E. Cubo and C. G. Goetz, “Methods of Patient Assessment in Surgical Therapy for Movement Disorders,” in *Surgical Treatment of Parkinson’s Disease and Other Movement Disorders*, D. Tarsy, J. L. Vitek, and A. M. Lozano, Eds. Totowa, NJ: Humana Press, 2003, pp. 69–85. doi: 10.1007/978-1-59259-312-5_5.
[39] “Neuronal differentiation and long-term culture of the human neuroblastoma line SH-SY5Y | SpringerLink.” https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-211-73574-9_3 (accessed Oct. 08, 2021).
[40] “Antigenic relationships among proteins of bovine coronavirus, human respiratory coronavirus OC43, and mouse hepatitis coronavirus A59 | Journal of Virology.” https://journals.asm.org/doi/abs/10.1128/jvi.51.2.384-388.1984 (accessed Oct. 08, 2021).
[41] “Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636204000256?casa_token=ABw5M2YOCl8AAAAA:2PbgUopymNjzMI94MF_43S-ir6HE-Q3chqDCl7HC11eFmmYbQnMjAtKiLxGoqgYMWdi3K1ZF (accessed Oct. 15, 2021).

[42] “Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636204000682?casa_token=cgA_GnlVC2UAAAAA:RTPd5vfRIqw9vhjwO2UR954Bm0BW0F8eo-Ycf_sybJIWpM9xRcBgcJoS6vnLj98X_dtmxGXx (accessed Oct. 15, 2021).

[43] A. Leardini, L. Chiari, U. D. Croce, and A. Cappozzo, “Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation,” *Gait & Posture*, vol. 21, no. 2, pp. 212–225, Feb. 2005, doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.05.002.

[44] “Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636204000785?casa_token=TT5BA1GgfEcAAAAA:HP28lTYHGkvrH9A1twQJpQl_V4fNBKKxWaFtHgQhTfR3fsfWuRpyGSFkqaUcgjZxjLDIUer6 (accessed Oct. 15, 2021).

[45] C. Zong, “Système embarqué de capture et analyse du mouvement humain durant la marche,” phdthesis, Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, 2012. Accessed: Oct. 12, 2021. [Online]. Available: https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00839442

[46] P. Caliandro *et al.*, “Focal Muscle Vibration in the Treatment of Upper Limb Spasticity: A Pilot Randomized Controlled Trial in Patients With Chronic Stroke,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 93, no. 9, pp. 1656–1661, Sep. 2012, doi: 10.1016/j.apmr.2012.04.002.

[47] R. Eloy, “2 - Challenges in biocompatibility and failure of biomaterials,” in *Biocompatibility and Performance of Medical Devices*, J.-P. Boutrand, Ed. Woodhead Publishing, 2012, pp. 18–29. doi: 10.1533/9780857096456.1.18.

[48] C. S. Kosack, A.-L. Page, and P. R. Klatser, “A guide to aid the selection of diagnostic tests,” *Bull World Health Organ*, vol. 95, no. 9, pp. 639–645, Sep. 2017, doi: 10.2471/BLT.16.187468.

[49] M. Haghi, K. Thurow, and R. Stoll, “Wearable Devices in Medical Internet of Things: Scientific Research and Commercially Available Devices,” *Healthc Inform Res*, vol. 23, no. 1, pp. 4–15, Jan. 2017, doi: 10.4258/hir.2017.23.1.4.

[50] Y. Liu, H. Wang, W. Zhao, M. Zhang, H. Qin, and Y. Xie, “Flexible, Stretchable Sensors for Wearable Health Monitoring: Sensing Mechanisms, Materials, Fabrication Strategies and Features,” *Sensors*, vol. 18, no. 2, Art. no. 2, Feb. 2018, doi: 10.3390/s18020645.

[51] “25th Anniversary Article: The Evolution of Electronic Skin (E-Skin): A Brief History, Design Considerations, and Recent Progress - Hammock - 2013 - Advanced Materials - Wiley Online Library.” https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/adma.201302240?casa_token=mhEl31mvVeAAAAAA%3A6CJegRtfRaldWY7fqdE6U5G5mUsbuT1AY-rSAZe8YJncJELn56sbzwS9vSBGL626EjOAnPyqjrN0sQ (accessed Mar. 17, 2022).

[52] “Flexible Sensing Electronics for Wearable/Attachable Health Monitoring - Wang - 2017 - Small - Wiley Online Library.” https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/smll.201602790 (accessed Mar. 16, 2022).

[53] “Silk-Molded Flexible, Ultrasensitive, and Highly Stable Electronic Skin for Monitoring Human Physiological Signals - Wang - 2014 - Advanced Materials - Wiley Online Library.” https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/adma.201304248?casa_token=ycZPcjA_xWcAAAAA%3A3ZCmYZQr7FE0-c7TDdNMbqeojcWmkStmQtSVKHoxMToqpoRVM7pyI435rBj9Rca3alhil9BP8bEQUw (accessed Mar. 16, 2022).

[54] “Paper-Based Electrical Respiration Sensor - Güder - 2016 - Angewandte Chemie International Edition - Wiley Online Library.”

https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/anie.201511805?casa_token=NvP-t68663IAAAAA%3ACVpi7TY_jY8lR5jkTggDfwuxsTHHSZGm1ofo0d_DTqoaz8I1UGhVlZcsPCvjIIXAgUbJ2avwx0eFPQ (accessed Mar. 16, 2022).

[55] T. Thap, K.-H. Yoon, and J. Lee, "Graphite Based Electrode for ECG Monitoring: Evaluation under Freshwater and Saltwater Conditions," *Sensors*, vol. 16, no. 4, Art. no. 4, Apr. 2016, doi: 10.3390/s16040542.

[56] "A wearable and highly sensitive pressure sensor with ultrathin gold nanowires | Nature Communications." https://www.nature.com/articles/ncomms4132?origin=ppub (accessed Oct. 20, 2021).

