

Systèmes mécatroniques : du principe physique au capteur, de la mesure à l'assistance au geste

Christine Barthod Née Mélenne

► To cite this version:

Christine Barthod Née Mélenne. Systèmes mécatroniques : du principe physique au capteur, de la mesure à l'assistance au geste. Sciences de l'ingénieur [physics]. Université Savoie Mont Blanc, 2013. <tel-01501203>

HAL Id: tel-01501203

<https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01501203>

Submitted on 4 Apr 2017

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.

Université de Savoie

Habilitation à Diriger des Recherches

présentée par

Christine MELENNEC épouse BARTHOD

Maître de Conférences

Systemes mécatroniques : du principe physique au capteur, de la mesure à l'assistance au geste

10 décembre 2013

Jury

Président du jury : Betty LEMAIRE-SEMAIL, Professeur d'Université (Université de Lille)

Rapporteurs

Hamid KOKABI	Professeur d'Université (Université Pierre et Marie Curie)
Norbert NOURY	Professeur d'Université (Université de Lyon 1)
Jocelyne TROCCAZ	Directeur de Recherche (CNRS)

Examineurs

Gilbert ANGENIEUX	Professeur d'Université (Université de Savoie)
Bernard ILLE	Directeur de Recherche (CNRS)
Betty LEMAIRE-SEMAIL	Professeur d'Université (Université de Lille)

A ma Maman,

*A Benoit, Morgane, Lucie, Chloé, Lara,
pour qui je vis chaque jour*

Table des matières

Introduction	1
Dossier Administratif	4
Curriculum Vitae	5
Etat civil & coordonnées	5
Titres Universitaires	5
Parcours professionnel	5
Synthèse de mes activités	6
Activités d'enseignement	6
Responsabilités collectives	6
Encadrement de travaux de recherche	9
Publications	11
Enseignement et responsabilités d'intérêt collectif	16
Activités d'enseignement	17
Responsabilités d'intérêt collectif	19
Travaux de recherche	22
1. Conception de systèmes de mesure mécatroniques innovants	24
1.1 Systèmes mécatroniques	24
Définition de la mécatronique	24
Caractéristiques des systèmes mécatroniques	25
Publications consécutives à ces travaux	26
1.2 De la propriété du matériau à la mesure	26
1.3 Capteurs résonants de force statique (projet DODI)	27
Principe du capteur de force résonant	27
Optimisation de l'élément sensible	27
Résultats expérimentaux	29
Recherche de règles de dimensionnement du capteur de force double-diapason	29
Conclusion	30
Publications consécutives à ces travaux	30

1.4	Capteur de champ électrique (projet NIOPFIL)	31
	Principe physique de la mesure	31
	Optimisation de la géométrie de l'élément sensible	32
	Réalisation du prototype de sonde optique	33
	Etalonnage et essais sur la sonde	35
	Application à la détection de glace	36
	Conclusion	37
	<i>Publications consécutives à ces travaux</i>	38
1.5	Dispositifs de mesure locale de déformation in situ	39
	Contexte et état de l'art	39
	Mise en œuvre d'une structure d'étude	40
	Mesure de déformation in situ	42
	Application : conception d'une instrumentation spécifique pour l'optimisation d'un capteur	45
	Conclusion et perspectives	49
	<i>Publications consécutives à ces travaux</i>	50
2.	Conception de systèmes mécatroniques pour l'assistance au geste	51
2.1	Assistance au geste	51
2.2	Analyse de la pratique professionnelle	51
2.3	Apport des simulateurs pour l'apprentissage	52
2.4	Comanipulation	53
2.5	Simulateur mécatronique pour l'apprentissage du geste en kinésithérapie respiratoire (projet SIMULATORSE)	54
	Contexte et objectifs du projet	54
	Caractérisation du geste	56
	Conception du simulateur : le "Simulatorse"	61
	Simulatorse à propriétés variables	69
	Conclusion et perspectives	70
	<i>Publications consécutives à ces travaux</i>	72
2.6	Instrument motorisé à degrés de liberté multiples pour la chirurgie mini-invasive (projet DEXTERITE)	73
	Contexte et objectifs du projet	73
	Analyse de la pratique professionnelle	75
	Conception mécatronique de l'instrument	80
	Conclusion et perspectives	83
	<i>Publications consécutives à ces travaux</i>	84
3.	Bilan et perspectives / Conclusion	85
	Bibliographie	88

Introduction

Les travaux présentés dans ce mémoire correspondent à mon activité de recherche, depuis ma nomination comme maître de conférences à l'Université de Savoie le 1^{er} septembre 1997, successivement au sein du Laboratoire d'Instrumentation et de Matériaux d'Annecy (LAIMAN) dans l'équipe Instrumentation et Application des Matériaux, puis au sein du laboratoire Systèmes et Matériaux pour la Mécatronique (SYMME). Le laboratoire SYMME est né en septembre 2006 de la fusion du LAIMAN et du LMéCA (Laboratoire de Mécanique Appliquée) pour regrouper les compétences permettant de mener des recherches à caractère pluridisciplinaire, avec pour buts la maîtrise des matériaux et l'introduction de « l'intelligence » dans des systèmes mécaniques, pour en améliorer les potentialités et/ou les performances. Initialement organisé en deux équipes – équipe Matériaux et équipe Systèmes dont je dépendais -, le laboratoire est structuré depuis trois ans en quatre groupes de compétences, dont le groupe "Conception, Instrumentation et Contrôle des Systèmes" (CICS), dont je suis responsable. Les recherches conduites dans le groupe de compétences CICS sont de type multidisciplinaire, et touchent aux domaines de l'énergie, de la santé, des grands instruments ou de la production industrielle.

Mon domaine de recherche est celui de **la mécatronique et de l'instrumentation** et plus précisément, le thème de la conception et la mise en œuvre de systèmes de mesure. Les projets, dans lesquels je m'investis au laboratoire, concernent la définition et l'intégration de transducteurs pour des mesures locales en environnement spécifique, d'une part ; la conception et la réalisation de systèmes mécatroniques dédiés à l'assistance au geste, d'autre part.

Ingénieur mécanicienne de formation, j'ai fait appel à des notions électromécaniques et à de la mesure issue de systèmes instrumentés dès mes premiers projets de recherche, pourtant a priori purement mécaniques (DEA, projets industriels). Je me suis en effet tournée, de manière volontaire, notamment dès le début de mon travail de thèse, vers la notion alors encore émergente de pluridisciplinarité alliant les sciences de la mécanique, des matériaux et de l'électronique : la "mécatronique".

J'ai effectué ma thèse au sein du Laboratoire de Structure de la Matière (LSM) de l'Université de Savoie, dans le groupe de recherche "capteurs", de juin 1993 à juin 1996. L'objectif de cette thèse, réalisée dans le cadre d'un contrat Cifre avec la société Alcatel Division Technologie du Vide à Annecy, était l'étude et la conception de la suspension et de la motorisation d'un rotor en lévitation magnétique. Pour de grandes vitesses de rotation telles que dans le cas des rotors de pompes à vide turbomoléculaires, les suspensions magnétiques constituées de paliers actifs ou passifs s'avéraient être particulièrement bien adaptées pour résoudre notamment les problèmes d'usure et de vibrations rencontrés par les suspensions mécaniques. Cependant l'utilisation industrielle des suspensions magnétiques de rotors, possédant quatre ou cinq axes actifs, posaient des difficultés de réglage et de mise au point. En effet, en fonction des déplacements lus par les capteurs situés aux extrémités du rotor, les chaînes d'asservissement définissent les forces de rappels qui doivent être générées par les paliers leur correspondant. Mes travaux ont consisté en la réalisation d'une démarche permettant le dimensionnement des cartes électroniques d'asservissement des suspensions magnétiques. J'ai abordé l'étude avec une démarche mécatronique, c'est à dire sans dissocier les aspects "électronique d'asservissement" et "dynamique des rotors". L'originalité de l'approche proposée a donc été de réaliser l'asservissement sur les paramètres d'état des mouvements découplés du rotor. Une méthodologie permettant de dimensionner de façon univoque des chaînes d'asservissement simples à partir du seul choix des fréquences de passage des critiques cylindrique et conique a été développée. Les chaînes d'asservissement ainsi définies comportaient une fonction "découplage des degrés de liberté" permettant de passer des paramètres de position cartésiens donnés par les capteurs aux paramètres d'état du mouvement du rotor, et une fonction "restitution des courants" transformant les force et couple nécessaires pour recentrer le rotor, calculés par la fonction contrôle de la chaîne, en forces pouvant être effectivement exercées par les paliers. Dans ce projet, les dimensionnements mécanique et électronique étaient donc totalement liés. La fonction d'asservissement électronique n'était plus seulement au service de la fonction mécanique dans le but de centrer le rotor : l'étude conjointe de la dynamique du rotor permettait d'optimiser en permanence le centrage, imposant une synergie de ces deux fonctions. Cette démarche mécatronique a abouti à améliorer le temps de réglage et de mise au point ainsi qu'à réduire le temps de montée en vitesse du rotor.

Dès lors, tous les projets que j'ai menés, ou auxquels j'ai participé, se sont appuyés sur une démarche mécatronique, depuis la mise en œuvre du principe physique et la conception de l'élément sensible, jusqu'à la réalisation du capteur ou du système instrumenté dans lequel mécanique et instrumentation se côtoient naturellement.

Dès la fin de ma thèse, je rejoins le laboratoire sur les Matériaux pour la Ferroélectricité et l'Optique non-linéaire (LAMFON) qui développe, en particulier, des systèmes de mesures pour des applications dans des environnements spécifiques. En octobre 1996, le LSM et le LAMFON fusionnent pour créer le Laboratoire d'Instrumentation et de Matériaux d'Annecy (LAIMAN) dans lequel deux équipes sont organisées : l'équipe "Matériaux" et l'équipe "Capteurs et Instrumentation" dans laquelle j'ai naturellement pris place. Je participe ainsi à la conception d'un capteur de mesure de force (DODI) et d'une sonde optique de champ électrique (NIOPFIL), deux projets qui ont été conduits depuis l'idée originale du transducteur jusqu'à la réalisation finale pour une application donnée. Suite au développement de ces deux projets DODI et NIOPFIL, une réflexion profonde est menée au sein de l'équipe quant à l'orientation à donner aux principaux axes de recherche. En effet, ces deux réalisations, bien qu'originales, abouties, caractérisées et performantes, n'ont pas pu être industrialisées car elles ne correspondaient pas précisément à un marché. Aussi, nous avons décidé de recentrer nos

projets sur des recherches plus en amont avec l'objectif de mettre en œuvre des matériaux actifs ou à propriétés spécifiques. La mise en œuvre de ces matériaux étant validée dans le cadre de structures d'études, le dimensionnement et la réalisation de dispositifs de mesure complexes et innovants pourront alors être développés dans le cadre d'actions spécifiques et ciblées correspondant à une demande industrielle.

Nous avons défini précisément deux axes de recherche : la mise au point et l'analyse du comportement de capteurs intégrés aux matériaux et/ou aux structures, d'une part ; la définition et conception de systèmes pour des mesures locales en environnement spécifique, d'autre part. Dans ces deux axes de recherche, la démarche mécatronique est mise en évidence lors de la conception du système, c'est-à-dire qu'elle intègre dès le cahier des charges les objectifs en terme de structure mécanique et en instrumentation. La méthodologie pour la conception de systèmes mécatroniques performants est d'associer l'optimisation de l'élément sensible au cœur de la mesure à l'étude des fonctionnalités souhaitées avec, pour objectif, de dégager les paramètres pertinents pour une intégration la plus complète et la plus précoce possible au cours du développement.

D'autre part, les projets développés sont une réponse, soit à un besoin exprimé par le milieu industriel et/ou médical, soit à la nécessité de mettre en œuvre de nouvelles techniques ou technologies de mesure. Quel que soit le contexte d'étude, cela suppose un cycle de conception en quatre étapes : la définition des objectifs scientifiques par un cahier des charges, l'étude de la faisabilité du principe physique choisi, l'optimisation de la conception du système et la réalisation d'un prototype. Dans cette démarche, l'outil de simulation par élément finis s'est révélé être un moyen d'analyse particulièrement efficace. Enfin, l'environnement spécifique (système industriel, système d'apprentissage, utilisation en milieu médical,...) ajoute des contraintes supplémentaires. Le dialogue est donc essentiel dans l'étude de ces projets interdisciplinaires qui impliquent, de notre part, l'appropriation des langages et des jugements des professionnels.

Ce mémoire s'articule en trois parties. La première partie correspond au dossier administratif. La deuxième partie est consacrée à mes activités d'enseignement et à mon implication dans les tâches d'intérêt collectif. La troisième partie, dédiée à mes activités de recherche, est elle-même divisée en trois chapitres. Je ne reprends pas la description de mes activités industrielles en tant qu'ingénieur d'études, ni de mon travail de thèse, même s'ils sont, comme je l'ai déjà souligné, la base de mon orientation vers la mécatronique. Le premier chapitre décrit la conception et la réalisation de capteurs ou de dispositifs de mesure mécatroniques innovants. Dans le deuxième chapitre, j'expose la conception de systèmes mécatroniques didactiques dédiés à l'assistance au geste, en réponse à des besoins exprimés par les praticiens du milieu médical. Le troisième chapitre dresse un bilan de ces recherches et je présente les perspectives de mes travaux.

DOSSIER ADMINISTRATIF

Curriculum Vitae

Etat civil & coordonnées

Christine MELENNEC épouse BARTHOD
Née le 04/04/66 (47 ans)

Nationalité française
4 enfants (nés en 1991, 1993, 1995, 1998)

Téléphone : 04 50 09 23 78 / 04 50 09 65 12

Adresse Mel : christine.barthod@univ-savoie.fr

Etablissement : Université de Savoie, IUT Annecy, département Mesures Physiques

Unité de Recherche : Laboratoire SYMME (SYstèmes et Matériaux pour la MEcatronique - EA 4144)

Titres universitaires

- | | |
|------|---|
| 1995 | Docteur de l'Université de Savoie - Electronique, Optronique et Systèmes |
| 1988 | DEA de Sciences de Matériaux - Université de Poitiers (86) |
| 1988 | Ingénieur de l'Ecole Nationale Supérieure de Mécanique et d'Aérotechnique (ENSMA)
Option Matériaux et Structures - Poitiers (86) |

Parcours professionnel (industrie et recherche)

- | | |
|----------------|---|
| Depuis
1997 | Maître de conférences CNU 63 enseignement au département Mesures Physiques de l'IUT d'Annecy ; recherche au laboratoire Systèmes et Matériaux pour la Mécatronique de l'Université de Savoie (Laboratoire d'Instrumentation et de Matériaux d'Annecy jusqu'en 2005) |
| 1997 | Enseignant contractuel (196h EQTD) au département Mesures Physiques de l'IUT d'Annecy ; activité de recherche au Laboratoire d'Instrumentation et de Matériaux d'Annecy : "Conception et modélisation d'un capteur de force". |
| 1996 | Ingénieur-docteur société ALCATEL CIT Division Technologie du Vide, Annecy (74)
Département Recherche et Développement |
| 1993 /
1996 | Thèse de doctorat de l'Université de Savoie au Laboratoire de Structure de la Matière en contrat Cifre avec la société ALCATEL CIT Division Technologie du Vide, Annecy (74),
Département Recherche et Développement : " Suspension et motorisation d'un rotor en lévitation magnétique" |
| 1992 /
1993 | Ingénieur conception et développement ; société CIRBUS S.A., Alby-sur-Chéran (74) :
dimensionnements de structures, études de fiabilité et de sécurité |
| 1988 /
1992 | Ingénieur responsable du bureau de calcul de la société R. ALKAN et Cie, Valentigney (94),
<i>Direction Informatique, Service Informatique Scientifique et Technique</i> <ul style="list-style-type: none">- Dimensionnement de structures, modélisation et calculs par éléments finis- Etudes de fiabilité et de sécurité, développement d'outils informatiques- Participation au projet de mise en œuvre de la CFAO |

Synthèse de mes activités

Activités d'Enseignement

Depuis 1993, j'ai dispensé mon enseignement dans différentes structures :

- en IUT : département Mesures Physiques IUT Annecy,
- en licence professionnelle : Mesures et Contrôle pour l'Instrumentation Médicale (MCIM) ; Maintenance et Instrumentation des Systèmes Industriels sous Vide (MISIV) et Mesure, Instrumentation et Métrologie pour l'Environnement (MIME)
- en Ecole d'Ingénieurs (ESIA)
- à l'école doctorale (EDUS)

Je me suis investie dans différentes disciplines, du domaine de la physique générale à celui de la mesure et l'instrumentation selon mes compétences, selon l'organisation générale au sein du département et aussi selon les opportunités. Au fur et à mesure des années, je me suis recentrée sur les disciplines correspondant à mes activités de recherche et à ma section CNU.

Mes activités actuelles d'enseignement concernent :

- la métrologie : métrologie I, métrologie II & qualité, statistiques & probabilités
- l'instrumentation : capteurs, informatique d'instrumentation, outils instrumentés pour la santé
- les sciences des matériaux : résistance des matériaux

Responsabilités collectives

Enseignement

Fonctions administratives dans le cadre de l'enseignement

- Responsable de l'organisation des emplois du temps (département Mesures Physiques - IUT d'Annecy) (1997-2001) : 15 permanents, 40 vacataires, 200 étudiants par an.
- Responsable des stages industriels de fin d'études (département Mesures Physiques - IUT d'Annecy) (2002-2007) : sollicitation aux entreprises, aide aux étudiants pour leur recherche, organisation des soutenances et mise au point des évaluations de stages : 70 à 90 étudiants par an
- Organisation des projets de laboratoire des étudiants de deuxième année (département Mesures Physiques - IUT d'Annecy) (2004-2007) : 70 à 90 étudiants par an

- Responsable de l'organisation des Modules Complémentaires pour les étudiants de seconde année : gestion des vacataires, répartition des étudiants en fonction de leur choix et leur projet professionnel (depuis 2009)
- Responsable des admissions de lycéens (département Mesures Physiques - IUT d'Annecy) (2010-2013) : sélection des dossiers, organisation d'entretiens de motivation, admission des futurs étudiants via le portail Admission Post Bac : 80 à 100 étudiants par an
- Directrice des études deuxième année (département Mesures Physiques - IUT d'Annecy) (depuis 2013)

Fonctions pédagogiques dans le cadre de l'enseignement

- Coordination de l'enseignement Techniques du Vide avec la société Alcatel Vacuum Technology France (1993-2005)
- Responsable des enseignements suivants au département Mesures Physiques - IUT d'Annecy :
 - Capteurs (1997-2004 et depuis 2009)
 - Métrologie (depuis 2001)
 - Métrologie II et Qualité (depuis 2002)
 - Résistance des matériaux (depuis 1993)
 - Propriétés mécaniques des Matériaux (1999-2002)
- Responsable de l'enseignement "Outils Instrumentés pour la Santé" en licence MCIM Université de Savoie (depuis 2007)
- Responsable de l'enseignement "Métrologie" en licence MISIV Université de Savoie (2008-2012)
- Conférence EDUS « Étalonnage, métrologie et mesures » (2006)
- Organisation de conférences sur les capteurs au département Mesures Physiques

Recherche

Responsabilité de groupe de recherche

Au sein du laboratoire SYMME, responsable du groupe de compétences Conception, Instrumentation et Contrôle des Systèmes (CICS) depuis 2009, regroupant 12 permanents et 5 à 6 doctorants. A ce titre : membre du bureau et du Conseil de Laboratoire SYMME.

Responsabilité scientifique de projets

- Responsable du projet MIKROB (Mesures et Instrumentation en Kinésithérapie Respiratoire des interactions entre le geste du praticien et l'expectoration lors des Obstructions Bronchiolitiques du nourrisson) - programme Emergence Région Rhône Alpes 2004 (2004-2007)
- Responsable du projet MIMACH (Mesures et Instrumentation de Multimatériaux à interfaces Actives pour la mesure de CHocs sur ouvrage) – BQR 2006 Université de Savoie – (2004-2006)
- Responsable scientifique du contrat de recherche SNR Roulements / Université de Savoie "Comportement des interfaces céramique / adhésif / acier" dans le cadre du programme européen ALTAIR (2006-2008)
- Responsable du projet MIKA (Maquette Intelligente Instrumentée en Kinésithérapie respiratoire pour l'Apprentissage) – Allocation de recherche doctorale APS/ESIA (2007-2010)

- Responsable du projet DEXTERITE (Développement d'un outil chirurgical instrumenté), Allocation doctorale de recherche (2008-2011)
- Responsable du projet SIMULATORSE - Allocation de recherche doctorale APS/Association des réseaux Bronchiolite (ARB) (2010-2013)
- Co-responsable d'un contrat d'étude avec le CETIM portant sur une étude d'expertise en fiabilité pour des systèmes mécatroniques (2011) – Allocation de recherche doctorale APS/CETIM (2011-2014)

Rayonnement scientifique et expertise

- Rapporteur de projet pour le Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en Génie du Canada (CRSNG) (2001)
- Organisation de la participation du laboratoire à la Fête de la Science en 2003 : "détection de glace sur des installations électriques sous haute tension"
- Membre du comité d'organisation de la 2^{ème} Journée des Réseaux Bronchiolite, ESIA Annecy, 25/06/2005, qui a réuni une trentaine de médecins et kinésithérapeutes
- Membre du comité d'organisation de la 6^{ème} conférence internationale "Research and Education in Mechatronics" (REM2005) ESIA Annecy, 30 juin/1 juillet 2005
- Mise en place d'une collaboration avec l'Association des Réseaux Bronchiolites (ARB) et « Vaincre la mucoviscidose » (VLM) (2007)
- Membre du groupe de recherche GDR Stic Santé CNRS-INSERM (2006) ; co-fondateur du thème F « Apprentissage et assistance aux gestes médico-chirurgicaux » ; responsable de l'équipe affiliée du laboratoire SYMME; présentation d'exposés lors de journées thématiques ; organisation d'une journée thématique le 7/11/2011 à Paris « simulation physique de comportements »
- Membre du projet SIMED (Simulation et Modélisation en Imagerie Médicale pour le Diagnostic et la Thérapie) du cluster ISLE (Informatique et Systèmes Logiciels Embarqués) de la région Rhône Alpes (depuis 2009) ; organisation d'une journée de travail le 11/02/2011 à Annecy
- Membre du comité scientifique de la 13^{ème} conférence internationale "Research and Education in Mechatronics" (REM2012) Paris, novembre 2012
- Review pour Smart Materials and Structures (2009), Applied Mechanics and Materials Journal (2011), Sensors & Actuators A: Physical (2011)
- Obtention de la Prime d'Excellence Scientifique (PES) en 2012
- Rapporteur d'un projet collaboratif pour le pôle Alsace BioValley en 2013

Valorisation

- Participation à la mise en place et au suivi du Contrat ANVAR (Aide à l'innovation) en partenariat avec la société M2A Technologies : "Etude préalable au transfert industriel d'un dispositif de mesure de champ électrique par sonde optique" (2002).
- Participation à la mise en incubation de l'entreprise BioParHom avec Grenoble Alpes Incubation (GRAIN) (2005)
- Mise en œuvre d'une action de valorisation en vue d'une préparation au transfert de technologie vers une entreprise liée aux projets MIKROB et MIIKA avec GRAVIT (2008)

Tâches d'intérêt collectif

- Membre élu du Conseil d'Administration de l'IUT d'Annecy de 1997 à 2001, et depuis 2010.
- Membre de la Commission de Spécialistes de l'Université de Savoie en 63^{ème} section depuis 2001, titulaire élu puis suppléant élu.

- Membre du comité scientifique de l'ESIA de 2002 à 2005, comité qui a disparu à la création de l'école Polytech' Savoie.
- Membre du conseil provisoire du futur laboratoire SYMME en 2005 et 2006, conseil qui a eu pour charge l'organisation de la fusion des laboratoires LAIMAN et LMéca ainsi que l'intégration de membres extérieurs à ces laboratoires.

Encadrement de travaux de recherche

Doctorants et post-doctorants

- Claudine Géhin (30%)
Thèse de doctorat, co-directeur habilité : Yves Teisseyre
Université de Savoie (mars 1998)
" Conception et réalisation d'un capteur résonant piézoélectrique pour la mesure de force statique"
- Olga Incandela (50%)
Post-doctorat, co-encadrement avec Laurent Goujon
Université de Savoie (mars 2007- mars 2008)
"Comportement des interfaces céramique / adhésif / acier"
- Luc Maréchal (80%)
Thèse de doctorat, co-directeur habilité : Jacques Lottin
Université de Savoie (octobre 2005 – novembre 2008)
"Instrumentation et caractérisation du geste de kinésithérapie respiratoire ; conception d'une maquette intelligente instrumentée pour l'apprentissage"
- Rémi Rosset-Lanchet (50%)
Thèse de doctorat, co-directeur habilité : Max Giordano
Université de Savoie (octobre 2007-janvier 2012 ; changement de sujet et directeur le 01/10/2008)
« Conception et réalisation d'un instrument motorisé à degrés de liberté multiples pour la chirurgie mini-invasive »
- Laurent Badie (50%)
Post-doctorat, co-encadrement avec Laurent Goujon
Université de Savoie (2009-2010)
« Prévion de l'influence de la taille, de la concentration, et de l'orientation des particules sur les propriétés piézoélectriques globales d'un matériau nanocomposite »
- Tobias Büssing (50%)
Thèse de doctorat, co-directeur : Laurent Goujon
Université de Savoie (depuis décembre 2010)
« Conception d'un simulateur mécatronique à propriétés variables pour l'apprentissage du geste en kinésithérapie »
- Naïma Hammouda (50%)
Thèse de doctorat, co-directeur habilité : Georges Habchi
Université de Savoie (depuis octobre 2011)
« Contributions à la sûreté de fonctionnement des systèmes mécatroniques : méthodologie d'intégration de la fiabilité »

Stagiaires master ou ingénieurs

- Sébastien Prunet (100%)
Stage de DESS Mesures et Instrumentation en Milieu Industriel (MI2)
Université de Savoie (mars-juillet 1998)
"Cathode magnétron : simulation de champ magnétique"
- Bruno Chapaux (80%) (*co-encadrement avec L. Goujon*)
stage de fin d'études de l'Ecole Nationale Supérieure d'Ingénieurs du Mans
Université du Maine (octobre 2004-mars 2005)
"Comportement mécanique d'une poutre composite multicouche"
- Luc Maréchal (50%) (*co-encadrement avec G. Gautier*)
Projet de fin d'études Master Mécatronique – Université de Savoie
"Mesures et Instrumentation en Kinésithérapie Respiratoire des interactions entre le geste du praticien et l'expectoration lors des Obstructions Bronchiolitiques du nourrisson" (octobre-février 2005)
- Gaétan Chambard (100%)
stage de Master Recherche Mécatronique
Université de Savoie (mars-septembre 2006)
"Comportement des interfaces mécaniques acier/colle/céramique"
- Bertrand Chambion (20%) (*co-encadrement avec L. Goujon, Y. Mugnier*)
ingénieur (octobre 2009 - juin 2011)
« Influence de nanoparticules de LiNbO₃ sur les propriétés piézoélectriques, diélectriques et mécaniques de nanocomposites à matrice polymère. »
- Christophe Müller (50%) (*co-encadrement avec L. Goujon*)
Stage ingénieur de l'Ecole Nationale Supérieure de Physique de Strasbourg
Université de Strasbourg (juin 2011 - septembre 2011)
« Simulation et étude de faisabilité d'un système permettant de modifier la rigidité apparente d'une structure fermée : application à un simulateur de torse de nourrisson »
- Yohan Dassonville (50%) (*co-encadrement avec M. Passard*)
Stage de Master Recherche Mécatronique
Université de Savoie (mars-septembre 2013)
"Mise en œuvre de capteurs de bio-impédance corporelle"

J'ai également encadré de nombreux projets d'étudiants ingénieurs de l'ESIA/Polytech'Savoie dans le cadre de leur projet d'initiation à la recherche (projet 120 h), ainsi que des projets de fin d'études d'étudiants en DUT Mesures Physiques (projet 24 h), sur des sujets se rapportant à mes propres travaux de recherche.

Participation à jurys de thèse :

Soutenance de Clélia GAUSSENS, le 22 juillet 2010

- titre : « Solutions adhésives et durabilité d'une liaison structurale d'un capteur céramique sur un roulement acier »
- jury de thèse :
 - Christine Barthod, MC, Université Savoie, examinatrice
 - Alain Bernes, PR, Université Toulouse 3, examinateur
 - Jocelyne Galy, DR, INSA Lyon, rapporteur
 - Frédéric Guerre-Chaley, ingénieur, SNR roulements, examinateur
 - Jean Pierre Habas, PR, Université Montpellier 2, rapporteur
 - Bouchra Hassoune-Rhabbour, MC, ENIT, directrice
 - Valérie Nassiet, MC, ENIT, co-directrice

Soutenance de *Kim Ann QUACH*, le 2 mai 2012

- titre : « Extraction de caractéristiques de l'activité ambulatoire du patient par fusion d'informations de centrales inertiels »
- jury de thèse :
 - Christine Barthod, MC, Université Savoie, examinatrice
 - Marc Berenguer, Ingénieur, Orange Labs, directeur
 - Claudine Gehin, MC HDR, INSA Lyon, examinatrice
 - Eric McAdams, PU, INSA Lyon, président
 - Norbert Noury, PU, Université Lyon 1, directeur
 - Emil Novakov, PU, Université de Grenoble, rapporteur
 - Alain Pruski, PU, Université de Metz, rapporteur

Publications

Nombre de publications :

Brevets :	3
Publications dans des revues internationales avec comité de lecture :	14
Communications à des congrès internationaux avec actes :	25
Communications à des congrès nationaux avec actes :	9
Communications à des congrès sans actes :	14

Brevets

- [1] Barthod C., Lemarquand G., "Moteur synchrone formant palier magnétique et procédé de conduite d'un tel moteur", N°96 04354, 1996, déposant Labinal,
- [2] Barthod C., Maréchal L., Ensemble d'apprentissage et simulateur de torse de nourrisson pour l'apprentissage du geste en kinésithérapie respiratoire, 2009, FR 2945656, WO 2010130754
- [3] Barrier P., Barthod C., Giordano M., Ollagnier J., Rosset-Lanchet R., Manipulateur ergonomique et semi-automatique et applications aux instruments pour chirurgie mini-invasive, 2009, FR 2948594, WO 2011013103

Publications dans des revues internationales avec comité de lecture.

- [1] Luboz V., Promayon E., Chagnon G., Alonso T., Favier D., Barthod C. and Payan Y., Validation of a Light Aspiration device for in vivo Soft Tissue Characterization (LASTIC), Soft Tissue Biomechanical Modeling for Computer Assisted Surgery, Yohan Payan, Editor. Springer Verlag, Part 2: In vivo estimations of soft tissue constitutive laws, Chapter 9 (19 pages) , Springer Book (2012)
- [2] Maréchal L., Barthod C., Goujon L., Büssing T., Design and development of a mechatronic infant torso simulator for respiratory physiotherapy learning, Mechatronics (2011), online 21/12/2011 doi:10.1016/j.mechatronics.2011.11.008, Mechatronics 22, 1 (2012) pp. 55-64
- [3] Chambion B., Goujon L., Badie L., Mugnier Y., Barthod C., Galez C., Wiebel S., Venet C., Optimization of the piezoelectric response of 0–3 composites: a modeling approach, Smart Mater. Struct. 20 (2011) 115006 (8pp)
- [4] Maréchal L., Barthod C., Jeulin J.-C., First characterization of the expiratory flow increase technique: method development and results analysis, Physiological Measurement, (2009) 30 12 1445-1464

- [5] Incandela O., Goujon L., Barthod C., Simulation and implementation of a piezoelectric sensor for harmonic in-situ strain monitoring, *Journal of Vibroengineering*, (2009) 11 1 130-139
- [6] Jeulin J.-C., Gatto F., Maréchal L., Barthod C., Learning how to perform pediatric chest physiotherapy: analyzing the learning curve to design a simulator, *Kinesither. Rev.*, (2009), 9, 48-55
- [7] Agbossou A., Barthod C., Teisseyre Y., Gautier G., "Interfacial stresses in vibration of multilayer composite materials: experimental and theoretical analysis", *Smart Mater. Struct.* 14 (2005) 1533 –1540
- [8] Barthod C., Gautier G., Teisseyre Y., Agbossou A., "Interface forces measurement in laminated composites", *J. Phys. IV France* 126 (2005) 147-150
- [9] Barthod C., Passard M., Bouillot J., Galez C., Farzaneh M., "High electric field measurement and ice detection using a safe probe near power installations", *Sensors and Actuators A: Physical* 113 (2004) 140-146
- [10] Barthod C., Teisseyre Y., Géhin C., Gautier G., "Resonant force sensor using a PLL electronic", *Sensors and Actuators A* 104 (2003) 143-150
- [11] Passard M., Barthod C., Fortin M., Galez C. et Bouillot J., "Design and optimization of low frequency electric field sensor using Pockels effect", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 50 (2001) 1053-1059
- [12] Géhin C., Barthod C., Teisseyre Y., "Design and characterisation of a new force resonant sensor", *Sensors and Actuators* 84 (2000) 65-69
- [13] Barthod C., Lemarquand G., « Design of an actuator being both a permanent magnet synchronous motor and a magnetic suspension », *IEEE Transactions on Magnetics*, vol.34 N° 4 , (1998) 2105-2107
- [14] Barthod C., Lemarquand G., « Degrees of freedom control of a magnetically levitated rotor », *IEEE Transactions on Magnetics*, vol.31, pp4202-4204, 1995

Communication à des congrès internationaux avec actes

- [1] Moreno M-V., Chaser L., Bittner PA., Barthod C., Passard M., *New reusable electrodes for assessing body composition*, International Conference on Electrical Bio-Impedance (ICEBI 2013), April 2013, Germany.
- [2] Büssing T., Goujon L., Barthod C., *Variable compliance device for a respiratory physiotherapy training simulator*, MECHATRONICS, 9th France-Japan & 7th Europe-Asia IEEE Congress on and Research and Education in Mechatronics (REM), 2012 13th Int'l Workshop , pp. 199-204, 2012
- [3] Promayon E., Luboz V., Chagnon G., Alonso T., Favier D., Barthod C. and Payan Y., *Comparison of LASTIC (Light Aspiration device for in vivo Soft Tissue Characterization) with classic Tensile Tests*, Advanced experimental approaches and inverse problems in tissue biomechanics., France (2012)
- [4] Barthod C., Maréchal L., Goujon L., *Design of a physical simulator to improve the management of infant chest physiotherapy cares*, IEEE 12th International Conference on E-Health Networking, Application & Service (HealthCom 2010), july 1-3, 2010, 2010, pp. 290-295
- [5] Rosset-Lanchet R., Barthod C., Ollagnier J., Giordano M., Skowron O., *Motion control of a multi-dof grasper manipulator for laparoscopic surgery*, EAM2010, MEATRONICS2010-Yokohama, november 22-24, 2010, pp. 463-467
- [6] Maréchal L., Barthod C., Gautier G., Lottin J., Jeulin J.-C., *Instrumentation and Labview Based Continuous Processing for Chest Physiotherapy*, Biodevices 2008, International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies, INSTICC - Institute for Systems and Technologies of Information, Control and Communication, 2008, 2, 41-46

- [7] Maréchal L., Barthod C., Gautier G., Lottin J., Jeulin J.-C., *Mechatrical Approach for the Definition of Future Functionalities for a Chest Simulator*, 7th edition of France-Japan (5th Europe-Asia) Congress on Mechatronics, Mecatronics2008, Le Grand-Bornand, France, May 21-23, 2008
- [8] Barthod C., Maréchal L., Goujon, L., *Design of a physical simulator to improve the management of infant chest physiotherapy cares*, IEEE 12th International Conference on E-Health Networking, Application & Service (HealthCom 2010), july 1-3, 2010, 2010, pp. 290-295
- [9] Rosset-Lanchet R., Barthod C., Ollagnier J., Giordano M., Skowron O., *Motion control of a multi-dof grasper manipulator for laparoscopic surgery*, EAM2010, MECATRONICS2010-Yokohama, november 22-24, 2010, pp. 463-467
- [10] Maréchal L., Barthod C., Gautier G., Lottin J., Jeulin J.-C., *Instrumentation and Labview Based Continuous Processing for Chest Physiotherapy*, Biodevices 2008, International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies, INSTICC - Institute for Systems and Technologies of Information, Control and Communication, 2008, 2, 41-46
- [11] Maréchal L., Barthod C., Gautier G., Lottin J., Jeulin J.-C., *Mechatrical Approach for the Definition of Future Functionalities for a Chest Simulator*, 7th edition of France-Japan (5th Europe-Asia) Congress on Mechatronics, Mecatronics2008, Le Grand-Bornand, France, May 21-23, 2008
- [12] Maréchal M., Barthod C., Gautier G., Lottin J., Jeulin J.-C., "Instrumentation and LabVIEW based continuous processing for chest physiotherapy", Biodevices 2008, International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies, Madere, Portugal, January 2008, pp 41-46
- [13] Maréchal M., Barthod C., Lottin J., Gautier G., Jeulin J.-C., "Measurement System for Gesture Characterization During Chest Physiotherapy Act on Newborn Babies Suffering from Bronchiolitis", IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference Management System 2007, Lyon, France, 2007, pp 5770-57
- [14] Maréchal M., Lottin J., Barthod C., Gautier G., Goujon L., Jeulin J.-C., "Instrumented Gloves For Gesture Characterization During Chest Physiotherapy Act On Babies", 8th International Workshop on Research and Education in Mechatronics (REM 2007)– June 14 - 15, 2007, Tallinn, Estonia
- [15] Boutemour M., Barthod C., Gautier G., Goujon L., Lottin J., Passard M., "Mechatronics for real time quality control in hadrontherapy", 8th International Workshop on Research and Education in Mechatronics (REM 2007)– June 14 - 15, 2007, Tallinn, Estonia
- [16] Gautier G., Barthod C., " Student final project: an attractive approach for education in mechatronics", 5th International Workshop on Research and Education in Mechatronics (REM 2005)– June 30th – July 1st 2005 Annecy – France
- [17] Barthod C., Gautier G., Teisseire Y., " Study of the interfaces behaviour in multimaterials", 5th International Workshop on Research and Education in Mechatronics (REM 2004)– 01/10—02/10/2004 –Kielce – Poland
- [18] Barthod C., Gautier G., Teisseire Y., Agbossou A., "Interface forces measurement in laminated composites", J. Phys. IV France 126 (2005) 147-150, 4th European Workshop on Piezoelectric Materials, 21-23/07/2004, Montpellier
- [19] Barthod C., Teisseire Y., Géhin C., Gautier G., "New sensor for compressive force measurement", Mecatronics'01, 9-11 octobre 2001, Besançon (France), p 80
- [20] Passard M., Barthod C., Fortin M., Galez C., Bouillot J., "Design and optimization of low frequency electric field sensor using Pockels effect", Proceedings of the 17th IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference, Volume 2, Baltimore, Maryland, USA - May 1-4, 2000, pp 840-845
- [21] Barthod C., Passard M., Fortin M., Galez C., Bouillot J., "Design and optimization of an optical high electric field sensor", Conference Digest of the Conference on Precision Electromagnetic Measurements (CPEM), Sydney, Australia, May 14-19, 2000, pp 423-424

- [22] Passard M., Barthod C., Fortin M., Galez C., Bouillot J., "Optimization of an optical device for low frequency electric field measurement", The EOS / SPIE Symposium on Applied Photonics, Glasgow, Scotland, United Kingdom, 22-24 May 2000 ; (EUROPTO Series, EOS-The European Optical Society ; SPIE-The International Society for Optical Engineering)
- [23] Barthod C., Géhin C., "New force sensor based on a double ended tuning fork", the 2000 IEEE/EIA International Frequency Control Symposium and Exhibition Juin 2000, Kansas City (USA) (Conference proceedings) pp 74-78
- [24] Barthod C., Lemarquand G., « Permanent magnet motor and centering control functions for a synchronous actuator for magnetic suspensions » , Intermag'96, Seattle, Washington, Avril 1996
- [25] Chaland G, Mélenec C. "Stiffness variation measurements under fatigue loading in carbon-epoxy laminated composites", 4th International Conference on Fatigue and Fatigue Threshold in the PACIFIC BASIN (FATIGUE 90), Honolulu Hawaii, juillet 1990, Materials and Component Engineering Pub., 1990, Vol. II, p.685-690.

