



HAL
open science

Du Signal à l'Information : le capteur intelligent

Norbert Noury

► **To cite this version:**

Norbert Noury. Du Signal à l'Information : le capteur intelligent. Autre [q-bio.OT]. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2002. tel-00004468

HAL Id: tel-00004468

<https://theses.hal.science/tel-00004468>

Submitted on 4 Feb 2004

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 Joseph Fourier de Grenoble 1

Habilitation à Diriger des Recherches

**« Du signal à l'information : le capteur intelligent
Exemples industriels et en médecine »**

Norbert NOURY

Date de soutenance : 12 Avril 2002

Composition du Jury :

Président :

Monsieur Jacques DEMONGEOT Professeur des Universités-Praticien Hospitalier, UJF-Grenoble

Rapporteurs :

Monsieur Philippe CINQUIN Professeur des Universités-Praticien Hospitalier, UJF-Grenoble

Monsieur André DITTMAR Ingénieur de Recherche hors classe CNRS, INSA-Lyon

Monsieur Jean-Pierre THOMESSE Professeur des Universités, ENSEM-Nancy

Membres :

Monsieur Jacques DUCHENE Professeur des Universités, UT-Troyes

Monsieur Emil NOVAKOV Professeur des Universités, UJF-Grenoble

Monsieur Vincent RIALLE Maître de Conférences-Praticien Hospitalier, UJF-Grenoble

Laboratoire des Techniques de l'Imagerie, de la Modélisation et de la
Cognition (TIMC-IMAG), UMR CNRS 5525

A ma compagne Isabelle, qui me soutient dans toutes les épreuves

A mes enfants Adrien et Marion, qui m'apportent tellement de bonheur

A mes parents Reine et Claudius, pour leur affection

Remerciements

Je remercie mon ami le professeur Jacques Demongeot, qui m'a soutenu et accueillis dans son laboratoire, et pour la joie qu'il me fait d'être à nouveau le président de mon jury.

Je remercie mon ami Jean-Pierre Thomesse, qui m'accompagne dans mes recherches sur les systèmes domotiques pour la santé, et qui m'a fait la joie d'accepter d'être mon rapporteur.

Je remercie André Dittmar, pour ses conseils dans le « continent » des capteurs, et pour l'amitié qu'il me fait d'être rapporteur de mon travail.

Je remercie Philippe Cinquin, qui m'a également bien épaulé au sein du laboratoire TIMC, et pour l'amitié qu'il me témoigne en étant mon rapporteur.

Je remercie le professeur Jacques Duchêne qui me fait à nouveau le plaisir d'être membre de mon jury.

Je remercie mon ami Emil Novakov, témoin des périodes difficiles, pour l'amitié qu'il me fait d'être membre de mon jury.

Je remercie enfin mon collègue Vincent Rialle, avec qui je partage les moments de difficultés et de joie du travail, et pour l'amitié qu'il me fait de participer à mon jury.

Je voudrais profiter de cette occasion pour remercier mes compagnons d'hier au LIME, et tout particulièrement Georges Quezel, ex Directeur de l'ex LIME, pour la confiance qu'il m'a toujours témoignée, Philippe Benech qui m'a tellement appris sur la démarche du chercheur en instrumentation, le professeur Arkady Kalinine de l'Université de Moscou, et puis tous les nombreux étudiants que j'ai eu le plaisir d'encadrer et qui m'ont aussi beaucoup apporté, et tout d'abord « mes » thésards, Luciano Scandelari, Lucien Ngalamou, Benoit Lhote, Gilles Virone, Lionel Bajolle, et Florence Duchêne, puis mes étudiants de DEA, Angélique Grosgeorges, Carlos Huaroto, Jingchun Ye, Azura nahmad, Alexandre Bleuze, et enfin mes stagiaires ingénieurs et techniciens, Guillaume Danjoux, Karim Dahouadi, Daniel Savall, Loic Boissy, Philippe Ravannat, Christophe Barnouin, Cedric Schmitt. Soyez tous remerciés pour votre contribution à ce travail.

Sommaire général du rapport

Partie 1 - Introduction : Capteurs et Capteurs intelligents	page1
Partie 2 - Capteurs à base de PVDF	page 15
Partie 3 - Capteurs embarqués pour la Télémédecine	page 63
Partie 4 - Les Systèmes domotiques pour la santé	page 105
Partie 5 - Conclusions et perspectives	page 151
Annexe A - Curriculum Vitae	page 158
Annexe B - Liste de Publications	page 161
Annexe C - Sélection d'articles scientifiques	page 167

Chapitre 1

Introduction : capteurs et capteurs intelligents

1	Introduction	1
2	Le Capteur	3
2.1	Modèle d'un instrument de mesure	3
2.2	Classification des capteurs	4
2.3	Les grandeurs d'influence	5
2.4	La chaîne de mesure	6
2.5	Capteurs intégrés	7
3	Le Capteur « système intelligent »	8
3.1	Intérêt des traitements embarqués	8
3.2	Fusion de données multicapteurs	9
3.3	Réseaux de communication de terrain	9
3.4	Capteur Intelligent ou capteur futé ?	10
4	Plan du mémoire	11
	Références du chapitre 1	13

1 Introduction

Au moment de rédiger ce rapport sur mes activités de recherche, je ne peux pas résister à la tentation d'explicitier une logique, autre que simplement professionnelle, dans le déroulement de mes travaux.

Au cours des 8 années que j'ai passées dans l'industrie, j'ai principalement occupé des fonctions d'ingénieur en recherche et développements électroniques, mais j'ai aussi eu l'occasion de prendre part à des travaux de recherche industrielle très diversifiés : la conception d'une caméra de mesure dimensionnelle sans contact basée sur un CCD linéaire de photocopieur, ou bien la participation à la conception et à la mise au point d'un algorithme adaptatif pour le pointage, en l'absence de

2 Introduction : capteur et capteur intelligent

signal ou en présence d'un signal perturbé, d'une antenne de poursuite de satellite géostationnaire de télécommunications.

J'ai cependant vraiment commencé mon activité de recherche au début des années 90 au cours de ma thèse pendant laquelle j'ai étudié "Un système télématique pour l'hospitalisation à domicile" sous la direction du Docteur Paul Pilichowski. Dans ce travail très fondamental au départ, nous avons commencé par débroussailler le terrain, vierge à l'époque, des besoins technologiques pour l'hospitalisation à domicile. Après avoir modélisé le besoin, j'ai été chargé de bâtir une architecture opérationnelle faisant appel d'une part aux systèmes d'informations télématiques en technologie VidéoText et d'autre part au concept naissant de capteur intelligent.

Lorsque j'ai été recruté à l'Université Joseph Fourier de Grenoble, en 1993, j'ai rejoint le laboratoire de physique appliquée LIME¹, dirigé alors par Monsieur Georges Quezel. J'y ai débuté avec Philippe Benech des recherches de physique appliquée pour l'utilisation d'un polymère piézo-électrique dans la conception de capteurs innovants. J'ai alors mené des travaux de modélisation des architectures des capteurs, en même temps que des réalisations de structures intégrées et la mise en œuvre d'expérimentations. Ces travaux m'ont amené à m'intéresser aux architectures de capteurs intelligents. Pendant cette période, j'ai d'ailleurs animé au LIME un groupe de réflexion sur ce thème, avec des applications dans divers projets : l'extraction des paramètres significatifs d'une onde de surface à la frontière liquide-solide, l'intégration d'une électrode solide de pH et de son traitement, la réalisation d'un hydrophone streamer pour la prospection des fonds sous-marins, ou encore les travaux sur la mesure-reconstruction tridimensionnelle sans contacts de formes gauches à l'aide d'un triangulateur laser installé sur une « machine de mesures tridimensionnelles » (MMTT).