[57] "Recyclable Nonfunctionalized Paper-Based Ultralow-Cost Wearable Health Monitoring System - Nassar - 2017 - Advanced Materials Technologies - Wiley Online Library." https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/admt.201600228 (accessed Mar. 16, 2022).

[58] M. Su *et al.*, "Nanoparticle Based Curve Arrays for Multirecognition Flexible Electronics," *Advanced Materials*, vol. 28, no. 7, pp. 1369–1374, 2016, doi: 10.1002/adma.201504759.

[59] L. Yi *et al.*, "Nanoparticle monolayer-based flexible strain gauge with ultrafast dynamic response for acoustic vibration detection," *Nano Res.*, vol. 8, no. 9, pp. 2978–2987, Sep. 2015, doi: 10.1007/s12274-015-0803-1.

[60] Y. Wang *et al.*, "Ultra-sensitive graphene strain sensor for sound signal acquisition and recognition," *Nano Res.*, vol. 8, no. 5, pp. 1627–1636, May 2015, doi: 10.1007/s12274-014-0652-3.

[61] L.-Q. Tao *et al.*, "An intelligent artificial throat with sound-sensing ability based on laser induced graphene," *Nat Commun*, vol. 8, no. 1, Art. no. 1, Feb. 2017, doi: 10.1038/ncomms14579.

[62] "A wearable chemical–electrophysiological hybrid biosensing system for real-time health and fitness monitoring | Nature Communications." https://www.nature.com/articles/ncomms11650?origin=ppub (accessed Mar. 17, 2022).

[63] R. Guy, "Managing diabetes through the skin," *Nature Nanotech*, vol. 11, no. 6, Art. no. 6, Jun. 2016, doi: 10.1038/nnano.2016.53.

[64] W. Gao *et al.*, "Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis," *Nature*, vol. 529, no. 7587, Art. no. 7587, Jan. 2016, doi: 10.1038/nature16521.

[65] J. Kim, A. S. Campbell, and J. Wang, "Wearable non-invasive epidermal glucose sensors: A review," *Talanta*, vol. 177, pp. 163–170, Jan. 2018, doi: 10.1016/j.talanta.2017.08.077.

[66] J. Choi *et al.*, "Soft, skin-mounted microfluidic systems for measuring secretory fluidic pressures generated at the surface of the skin by eccrine sweat glands," *Lab Chip*, vol. 17, no. 15, pp. 2572–2580, Jul. 2017, doi: 10.1039/C7LC00525C.

[67] S. Kanaparthi and S. Badhulika, "Solvent-free fabrication of a biodegradable all-carbon paper based field effect transistor for human motion detection through strain sensing," *Green Chem.*, vol. 18, no. 12, pp. 3640–3646, Jun. 2016, doi: 10.1039/C6GC00368K.

[68] "Simple and rapid micropatterning of conductive carbon composites and its application to elastic strain sensors - ScienceDirect." https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S000862231400462X (accessed Mar. 18, 2022).

[69] "Highly Stretchable and Sensitive Strain Sensor Based on Silver Nanowire–Elastomer Nanocomposite | ACS Nano." https://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/nn501204t (accessed Mar. 18, 2022).

[70] "Highly Sensitive Textile Strain Sensors and Wireless User-Interface Devices Using All-Polymeric Conducting Fibers | ACS Applied Materials & Interfaces." https://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/acsami.7b01771 (accessed Mar. 18, 2022).

[71] “Exergaming for balance training of elderly: state of the art and future developments | Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation | Full Text.” https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-10-101 (accessed Mar. 18, 2022).
[72] “Designing a Robust Activity Recognition Framework for Health and Exergaming Using Wearable Sensors | IEEE Journals & Magazine | IEEE Xplore.” https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6648432?casa_token=WJ7OGwXTBBwAAAAA:eAfPC7TnzICFBSdFymRsReYLgPhvd12H270QGrJ-_4WxBXxPziZ-GUqYtszqqcFV2ggchpsQduY (accessed Mar. 18, 2022).
[73] M. M. Rodgers, V. M. Pai, and R. S. Conroy, “Recent Advances in Wearable Sensors for Health Monitoring,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 15, no. 6, pp. 3119–3126, Jun. 2015, doi: 10.1109/JSEN.2014.2357257.
[74] “Highly Sensitive Flexible Printed Accelerometer System for Monitoring Vital Signs | Soft Robotics.” https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/soro.2014.0003 (accessed Mar. 18, 2022).
[75] J. S. Park, S. Robinovitch, and W. S. Kim, “A Wireless Wristband Accelerometer for Monitoring of Rubber Band Exercises,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 16, no. 5, pp. 1143–1150, Mar. 2016, doi: 10.1109/JSEN.2015.2499158.
[76] “SB Mat,” *Tekscan*. https://tekscan.com/products-solutions/systems/sb-mat (accessed Mar. 18, 2022).
[77] “Tekscan,” *Tekscan*. https://tekscan.com/ (accessed Mar. 18, 2022).
[78] “Pressure distribution measurement under the foot- Pedography,” *novel.de*. https://www.novel.de/products/emed/ (accessed Mar. 18, 2022).
[79] “Epidermal Inorganic Optoelectronics for Blood Oxygen Measurement - Li - 2017 - Advanced Healthcare Materials - Wiley Online Library.” https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/adhm.201601013 (accessed Mar. 19, 2022).
[80] F. Güder *et al.*, “Paper-Based Electrical Respiration Sensor,” *Angewandte Chemie International Edition*, vol. 55, no. 19, pp. 5727–5732, 2016, doi: 10.1002/anie.201511805.
[81] “Ultrathin conformal devices for precise and continuous thermal characterization of human skin | Nature Materials.” https://www.nature.com/articles/nmat3755 (accessed Mar. 20, 2022).
[82] “Ultrafast Paper Thermometers Based on a Green Sensing Ink | ACS Sensors.” https://pubs.acs.org/doi/10.1021/acssensors.7b00060 (accessed Mar. 20, 2022).
[83] W.-P. Shih *et al.*, “Flexible Temperature Sensor Array Based on a Graphite-Polydimethylsiloxane Composite,” *Sensors*, vol. 10, no. 4, Art. no. 4, Apr. 2010, doi: 10.3390/s100403597.
[84] G. Matzeu, A. Pucci, S. Savi, M. Romanelli, and F. Di Francesco, “A temperature sensor based on a MWCNT/SEBS nanocomposite,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 178, pp. 94–99, May 2012, doi: 10.1016/j.sna.2012.02.043.
[85] M. Lauzier, “Conception et validation de plateformes de communication autour du corps humain, à l’échelle de l’individu et du groupe,” phdthesis, INSA de Lyon, 2015. Accessed: Jan. 14, 2022. [Online]. Available: https://hal.inria.fr/tel-01267159
[86] “3D-Printed Custom Orthotics | Materialise Motion.” https://www.materialise.com/en/industries/motion (accessed Mar. 18, 2022).
[87] “F-Scan System | In-Shoe Pressure Measurement Foot Function Gait Analysis System | Tekscan.” https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system (accessed Mar. 18, 2022).
[88] “Footwear pressure distribution measurement- pedar,” *novel.de*. https://www.novel.de/products/pedar/ (accessed Mar. 18, 2022).