Communication à des congrès nationaux avec actes

- [1] Hammouda N., Habchi G., Barthod C., Duverger O., Mise en œuvre d'une méthodologie d'évaluation de la fiabilité pour les systèmes mécatroniques, 21^{ème} Congrès Français de Mécanique Bordeaux, août 2013
- [2] Luboz V., Promayon E., Chagnon G., Alonso T., Barthod C., Favier D., Payan Y., Validation de LASTIC (Light Aspiration device for in vivo Soft Tissue Characterization) sur des élastomères, Proceedings de la 2^{ème} Journée thématique sur la caractérisation mécanique des élastomères, Grenoble, France (2012)
- [3] Maréchal L., Barthod C., Gautier G., Jeulin J.-C., Mesures et acquisition de données de geste en kinésithérapie respiratoire, 5^e colloque interdisciplinaire en instrumentation C2I 2010 (26-27 janvier 2010 Ecole Nationale Supérieure d'Ingénieurs du Mans), 2010 Science, H. (Ed.)
- [4] Barthod C., Gautier G., Goujon L., Jeulin J.- C, "L'apport de l'instrumentation dans la formation et la pratique de la kinésithérapie respiratoire du nourrisson," ReK, n°4, pp. 49-56, (2006)
- [5] Barthod C., Passard M., Fortin M., Galez C., Bouillot J. et Farzaneh M., "Sonde optique de champ électrique pour des installations haute tension, Revue de l'Electricité et de l'Electronique N°9 – Octobre 2003 (55-58)
- [6] Passard M., Barthod C., "Conception et réalisation d'une sonde optique de fort champ électrique", Colloque ARATEM'2003 à Chambéry, 19 novembre 2003, ARATEM : Agence Rhône-Alpes pour la Maîtrise des Technologies de Mesure), Présentation par affiche
- [7] Gautier G., Barthod C., Teisseyre Y., Agbossou A., "Etude des interfaces dans les multimatériaux", Actes du colloque FuturVIEW'2003 12-13 juin 2003, Poitiers, France, Proceedings 141-146
- [8] Barthod C., Passard M., Fortin M., Galez C., Bouillot J., Farzaneh M., "Sonde optique de champ électrique pour des installations haute tension", Actes du colloque sur les Matériaux du Génie Electrique (MGE 2003) 2-3 avril 2003, Grenoble, France, Proceedings 87-89
- [9] Bouillot J., Passard M., Barthod C., Farzaneh M., Fortin M., Teisseyre Y., "Capteur optique de givrage sur les installations électriques", Compte-rendu du 69^{ème} Congrès de l'Association Canadienne-Française pour l'Avancement des Sciences, Colloque "Le givrage atmosphérique et ses effets sur les équipements des réseaux électriques", Mai 2001, communication invitée

Publications d'articles dans le Jitec (Journal d'information technologique des Pays de Savoie)

Communications à des congrès sans actes

- [1] Goujon L., Barthod C., Bussing T., Jeulin J.-C., Fausser C. : Simulateur et kinésithérapie respiratoire, 10^{ème} Journées des réseaux bronchiolite, 1^{ère} Journée pratique de kinésithérapie respiratoire pédiatrique, Paris, mai 2013
- [2] Bussing T., Goujon L., Barthod C., Jeulin J.-C., Simulateur de torse de nourrisson à propriétés variables pour l'apprentissage : avancement des travaux, Journées des réseaux bronchiolite, Lille, juin 2012
- [3] Rosset-Lanchet R., Ollagnier J., Barrier P., Giordano M., Barthod C., Un instrument chirurgical robotisé tenu en main : une réponse aux besoins du praticien lors d'interventions en prostatectomie radicale sous coelioscopie, Journée thématique GdR Stic Santé thème F, Paris, 7 novembre 2011
- [4] Bussing T., Goujon L., Barthod C., Jeulin J.-C., Simulateur de torse de nourrisson pour l'apprentissage : avancement des travaux, Journées des réseaux bronchiolite, Paris, mai 2011
- [5] Badie L., Chambion L., Goujon L., Barthod C., Mugnier Y., Galez C., Influence de nanoparticules de LiNbO₃ sur les propriétés piézoélectriques, diélectriques et mécaniques de nanocomposites à matrice polymère, Journées de la matière condensée (JMC12), Troyes, 23-27 août 2010
- [6] Barthod C., Maréchal M., J.-C. Jeulin, « Simulateur de torse de nourrisson pour l'apprentissage », Journées des réseaux bronchiolite, Paris, juin 2010
- [7] Maréchal L., Barthod C., Gautier G., Jeulin J.-C., Professional analysis of expiratory flow increase technique for the design of a learning simulator, European Respiratory Care Association - ERCA 2009, Stresa : Italie (2009), conférence invitée
- [8] Maréchal L., Barthod C., Le Simulatorse : simulateur de torse de nourrisson pour l'apprentissage, Université Vivaldi - Le numérique, catalyseur de nouvelles pédagogies, Grenoble, 25-27 oct, 2009.
- [9] Maréchal L., Barthod C., Gautier G., Système de mesure et d'acquisition de donnée de gestes en kinésithérapie respiratoire avec NI LabVIEW et NI Compact DAQ, NIDays09, Port-Marly, 3-4 fév 2009.
- [10] Maréchal L., Barthod C., Modélisation d'un torse de nourrisson pour la simulation de son comportement global sous le geste AFE en kinésithérapie respiratoire, Journée thématique GdR Stic Santé thème F, Paris, 6 février 2009
- [11] Barthod C., Maréchal L., Simulation de gestes de kinésithérapie respiratoire, Journée thématique Cluster ISLE SIMED, Lyon, mai 2009
- [12] Maréchal M., Barthod C., Gautier G., J. Lottin, J.-C. Jeulin, « Apprentissage du geste de kinésithérapie respiratoire: Premiers outils », GdR STIC Santé thème F - Paris - 18 juin 2007
- [13] Barthod C., Gautier G., «La recherche appliquée au service de la formation en kinésithérapie respiratoire », 2^{ème} Journée Nationale Bronchiolite, ESIA Annecy, 25/06/2005
- [14] Barthod C., Passard M., Galez C., J. Bouillot, M. Farzaneh, C. Volat et Y. Teisseyre, "Safe probe for high electric field measurements", Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering (CCECE 2003) 4-7 mai 2003, Montréal, Canada, Communication invitée

ENSEIGNEMENT & RESPONSABILITES D'INTERET COLLECTIF

Activités d'enseignement

Mes activités d'enseignements ont débuté en 1993 à l'Ecole Supérieure d'Ingénieurs d'Annecy (ESIA) et à l'IUT d'Annecy au département Mesures Physiques, lors de ma thèse. Puis j'ai été nommée sur un demi-poste d'enseignant contractuel à l'IUT d'Annecy en Mesures Physiques en 1996. Enfin, depuis ma nomination sur un poste de maître de conférences à l'Université de Savoie en 63^{ème} section à la rentrée 1997, mes activités d'enseignement se déroulent principalement à l'IUT d'Annecy au département Mesures Physiques et dans les licences professionnelles rattachées à ce département : Mesures et Contrôle en Instrumentation Médicale (MCIM), Maintenance et Instrumentation des Systèmes Industriels sous Vide (MISIV) et Mesure, Instrumentation et Métrologie pour l'Environnement (MIME).

Responsabilités pédagogiques d'enseignements

Les enseignements que j'ai pratiqués se sont répartis en cours, TD et TP et se rattachent à différents domaines de la physique et de l'instrumentation (tableau 1a). Ils sont globalement en cohérence avec ma section CNU, mis à part l'enseignement de Résistance des matériaux qui repose sur mes compétences initiales d'ingénieur mécanicien, mises à profit régulièrement dans la conception de systèmes mécatroniques.

Tableau 1a : Enseignements dont j'assume (ou j'ai assuré) la responsabilité pédagogique

Métrologie I	DUT Mesures Physiques 1 ^{ère} année
Propriétés Mécaniques des Matériaux	DUT Mesures Physiques 1 ^{ère} année
Résistance des matériaux	DUT Mesures Physiques 2 ^{ème} année
Capteurs	DUT Mesures Physiques 2 ^{ème} année
Métrologie II et Qualité	DUT Mesures Physiques 2 ^{ème} année
Étalonnage, métrologie et mesures	Ecole doctorale de l'Université de Savoie
Outils instrumentés pour la santé	Licence professionnelle MCIM
Métrologie	Licences professionnelles MISIV et MIME

La responsabilité pédagogique de ces enseignements implique la préparation des cours, des expériences de travaux pratiques et la rédaction des énoncés de TD, TP et des évaluations, la formation des enseignants intervenant au module, le suivi du matériel et la collecte des notes.

Nous avons accueilli à cette rentrée 2013 les premiers étudiants qui ont été formés par les nouveaux programmes la réforme du lycée. De nouveaux modules d'enseignement ont dû être mis en place. Dans ce cadre, j'ai participé au groupe de travail national Métrologie Qualité Capteurs chargé de définir l'évolution du nouveau programme pédagogique national en DUT Mesures Physiques, et ce groupe a soumis une réorganisation de l'enseignement de ces disciplines. Aussi, j'ai proposé cette année, un nouveau cours Métrologie & Capteurs à destination des étudiants de première année, avec une approche plus pragmatique et leur permettant d'utiliser, dans le cadre de travaux pratiques, des capteurs très simples dans leur mise en œuvre. Cette nouvelle démarche, visant à utiliser le capteur en amont de la connaissance des propriétés physiques qui permettent de réaliser la mesure, nous paraît pertinente auprès de cette nouvelle génération d'étudiants. Elle devrait assouvir leur envie de manipuler et leur permettre de prendre conscience de la complexité d'une chaîne de mesure.

D'autre part, nous avons ouvert au département trois licences professionnelles par alternance au département Mesures Physiques : Mesures et Contrôle en Instrumentation Médicale (MCIM), Maintenance et Instrumentation des Systèmes Industriels sous Vide (MISIV) et Mesure, Instrumentation et Métrologie pour l'Environnement (MIME). Je me suis investie dans l'élaboration de la maquette pédagogique de la licence professionnelle MCIM qui a vu le jour en 2005, et MISIV en 2008.

J'ai donc proposé, à destination des étudiants en licence MCIM, un cours « Outils instrumentés pour la Santé » dans le cadre duquel j'ai fait intervenir des professionnels concepteurs de matériel médical. Mon investissement au niveau des licences MISIV et MIME s'est principalement orienté vers l'enseignement de la métrologie.

Participation à d'autres enseignements

Tableau 1b : Encadrement de TD ou de TP « sans » responsabilité pédagogique

Electronique	DUT Mesures Physiques 1 ^{ère} année
Informatique d'instrumentation I	DUT Mesures Physiques 1 ^{ère} année
Informatique d'instrumentation II	DUT Mesures Physiques 2 ^{ème} année
Statistiques - Probabilités	DUT Mesures Physiques 2 ^{ème} année
Electrotechnique	ESIA 2 ^{ème} année
Cristallographie	DUT Mesures Physiques 1 ^{ère} année
Diagrammes de phase	DUT Mesures Physiques 1 ^{ère} année
Mécanique	DUT Mesures Physiques 1 ^{ère} année
Mécanique des fluides	DUT Mesures Physiques 2 ^{ème} année
Acoustique	DUT Mesures Physiques 2 ^{ème} année
Techniques du vide	DUT Mesures Physiques 2 ^{ème} année
Thermodynamique	DUT Mesures Physiques 1 ^{ère} année
Thermique	DUT Mesures Physiques 2 ^{ème} année
Contrôles Non Destructifs des matériaux	DUT Mesures Physiques 2 ^{ème} année
Spectroscopie	DUT Mesures Physiques 2 ^{ème} année
Radioactivité	DUT Mesures Physiques 2 ^{ème} année

Volume horaire annuel en enseignement

Le département Mesures Physiques de l'IUT d'Annecy a 20 ans, et évolue dans une université de taille moyenne plutôt sous-encadrée. Aussi nous devons assurer un volume d'enseignement supérieur à notre service statutaire afin de ne pas perturber le fonctionnement du département. Aux volumes horaires récapitulés dans le tableau 2, viennent s'ajouter les participations au suivi et aux soutenances de projets et de stages.

Enfin, j'ai travaillé à temps partiel (80%) de la rentrée 1999 à la rentrée 2005.

Tableau 2 : Récapitulatif horaire annuel des dernières années

année	13/14	12/13	11/12	10/11	09/10	08/09	07/08	06/07	05/06	04/05	03/04	02/03	01/02	00/01
Cours	16	19	23	23	17	17	14	13	7	8	8	17	17	13
Cours/TD	16	24	28	28	28	28	28	34	30	26	38	16	16	16
TD	106	76	72	72	72	72	80	48	69	30	28	52	52	52
TP	106	120	124	140	140	144	140	140	156	148	128	106	106	106
Eq. TD	252	249	258	274	266	227	228	195	214	167	163	164	164	158
quotité	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	80%	80%	80%	80%	80%

Responsabilités d'intérêt collectif

Depuis 1997, j'ai assurée diverses tâches collectives pour l'enseignement et/ou la recherche.

Fonctions pédagogiques et administratives dans le cadre de l'enseignement

- Dès mes premières vacations à l'IUT au département Mesures Physiques, et en liaison avec mon sujet de thèse, j'ai coordonné l'enseignement Techniques du Vide avec la société Alcatel Vacuum Technology France (AVTF) de 1993 à 2005.
- J'ai assuré la responsabilité des emplois du temps du département Mesures Physiques de juin 1997 à juillet 2001. Cette tâche représentait l'organisation des enseignements et des bilans horaires du département Mesures Physiques pour quinze enseignants permanents et deux cents étudiants environ par an, mais aussi la gestion d'une quarantaine de vacataires.
- J'ai ensuite assuré la responsabilité des stages de fin d'études des étudiants en DUT Mesures Physiques de la rentrée 2002 à la rentrée 2007 (70 à 90 étudiants par an). Cette tâche comprend la sollicitation aux entreprises, l'aide aux étudiants pour leur recherche, l'organisation des soutenances et la mise au point des évaluations de stages.
- J'ai également organisé les projets de fin d'études des étudiants en DUT Mesures Physiques de la rentrée 2004 à la rentrée 2007 (70 à 90 étudiants par an), projets réalisés par les étudiants au sein du département, en laboratoire de recherche ou en entreprise.
- J'ai été responsable des admissions des lycéens au département Mesures Physiques de l'IUT d'Annecy de 2010 à 2013.
- Depuis 2010 également, j'organise et je gère les enseignants des modules complémentaires en deuxième année DUT Mesures Physiques. Les modules complémentaires sont des enseignements de découverte (Initiation à la relation commerciale), d'ouverture vers le monde professionnel (Qualité et plans d'expérience, anglais professionnel), et d'approfondissement en vue de poursuite d'études (mathématiques, chimie organique et matériaux actifs). Les étudiants en S4 doivent choisir deux modules parmi les cinq que nous leur proposons.
- Enfin, j'ai pris, en ce début d'année scolaire 2013/2014, la responsabilité des études des étudiants en deuxième année au département Mesures Physiques.

Fonctions pédagogiques et administratives dans le cadre de la recherche

Mon implication dans les différents projets de recherche m'a amené à participer ou prendre des responsabilités lors de l'organisation de conférences, à rédiger des dossiers de demande de subvention ou de financement de bourses ou de matériel, à rédiger des contrats.

D'autre part, je suis responsable élu du groupe de compétences « Conception, instrumentation et contrôle des systèmes (CICS) » du laboratoire depuis 2010, qui regroupe 12 enseignants chercheurs et 6 à 7 doctorants.

Contrats et demandes de subvention obtenus :

- Participation à la mise en place et au suivi du Contrat ANVAR (Aide à l'innovation) en partenariat avec la société M2A Technologies : « Etude préalable au transfert industriel d'un dispositif de mesure de champ électrique par sonde optique » (2002).
- Obtention du programme MIKROB financé par la Région dans le cadre du programme Emergence Région Rhône Alpes (MIKROB 2004)
- Obtention d'une allocation de recherche financée pour moitié par l'Assemblée des Pays de Savoie (APS 2005-2008)
- Participation à la mise en incubation de l'entreprise BioParHom avec Grenoble Alpes Incubation (GRAIN) (2005)
- Obtention d'une subvention BQR pour le projet MIMACH (2006)
- Rédaction et négociation d'un contrat industriel de recherche avec la société SNR Mecatronics dans le cadre du programme européen ALTAIR (2006-2008)
- Mise en œuvre d'une action de valorisation en vue d'une préparation au transfert de technologie vers une entreprise liée aux projets MIKROB et MIIKA (2008), obtention d'une subvention de GRAVIT
- Rédaction et négociation d'un contrat industriel avec la société nouvellement créée Dexterité Surgical S.A. : obtention d'un financement de thèse et d'étude suite à l'obtention du financement OSEO par cette société (2008-2010)
- Co-responsable d'un contrat d'étude avec le CETIM portant sur une étude d'expertise en fiabilité pour des systèmes mécatroniques (2011) – Allocation de recherche doctorale APS/CETIM (2011-2014)
- Obtention d'une allocation de recherche financée par l'Assemblée des Pays de Savoie (APS) et par l'Association des Réseaux Bronchiolite (ARB) (2010-2013)
- Obtention d'une demande d'allocation doctorale CIFRE avec la société SEB (2013), et du contrat d'accompagnement liée à l'encadrement du doctorant (en co-encadrement)
- Contrat industriel de recherche avec la société BioParHom (2013, en cours)

Groupes de recherche et comités scientifiques

- Membre du groupe de recherche GDR Stic Santé CNRS-INSERM thème F « Apprentissage et assistance aux gestes médico-chirurgicaux » et responsable de l'équipe affiliée du laboratoire SYMME (depuis 2006)
- Membre du groupe de recherche du projet SIMED (Simulation et Modélisation en Imagerie Médicale pour le Diagnostic et la Thérapie) du cluster ISLE (Informatique et Systèmes Logiciels Embarqués) de la Région Rhône-Alpes (depuis 2009) (organisation journée thématique SIMED 1^{er} décembre 2010)
- Membre du comité scientifique la conférence internationale Mecatronics REM 2012

Organisation d'événements scientifiques

- Organisation de la 2^{ème} Journée Nationale des Réseaux Bronchiolite, qui s'est déroulée à l'ESIA le 25/06/2005 et a réuni une trentaine de médecins et kinésithérapeutes.
- Membre du comité d'organisation de la 6^{ème} conférence internationale « Research and Education in Mechatronics » (REM2005) qui s'est déroulé à l'ESIA le 30/06 et 1/07/2005.
- Mise en place d'une collaboration avec l'Association des Réseaux Bronchiolites (ARB) et « Vaincre la mucoviscidose » (VLM) (2007)
- Aide à l'organisation et chairman d'une session de la conférence internationale Mecatronics2008 (2008)
- Organisation de la journée thématique du GDR Stic Santé thème F, 7 novembre 2011

Reviews

J'ai été rapporteur pour les revues Sensors Journal, Smart Materials and Structures, Applied Mechanics and Materials, Sensors & Actuators A. Physical

J'ai également rapporté un projet pour le Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en Génie du Canada (CRSNG).

Tâches d'intérêt collectif

- Membre élu du Conseil d'Administration de l'IUT d'Annecy de 1997 à 2001
- Membre de la Commission de Spécialistes de l'Université de Savoie en 63^{ème} section depuis 2001, titulaire élu puis suppléant élu jusqu'à la disparition de cette tâche
- Membre du comité scientifique de l'ESIA de 2002 à 2005, comité qui a disparu à la création de l'école Polytech' Savoie.
- Membre du conseil provisoire du futur laboratoire SYMME en 2005 et 2006, conseil qui a eu pour charge l'organisation de la fusion des laboratoires LAIMAN et LMéCA ainsi que l'intégration de membres extérieurs à ces laboratoires.
- Membre nommé de la Commission Consultative Paritaire de l'Université de Savoie depuis 2010
- Membre élu du Conseil de l'IUT d'Annecy depuis 2010.
- Membre du Conseil de Laboratoire du laboratoire SYMME, au titre de responsable du groupe CICS.

TRAVAUX DE RECHERCHE

Cette partie, consacrée à mes activités de recherche, est divisée en trois chapitres.

Le premier chapitre décrit la conception de capteurs ou de systèmes de mesure mécatroniques innovants, et la démarche pour mener à la réalisation de ces dispositifs. Afin d'appréhender l'approche globale de conception mise en œuvre, il est nécessaire de définir ce qu'on entend par le terme système mécatronique. Je propose par conséquent brièvement une définition d'un système mécatronique, définition présentée dans le cadre d'une étude que nous menons actuellement en collaboration avec le CETIM et les industriels du groupe ARTEMA (Syndicat des industriels de la Mécatronique). J'explique alors comment la conception optimisée de l'élément sensible d'un capteur amène nécessairement à une démarche de conception mécatronique. Trois projets sont décrits menant à la réalisation de trois systèmes : un capteur de mesure de force, une sonde optique de champ électrique, un dispositif de mesure de déformations mécaniques in situ. L'innovation dans ces trois études repose, d'une part sur la mise en œuvre d'un matériau à propriété spécifique et son intégration dans un système, d'autre part sur l'environnement spécifique de l'application visée.

Le deuxième chapitre présente la conception de systèmes mécatroniques pour l'assistance au geste. La conception d'un tel système s'appuie nécessairement sur l'analyse du geste professionnel réalisé par le praticien et pour lequel il demande une assistance. Elle exige une interaction forte entre le praticien, son outil et le chercheur : il s'agit de dépasser le cadre des sciences exactes et de tenter de s'approprier des démarches issues des sciences humaines et sociales. L'écriture du cahier des charges impose donc de connaître précisément les paramètres identifiables, à savoir les modes d'utilisation du système issus de l'utilisateur dans le cadre de sa pratique professionnelle, et les fonctionnalités souhaitées pour celui-ci. J'expose donc dans ce chapitre les intérêts et objectifs de l'analyse de la pratique professionnelle, étape que nous avons identifiée comme étant nécessaire à notre travail de recherche. L'assistance au geste du praticien se décline alors en deux voies, dont je précise brièvement les apports : la première cherche à améliorer la transmission des savoirs, en s'appuyant en particulier sur des simulateurs d'apprentissage ; la seconde consiste à fournir au professionnel des outils plus performants, par exemple des instruments comanipulés. La conception de deux dispositifs sont alors exposés et illustrent cette démarche : un simulateur de torse de nourrisson pour l'apprentissage du geste de kinésithérapie respiratoire d'une part ; un comanipulateur médical, dédié à la chirurgie laparoscopique pour assister le praticien dans son geste d'autre part. Je décris les moyens de mesure spécifiques que nous avons dus mettre en œuvre afin de définir précisément les spécifications de systèmes qui apportent effectivement des réponses aux praticiens.

Dans un troisième chapitre, je dresserai un bilan de ces recherches et présenterai mes perspectives au sein du laboratoire SYMME.

1. Conception de systèmes de mesure mécatroniques innovants

1.1. Systèmes mécatroniques

Définition de la mécatronique

La norme NF E 01-010 (2008) définit la mécatronique comme une « démarche visant l'intégration en synergie de la mécanique, l'électronique, l'automatique et l'informatique dans la conception et la fabrication d'un produit en vue d'augmenter et/ou d'optimiser sa fonctionnalité ». Cette démarche, qui permet d'obtenir des performances supérieures aux solutions traditionnelles, de réaliser des nouvelles fonctionnalités, et de rendre les produits mécatroniques plus compacts, nécessite la mise en place d'une approche coopérative interdisciplinaire.

La norme définit un produit mécatronique comme « un produit ayant la capacité de percevoir son milieu environnant, de traiter l'information, de communiquer et d'agir sur son milieu, et présentant un niveau complet d'intégration mécatronique, du point de vue fonctionnel et physique » [AFN08].

Deux notions sont donc mises en avant : l'intégration physique et l'intégration fonctionnelle.

- L'intégration physique est l'interpénétration des supports mécanique et électronique (qui embarquent les fonctions automatique et informatique). Partant de supports mécanique et électronique distants et reliés par des câbles, un premier niveau d'intégration physique consiste à embarquer l'électronique sur la composante mécanique, pour tendre vers l'intégration totale, définie comme la fusion des supports électronique et mécanique en une seule unité physique.
- L'intégration fonctionnelle consiste en l'apport de fonctions de détection, de communication, de traitement de l'information et de rétroaction aux fonctions mécaniques de base. La rétroaction est comprise ici comme la capacité du produit à réagir à une sollicitation externe ; cette réaction peut prendre différentes formes, par exemple régulation, asservissement, logique séquentielle et combinatoire. Comme pour l'intégration physique, différents niveaux d'intégration fonctionnelle peuvent être définis suivant le degré d'autonomie atteint.

Classiquement, le passage du composant au produit se fait au travers de l'ajout de fonctionnalités qui confèrent au composant de plus en plus d'autonomie (régulation, gestion d'énergie, diagnostic, etc.). L'appellation mécatronique impose, en plus, l'interpénétration entre les supports (fort couplage technologique – les parties mécanique, électronique,... sont physiquement fusionnées). Le schéma de la figure 1 illustre ces notions et fournit des exemples techniques, auxquels peuvent s'ajouter des considérations économiques, environnementales, etc. En quelque sorte, la mécatronique permet de rendre le système « intelligent » et d'envisager ainsi de meilleures performances voire même de nouvelles fonctionnalités [Jardin 08]



Figure 1. Exemple applicatif de la norme NF E 01-010 Mécatronique, Vocabulaire

Caractéristiques des systèmes mécatroniques

Encadrements :

> Naïma HAMMOUDA : doctorat (2011-2014)

Collaborations : Centre technique des Industries Mécaniques (CETIM), Syndicat des industriels de la mécatronique (ARTEMA)

Financement CETIM / APS

Dans le cadre d'un projet à destination des industriels du syndicat des industriels de la mécatronique ARTEMA, nous nous intéressons à une recherche prospective permettant par la suite la mise en œuvre d'une approche globale d'étude de la fiabilité dans les systèmes mécatroniques. Les définitions précédemment exprimées d'un système mécatronique ne nous paraissent pas suffisantes pour le caractériser en termes de fonctionnalités. Nous proposons donc de préciser la définition d'un système mécatronique à partir de ses caractéristiques.

Un système mécatronique est un système complexe, pluri-technologies et qui admet les caractéristiques suivantes [Hammouda13]

- hybride : supposant la présence de phénomènes continus et d'évènements discrets

- dynamique : signifiant des modifications des relations fonctionnelles entre les composants au cours de la mission
- interactif (ou inter-dépendant) : impliquant l'existence d'interactions physiques et/ou fonctionnelles entre les composants
- reconfigurable : comprenant des changements dans les structures internes pour assurer la réalisation de la fonction

Les systèmes communément appelés mécatroniques ne cumulent généralement pas ces quatre caractéristiques. Cependant, une démarche de conception mécatronique doit prendre en compte ces spécificités afin d'intégrer la transversalité disciplinaire lors de la définition fonctionnelle du système, et permettre la fusion des compétences.

Publications consécutives à ces travaux

Mise en œuvre d'une méthodologie d'évaluation de la fiabilité pour les systèmes mécatroniques, Hammouda N., Habchi G., Barthod C., Duverger O., 21^{ème} Congrès Français de Mécanique, Bordeaux, août 2013

1.2. De la propriété du matériau à la mesure

Un capteur est un système qui transforme une grandeur physique ou physico-chimique en une grandeur électrique, afin de permettre la mesure de la grandeur initiale. L'élément sensible du capteur utilise les couplages intrinsèques des matériaux : couplage entre les paramètres intensifs (contrainte T , champ électrique E , température θ) et les paramètres extensifs (déformation ε , polarisation P , entropie S) (Figure 2). Dès lors, le recours à notre imagination permet de tenter de concevoir de nombreux systèmes de mesure. L'aspect pluri-technologies existe de manière naturelle dans ces couplages. Aussi, le caractère mécatronique du système à concevoir impose l'utilisation d'une démarche de conception qui, dans un premier temps, s'appuie sur la mise en œuvre du principe physique dans l'environnement choisi, puis optimise l'élément sensible qui sera intégré sur le capteur. L'enjeu est alors de concevoir un système simple, efficace, robuste, à encombrement réduit. Pour ce faire, et quel que soit le contexte d'étude, les objectifs scientifiques doivent être définis précisément à l'aide d'un cahier des charges et une phase d'optimisation du système doit être prévue. Dans cette démarche, l'outil de simulation par élément finis s'est révélé être un moyen d'analyse particulièrement efficace.

$$\begin{bmatrix} \varepsilon \\ \vec{P} \\ S \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_T^\varepsilon & C_{\vec{E}}^\varepsilon & C_\theta^\varepsilon \\ C_T^{\vec{P}} & C_{\vec{E}}^{\vec{P}} & C_\theta^{\vec{P}} \\ C_T^S & C_{\vec{E}}^S & C_\theta^S \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T \\ \vec{E} \\ \theta \end{bmatrix}$$

Figure 2. Matrice des couplages

Je décris la conception et la réalisation de trois dispositifs de mesures étudiés pour des applications dans des environnements spécifiques : un capteur de mesure de force (DODI) conçu sur la base d'une structure géométrique spécifique et mettant en œuvre le couplage piézoélectrique ; une sonde optique de champ électrique (NIOPFIL) dont le principe fait appel au couplage électro-optique ; un dispositif de mesure de déformations mécaniques in situ (MIMACH) qui utilise les propriétés piézoélectriques d'un film polymère.

1.3. Capteurs résonants de force statique (projet DODI)

Encadrements :

> Claudine GEHIN doctorat (1996-1998)

Collaboration : laboratoire LPMO Besançon

Prix Rhône Alpin 2000 du meilleur projet en Mécanique aux 8^{èmes} Carrefours Rhône-Alpes-Futur

Ce travail de recherche s'inscrit dans le cadre de la thèse de Claudine Gehin en contrat Cifre, avec les sociétés industrielles Téfal et SNR, encadrée par Yves Teisseyre, professeur, dont l'objet est la conception et la réalisation d'un capteur résonant piézoélectrique pour la mesure de force statique.

Les capteurs que nous avons développés pour la mesure de force statique utilisent un corps d'épreuve mécanique qui est excité à l'aide d'un élément piézoélectrique. L'innovation dans cette étude provient autant de la géométrie originale du corps d'épreuve que de l'utilisation d'éléments piézoélectriques permettant l'intégration du système de mesure sur la structure mécanique, définissant ainsi un système mécatronique.

Dans une première partie, le principe physique de la mesure est décrit. Dans une deuxième partie, les simulations réalisées afin de dimensionner et optimiser le dispositif sont exposées, ainsi que la mise en œuvre d'une électronique de conditionnement spécifique. Enfin, les résultats obtenus sur un prototype sont décrits et des règles globales de dimensionnement de la structure géométrique sont proposées.

Principe du capteur de force résonant

Les systèmes piézoélectriques étant des systèmes actifs ne permettant pas d'effectuer des mesures statiques, il a été choisi de baser la mesure de force statique sur un montage à base de résonateurs.

Le principe de fonctionnement du capteur est le suivant : la force de compression est appliquée sur un cylindre dont l'autre extrémité est collée sur une structure disque. L'originalité du dispositif est l'application de la force sur le cylindre qui permet de solliciter la structure vibrante en traction. Cette force modifie les fréquences de résonance du disque. La mesure des fréquences propres du disque permet donc, après étalonnage, de remonter à la force appliquée. La fabrication du dispositif conçu est aisée car elle ne nécessite pas d'usinage particulier, ni de collage délicat.

Un dispositif expérimental a été réalisé. La sensibilité du capteur dépendant de plusieurs paramètres géométriques, une modélisation du système a été réalisée afin d'optimiser ces paramètres et de limiter le nombre de prototypes à réaliser (le prototype initial permettant de corréler les résultats théoriques et expérimentaux). Nous avons modélisé ce dispositif en utilisant le logiciel par éléments finis ANSYS. Cette modélisation est délicate puisqu'elle fait appel à des couplages électromécaniques et nécessite une analyse harmonique complexe du système mécanique. Elle s'est révélé être un moyen d'analyse particulièrement précis, permettant, associée à un plan d'expériences, de définir les règles de fabrication du capteur (dimensions et position optimales des différentes pièces, tolérance de fabrication,..) en ne réalisant et testant qu'un nombre limité de prototypes [Gehin98a]. Ce travail est l'objet de la thèse de Claudine Gehin [Gehin98b].

Optimisation de l'élément sensible

Nous avons ensuite poursuivi cet axe de recherche sur la conception d'une nouvelle structure résonante de géométrie plus complexe, plus originale et innovante. L'élément sensible de ce nouveau capteur est une structure vibrante de type double diapason. Les structures de ce type

sont souvent exploitées pour la mesure de force car la géométrie même de la structure permet de minimiser les problèmes de transfert d'énergie de la partie vibrante à son support. La plus importante contribution dans ce domaine revient à Eernisse et Paros lesquels ont réalisé des systèmes double-diapason utilisant un mode de vibration tel que les lames du double-diapason vibrent en opposition de phase, dans leur plan [Eernisse83]. Cependant, ce type de système ne résout que très partiellement les problèmes de transfert d'énergie de l'élément vibrant sur son support. De plus la force est appliquée aux extrémités ce qui rend la structure encombrante. D'autres systèmes tels que celui de Cheshmehdoost [Cheshmehdoost93], utilisent la compression d'un tube cylindrique dans lequel sont usinés des doubles diapasons, mais l'application de la force suivant l'axe de la cellule tubulaire pose également un problème d'encombrement. De plus, ces configurations rendent délicates la mesure de force en raison de problèmes de flambage.

Notre nouvelle structure est constituée d'un disque dans lequel est usiné un double diapason, et d'un tube cylindrique sur lequel est appliquée la force, permettant au capteur d'être directement sensible aux efforts de compression (Figure 3). Cette géométrie conduit à la réalisation d'une structure monobloc permettant par conséquent de s'affranchir des problèmes de montage de la partie vibrante sur son support et de résistance mécanique aux extrémités des lames. De plus, cette conception propose donc un capteur de dimension réduite dans la direction de l'effort à mesurer.

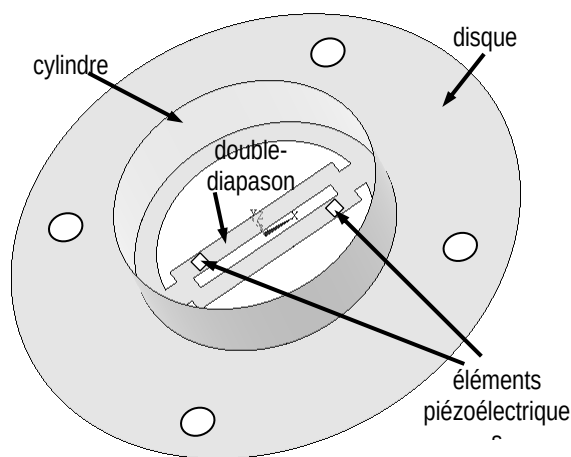


Figure 3. Géométrie du capteur

La géométrie globale a été dimensionnée par éléments finis. De façon à ce qu'un minimum d'énergie mécanique soit transféré aux fixations de la structure sur son support, les modes de vibration les plus adaptés correspondent à des modes dans lesquels les deux lames du double-diapason vibrent en anti-phase dans la direction perpendiculaire à leur plan. Les simulations ont permis de sélectionner le mode de vibration du système pour optimiser la sensibilité du capteur (Figure 4).

La mesure de la fréquence du mode exploité est réalisée, comme pour le capteur précédent, à l'aide de deux éléments piézoélectriques collés sur la structure vibrante.

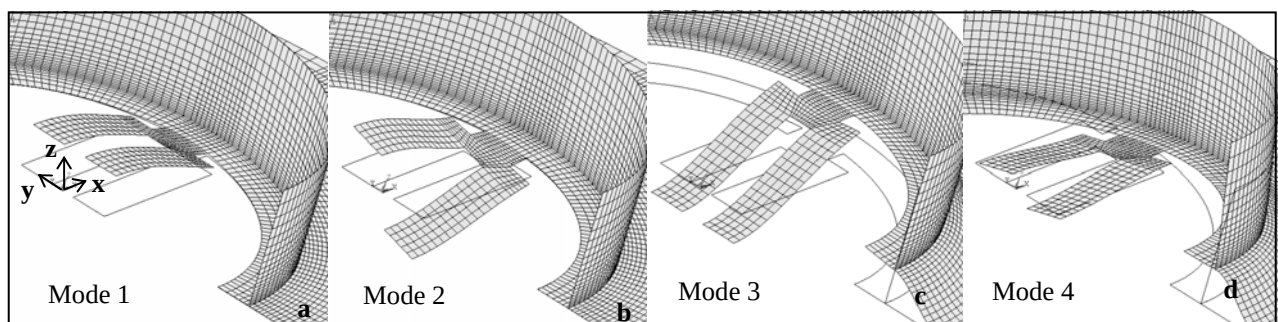


Figure 4. Modes symétriques de vibrations de la structure

Résultats expérimentaux

Le dispositif décrit précédemment a été réalisé au laboratoire. Le prototype a été fabriqué en INVAR afin de minimiser les problèmes thermiques. Deux éléments piézoélectriques en PZT sont collés chacun sur une lame du double diapason, l'un pour exciter la structure, l'autre pour détecter le signal de réception.