Lorsque le laboratoire LIME a été dissous, j'ai décidé de reprendre la suite de mes travaux de thèse et c'est ainsi que j'ai rejoins en 1998, au laboratoire TIMC², le Professeur Jacques Demongeot, qui me proposait de développer une activité scientifique et technique sur les capteurs nomades pour la télémédecine. J'ai alors démarré des travaux dans deux domaines : d'une part les capteurs intelligents embarqués sur la personne, et d'autre part les systèmes domotiques intelligents pour la télésurveillance de la santé et de la sécurité des personnes dans leur environnement familial. Dans le premier cas ces travaux m'ont permis de concevoir, sous la direction de Thierry Hervé, un dispositif intégré de mesure de la pression artérielle par tonométrie directe de l'artère (programme CNRS « MICROMED »), dont le principe doit faire l'objet d'un dépôt de brevet. J'ai personnellement mené un second projet pour réaliser un dispositif embarqué pour la détection de la chute des personnes (projet RNTS 2000 « VTAMN »), travail qui a donné lieu au dépôt d'un brevet. Pour ce qui concerne le thème de la domotique de santé, j'ai initié la conception puis la construction au sein de la faculté de médecine, d'une plate-forme

¹ LIME : Laboratoire d'Instrumentation Microinformatique et Electronique, à l'Université Joseph Fourier de Grenoble

² TIMC : laboratoire des Techniques de l'Imagerie, de la Modélisation et de la Cognition

technologique pour la validation de technologies domotiques pour le maintien à domicile de patients pris en charge par « Hospitalisation à Domicile » (HAD). Cette plate-forme appelée "Habitat Intelligent pour la santé (HIS)" est, depuis, la source de nombreux travaux : sur les systèmes d'information pour la Télémédecine avec Vincent Rialle, sur la modélisation des systèmes domotiques de santé et des systèmes d'information pour la télémédecine dans le cadre du consortium TIISSAD (Professeur Jean-Pierre Thomesse du LORIA à Nancy, Professeur Paul Rubel et Jocelyne Fayn de l'INSERM-ERM51 à Lyon, François Steenkeste de l'INSERM 518 et Eric Campo du LAAS à Toulouse) financé par l'ACI 1999, sur la détection des appels de détresse par fusion de données sonores en collaboration avec le laboratoire CLIPS-IMAG (Projet IMAG 2000 « RESIDE-HIS »), sur la surveillance des activités du fœtus chez la femme enceinte (Projet RNTS 2000 « ACTIFOETUS »), sur la validation de la prise en charge des insuffisants cardiaques par la télémédecine en collaboration avec TAM Santé, le Professeur Malion (CHU Grenoble), le Pr Diebold (Hôpital Georges Pompidou, Paris) (Projet RNTS 2001 « EPICT »). Nous avons également esquissé une internationalisation de ce projet avec une collaboration avec l'Université du Québec à Montréal, dans le cadre d'un financement franco-québécois « Habitats Intelligents en Télé-Santé ».

Ainsi se dessinent deux constantes caractéristiques de mon travail : la première est une composante scientifique affirmée qui concerne l'intégration de systèmes de traitement de l'information dans les capteurs, la seconde est un besoin d'élaborer des solutions pratiques en poussant très loin l'intégration opérationnelle en vue de l'expérimentation. Je suis donc de toute évidence un chercheur en "recherche appliquée", celle qui vise à inventer et prototyper des systèmes et des outils qui n'existent pas encore.

J'ai donc entrepris de présenter mes travaux sur le thème du "capteur intelligent", en soulignant à chaque fois le nombre et la qualité des réalisations auxquelles j'ai contribué. Mais avant de démarrer cette revue, je vais faire quelques rappels sur le capteur pour introduire les notions et le concept de capteur intelligent.

2 Le Capteur

2.1 Modèle d'un instrument de mesure

Dans son ouvrage sur l'instrumentation industrielle, Georges Asch [ASC98], a modélisé très précisément la notion d'instrument de mesure, et donc celle de capteur (figure 1.1). La grandeur physique objet de la mesure, que l'on nomme le mesurande (m), est appréhendée par diverses opérations expérimentales, que l'on regroupe sous le terme de mesurage, qui dans un grand nombre de cas produit un signal électrique (s) image de la grandeur physique et de ses variations. Le capteur est le dispositif physique qui soumit à l'action du mesurande, non électrique, produit la caractéristique électrique :

4 Introduction : capteur et capteur intelligent

$$s = F(m) \quad (1)$$

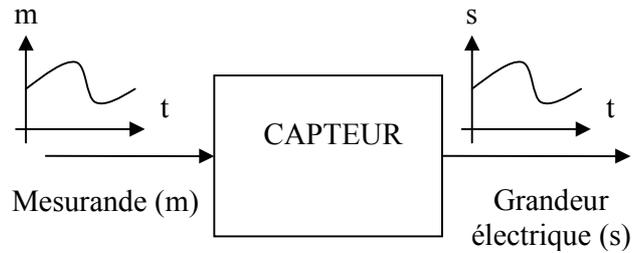


Figure 1.1 . La fonction essentielle du capteur

La forme théorique de cette relation résulte des lois physiques qui régissent le fonctionnement du capteur, l'expression numérique de cette relation dépend de la construction du capteur, de ses matériaux et de son environnement. Cette expression numérique est par conséquent fréquemment obtenue par une opération d'étalonnage, qui produit une courbe plus ou moins linéaire que l'on s'efforce d'utiliser dans une zone linéaire dans laquelle la sensibilité S du capteur est constante en fonction des variations de la grandeur de sortie Δs et de celle d'entrée Δm :

$$\Delta s = S * \Delta m \quad (2)$$

Tout l'art de l'instrumentaliste consiste à maîtriser la sensibilité S du capteur en minimisant les effets de la non-linéarité du mesurande m , de sa bande passante réduite, du vieillissement, ainsi que l'influence des autres grandeurs physiques présentes dans l'environnement du capteur mais qui ne sont pas l'objet de la mesure.

2.2 Classification des capteurs

Le capteur étant observable de l'extérieur au travers du signal électrique qu'il produit, peut être vu soit comme un générateur soit comme une impédance. Dans le premier cas on parle de capteur actif : le signal s est une charge (un courant ou une tension). Dans le second cas on parle de capteur passif : le signal s est une impédance (résistance, inductance ou capacité).

Le capteur actif est basé sur un principe physique qui assure la conversion de l'énergie propre au mesurande en une énergie électrique :

- l'effet thermoélectrique, qui prend naissance dans la jonction entre deux conducteurs de nature différente, produit un signal image d'une température conduite
- l'effet pyroélectrique, qui se traduit par la polarisation électrique spontanée de certains cristaux en fonction de leur température, permet une mesure de la température rayonnée (flux)

- l'effet piézoélectrique, qui prend naissance dans certains quartz lorsqu'ils sont soumis à des contraintes mécaniques, permet de mesurer des forces, pressions et accélérations
- l'effet d'induction électromagnétique, qui se traduit par une force électromotrice prenant naissance dans un conducteur qui se déplace dans un champ électromagnétique, permet d'appréhender la vitesse de déplacement de ce conducteur dans le champ
- l'effet photovoltaïque, qui se traduit par une libération d'électrons et de trous au voisinage d'une jonction de semi-conducteurs P et N illuminée, permet de mesurer l'intensité d'un flux lumineux
- l'effet Hall, qui se matérialise par une tension perpendiculaire qui apparaît sur certains matériaux semi-conducteurs lorsqu'ils sont parcourus par un courant I suivant leur axe principal et soumis à une induction magnétique B dans une certaine direction, permet d'obtenir l'orientation du matériau par rapport aux lignes du champ magnétique.

Le capteur passif est lui sensible au mesurande par l'intermédiaire de l'action de ce dernier sur les propriétés électriques ou sur les caractéristiques géométriques de son impédance :

- la résistivité des matériaux conducteurs ou semi-conducteurs, dépend de leur température
- la résistivité de certains alliages dépend de leur déformation
- la résistivité de certains semi-conducteurs est fonction du flux lumineux
- la conductivité de certains matériaux dépend de l'humidité
- la constante diélectrique d'un montage de type condensateur dépend de sa géométrie, donc des positions ou déplacements relatifs de ses armatures
- la perméabilité magnétique des alliages ferromagnétiques dépend de leur déformation

Cette distinction entre capteur actif et capteur passif reflète une distinction fondamentale entre ces deux catégories. Le premier délivre immédiatement un signal électrique portant l'information liée au mesurande. Le second agit indirectement par son impédance sur les caractéristiques d'un circuit électrique, appelé conditionneur, alimenté par une source extérieure. Cette distinction se traduit par un modèle différent en terme de circuit électrique équivalent.