[89] S. Nazeer, “Conception et réalisation de micro-capteurs de pression pour l’instrumentation d’interface à retour d’effort,” phdthesis, Université Paris Sud - Paris XI, 2012. Accessed: Oct. 16, 2021. [Online]. Available: https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00717751

[90] “Selection for universal facial emotion. - PsycNET.” https://doi.apa.org/doiLanding?doi=10.1037%2F1528-3542.8.3.435 (accessed Mar. 19, 2022).

[91] “Highly Stretchable, Ultrasensitive, and Wearable Strain Sensors Based on Facilely Prepared Reduced Graphene Oxide Woven Fabrics in an Ethanol Flame | ACS Applied Materials & Interfaces.” https://pubs.acs.org/doi/10.1021/acsami.7b09652 (accessed Mar. 19, 2022).

[92] Z. Zhang *et al.*, “High-performance sound source devices based on graphene woven fabrics,” *Appl. Phys. Lett.*, vol. 110, no. 9, p. 093110, Feb. 2017, doi: 10.1063/1.4977706.

[93] “Materials and Mechanics for Stretchable Electronics.” https://www.science.org/doi/abs/10.1126/science.1182383 (accessed Mar. 21, 2022).

[94] C. Tamiatto, “Conception et analyse du comportement d’un composite à capteur intégré en fibres de carbone pour la détection in-situ des endommagements d’une structure verre-résine,” These de doctorat, Lille 1, 1998. Accessed: Jan. 14, 2022. [Online]. Available: https://www.theses.fr/1998LIL10200

[95] S. W. Case and G. P. Carman, “Compression Strength of Composites Containing Embedded Sensors or Actuators,” *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 5, no. 1, pp. 4–11, Jan. 1994, doi: 10.1177/1045389X9400500101.

[96] “In-Situ Damage Detection in Plate Structures Using PWAS and Non-Contact Laser Doppler Velocimeter: AIP Conference Proceedings: Vol 894, No 1.” https://aip.scitation.org/doi/abs/10.1063/1.2718144 (accessed Jan. 14, 2022).

[97] Y. Chen, Y. Wen, and P. Li, “Characterization of PZT ceramic transducer embedded in concrete,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 128, no. 1, pp. 116–124, Mar. 2006, doi: 10.1016/j.sna.2006.01.001.

[98] Y. Fan and M. Kahrizi, “Characterization of a FBG strain gage array embedded in composite structure,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 121, no. 2, pp. 297–305, juin 2005, doi: 10.1016/j.sna.2005.01.021.

[99] C. A. Paget, K. Levin, and C. Delebarre, “Actuation performance of embedded piezoceramic transducer in mechanically loaded composites,” *Smart Mater. Struct.*, vol. 11, no. 6, pp. 886–891, Oct. 2002, doi: 10.1088/0964-1726/11/6/309.

[100] J.-B. Ihn and F.-K. Chang, “Detection and monitoring of hidden fatigue crack growth using a built-in piezoelectric sensor/actuator network: II. Validation using riveted joints and repair patches,” *Smart Mater. Struct.*, vol. 13, no. 3, pp. 621–630, May 2004, doi: 10.1088/0964-1726/13/3/021.

[101] F. Ghezzo and S. Nemat-Nasser, “Effects of embedded SHM sensors on the structural integrity of glass fiber/epoxy laminates under in-plane loads,” in *Sensor Systems and Networks: Phenomena, Technology, and Applications for NDE and Health Monitoring 2007*, Apr. 2007, vol. 6530, pp. 280–285. doi: 10.1117/12.716123.

[102] I. M. De Rosa and F. Sarasini, “Use of PVDF as acoustic emission sensor for in situ monitoring of mechanical behaviour of glass/epoxy laminates,” *Polymer Testing*, vol. 29, no. 6, pp. 749–758, Sep. 2010, doi: 10.1016/j.polymertesting.2010.04.006.

[103] W. S. Lee, I. Y. Han, J. Yu, S. J. Kim, and K. Y. Byun, “Thermal characterization of thermally conductive underfill for a flip-chip package using novel temperature sensing technique,” *Thermochimica Acta*, vol. 455, no. 1, pp. 148–155, Apr. 2007, doi: 10.1016/j.tca.2006.11.034.