Une électronique de traitement dédiée au capteur a été réalisée sur circuit imprimé, afin de détecter puis mesurer précisément la fréquence de résonance du capteur soumis à une force. Ce circuit est basé sur une détection de phase [Barthod03].

Le capteur, assorti de son électronique de conditionnement, a été caractérisé. Les premiers essais ont permis de valider la modélisation de la structure géométrique effectuée à l'aide du logiciel de calcul par éléments finis.

Sur la gamme d'efforts étudiée (0 à 30 N), le prototype donne des résultats prometteurs (sensibilité : $10,5 \text{ Hz.N}^{-1}$, répétabilité : 2%, facteur de qualité : 325) (figure 5).

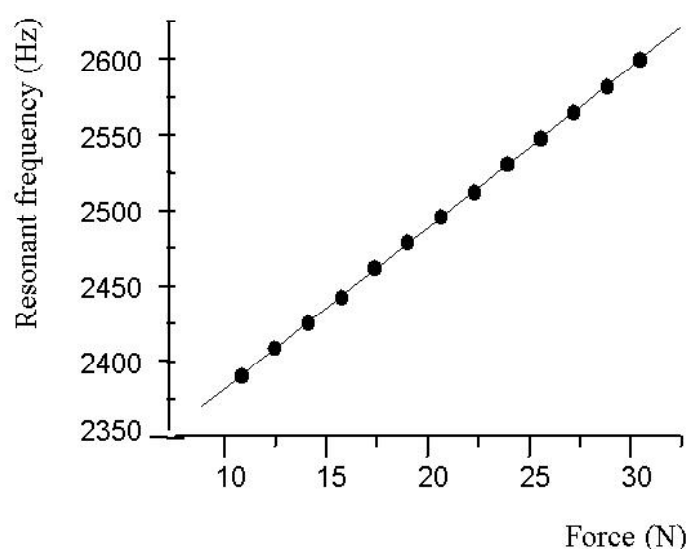


Figure 5. Courbe de réponse du capteur précontraint (précontrainte = 10,8 N)

Recherche de règles de dimensionnement du capteur de force double-diapason

Les caractéristiques globales de ce capteur étant intéressantes, nous avons ensuite travaillé à optimiser son dimensionnement. En effet, les dimensions géométriques de ce capteur n'ont pas initialement été choisies pour répondre à un cahier des charges défini. Or, l'étendue de mesure et la sensibilité du système sont directement liées à sa géométrie. Le principe de ce capteur étant validé, nous avons cherché à définir des règles de dimensionnement de la structure géométrique (dimensions et position optimales des différentes pièces) afin d'optimiser la sensibilité et l'encombrement pour une étendue de mesure choisie.

Nous avons donc construit un plan d'expériences que nous avons mené par simulation. Mais la complexité de la structure nous imposait un nombre trop important de paramètres, pour lesquels les règles de couplage n'ont pas pu être établies. Cependant, l'étendue de mesure et l'encombrement structural étant posés, nous avons pu mettre en évidence la possibilité d'optimiser rapidement les paramètres géométriques d'une structure vibrante innovante et le mode de vibration à exploiter, à l'aide de simulations de façon à l'adapter à la gamme de force à exploiter et à l'encombrement impartii..

Conclusion

Le projet DODI nous a mené à réaliser des analyses poussées du comportement modal de structures de type disque d'une part et à double diapason d'autre part. Ces réflexions ont abouti à la conception d'une nouvelle structure vibrante de géométrie innovante permettant d'obtenir un mode de vibration normal au plan de la structure. Une famille originale de capteurs de force a été définie, guidée par les objectifs de conception suivants : simplicité, robustesse et utilisation de matériaux courants et peu coûteux. Ce type de capteur peut donc répondre à des besoins industriels en terme de mesure de force de compression et en particulier de poids, y compris dans un environnement sévère.

D'autre part, un brevet a été déposé sur la première structure de capteur par les industriels financeurs, bloquant toute action par rapport à la propriété industrielle sur le second capteur. Ces réalisations, bien qu'originales, abouties, caractérisées et performantes, n'ont pas été industrialisées car elles ne correspondaient pas précisément à une demande industrielle.

Publications consécutives à ces travaux

"Design and characterisation of a new force resonant sensor",

C. Géhin, C. Barthod et Y. Teisseyre

Sensors and Actuators 84 (2000) 65-69

"New force sensor based on a double ended tuning fork",

C. Barthod, C. Géhin

The 2000 IEEE/EIA International Frequency Control Symposium and Exhibition Juin 2000, Kansas City (USA) (Conference proceedings) pp 74-78

"Capteur à double diapason pour mesure de force",

C. Barthod et C. Géhin

8èmes Carrefours de la Fondation Rhône Alpes Futur, 30 Novembre 2000

A obtenu le prix Rhône-Alpin 2000 du meilleur projet en Mécanique

"New sensor for compressive force measurement",

C. Barthod, Y. Teisseyre, C. Géhin et G. Gautier

Mecatronics'01, 9-11 octobre 2001, Besançon (France), p 80

"Resonant force sensor using a PLL electronic",

C. Barthod, Y. Teisseyre, C. Géhin et G. Gautier,

Sensors and Actuators A 104 (2003) 143-150

1.4. Capteur de champ électrique (projet NIOPFIL)

Encadrements :

> Fabrice GUERTON : stage de fin d'études ESIA (2002)

Collaboration avec la chaire industrielle CIGELE de l'Université du Québec (UQAC) à Chicoutimi

Financement programme Avenir Région Rhône-Alpes (Galez 1996)

Financement d'aide à l'innovation auprès de l'ANVAR (Bouillot 2002)

Dans l'industrie, les méthodes conventionnelles de mesure des champs électriques basse fréquence (50 à 60 Hz) reposent sur des systèmes métalliques (inductances ou condensateurs) utilisant des connexions conductrices. L'intérêt de développer une sonde tout optique de champ électrique réside principalement dans sa bonne isolation galvanique assurant la protection des personnes et du matériel par rapport à l'environnement. Une étude bibliographique avait montré que des études avaient été menées utilisant l'effet électro-optique dans des cristaux tel LiNbO_3 [Jaeger95, Murooka92], $\text{Bi}_{12}\text{GeO}_{20}$ [Bordivski96] ou CdTe [Cecelja96] pour des dispositifs de mesure haute fréquence. Par ailleurs, des dispositifs optiques avaient été conçus pour la mesure de tension et de courant dans un environnement haute tension [Keiji96].

Aussi, en 1996, le LAIMAN a engagé, en partenariat avec le Laboratoire des Hautes Tensions de l'Université du Québec à Chicoutimi, une étude de faisabilité d'un capteur optique de fort champ électrique travaillant dans le domaine des basses fréquences. Pendant trois années, la Région Rhône-Alpes a financé ce projet dans le cadre d'un programme Avenir sous la responsabilité de Christine Galez.

La sonde développée pour la mesure de champ électrique haute tension et basse fréquence utilise l'effet électro-optique dans un cristal de niobate de lithium (LiNbO_3). L'enjeu dans ce projet est la pluridisciplinarité, puisque plusieurs disciplines sont mises en œuvre à travers le couplage électro-optique au centre du principe de mesure, l'électronique associée, la miniaturisation et l'intégration du dispositif pour réaliser un système portable.

Dans une première partie, le principe physique et les propriétés électro-optiques du matériau sont décrits. Dans une deuxième partie, la mise en œuvre du principe de fonctionnement est exposée ainsi que les simulations réalisées afin de dimensionner le dispositif. Enfin, la réalisation d'un prototype pour une application spécifique est décrite, puis les résultats obtenus sur ce prototype de sonde sont proposés.

Principe physique de mesure

Le principe de fonctionnement de ce capteur optique de champ électrique repose sur l'effet électro-optique : un faisceau laser, polarisé circulairement, traverse le cristal présentant un effet électro-optique linéaire (effet Pockels). Le cristal étant soumis à un champ électrique, la polarisation de la lumière émergeant du cristal devient elliptique. Ce changement de polarisation est converti par l'intermédiaire d'un analyseur en une variation d'intensité lumineuse proportionnelle au champ électrique appliqué, qui peut être mesurée à l'aide d'un détecteur photoélectrique. Nous avons choisi comme élément sensible du capteur un cristal de niobate de lithium (LiNbO_3) en raison de ses coefficients électro-optiques élevés et de sa faible constante diélectrique.

Afin de valider le principe physique, un premier dispositif de test a été réalisé au laboratoire (figure 6). Le faisceau lumineux provenant d'un laser est polarisé circulairement grâce à un polariseur associé à une lame quart d'onde. Le champ électrique qui doit être mesuré est créé à l'aide d'une tension appliquée sur deux électrodes rectangulaires planes parallèles, le cristal étant placé au centre. Le faisceau lumineux émergeant du cristal traverse un analyseur et son intensité lumineuse est mesurée à l'aide d'un photo-détecteur, puis convertie en tension grâce à une électronique associée.

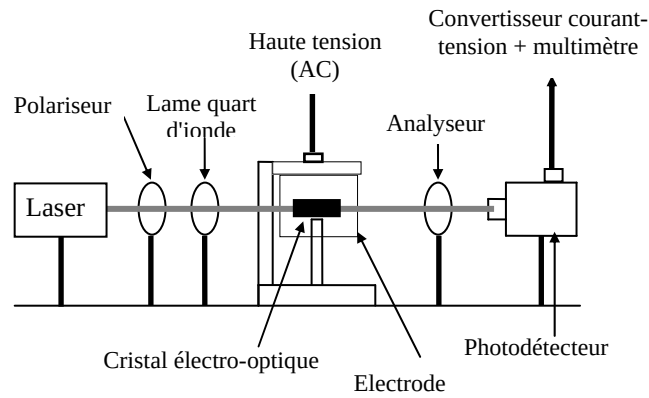


Figure 6. Dispositif de test

Optimisation de la géométrie de l'élément sensible

La géométrie du cristal a été optimisée afin d'obtenir une valeur de champ électrique qui soit la plus homogène possible dans la section droite de l'échantillon, ainsi que des lignes de champ parallèles à la direction d'application du champ électrique. L'étude de dimensionnement de l'élément sensible a été menée à l'aide de simulations par éléments finis utilisant le logiciel ANSYS, afin de visualiser les lignes de champ et de prévoir les valeurs du champ électrique interne dans le cas de plusieurs géométries simples de sections de cristal. Des modèles éléments finis ont donc été réalisés pour des cristaux à section circulaire, losange, carrée, triangle, octogone.

La section idéale est évidemment celle de la géométrie circulaire, qui évite les effets de concentration du champ qui apparaissent au niveau des angles. Un échantillon de forme cylindrique étant difficile à réaliser par polissage au laboratoire compte tenu de la forme initiale parallélépipédique des cristaux, nous avons choisi d'utiliser un cristal de section octogonale qui pouvait se réaliser par simple découpe. Dans cette géométrie, les simulations montrent que le champ électrique reste homogène au centre du cristal et les effets de pointe sont très localisés dans les angles. La figure 7 montre donc la géométrie définitive du cristal utilisé pour réaliser l'élément sensible du capteur ainsi que la répartition du champ électrique obtenue par simulation pour une différence de potentiel appliquée de 1 kV entre les deux électrodes.

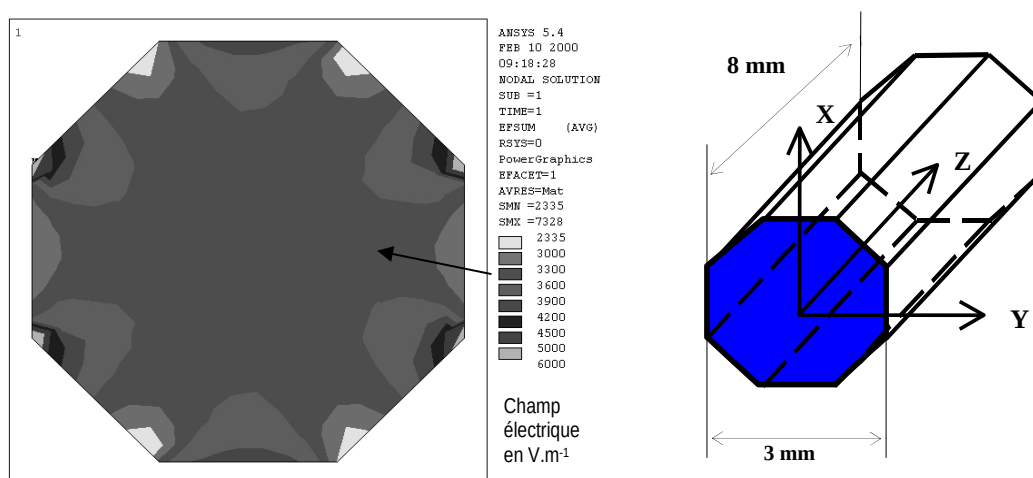


Figure 7. Résultats de simulations pour optimisation de la forme du cristal ; géométrie de l'élément sensible du capteur

Les dimensions du cristal ont été choisies de façon à obtenir un bon compromis entre l'obtention d'une bonne sensibilité du capteur et la recherche d'un encombrement réduit. L'intensité I recueillie sous le champ E_Y appliqué suivant la direction Y s'exprimant par :

$$I(E) = I_0 \sin^2 \left(\frac{\pi}{4} + \frac{\pi}{\lambda} r_{22} n_0^3 L_Z E_Y \right) \quad (1)$$

où L_Z est la longueur du cristal, on voit que ce paramètre est fortement influent.

D'autre part, afin de minimiser l'influence de la température sur la réponse du cristal, nous avons choisi l'axe optique du cristal comme direction de propagation du faisceau.

Réalisation du prototype de sonde optique

L'application envisagée de la sonde étant la mesure de champ électrique sur site à proximité d'installations à haute tension, un système portable a été imaginé. Le cristal a été inséré dans une bague de protection dont les dimensions et le matériau ont été choisis à l'aide de simulations. D'autre part, l'influence de cette bague sur le mesurande a été étudiée. Cette nouvelle configuration de capteur a donc été modélisée (figure 8), simulant le cristal inséré dans une bague de protection, l'air environnant et les électrodes qui permettent l'application du champ électrique dans un environnement de laboratoire.

La bague retenue est cylindrique de diamètres interne 3 mm et externe 10,3 mm et est réalisée dans un matériau de permittivité électrique relative égale à 2,2. Il est intéressant de noter que la présence de la bague autour du cristal a pour effet de renforcer le champ électrique à l'intérieur du cristal et par conséquent d'améliorer la sensibilité du capteur.

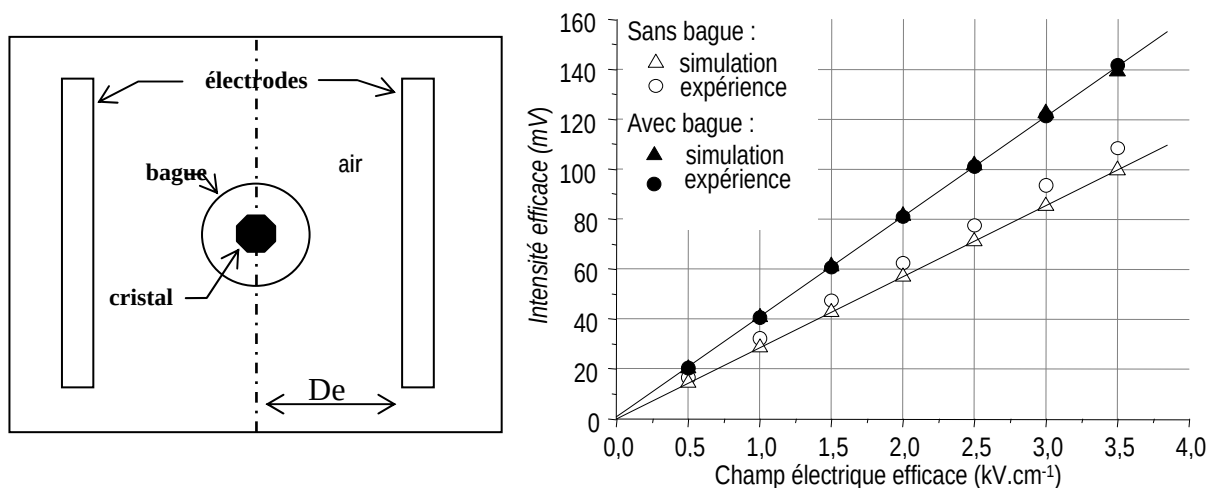


Figure 8. Modèle de simulation de l'expérience avec le cristal inséré dans une bague ; courbe de calibration du capteur sur le banc de test

La très bonne cohérence entre résultats de simulations et expériences ont permis de valider le modèle du dispositif de test réalisé, et ont mis en évidence la bonne linéarité et la bonne reproductibilité de l'élément sensible (Figure 8). Sur la gamme de champ mesurée de 0 à 25 kV.cm⁻¹, la sensibilité, définie comme le rapport de l'intensité lumineuse collectée à la sortie du photo-détecteur convertie en tension, sur le champ électrique existant dans l'air en l'absence de cristal, est de l'ordre de 40 mV/(kV.cm⁻¹) [Passard01]. Cette sensibilité pourrait être améliorée en optimisant la technique de détection.

Enfin, la réponse du capteur en situation future réelle de fonctionnement a été étudiée, c'est-à-dire que le cristal, inséré dans sa bague de protection, est positionné dans l'air environnant à proximité immédiate d'un câble à haute tension (figure 9). Le champ électrique est imposé en appliquant une tension sur le câble ; une cage métallique cylindrique englobant la totalité du dispositif impose une tension nulle à une distance choisie du dispositif.

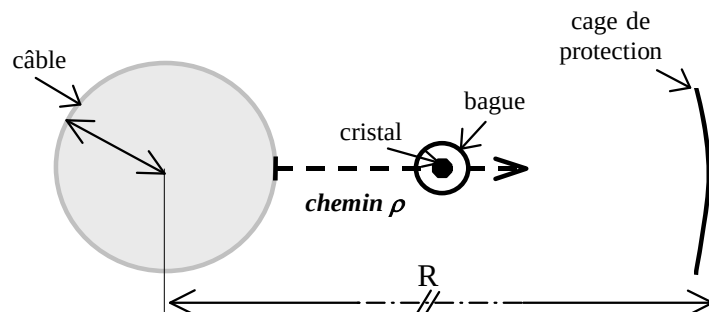


Figure 9. Modèle utilisé pour simuler le comportement du capteur en situation réelle de fonctionnement

Les résultats des simulations (figure 10) prédisent la répartition du champ électrique autour du câble et de la sonde, et par conséquent la perturbation due à la présence de la sonde dans le champ à mesurer. La finesse de la sonde peut être, en effet, définie précisément : pour une distance comprise entre 30 et 130 mm, les valeurs de champ électrique dans le cristal de la sonde, et dans l'air en l'absence de sonde, varient toutes deux de façon inversement proportionnelle à la distance entre le câble et le point de mesure (figure 10). Dans ces conditions, le rapport des deux valeurs de champ est constant et vaut : $K = 29,48 \pm 0,04$. Il sera alors possible à partir de la mesure du champ électrique dans le cristal, donnée par la sonde, de déterminer le champ électrique dans l'air à l'aide du coefficient caractéristique K issu de la simulation.

La faisabilité du principe de la sonde pour la mesure de champs électriques à haute tension étant validée, les influences de différents paramètres pour la définition du prototype sont étudiés ; en particulier le type de matériau en vue de sa permittivité électrique (cristal, bague de protection) et les dimensions des éléments (diamètre et longueur du cristal, épaisseur de la bague...).

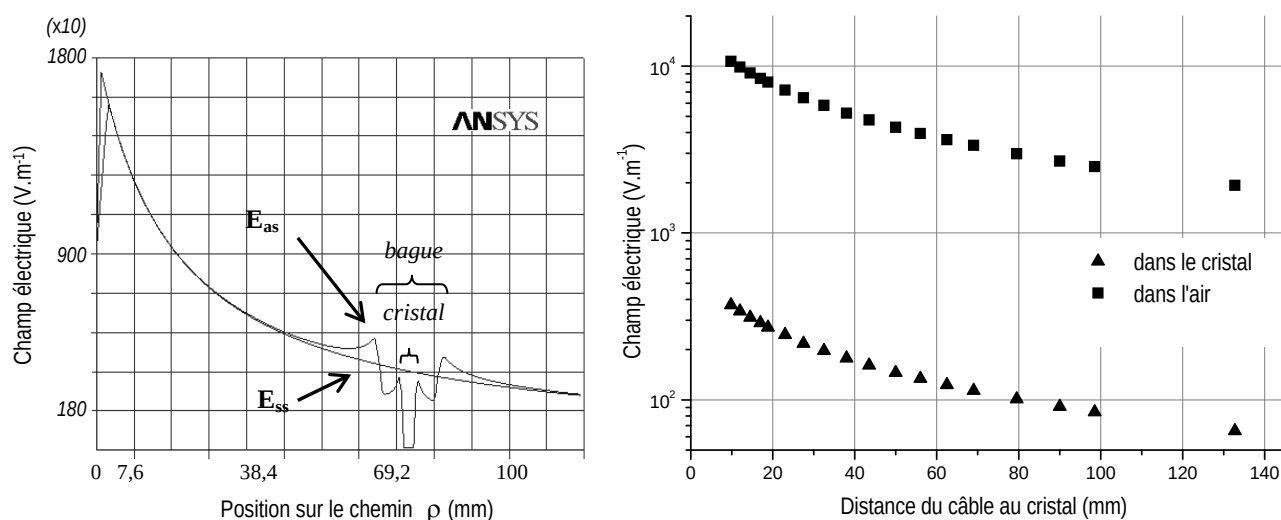


Figure 10. Champ électrique simulé le long du chemin défini sur la figure 8, lorsque le câble est soumis à une tension de 1 kV (E_{ss} et E_{as} sans et avec sonde) ; étude en fonction de la distance

Le prototype de sonde est présenté sur la figure 11 (diamètre 12 mm, longueur 60 mm) comportant : une lentille en entrée et en sortie, un polariseur, une lame quart d'onde, un cristal de LiNbO_3 et un analyseur. Ces éléments sont intégrés dans un tube de protection connecté à des fibres optiques en entrée et en sortie de la sonde afin de déporter la source laser et le système d'acquisition du signal.

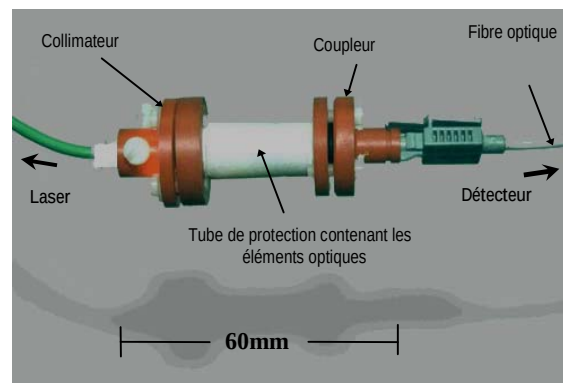


Figure 11. Prototype de la sonde

Etalonnage et essais sur la sonde

Pour réaliser l'étalonnage du prototype, nous avons conçu un nouveau banc de test, où les électrodes sont circulaires afin de créer un champ électrique entre électrodes uniforme sur une plus grande distance et ainsi de se rapprocher des conditions d'utilisation à proximité du câble haute tension.

Dans une gamme de champ allant de 0 à 8 kV.cm^{-1} , les essais réalisés conduisent à une sensibilité de $8 \text{ mV}/(\text{kV.cm}^{-1})$. Ce résultat est inférieur à celui obtenu avec l'élément sensible seul sur le premier banc de test. Ceci est lié en partie à la présence des fibres d'entrée et de sortie qui atténuent l'intensité sur le trajet provenant du laser et sur le trajet allant au détecteur photoélectrique. L'optimisation des fibres utilisées devrait permettre d'améliorer la sensibilité.

Chez notre partenaire au Québec, nous avons réalisé des essais près d'un câble (de rayon 15,75 mm) à haute tension placé au centre d'une cage de protection (de rayon 500 mm) reliée à la terre; des résultats sont présentés sur la figure 12. En tenant compte des résultats de la simulation, il devient alors possible de déterminer le champ électrique dans l'air à partir de la mesure de la variation d'intensité lumineuse effectuée à l'aide du détecteur photoélectrique.

En effet, une calibration de la sonde en l'absence de champ électrique permet d'obtenir la valeur initiale $V_{\text{sans champ}}$ qui correspond à l'intensité lumineuse de référence de la sonde (polarisation circulaire du faisceau émergent). En présence d'un champ électrique, la valeur du champ dans le cristal (E_{cristal}) se déduit de la mesure de la variation d'intensité lumineuse effectuée par la sonde et convertie en tension à l'aide du détecteur photoélectrique et de l'électronique associée $V_{\text{sous champ}}$.

$$E_{\text{cristal}} \text{ (V.m}^{-1}\text{)} = 3,10 \cdot 10^5 \frac{V_{\text{sous champ}} \text{ (V)}}{V_{\text{sans champ}} \text{ (V)}} \quad (1)$$

Le champ électrique dans l'air en l'absence de sonde (E_{air}) peut ensuite être déterminé en utilisant les résultats de simulation.

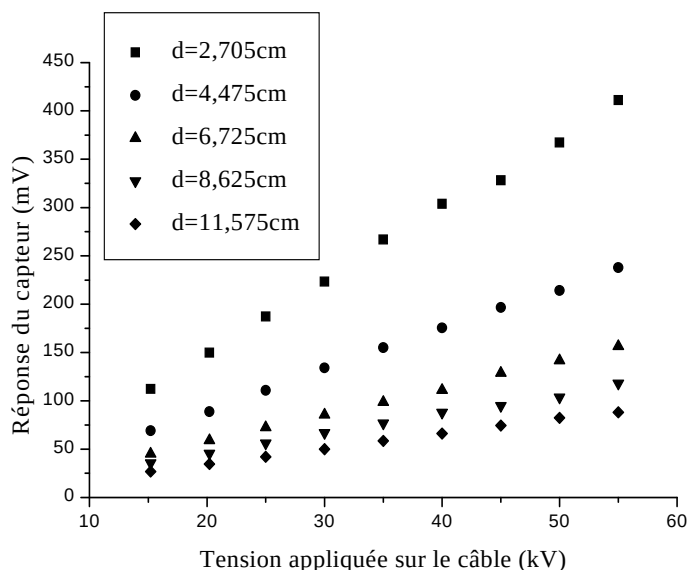
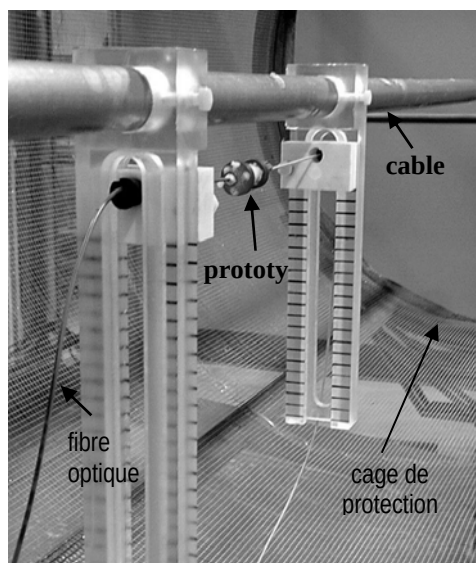


Figure 12. Dispositif expérimental et réponse de la sonde située à différentes distances (d) du câble à haute tension

Enfin, en vue d'améliorer les performances et faciliter l'installation d'une telle sonde sur site, il semblerait intéressant de développer un système travaillant en réflexion et d'améliorer le conditionnement du signal de sortie du capteur.

Application à la détection de glace

Nous avons en outre montré que l'utilisation de cette sonde permettrait de déterminer l'épaisseur de glace qui se dépose sur le câble. En effet, d'après les simulations, lorsque la glace se dépose sur le câble soumis à une tension fixe, le champ électrique dans le cristal varie de façon linéaire en fonction de l'épaisseur de glace déposée. L'étalonnage de la sonde permettrait donc de connaître l'épaisseur de la glace. D'autre part, la sonde utilisée en poste fixe sur une installation pourrait jouer un rôle d'alerte car, dès le dépôt d'une épaisseur de 2 mm de glace sur l'ensemble, le champ électrique dans le cristal devrait être divisé par un facteur 4, d'après les résultats de simulation (figure 13).

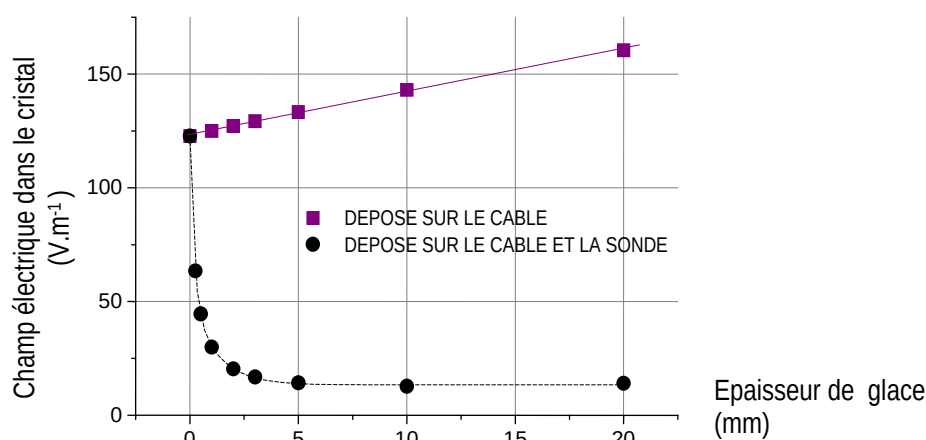


Figure 13. Champ électrique simulé dans le cristal en fonction de l'épaisseur de glace sur le câble, la sonde se trouvant à 60 mm du câble alimenté par une tension de 1kV.

Des essais ont été mis en œuvre chez notre partenaire au Québec. La température étant portée à -10°C , le câble étant recouvert d'une couche de glace et porté à haute tension, la sonde est suspendue à proximité de celui-ci (figure 14a). Le signal de sortie de la sonde est mesuré en fonction de la tension appliquée sur le câble et pour différentes épaisseurs de glace. Les résultats expérimentaux (figure 14b) montrent que le champ électrique dans la sonde augmente de façon significative avec l'épaisseur de glace déposée sur le câble. Ces tests, en bonne adéquation avec les résultats de simulation, valident cette application de la sonde.

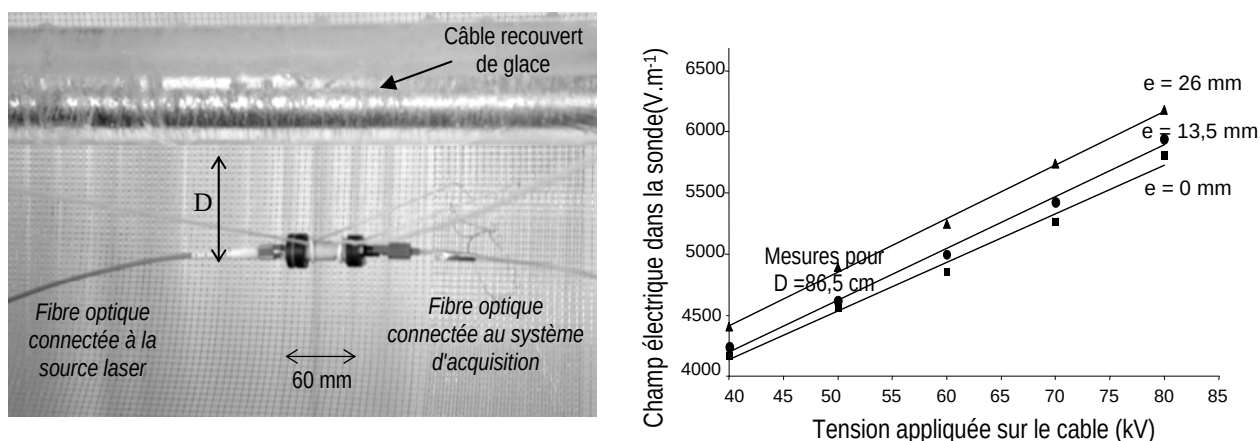


Figure 14. (a) Photographie de la sonde à proximité du câble recouvert de glace ;
(b) influence de l'épaisseur de glace sur la réponse du signal de sortie de la sonde

Conclusion

L'intérêt de développer une sonde de champ électrique tout optique réside principalement dans sa bonne isolation galvanique assurant la protection des personnes et du matériel par rapport à l'environnement. D'autre part, le transfert du signal grâce à des fibres optiques permet une mesure déportée sur de grandes distances. De plus, il est possible de miniaturiser ce système. Concernant les propriétés de transduction, ce capteur présente une bonne linéarité, une bonne sensibilité aux champs électrique très basses fréquences, un signal de sortie de haut niveau. La possibilité de simuler le comportement des différents éléments (cristal, bague,...) à l'aide de simulations par éléments finis permet son dimensionnement et son adaptation à différentes étendues de mesures.

En vue de nouveaux développements, nous avons sollicité et obtenu un financement d'aide à l'innovation auprès de l'ANVAR en collaboration avec la société M2A Technologies (Valence 26) pour la recherche d'un partenaire industriel intéressé par un transfert technologique. Une caractérisation complète du capteur a été réalisée, mais notre dispositif n'a pu être industrialisé, en particulier à cause d'un coût de réalisation trop important.

L'échec de l'industrialisation de ce capteur nous a incités à abandonner ce type de recherche menant à une réalisation très aboutie, mais ne correspondant pas précisément à une demande industrielle. Aussi, les projets suivants sont menés sur des recherches plus en amont, en conservant l'objectif de mettre en œuvre des matériaux actifs ou à propriétés spécifiques, mais sans chercher à réaliser une application de principe physique validé.

Publications consécutives à ces travaux

"Design and optimization of low frequency electric field sensor using Pockels effect",
M. Passard, **C. Barthod**, M. Fortin, C. Galez et J. Bouillot
Proceedings of the 17th IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference (IMTC),
Volume 2, Baltimore, Maryland, USA - May 1-4, 2000, pp 840-845

"Design and optimization of an optical high electric field sensor",
C. Barthod, M. Passard, M. Fortin, C. Galez et J. Bouillot
Conference Digest of the Conference on Precision Electromagnetic Measurements (CPEM), Sydney,
Australia, May 14-19, 2000, pp 423-424

"Optimization of an optical device for low frequency electric field measurement",
M. Passard, **C. Barthod**, M. Fortin, C. Galez et J. Bouillot
The EOS / SPIE Symposium on Applied Photonics, Glasgow, Scotland, United Kingdom, 22-24 May
2000 ; (EUROPTO Series, EOS-The European Optical Society ; SPIE-The International Society for
Optical Engineering)

"Capteur optique de givrage sur les installations électriques",
J. Bouillot, M. Passard, **C. Barthod**, M. Farzaneh, M. Fortin et Y. Teisseyre
Compte-rendu du 69ème Congrès de l'Association Canadienne-Française pour l'Avancement des
Sciences, Colloque "Le givrage atmosphérique et ses effets sur les équipements des réseaux électriques",
Mai 2001, communication invitée

"Design and optimization of low frequency electric field sensor using Pockels effect",
M. Passard, **C. Barthod**, M. Fortin, C. Galez et J. Bouillot,
IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 50 (2001) 1053-1059

Etude préalable au transfert industriel d'un dispositif de mesure de champ électrique par sonde optique –
Rapport de fin de programme R020044- André Migeon - M2A Technologies S.A.R.L., J. Bouillot, **C.
Barthod**, F. Guerton, M. Passard – LAIMAN, 2002

"Sonde optique de champ électrique pour des installations haute tension",
C. Barthod, M. Passard, M. Fortin, C. Galez, J. Bouillot et M. Farzaneh ,
Actes du colloque sur les Matériaux du Génie Electrique (MGE 2003) 2-3 avril 2003, Grenoble, France,
Proceedings 87-89

"Safe probe for high electric field measurements", **C. Barthod**, M. Passard, C. Galez, J. Bouillot, M.
Farzaneh, C. Volat et Y. Teisseyre
Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering (CCECE 2003) 4-7 mai 2003, Montréal,
Canada, Communication invitée

"Sonde optique de champ électrique pour des installations haute tension",
C. Barthod, M. Passard, M. Fortin, C. Galez, J. Bouillot et M. Farzaneh
Revue de l'Electricité et de l'Electronique N°9 – Octobre 2003 (55-58)

"Conception et réalisation d'une sonde optique de fort champ électrique",
M. Passard, **C. Barthod**
Colloque ARATEM'2003 à Chambéry, 19 novembre 2003, Présentation par affiche
(ARATEM : Agence Rhône-Alpes pour la Maîtrise des Technologies de Mesure)

"High electric field measurement and ice detection using a safe probe near power installations",
C. Barthod, M. Passard, J. Bouillot, C. Galez and M. Farzaneh,
Sensors and Actuators A: Physical 113 (2004) 140-146

1.5. Dispositifs de mesure locale de déformation in situ

Encadrements :

- > Bruno CHAPAUX : stage ingénieur (6 mois, 2004/2005)
- > Gaétan CHAMBARD : stage Master Recherche (6 mois, 2006)
- > Olga INCANDELA : post-doctorat (1 an, 2007/2008),
- > Laurent BADIE : post-doctorat (1 an, 2009/2010),
- > Bertrand CHAMBION : ingénieur (1 an, 2010/2011)

Collaboration avec le laboratoire LOCIE

Subvention BQR Université de Savoie (2006)

Contrat de recherche dans le cadre d'un projet européen avec l'entreprise SNR Roulements Annecy

Contexte et état de l'art

L'instrumentation des structures évolue rapidement depuis quelques années avec de nombreuses recherches sur la mise en œuvre de matériaux dits intelligents. Ainsi, les matériaux piézoélectriques sont fréquemment utilisés pour réaliser des capteurs ou des actionneurs pour le contrôle ou l'amortissement actifs de structures. Soit collés soit insérés dans une structure, ils peuvent donc en mesurer ou en modifier le comportement.