2.3 Les grandeurs d'influence

Nous l'avons dit, le capteur est un dispositif physique sensible à une grandeur physique principale, le mesurande. Or nous savons bien que toutes les lois physiques interagissent au sein des matériaux, donc le capteur est obligatoirement sensible à d'autres grandeurs physiques secondaires, dites grandeurs d'influence. La relation idéale (1) devient alors, en tenant compte des grandeurs d'influence g_1, g_2, \dots

6 Introduction : capteur et capteur intelligent

$$s = F(m, g1, g2, \dots) \quad (3)$$

Les principales grandeurs d'influence sont :

- la température qui modifie les caractéristiques électriques, mécaniques et dimensionnelles des composants du capteur
- la pression, l'accélération, et les vibrations qui créent des déformations et des contraintes dans certains éléments du capteur et altèrent ainsi sa réponse
- l'humidité qui modifie certaines des propriétés électriques du capteur (résistivité, constante diélectrique) ou dégrade l'isolation électrique entre celui-ci et son environnement
- les champs magnétiques qui modifient certaines des propriétés du capteur (résistivité d'un matériau magnétorésistant) ou créent des f.e.m. induites qui se superposent au signal utile

Dans certains cas, on peut réduire l'influence de ces grandeurs parasites par une construction appropriée du capteur (blindages, isolations thermiques ou mécaniques, montage différentiel en Pont de Wheatstone), mais le plus souvent on doit les prendre en compte (étalonnage, courbe de correction).

2.4 La chaîne de mesure

La chaîne de mesure est constituée d'une association d'éléments montés en chaîne (figure 1.2), dont certains sont optionnels selon les besoins :

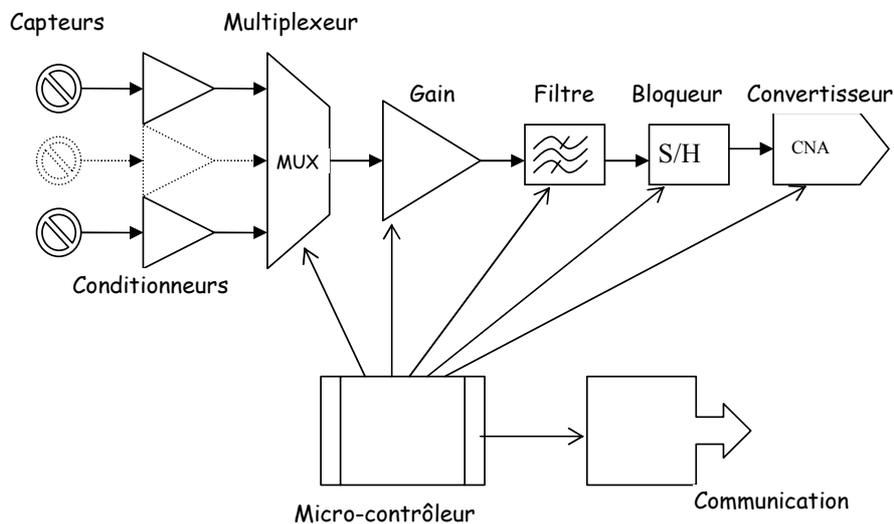


Figure 1.2 . La chaîne de mesure

- Un corps d'épreuve qui soumis au mesurande primaire fournit un mesurande secondaire qui peut être traduit en signal électrique par un capteur,
- Un capteur qui soumis à l'action du mesurande (primaire ou secondaire), injecte à l'entrée de la chaîne le signal électrique porteur de l'information du mesurande. Nous venons de voir que ce signal est produit soit directement par le capteur actif, soit par l'intermédiaire du conditionneur du capteur passif.
- Un circuit de linéarisation du signal
- Un circuit amplificateur d'instrumentation ou d'isolement pour réduire les tensions parasites de mode commun
- Un multiplexeur analogique chargé de sélectionner l'un des signaux électriques disponibles dans le cas d'un dispositif comprenant plusieurs capteurs
- Un circuit d'amplification du niveau du signal
- Un circuit de filtrage analogique pour limiter la bande passante aux fréquences significatives du signal
- Un échantillonneur-bloqueur pour mémoriser le niveau analogique pendant le temps nécessaire à son traitement
- Un convertisseur analogique-digital pour fournir une information numérique
- Un calculateur qui peut remplir une ou plusieurs des 3 tâches suivantes : l'orchestration de la chaîne de mesure (sélection des voies, des gains, des filtres), des opérations mathématiques de traitement du signal (filtrage, correction) et d'analyse des données (statistique), la production du résultat de la mesure sur une interface d'entrée-sortie informatique (afficheur, mémoire de masse, circuit de communication).

2.5 Capteurs intégrés

Le capteur intégré est un composant qui regroupe sur un même substrat de silicium le capteur proprement dit avec plusieurs des blocs fonctionnels cités au paragraphe précédent. Il est obtenu par les techniques de la micro-électronique.

Le capteur proprement dit est obtenu soit par gravure directe du silicium si l'une des caractéristiques de ce dernier est sensible au mesurande, soit par dépôt sur le substrat de silicium d'un film mince d'un matériau plus sensible au mesurande (capteur composite).

Les circuits électroniques associés sont réalisés suivant les techniques classiques de fabrication des circuits intégrés.

L'intégration apporte de multiples avantages :

- Miniaturisation
- Réduction de la consommation
- Réduction des coûts par la fabrication en grande série
- Amélioration de la fiabilité par la réduction du nombre de connexions
- Meilleure immunité aux parasites

3 Le Capteur « système intelligent »

La notion de capteur intelligent est assez ancienne, le Professeur Soutif en parle déjà en 1982 dans un rapport sur l'état de l'industrie française de l'Instrumentation [SOU82]. Il s'agit alors de profiter des possibilités d'intégration sans cesse croissantes qu'offrent la microélectronique et les microprocesseurs, pour réunir dans un même volume très réduit la partie sensible du capteur, le conditionnement des signaux et le traitement des données. Effectivement, le seul fait d'intégrer les éléments sensibles d'un capteur (corps d'épreuve) et de traitement (algorithmes) sur un seul circuit ou tout au moins dans un même dispositif dans lequel ils interagissent est une première approche "naturelle" de la notion de "capteur intelligent" [PLA00]. Cela s'inscrit dans la logique industrielle ambiante d'intégration des systèmes afin de les rendre plus compacts (réduction de volumes et de poids), plus fiables, mieux répartis (possibilité de communication numérique ou non) et aussi meilleurs marchés.

Le concept anglo-saxon de "smart sensing" [GIA86],[FAV87] va cependant plus loin que cette simple juxtaposition du capteur et de son traitement en recherchant à éliminer l'acquisition ou le transfert d'informations redondantes dès le niveau capteur. En ce sens cette idée est réellement innovante : le capteur doit délivrer l'information dont on a besoin. Du coup l'intégration n'est plus une qualité intrinsèque du capteur intelligent mais seulement une conséquence technologique de son niveau de maturité.

On peut ainsi proposer une définition plus largement admise de "Smart Sensor" : les "Capteurs Intelligents" sont des dispositifs matériels dans lesquels coexistent le(s) capteur(s) et les circuits de traitement, et leurs relations avec des couches de traitement supérieures vont bien au-delà qu'une simple "transduction de signal". Les capteurs intelligents sont des **"capteurs d'informations"** et non pas simplement des capteurs et des circuits de traitement du signal juxtaposés. De plus les "Smart Sensors" ne sont pas des dispositifs banalisés car chacun de leurs constituants a été conçu dans l'objectif d'une application bien spécifique.

Pour fixer les idées avec un exemple de capteur intelligent, on peut imaginer une caméra « intelligente » qui extrait les paramètres de localisation et de vitesse (trajectoire) d'une cible, en mettant l'accent sur le traitement quitte à négliger la qualité de l'image.