[104] LHK, “Le graphène, outil de surveillance de la santé, se trouve dans les masques, écouvillons, et… les vaccins. Conséquences sur la santé humaine potentiellement désastreuses.,” *Le blog de Liliane Held-Khawam*, Jul. 05, 2021. https://lilianeheldkhawam.com/2021/07/05/le-graphene-outil-de-

surveillance-de-la-sante-se-trouve-dans-les-masques-ecouvillons-et-les-vaccins-consequences-sur-la-sante-humaine-potentiellement-desastreuses/ (accessed Jan. 06, 2022).
[105] R. M. Donlan and J. W. Costerton, “Biofilms: Survival Mechanisms of Clinically Relevant Microorganisms,” *Clinical Microbiology Reviews*, vol. 15, no. 2, pp. 167–193, Apr. 2002, doi: 10.1128/CMR.15.2.167-193.2002.
[106] C. R. Arciola, E. Cenni, R. Caramazza, and A. Pizzoferrato, “Seven surgical silicones retain Staphylococcus aureus differently in vitro,” *Biomaterials*, vol. 16, no. 9, pp. 681–684, Jan. 1995, doi: 10.1016/0142-9612(95)99694-H.
[107] K. W. Millsap, R. Bos, H. C. van der Mei, and H. J. Busscher, “Adhesive interactions between voice prosthetic yeast and bacteria on silicone rubber in the absence and presence of saliva,” *Antonie Van Leeuwenhoek*, vol. 79, no. 3, pp. 337–343, Sep. 2001, doi: 10.1023/A:1012013101862.
[108] “The Biomaterials: Silver Jubilee Compendium - 1st Edition.” https://www.elsevier.com/books/the-biomaterials-silver-jubilee-compendium/williams/978-0-08-045154-1 (accessed Oct. 17, 2021).
[109] “The relationship between substratum surface roughness and microbiological and organic soiling: A review: Biofouling: Vol 17, No 1.”
[110] “Time-dependent morphology and adhesion of osteoblastic cells on titanium model surfaces featuring scale-resolved topography - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961203007889?casa_token=C526vkVim98AAAAA:XYC8w5NgJMASkLhuuLx8WBrKN65bA_MGA9X8-guVeThmGANCzwEd2B9cRjNNueMfYxH0CRH3 (accessed Oct. 17, 2021).
[111] X. Yan *et al.*, “Fabrication and formation mechanism of closed-loop fibers by electrospinning with a tip collector,” *Chinese Phys. B*, vol. 25, no. 7, p. 078106, Jul. 2016, doi: 10.1088/1674-1056/25/7/078106.
[112] “Theory of Viscoelasticity - 2nd Edition.” https://www.elsevier.com/books/theory-of-viscoelasticity/christensen/978-0-12-174252-2 (accessed Feb. 03, 2022).
[113] D. Royer, E. Dieulesaint, and P.-G. Gennes, *Ondes élastiques dans les solides, tome 1 : Propagation libre et guidée*. Masson: Dunod, 1996.
[114] “(PDF) [Autar K. Kaw] Mechanics of Composite Materials, S(Book Fi org) | Saran Kumar - Academia.edu.” https://www.academia.edu/8764844/_Autar_K_Kaw_Mechanics_of_Composite_Materials_S_Book_Fi_org_?auto=download&email_work_card=download-paper (accessed Feb. 22, 2022).
[115] C. Thevenot, “Élaboration de membranes polymères piézoélectriques souples en vue d’applications biomédicales,” phdthesis, Université de Lorraine, 2017. Accessed: Apr. 14, 2022. [Online]. Available: https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01807762
[116] J. Leboucher, C. Schwartz, S. Brochard, V. Burdin, and O. Rémy-Néris, “Evaluation of elbow biomechanical models using data fusion: Application to elbow flexion,” in *Gait and Posture*, 2009, vol. 30, no. 2009. Accessed: Apr. 14, 2022. [Online]. Available: https://orbi.uliege.be/handle/2268/82998
[117] V. A. D. Cai, P. Bidaud, V. Hayward, and F. Gosselin, “Estimation of Complex Anatomical Joint Motions Using a Spatial Goniometer,” 2010. doi: 10.1007/978-3-7091-0277-0_47.
[118] “Sources, Fate and Transport of Perfluorocarboxylates | Environmental Science & Technology.” https://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/es0512475?casa_token=wqtJbkCTfpsAAAAA:q9dnP58jUiqK-z6fsvNTwDO4ecgfIuxG0Ee6V1LsfERNdIVnnzGnC4vH4ur6y6QxqxrZAANqtFfjRfs (accessed Apr. 14, 2022).