De nombreux travaux relatent les expériences utilisant ce type de matériaux. La contribution la plus importante concerne les transducteurs piézoélectriques de type PZT collés sur la structure afin de réaliser simultanément mesure et excitation aux points où ils sont collés [Lin02]. Les applications visées sont souvent le contrôle de vibration [Raja02]. La surveillance des structures, telles que les infrastructures en béton ou les matériaux composites soumis à des sollicitations en fatigue ou aux délaminages, est également un sujet très étudié actuellement [Tseng04]. Le plus souvent, ce sont des transducteurs en PZT ou des films épais de PVDF ([Fukunaga02]) qui sont collées en surfaces. Cependant, ces transducteurs ne peuvent donner une information sur l'état de santé de la structure qu'en des zones limitées.

D'autres expériences sont menées sur ce principe en insérant des petites plaques de PZT dans une structure de type composite graphite-epoxy près de l'endroit où on souhaite réaliser mesure et/ou excitation ([Sastry03]). Mais, d'une part les caractéristiques physiques du PZT sont très différentes de celles de la structure ; d'autre part le PZT n'est disponible que sous forme d'échantillons d'épaisseur supérieure à 200 micromètres. Le comportement de la structure est donc susceptible d'être perturbé par son instrumentation ; de plus, étant rigide, elle ne pourra pas être intégré correctement dans une structure non plane.

Nous avons donc cherché à répondre précisément à la nécessité d'étudier de nouvelles techniques de mesure de sollicitations mécaniques in situ dans les multimatériaux. Le verrou technologique de ce projet est l'optimisation de l'intégration du dispositif de mesure, afin d'obtenir une finesse optimale. Notre choix s'est porté sur la mise en œuvre de films minces de PVDF afin de réaliser des mesures de contraintes mécaniques entre deux couches d'une poutre sollicitée en dynamique. En effet, le PVDF est un matériau polymère piézoélectrique, disponible sous forme de films minces (épaisseur de 6 à 110 μm), flexibles et facilement ajustables sur des structures non planes, et ayant des caractéristiques mécaniques proches de celles des colles généralement utilisées dans la réalisation des matériaux multicouches. Par conséquent, les films minces de PVDF semblent particulièrement bien adaptés pour être insérés entre deux couches de polymère d'une structure composite sans en perturber à priori le comportement mécanique.

Ce projet a été réalisé en collaboration avec le LOCIE. Une ACI obtenue en 2000 a permis de démarrer ces travaux.

Dans une première partie, la structure d'étude mise en œuvre afin de valider le principe de la mesure est décrite. Dans une deuxième partie, les mesures réalisées sur un banc expérimental spécifique dédié sont exploitées. Enfin, deux applications industrielles s'appuyant sur ce principe de mesure sont développées.

Mise en œuvre d'une structure d'étude

Principe physique

La structure d'étude retenue est une poutre composite composée d'une âme en mousse de 8 mm recouverte sur chaque face par deux plis de composite d'épaisseur 1,5 mm. La poutre est instrumentée à l'aide de films piézoélectriques PVDF régulièrement disposés entre chacun des plis de composite pour effectuer des mesures dynamiques des déformations in-situ (figure 15). Ces films peuvent servir en effet de capteur de déformation : la tension générée par effet piézoélectrique lors de la sollicitation dynamique permet de connaître la déformation que le film subit in-situ.

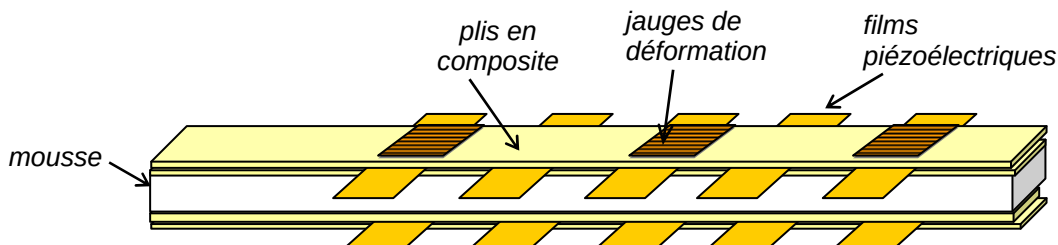


Figure 15. Schéma de la poutre instrumentée

Les films PVDF, d'épaisseur 25 μm , métallisés en surface, sont positionnés perpendiculairement à la fibre moyenne de la poutre de façon à mesurer les charges créées par effet piézoélectrique, du fait de la déformation de la structure. La tension sur le film est collectée via un montage électronique permettant l'adaptation d'impédance entre le PVDF et le système d'acquisition (figure 16).

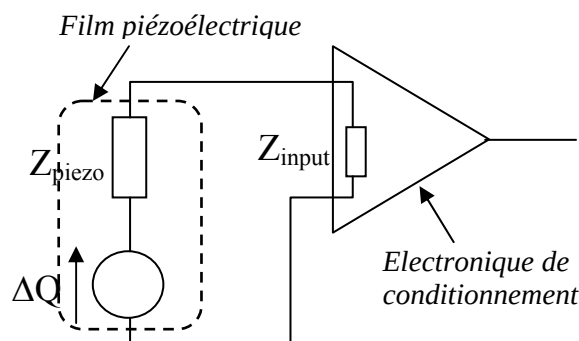


Figure 16. Schéma électrique équivalent d'un film piézoélectrique et l'électronique de conditionnement associée

Une étude analytique complète du comportement mécanique de la poutre en flexion a été réalisée en tenant compte de la structure multi-couches. L'analyse a été menée pour deux couches puis généralisée à un nombre fini de couches, disposées symétriquement par rapport au plan moyen. Un module d'Young équivalent a été calculé ; les fréquences propres des premiers modes ont été déterminées. L'influence de la prise en compte de l'effet de cisaillement transverse a été étudiée.

D'autre part, un modèle de simulation par éléments finis de la poutre a été construit à l'aide d'éléments solides permettant de décrire les effets couplés piézoélectriques [Agbossou05]. Les matériaux de structure (mousse et plis composites) sont supposés être homogènes et isotropes. Les éléments représentant les films piezoélectriques sont polarisés suivant leur épaisseur et agissent en mode transverse. L'objectif étant de mesurer la tension générée par effet piezo-électrique dans le film pour en déduire les déformations aux points où les films ont été insérés, le modèle de simulation met en œuvre des éléments piezoélectriques sur lesquels la métallisation est simulée. L'encastrement est supposé être mécaniquement parfait. Le maillage réalisé est particulièrement fin pour pouvoir simuler correctement le comportement du film piézoélectrique. Le nombre d'éléments permettant l'analyse de la poutre sous des sollicitations complexes impose donc des temps de calcul importants.

Des simulations en modes statique et modal ont été effectuées. Nous avons vérifié par simulation que le comportement de la structure n'était pas perturbé par la présence du film : cette instrumentation a donc a priori une bonne finesse.

Comparaison entre deux matériaux : PZT et PVDF

La mise en œuvre expérimentale de cette méthode de mesure a été réalisée en utilisant des films de PVDF uniquement. Cependant, les coefficients piézoélectriques du PZT étant plus élevés, nous avons étudié, par simulation, les réponses des films piézoélectriques sous sollicitation mécanique en supposant que les films insérés pourraient être en PZT, afin d'amplifier les réponses et de comparer nos résultats à ceux d'études existantes [Allik70].

Deux configurations de charge ont été appliquées à chaque modèle de simulation (modèle PZT et modèle PVDF) : une configuration en charge directe qui consiste à appliquer une force dynamique sur la structure permettant d'étudier la faisabilité de la mesure in-situ ; une configuration en charge indirecte qui consiste à exciter en tension la poutre afin d'étudier la perturbation éventuelle d'un champ extérieur sur le comportement de la poutre.

	Flèche obtenue en extrémité libre de la poutre	Flèche obtenue en extrémité libre de la poutre
	5 films de PVDF à l'interface (poutre A)	5 pastilles fines de PZT à l'interface (poutre B)
Charge directe (force appliquée 1 N)	2,48 μm	2,26 μm
Charge indirecte (tension appliquée 1 V)	0,0054 μm	1,68 μm

Table 1 : Comparaison des flèches statiques obtenues sous charges directe et indirecte sur deux matériaux piézoélectriques : PVDF et PZT

Les simulations, sous le logiciel de calcul par éléments finis Ansys, ont confirmé que, pour la poutre équipée de films PVDF, la flèche obtenue à l'extrémité de la poutre sous charge indirecte est négligeable devant la flèche due à la force appliquée : par conséquent le PVDF sera un mauvais actionneur ; a contrario, la tension recueillie sur les films issue de l'effet piézo-électrique direct donnera une information fiable des déformations in-situ (table 1). Concernant la poutre équipée de PZT, les résultats vus dans la littérature sont confirmés [Agbossou05].

Les courbes montrent les résultats de simulation obtenus lorsque la poutre est excitée à l'aide d'une force dynamique et prouvent la faisabilité théorique de l'utilisation du PVDF comme capteur (figure 17).

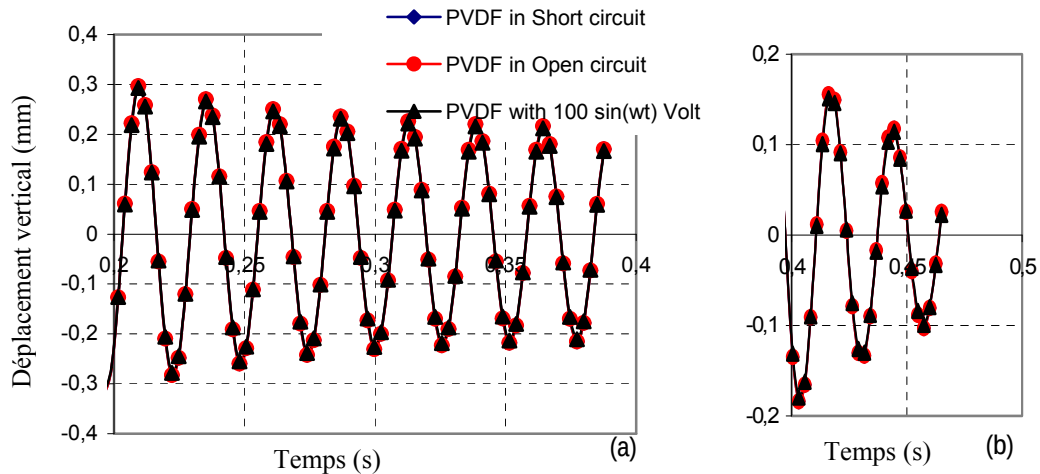


Figure 17. Déplacement dynamique de flexion en fonction des conditions aux limites électriques des films de PVDF à l'interface: (a) sous charge dynamique mécanique, (b) sans charge mécanique.

Mesure de déformation in situ

Mise en œuvre d'un banc de test expérimental

Un banc de test expérimental comportant un pot vibrant muni d'une tête d'impédance, une structure d'encastrement, un capteur optique de déplacement, et permettant différents types d'excitations a été mis au point au laboratoire (figure 18). La poutre est soumise à des sollicitations mécaniques en configuration libre/libre ou encastré-libre.

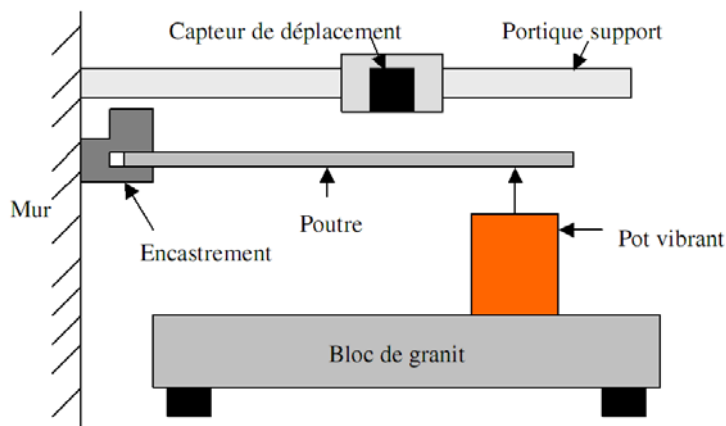


Figure 18. Banc de test expérimental

Les réponses des capteurs (accéléromètre et capteur de force de la tête d'impédance, capteur optique, tensions issues des films PVDF) sont enregistrées sur une carte d'acquisition. Un programme a été écrit spécifiquement en langage de programmation graphique, sous le logiciel LabVIEW, permettant d'automatiser l'excitation et d'acquérir les mesures des capteurs de manière synchronisée avec celle-ci.

La subvention BQR obtenue pour l'année 2006 a permis de poursuivre le développement de ce projet (BQR 2006 Barthod).

Mesures et exploitations

Dans un premier temps, des mesures statiques de déformée de la poutre sous charge statique ont été réalisées afin de valider le modèle de simulation et la qualité de l'encastrement. La comparaison entre expérience et simulation a montré la difficulté de réaliser un encastrement parfait.

D'autre part, des mesures en régime harmonique pour l'obtention des fréquences propres et des coefficients d'amortissement modaux et des mesures en régime transitoire par impact à l'aide d'un marteau instrumenté (acquisition de la forme temporelle de la force d'impact). Les valeurs expérimentales obtenues des premiers modes de flexion permettent de valider le modèle de simulation en dynamique (stage ingénieur Bruno Chapaux) (table 2).

Modes de vibration	mode 1	mode 2
Expérience (Hz)	37	196
FEM (Hz)	38,7	203

Table 2 : Fréquences des deux premiers modes de vibration

Enfin, la poutre étant excitée en régime harmonique sur une ligne à l'aide de couteaux montés sur le pot vibrant, nous avons mesuré la réponse des films, afin d'en déduire les contraintes in situ (figure 19).

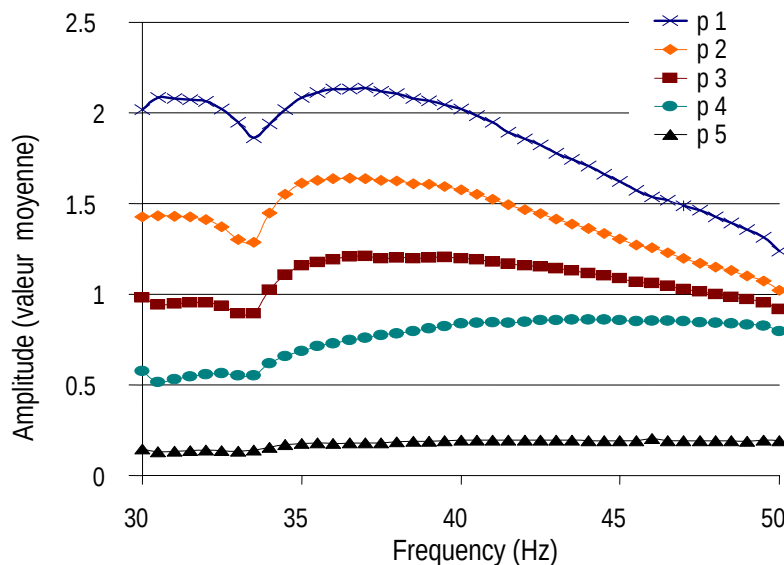


Figure 19. Valeurs moyennes des amplitudes collectées sur les films piézoélectriques lors de l'excitation dynamique en flexion de la poutre encastree libre

Les tensions relevées sur les films sont corrigées afin de prendre en compte le circuit d'adaptation d'impédance. Les sollicitations mécaniques générées induisant majoritairement des contraintes de flexion, qui agissent suivant l'axe de la poutre, on peut donc considérer que seul le coefficient piézoélectrique correspondant à cet axe est sollicité. Les valeurs des contraintes se déduisent alors à partir de la relation suivante :

$$\sigma = \frac{P(L-x)y}{\langle EI \rangle} \quad \text{pour } x < L. \quad (2)$$

avec $\langle EI \rangle$ la raideur équivalente du multimatériau,
(x, y) les coordonnées en position du film PVDF

Parallèlement, une étude théorique a été conduite (éléments finis et analytique) en analyse statique et modale, puis étendue en dynamique en incorporant les films piézoélectriques afin de calculer les tensions générées, quelle que soit la forme de l'excitation. La confrontation des résultats théoriques et expérimentaux s'est avérée excellente (figure 20). Les faibles écarts observés provenaient essentiellement de l'encastrement qui n'était pas, malgré la conception d'une nouvelle pièce d'encastrement, parfaitement rigide. Ces résultats ont montré que les films de PVDF sont très bien adaptés à la mesure de déformations in situ à l'interface des matériaux composites utilisés ici. Le bon accord avec la théorie permet de valider l'utilisation de ces films pour la mesure de contraintes in-situ et également d'optimiser leur positionnement afin d'obtenir la meilleure sensibilité sur les mesures.

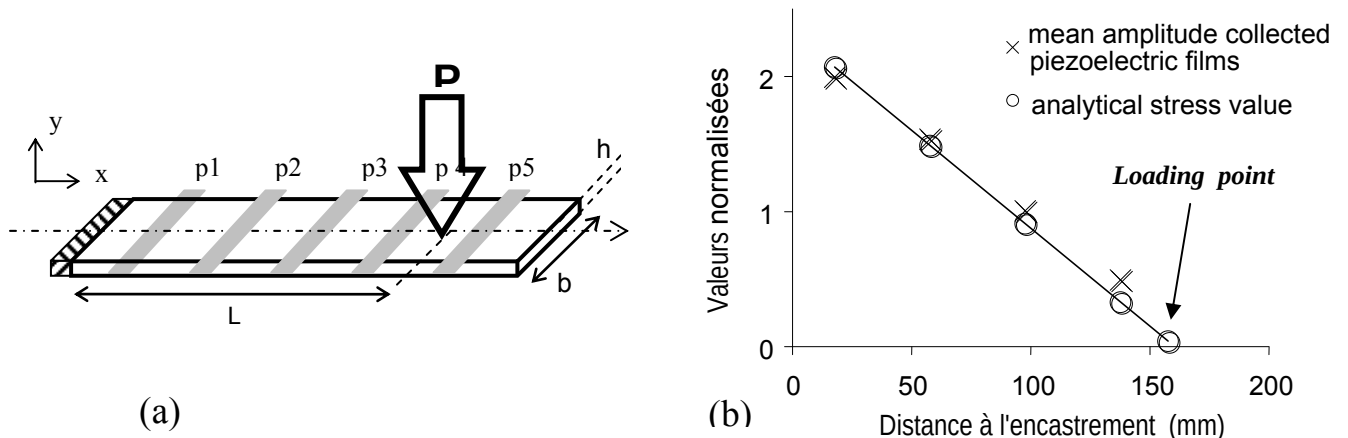


Figure 20. (a) Schéma du point d'application de la charge dynamique et repérage des films de PVDF sur la poutre (b) comparaison entre les amplitudes des signaux collectées sur les films PVDF et les valeurs analytiques de la contrainte de flexion en fonction de la distance du point à l'encastrement

Application : conception d'une instrumentation spécifique pour l'optimisation d'un capteur

Contexte et cahier des charges

Dans la continuité de cette étude, un contrat industriel avec la société SNR Roulements a été engagé sous ma responsabilité scientifique, dans le cadre d'un programme européen, pour l'étude du comportement des interfaces adhésif / acier et adhésif / céramique. Ce travail comporte d'une part, un volet théorique et de simulation dont le but est d'améliorer la sensibilité d'un capteur en optimisant le transfert des déformations à travers un multimatériau ; d'autre part, un volet expérimental qui a pour objectif de valider le dimensionnement théorique réalisé, en particulier par l'étude des réponses de films PVDF insérés aux interfaces. Ce travail a été réalisé dans le cadre d'un stage de master recherche puis d'un stage post-doctoral (Master Recherche : Gaétan Chambard ; post-doctorat : Olga Incandela).

Optimisation de la sensibilité du capteur sur une structure d'étude

Le capteur est constitué d'une céramique elle-même collée sur une poutre en acier à l'aide d'un adhésif. Les dimensions du capteur sont très faibles devant celles de la poutre (épaisseur céramique : 250 μm , épaisseur adhésif : 100 μm). Nous avons étudié, par simulation, le transfert des déformations à travers le capteur. Afin de valider le modèle numérique, nous avons choisi d'insérer un film de PVDF dans l'adhésif, permettant de mesurer expérimentalement les déformations in-situ. Le modèle numérique de simulation étant également modifié afin de prendre en compte l'insertion du film piézoélectrique et le couplage mécanique/électrique dans les lois de comportement, la mesure de la tension issue du film permet donc la comparaison simulation et expérience. Cependant, les dimensions dans l'épaisseur étant très faibles, se posaient deux problèmes : préserver la finesse du procédé de mesure in-situ et ne pas perturber la réponse du capteur. Cet objectif ne pouvait être atteint qu'en utilisant un film de PVDF extrêmement fin. Nous avons donc choisi de mettre en œuvre un film PVDF d'épaisseur 9 μm .

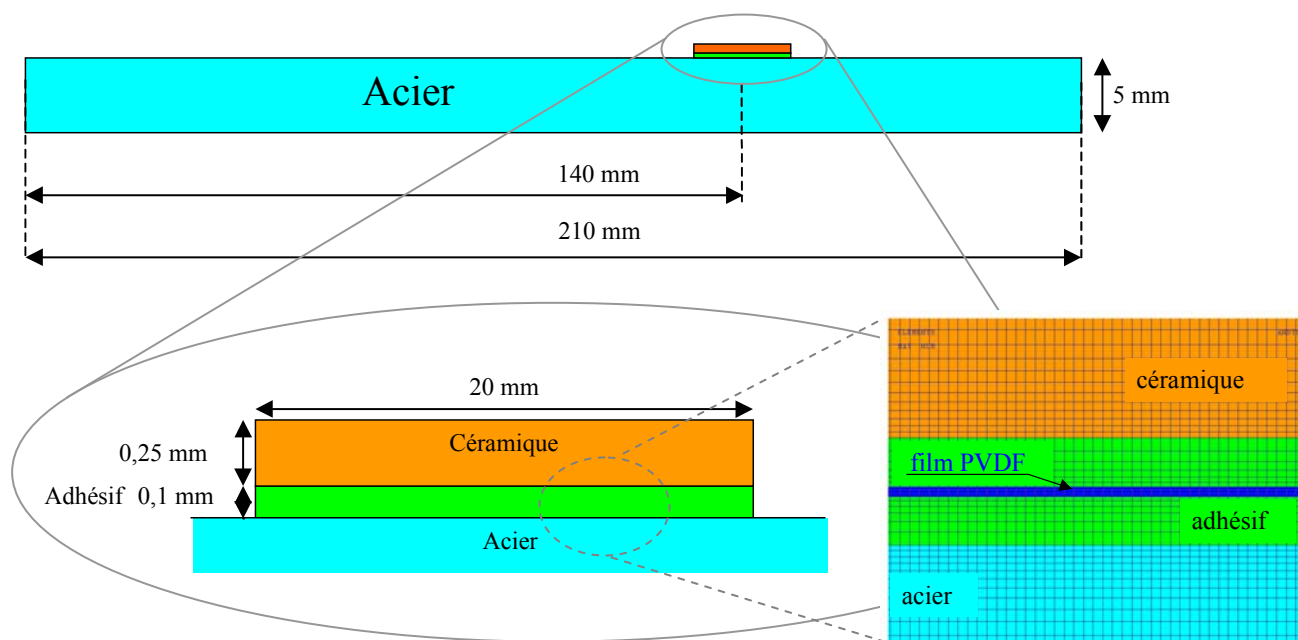


Figure 21. Modèle géométrique et zoom sur le maillage

Le modèle de simulation a été mis en œuvre en utilisant une procédure spécifique de "sous-structure" qui permet de définir un maillage très affiné, dans certaines zones du modèle, afin de simuler de façon très précise le film piézoélectrique, tout en optimisant le temps de calcul. Le recours à une telle méthode s'est avéré indispensable étant donnée le facteur d'échelle dans l'épaisseur (9 μm pour le film, 5 mm pour la poutre) (figure 21). Des simulations ont été réalisées en analyse statique, modale et harmonique, prouvant ainsi la bonne finesse de ce procédé de mesure in situ (figures 22 et 23).

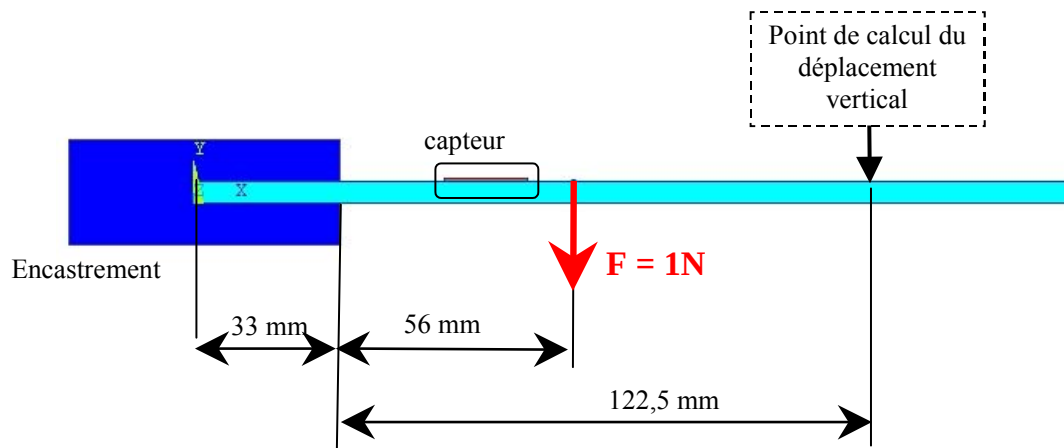


Figure 22. Modèle du montage avec conditions aux limites pour étude harmonique en mode encastré-libre

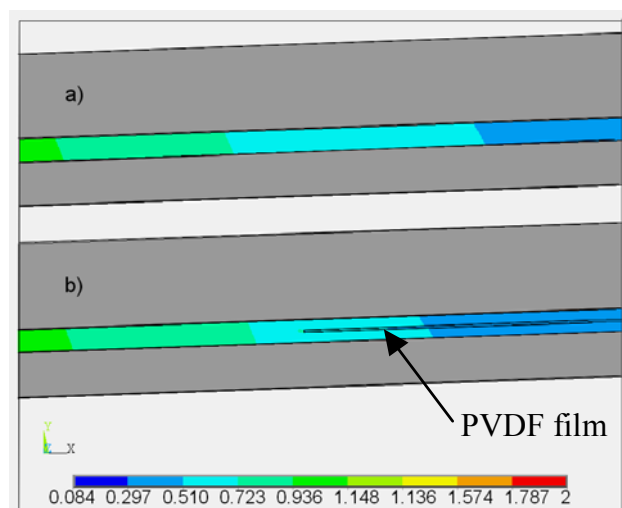


Figure 23. Champ de déformation dans l'adhésif avec et sans le film PVDF

Nous avons adapté le banc expérimental décrit précédemment pour réaliser les expériences correspondantes. Un prototype de poutre a été réalisé dans lequel un film PVDF a été intégré (figure 24). Ce film a été développé pour notre application par la société Piezotech SA; il a une épaisseur de 9 μm et a subi un traitement spécifique pour supporter une température de 150 $^{\circ}\text{C}$, température nécessaire à la réticulation de l'adhésif lors de la mise en œuvre du capteur. Ce traitement diminue cependant les valeurs des coefficients piézoélectriques de 30 à 40 % par rapport à leur valeur avant traitement. D'autre part, une pièce d'encastrement adaptée à la géométrie de la poutre a été réalisée.

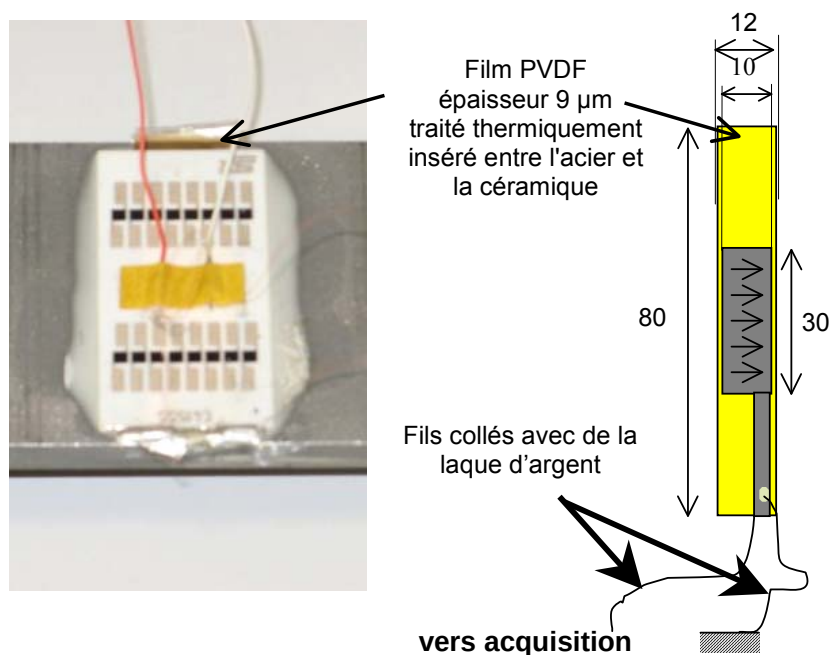


Figure 24. Implantation du film dans l'adhésif et schéma de câblage du film PVDF

Les courbes présentées montrent une bonne adéquation entre simulation et expérience, validant à la fois l'utilisation de la méthode de simulation en « sous-structures », la mise en œuvre expérimentale d'un film PVDF très fin dans un adhésif, et la bonne aptitude d'un film très fin de PVDF pour la mesure de déformations in-situ (figures 25 et 26).

Etant donnée la bonne corrélation entre simulation et expérience, nous avons alors pu optimiser la géométrie et les caractéristiques des matériaux mis en œuvre dans le multicouche, afin d'obtenir un transfert optimal des déformations vers la surface de la céramique et ainsi optimiser la finesse du capteur.

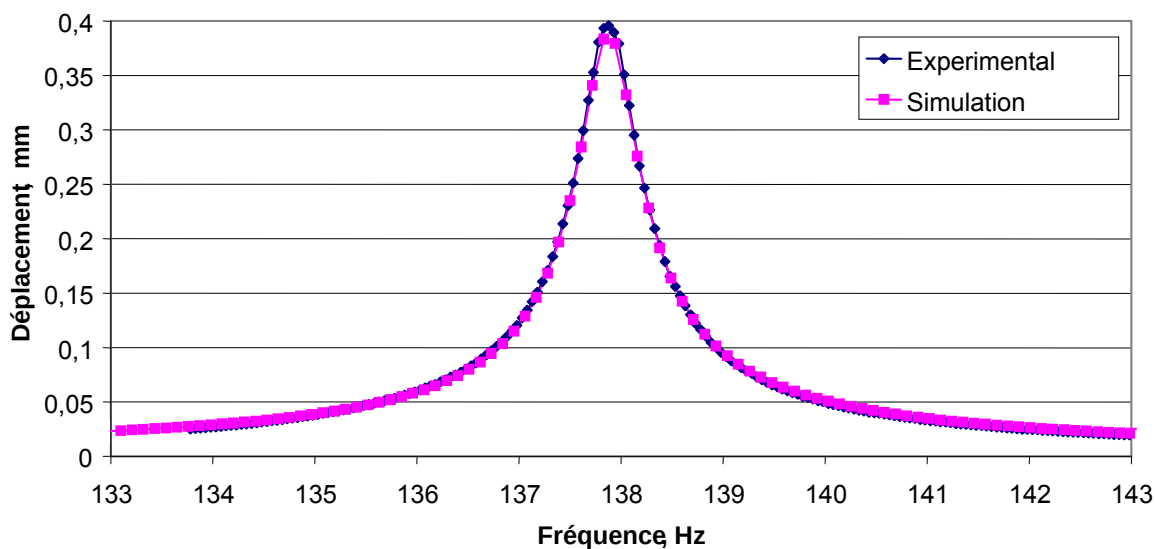


Figure 25. Déplacement vertical (numérique et expérimental) de la poutre encastré-libre, en un point de sa surface sous une excitation harmonique (1^{er} mode de flexion)

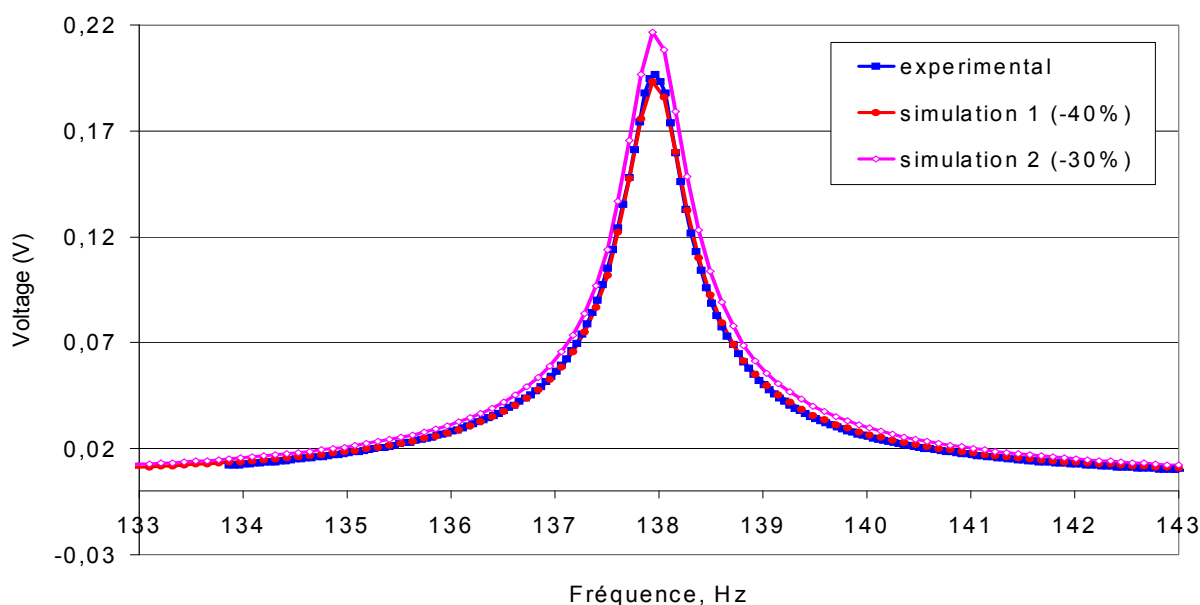


Figure 26. Tension (simulée et expérimentale) obtenue sur le film PVDF dans la configuration encastré - libre.

Mise en œuvre sur une structure réelle

Cette méthode de dimensionnement a ensuite été mise en œuvre sur une structure représentative de l'application industrielle réelle. Des simulations représentatives des cas de charges dynamiques ont été réalisées. Les essais menés chez l'industriel ont montré une bonne corrélation avec les calculs. Les signaux issus des films PVDF intégrés dans la structure ont permis la mesure des déformations in-situ. Le contexte et les résultats de ce travail sont confidentiels.

Conclusion et perspectives

L'insertion de films minces de PVDF entre deux couches de matériaux comme nouvelle technique de mesure de contraintes mécaniques dynamiques in-situ a été validée. Une première structure d'étude multimatériaux, réalisée en matériaux polymères, a été étudiée dans laquelle des films de PVDF ont été insérés. La méthode de mesure in-situ développée a été ensuite utilisée à l'interface acier / céramique dans le cadre d'une application industrielle en utilisant des films plus fins (épaisseur 9 μm). Dans cette configuration également, les simulations par éléments finis ont permis d'optimiser le dimensionnement de la structure globale grâce aux calculs prévisionnels des contraintes mécaniques dans l'adhésif. La mise en œuvre de modèles de simulation mettant en œuvre des dimensions ayant des ordres de grandeur très différents a été une étape clef de la résolution du problème. D'autre part, malgré la difficulté de la mise en œuvre expérimentale due aux dimensions très réduites dans l'épaisseur, les mesures ont confirmé les résultats de simulation. Les études analytiques réalisées en régime statique, modal et dynamique, en incorporant les films piézoélectriques afin de calculer les tensions générées, ont été menées. Quelle que soit la forme de l'excitation, la confrontation des résultats théoriques et expérimentaux s'est avérée excellente. Ces résultats montrent que les films de PVDF sont très bien adaptés à la mesure de déformation in situ dans un matériau ou à l'interface de deux matériaux de type polymère. L'obstacle majeur à la généralisation de cette méthode de mesure est dans les matériaux employés. Leurs caractéristiques mécaniques doivent être proches de celles du PVDF pour modifier le moins possible le phénomène à mesurer. D'autres équipes de recherche ont conclu sur l'utilisation de films de PVDF pour la mesure in-situ ([Chen04], [Sinha03], [Akitegetse08]).

D'autre part, étant donné le bon l'accord théorie/mesure, des premiers essais de résolution de problème inverse ont été menés dans l'équipe par Laurent Goujon. Il s'agit, connaissant la tension sur les films, de remonter par minimisation de l'écart modèle/mesure ("curve fitting"), à la forme temporelle de la force d'impact et à sa localisation. Si le paramètre "localisation" est connu, le processus d'optimisation développé permet d'obtenir la réponse temporelle de manière satisfaisante. En revanche, si le lieu d'impact est inconnu a priori, le processus mis en œuvre s'avère insuffisant, en l'état actuel du développement, pour remonter à tous les paramètres du choc.

Enfin, les compétences acquises sur ce thème de recherche (mise en œuvre de films fins piézoélectriques et de la chaîne d'acquisition associée ; simulations des propriétés piézoélectriques sur des structures à géométrie spécifiques) nous ont ouvert un nouvel objectif pour cet axe de recherche, concernant le développement de nouveaux matériaux à propriétés piézoélectriques.

Le projet NANOPOP mené par le groupe Matériaux Fonctionnels du laboratoire (responsable du projet : Y. Mugnier), s'est inscrit dans cet objectif. Ce projet vise à développer une nouvelle génération de matériaux nano composites présentant des propriétés mécaniques, optiques et piézoélectriques couplées et ajustables, pour la conception de nouveaux capteurs et transducteurs. L'idée est d'insérer des nanoparticules piézoélectriques de Niobate de Lithium ou d'Iodate de Fer dans des matrices de PMMA ou de PVDF. Il s'agit, en particulier, à l'aide de simulations par éléments finis, de prévoir l'influence de la taille, de la concentration, et de l'orientation des particules sur les propriétés piézoélectriques globales du matériau nano composite (allocation de recherche post-doctorale L. Badie, stage ingénieur B. Chambion). Nous avons simulé une structure 2D dont les dimensions sont les plus proches possible des paramètres qui sont pressentis pour la fabrication. Les nanoparticules, supposées sphériques et de même diamètre, sont réparties aléatoirement dans la matrice, mais dans le même plan (cf. figure 27).