3.1 Intérêt des traitements embarqués

L'exactitude est probablement la caractéristique que privilégie l'utilisateur d'un capteur. Les traitements embarqués visent précisément à améliorer cette caractéristique par :

- L'implantation d'algorithmes de traitement du signal pour opérer de simples filtrages ou bien des opérations d'extractions de paramètres du signal

- La compensation des grandeurs d'influence en mettant en œuvre une architecture multi-capteur sur laquelle s'appuie une démarche de fusion de données,

Du même coup la capacité de portée, ou rangeabilité, est augmentée puisque le capteur peut être utilisé dans des gammes plus étendues qui lui étaient interdites en raison seulement de sa limitation à la zone linéaire.

Les exigences de linéarité de la caractéristique $s = F(m)$ ne sont d'ailleurs plus impératives puisque les informations fournies sont quantifiées, numérisées et transmises selon divers codages qui permettent d'associer l'unité physique correspondante.

3.2 Fusion de données multicapteurs

De manière générale, l'utilisation de capteurs est un moyen d'obtenir des informations pertinentes sur un environnement que l'on souhaite connaître. Cela passe donc bien par l'obtention d'une « image » de cet environnement. Pourtant bien au-delà de cette fonction d'observation, l'objectif de la mesure est de formuler un diagnostic, produire une décision ou une classification. Or un système de décision repose toujours sur l'analyse pondérée d'un faisceau d'informations. En terme de système de mesure cela se traduit par une approche multicapteurs, passant par la mise en réseau de capteurs suivant l'une des 2 stratégies suivantes (ou une solution hybride) :

- La redondance en multipliant le nombre de capteurs de même modalité travaillant en parallèle, suivi d'un vote ou du calcul d'une moyenne pondérée (barycentre)
- L'association de capteurs de modalités différentes

Cette notion passionnante de « fusion multicapteurs » sera abordée en plusieurs endroits de ce document, et discutée plus en détails dans le chapitre 5 de conclusion.

3.3 Réseaux de communication de terrain

L'utilisation de capteurs intelligents implique une communication numérique entre producteur(s) et consommateur(s), donc l'utilisation de réseaux de communication dédiés car les contraintes d'exploitation temps-réel ou temps-critique ne sont pas forcément celles des réseaux classiquement utilisés en informatique.

Une cinquantaine de ces réseaux de terrains sont recensés, principalement dans le monde des systèmes de production [CIA99], [FAG96], [PET98], [THO99]. Parmi tous, le réseau CAN (Controller Area Network) [PAR96,99], initialement développé pour l'automobile par les firmes Bosch et Intel, commence à se répandre aussi bien dans le secteur industriel que dans celui de la domotique. CAN utilise une topologie de bus et appartient à la famille des réseaux multimâîtres de type

producteur/consommateur, au sein desquels des informations de priorité différentes sont transmises selon le principe de diffusion, arbitré par l'implémentation matérielle du protocole CSMA/BA (Carrier Sense Multiple Access/Bitwise Arbitration). CAN se prête bien à la communication avec des capteurs intelligents par ses remarquables performances en temps de réponse et en sécurité, et par la disponibilité sur le marché d'un grand nombre de contrôleurs intégrés qui déchargent l'unité de calcul du capteur intelligent des tâches de communication avec une gestion des couches 1 et 2 du profil de communication (accès au Médium et lien de Données). Il sera décrit plus en détails lors du chapitre sur les systèmes domotiques pour la santé.

3.4 Capteur Intelligent ou capteur « futé » ?

Les anglosaxons emploient le terme de « smart sensors » (capteurs futés) plutôt que celui de « intelligent sensors ». En s'appuyant sur [KLE91], la distinction entre Smart sensor et Intelligent sensor peut-être définie ainsi (figure 1.3) :

- Un smart sensor possède des fonctionnalités qui améliorent ses performances métrologiques par le biais de traitements numériques embarqués
- Un capteur intelligent intègre des services qui lui permettent de participer pleinement à la mission du système de décision, qui devient alors un système de décision distribué, au sein duquel les équipements coopèrent via un système de communication dédié, qui constitue l'ossature d'une véritable base de données temps-réel [BAY95].

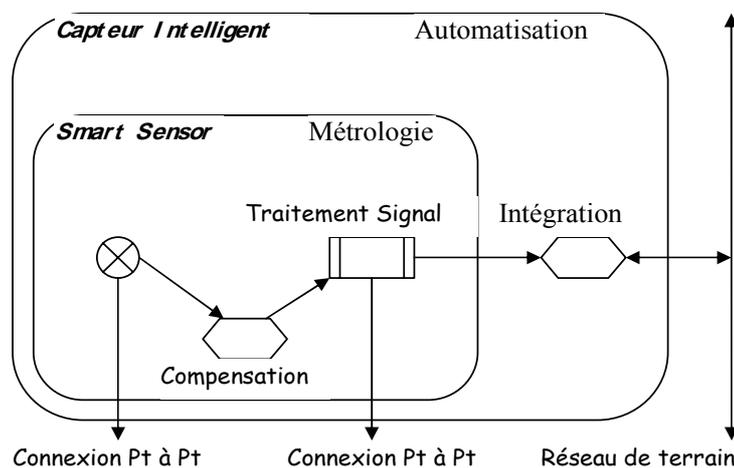


Figure 1.3 – Capteur Intelligent et Smart Sensor

Dans son chapitre sur les capteurs intelligents [PLA00], Michel Robert préfère lui la dénomination de « capteur numérique interactif à capacité de traitement » qui précise que :

- Le système est un dispositif destiné à la mesure
- Il est réalisé en technologie numérique
- Il possède des moyens de communication bidirectionnelle
- Il est doté de capacités de traitement

Le capteur intelligent peut alors être considéré comme un véritable « système embarqué » qui devra posséder son propre système d'exploitation lui permettant de coopérer au sein d'une organisation plus complexe.

4 Plan du mémoire

Le mémoire comporte 3 parties concernant des travaux bien distincts mais qui sont reliés entre eux par la notion de capteur et le concept de capteur intelligent.

La première partie présente certains des travaux que nous avons effectués avec Philippe Benech, au sein du laboratoire LIME, sur les capteurs à base du polymère piézoélectrique PVDF³. Une longue introduction est consacrée au matériau lui-même (2.1) pour souligner la difficulté, et le challenge, de concevoir des capteurs avec ce matériau malléable, aux caractéristiques pas toujours très linéaires, très sensibles aux conditions de mesures. Ensuite, je présente 3 de nos réalisations. La première concerne un capteur de force mettant en œuvre un résonateur (2.2) développé dans la thèse de Lucien N'galamou, dans lequel on agit sur les imperfections d'une surface pour régler l'étendue de mesure. Je présente ensuite un capteur à ondes de surfaces, développé lors de la thèse de Luciano Scandelari, qui veut offrir la possibilité de déterminer en continu la densité d'un liquide (2.3) contenu dans une canalisation. Le troisième exemple est un capteur à ondes volumiques pour la détermination de caractéristiques de roches sous contraintes (2.4) que nous avons conçu avec le Professeur Arkadi Kalinine de la Faculté de Géologie de Moscou lors de son séjour au LIME. Le matériau plastique, qui est a priori assez mal adapté à l'étude des roches puisque son impédance acoustique en est très éloignée, se révèle inestimable pour sa très grande stabilité aux fortes pressions. Avec cette première partie, je souhaite faire passer l'idée qu'avec de l'imagination, de la méthode et beaucoup de ténacité on peut utiliser probablement n'importe quel matériau pour acquérir des informations, ou exploiter les « défauts » d'un dispositif, pour le rendre « mesurant ». Cette idée est séduisante et n'est pas sans éveiller notre imagination sur d'innombrables ressources, nous projetant même dans un espace où tout participerait à la connaissance du milieu.

La seconde partie aborde quelques-uns des travaux sur des capteurs médicaux embarqués auxquels j'ai participé au laboratoire TIMC. Le capteur de pression

³ PVDF : Poly Di Fluorure de Vinylidène

12 Introduction : capteur et capteur intelligent

artérielle par tonométrie directe de l'artère (3.1), que nous avons développé avec Thierry Hervé, exploite une technique originale de mesure non invasive de la pression d'un liquide dans une conduite en « aplanissant » légèrement la paroi de la conduite pour ressentir l'effet de la pression sur la surface d'un capteur. On impose donc un défaut pour mesurer l'information recherchée. Pour finir, j'expose plus brièvement les travaux que j'ai entrepris sur le capteur pour la détection des chutes de personnes (3.2), qui exploite des principes de physique plus classiques.