[119] “A review of piezoelectric polymers as functional materials for electromechanical transducers - IOPscience.” https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0964-1726/23/3/033001/meta (accessed Apr. 14, 2022).
[120] A. Farahani, A. Zarei-Hanzaki, H. R. Abedi, L. Tayebi, and E. Mostafavi, “Polylactic Acid Piezo-Biopolymers: Chemistry, Structural Evolution, Fabrication Methods, and Tissue Engineering Applications,” *Journal of Functional Biomaterials*, vol. 12, no. 4, Art. no. 4, Dec. 2021, doi: 10.3390/jfb12040071.
[121] “Piezoelectric poly-L-lactic acid fabric and its application to control of humanoid robot: Ferroelectrics: Vol 515, No 1.” https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00150193.2017.1360107 (accessed Apr. 14, 2022).
[122] N. Pathan, “Handbook of Biodegradable Polymers”, Accessed: Apr. 14, 2022. [Online]. Available: https://www.academia.edu/4243818/Handbook_of_Biodegradable_Polymers
[123] M. L. Di Lorenzo, “The Crystallization and Melting Processes of Poly(L-lactic acid),” *Macromolecular Symposia*, vol. 234, no. 1, pp. 176–183, 2006, doi: 10.1002/masy.200650223.
[124] “An Overview of Polylactides as Packaging Materials - Auras - 2004 - Macromolecular Bioscience - Wiley Online Library.” https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/mabi.200400043?casa_token=SSwnZOBQTCkAAAAA%3AXtUjL6kcoGaNd9rU6eY5kqIibQhJV8HY5oGx3uFjyEb0WKZQrW2Eo8vvCxnrWsmYKviqzQB_jjbSxw (accessed Apr. 14, 2022).
[125] M. Jamshidian, E. A. Tehrany, M. Imran, M. Jacquot, and S. Desobry, “Poly-Lactic Acid: Production, Applications, Nanocomposites, and Release Studies,” *Comprehensive Reviews in Food Science and Food Safety*, vol. 9, no. 5, pp. 552–571, 2010, doi: 10.1111/j.1541-4337.2010.00126.x.
[126] “Poly(lactic acid) crystallization - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0079670012000792 (accessed Apr. 14, 2022).
[127] C. Courgneau, S. DOMENEK, a GUINAULT, L. Avérous, and V. DUCRUET, “Effect of crystallization on barrier properties of formulated polylactide,” *Polymer international*, vol. 61, no. 2, pp. 180–189, 2012, doi: 10.1002/pi.3167.
[128] M. Aressy, “Etude et modélisation de la cristallisation du Polylactide (PLA) en vue de l’optimisation du procédé de rotomoulage,” phdthesis, Ecole nationale supérieure d’arts et métiers - ENSAM, 2013. Accessed: Apr. 14, 2022. [Online]. Available: https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-01016068
[129] “Phase Transition Mechanism of Poly(l-lactic acid) among the α, δ, and β Forms on the Basis of the Reinvestigated Crystal Structure of the β Form | Macromolecules.” https://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/acs.macromol.7b00272 (accessed Apr. 14, 2022).
[130] “Characterization of drawn and undrawn poly-L-lactide films by differential scanning calorimetry in: Journal of Thermal Analysis and Calorimetry Volume 75 Issue 1 (2004).” https://akjournals.com/view/journals/10973/75/1/article-p257.xml (accessed Apr. 14, 2022).
[131] R. Duarah, D. Hazarika, A. Saikia, R. Bayan, T. Ghosh, and N. Karak, “Sustainable Polymeric Nanocomposites for Multifaceted Advanced Applications,” in *Advances in Sustainable Polymers: Processing and Applications*, V. Katiyar, R. Gupta, and T. Ghosh, Eds. Singapore: Springer, 2019, pp. 363–395. doi: 10.1007/978-981-32-9804-0_16.
[132] C. S. Lovell, J. M. Fitz-Gerald, and C. Park, “Decoupling the effects of crystallinity and orientation on the shear piezoelectricity of polylactic acid,” *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*, vol. 49, no. 21, pp. 1555–1562, 2011, doi: 10.1002/polb.22345.
[133] M. Murariu and P. Dubois, “PLA composites: From production to properties,” *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol. 107, pp. 17–46, Dec. 2016, doi: 10.1016/j.addr.2016.04.003.

[134] X. Gao, D. Zhang, S. Qi, X. Wen, and Y. Su, “Mechanical properties of 3D parts fabricated by fused deposition modeling: Effect of various fillers in polylactide,” *Journal of Applied Polymer Science*, vol. 136, no. 31, p. 47824, 2019, doi: 10.1002/app.47824.
[135] E. H. Tümer and H. Y. Erbil, “Extrusion-Based 3D Printing Applications of PLA Composites: A Review,” *Coatings*, vol. 11, no. 4, Art. no. 4, Apr. 2021, doi: 10.3390/coatings11040390.
[136] M. Nofar, D. Sacligil, P. J. Carreau, M. R. Kamal, and M.-C. Heuzey, “Poly (lactic acid) blends: Processing, properties and applications,” *International Journal of Biological Macromolecules*, vol. 125, pp. 307–360, Mar. 2019, doi: 10.1016/j.ijbiomac.2018.12.002.
[137] S. Wickramasinghe, T. Do, and P. Tran, “FDM-Based 3D Printing of Polymer and Associated Composite: A Review on Mechanical Properties, Defects and Treatments,” *Polymers*, vol. 12, no. 7, Art. no. 7, Jul. 2020, doi: 10.3390/polym12071529.
[138] F. Bernard, L. Gimeno, B. Viala, B. Gusarov, and O. Cugat, “Direct Piezoelectric Coefficient Measurements of PVDF and PLLA under Controlled Strain and Stress,” *Proceedings*, vol. 1, no. 4, Art. no. 4, 2017, doi: 10.3390/proceedings1040335.
[139] “Récupération d’énergie et contrôle vibratoire par éléments piézoélectriques suivant une approche non linéaire - TEL - Thèses en ligne.” https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00303823/ (accessed Apr. 14, 2022).
[140] L. Serairi, L. Gu, Y. Qin, Y. Lu, P. Basset, and Y. Leprince-Wang, “Flexible piezoelectric nanogenerators based on PVDF-TrFE nanofibers,” *Eur. Phys. J. Appl. Phys.*, vol. 80, no. 3, Art. no. 3, Dec. 2017, doi: 10.1051/epjap/2017170288.
[141] J. Gomes, J. S. Nunes, V. Sencadas, and S. Lanceros-Mendez, “Influence of the $\upbeta$-phase content and degree of crystallinity on the piezo- and ferroelectric properties of poly(vinylidene fluoride),” *Smart Mater. Struct.*, vol. 19, no. 6, p. 065010, Apr. 2010, doi: 10.1088/0964-1726/19/6/065010.
[142] I. Katsouras *et al.*, “The negative piezoelectric effect of the ferroelectric polymer poly(vinylidene fluoride),” *Nature Mater*, vol. 15, no. 1, Art. no. 1, Jan. 2016, doi: 10.1038/nmat4423.
[143] “Electroactive phases of poly(vinylidene fluoride): Determination, processing and applications - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0079670013000865 (accessed Apr. 14, 2022).
[144] “Analysis Method: FTIR studies of β-phase crystal formation in stretched PVDF films - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0142941803000035 (accessed Apr. 14, 2022).
[145] “Studies on the transformation process of PVDF from α to β phase by stretching - RSC Advances (RSC Publishing).” https://pubs.rsc.org/en/content/articlelanding/2014/ra/c3ra45134h/unauth (accessed Apr. 14, 2022).
[146] “Polymer integration for packaging of implantable sensors - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0925400514005929 (accessed Apr. 14, 2022).
[147] “The Best and Worst Times for Dialytic Therapy Are Now : ASAIO Journal.” https://journals.lww.com/asaiojournal/Citation/1994/04000/The_Best_and_Worst_Times_for_Dialytic_Therapy_Are.1.aspx (accessed Apr. 14, 2022).
[148] “Polyvinylidene fluoride (PVDF) as a biomaterial: From polymeric raw material to monofilament vascular suture - Laroche - 1995 - Journal of Biomedical Materials Research - Wiley Online Library.” https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jbm.820291209?casa_token=p1E-_0_nycgAAAAA:ZaY7P8HMZ_t1jjPVTHWw9hCZRQ8YTMK0Yv3arLETPmTd_fy2uOzRVic9ylLqgxt6GMJc8ovKGIKy-Q (accessed Apr. 14, 2022).