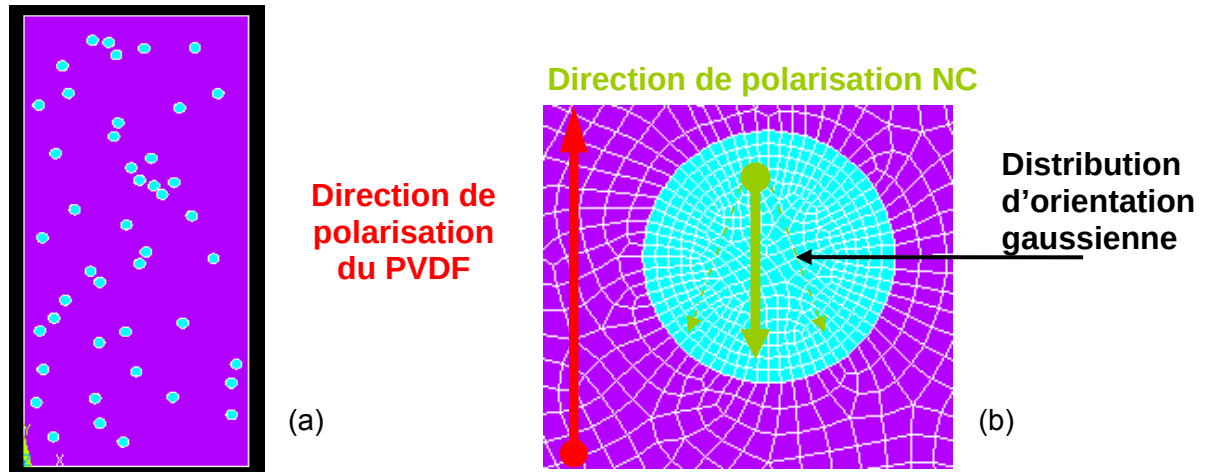


Figure 27. Répartition aléatoire des nanoparticules dans sa matrice :
(a) vue d'ensemble du modèle 2D ; (b) zoom sur une particule

Les résultats des simulations par éléments finis ont été comparées aux modèles analytiques spécifiques existants basés sur l'approche de Mori-Tanaka [Mori73], et l'optimisation de la réponse piézoélectrique d'un composite de type 0-3 a été proposé. Les simulations ont ouvert des voies intéressantes d'étude, et ont permis de mettre en évidence des règles de fabrication du matériau nano composite : en particulier, la nécessité de réaliser une excellente dispersion des NP, et de maîtriser parfaitement l'orientation par « poling » des nanoparticules (figure 28).

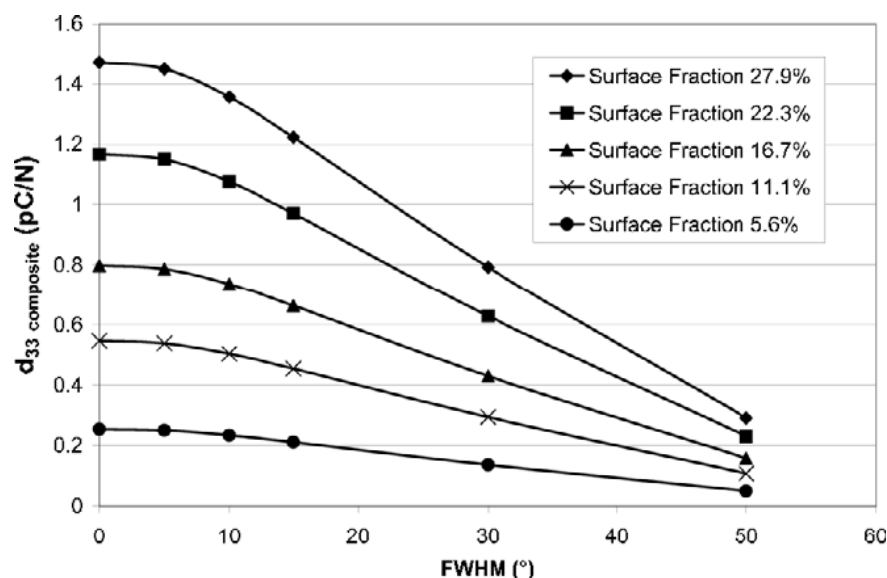


Figure 28. Influence de l'orientation des particules sur le coefficient d_{33} d'un composite aZnO/epoxy pour différentes concentration de particules.

Publications consécutives à ces travaux

"Etude des interfaces dans les multimatériaux"

G. Gautier, **C. Barthod**, Y. Teisseyre, A. Agbossou Dispositifs

Actes du colloque FuturVIEW'2003 12-13 juin 2003, Poitiers, France, Proceedings 141-146

"Interface forces measurement in laminated composites"

C. Barthod, G. Gautier, Y. Teisseyre, A. Agbossou

J. Phys. IV France 126 (2005) 147-150, 4th European Workshop on Piezoelectric Materials, 21-23/07/2004, Montpellier

"Study of the interfaces behaviour in multimaterials"

C. Barthod, G. Gautier, Y. Teisseyre

5th International Workshop on Research and Education in Mechatronics (REM 2004)– 01/10– 02/10/2004 –Kielce – Poland

"Interfacial stresses in vibration of multilayer composite materials: experimental and theoretical analysis"

A. Agbossou, **C. Barthod**, Y. Teisseyre, G. Gautier,

Smart Mater. Struct. 14 (2005) 1533 -1540

"Simulation and implementation of a piezoelectric sensor for harmonic in-situ strain monitoring".

O. Incandela, L. Goujon, **C. Barthod**

Journal of Vibroengineering , Vol.11, 2009, p. 130-139

« Influence de nanoparticules de LiNbO₃ (LN) sur les propriétés piézoélectriques, diélectriques et mécaniques de nanocomposites à matrice polymère. »

L. Badie, B. Chambion, L. Goujon, **C. Barthod**, Y. Mugnier, C. Galez.

12e Journées de la Matière Condensée (JMC 12) Troyes du 23 au 27 août 2010.

Optimization of the piezoelectric response of 0–3 composites: a modeling approach,

Chambion B., Goujon L., Badie L., Mugnier Y., **Barthod C.**, Galez C., Wiebel S., Venet C.,

Smart Mater. Struct. 20 (2011) 115006 (8pp)

2. Conception de systèmes mécatroniques pour l'assistance au geste

2.1. Assistance au geste

Le geste peut être défini comme une action motrice réalisée à partir d'automatismes qui en permettent son contrôle, et finalisé par un but qui dirige l'action et organise sa coordination [Fernandez04]. La réalisation d'un geste dans un cadre professionnel se doit d'être efficace et cette efficacité doit être définie et reconnue au sein du milieu professionnel considéré. Pour cela, il faut que le geste soit partagé par ceux qui l'utilisent, qu'ils puissent se reconnaître en lui et se l'approprier moyennant un travail collectif. La transmission, l'imitation, l'apprentissage sont les moyens indispensables de réaliser le passage d'un geste réalisé dans une situation professionnelle à un geste de métier [Tomas10]. L'objectif de cette démarche est de rendre le praticien plus performant, et de réduire le temps d'apprentissage à la maîtrise de son geste. Imaginer être capable d'assister le praticien dans son geste nécessite, dans un premier temps, l'étude de l'activité experte.

Ensuite, à partir de cette analyse, deux voies peuvent être explorées : la première cherche à améliorer la transmission des savoirs qui ont été caractérisés, en s'appuyant en particulier sur des simulateurs d'apprentissage ; la seconde consiste à fournir au professionnel des outils plus performants, plus ergonomiques, plus adaptés à leur pratique, par exemple des instruments comanipulés. J'illustre cette démarche par un premier projet qui concerne la caractérisation de gestes spécifiques de kinésithérapie respiratoire et la réalisation d'un simulateur pour l'apprentissage de ces gestes. Le second projet traite de l'assistance au geste par comanipulation : il s'agit de développer un instrument tenu en main motorisé, à degrés de liberté multiples, pour la chirurgie mini-invasive. Si la difficulté majeure du second projet est son caractère invasif, le premier est complexe de par l'objet d'étude lui-même : le nourrisson.

2.2. Analyse de la pratique professionnelle

Dans le domaine médical et plus largement dans le domaine de la santé (kinésithérapie,...), le geste au sens large comprend les entités perceptives, motrices et cognitives de l'acte professionnel. La maîtrise du geste est une compétence qui ne se construit pas seulement par l'entraînement, mais également par la capacité qu'a l'expert de revenir sur ce qu'il a fait, pour l'analyser et reconstruire le savoir-faire à un autre niveau, afin d'englober des activités cognitives plus complexes comme la compréhension, la prise de décision, le raisonnement ou la connaissance de ses propres capacités en cours d'action.

Jeulin se réfère au contexte législatif : « La loi du 13 Août 2004 de réforme de l'assurance maladie instaure pour les professionnels de santé une obligation d'évaluation de leur pratique professionnelle (EPP). L'EPP se traduit par un double engagement : le praticien s'engage à fonder son exercice clinique sur les recommandations de la Haute Autorité en Santé (HAS) et à

mesurer et analyser sa pratique en références à celles ci. Les modalités de mise en œuvre de l'EPP sont nombreuses et peuvent inclure des approches permettant d'évaluer les processus mis en œuvre dans une situation clinique de soin. Quelles que soient les modalités de mise en œuvre, l'EPP se fera par rapport à un référentiel. » [Jeulin08]. La question de l'existence et surtout de la définition d'un référentiel est donc posée. En effet, la maîtrise de la pratique professionnelle repose largement sur des savoirs experts. Ces savoirs sont des savoirs à but d'action, plus conceptualisés, récupérés de savoirs savants rapportés à la pratique, réfléchis, analysés puis testés en situation, et dont l'expert sait naturellement extraire des règles d'expertise [Rogalski05]. Ils sont généralement objets de consensus professionnels qui ne sont pas toujours reconnus par la communauté scientifique. Cependant, la demande des praticiens est croissante concernant ces savoirs qu'il convient d'identifier afin de caractériser le geste effectivement réalisé et de mettre en évidence les paramètres pertinents de son efficacité. D'autre part, il s'agit également par ce biais de chercher à évaluer les causes biomécaniques responsables des troubles musculo-squelettiques. L'analyse de la pratique professionnelle a donc pour objectifs la définition des paramètres pertinents et la caractérisation du geste. Cependant, il n'existe pas un seul « bon geste » : dans sa réalisation, il peut y avoir des variations sur certains paramètres qui n'ont a priori pas d'impact sur l'efficacité recherchée. En revanche, il est possible de définir un domaine de réalisation à l'intérieur duquel tout geste effectué correspondra aux critères d'efficacité. Ainsi, la formalisation du geste, reposant sur des critères qualitatifs et surtout quantitatifs, devrait permettre la diffusion de protocoles de soins utilisés comme référence auprès des professionnels.

L'analyse de la pratique professionnelle doit aussi permettre de proposer une formation adaptée aux apprenants. En effet, l'apprentissage doit être initié à partir d'informations et d'actions significatives pour l'apprenant. Actuellement, la transmission du geste est réalisée principalement dans le cadre du compagnonnage. Cette approche impose qu'il ne peut pas y avoir de choix ni de planification des situations d'enseignement. Cependant, la situation de soin n'est pas une situation didactique. Le dispositif de formation doit s'appuyer sur des situations problèmes, didactiques et choisies, afin que la conceptualisation de l'apprentissage puisse être réalisée dans l'action. Il doit proposer des situations typiques, qui ont vocation à être répétées, afin que l'action mène à la compréhension et donc à l'appropriation du geste. Il doit également proposer des situations atypiques, pour que le praticien, confronté à des mises en situation nouvelles, réutilise sa compréhension pour construire l'action [Vadcard13]. Jeulin utilise la technique de l'auto-confrontation afin de modéliser la démarche de l'expert et proposer des situations didactiques à partir de l'analyse des situations de soins [Jeulin13].

2.3. Apport des simulateurs pour l'apprentissage

L'enseignement dans le milieu médical se veut de plus en plus pragmatique. Pour cela, il semble nécessaire aux experts de disposer de situations didactiques. La demande d'outils est croissante. Les simulateurs physiques réalistes commencent à se développer mais sont encore peu présents. Ils sont généralement conçus pour proposer des méthodes d'entraînement ou de formation spécifiques à une spécialité comme le simulateur d'accouchement BirthSIM [Moreau07] par exemple. Les récentes avancées technologiques et l'ingénierie dans le domaine biomédical sont un moteur pour le développement des simulateurs médicaux. Mais leur diffusion auprès des centres de santé est généralement freinée par leur prix élevé [Trabold07]. Un état de l'art des simulateurs médicaux a été publiée en 2003 [Liu 03]. Seule l'anesthésie-réanimation utilise couramment des simulateurs physiques ou des mannequins spécifiques très sophistiqués.

Pourtant, les avantages de l'utilisation de simulateurs médicaux pour l'apprentissage sont multiples. Tout d'abord, les simulateurs représentent des outils contribuant à l'homogénéisation des pratiques et de la formation [Tonetti08]. Dans le cadre de la formation initiale, ils permettent la prise en charge d'un patient en effectuant des exercices réalistes dans un environnement

exempt de risques. L'entraînement sur simulateur permet d'appréhender les situations hors du contexte en évitant l'urgence qui peut paralyser les ressources cognitives. La reproductibilité des scénarii et la possibilité de verbalisation et d'explication du raisonnement et des prises de décisions enrichissent l'apprentissage. Les gestes peuvent être répétés autant de fois que nécessaire, sans contrainte temporelle, jusqu'à l'obtention de leur efficacité et de leur maîtrise. Dans la réalité, c'est-à-dire dans une situation de soin, cette « pédagogie de la répétition est inconcevable sur un même patient ; d'autant plus que la situation simulée est rare » [Trabold07]. Cette mise en situation didactique permet d'isoler des schémas caractéristiques du geste.

Dans le cadre de la formation continue, les simulateurs sont également un outil intéressant car ils permettent d'appréhender de nombreuses situations cliniques et notamment les pathologies d'occurrence rare qui nécessitent une prise en charge spécifique et délicate. Jourdain a montré que les simulateurs médicaux permettent l'amélioration de la formation théorique des internes. [Jourdain06].

De plus, l'enseignement des pratiques professionnelles lui-même devrait être amélioré. D'une part parce que les praticiens experts, par leur travail d'analyse, ont approfondi leurs connaissances didactiques pour être à même de révéler leurs savoirs tacites. D'autre part parce que les situations générées par le simulateur seront des situations didactiques et non des situations de soins, et permettent donc la transmission simultanée des savoirs savants et des savoirs experts.

Enfin, les simulateurs constituent potentiellement un outil d'évaluation et de validation de l'aptitude à exercer une spécialité [Lebuffe05],

L'écriture du cahier des charges d'un simulateur d'assistance au geste repose sur l'analyse de la pratique professionnelle, dans laquelle la dimension didactique est extrêmement présente. Il s'agit, dans cette phase, de traduire le besoin du praticien et de proposer une solution à ce besoin à travers le phénomène de transposition [Pastré05]. Cette démarche impose de s'interroger sur la nature des transpositions qui peuvent être apportées (réduction ; amplification ; modifications) pour permettre de transformer des situations de référence en des situations à visée didactique en conservant plus ou moins certaines fonctionnalités de celles-là [Joab06]. A travers des observations et des discussions avec le praticien, la re-conceptualisation du besoin permet de le traduire en concepts techniques et de définir un cahier des charges fonctionnel technique d'un simulateur pour l'apprentissage de gestes. Cette démarche interdisciplinaire implique l'appropriation des langages et des jugements des professionnels du milieu médical.

2.4. Comanipulation

La comanipulation désigne la réalisation de tâches par la combinaison des actions mécaniques produites simultanément et de façon co-localisée par un utilisateur et un dispositif robotique [Morel12].

Le développement de la robotique médicale a débuté dans les années 1990. L'objectif principal des « robots médico-chirurgicaux » est de développer une coopération entre le chirurgien et le robot en cherchant à exploiter les capacités des deux pour réaliser la tâche afin d'obtenir un résultat supérieur à celui escompté par seulement l'un d'entre eux [Taylor91]. Au sens de l'AFNOR, un robot est un « manipulateur commandé en position, reprogrammable, polyvalent, à plusieurs degrés de liberté, capable de manipuler des matériaux, des pièces, des outils et des dispositifs spécialisés au cours de mouvements variables et programmés pour l'exécution d'une variété de tâches » [AFN99]. Le concept de comanipulation peut donc être étendu à l'idée de combiner des actions mécaniques produites simultanément et de façon co-localisées par l'utilisateur et un outil instrumenté et motorisé, c'est-à-dire possédant des capteurs et/ou des actionneurs, mais n'étant pas préprogrammé, et ne répondant donc pas au terme de « robot ». Plus généralement, c'est la technologie qui doit permettre au praticien (en particulier le chirurgien) d'améliorer sa capacité de perception, de décision et d'action grâce à l'utilisation de

systèmes adaptés qui améliorent sa vision, son ressenti, ses gestes, son confort. Il s'agit donc de chercher à concevoir des outils plus performants afin de l'assister dans son geste pour améliorer sa réalisation, faciliter son apprentissage et éviter l'apparition de troubles musculo-squelettiques. Certains types de mouvements, par exemple les rotations, peuvent être pris en charge par l'outil, alors que les translations, moins contraignantes musculairement, peuvent être gérées par le praticien [Padoy13]. Par conséquent, si l'utilisation d'un comanipulateur exige déjà une interaction forte entre l'instrument et l'opérateur, sa conception impose de dépasser le cadre des sciences exactes et de tenter de s'approprier des démarches issues des sciences humaines et sociales.

Les comanipulateurs médicaux cumulent donc deux types de spécificités qui engendrent des difficultés dans l'établissement du cahier des charges : les facteurs humains issus, d'une part de l'utilisateur (qui n'est généralement pas spécialiste de la technologie), et d'autre part du patient (qui induit un environnement différent à chaque utilisation); et les contraintes cliniques que sont la stérilisation, l'encombrement.... [Poignet05]. L'écriture du cahier des charges de l'instrument impose donc de connaître précisément les paramètres identifiables, à savoir les modes d'utilisation de l'instrument issus de l'utilisateur dans le cadre de sa pratique professionnelle, et les fonctionnalités souhaitées pour l'instrument.

2.5. Simulateur mécatronique pour l'apprentissage du geste en kinésithérapie respiratoire (projet SIMULATORSE)

Encadrements :

- Luc MARECHAL : projet initiation à la recherche Master Mécatronique (6 mois, 2005)
- Luc MARECHAL : doctorat EEA (2005-2008)
- Luc MARECHAL : post doctorat (2009-2010)
- Tobias BÜSSING : projet initiation à la recherche Master Mécatronique (4 mois, 2010)
- Tobias BÜSSING : doctorat Physique Expérimentale et Instrumentation (2010-2014)
- Christophe MULLER : stage ingénieur (4 mois, 2011)

Collaboration avec les Réseaux Bronchiolite Haute Savoie et Ile de France, l'Association des Réseaux Bronchiolite (ARB) et le CHU Kremlin Bicêtre

Collaboration avec le laboratoire ADEF Université Aix Marseille

Financement obtenu par le programme MIKROB Emergence Région Rhône-Alpes 2004 (Barthod2004)

Obtention d'une subvention de la Fédération de Recherche "Systèmes et Matériaux Intelligents" (Barthod2005)

Allocation de recherche financée par l'Assemblée de Pays de Savoie (APS) et l'Université de Savoie 2005-2008 (Barthod 2005)

Maturation du projet financée par GRAVIT (Barthod 2008-2010)

Allocation de recherche financée par l'APS et l'Association des Réseaux Bronchiolite 2010-2013 (Barthod 2010)

Contexte et objectifs du projet

La bronchiolite aiguë du nourrisson est une maladie épidémique, qui touche chaque année en France environ 450 000 nouveaux nés et nourrissons de moins de deux ans (soit 30% de cette classe d'âge). Cette pathologie, émergente, urbaine, potentiellement grave, sans traitement curatif, motive un recours fréquent aux professionnels de santé de ville, médecins, pédiatres, kinésithérapeutes et aux services d'urgences hospitalières. Les conférences francophones de consensus sur la prise en charge de la bronchiolite du nourrisson de 1994 et 2000 ont largement recommandé l'utilisation de la kinésithérapie respiratoire [ANAES00]. Cependant, compte tenu de l'augmentation de cette affection, l'absence de moyens de mesures adaptés,

non contraignants, est ressentie comme une gêne à l'enseignement des gestes nécessaires au désencombrement des voies respiratoires par les praticiens de kinésithérapie. En effet, l'enseignement du geste de kinésithérapie respiratoire (KR) est difficile, et les techniques utilisées peuvent être inefficaces et délétères si elles sont mal employées.

Devant cette situation, et sur la demande des kinésithérapeutes regroupés dans l'association Réseau Bronchiolite 74 (RB74), le groupe Instrumentation du laboratoire Systèmes et Matériaux pour la Mécatronique de l'Université de Savoie (SYMME), en partenariat avec le RB74 et l'Association des Réseaux Bronchiolite (ARB), ont initié en 2004 un projet commun de recherche sur la caractérisation et l'apprentissage du geste AFE (Augmentation du Flux Expiratoire) en kinésithérapie respiratoire.

L'objectif principal du projet est de quantifier le geste lié à la technique de kinésithérapie respiratoire pour le nourrisson dans le but de concevoir un simulateur d'apprentissage dédié à cette technique pour améliorer la formation des praticiens impliqués dans les pathologies respiratoires du nourrisson. Cet objectif est double : d'une part des objectifs scientifiques de définition technologique du geste, d'autre part des objectifs pédagogiques de transmission du savoir. Ces deux recherches sont intimement liées puisque la définition du geste nécessite le savoir pratique et expérientiel de ce geste, et la capacité de formation s'appuie sur la connaissance technique et quantifiée du geste. Le dialogue est essentiel dans cette démarche interdisciplinaire qui implique, de notre part, l'appropriation des langages et des jugements des professionnels du milieu médical.

Il s'agit donc dans un premier temps de fournir une description physique et quantifiée d'un geste technique afin que les professionnels puissent précisément définir leur pratique et améliorer leurs techniques ; dans un deuxième temps, de concevoir un simulateur physique pour l'apprentissage de ces techniques.

Ce projet a pu se développer grâce à une première étude de faisabilité de la mesure de la pression exercée par le praticien réalisée dans le cadre d'un projet d'étudiants puis d'un stage dans le cadre d'un projet recherche master. J'ai ensuite obtenu, en 2004, le financement auprès de la Région Rhône-Alpes du programme Emergence "Mesures et Instrumentation en Kinésithérapie Respiratoire des interactions entre le geste du praticien et l'expectoration lors des Obstructions Bronchiolitiques du nourrisson" (MIKROB); puis en 2005, le financement d'une Allocation Doctorale de Recherche dans le cadre du Pôle Européen de la Mécatronique (thèse Luc Maréchal, co-directeur habilité Jacques Lottin) auprès de l'Assemblée des Pays de Savoie (APS) et de l'Université de Savoie sur le projet de recherche "Maquette Intelligente Instrumentée en Kinésithérapie pour l'Apprentissage" (MIKA). En 2009, un financement obtenu auprès de GRAVIT a permis la réalisation d'un prototype fonctionnel. Enfin, fin 2010, le financement d'une seconde Allocation Doctorale de Recherche (thèse Tobias Büssing) auprès de l'Assemblée des Pays de Savoie (APS) et de l'Association des Réseaux Bronchiolite (ARB) est obtenu pour l'étude de la conception d'un simulateur mécatronique à propriétés variables pour l'apprentissage du geste en kinésithérapie respiratoire.

Le travail de recherche se décline en trois phases :

- *Phase 1 : Caractériser le geste*

Les kinésithérapeutes experts exercent le geste en se basant sur des savoirs experts qu'ils ont défini et identifié pendant leur formation et leur pratique ; ces savoirs doivent être décrits scientifiquement. Le geste de kinésithérapie respiratoire doit donc être caractérisé à l'aide de dispositifs de mesures permettant sa définition en terme de pression appliquée, de fréquence de réalisation et de synchronisation.

- *Phase 2 : Concevoir et réaliser un simulateur mécatronique d'apprentissage.*

Cette phase est extrêmement originale puisqu'elle impose une symbiose très forte entre le praticien et l'instrumentaliste. Le praticien définit les savoirs experts qu'il a recueillis de sa pratique sur patient et qui devront être transmis au cours de l'apprentissage ; l'instrumentaliste les traduit en concepts techniques décrits à l'aide de paramètres pertinents pour les transposer ensuite en fonctions technologiques. Il faut donc construire la relation entre les variables, afin,

dans une approche mécatronique, de définir les caractéristiques nécessaires à la conception d'un simulateur instrumenté permettant l'apprentissage du geste de base dans le cadre de la formation des kinésithérapeutes.

- *Phase 3 : Concevoir et réaliser l'environnement d'apprentissage.*

Le simulateur doit permettre au praticien de ne pas s'entraîner sur patient avant qu'il se sente performant et qu'il soit efficace. L'environnement d'apprentissage doit préparer et faciliter l'approche du patient. La participation des praticiens experts est de nouveau nécessaire afin de construire des situations caractéristiques du geste qui seront des situations pédagogiques et non des situations de soins. Il s'agit maintenant pour les praticiens de choisir des schémas caractéristiques d'une séance de prise en charge d'un nourrisson qui seront des situations pédagogiques d'apprentissage ; pour les chercheurs en instrumentation, il s'agira de les traduire en scénarii qui devront être programmés sur le simulateur.

Concernant ce projet, je présente dans ce mémoire, dans une première partie, la démarche de conception du système de mesure MIKROB spécifiquement mis en œuvre pour la caractérisation du geste de kinésithérapie respiratoire. Puis les campagnes de mesures menées avec ce système sont décrites et exploitées. Dans une deuxième partie, le cahier des charges du simulateur pour l'apprentissage est défini puis la méthodologie mécatronique de conception est détaillée. La réalisation du premier prototype à l'aide de simulations éléments finis est exposée ; l'instrumentation est décrite. Une réflexion sur la conception de l'environnement didactique est développée. Enfin, le travail de recherche en cours sur la conception d'un simulateur de torse de nourrisson à propriétés variables est exposé. Je conclus sur l'ouverture de ces travaux vers d'autres applications et sur les perspectives à moyen et long termes du projet.

Caractérisation du geste

Identification des paramètres

La première phase de ce travail de recherche repose sur l'analyse de la pratique professionnelle. Il s'agit d'identifier et de décrire les savoirs experts utilisés c'est-à-dire les savoirs à but d'action, plus contextualisés, récupérés de savoirs savants rapportés à la pratique, et dont l'expert sait extraire des règles d'expertise [Rogalski05]. Ces savoirs, dans le but qu'ils soient reconnus par la communauté scientifique, doivent être décrits scientifiquement. Le geste de kinésithérapie respiratoire doit donc être caractérisé à l'aide de dispositifs de mesure permettent sa définition en terme de force appliquée, de fréquence de réalisation et de synchronisation. La définition technique de ces paramètres permettra un repérage et une description des mouvements pratiques devant permettre de valider le geste. Il fallait donc, avant tout, choisir des paramètres pertinents de définition du geste, puis réaliser la mesure de ces paramètres.

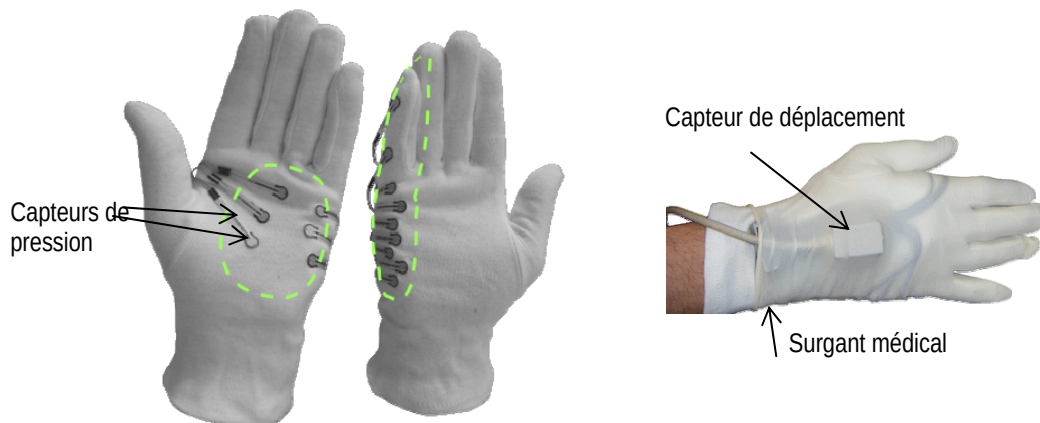
Nous avons donc étudié le geste technique du kinésithérapeute référent et analysé les points critiques de la réalisation d'un geste efficace. Une réflexion menée avec les kinésithérapeutes référents des réseaux RB74 et de l'ARB, a réaffirmé l'objectif majeur du projet comme étant l'amélioration de la formation. Nous avons donc décidé de mesurer uniquement les grandeurs physiques sur lesquelles les praticiens se basent lors de la réalisation du geste et à partir desquelles ils adaptent leur geste en permanence. Les paramètres identifiés - pression exercée par le praticien, déplacement du torse et de l'abdomen du nourrisson et son émis par le nourrisson – doivent donc être mesurés simultanément et en situation professionnelle. Cette phase du projet a permis de définir le cahier des charges du système de mesure à concevoir.

Réalisation d'un système de mesure spécifique (MIKROB)

Les questions éthiques ont été soulevées sur ce projet dans plusieurs directions. Nous avons tenté d'y répondre par une démarche avant tout scientifique et cohérente, exigeant compétence et rigueur, et aussi respect du patient. Ce dernier point est particulièrement délicat s'agissant d'un nourrisson qui ne peut donc pas être aussi coopératif et consentant dans l'appréciation de la démarche.

Il a donc fallu, dès la phase de conception du système global de mesure, se placer dans le cadre d'un protocole médical. L'instrumentation à concevoir devait donc être légère, rapide à installer, non contaminante et non contraignante pour le nourrisson. C'est pourquoi, nous avons décidé d'équiper les mains du kinésithérapeute et non le torse du nourrisson. Cela permet, d'une part d'éviter d'utiliser un système coercitif sur des nourrissons, d'autre part de réaliser les mesures indépendamment de la morphologie du nourrisson.

Nous avons donc conçu des gants instrumentés ; le choix des matériaux et le type de gant ont été définis en fonction des contraintes liées au patient et au milieu hospitalier. En effet, les gants instrumentés doivent être extrêmement fins afin de ne pas modifier le geste du kinésithérapeute, ni déranger l'enfant. Pour respecter les contraintes d'hygiène et l'environnement médical, un gant médical mince en latex est enfilé par dessus le gant instrumenté afin que l'instrumentation ne soit pas directement en contact avec la peau du nourrisson. La mesure de la pression exercée par le kinésithérapeute est réalisée à l'aide de capteurs FSR (Force Sensing Resistor) de 0,2 mm d'épaisseur. La mise en œuvre de ces capteurs sur les gants a nécessité de nombreux essais et une concertation très étroite avec le praticien référent de RB74, notamment pour déterminer la position optimale des points de mesure. Les gants sont également équipés de capteurs magnétiques de déplacement permettant la mesure simultanée de la trajectoire de chaque main au cours du geste (figure 29). Le son émis par le nourrisson est enregistré à l'aide d'un microphone à la bouche du nourrisson.



La chaîne d'acquisition de mesure et le système d'étalonnage ont été réalisés. Les signaux issus des gants instrumentés sont conditionnés et envoyés sur une carte d'acquisition. L'exploitation des données a fait l'objet d'un développement sous un logiciel de programmation graphique (LabVIEW). L'Interface Homme Machine réalisée est organisée en plusieurs niveaux d'interaction, afin de permettre la séparation des opérations de paramétrage du système de mesures – à l'intention du chercheur en instrumentation - et l'affichage des résultats – à l'intention du kinésithérapeute. Cette interface permet de visualiser la répartition des pressions exercées par la main du praticien sur la cage thoracique des jeunes patients et d'enregistrer les valeurs des pressions, des déplacements et du son au cours du temps (figure 30).

Des gants prototypes ont été réalisés. Un banc d'étalonnage spécifique a été conçu afin d'étalonner les capteurs de pression dans un environnement de mesure comparable à celui de

l'application finale (capteur collé sur le gant, inséré entre deux couches de matériau simulant la main du kinésithérapeute d'une part, la peau du nourrisson d'autre part). Le système de mesure a été validé techniquement en terme de mesure et d'enregistrement de la force dynamique appliquée par le kinésithérapeute d'une part et du déplacement induit sur le torse du nourrisson d'autre part, ainsi qu'en terme de répétabilité des mesures [Maréchal07]. Ces gants permettent donc de caractériser la pression exercée par le kinésithérapeute sur le torse du patient lors de l'application du geste, ainsi que la trajectoire de ses mains au cours du geste.

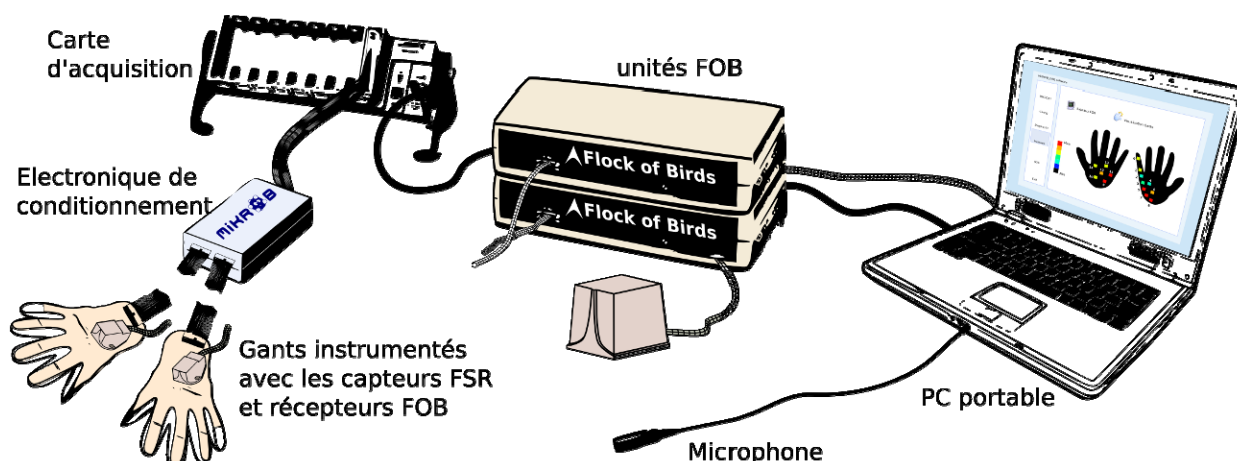


Figure 30. Système de mesure MIKROB

Le système de mesure MIKROB, grâce à l'enregistrement, autorise la description technique et quantifiée des différentes phases du geste réalisé. De plus, ce système permet en temps "réel" la visualisation des pressions appliquées ; cette fonctionnalité est un premier outil de contrôle de certains critères de la réalisation d'un geste efficace.

Campagne de mesure

Une campagne de mesure a été menée à Annecy au cabinet de kinésithérapie du praticien référent sur des nourrissons de 5 à 7 mois atteints du virus de la bronchiolite, et pour lesquels des séances de kinésithérapie respiratoire ont été prescrites. Les patients, présentant à la fois et uniquement les caractéristiques choisies en termes d'âge et de pathologie, ont été impliqués dans le projet dans le cadre strict du soin. Le parent accompagnant a été systématiquement soumis à la demande d'autorisation écrite pour cette implication. Le projet lui a été présenté ainsi que le dispositif de mesure et l'objectif des analyses ultérieures.

Tous les actes de KR ont été exécutés par le kinésithérapeute référent, J.C. Jeulin. Des enregistrements sur une trentaine de nourrissons ont été réalisés au cabinet de kinésithérapie, entre janvier et avril 2007, dans le cadre du protocole médical défini.

Analyse et interprétation des mesures

Les premières analyses des enregistrements sont cohérentes avec le ressenti des experts et une bonne reproductibilité du geste intra-opérateur est observée. Le dépouillement des résultats et les premières études des mesures ont permis la discrimination des différents types de geste (figure 31). En particulier nous avons déterminé la gamme des pressions normalisées exercées par notre praticien référent sur un nourrisson durant le geste, par rapport à une référence de pression que nous mesurons et qui est propre à chaque patient. D'autre part, les mesures de la trajectoire de ses mains donnent des informations sur le comportement

mécanique du thorax et de l'abdomen du nourrisson pendant les compressions (figure 32). Enfin, une étude qualitative du son a également permis de valider d'une part que le son émis à la bouche du nourrisson devient de plus en plus aigu lorsque le praticien maintient la pression sur le torse du nourrisson ; d'autre part que le praticien maintient sa pression jusqu'à ce que le nourrisson ne produise plus aucun son (figure 33). Le son émis à la bouche du nourrisson est donc effectivement un paramètre majeur de la caractérisation du geste.