La troisième partie est consacrée aux travaux que j'ai menés dans le domaine de la télémédecine, d'abord en thèse au laboratoire LIME (4.1), puis au laboratoire TIMC, avec Vincent Rialle, sur le concept de l'habitat intelligent pour la santé, en particuliers le « Système Domotique pour la Santé » (4.2), et sur l'utilisation de techniques de fusion d'informations pour améliorer le suivi de la santé et de la sécurité des patients télé-surveillés à leur domicile (4.3). Une des idées fortes est, à nouveau, celle d'utiliser au mieux les moindres indices que l'on peut récolter sur le patient et son environnement afin d'assister le médecin ou le personnel de vigilance dans le diagnostic médical ou dans le choix d'une intervention. La seconde idée, tout aussi intéressante, c'est que par la fusion de données multicapteurs on pourra rendre au personnel distant une sensation « kinesthésique » sur le patient, en s'appuyant pour cela sur des interfaces de « réalité augmentée ».

La dernière partie de ce mémoire (5), conclut sur le capteur intelligent et ouvre des perspectives de travaux sur la fusion multicapteurs.

Les annexes qui suivent contiennent mon Curriculum Vitae résumé (Annexe A), une liste complète des publications (Annexe B) et une sélection de quelques publications significatives (Annexe C).

Références du chapitre 1

- [ASC98] G. Asch et al. "Les capteurs en instrumentation industrielle", 5me édition, Dunod, 1998.
- [ASC99] G. Asch et al. "Acquisitions de données, du capteur à l'ordinateur », Dunod, 1999.
- [CIA99] CIAME (collectif), "réseaux de terrains – Description et critères de choix", Hermès, 1999.
- [CIA87] CIAME, « Livre Blanc : les capteurs intelligents, réflexions des utilisateurs », CIAME AFCET, 1987.
- [FAV87] J.M. Favennec, « Smart sensors in industry », J. Phys. E. : Sci. Instrum., 20, 1987, pp. 1087
- [FAG96] G. Fagès, 'Les bus de terrains », Collection technique, Schneider, 1996.
- [GIA86] Giachino, « Smart Sensors », Sensors and Actuators, n°10, pp 239-248, Elsevier science, 1986.
- [PAR96] D. Paret, « le bus CAN, description, de la théorie à la pratique », Dunod, 1996.
- [PAR99] D. Paret, « Le bus CAN, Applications CAL, CANopen, DeviceNet, OSEK, SDS », Dunod, 1999.
- [PET98] G.C.Peterson, « Selecting the right industrial Network », Control Engineering International, pp 43-46, 1998.
- [PLA00] D. Placko et al. "Mesure et Instrumentation – Du composant élémentaire au système", vol.2, Editions Hermès, 2000, pp.264-280.
- [SOU82] M. Soutif, « Rapport sur l'Industrie des Instruments de mesure », Ministère de la recherche, Paris, 1982.
- [THO99] J.P. Thomesse, "Fieldbuses and interoperability", Control Engineering Practice 7, 1999, pp 81-94.

14 Introduction : capteur et capteur intelligent

Partie 2

Capteurs à base de PVDF

Plan de la partie 2

Chapitre 2.1 - Le Matériau PVDF et ses copolymères P(VF2-VF3).....
Chapitre 2.2 – Capteur de force basé sur un résonateur.....
Chapitre 2.3 – Capteur à ondes de surface.....
Chapitre 2.4 – Capteur à ondes de volume.....

La partie 2 de ce rapport est une présentation des travaux auxquels j'ai participé de 1994 à 1998 au sein de l'équipe PVDF au laboratoire LIME sous la direction de Philippe Benech. Le premier chapitre décrit les polymères piézoélectriques sujets de notre étude. Au cours des 3 chapitres suivants j'aborde 3 réalisations originales de capteurs utilisant le matériau PVDF. A la fin de chaque chapitre sont exposés les résultats obtenus en terme d'encadrements et de publications scientifiques.

16 Capteurs à base de PVDF

Chapitre 2.1

Le matériau PVF₂ et ses copolymères P(VF₂-VF₃)

1	Introduction	17
2	Le Polyfluorure de Vinylidene (PVF ₂)	18
3	Le Copolymères P(VF ₂ -VF ₃).....	21
4	Origine de la piézoélectricité dans le PVF ₂ et ses copolymères P(VF ₂ -VF ₃)...22	
5	Caractéristiques physiques du PVF ₂ et de ses Copolymères P(VF ₂ -VF ₃).....23	
6	Conclusion.....	24
7	Références du chapitre 2.1.....	25

1 Introduction

Le polyfluorure de vinylidène (*PVF₂* ou *PVDF*) est un matériau plastique résistant et chimiquement inerte, doté d'une faible constante diélectrique. La découverte de la piézoélectricité dans le *PVDF* par Kawai [KAW69], en 1969, a redonné un nouvel élan aux recherches sur ce matériau. Ses caractéristiques inhérentes (malléabilité, faible impédance acoustique, performance acoustique dans une large bande et disponibilité en feuilles de grandes dimensions), favorisent l'utilisation du *PVDF* dans diverses applications de transducteurs (hydrophones, microphones, capteurs d'ondes de choc, interrupteurs, capteurs de pression, sondes ultrasonores pour échographie, capteurs pour contrôles non-destructifs...).

Le *PVDF* doit d'être étiré et polarisé pour produire un transducteur piézoélectrique. Cette caractéristique limite la fabrication de transducteurs à base de PVDF, qui sont disponibles seulement en feuille de film. Plus récemment (1978) sont apparus les copolymères de fluorure de vinylidène et de trifluoroéthylène, notés $P(VF_2-VF_3)$ ou $P(VDF-TrFE)$ [OHI][YAG78]. Ces copolymères ont suscité l'intérêt de la communauté scientifique non seulement par la présence d'une transition de Curie (température au-dessus de laquelle le matériau perd ses propriétés piézo-électriques) qui confirme la ferroélectricité de ces matériaux, mais aussi pour leur principale différence avec le PVF_2 : ils cristallisent directement, à partir de l'état fondu et dans une large gamme de composition, dans une phase polaire (phase bêta) analogue à la phase ferroélectrique du PVF_2 .

2 Le Polyfluorure de Vinylidène (PVF_2)

Le PVF_2 (ou *PVDF*) fut synthétisé pour la première fois en 1901 par Swarts. Il est constitué principalement de chaînes linéaires de formule $(CH_2 - CF_2)_n$, obtenu par polymérisation radicalaire du monomère $CH_2 = CF_2$, le difluoroéthylène (ou fluorure de vinylidène).

Le PVF_2 étant un polymère semi-cristallin, il présente une phase cristalline et une phase amorphe. La phase amorphe est constituée de chaînes moléculaires désordonnées, qui représentent environ la moitié du volume du matériau et déterminent l'essentiel de ses propriétés mécaniques [DUR89,LOV87]. La phase cristalline peut présenter quatre structures distinctes dont trois polaires (β , γ , δ) et une non polaire α .

La phase cristalline est constituée de chaînes moléculaires repliées sur elles mêmes pour former une région ordonnée plus compacte qui se présente sous forme de lamelles dans un arrangement radial. Ces lamelles sont liées entre elles par des portions de chaînes désordonnées (zone amorphe). L'ensemble se présente sous forme de sphérolites (diamètre de l'ordre du μm), dont le centre (appelé centre de nucléation) est le point de convergence de l'arrangement radial des lamelles, voir figure 2.1.1.

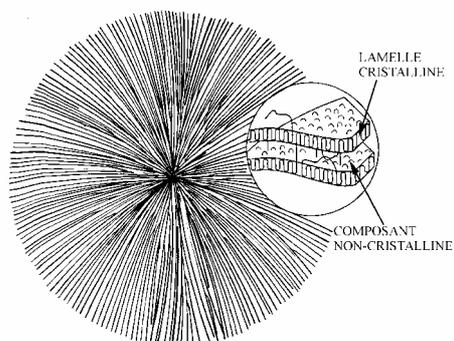


Figure 2.1.1 : Diagramme schématique d'un sphérolite montrant la disposition radiale des ses lamelles cristallines et localisation des composants non cristallins.