[149] “A thin-film piezoelectric PVDF-TrFE based implantable pressure sensor using lithographic patterning | IEEE Conference Publication | IEEE Xplore.” https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/5734507?casa_token=NciYIKlzpw4AAAAA:3vDnUqNCYG7C6UaqTuPzZwt6HwP0Q2fbNRLkdusPgO5EkhxdQhN3hfP5KDD_LFOLZYXNk_AFR0c (accessed Apr. 14, 2022).
[150] “Transparent and flexible organic field-effect transistor for multi-modal sensing - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1566119912000109 (accessed Apr. 14, 2022).
[151] O. B. Wilson, *Introduction to theory and design of sonar transducers*, Exp. and corr. Ed.--. Los Altos, Ca: Peninsula Pub., 1988.
[152] *Polymer Data Handbook*, Second Edition, New to this Edition: Oxford, New York: Oxford University Press, 2009.
[153] “PVDF piezo film as dynamic strain sensor for local damage detection of steel frame buildings.” https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/8692/86920F/PVDF-piezo-film-as-dynamic-strain-sensor-for-local-damage/10.1117/12.2009554.short?SSO=1 (accessed Apr. 14, 2022).
[154] “Handwriting enabled harvested piezoelectric power using ZnO nanowires/polymer composite on paper substrate - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S2211285514001578 (accessed Apr. 14, 2022).
[155] “PVDF mesoporous nanostructures as the piezo-separator for a self-charging power cell - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S2211285514201005 (accessed Apr. 14, 2022).
[156] R. Bao *et al.*, “Flexible and Controllable Piezo-Phototronic Pressure Mapping Sensor Matrix by ZnO NW/p-Polymer LED Array,” *Advanced Functional Materials*, vol. 25, no. 19, pp. 2884–2891, 2015, doi: 10.1002/adfm.201500801.
[157] “Ultrasensitive and ultraflexible e-skins with dual functionalities for wearable electronics - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2211285517302975?casa_token=FARAVNDu72gAAAAA:ma391HcdjkZ_oFENymR2uvEcnq5iibCaNwy0bAyBWra6fZpehIppimbU-lctPm1UyzKztTZb (accessed Oct. 20, 2021).
[158] L. Persano *et al.*, “High performance piezoelectric devices based on aligned arrays of nanofibers of poly(vinylidenefluoride-co-trifluoroethylene),” *Nat Commun*, vol. 4, no. 1, p. 1633, Mar. 2013, doi: 10.1038/ncomms2639.
[159] “Dynamic Pressure Mapping of Personalized Handwriting by a Flexible Sensor Matrix Based on the Mechanoluminescence Process - Wang - 2015 - Advanced Materials - Wiley Online Library.” https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/adma.201405826?casa_token=nO1y-XJptssAAAAA%3AFLGM5UNdIxT1RxX5v9GjaDDhLDpWjrkwScAGyZNoZys5AXCMvdtqjMt4_YyXeqVGZclUPdfjqbwQUg (accessed Oct. 21, 2021).
[160] “Self-powered pressure sensor for ultra-wide range pressure detection | SpringerLink.” https://link.springer.com/article/10.1007/s12274-017-1567-6 (accessed Oct. 21, 2021).
[161] “High-Resolution Thin-Film Device to Sense Texture by Touch.” https://www.science.org/doi/abs/10.1126/science.1126216 (accessed Oct. 21, 2021).
[162] “Highly Sensitive, Transparent, and Durable Pressure Sensors Based on Sea-Urchin Shaped Metal Nanoparticles - Lee - 2016 - Advanced Materials - Wiley Online Library.” https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/adma.201603526?casa_token=s6q02g2c5wwAA