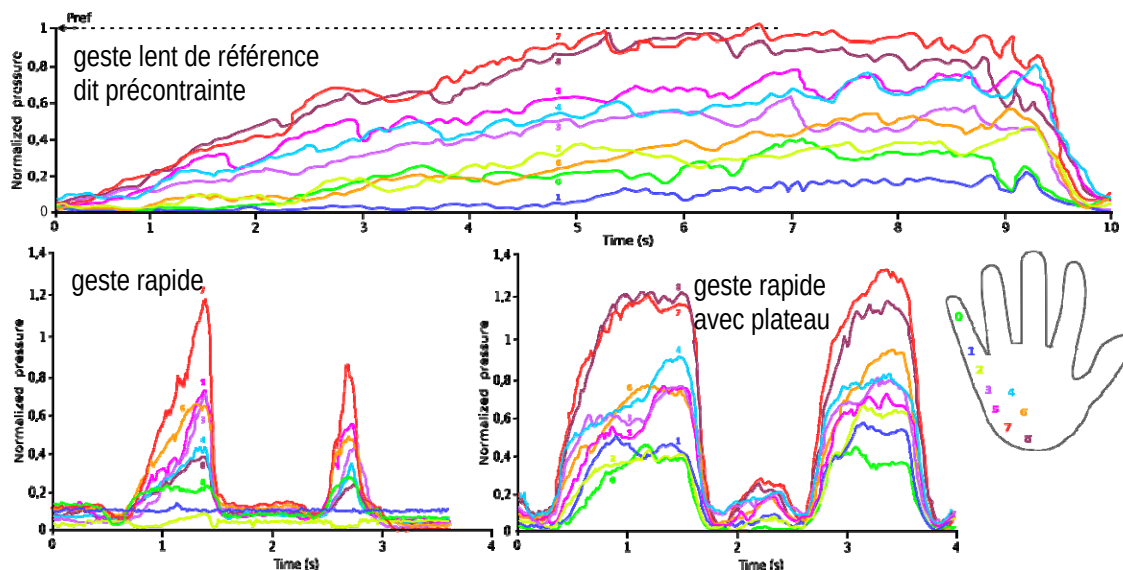


Figure 31. Discrimination de différents types de gestes

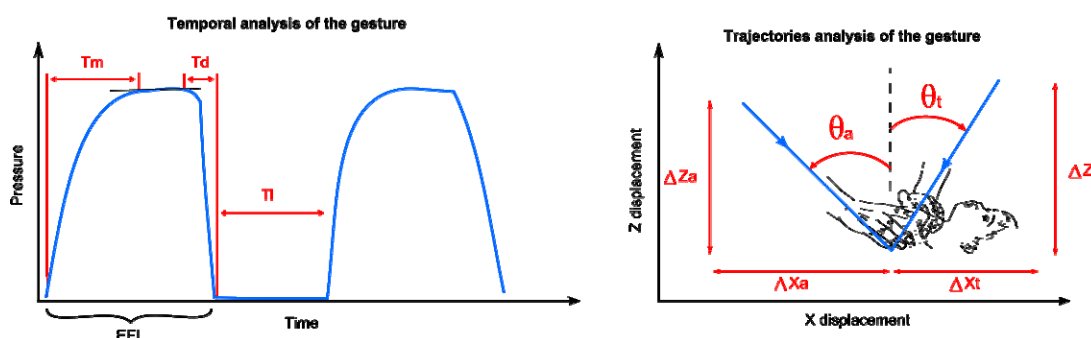


Figure 32. Analyse de la trajectoire du geste

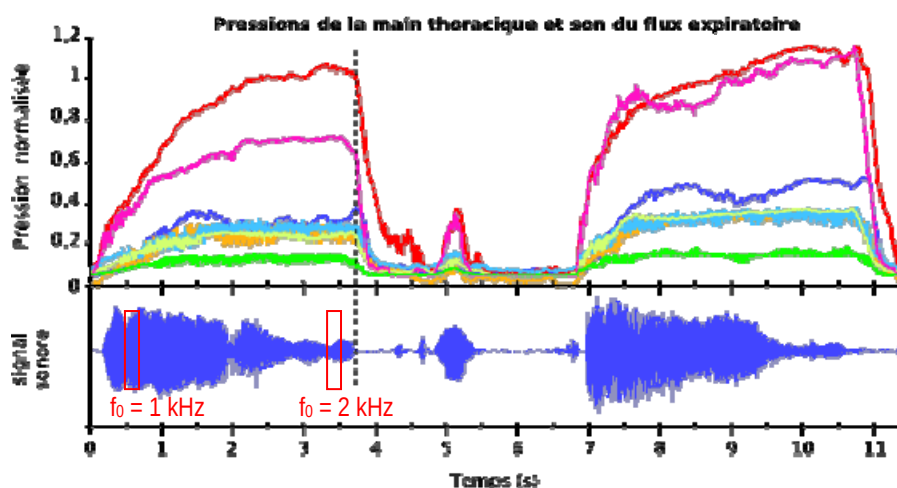


Figure 33. Analyse quantitative du son du flux expiratoire

Des analyses quantitatives ont été réalisées sur au moins huit gestes pour chaque patient, et pour un échantillon représentatif de sept nourrissons homogènes dans leurs caractéristiques géométriques et pris en charge par le kinésithérapeute référent [Table 3].

Paramètres	Moyenne (écart type)
Pth max	2,3 (0,5)
Pab max	1,1 (0,3)
Tm (ms)	590 (76)
θ_t (°)	35,1 (7,3)
θ_a (°)	-47,9 (3,9)
ΔX_t (mm)	7,0 (3,6)
ΔX_a (mm)	-3,8 (2,1)
ΔZ_t (mm)	10,2 (3,5)
ΔZ_a (mm)	3,4 (2,1)

Table 3. Valeurs caractéristiques pour sept nourrissons.

Enfin, l'analyse simultanée des paramètres pressions et déplacement permet de donner des informations sur le comportement mécanique du thorax et de l'abdomen du nourrisson pendant le geste. En effet, le rapport de ces paramètres est directement lié à la rigidité globale du thorax et du nourrisson. Les courbes pression-déplacement sont globalement bi-linéaires (figure 34). Ces informations vont nous guider dans le choix des matériaux à utiliser pour le dimensionnement de la structure du simulateur.

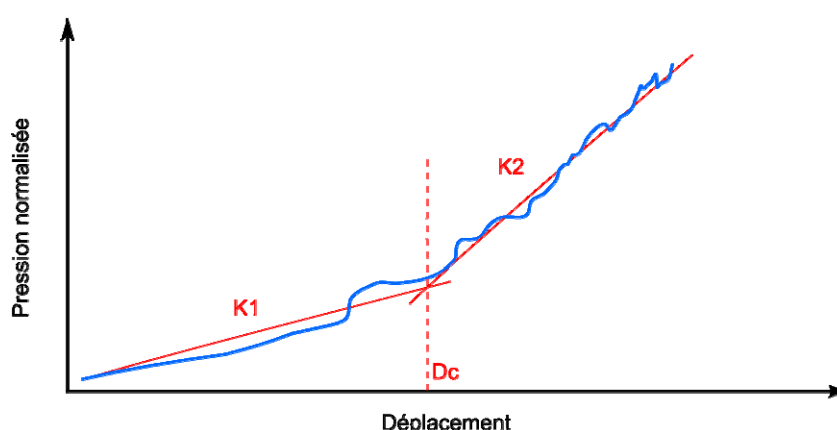


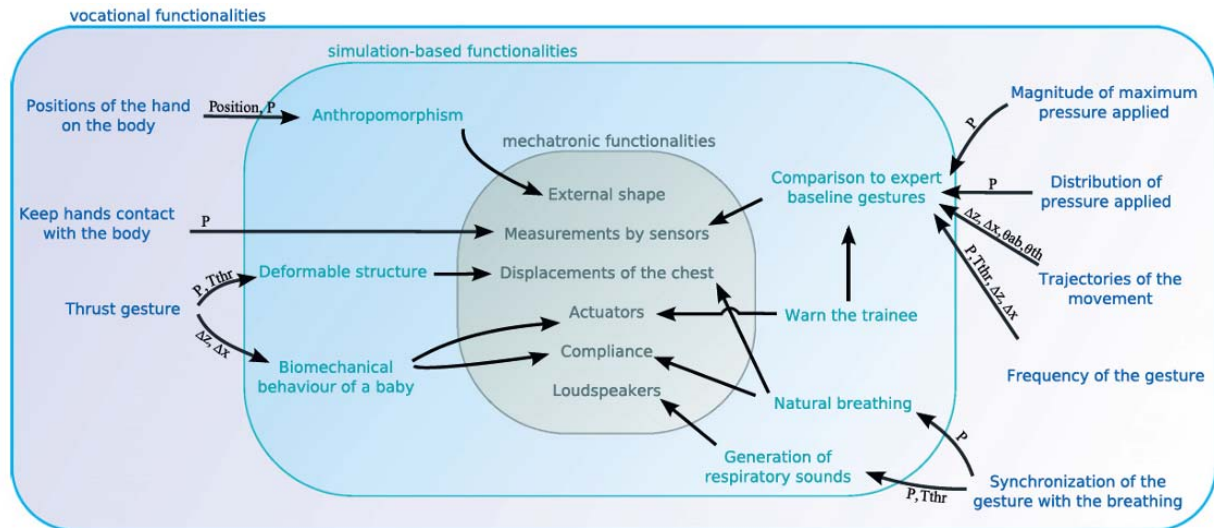
Figure 34. Exemple de courbe pression / déplacement (main thoracique)

Caractérisation des limites du geste

Les valeurs des paramètres pertinents issues des mesures réalisées sur les gestes du kinésithérapeute référent doivent être quantifiées en termes de limites. Pour ce faire, une seconde campagne de mesure a été réalisée en mars 2008. Nous avons choisi six kinésithérapeutes experts en KR ; un kinésithérapeute expert est un praticien qui a construit l'approche professionnelle, c'est-à-dire qu'il maîtrise la dimension technique et la dimension conceptuelle de son geste. Nous avons utilisé conjointement le système de mesure et d'enregistrement des paramètres pertinents MIKROB pour caractériser les gestes des kinésithérapeutes experts lors d'une séance de kinésithérapie respiratoire et un enregistrement vidéo, afin d'analyser et mettre à jour les savoirs mobilisés qu'ils soient exprimés ou cachés. A partir des enregistrements, les paramètres caractéristiques du geste de chaque expert ont été quantifiés afin de définir les limites d'un geste efficace. Ce sont ces limites, dites "limites de référence pour le geste", qui permettront de fixer les seuils du geste considéré comme correct sur le simulateur.

Le travail de conception du simulateur s'est construit autour de la demande d'assistance de la part des praticiens kinésithérapeutes. C'est donc une réponse à un besoin spécifique d'apprentissage du geste de kinésithérapie respiratoire pour le nourrisson.

En étroite collaboration avec le kinésithérapeute référent, nous avons défini les fonctionnalités didactiques du futur simulateur destiné à l'apprentissage du geste de l'AFE. La philosophie de l'apprentissage sur simulateur a été établie avec notre groupe de kinésithérapeutes experts. Selon eux, le simulateur doit permettre à l'apprenant une totale liberté sur son geste. L'apprenant doit pouvoir faire des erreurs mais des alarmes doivent être émises afin de l'informer lorsqu'il réalise un geste dangereux ou commet une erreur. Il faudra donc mesurer en temps réel les valeurs des paramètres pertinents du geste réalisé sur le simulateur afin de les contrôler en permanence. Ces valeurs seront comparées, d'une part aux limites définies par le kinésithérapeute encadrant la séance d'enseignement pratique à partir des limites du geste de précontrainte qu'il réalise à la prise en main du simulateur, d'autre part aux limites de référence définies par les mesures sur les six kinésithérapeutes experts à l'aide du système MIKROB. La réalisation finale du projet consiste donc en un simulateur constitué d'un environnement physique (simulateur physique d'un torse de nourrisson, système de mesure des paramètres pertinents du geste), et d'un environnement informatique didactique (logiciel de visualisation et de mise en situation). L'adéquation entre l'objectif de formation et la réalisation technologique mise en œuvre est essentielle [Pastré05]. Seules les variables pertinentes pour l'apprentissage doivent être représentées. La transposition fonctionnalités / technologies est réalisée en étroite collaboration entre praticiens et chercheurs (figure 35). Le prototype de simulateur sera représentatif d'un nourrisson « moyen » âgé de six mois environ.



Etat de l'art

Les simulateurs connaissent globalement une demande croissante pour l'apprentissage, mais le coût des simulateurs médicaux reste très élevé ce qui ralentit leur développement [Trabold07]. Dans les unités de soins intensifs, il existe des mannequins d'entraînement : le bénéfice de l'utilisation de ces nouveaux outils est manifeste [Forrest02, Jourdain06] ; en particulier pour la mise en pratique des techniques, l'entraînement, leur évaluation et leur performance, et surtout l'acquisition d'une première expérience dans un environnement serein, avant d'affronter les situations réelles. De plus, ces simulateurs aident à développer des

compétences approfondies et permettent l'étude de cas rares qui ne peuvent pas être vus lors d'une période « normale » d'apprentissage usuel.

Il n'existe pas de simulateur d'apprentissage dédié à la technique de KR pour le nourrisson. Des mannequins tels que BabySIM et SimBaby, commercialisés respectivement par Medical Education Technologies Inc (METI) et Laerdal Medical Corporation sont des simulateurs physiques représentant de façon pertinente l'anatomie d'un enfant, en incluant notamment les systèmes métabolique, cardiovasculaire et pulmonaire. Ils permettent de juger de la bonne réalisation de certaines « tâches » cliniques pour des traitements diagnostiques ou d'urgence (tel que massage cardiaque) [Howells02], mais ne proposent pas de structure adaptée pour l'apprentissage du geste de KR.

Conception mécatronique

La structure du Simulatorse devra être capable de reproduire les fonctionnalités d'un torse de nourrisson nécessaires et suffisantes à la réalisation du bon geste, et d'en gérer les limites. Les paramètres pertinents du geste ont été définis suite aux analyses des mesures réalisées à l'aide du système de mesure MIKROB. Ces informations ont également permis de caractériser la réponse mécanique, en termes de déplacement au niveau du thorax et de l'abdomen, d'un torse de nourrisson « moyen » aux sollicitations d'un geste référent de KR.

La conception de la structure est réalisée suivant une démarche mécatronique. D'un point de vue purement technologique, la conception du Simulatorse doit intégrer :

- des fonctionnalités structurales : le praticien doit ressentir le comportement biomécanique global approché de celui d'un corps de nourrisson sous les sollicitations d'un geste ;
- des fonctionnalités instrumentales : les paramètres critiques, soulignés par les experts, définis par l'analyse du travail et la transposition didactique, doivent être contrôlés pendant la réalisation du geste.

Les fonctionnalités finales de la maquette mécatronique seront conjointement obtenues par les propriétés mécaniques intrinsèques (choix de la structure et des matériaux) et l'instrumentation spécifique (capteurs, actionneurs, . . .). La démarche mécatronique consiste, dès le cahier des charges, à intégrer ces deux types de fonctionnalités.

D'autre part, la définition d'un environnement didactique pertinent exige d'enrichir les objectifs scientifiques fixés par ce cahier des charges initial en y ajoutant des objectifs issues de l'analyse de la pratique professionnelle. En effet, il est en particulier nécessaire, pour répondre aux besoins d'apprentissage, que le simulateur respecte un bon réalisme en termes d'anthropomorphisme, de toucher, de rigidité ; que le geste du kinésithérapeute sur le simulateur ne soit pas contraint. Nous avons donc choisi de réaliser une structure de torse de nourrisson ayant un comportement mécanique global identique à celui d'un nourrisson réel sous les sollicitations d'un geste de kinésithérapie respiratoire et capable de générer des alertes dans le cas où le praticien réalise un geste dangereux ou non efficace.

A ce stade de l'étude, deux types d'approche ont été envisagées, correspondant à la conception d'un système actif ou d'un système passif. Le système passif est le plus simple à concevoir ; il propose la réalisation des fonctionnalités souhaitées en terme de réponse mécanique en agissant sur la géométrie de la structure physique, le choix des matériaux ; en terme d'instrumentation sur le choix des capteurs. Le système actif, quant à lui, est plus complexe à mettre en œuvre ; les paramètres de la conception du comportement mécanique sont des éléments actionneurs réalisant les raideurs des différentes parties et supportant l'enveloppe externe ; l'instrumentation pouvant être couplée aux actionneurs.

Choix technologiques : intégrations physique et fonctionnelle

Nous avons choisi de travailler, dans un premier temps sur le système passif, dans un souci de simplicité et de coût de réalisation. De plus, les solutions envisagées pour la réalisation d'une structure active tendaient à privilégier des axes de déformation de la structure.

Une structure creuse a été privilégiée afin de pouvoir insérer une instrumentation au cœur du système. D'autre part, nous avons choisi de réaliser une structure moulée, afin de pouvoir aisément intégrer des capteurs sur sa surface. Le moule est donc constitué de deux parties, le

moule externe qui donne l'anthropomorphisme externe et le noyau qui permet de choisir la forme et l'épaisseur de la structure moulée finale (figure 36). Cette solution présente, en outre, de nombreux avantages :

- › Le moule de la structure est réalisable par usinage à partir du volume CAO ce qui permet l'obtention d'un bon anthropomorphisme ;
- › La fabrication du moule en prototypage rapide permet un délai et un coût de fabrication réduits,
- › La réalisation d'un moule réutilisable facilite la mise en œuvre de plusieurs structures, étant donné que la géométrie extérieure de la structure reste figée,
- › La mise en œuvre de noyaux différents permet la réalisation de structures multicouches par moulages successifs.

En contrepartie, cette technologie de fabrication impose de travailler avec des matériaux coulables.

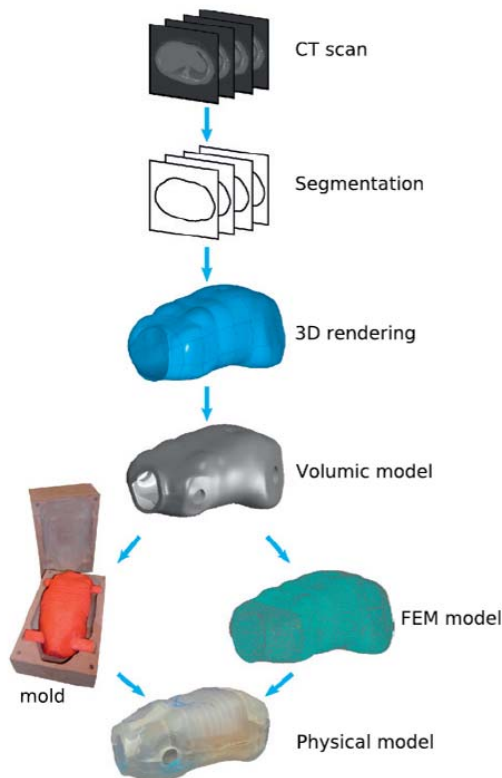


Figure 36. Choix technologiques de conception et de fabrication

D'autre part, bien que l'intégration de l'instrumentation et son encombrement physique aient été globalement étudiés, le choix et la mise en œuvre des technologies nécessaires pour obtenir les informations par rapport au geste qui sera effectué sur le simulateur, seront définitivement arrêtés dans un deuxième temps.

Un modèle de simulation par éléments finis de la structure a été réalisé à partir de la reconstruction 3D d'images scanner. Le volume correspondant à la morphologie extérieure d'un nourrisson étant construit, nous avons discriminé trois parties structurales différentes, représentatives respectivement du thorax, de l'abdomen et du diaphragme du nourrisson. La structure modélisée est creuse, l'enveloppe interne du volume a été définie par homothétie par rapport à l'enveloppe externe. Les caractéristiques initiales choisies en terme de géométrie interne et de matériaux ont été déterminées à partir de l'analyse des courbes moyennes de réponse pression / déplacement des mains thoracique et abdominale obtenues lors de la campagne de mesure pour les parties thorax et abdomen. Concernant le diaphragme, nous nous sommes appuyés sur les caractéristiques trouvées dans la littérature.

Différentes simulations par éléments finis ont été réalisées sur un premier modèle afin de valider, d'une part la méthode de fabrication choisie, d'autre part le modèle éléments finis. Un modèle de simulation plus réaliste de par son anthropomorphisme a pu être élaboré. La structure géométrique interne a été définie et les matériaux ont été choisis afin de répondre au cahier des charges en termes de déplacement, pour des pressions appliquées représentatives du geste. Le modèle numérique et un exemple de résultat de simulation est donnée en figure 37.

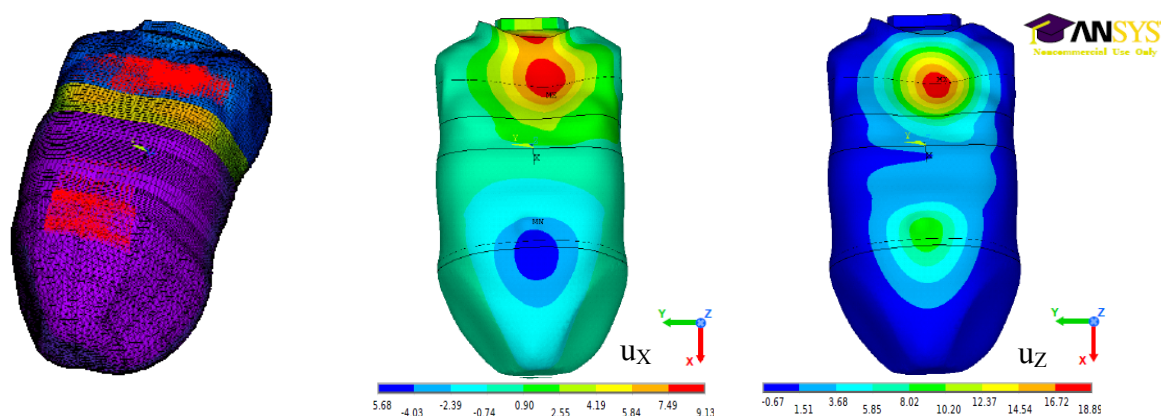


Figure 37. Modèle de simulation et déplacements simulés pour un cas de charge représentatif

Réalisation d'un prototype, mesures et validation

Un premier système physique non instrumenté a été conçu pour valider le choix des matériaux et le dimensionnement géométrique de la structure permettant d'obtenir une réponse mécanique globale représentative d'un nourrisson de six mois. L'objectif de cette structure est de répondre, de manière représentative en termes de déplacement aux sollicitations du kinésithérapeute, c'est-à-dire dans les limites des mesures relevées à l'aide du système MIKROB sur les gestes des praticiens experts.

Un premier prototype, monocouche et d'épaisseur constante, a été réalisé par moulage, et a permis de valider le modèle éléments finis pour des cas de charge simplifiés (application de masses de valeurs connues créant une force verticale), ainsi que la méthode de fabrication choisie. Un second prototype a été dimensionné à partir des résultats de simulation pour des cas de charges réalistes établis à partir des mesures. La structure géométrique interne est plus complexe mais également réalisable par moulage [Barthod09]. Les matériaux ont été choisis. Le moule externe a été usiné sur machine à commande numérique ; le moule interne, afin de permettre le démoulage, doit être à usage unique. Il a été fabriqué en prototypage rapide de très faible épaisseur, afin de permettre sa rupture par pressions multiples sur la structure. La validation du modèle éléments finis a été réalisée en appliquant des masses connues en différents points de la structure et en comparant le déplacement induit mesuré à l'aide d'un capteur de déplacement optique avec les résultats des simulations correspondantes (Figure 38).

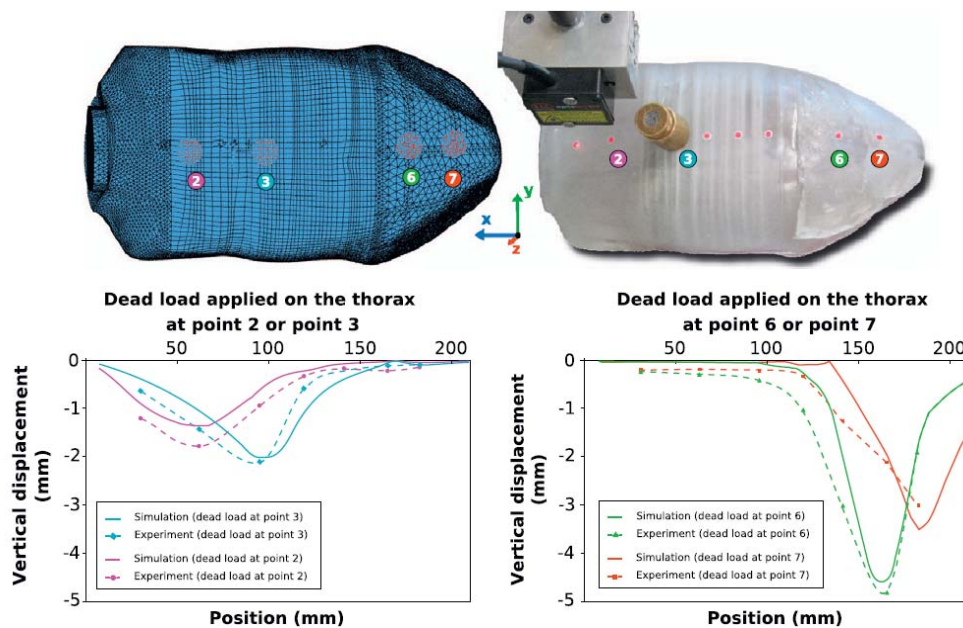


Figure 38. Comparaison des déplacements mesurés et simulés sous l'application de masses connus

Une campagne de mesure a été effectuée sur ce prototype avec deux kinésithérapeutes référents équipés du système de mesure MIKROB. Les résultats de cette campagne permettent de valider définitivement la structure du Simulatorse, et la démarche de conception mise en œuvre. L'analyse des courbes amène plusieurs conclusions :

- Le ressenti des praticiens valide la structure du prototype : le prototype se comporte globalement comme un vrai nourrisson
- Le geste des praticiens référents sur le Simulatorse est très répétable (écart-type inférieur à 2% en angle, à 10% en déplacement, à 13% sur les paramètres temporels) ; il est plus répétable que sur un nourrisson réel car son comportement mécanique reste stable pendant le geste (il ne pleure pas et ne bouge pas) (figures 39 et 40).
- Les gestes des deux praticiens référents sur le simulateur sont reproductibles : les caractéristiques du geste sur le prototype sont très similaires (écart-type inférieur à 3% en angle, à 10% en déplacement, à 14% sur les temps de réalisation du geste) prouvant, d'une part l'existence d'un geste référent, d'autre part la pertinence de ces caractéristiques pour décrire le geste.
- Les valeurs des déplacements mesurés sur le prototype, lors du geste des praticiens référents, sont cohérentes d'une part avec les mesures sur les vrais nourrissons, d'autre part avec les simulations (figure 39).
- Les valeurs des angles mesurés sur le prototype diffèrent de l'angle moyen mesuré sur les vrais nourrissons, mais sont en cohérence avec les mesures effectuées sur un nourrisson en particulier (figure 39).

D'autres mesures seront ensuite réalisées avec la collaboration des cinq autres praticiens experts, afin de déterminer précisément, pour le Simulatorse, les limites du geste efficace.

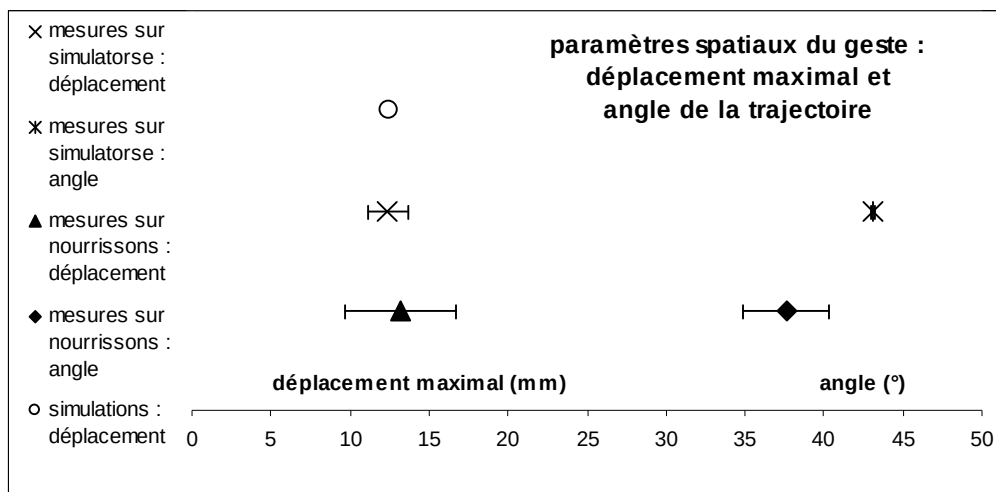


Figure 39. Comparaison des paramètres spatiaux du geste sur nourrissons et sur le simulateur, et avec les simulations par éléments finis (les barres représentent les écarts-types)

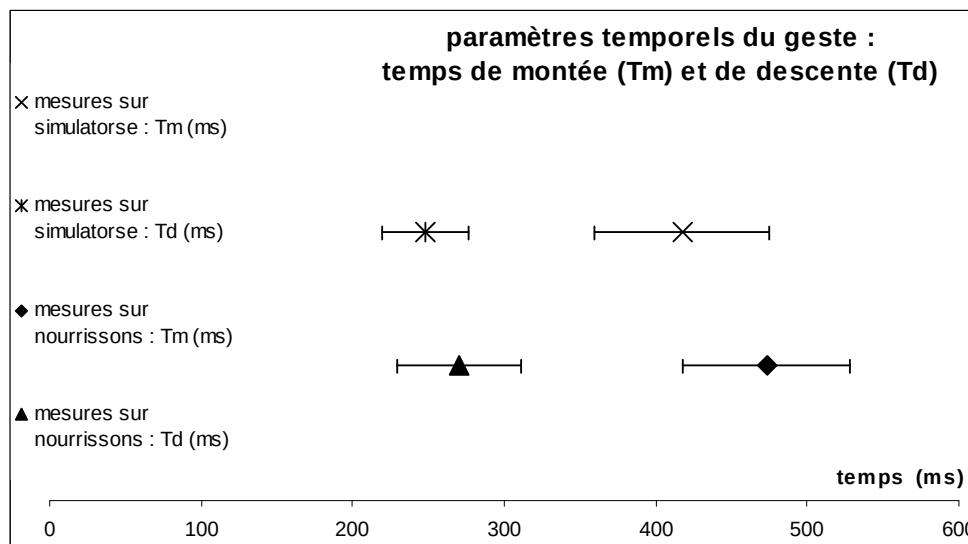


Figure 40. Comparaison des paramètres temporels du geste sur nourrissons et sur le simulateur (les barres représentent les écarts-types)

Définition finale du système mécatronique

L'instrumentation permettant de réaliser l'ensemble des fonctionnalités prévues sur le Simulateur est en cours de développement. Un système spécifique a été développé permettant de reproduire le déplacement vertical du thorax dû à la respiration libre du nourrisson, fonctionnalité indispensable afin que le praticien puisse apprendre à synchroniser son geste. Ce dispositif constitué d'un système de bielles commandé par un servomoteur sous LabVIEW (cf. figure 41), réalise en outre la fonction blocage mécanique du thorax, qui imite la réaction du nourrisson en cas de geste inadapté.

La mesure des pressions appliquées par le praticien sur le torse du simulateur est effectuée à l'aide de capteurs FSR, identiques à ceux qui ont été mis en œuvre sur les gants instrumentés, mais intégrés aux endroits adéquats sur la structure (cf. figure 41). L'acquisition des mesures est réalisée via une carte d'acquisition sous LabVIEW. Ce système de mesure permet de valider, d'une part la répartition souhaitée de la force appliquée par le praticien sur le torse, d'autre part la valeur maximale de la force appliquée.

Concernant la mesure des déplacements du geste (amplitude et angle) au niveau du thorax, nous avons dû développer un système de mesure innovant qui puisse être intégré dans la

structure. Le principe de la mesure, à base de LED et de capteurs PSD, a été validé sur banc de test ; il est en cours d'étalonnage. Ces travaux, ont fait l'objet de la première partie du travail de thèse de T. Büssing financé par l'Association des Réseaux Bronchiolites et l'Assemblée des Pays de Savoie depuis décembre 2010.

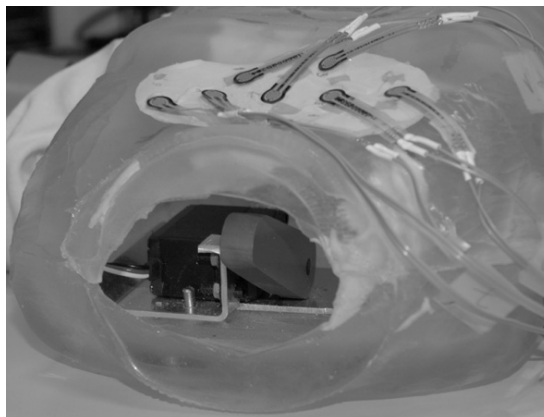


Figure 41. Système de respiration libre et capteurs de pression FSR collés sur le thorax

Conception d'un environnement didactique

Une philosophie globale de l'apprentissage du geste de kinésithérapie respiratoire pour le nourrisson a été établie lors de réunions de travail avec le groupe de kinésithérapeutes experts issus de l'ARB et une didacticienne du Laboratoire des Sciences de l'Education de Grenoble (UPMF). Cette réflexion a d'ores et déjà guidé la rédaction du cahier des charges.

L'environnement didactique doit maintenant être construit autour du système physique. En effet, le Simulatorse doit permettre au praticien de ne pas s'entraîner sur patient avant qu'il se sente performant et qu'il soit efficace. Il s'agit donc de créer un environnement didactique adapté pour les praticiens en apprentissage, qui doit préparer et faciliter l'approche du patient. La participation des praticiens experts est de nouveau nécessaire afin de construire des situations caractéristiques du geste qui seront des situations pédagogiques et non des situations de soins. De plus, ces praticiens experts partenaires du projet auront approfondi, par leur travail d'analyse sur les résultats des mesures, leurs connaissances didactiques pour être à même de révéler leurs savoirs cachés. Ce travail doit donc amener, d'une part à choisir les types d'alertes à fournir à l'utilisateur en cas de geste non adapté, d'autre part à définir des situations didactiques pertinentes par rapport au geste qui seront des situations pédagogiques d'apprentissage.

Un environnement de base a été mis en œuvre sous LabVIEW, permettant de détecter une geste inadapté : une valeur trop importante de la force appliquée sur le thorax, un angle inadéquat de la trajectoire, un geste mal synchronisé, impliquent d'ores et déjà la réaction de blocage du système, qui serait provoquée par un vrai nourrisson (figure 42).

La mise en œuvre de l'environnement d'apprentissage didactique implique, de nouveau, un travail collaboratif poussé entre les praticiens et les chercheurs en instrumentation, afin que les schémas caractéristiques choisis, correspondant à la prise en charge d'un nourrisson, puissent être traduits en scénarii à programmer sur le simulateur. Le contrôle des limites du geste, ainsi que les scénarii, devront être construits grâce à l'environnement logiciel, afin de répondre aux attentes pédagogiques des praticiens. Ces contrôles seront les indicateurs de la conceptualisation des connaissances chez l'apprenant et pourront être les outils de l'enseignant.

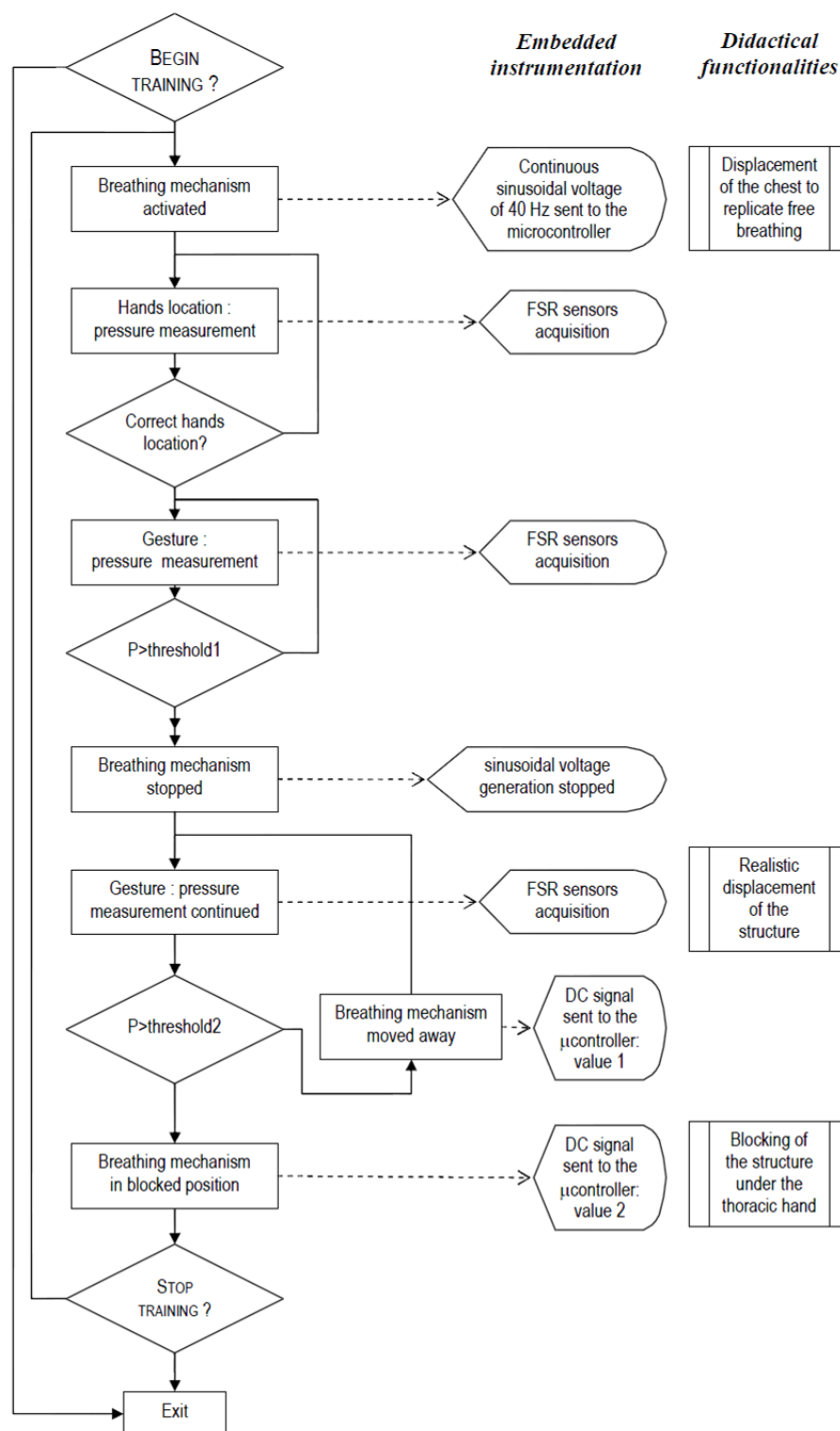


Figure 42. Synoptique des séquences du scénario de base

Valorisation du projet

Une demande d'accompagnement financier a été obtenue pour la maturation de ce projet par la structure de valorisation GRAVIT. Une étude de marché a été réalisée et un brevet a été déposé [Barthod09]. Des discussions ont été menées avec deux entreprises spécialisées dans le développement de matériel pédagogique et de matériel thérapeutique en médecine de premiers secours et médecine d'urgence. D'autres pistes de valorisation sont à l'étude.