Les polymères sont généralement traités mécaniquement (étirement uniaxial ou biaxial) pour améliorer leurs propriétés physiques. Les sphérolites se déforiment et prennent une forme ellipsoïdale pour de faibles élongations. Lorsque l'étirement est important, la morphologie devient fibrillaire, comme la montre la figure 2.1.2 dans le cas du PVF_2 mono-étiré; et les chaînes moléculaires recristallisent en s'orientant dans la direction de l'étirement.

Notons qu'à la pression atmosphérique, le PVF_2 peut cristalliser à partir du polymère fondu (ou en solution). Le taux de cristallinité obtenu est proche de 50%, et la masse volumique moyenne est voisine de $1,8 \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3$.

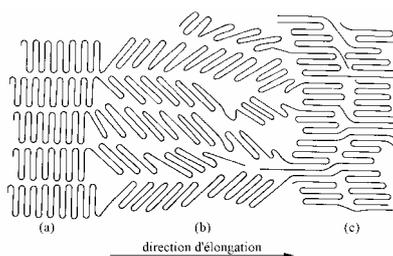


Figure 2.1.2 : Représentation schématique de la déformation et réorientation des cristaux du polymère soumis à un étirement uniaxial. (a) Cristaux non étirés; (b) Étirement et réorientation; (c) Fibres réorientées.

Le polymorphe du PVF_2 le plus couramment obtenu est la phase α . À partir de la structure cristalline α centrosymétrique, qui ne présente pas de propriétés piézoélectriques, on peut obtenir une structure cristalline non centrosymétrique (β) par étirement uniaxial ou biaxial ou par compression sous haute pression hydrostatique [DUR89, LOV87]. Nous ne donnons pas ici le diagramme de transitions des différentes phases cristallines, mais c'est la phase β qui nous intéresse, car elle présente la plus grande activité piézoélectrique. D'autre part, le PVF_2 peut être obtenu directement par cristallisation à partir de l'état fondu en phase β sous une pression d'environ 3500 bars et une température de 300°C [MAT78]. La mise en œuvre de ce procédé est très lourde et la haute pression peut entraîner une dégradation importante des caractéristiques du polymère.

Quelle que soit la phase polaire obtenue, le moment dipolaire de chacun des cristaux est orienté de façon aléatoire dans le matériau, de sorte que la polarisation macroscopique est nulle [OHI88]. Ainsi, pour obtenir une bonne activité piézoélectrique, le PVF_2 orienté (en phase β) doit être polarisé électriquement : il s'agit d'orienter la polarisation ferroélectrique des cristaux suivant un champ électrique appliqué perpendiculairement au plan du film. Deux procédés courants sont utilisés. L'un consiste à appliquer à haute température (typiquement 80 à 130 °C), et pendant 15 à 120 minutes, un champ électrique proche (mais inférieur) au champ coercitif maximal, de l'ordre de 30 à 120 V/ μm , entre les électrodes métalliques déposées sur les faces du film polymère (Fig. 2.1.3). La deuxième technique est la polarisation par décharge corona, dont les avantages sont la rapidité du processus (de l'ordre d'une dizaine de secondes) et un effet piézoélectrique plus stable en température. Une troisième technique de polarisation du PVF_2 est la polarisation par "cycle d'hystérésis", procédé original développé à l'ISL (Institut franco-allemand de recherches de Saint-Louis [BAU82a][BAU82b]). Il consiste à appliquer à l'échantillon un signal sinusoïdal haute tension à très basse fréquence, 1 Hz typiquement, et dont l'amplitude est supérieure au champ coercitif [BAU82b]. Il est à noter que les propriétés piézoélectriques dépendent fortement de la polarisation rémanente du matériau [DAV88],[FUR].

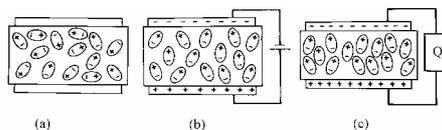


Figure 2.1.3 : Représentation schématique d'un film piézoélectrique avec électrodes conductrices sur les surfaces opposées. (a) Les dipôles moléculaires orientés aléatoirement avant l'application du champ électrique polarisant. (b) Les dipôles moléculaires orientés pendant l'application du champ électrique polarisant. (c) La compression du film entraîne l'apparition de charges sur les faces du matériau.

3 Le Copolymères P(VF₂-VF₃)

Les copolymères de fluorure de vinylidène sont composés de monomères ($-\text{CH}_2 - \text{CF}_2 -$) ou VF₂, et trifluoroéthylène ($-\text{CHF} - \text{CF}_2 -$), ou VF₃. Ce sont des copolymères à chaînes linéaires, les deux sortes de monomères étant répartis de façon aléatoire le long de ses chaînes [YAG78].

L'homopolymère VF₂ (polytrifluoroéthylène) est un matériau semi-cristallin qui cristallise dans une structure à conformation hélicoïdale. Les copolymères P(VF₂-VF₃), synthétisés par polymérisation en émulsion (les monomères étant gazeux), présentent une plus faible proportion de défauts "tête-tête" et "queue-queue" que le VF₂. Leur composition est représentée par les pourcentages molaires respectifs des deux monomères. Le taux de cristallinité de ces matériaux dépend de leur composition et du processus de mise en œuvre. La morphologie des polymères P(VF₂-VF₃) est semblable à celle du VF₂ (sphérolitique s'ils ne sont pas orientés et fibrillaire s'ils le sont) avec une différence puisque ces matériaux sont plus cristallins [KOG86].

La phase amorphe est difficile à observer à cause du fort taux de cristallinité de ces polymères. Le comportement en fréquence et en température de ces copolymères est analogue à celui de la phase amorphe du VF₂. Cette phase est caractérisée par une transition vitreuse autour de -30°C.

Selon les pourcentages molaires des monomères VF₂ et VF₃, les copolymères P(VF₂-VF₃) peuvent être divisés en trois groupes [LOV87]:

le groupe A: de 0 à 60% en VF₂
 le groupe B: de 60 à 82% en VF₂
 le groupe C: de 82 à 100% en VF₂

Les matériaux du groupe C cristallisent en phase α qui peut être transformée en phase β par étirement. Leur comportement en température est identique à celui du PVF₂, en particulier les températures de fusion sont très voisines. Dans le groupe B, les matériaux cristallisent par refroidissement à partir de l'état fondu directement en phase β ; on évite ainsi l'étirement indispensable dans le cas du PVF₂.

La transition de Curie est observable pour des compositions comprises entre 50 et 80% de VF₂ environ. La température de Curie (T_c) augmente presque linéairement avec le taux de concentration en VF₂ [DAV88]; c'est pourquoi cette transition n'est pas observée sur le PVF₂ (elle se produirait à une température légèrement supérieure à celle de la fusion T_m).

22 Capteurs à base de PVDF

Dans le groupe A, T_c est nettement plus basse que T_m et n'est observable qu'à partir de 50% de VF_2 . Le groupe B se caractérise par une transition franche et un hystérésis thermique important (pour une concentration de 70% en VF_2 , $T_c=100^\circ\text{C}$ en chauffe et $T_c=70^\circ\text{C}$ en refroidissement); T_c est plus basse que T_m . Dans le groupe C, il n'y a pas de transition de Curie.

En pratique, il est conseillé de ne pas faire fonctionner le PVF_2 au delà de 90°C au risque de dépolariiser le matériau. En ce qui concerne les copolymères, il est recommandé de ne pas dépasser la transition de Curie pour les mêmes raisons. Cependant pour les copolymères la température de fonctionnement peut atteindre 130 à 150°C .

Nous retiendrons que les propriétés physiques (structure, piézoélectricité, propriétés mécaniques et thermiques...) des copolymères $P(VF_2-VF_3)$ dépendent du pourcentage en VF_2 , mais aussi du taux de cristallinité et de la polarisation rémanente. Le groupe B est celui présentant une forte piézoélectricité, ainsi les polymères cristallisant directement en phase β , doivent être non seulement polarisés électriquement mais aussi stabilisés en température pour être utilisables.