AAA%3AZHK-_OBNGVAOS1KPJbzFh8mwjkWmX-NsfRZNp_6MVblnIuV0ey8iYxGQPOsvPdqxq9bU-5TXNANJPg (accessed Oct. 21, 2021).
[163] T. S. Sreeprasad *et al.*, "Electron-Tunneling Modulation in Percolating Network of Graphene Quantum Dots: Fabrication, Phenomenological Understanding, and Humidity/Pressure Sensing Applications," *Nano Lett.*, vol. 13, no. 4, pp. 1757–1763, Apr. 2013, doi: 10.1021/nl4003443.
[164] X. Shuai *et al.*, "Highly Sensitive Flexible Pressure Sensor Based on Silver Nanowires-Embedded Polydimethylsiloxane Electrode with Microarray Structure," *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 9, no. 31, pp. 26314–26324, Aug. 2017, doi: 10.1021/acsami.7b05753.
[165] J. Wang *et al.*, "A highly sensitive and flexible pressure sensor with electrodes and elastomeric interlayer containing silver nanowires," *Nanoscale*, vol. 7, no. 7, pp. 2926–2932, Feb. 2015, doi: 10.1039/C4NR06494A.
[166] "Triboelectric Nanogenerator Enabled Body Sensor Network for Self-Powered Human Heart-Rate Monitoring | ACS Nano." https://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/acsnano.7b02975 (accessed Oct. 21, 2021).
[167] "Omnidirectional Bending and Pressure Sensor Based on Stretchable CNT-PU Sponge - Chen - 2017 - Advanced Functional Materials - Wiley Online Library." https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adfm.201604434 (accessed Oct. 21, 2021).
[168] "Flexible and Lightweight Pressure Sensor Based on Carbon Nanotube/Thermoplastic Polyurethane-Aligned Conductive Foam with Superior Compressibility and Stability | ACS Applied Materials & Interfaces." https://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/acsami.7b16975 (accessed Oct. 21, 2021).
[169] M. Jian *et al.*, "Flexible and Highly Sensitive Pressure Sensors Based on Bionic Hierarchical Structures," *Advanced Functional Materials*, vol. 27, no. 9, p. 1606066, 2017, doi: 10.1002/adfm.201606066.
[170] L. Nela, J. Tang, Q. Cao, G. Tulevski, and S.-J. Han, "Large-Area High-Performance Flexible Pressure Sensor with Carbon Nanotube Active Matrix for Electronic Skin," *Nano Lett.*, vol. 18, no. 3, pp. 2054–2059, Mar. 2018, doi: 10.1021/acs.nanolett.8b00063.
[171] S.-J. Park, J. Kim, M. Chu, and M. Khine, "Flexible Piezoresistive Pressure Sensor Using Wrinkled Carbon Nanotube Thin Films for Human Physiological Signals," *Advanced Materials Technologies*, vol. 3, no. 1, p. 1700158, 2018, doi: 10.1002/admt.201700158.
[172] W. Yang *et al.*, "A Breathable and Screen-Printed Pressure Sensor Based on Nanofiber Membranes for Electronic Skins," *Advanced Materials Technologies*, vol. 3, no. 2, p. 1700241, 2018, doi: 10.1002/admt.201700241.
[173] "Conductive Fiber-Based Ultrasensitive Textile Pressure Sensor for Wearable Electronics - Lee - 2015 - Advanced Materials - Wiley Online Library." https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/adma.201500009?casa_token=iT5BQ9MkMX4AAAAA%3AOJZJwkc5Q5lZi9P8XcYwYwNgzrtWFjzUMDD6WEYgDOHWFAqyZcDWBFpsyhsWHY9MZ_rCayhnwUzOgg (accessed Oct. 21, 2021).
[174] B. Wang *et al.*, "Ultrasensitive cellular fluorocarbon piezoelectret pressure sensor for self-powered human physiological monitoring," *Nano Energy*, vol. 32, pp. 42–49, Feb. 2017, doi: 10.1016/j.nanoen.2016.12.025.
[175] Y. Gao *et al.*, "Wearable Microfluidic Diaphragm Pressure Sensor for Health and Tactile Touch Monitoring," *Advanced Materials*, vol. 29, no. 39, p. 1701985, 2017, doi: 10.1002/adma.201701985.
[176] "Electrospinning process and applications of electrospun fibers - ScienceDirect." https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/0304388695000418 (accessed Dec. 06, 2021).

[177] R. Jaeger, M. M. Bergshoef, C. M. I. Batlle, H. Schönherr, and G. Julius Vancso, “Electrospinning of ultra-thin polymer fibers,” *Macromolecular Symposia*, vol. 127, no. 1, pp. 141–150, 1998, doi: 10.1002/masy.19981270119.

[178] W. Guo *et al.*, “Wireless piezoelectric devices based on electrospun PVDF/BaTiO3 NW nanocomposite fibers for human motion monitoring,” *Nanoscale*, vol. 10, no. 37, pp. 17751–17760, Sep. 2018, doi: 10.1039/C8NR05292A.

[179] “Synergistic effect of graphene nanosheet and BaTiO3 nanoparticles on performance enhancement of electrospun PVDF nanofiber mat for flexible piezoelectric nanogenerators - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S221128551830538X?casa_token=bVE3Ysvs_oYAAAAA:_sAtpLNGos4CQLytRObRqoB9AdLO8nHuFMlhTTwEDmBGuEvlFNfHktZCYYJPHJJUvydzFpiG (accessed Sep. 26, 2021).

[180] B. Sun *et al.*, “Electrospun anisotropic architectures and porous structures for tissue engineering,” *J. Mater. Chem. B*, vol. 3, no. 27, pp. 5389–5410, Jul. 2015, doi: 10.1039/C5TB00472A.

[181] B. Sun *et al.*, “Advances in three-dimensional nanofibrous macrostructures via electrospinning,” *Progress in Polymer Science*, vol. 39, no. 5, pp. 862–890, May 2014, doi: 10.1016/j.progpolymsci.2013.06.002.

[182] G. I. Taylor, “Disintegration of water drops in an electric field,” *Proceedings of the Royal Society of London. Series A. Mathematical and Physical Sciences*, vol. 280, no. 1382, pp. 383–397, Jul. 1964, doi: 10.1098/rspa.1964.0151.

[183] “The differentiation of embryonic stem cells seeded on electrospun nanofibers into neural lineages - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0142961208007229 (accessed Apr. 25, 2022).

[184] L. A. Bosworth, N. Alam, J. K. Wong, and S. Downes, “Investigation of 2D and 3D electrospun scaffolds intended for tendon repair,” *J Mater Sci: Mater Med*, vol. 24, no. 6, pp. 1605–1614, Jun. 2013, doi: 10.1007/s10856-013-4911-8.