Simulatorse à propriétés variables

Nous avons suivi la démarche méthodologique résumée par Pastré pour concevoir un simulateur spécifique pour l'apprentissage. Cette démarche consiste tout d'abord à analyser le travail qui demande de construire la simulation, puis dans un deuxième temps à étudier les apprentissages attachés à ce travail, et enfin à concevoir la situation simulée grâce à la transposition [Pastré05]. Cependant l'auteur nous alerte sur les conséquences de la conception du simulateur comme substitut du réel : « l'accent est mis sur l'objet, et non sur l'activité d'apprentissage ». Il ne s'agit pas d'apprendre à utiliser le simulateur. Il apparaît donc pertinent, en termes de qualité d'apprentissage, de proposer un système adaptable, sur lequel certaines propriétés de la structure seraient modifiables, permettant de réaliser différents cas cliniques représentatifs de nourrissons d'âge variable et dans des situations pathologiques particulières. Le praticien, soumis à des situations diverses, pourra améliorer son écoute et son ressenti dynamique de la réponse du nourrisson au cours de l'acte de KR, observations qui lui permettent d'adapter en permanence son geste. Il pourra évaluer sa technique, et notamment calibrer son ressenti sur plusieurs types de comportement de nourrisson

D'un point de vue enjeu technologique, il s'agit notamment de permettre la modification de la compliance du Simulatorse, au niveau du thorax. Deux approches ont été envisagées : l'une passive consistant à modifier la géométrie de la structure ; la seconde semi-active mettant en œuvre un dispositif basé sur l'utilisation d'un vérin.

En premier lieu, en s'appuyant sur le ressenti du praticien référent, nous avons évalué le rapport de variation souhaitée de la valeur de la compliance du thorax. Deux solutions passives ont été tout d'abord envisagées pour modifier la rigidité perçue par le kinésithérapeute : l'influence d'un couplage fluide/solide sur la rigidité apparente d'une part ; une modification des propriétés mécaniques de la structure par l'ajout de pièces mécaniques de rigidité variable, d'autre part (*stage ingénieur Christophe Muller, 2012*).

La première solution consiste à étudier la rétroaction du fluide (l'air à l'intérieur du torse) sur la structure lors de la manipulation du kinésithérapeute, afin de savoir si cette rétroaction augmente la rigidité globale ressentie. En effet, en bouchant partiellement les ouvertures du torse au niveau du cou et des bras, la structure agit sur le fluide en augmentant sa pression et le fluide contre-réagit sur la structure, augmentant ainsi sa rigidité apparente. Plusieurs simulations ont été réalisées, montrant que l'effet obtenu était insuffisant par rapport au cahier des charges.

De nouvelles simulations ont été mises en œuvre afin d'étudier la variation de compliance obtenue, d'une part, en comblant totalement les ouvertures du torse au niveau du cou et des bras par des bouchons de différents matériaux, d'autre part en modifiant la rigidité du diaphragme placé entre le torse et l'abdomen. L'effet obtenu semble également insuffisant pour la solution utilisant des bouchons, mais la modification de la rigidité du diaphragme semble une voie prometteuse. L'utilisation d'un diaphragme réalisé en PVC permet d'obtenir la variation de compliance recherchée par rapport à l'utilisation d'un diaphragme en mousse (figure 43). Des mesures sur le prototype ont alors été réalisées, validant globalement les résultats de simulation. Cependant lors des essais avec le kinésithérapeute référent, celui-ci a été gêné par la trop grande rigidité du diaphragme perçue sous sa main thoracique, montrant la limite d'une solution de ce type.

Les solutions passives ne semblant pas permettre d'atteindre l'objectif souhaité, nous avons alors cherché à dimensionner les solutions semi-actives envisagées. Ces solutions reposent sur une modification du débit d'un fluide circulant entre deux chambres d'un vérin, en dérivant une partie du fluide dans un circuit parallèle, afin de modifier le déplacement du piston (figure 44). Ce piston sera rendu solidaire du thorax du prototype. Nous avons imaginé deux principes afin de modifier le débit du fluide : par la variation du diamètre du circuit de dérivation, ou par l'utilisation d'un fluide magnétorhéologique de viscosité variable en présence d'un champ magnétique. Ces recherches font l'objet de la seconde partie de la thèse de Tobias Büssing. Les premiers résultats de simulation montrent que l'effet escompté sur la compliance peut être obtenu grâce au dispositif à orifice variable, mais en mettant en œuvre des diamètres d'orifice très faibles (~0,2 mm) sur des longueurs rendant la pièce complexe à réaliser (~20 mm). Un banc d'essai est en cours de conception afin de valider le principe de fonctionnement. Des

simulations afin d'étudier la faisabilité de la solution utilisant un fluide magnéto-rhéologique sont également en cours.

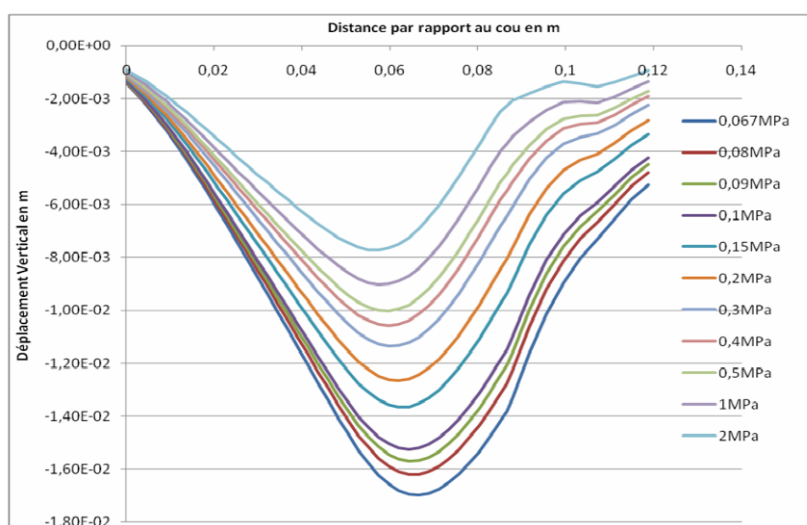


Figure 43. Simulation des déplacements verticaux au niveau du thorax sous le geste pour des diaphragmes de module d'Young différents

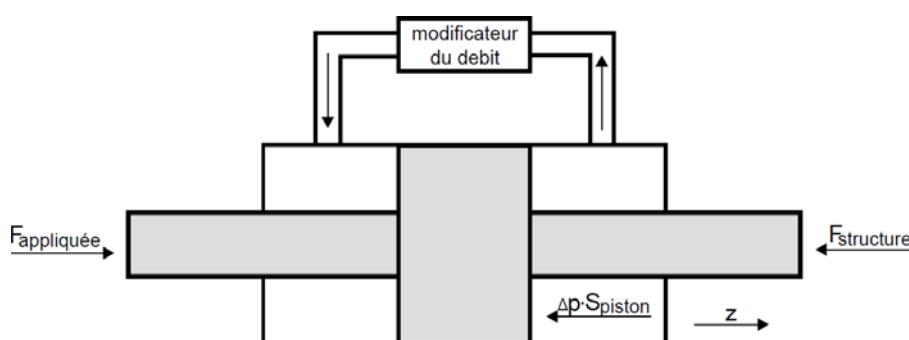


Figure 44. Dispositif de modification du débit par dérivation

Conclusion et perspectives

La démarche de recherche que nous avons menée pour établir le cahier des charges puis la conception du simulateur pour l'apprentissage de geste de KR est synthétisée sur la figure 45. Ce schéma illustre la difficulté de caractériser un geste technique tant les paramètres en jeu sont nombreux et de nature différente. De plus, le geste est réalisé sur une « structure » toujours différente et dont les caractéristiques ne sont pas mesurables. Un obstacle supplémentaire est l'adaptation permanente du praticien à la situation qui est elle-même évolutive. Nous avons sélectionné certains paramètres indispensables à la réalisation du geste efficace, non quantifiables par le praticien expert mais fournissant des informations pour la définition du cahier des charges du simulateur. Le système de mesure MIKROB, conçu et réalisé lors de la thèse de L. Maréchal, permet la mesure et l'enregistrement de ces paramètres pertinents. Nous avons pu extraire de ces mesures des valeurs normalisées de pression et de déplacement caractéristiques de chaque sujet, et définir les limites à ne pas dépasser sur ces paramètres pour éviter la dangerosité du geste. Le dispositif peut aussi servir de système de référence pour visualiser la répartition des amplitudes des pressions appliquées sur le nourrisson. Certaines règles ont pu être posées pour définir des facteurs d'efficacité du geste. Le système MIKROB peut par conséquent être exploité en tant que dispositif d'aide à l'apprentissage à condition d'être utilisé dans le cadre d'une formation avec des praticiens experts.

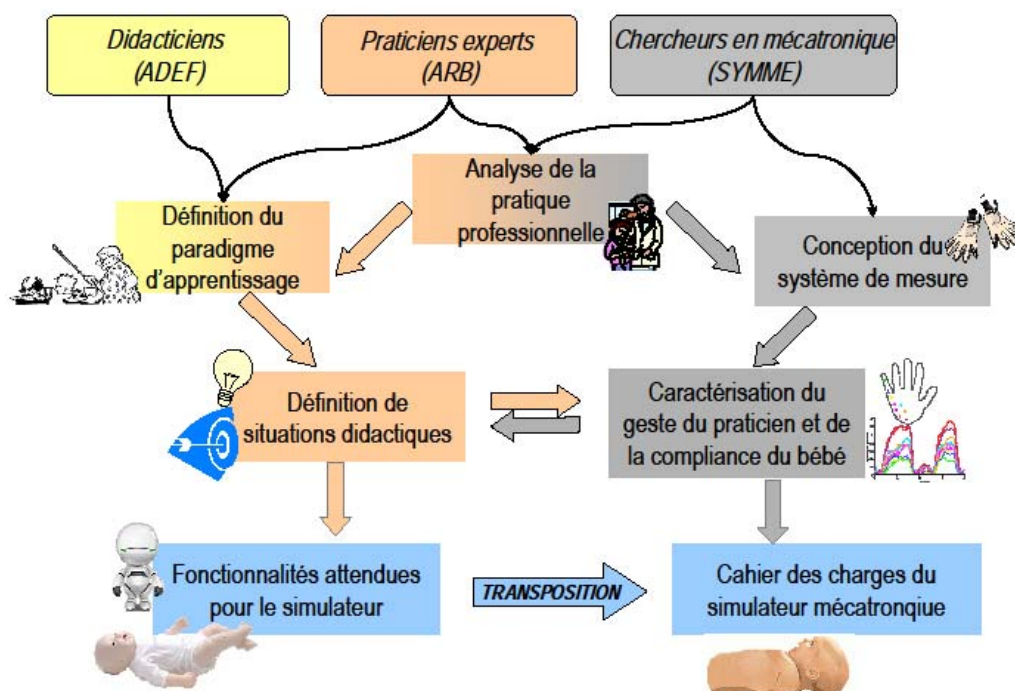


Figure 45. Démarche globale de conception

Concernant la conception du Simulatorse, le cahier des charges a pu être défini grâce à une réelle symbiose et un intérêt bilatéral entre les kinésithérapeutes et les chercheurs. La transposition des fonctionnalités souhaitées par les praticiens d'une part, la quantification des paramètres pertinents du geste avec le système de mesure MIKROB d'autre part, ont permis de définir un système qui sera une réponse au besoin exprimé pour l'apprentissage. Le rendu anthropomorphique est parfaitement obtenu grâce au procédé de fabrication choisi ; la réponse mécanique sous les sollicitations générées par un geste de KR est cohérente de celle d'un nourrisson réel ; l'instrumentation intégrée à la structure permet de discriminer un geste dangereux ou inefficace.

De plus, les scénarii définis par les praticiens experts sauront proposer des situations didactiques pour l'apprentissage. C'est encore en associant les mesures des paramètres pertinents, relevés à l'aide du système MIKROB sur les gestes des praticiens experts, aux connaissances didactiques de ces mêmes experts sur l'apprentissage du geste, que des systèmes d'alarme adaptés au besoin pourront être mis en place afin que l'entraînement sur simulateur soit constructif et efficace.

Enfin, outre l'apport en termes de matériel didactique pour l'apprentissage, un second intérêt majeur de cette structure, pour ce qui concerne la caractérisation du geste, est qu'elle permet de mesurer différents gestes de kinésithérapeutes référents sur le même « nourrisson ». Une campagne de mesure avec le praticien référent et un second expert a d'ores et déjà été menée. Une campagne impliquant davantage de praticiens permettra de valider la reproductibilité du geste de base, et de caractériser les limites du geste efficace.

Publications consécutives à ces travaux

T. Büssing, L. Goujon, **C. Barthod**, Variable compliance device for a respiratory physiotherapy training simulator, *MECHATRONICS*, 9th France-Japan & 7th Europe-Asia IEEE Congress on and Research and Education in Mechatronics (REM), 2012 13th Int'l Workshop , pp. 199-204, 2012

V. Luboz, E. Promayon, G. Chagnon, T. Alonso, D. Favier, **C. Barthod** and Y. Payan, Validation of a Light Aspiration device for in vivo Soft Tissue Characterization (LASTIC), *Soft Tissue Biomechanical Modeling for Computer Assisted Surgery*, Yohan Payan, Editor. Springer Verlag, Part 2: In vivo estimations of soft tissue constitutive laws, Chapter 9 (19 pages) , Springer Book (2012)

Luboz V., Promayon E., Chagnon G., Alonso T., **Barthod C.**, Favier D., Payan Y., Validation de LASTIC (Light Aspiration device for in vivo Soft Tissue Characterization) sur des élastomères, 2^{ème} Journée thématique sur la caractérisation mécanique des élastomères, Grenoble : France (2012)

Maréchal L., **Barthod C.**, Goujon L., Büssing T., Design and development of a mechatronic infant torso simulator for respiratory physiotherapy learning, *Mechatronics* (2011), online 21/12/2011
doi:10.1016/j.mechatronics.2011.11.008, *Mechatronics* 22, 1 (2012) pp. 55-64

Barthod C., Maréchal L., Goujon, L., Design of a physical simulator to improve the management of infant chest physiotherapy cares, *IEEE 12th International Conference on E-Health Networking, Application & Service (HealthCom 2010)*, july 1-3, 2010, 2010, pp. 290-295

L. Maréchal, **C. Barthod**, J.C. Jeulin, "Characterisation of the expiratory flow increase technique: method and results analysis", *Physiol. Meas.* 30(2009)1445–1464

L. Marechal ,C.Barthod and J.C. Jeulin

J.C. Jeulin, F. Gatto, L. Maréchal, **C. Barthod**, "Analyse de pratiques professionnelles en kinésithérapie respiratoire pédiatrique en vue de la conception d'un simulateur en santé", *Kinésithérapie, la revue*, Vol 9, N° 92-93 - août-septembre 2009, pp. 48-55

C. Barthod, L. Maréchal, Brevet FR0902308, WO 2010130754, « Ensemble d'apprentissage et simulateur de torse de nourrisson pour l'apprentissage du geste de la kinésithérapie respiratoire », 2009, déposant : Université de Savoie

L. Maréchal, **C. Barthod**, J-C. Jeulin, G. Gautier and J. Lottin, " Mechatronical approach for the definition of future functionalities for a chest simulator", *Mecatronics* 2008, p 211

"Instrumentation and LabVIEW based continuous processing for chest physiotherapy",

L. Maréchal, **C. Barthod**, G. Gautier, J. Lottin, J.C. Jeulin,
Biodevices 2008, International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies, pp 41-46

«Measurement System for Gesture Characterization During Chest Physiotherapy Act on Newborn Babies Suffering from Bronchiolitis"

L. Maréchal, **C. Barthod**, J. Lottin, G. Gautier, J.C. Jeulin,
IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference Management System 2007, pp 5770-5573

"Instrumented Gloves For Gesture Characterization During Chest Physiotherapy Act On Babies",

L. Maréchal, J. Lottin, **C. Barthod**, G. Gautier, L. Goujon and J.C. Jeulin,
REM2007, Tallin, Estonia

“L'apport de l'instrumentation dans la formation et la pratique de la kinésithérapie respiratoire du nourrisson,”

C. Barthod, G. Gautier, L. Goujon, J. C. Jeulin,
ReK, n°4, pp. 49-56, June 2006

2.6. Instrument motorisé à degrés de liberté multiples pour la chirurgie mini-invasive (Projet DEXTERITE)

Encadrements :

- Rémi ROSSET-LANCHET : doctorat Physique Expérimentale et Instrumentation (2008- 2012)
- Jérémy HIGUERAS-GIMENEZ : apprentissage en licence professionnelle Mesures et Contrôle pour l'Instrumentation Médicale (2009-2010)

Collaboration avec la société Dextérité Surgical S.A.

Financement obtenu par contrat avec cette société (Barthod 2009)

Contexte et objectifs du projet

Le monde médical est de plus en plus demandeur d'outils instrumentés afin d'améliorer la qualité des soins prodigués aux patients. En particulier, dans le domaine de la chirurgie mini-invasive, il est extrêmement important de pouvoir réaliser rapidement et précisément les gestes nécessaires au traitement du patient. Or, dans certains cas (chirurgie cardiaque, laparoscopie,...), cette opération peut demander une intervention lourde au niveau des outils employés et des ouvertures à réaliser.

Aussi, d'après Rochat, dans le cas particulier de la prise en charge chirurgicale du cancer de la prostate, la chirurgie mini-invasive représentée par la prostatectomie laparoscopique n'a pas démontré actuellement une supériorité par rapport aux méthodes chirurgicales traditionnelles ceci en raison de la difficulté de l'acquisition technique de cette opération [Rochat06]. Une autre pratique s'est développée récemment : il s'agit de la prostatectomie robotisée symbolisé par le micro-manipulateur DaVinci. Ce système donne une vision exceptionnelle du champ opératoire en trois dimensions et permet une excellente précision des gestes. Il offre rapidement une aisance opératoire par rapport à l'apprentissage long et difficile de la prostatectomie laparoscopique conventionnelle. Cependant, l'investissement financier est très lourd. De plus, dans certains cas d'opération, les équipes de travail ont été confrontés au problème d'encombrement et d'ergonomie du système robotique, engendrant notamment des difficultés d'accès aux organes [Costes02]. Aussi, l'utilisation de ce type de matériel est maintenant réduite pour des patients subissant des interventions avec des spécificités définies, en acceptant alors des aménagements du protocole opératoire. Par conséquent, afin de minimiser le temps d'intervention chirurgicale et l'amplitude de l'ouverture, et corrélativement diminuer le temps de récupération du patient, la demande d'instruments adaptés est de plus en plus pressante.

Le projet DEXTERITE s'inscrit dans le cadre de cette demande et vise à développer un instrument chirurgical "intelligent" tenu en main, qui privilégie le confort du praticien, à mi-chemin entre l'outil de chirurgie mini-invasive conventionnel et le robot DaVinci. L'objectif est de réduire la période d'apprentissage nécessaire à la prise en main d'un outil conventionnel de chirurgie mini-invasive tout en améliorant la qualité des interventions réalisées. Cet instrument, qui doit permettre au chirurgien de réaliser des opérations à l'intérieur du patient au travers de petites incisions, doit conserver un encombrement globalement similaire à celui d'un outil conventionnel. Il pourrait prendre la forme d'une pince articulée munie de fonctionnalités empruntées à la robotique.

Cette étude s'est développée à l'initiative d'un ingénieur en matériel médical, dans le cadre de projets étudiants dès 2006 puis une collaboration a été engagée avec le laboratoire SYMME pour le développement de cet instrument dans le cadre du dispositif régional à la création d'entreprise innovante.

Un contrat de recherche a été engagé sous ma responsabilité scientifique, afin d'entériner la collaboration avec la société nouvellement créée Dextérité Surgical S.A. (Barthod 09). L'objectif de ce projet est donc de concevoir un comanipulateur chirurgical dans le but de réaliser un prototype. Les verrous technologiques à lever relèvent de contraintes inhérentes au milieu médical (biocompatibilité, hygiène) et aux exigences technologiques requises par la fonction même de l'instrument (miniaturisation, ergonomie, précision).

L'instrument doit être polymorphe : il sera constitué d'un "corps" comprenant la prise en main et l'intelligence (instrumentation, électronique, contrôle commande) et d'un outil interchangeable (pince ou ciseau) permettant de réaliser les opérations de coupe et de suture.

Concernant ce volet de recherche, les solutions techniques sont peu développées par souci de confidentialité. Je présente donc dans ce mémoire, davantage la démarche suivie que les résultats obtenus.

Notre démarche initiale s'est organisée sur deux phases menant à l'écriture du cahier des charges :

- › analyser la pratique professionnelle et plus précisément la trajectoire de certains gestes spécifiques qui sont réalisés lors des interventions, afin d'en déduire les degrés de liberté nécessaires à l'instrument et les différentes possibilités de commande
- › évaluer et définir les besoins finaux souhaités par les utilisateurs ; réaliser la transposition des fonctionnalités

Puis une troisième phase a permis de concevoir la structure mécatronique du comanipulateur et de réaliser un prototype fonctionnel dont l'objectif a été de valider les choix technologiques principaux. Lors de cette phase, nous avons partiellement occulté les contraintes cliniques, afin de privilégier une démarche plus pragmatique. La démarche globale du projet a été construite suivant un cycle en spirale, permettant ainsi de préciser et d'enrichir le cahier des charges au fur et à mesure de la démarche de conception [Boehm 88] (figure 46).

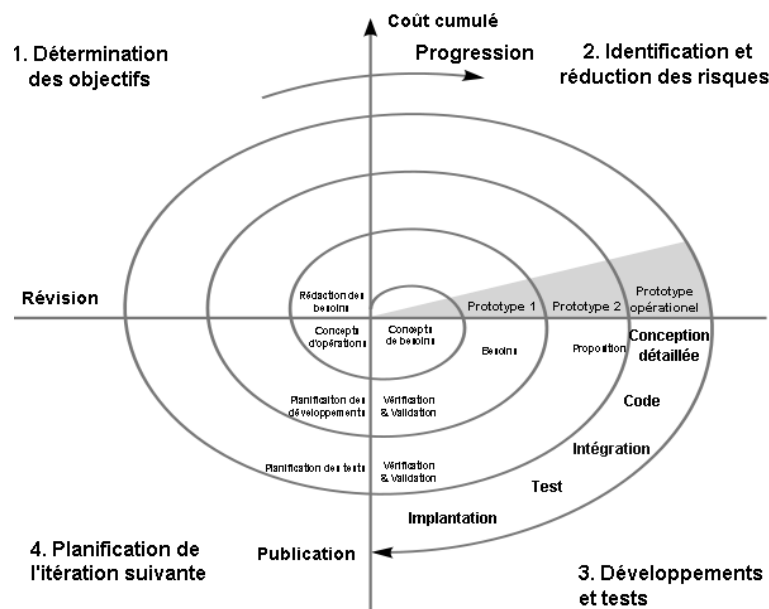


Figure 46. Cycle en spirale

Analyse de la pratique professionnelle

Choix des paramètres

Pour que l'analyse de la pratique professionnelle puisse être objective, un chirurgien référent a été identifié. Il s'agit d'observer son geste en situation professionnelle et d'en réaliser l'analyse technique. Plusieurs objectifs sont liés à cette observation.

En premier lieu, le choix de gestes spécifiques doit être réalisé afin d'étudier la possibilité d'intégrer sur l'instrument des fonctionnalités capables de faciliter leur exécution. L'instrument à concevoir doit conserver un encombrement globalement similaire à celui d'un outil de chirurgie mini-invasive conventionnel, l'analyse doit être effectuée lors de l'utilisation d'un tel outil. D'autre part, un praticien spécialisé en kinésithérapie du poignet doit étudier et analyser la position du poignet du bras et de l'épaule du chirurgien lors de la pratique, afin d'anticiper les degrés de liberté à prévoir au niveau de la prise en main de l'outil qui permettront de favoriser des positions posturales les moins fatigantes possibles. Enfin, les conditions d'exécution du geste étant définies (existence d'un point fixe : outil positionné dans un trocart), l'analyse des trajectoires simultanées, d'une part au niveau de la main et d'autre part au niveau de l'outil en bout d'instrument, devrait permettre de déterminer les différentes possibilités de lois de commande (figure 47).

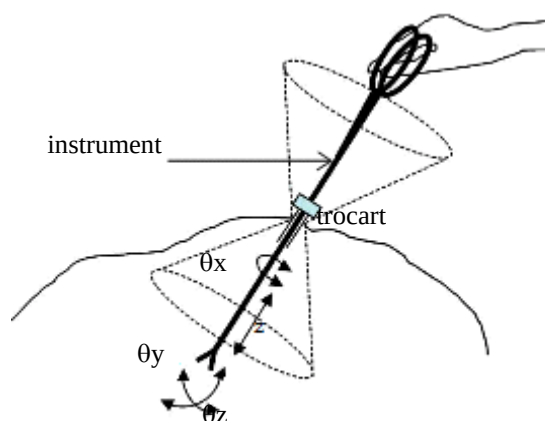


Figure 47. Degrés de liberté en chirurgie mini-invasive

Suite à l'observation des gestes réalisés avec un outil classique dans des conditions d'opération sous coelioscopie, des discussions avec le chirurgien référent et le praticien spécialisé en kinésithérapie du poignet ont permis de définir des gestes "critiques". Nous les avons identifiés soit par la difficulté technique de leur réalisation, soit par la fatigue engendrée due à des positions d'inconfort prises par le chirurgien lors de leur réalisation.

En effet, il existe plusieurs situations d'inconfort avec un outil classique lors d'une opération sous coelioscopie : en particulier, la sollicitation excessive des deltoïdes laquelle est réalisée lorsque le bras s'écarte du corps, le maintien d'un angle différent de l'angle plat entre la position de la main et celle de l'avant bras [Park10]. D'autre part, les gestes critiques du fait de la difficulté de leur réalisation correspondent au passage d'un point de suture et à la réalisation d'un nœud ; ils mettent en œuvre majoritairement les degrés de libertés distaux : la rotation autour de l'outil et sa rotation propre.

Les gestes retenus sont donc de deux types : des gestes spécifiques (rotation autour du point de pivot, rotation propre, passage d'un point) d'une part, permettant de quantifier l'inconfort du chirurgien lors des interventions ; des gestes géométriquement simples en bout d'instrument (ligne, passage d'un point) d'autre part, permettant de quantifier la précision du geste réalisé et sa vitesse d'exécution.

Réflexion sur la difficulté d'exécution du geste : mesure de gestes usuels

L'objectif des mesures est de caractériser les gestes qui sont mis en œuvre aux niveaux de la main et de l'avant bras pour réaliser le geste en bout d'outil. Trois capteurs de position « Mini Bird » développés par Ascension Technology possédant six degrés de liberté, ont été mis en œuvre afin d'enregistrer simultanément les trajectoires de la main, de l'avant-bras (long supinateur) et du bout d'instrument (figure 48). Leur faible masse et leur encombrement réduit ne perturbent pas le geste.

Les déplacements issus des capteurs sur le long supinateur et sur la main permettent d'être informé sur la position du bras par rapport au corps du praticien et sur l'angle entre l'avant bras et la main. On cherche ici à voir si le praticien réalise un mouvement de rotation de la main et fatigue alors le muscle supinateur. Les déplacements issus des capteurs sur la main et en bout d'instrument permettent d'être informé sur les trajectoires simultanées de la main et du bout de l'instrument. Cette étude permet de définir les types de transformations utilisées par le chirurgien pour la réalisation de son geste.

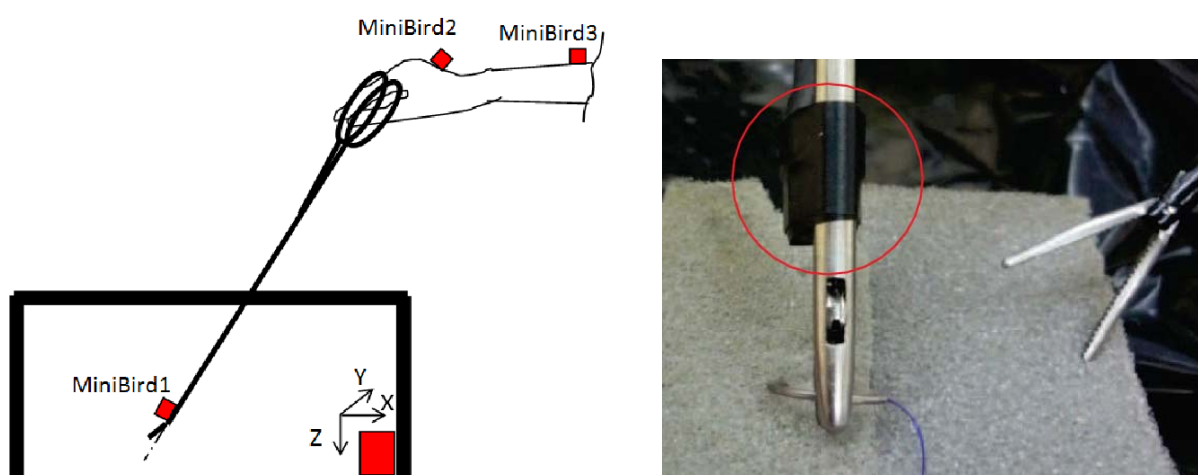


Figure 48. Positions des capteurs sur l'outil pour la mesure du geste

Nous avons réalisé des enregistrements des trajectoires lors de la réalisation des gestes définis avec le chirurgien référent. Des exemples d'enregistrement sont présentés en figures 49 et 50. Ces mesures nous informent que la réalisation de mouvements simples intracorporels de la pince s'avère imprécise du fait de la mise en œuvre de mouvements externes de la main et de l'avant-bras qui génèrent des postures inconfortables ; en particulier le passage du point requiert un mouvement de pro supination. Il apparaît donc que le mouvement de rotation propre, mis en œuvre lors du passage du point, est non seulement difficile à réaliser mais également source d'inconfort postural pour le chirurgien.

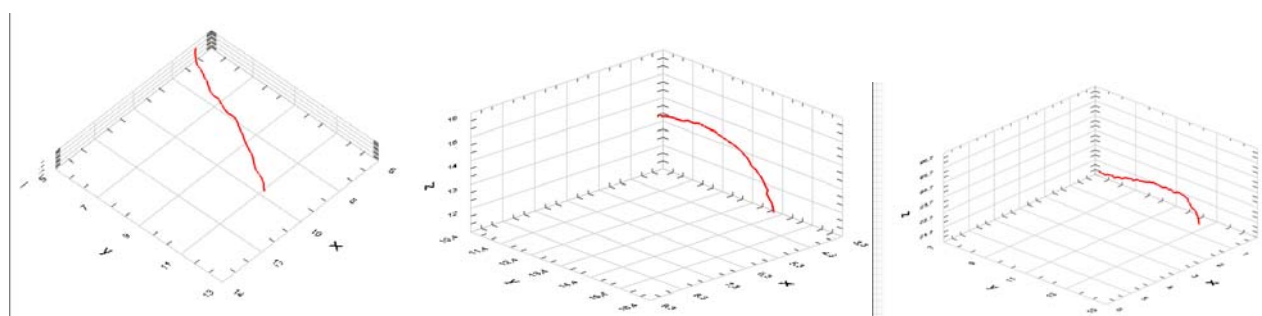


Figure 49. Suivi d'une ligne : trajectoire du bout de l'outil, de la main, de l'avant bras

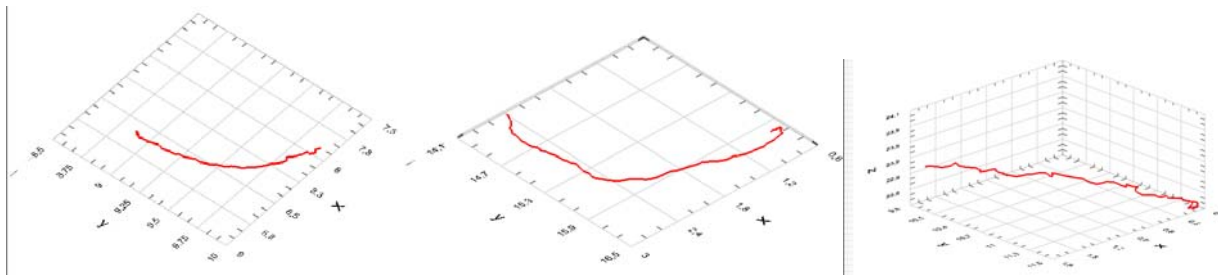


Figure 50. Passage d'un point : trajectoire du bout de l'outil, de la main, de l'avant bras

Cinématique d'un geste spécifique : étude analytique du passage d'un point

En chirurgie ouverte, le chirurgien dispose de six degrés de liberté pour manipuler l'aiguille. La trajectoire idéale de l'aiguille lors du passage d'un point consiste en la rotation propre de son centre situé au-dessus du tissu dans un plan perpendiculaire aux tissus. Les mors du porte aiguille doivent donc réaliser une rotation autour du cercle de centre virtuel de l'aiguille (Figure 51). Le chemin rouge indique le mouvement de la pointe entrant en E^* et sortant en S^* . Le passage du point n'est donc jamais contraint par des limitations de mouvements. Il existe toujours un chemin idéal le long duquel les contraintes exercées sur les tissus sont minimales.

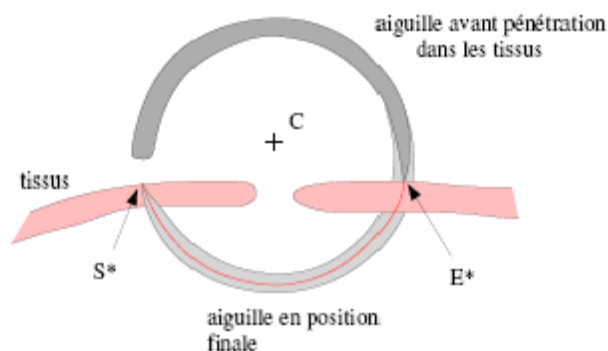


Figure 51. Passage d'un point : trajectoire du bout de l'outil, de la main, de l'avant bras

En chirurgie laparoscopique, la trajectoire de l'aiguille est contrainte par le fait que deux degrés de liberté sont supprimés. De ce fait, avec un porte aiguille classique, la mise en œuvre de la rotation propre autour des mors de la pince n'est pas suffisante pour le passage du point : l'aiguille ne parvient pas à pénétrer dans les tissus sans les déplacer voire les déchirer. Les déformations longitudinales du tissu dans le plan de l'aiguille entraînent une imprécision spatiale du point de sortie de l'aiguille. Pour réussir le passage du point, l'utilisateur doit alors réaliser des mouvements complexes pour s'approcher de la trajectoire idéale de l'aiguille, ce qui est d'une part, techniquement difficile, d'autre part, induit des postures inconfortables.

Dans l'objectif de faciliter ce geste et d'en diminuer la technicité et l'inconfort, ce qui devrait tendre également à diminuer le déchirement, nous avons cherché à modifier l'instrument afin qu'un mouvement simple puisse permettre de réaliser la trajectoire idéale. La solution choisie est d'excentrer les mors de la pince de l'axe de rotation propre d'un rayon R_{ex} par rapport à l'axe de l'instrument (Figure 52).

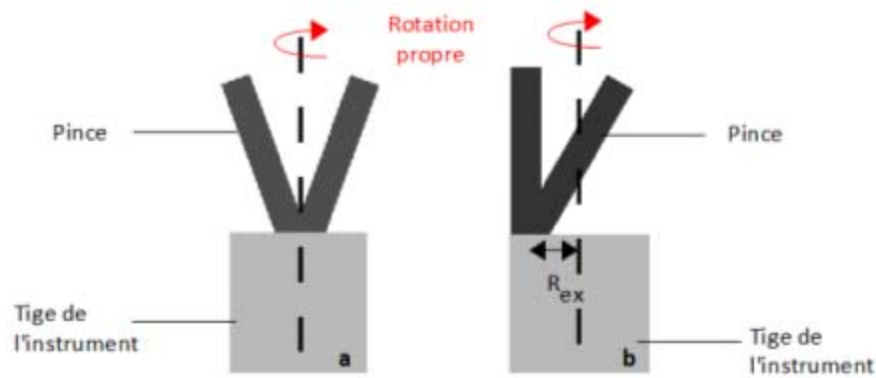


Figure 52. Intérêt de l'excentricité sur les mors de la pince

Une étude analytique de la trajectoire a été menée afin de déterminer l'effet des paramètres géométriques sur le déchirement des tissus de façon à chercher à le minimiser. Les déchirements minimal et maximal correspondent aux positions géométriques précisées en figures 53 et 54, et par conséquent, dans l'hypothèse où les mors sont tangents à la paroi à suturer, leurs expressions analytiques s'écrivent :

$$D_{min} = 2 \sin \frac{\alpha}{2} \sqrt{R(R - R_{ex})} - X_1 - \sqrt{R^2 - (R_{ex} - Y_1)^2} \quad (3)$$

$$D_{max} = \sqrt{R_f^2 - R_{ex}^2} \quad D_{max} = 2 \sin \frac{\alpha}{2} \sqrt{R(R - R_{ex})} \quad (4)$$

Enfin, du point de vue de l'analyse de la pratique professionnelle, il nous a semblé intéressant de définir la position optimale de l'aiguille dans les mors de la pince. Sur la figure 55 sont représentés les déchirements maximal et minimal en fonction de la position de l'aiguille dans les mors avec une aiguille 3/8 26 mm, dans le cas où le rayon de l'excentricité est 2,8 mm, qui est le rayon maximal d'excentricité réalisable si l'instrument a un diamètre de 8 mm et les mors une épaisseur de 1,2 mm. Une aiguille 3/8 26 mm a les caractéristiques géométriques suivantes : la longueur relative de l'arc correspond à 3/8^e du cercle complet; la longueur de l'aiguille est égale à 26 mm.