Les copolymères $P(VF_2-VF_3)$ du groupe B diffèrent du PVF_2 , principalement par :

leur phase ferroélectrique naturelle (sans laminage ni étirage),
leur cristallinité élevée (85 à 90% [LEG89]),
l'existence et l'ajustabilité de leur température de Curie en fonction de leur composition, celle-ci variant entre 70°C et 160°C .

4 Origine de la piézoélectricité dans le PVF_2 et ses copolymères $P(VF_2-VF_3)$

Les origines physiques des propriétés piézoélectriques (et pyroélectriques) de ces matériaux sont restées longtemps controversées. De nombreux modèles ont été avancés afin d'expliquer ces propriétés [TAS81][WAD76][WAD81]. Le modèle couramment admis est celui de cristallites ferroélectriques noyées dans une matrice amorphe. Il apparaît que l'activité piézoélectrique (et pyroélectrique) de ces matériaux provient à la fois:

des variations de leurs dimensions géométriques (effet de poisson) dues à la contrainte ou à la température;
des variations de la polarisation des cristallites dues à la contrainte ou à la température (effets intrinsèques);
des variations de permittivité (effets d'électrostriction) dues à la déformation.

5 Caractéristiques physiques du PVF₂ et de ses Copolymères P(VF₂-VF₃)

Le tableau 1.1 présente les propriétés électromécaniques du PVF₂ et de ses copolymères P(VF₂-VF₃) comparées à celles d'une céramique PZT. Les valeurs présentées dans ce tableau sont obtenues pour des fréquences allant de 10 à 50 MHz à température ambiante. Les propriétés électriques, mécaniques et piézo-électriques des polymères piézo-électriques dépendent fortement des conditions de fabrication [OHI88][LEU79][BAU89][COU86].

Le PVF₂ et ses copolymères P(VF₂-VF₃) sont des matériaux souples à faible densité, à faible vitesse du son, à faible impédance itérative et présentant un amortissement mécanique relativement important à haute fréquence. Leur impédance acoustique est voisine de celle de l'eau (1,4 x 10⁶ kg/m²s) et par conséquent de celle du corps humain; de ce fait, ces matériaux sont bien adaptés pour l'émission comme pour la réception d'ondes acoustiques dans les milieux biologiques (capteurs médicaux) ou sous marins, ou encore à travers d'autres polymères.

Propriétés	PVF ₂	P(VF ₂ -VF ₃)	PZT-4
Masse volumique $\rho(\text{kg/m}^3).10^3$	1,78	1,88	7,5
Vitesse du son en épaisseur $V_L (m/s)$	2260	2400	4630
Impédance acoustique $Z (\text{kg/m}^2\text{s}).10^6$	4,02	4,51	34,4
Constante élastique $C_{33}^D (N / m^2) \times 10^9$	9,1	11,3	159
Constantes piézoélectriques			
$e_{33} (C/m^2)$	-0,14	-0,22	15,1
$d_{33} (C/N).10^{-12}$	-30	-32	140
$h_{33} (V/m).10^9$	-2,6	-4,7	2,7
Facteur de couplage électromécanique k_t	0,2	0,30	0,51
Permittivité relative ϵ_r	6,2	5,3	635
Tangente des pertes diélectriques $\tan \delta_e$	0,25	0,14	0,02
Tangente des pertes mécaniques $\tan \delta_m$	0,10	0,04	0,004
Champ coercitif $(V/\mu m)$	45	36	0,7

Tableau 2.1.1 : Principales propriétés du PVDF, et de son copolymère P(VF₂-VF₃), comparées à celles de la céramique PZT-4.

Le facteur de couplage électromécanique K est de 0,2 à 0,3, une valeur bien plus faible que celle des céramiques (PZT). Les champs électriques maximaux applicables aux polymères sont supérieurs à ceux que supportent les céramiques, du

fait que les champs coercitifs sont plus élevés dans ces polymères [MIC79], de sorte qu'on peut appliquer une énergie électrique supérieure sur le *PVDF* et donc obtenir une énergie mécanique du même ordre que celle d'une céramique PZT.

La constante diélectrique des polymères est plus faible que celle des céramiques; et le coefficient de pertes diélectriques est plus élevé. Les coefficients piézo-électriques en charge des céramiques sont plus élevés que ceux des polymères à base de *PVF₂*. Les coefficients en tensions sont plus élevés que ceux des céramiques.

Les caractéristiques de ces polymères (c_{33} , ϵ_{33} , $tg\delta_m$, $tg\delta_e$) varient à la fois avec la température et la fréquence. Ces différentes grandeurs varient dans le même sens qu'il s'agisse du *PVF₂* ou de ses copolymères *P(VF₂-VF₃)*.

Enfin, la comparaison entre le *PVF₂* et ses copolymères *P(VF₂-VF₃)* montre que le *P(VF₂-VF₃)* possède un coefficient de couplage électromécanique plus élevé et des pertes mécaniques et diélectriques plus faibles, ce qui le rend plus attractif que le *PVF₂*.

6 Conclusion

En résumé, retenons que le *PVF₂* doit être orienté mécaniquement, polarisé électriquement, et stabilisé thermiquement pour bénéficier des caractéristiques piézo-électriques.

Les propriétés physiques des copolymères *P(VF₂-VF₃)* dépendent du taux de concentration en *VF₂*, du recuit et de la polarisation rémanente. Du point de vue des propriétés piézo-électriques, le copolymère *P(VF₂-VF₃)* du groupe B est plus intéressant que le *PVF₂* principalement pour sa phase ferroélectrique naturelle, sa cristallinité élevée (85 à 90%), et finalement, l'existence et l'ajustabilité de sa température de Curie en fonction de la teneur en *VF₂* (T_c varie de 70 à 160°C). Enfin, la comparaison entre le *PVF₂* et ses copolymères *P(VF₂-VF₃)* montre que ce dernier possède un coefficient de couplage électromécanique plus élevé et des pertes mécaniques et diélectriques plus faibles, ce qui le rend plus attractif que le *PVF₂*.

Signalons que le *PVF₂* et ses copolymères *P(VF₂-VF₃)* sont (ou peuvent être) utilisés dans divers domaines comme capteurs ou transducteurs. Ils s'avèrent bien adaptés chaque fois que l'une au moins de leurs propriétés intrinsèques est exploitée: grandes surfaces, faibles épaisseurs, possibilités de moulage et de thermoformage, fonctionnement possible en membranes actives, fort amortissement interne, faible impédance acoustique, sensibilité élevée en tension.

7 Références du chapitre 2.1

- [BAU89] F. Bauer, Etude du comportement sous choc de copolymères VF₂/VF₃ piézoélectriques, in High Dynamic Pressure Symposium, Grande-Motte-France, p. 27 (Juin 1989).
- [BAU82a] F. Bauer, APS Conf, Proc. n°78, W.H. Nellis, L. Seamon, R.A. Graham (eds.), American Inst. of Phys. New York, p.251-267 (1982).
- [BAU82b] F. Bauer, Brevet 82 21025. INPI.
- [COU86] R.H. Coursant, C. Megnio, J.M. Tellier, Automatic method of intrinsic characterisation of lossy piezoelectric structures, in Proc. 6th ISAF'86 IEEE, p. 730 (1986).
- [DAV88] G.T. Davis, The Applications of Ferroelectric Polymers, chapter 4, Blackie and Son Ltd - London (1988).
- [DUR89] P.E. Durin and S.H. Carr, A historical perspective on the occurrence of piezoelectricity in materials MRS Bulletin/February, p.22 (1989).
- [FUR] T. Furukawa and T.T. Wang, Measurement and Properties of Ferroelectric Polymers, The applications of Ferroelectric Polymers, Blackie and Son Ltd-London.
- [KOG86] K.Koga and H.Ohigashi, Piezoelectricity and related properties of Vinylidene Fluoride and Fluoroethylene Copolymers, J.Appl.Phys. vol.59, n°6(1986).
- [LEG86] J.F.Legrand, Structure and ferroelectric properties of P(VF₂-VF₃) Copolymers, Ferroelectrics, vol.91, p.303(1989)
- [LEU79] W.P. Leung and K.K. Yung, Internal losses in *PVDF* ultrasonic transducers, J. Appl. Phys. vol. 50, n°12, p. 8031 (1979).
- [LOV87] A.J. Lovinger, D.D. Davis, R.E. Cias and J.M. Kometani, The role of molecular defects on the structure and phase transitions of *PVDF*, Polymer, vol. 28, p.617 (1987).
- [MAT78] K. Matsushige, T. Takemura, J. Polym. Sci; Polymer Phys. Ed., 16, 921 (1978).
- [MIC79] F. Micheron, Thermodynamique du *PVF₂* et applications, Extrait de la Revue Technique Thomson - CSF, vol. 11, n°3, p. 513 (1979).
- [OHI88] H. Ohigashi, The applications of Ferroelectric Polymers, chapter 11, Blackie and Son Ltd - London (1988).
- [OHI] H. Ohigashi and al, Ferroelectric copolymers of vinylidene fluoride and trifluoroethylene with a large electromechanical coupling factor, Japan, J. Appl. Phys, vol. 21, n°8, p. L455-L457.