[185] “A review on polymer nanofibers by electrospinning and their applications in nanocomposites - ScienceDirect.” https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0266353803001787?casa_token=ALd38bLMan4AAAAA:rZgIk7HjKGom8_LHkn0mY1zTrheonNrA4dRct5A4NV98lXyOaKd4xP23MGcdANsUILTGgEe4 (accessed Dec. 06, 2021).

[186] B. Sundaray, V. Subramanian, T. S. Natarajan, R.-Z. Xiang, C.-C. Chang, and W.-S. Fann, “Electrospinning of continuous aligned polymer fibers,” *Appl. Phys. Lett.*, vol. 84, no. 7, pp. 1222–1224, Feb. 2004, doi: 10.1063/1.1647685.

[187] H. Pan, L. Li, L. Hu, and X. Cui, “Continuous aligned polymer fibers produced by a modified electrospinning method,” *Polymer*, vol. 47, no. 14, pp. 4901–4904, Jun. 2006, doi: 10.1016/j.polymer.2006.05.012.

[188] M. Li *et al.*, “Fabrication of one dimensional superfine polymer fibers by double-spinning,” *J. Mater. Chem.*, vol. 21, no. 35, pp. 13159–13162, Aug. 2011, doi: 10.1039/C1JM12240A.

[189] “Assembly of oriented ultrafine polymer fibers by centrifugal electrospinning | Journal of Nanomaterials.” https://dl.acm.org/doi/abs/10.1155/2013/713275 (accessed Dec. 06, 2021).

[190] V. Chaurey *et al.*, “Nanofiber size-dependent sensitivity of fibroblast directionality to the methodology for scaffold alignment,” *Acta Biomaterialia*, vol. 8, no. 11, pp. 3982–3990, Nov. 2012, doi: 10.1016/j.actbio.2012.06.041.

[191] A. F. Ruiz, E. Rocon, R. Raya, and J. L. Pons, “Coupled control of human-exoskeleton systems: An adaptative process,” in *2008 Conference on Human System Interactions*, May 2008, pp. 242–246. doi: 10.1109/HSI.2008.4581441.

[192] Y. Tajitsu, “Piezoelectricity of chiral polymeric fiber and its application in biomedical engineering,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 55, no. 5, pp. 1000–1008, May 2008, doi: 10.1109/TUFFC.2008.746.
[193] Y. Tajitsu, “Sensing Complicated Motion of Human Body Using Piezoelectric Chiral Polymer Fiber,” *Ferroelectrics*, vol. 480, no. 1, pp. 32–38, May 2015, doi: 10.1080/00150193.2015.1012410.
[194] Á. Kmetty and K. Litauszki, “Development of Poly (Lactide Acid) Foams with Thermally Expandable Microspheres,” *Polymers*, vol. 12, no. 2, 2020, doi: 10.3390/polym12020463.
[195] “Ingeo Biopolymer 4032D Technical Data Sheet,” p. 4.
[196] “BIO4SELF Industrial Processing Guidelines and Material Application.”
[197] J. Takarada *et al.*, “Fundamental Study on Vibration in Edge Face of Piezoelectric Chiral Polymer Film,” *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 52, no. 9S1, p. 09KE01, Sep. 2013, doi: 10.7567/JJAP.52.09KE01.
[198] Y. Tajitsu *et al.*, “Development of new force sensor using super-multilayer alternating laminated film comprising piezoelectric poly(l-lactic acid) and poly(d-lactic acid) films in the shape of a rectangle with round corners,” *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 56, no. 10S, p. 10PG03, Sep. 2017, doi: 10.7567/JJAP.56.10PG03.
[199] I. AlMohimeed, H. Turkistani, and Y. Ono, “Development of wearable and flexible ultrasonic sensor for skeletal muscle monitoring,” in *2013 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, Jul. 2013, pp. 1137–1140. doi: 10.1109/ULTSYM.2013.0291.

Approche physique pour quantifier le comportement mécanique des interfaces tissus biologiques/capteurs nano-fils électroactifs

Résumé : Ce travail porte sur la quantification du comportement physique des tissus biologiques couplés à un capteur tissulaire flexible intégré dans un substrat solide. L'objectif est de créer des interfaces sensibles entre la peau et le substrat (exosquelette réactif) en intégrant des capteurs électromécaniques nano-fils flexibles et extensibles dont la conception est basée sur des fibres en polymère électroactifs optimisés. Afin d'optimiser les conditions aux interfaces, un modèle élément fini a été abordé dont les composantes déformation / contrainte à l'interface sont considérées comme des variables du modèle, validé ensuite par un formalisme mathématique modélisant le mouvement dynamique dans un milieu multicouche viscoélastique et ceci en combinant les conditions aux limites et les caractéristiques physiques et mécaniques de chaque couche afin d'évaluer les interactions dynamiques aux interfaces.

Mots clés : Tissus biologiques, capteurs nano-fils électroactifs, comportement physique, interfaces, milieu multicouche.

Physical approach to quantify the mechanical behavior of biological tissue/electroactive nanowire sensors interfaces

Abstract: This work focuses on the quantification of the physical behavior of biological tissues coupled to a flexible tissue sensor embedded in a solid substrate. The objective is to create sensitive interfaces between the skin and the substrate (reactive exoskeleton) by integrating flexible and extensible nano-wire electromechanical sensors whose design is based on optimized electroactive polymer fibers. In order to optimize the conditions at the interfaces, a finite element model has been approached whose deformation / stress components at the interface are considered as model variables, then validated by a mathematical formalism modeling the dynamic movement in a viscoelastic multilayer medium and this by combining the boundary conditions and the physical and mechanical characteristics of each layer in order to evaluate the dynamic interactions at the interfaces.

Keywords: Biological tissues, electroactive nano-wire sensors, physical behavior, interfaces, multilayer medium.