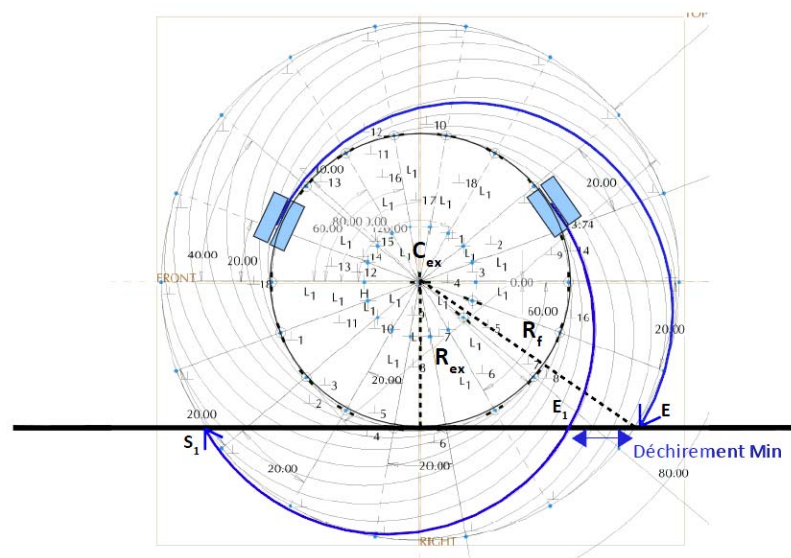


Figure 53. Représentation du déchirement minimal

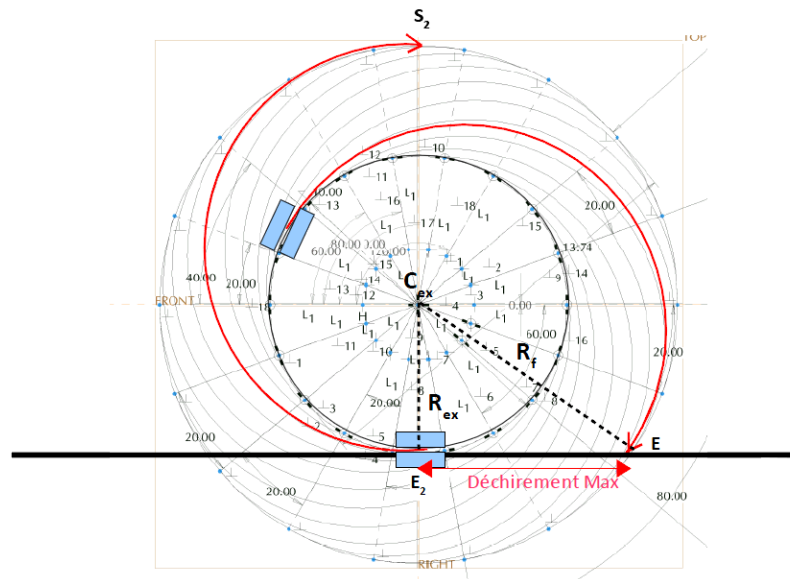


Figure 54. Représentation du déchirement maximal

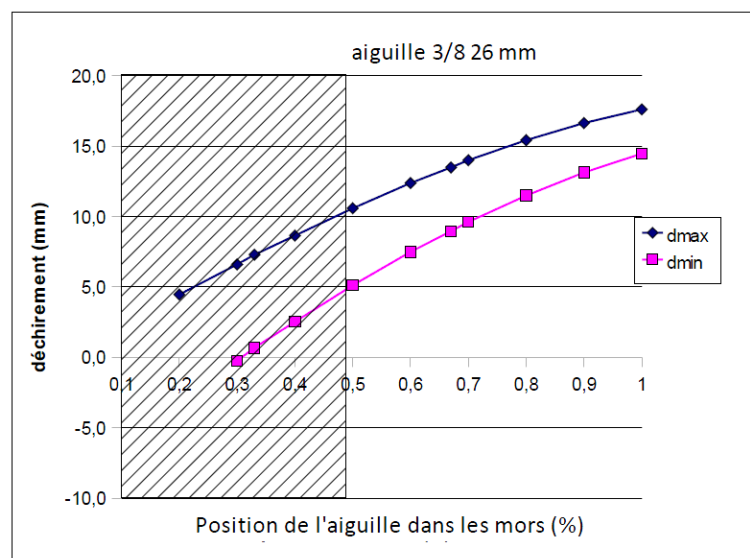


Figure 55. Déchirements minimal et maximal en fonction de la position de l'aiguille dans mes mors

Usuellement, la prise de l'aiguille dans les mors s'effectue entre le bout opposé à la pointe (100%) et le milieu de l'aiguille (50%). Nous avons montré que le déchirement minimal est obtenu en prenant l'aiguille le plus près possible de la pointe.

Les formules analytiques des déchirements (3) et (4) mettent également en évidence le fait que le rayon de l'aiguille est un paramètre influent. La figure 56 suggère qu'il est possible de diminuer le phénomène de déchirement et ainsi d'améliorer la pénétration de l'aiguille dans les tissus en choisissant une géométrie d'aiguille adaptée.

Cette étude analytique a permis d'une part de valider la solution technique consistant à excentrer l'aiguille par rapport à l'axe de la pince, d'autre part à fournir au praticien des règles d'utilisation de l'instrument afin d'approcher au plus près le geste théorique idéal.

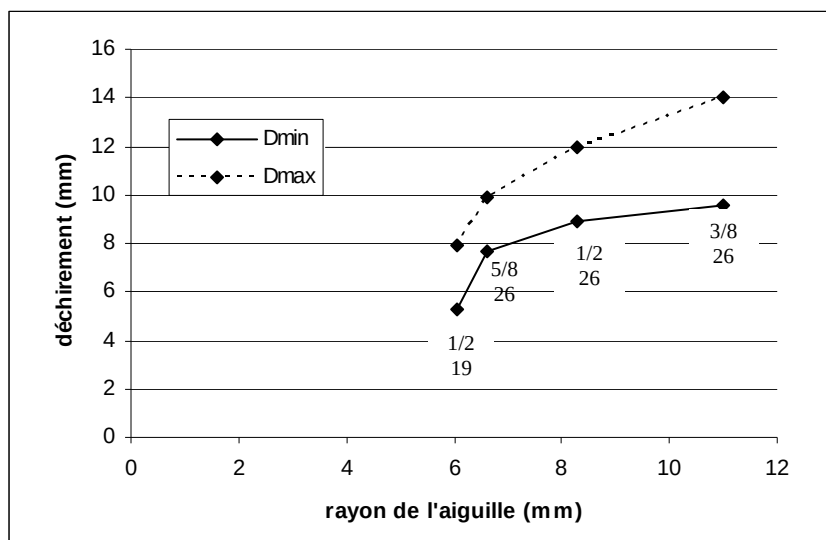


Figure 56. Déchirements minimal et maximal avec une excentricité de 2,8 mm en fonction du type d'aiguille

Conception mécatronique de l'instrument

Etude des fonctionnalités souhaitées par les utilisateurs

La conception d'un comanipulateur impose l'étude d'une ergonomie spécifique qui ne peut être définie que grâce à une interaction forte entre le futur utilisateur et le concepteur technique. Aussi, l'ergonomie de l'interface homme/machine (IHM) est une fonctionnalité qui a été identifiée dès le début du projet ; de même que les problématiques liées à la longueur totale ou à la masse de l'instrument. Elles ont induit des contraintes en termes d'encombrement, de géométrie et de masse de l'instrument à concevoir. D'autre part, les outils mis en place pour l'analyse de la pratique professionnelle ont permis d'étudier les sources d'inconfort et notamment dans le cadre du geste critique de passage du point et de définir ainsi un cahier des charges initial à ce stade. Ainsi, l'outil à concevoir doit :

- palier à la perte des deux degrés de liberté distaux due à la technique de laparoscopie
- stabiliser le mouvement
- permettre le passage d'un point de suture par la seule rotation propre de la pince
- dissocier la préhension de la commande

D'autres fonctionnalités sont souhaitées par les praticiens pour permettre d'améliorer précision et rapidité d'exécution, dans l'objectif de faciliter l'apprentissage des gestes de coelioscopie ; en particulier :

- la prise en compte de la "fluidité" du geste
- la réalisation de mouvements en translation au niveau de la pince en superposition aux mouvements en rotation directement issus du mouvement du chirurgien (cette fonctionnalité doit permettre au praticien de ne pas avoir à modifier son geste, a priori, par rapport à celui réalisé avec un outil classique)
- la possibilité d'adaptation d'autres outils

Choix de conception

Dans le processus de conception d'un système robotisé, l'encombrement et la performance sont étroitement liés. D'une manière générale, la demande des chirurgiens se traduit par un besoin d'un dispositif robotisé peu encombrant [VanMeer05]. La contrainte de l'encombrement soulève la question du placement des actionneurs par rapport à la mécanique : soit déporté ce qui exige une motorisation très puissante, soit à proximité de la mécanique dans le corps même

de l'instrument ce qui engendre des problèmes éventuels de masse et de vision du bout de l'outil.

C'est cependant cette seconde solution que nous avons choisi de mettre en œuvre afin de privilégier un faible encombrement global, mais les problématiques de masse et d'encombrement du bout d'outil ont été un souci permanent.

D'autre part, pour la conception du premier prototype, qui joue plutôt le rôle d'un démonstrateur, on s'est restreint, au vu des observations de la pratique professionnelle, à transposer les fonctionnalités de base qui doivent améliorer la réalisation des gestes critiques. En revanche, le second prototype est un instrument totalement fonctionnel, et qui prend en compte les contraintes spécifiques hospitalières.

Le premier cahier des charges, défini sur la base des observations et des mesures effectuées de la pratique professionnelle, a permis de poser des objectifs en termes de réponse technologique de l'instrument. Des choix de conception ont ainsi été définis ; en particulier :

- concevoir une articulation distale possédant au minimum deux degrés de liberté afin de palier à la perte des deux degrés de liberté distaux dus au passage dans un trocart ;
- motoriser les axes orientation de la pince en bout d'instrument et rotation propre afin de stabiliser le mouvement
- excentrer l'axe de rotation de l'aiguille, pour permettre le passage d'un point de suture par la seule rotation propre de la pince
- motoriser l'ouverture/fermeture de la pince afin de dissocier la préhension de la commande.

Des choix concernant la commande de la motorisation ont dû également être faits. Enfin, dans le but d'améliorer l'inconfort, nous avons étudié l'utilité d'ajouter une articulation proche de la prise en main afin de limiter l'inconfort postural lié directement à la préhension du mouvement.

Réalisation d'un démonstrateur et validation du principe

Un démonstrateur opérationnel est réalisé dans le but de valider la faisabilité de l'instrument et d'affiner les fonctionnalités à mettre en œuvre. Il comporte une structure mécanique sur la base d'une rotule qui offre six degrés de liberté distaux avec la possibilité de préhension d'une aiguille. Trois moteurs permettent d'actionner l'axe de rotation propre, l'orientation en bout d'outil et l'ouverture / fermeture de la pince. Un asservissement spécifique en vitesse et position à base de microcontrôleurs a été réalisée afin de pouvoir ajuster, au cours des essais, les paramètres avec le praticien par la suppression volontaire par l'électronique de certains degrés de liberté. Ceci a permis de juger de leur nécessité au cours d'essais avec le chirurgien référent. De plus, l'instrument comporte plusieurs articulations proximales afin de donner du confort à la prise en main et d'avoir une posture idéale.

Ce premier instrument a été testé auprès de trois urologues dans plusieurs conditions d'expérimentation : in vivo (cadavre humain, poulet) ou sur des « fantômes mousses » ; avec plusieurs configurations de degrés de liberté distaux et proximaux. Enfin l'interface homme machine étant complètement innovante pour ce type d'instrument, plusieurs solutions technologiques originales ont été proposées aux praticiens. Les différents types d'actionneurs (tout ou rien, proportionnel rotatif ou linéaire) ont été expérimentés in situ afin d'obtenir de la part des praticiens un jugement le plus objectif possible concernant la convivialité de l'interface.

Cette campagne de mesure a permis de valider le choix des fonctionnalités techniques à mettre en œuvre sur l'instrument. Deux articulations proximales de la prise en main sont nécessaires ; trois fonctions mécaniques distales s'imposent : « orientation gauche-droite », « rotation propre » et « ouverture-fermeture » de la pince. Les choix technologiques ont pu également être validés concernant l'interface homme machine : les commandes de l'orientation de la pince et de la rotation propre seront assurés par des actionneurs tout ou rien, la fonction ouverture-fermeture de la pince est réalisée par un actionneur proportionnel analogique linéaire à l'image d'une gâchette.

Néanmoins, quelques points nécessitent d'être réétudiés :

- un degré de liberté distal semble être redondant avec le mouvement de pro-supination du praticien ; la suppression d'un degré de liberté intracorporel semble rendre l'instrument plus facile à utiliser
- la prise en main de la poignée de commande n'est pas suffisamment intuitive
- le champ de vision du praticien est gêné par le diamètre de l'instrument, il convient donc de le réduire
- la longueur de l'instrument crée un déséquilibre par rapport aux instruments classiques qui sont généralement plus courts : elle doit être réduite

Cahier des charges et instrument final

Une démarche mécatronique est mise en œuvre afin de transposer les fonctionnalités attendues définies pour ce comanipulateur avancé et d'élaborer le cahier des charges complet de l'instrument. Les aspects réglementaires portant notamment sur le nettoyage et la stérilisation ont été pris en compte notamment pour le choix des matériaux. La globalité des fonctionnalités étant définies, la structure et les types d'actionneurs nécessaires à la réalisation du mouvement de la tête d'outil sont choisis à ce stade, afin de privilégier au mieux l'intégration. Les limites et la précision attendues sur les différentes variables physiques ont été définies. Les cas limites efforts déplacements sont précisés.

Des choix technologiques sont effectués pour définir conjointement la structure distale de l'instrument et sa commande et notamment les fonctionnalités d'inclinaison de la pince, de sa rotation propre et l'ouverture fermeture de la pince. Ces trois axes sont commandés par trois moteurs identiques.

Cette nouvelle structure induit un couplage cinématique entre les différents axes qui s'exprime par une relation matricielle simple laquelle impose les lois théoriques nécessaires au découplage (figures 57 et 58). La possibilité pour l'instrument d'actionner indépendamment chaque axe est réalisée au moyen de lois de commande adaptées asservies en temps réel.

$$\begin{pmatrix} \text{Pivot} \\ \text{Rotation} \\ \text{Pince} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & k1 & k2 \\ 0 & 1 & k3 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \text{Motor Pivot} \\ \text{Motor Rotation} \\ \text{Motor Pince} \end{pmatrix}$$

Figure 57. Matrice de couplage cinématique

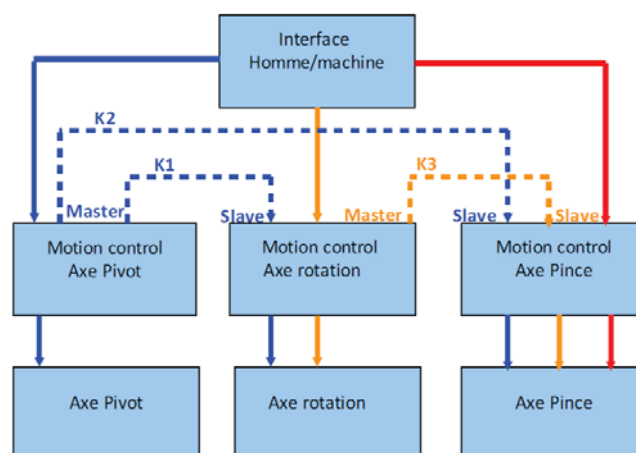


Figure 58. Principe des lois de commande pour le découplage cinématique

Un second prototype a été réalisé. Des bancs d'essais instrumentés ont été conçus afin de caractériser les performances de l'instrument et définir ses caractéristiques en termes de fonctionnalités et d'endurance (mesure des amplitudes des mouvements, de la précision et de la répétabilité).

Conclusion et perspectives

La réalisation du prototype de ce dernier instrument a permis de valider notre démarche de conception qui a su être enrichie au fur et à mesure de l'avancement du projet, y compris concernant la phase de rédaction du cahier des charges final (figure 59). La définition précise des spécifications techniques est une étape extrêmement importante et notamment dans le cas de projets transversaux et mettant en relation des disciplines habituellement disjointes telles que la mécatronique et la chirurgie. Même si l'introduction de l'instrumentation dans les outils chirurgicaux se développe de plus en plus, l'étude de la conceptualisation des fonctionnalités souhaitées par les praticiens reste très spécifique en fonction du type d'instrumentation à intégrer. Le chercheur doit s'appropriier les caractéristiques des savoirs experts du chirurgien afin de les traduire en concepts techniques décrits à l'aide de paramètres pertinents pour les transposer ensuite en fonctions technologiques. Le chirurgien doit valider en continu cette démarche.

La démarche du déroulement de ce projet doit beaucoup au projet Simulatorse. Cependant, mon implication est moins globale puisque la conception mécanique de l'outil est réalisée parallèlement par un ingénieur de l'entreprise collaboratrice et que la réflexion a débuté antérieurement à la thèse. Même si les contacts avec l'entreprise ont été très fréquents, la mise en phase a été souvent difficile et les contraintes d'industrialisation ont interféré avec la démarche totalement mécatronique et critique qui aurait été souhaitée. Cependant, la démarche en spirale a su permettre la remise en cause des solutions techniques initiales au profit de solutions mécatroniques plus intégrées, répondant ainsi de manière satisfaisante au besoin des praticiens.

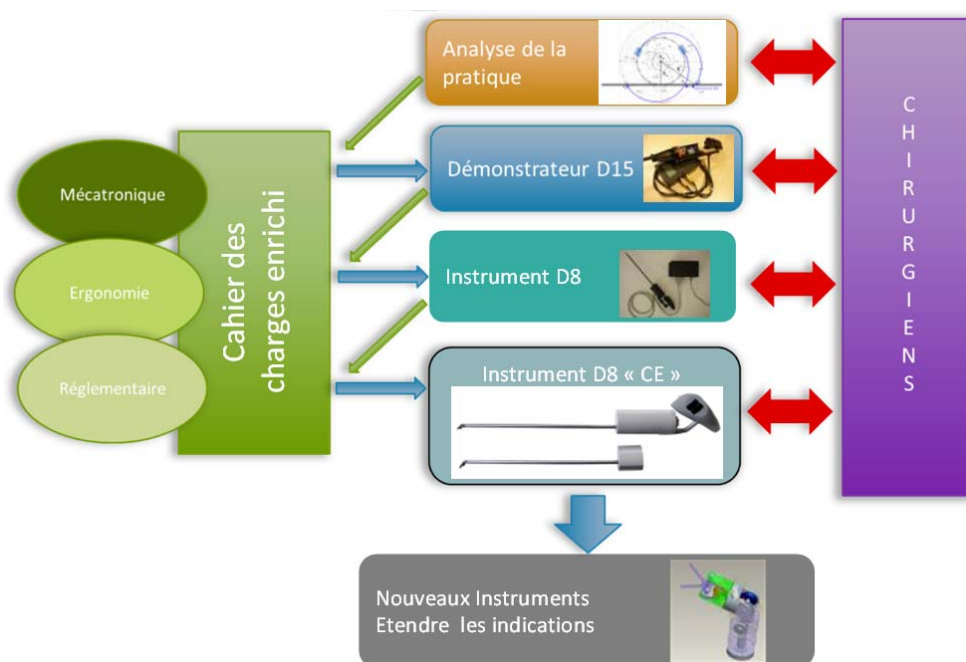


Figure 59. Démarche globale de conception

Publications consécutives à ces travaux

Rosset-Lanchet R., **Barthod C.**, Ollagnier J., Giordano M., Skowron O., *Motion control of a multi-dof grasper manipulator for laparoscopic surgery*, EAM2010, MECATRONICS2010-Yokohama, november 22-24, 2010, pp. 463-467

P. Barrier, G. Gautier, J. Ollagnier, Brevet PCT/IB050390 " Manipulateur à découplage des mouvements, et application aux instruments pour chirurgie mini invasive", 2009, déposant : Dexterité Surgical

P. Barrier, **C. Barthod**, M. Giordano, J. Ollagnier, R. Rosset-Lanchet, brevet N°09 55382, "Manipulateur ergonomique et semi-automatique et applications aux instruments pour chirurgie Mini-invasive", 2009, Déposant : Dexterité Surgical

P. Barrier, J. Ollagnier, R. Rosset-Lanchet, brevet N°09 55383, "Manipulateur à tenue manuelle et articulation de confort", 2009, Déposant : Dexterité Surgical

P. Barrier, J. Ollagnier, R. Rosset-Lanchet, brevet N°09 55383, "Manipulateur à tenue manuelle et préhension symétrique", 2009, Déposant : Dexterité Surgical

3. Bilan & perspectives

Conclusion

Les travaux que j'ai conduits depuis une quinzaine d'années s'inscrivent dans une perspective de recherche, de compréhension, de mise en œuvre et de conception de systèmes de mesure.

Ils proposent une réponse à un besoin de nouvelles techniques ou technologies de mesure spécifiques exprimé par le milieu industriel et/ou médical. Quel que soit le contexte d'étude, cela suppose la levée de verrous scientifiques imposés par un cahier des charges défini en collaboration avec le professionnel, pour mener à la conception puis la réalisation d'un système, dont le caractère multidisciplinaire est intrinsèque. L'optimisation de ce système est également une préoccupation permanente. Pour atteindre cet objectif, la démarche mécatronique est très riche, puisqu'elle impose, depuis la mise en œuvre du principe physique et la conception de l'élément sensible jusqu'à la réalisation du capteur ou du système, que les aspects mécanique, matériaux, instrumentation, électronique, logiciel se côtoient et interagissent naturellement.

D'autre part, l'environnement spécifique de vie du système (système industriel, système d'apprentissage, utilisation en milieu médical,...) ajoute des contraintes supplémentaires. La conception des systèmes de mesures a été menée dans deux contextes : d'une part le contexte industriel dans le but de réaliser un capteur ; d'autre part le contexte médical dont l'objectif est l'assistance au geste.

La conception de **capteurs industriels innovants** a été l'objectif des premiers projets présentés. Des prototypes de capteurs innovants ont été conçus, réalisés et validés : un capteur de force, une sonde de champ électrique et un dispositif de mesure de déformation mécanique in situ.

L'innovation dans la première étude provient autant de la géométrie originale du corps d'épreuve que de l'utilisation d'éléments piézoélectriques permettant l'intégration du système de mesure sur la structure mécanique. Les simulations réalisées ont permis de dimensionner et optimiser le dispositif et l'électronique de conditionnement spécifique. Les prototypes réalisés ont obtenu les caractéristiques attendues. Afin d'élargir les possibilités de commercialisation de ce capteur, des règles globales de dimensionnement de la structure géométrique ont été proposées.

La mise en œuvre d'un matériau électro-optique pour la conception d'une sonde de champ électrique assurant une bonne isolation galvanique a été l'objectif du second projet. L'enjeu est la mise en œuvre d'une démarche mécatronique, puisque plusieurs disciplines se côtoient à travers le couplage électro-optique au centre du principe de mesure, l'électronique associée, la miniaturisation et l'intégration du dispositif pour réaliser un système portatif. Le dispositif réalisé a donné une réponse technologique satisfaisante, mais le prix trop élevé de la sonde n'a pas permis sa commercialisation.

Enfin, le troisième projet décrit a permis de répondre précisément à la nécessité d'étudier de nouvelles techniques de mesure de sollicitations mécaniques in situ dans les multimatériaux. Nous avons mis en œuvre des films minces de PVDF d'une épaisseur de neuf micromètres afin de réaliser des mesures de contraintes mécaniques entre deux couches d'une structure sollicitée en dynamique. L'intégration du dispositif in situ a permis d'optimiser le dimensionnement d'un capteur dans une application industrielle. Le principe de mesure de déformation in situ s'avère être un outil très efficace pour comprendre les lois de comportement et mesurer les propriétés intrinsèques de nouveaux matériaux. La simulation par éléments finis a un rôle extrêmement intéressant à jouer : elle permet d'associer la définition de la structure du matériau à l'étude des fonctionnalités souhaitées avec pour objectif de dégager les paramètres pertinents pour une optimisation la plus complète et la plus précoce possible au cours de l'étude. La recherche de nouveaux matériaux polymères à propriétés piézoélectriques est un axe très prometteur actuellement poursuivi au laboratoire.

La deuxième partie de mes travaux est une contribution à la conception de **systèmes mécatroniques pour l'assistance au geste**. Dans chacun des projets, le travail de recherche s'est construit autour de la demande d'assistance de professionnels (en kinésithérapie et en chirurgie). Dans les deux projets, l'objectif est de développer, dans un environnement de travail figé et spécifique, un dispositif permettant d'augmenter les performances du praticien tout en limitant le temps d'apprentissage des gestes. Si le contexte des projets est très fermé, les directions de réflexion sont très ouvertes car les professionnels n'ont défini qu'un objectif final global. Le cahier des charges est totalement à construire, et la demande du praticien est souvent techniquement trop imprécise pour qu'il soit possible de le définir dès le début du travail.

La première étape de notre démarche a donc été de travailler avec les professionnels pour élaborer le cahier des charges initial, qui s'inscrit dans un cycle de développement en spirale. Ainsi, il s'agit pour nous de traduire en termes d'objectifs techniques la demande exprimée par le praticien. Le dialogue est essentiel et riche dans l'étude de ces projets interdisciplinaires, qui impliquent, de notre part, l'appropriation des langages et des jugements des professionnels. L'analyse de la pratique professionnelle permet de lever ce premier point bloquant, puisqu'elle conduit à caractériser les gestes techniques de manière objective et quantifiée. Cependant, la conceptualisation des fonctionnalités souhaitées par les praticiens reste une démarche très spécifique en fonction du type d'assistance à mettre en œuvre.

Le second verrou de ces projets est l'aspect comanipulation. Il s'agissait ici de développer des fonctions technologiques d'assistance permettant de faciliter le geste et son apprentissage, tout en conservant une interactivité optimale : pour l'instrument Dextérité, l'enjeu réside dans le fait de ne pas modifier le geste du chirurgien ; pour l'apprentissage sur le Simulatorse, le contexte impose de conserver le praticien enseignant dans son rôle éducatif. La part de la didactique dans ces projets a donc dû être prise en compte dès la rédaction du cahier des charges.

Le troisième point bloquant est la limitation des possibilités technologiques du fait de l'environnement de travail. Les verrous technologiques relèvent conjointement de contraintes inhérentes au milieu médical (bio-compatibilité, hygiène) et aux exigences technologiques requises par la fonction même du système à concevoir (ergonomie, précision,...). Ces problématiques ont trouvé des réponses dans les collaborations très étroites que nous avons construites avec les professionnels, menant ainsi à une formulation précise et technique du besoin, et à la conception et la réalisation de systèmes instrumentés intégrés adaptés.

Concernant le projet Simulatorse, il est apparu pertinent, en termes de qualité d'apprentissage, de proposer un système à propriétés variables. D'un point de vue des enjeux technologiques,

les exigences se resserrent et l'environnement de conception est totalement borné. L'objectif est de permettre la modification de la compliance de la structure au niveau du thorax. Des solutions ont été étudiées, mettant en œuvre des dispositifs semi-actifs basés sur la modification du débit d'un fluide circulant entre deux chambres d'un vérin. L'utilisation d'un fluide magnétorhéologique, de viscosité variable en présence d'un champ magnétique, est envisagée. La collaboration avec l'Association des Réseaux Bronchiolite a permis d'obtenir l'allocation de recherche doctorale de Tobias Büssing pour travailler dans cette voie.

Sur la conception du comanipulateur chirurgical Dextérité, les problématiques restantes sont la recherche de la fiabilité, et la prise en compte et la recherche de nouvelles solutions concernant le vieillissement ou l'usure du système. D'autres applications sont actuellement à l'étude avec les praticiens. La demande s'oriente vers un outil optimisé en simplicité de prise en main, en intuitivité et en ergonomie.

Plus généralement, les systèmes mécatroniques conçus ont une place privilégiée pour le développement de la mesure et de l'apprentissage en assistance à des professionnels de santé.

L'évaluation de la fiabilité des systèmes mécatroniques est actuellement l'un des problèmes majeurs lors de la phase de conception de ces dispositifs. En effet, si les démarches de fiabilité sont bien installées pour la conception de systèmes mécaniques ou électroniques, elles sont utilisées de manière cloisonnée dans les différents domaines et ne prennent pas en compte les aspects intégrations tant physique que fonctionnelle. Cette problématique fait l'objet de la thèse de Naïma Hammouda que je co-encadre, et dans laquelle sont impliqués le CETIM et les adhérents du syndicat des industriels de la mécatronique ARTEMA. Notre objectif est de proposer une méthodologie globale pour évaluer la fiabilité des systèmes mécatroniques pendant la phase de conception qui prenne en considération les caractères spécifiques de ces systèmes et notamment les interactions. L'application de cette méthodologie montre également l'importance d'une démarche de conception pluridisciplinaire dès le début du projet afin de rechercher dans un même temps les intégrations fonctionnelle et physique.

Enfin, le contexte de l'assistance au geste, imposant des aspects comanipulation, didactique, relation au patient, éthique, exige de faire interagir les cadres des sciences exactes et des sciences humaines et sociales. La mise en œuvre d'une démarche mettant en synergie ces différentes disciplines est un axe sur lequel nous cherchons à étendre notre expertise. Dans cette optique, je co-dirige un nouveau projet collaboratif avec BioParHom, jeune entreprise spécialisée dans le diagnostic de composition corporelle par bio impédance, et avec un grand groupe de produits grand public, qui vise la conception et le développement d'un dispositif de mesure localisée des caractéristiques de la peau ou des caractéristiques hémodynamiques. La thèse de Yohan Dassonville doit conduire au « développement de capteurs pour l'acquisition de signaux de bioimpédance corporelle ». L'enjeu technologique est lié à la précision des capteurs, à la conductivité de l'interface et aux traitements de signaux, pour tenter de dissocier les différents types de tissus adipeux. Un des verrous du projet est la recherche de l'aspect réutilisable de l'interface avec la peau.

Notre philosophie est de concevoir des systèmes de mesure innovants qui répondent au concept d'assistance de professionnels de santé, dans le domaine de la mesure non invasive. L'analyse de la pratique professionnelle est un facteur clé d'acceptation par les praticiens de ces nouveaux systèmes, et les exigences, tant professionnelles que technologiques, doivent être intégrées dans la démarche de conception menant à la réalisation d'un système mécatronique complexe dans son principe de fonctionnement mais simple et efficace dans son utilisation.

Bibliographie

- [AFN08] AFNOR. Mécatronique – vocabulaire. Norme NF E01-010, novembre 2008.
- [AFN99] Robots manipulateurs industriels - Présentation des caractéristiques, NF EN ISO 9946 Août 1999
- [Agbossou05] A. Agbossou, C. Barthod, Y. Teisseyre, G. Gautier, "Interfacial stresses in vibration of multilayer composite materials: experimental and theoretical analysis", Smart Mater. Struct. 14 (2005) 1533 -1540
- [Akitegetse08] Akitegetse C., Volat C. and Farzaneh, Measuring bending stress on an ice/aluminium composite beam interface using an embedded piezoelectric PVDF (polyvinylidene-fluoride) film sensor, Measurement Science and Technology 19 (2008), 065703 (9pp)
- [Allik70] Allik H. and Hughes, T. J. R., 1970. "Finite element for piezoelectric vibration", International J. Num. Meth. Engng, v. 2, pp 151-157.
- [ANAES00] ANAES, Consensus conference of management of bronchiolitis in infant, Arch. Ped2001, September 2000.
- [Barthod 09] C. Barthod, L. Maréchal, « Ensemble d'apprentissage et simulateur de torse de nourrisson pour l'apprentissage du geste de la kinésithérapie respiratoire », brevet FR0902308, WO 2010130754, 2009, déposant : Université de Savoie
- [Boehm88] Boehm B, "A Spiral Model of Software Development and Enhancement", "Computer", "IEEE", 21(5):61-72, mai 1988
- [Bordovsky 96] M. Bordovsky, F. Cecelja, B. Balachandran, in Proc. SPIE vol. 2839, pp. 166-173, 1996.
- [Cecelja99] F. Cecelja, W. Balachandran, IEEE Transaction on Instrumentation and Measurement, vol. 48, no. 2, pp. 650-653, April 1999.
- [Chen04] Chen Rong-Liang and Wang Bor-Tsuen, The use of polyvinylidene fluoride films as sensors for the experimental modal analysis of structures, Smart Materials and Structures, 13 (2004), 791-799
- [Chesmehdoost93] A. Cheshmehdoost and B. E. Jones, A new cylindrical structure load cell with integral resonators, Sensors VI : Technology, Systems and Applications, IOP Publishing – Bristol- UK (1993), 429-434.

- [Costes02] È. Coste-Manière *, L. Adhami , R. Severac-Bastide , J.D. Boissonnat , A. Carpentier, Planification et simulation de chirurgie cardiaque mini-invasive robotisée ,C. R. Biologies 325 (2002) 321–327
- [Eernisse83] E. P. EerNisse, J. M. Paros, Practical considerations for miniature quartz resonator force transducers, 37th Annual Frequency Control Symposium - Philadelphia - USA, (1983) 255-260.
- [Faeger95] Nicolas A.F. Jaeger, Farnoosh Rahmatian, IEEE Transactions on Power Delivery, vol. 10, no.1, pp. 127-134, January 1995.
- [Fernandez 04] Fernandez G., « Développement d'un geste technique. Histoire du freinage en Gare du Nord ». Thèse pour le Doctorat en psychologie. 200', CNAM Paris
- [Flanagan54] Flanagan JC, « The Critical Incident Technique », Psychological Bulletin, 1 ; 1954, p 327-58
- [Forrest02] F. C. Forrest, M.A. Taylor, K. Postethwaite, R Aspinall, "Use of a high-fidelity simulator to develop testing of the technical performance of novice anaesthetists", British Journal of Anaesthesia 88 (3) 338-44 (2002)
- [Fukunaga02] Fukunaga, H., Hu, N., Chang, F.-K., 2002. Structural damage identification using piezoelectric sensors, International Journal of Solids and Structures 39, 393–418
- [Gehin98a] C. GEHIN - Conception et réalisation d'un capteur résonant piézoélectrique pour la mesure de force statique, Thèse de doctorat, Université de Savoie, Ecole Supérieure d'Ingénieurs d'Annecy, Mars 1998.
- [Gehin98b] C. GEHIN - Capteur de force résonant à éléments piézoélectriques - Brevet No. FR 98 02914 - 1998
- [Hammouda13] N. Hammouda, G. Habchi, C. Barthod, O. Duverger, Mise en œuvre d'une méthodologie d'évaluation de la fiabilité pour les systèmes mécatroniques, 21^{ème} congrès français de mécanique, août 2013
- [Howells02] Rachel Howells & John Madar. Newborn resuscitation training which manikin. Resuscitation, vol. 54, no. 2, pages 175–181, August, 2002.
- [Joab06] M. Joab, « Simulation-based training : trends and challenge », Technology enhanced learning in working context, Grenoble, 2006
- [Jourdain06] M. Jourdain, « Evaluation des performances professionnelles grâce à l'utilisation d'un simulateur médical », Diplôme inter universitaire de pédagogie médicale, UFR médicale Paris VI, October 2006.
- [Keiji96] I. Keiji, Z. Yongchang, T. Tatsuo, in Proc. SPIE vol. 2873, pp. 37-40, 1996.
- [Lin02] Mark Lin, Fu-Kuo Chang, the manufacture of composite structures with a built-in network of piezoceramics, Composites science and technology 62 (2002) 919-939
- [Maréchal07] L. Maréchal, C. Barthod, J. Lottin, G. Gautier and J-C. Jeulin, "Measurement System for Gesture Characterization During Chest Physiotherapy Act on Newborn Babies Suffering from Bronchiolitis", Proceeding of the 29th IEEE EMBS Annual International Conference, pp 5770-5773, August 23-26, 2007, Cite Internationale, Lyon, France.

- [Morel12] G. Morel, L'assistance au geste par comanipulation et ses applications thérapeutiques, Colloque Robotique et Santé, 2 mai 2012
- [Mori73] Mori T and Tanaka K 1973 Average stress in matrix and average elastic energy of materials with misfitting inclusions *Acta Metall.* **21** 571–4
- [Murooka92] Y. Murooka, T. Nakano, Rev. Sci. Instrum. 63 (12), pp. 5582-5585, December 1992.
- [Padoy13] N. Padoy, « Recalage spatio-temporel des gestes chirurgicaux pour l'analyse de la dextérité et l'automatisation en robotique médicale », Journée thématique GdR Stic Santé et GdR Robotique, Paris, Mars 2013
- [Park10] A.Park, *Patients Benefit While Surgeons Suffer : An Impending Epidemic.* J Am Coll Surg 2010;210:306–313, 2010
- [Passard01] M.Passard, C. Barthod, M. Fortin, C. Galez, J. Bouillot, IEEE Transaction on Instrumentation and Measurement, vol. 50, no. 5, pp. 1053-1058, October 2001.
- [Pastré05] P. Pastré, « Apprendre par la simulation : de l'analyse du travail aux apprentissages professionnels », Octarès édition, 2005
- [Poignet05] P. Poignet, G. Poisson, La conception de robots pour l'assistance aux gestes médicaux et chirurgicaux, JNRR 2005
- [Raja02] Raja, S., Prathap,G., Sinha,P.K., 2002. Active vibration control of composite sandwich beams with piezoelectric extension -bending and shear actuators. *Smart materials and Structures* 11, 63-71
- [Rochat06] Rochat CH, Prostatectomie radicale robot assistée (DaVinci): abord transpéritonéal, *Journal für Urologie und Urogynäkologie* 2006; 13 (4) (Ausgabe für Schweiz), 17-21
- [Rogalski05] J. Rogalski, Dialectique entre processus de conceptualisation, processus de transposition didactique de situations professionnelles et analyse de l'activité, chapitre 14, pages 313–334. Octarès Edition, 2005.
- [Sastry03] Sastry, C.V.S., Mahapatra, D.R., Gopalakrishnan, S., Ramamurphy, T.S., 2003. Effect of the actuation phase on the SIF in delaminated composites with embedded piezoelectric layers, *Smart materials and Structures* 12, 602-611
- [Sinha03] Sinha Jyoti K., Mujumdar P.M., Transmissibility of strain produced in PVDF actuator to elastic beam, *Journal of Sound and Vibration* 265 (2003), 681-688
- [Taylor91] R. Taylor, H. Paul, P. Kazanzides, B. Mittelstadt, W. Hanson, J. Zuhars, B. Williamson, B. Musits, E. Glassman, et W. Bargar. Taming the bull ; safety in a precise surgical robot. *5th Int. Conf. On Advanced Robotics (ICAR'91)*, pp. 865–870, Pise, Italie, june 1991.
- [Tomas10] J.L. Tomas, Le collectif dans le geste professionnel : un cadre d'analyse pour une clinique du travail, ouvrage « Agir en clinique du travail, Y. Clot, D. Lhuillier, 2010, Editeur ERES, I.S.B.N. 9782749211725, pp 279-294

- [Trabold07] F. Trabold, "Intérêt et apport des systèmes de simulation pour l'apprentissage des situations critiques en anesthésie réanimation", Le praticien en anesthésie réanimation 2007 Elsevier Masson
- [Tseng04] Tseng, K.K., Wang, L., 2004, Smart piezoelectric transducers for in-situ health monitoring of concrete, Smart materials and Structures 13, 1017-1024
- [Vadcard13] Vadcard, L., Etude didactique de la dialectique du travail et de la formation au bloc opératoire. *Education et Didactique*, 7(1), n°1, 117-146, 2013
- [VanMeer05] F. Van Meer, " Conception et réalisation d'un instrumentation terminale intégrée en chirurgie mini-invasive robotisée", thèse INSA Toulouse 2005