26 Capteurs à base de PVDF

- [TAS81] S. Tasaka and S. Miyata, The origin of piezoelectricity in PVF_2 , *Ferroelectrics*, vol. 32, p. 17 (1981).
- [YAG78] T. Yagi and M. Tatemoto, A fluorine-19 NMR study of the microstructure of vinylidene fluoride trifluoroethylene copolymers, *Polymer Journal*, vol. 11, n°6, p. 429 (1978).
- [WAD76] Y. Wada and R. Hayakawa, Piezoelectricity and pyroelectricity of polymers, *J. Appl. Phys.* vol. 15, n°11, p. 2041 (1976).
- [WAD81] Y. Wada and R. Hayakawa, A model theory of piezo and pyroelectricity of $PVDF$ electret, *Ferroelectrics*, vol. 32, p. 115 (1981).

Chapitre 2.2

Capteur de force basé sur un oscillateur

1	Structure et modèle du résonateur.	27
2	Etude de l'interface "PVDF-Cuivre".....	33
3	Influence de la température.	34
4	Conclusions.	36
5	Références du chapitre 2.2.....	37

L'utilisation d'un montage oscillateur dans un capteur est bien connue : il s'agit généralement d'exploiter l'action du mesurande sur l'une des propriétés électriques ou géométriques d'une impédance qui est placée dans un circuit oscillant « RLC ». On démontre alors que les variations de la fréquence de l'oscillateur sont linéairement proportionnelles aux variations de l'impédance [ASC98].

La démarche entreprise dans le présent travail est complètement originale puisqu'il s'agit de déterminer l'action du mesurande sur la géométrie même d'un oscillateur, mais de manière indirecte par la mesure de la fréquence de résonance du montage.

1 Structure et modèle du résonateur.

Pour les besoins de notre étude, nous avons conçu un résonateur "composite" qui comporte (figure 2.2.1) un film de PVDF d'épaisseur 110 μm , en sandwich entre 2 électrodes planes en cuivre, d'épaisseur 100 μm , maintenues en position par 2 feuilles d'élastomères, d'épaisseur 4 mm, le tout étant soumis à la pression à mesurer. Nous avons ensuite observé la résonance de ce dispositif [BAH92].

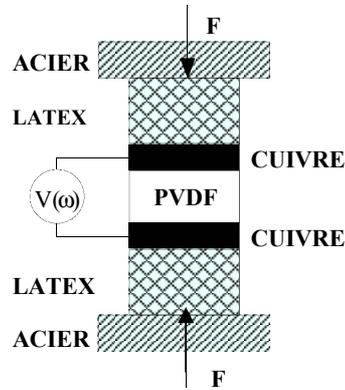


Figure 2.2.1 – Schéma du résonateur composite : PVDF (110 μ m), électrode cuivre (100 μ m), latex (4mm)

Le résonateur est excité par un signal électrique appliqué directement au polymère piézoélectrique. En mesurant alors l'impédance électrique située entre les 2 électrodes de cuivre on constate l'existence d'une fréquence de résonance pour laquelle la phase de l'impédance passe par un maximum en même temps que son module présente un point d'inflexion. Lorsque le film de polymère n'est pas chargé mécaniquement, sa fréquence de résonance "propre" ne dépend que des paramètres intrinsèques du film de polymère,

$$f_0 = \frac{1}{2 \cdot e_p} \cdot V_p \quad (1)$$

avec $e_p = 110 \mu\text{m}$, l'épaisseur du film, $V_p = \sqrt{\frac{C_{33}}{\rho}}$, la vitesse du son dans le PVDF, $\rho = 1.8 \cdot 10^3 \text{ Kg.m}^{-3}$, $C_{33} = 9.1 \cdot 10^9 \text{ N.m}^{-2}$, $f_0 = 10.22 \text{ MHz}$

Lorsque on augmente progressivement la contrainte (à l'aide d'une presse INSTRON) on constate un déplacement de la fréquence de résonance en même temps qu'une atténuation du maximum à la résonance (figure 2.2.2).

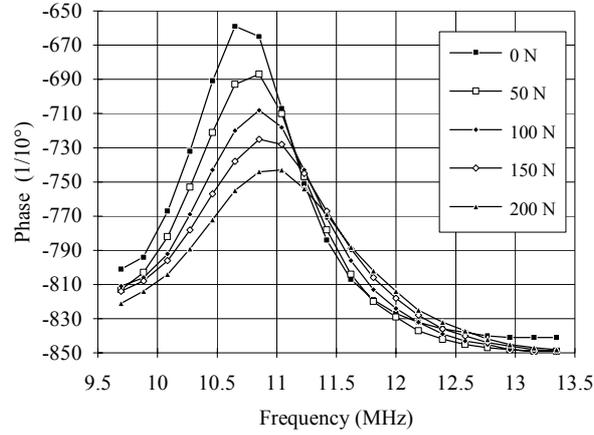


Figure 2.2.2 - Réponse du résonateur à différentes pressions

A cause des influences relatives de tous les constituants du résonateur, la fréquence à vide n'est pas simplement celle de la lame libre de PVDF.

Nous avons mené une démarche de modélisation de cette structure multicouche. L'impédance électrique d'une lame piézoélectrique, dans le mode d'épaisseur, est approchée par le modèle de Mason [WHI64] :

$$Z_e = \frac{1}{j \cdot \omega \cdot C_0} \cdot \left(1 - k_{33}^2 \cdot \frac{\tan \alpha}{\alpha} \right) \quad (3)$$

avec

$$\left\{ \begin{array}{l} C_0 = \varepsilon_{33} \cdot \frac{A}{ep}, \text{ the bulk capacitance} \\ \varepsilon_{33}, \text{ the dielectric constant} \\ k_{33}, \text{ the electromechanical coupling factor} \\ \alpha = \frac{\omega \cdot ep}{2 \cdot V_p} \end{array} \right. \quad (4)$$

Pour modéliser les pertes dans le matériau, nous introduisons les parties imaginaires des paramètres complexes,

30 Capteurs à base de PVDF

$$\begin{cases} C_{33}^* = C_{33} \cdot (1 + j \cdot y) \\ y = \tan \delta_m, \text{ the mechanical loss factor} \\ \varepsilon_{33}^* = \varepsilon_{33} \cdot (1 - j \cdot x) \\ x = \tan \delta_e, \text{ the electrical loss factor} \end{cases} \quad (5)$$

, ceci nous permet d'expliciter l'impédance électrique avec pertes,

$$Z_e = \frac{1}{j \cdot \omega \cdot C_0 \cdot (1 - j \cdot x)} \cdot \left[1 - k_{33}^2 \cdot \frac{1 - j \cdot x}{1 + j \cdot \frac{y}{2}} \cdot \frac{\tan\left(\alpha \cdot \left(1 - j \cdot \frac{y}{2}\right)\right)}{\alpha} \right] \quad (6)$$

Dans le cas du résonateur composite nous devons considérer le couplage de la lame piézoélectrique avec des charges acoustiques Z_c sur chacune de ses deux faces, ce qui donne alors,

$$Z_e = \frac{1}{j \omega C_o (1 - jx)} \left[1 - \frac{k_{33}^2}{j \cdot \alpha} \cdot \frac{1 - j \cdot x}{1 + j \cdot \frac{y}{2}} \cdot \left(\frac{\beta + j \cdot \tan \alpha^*}{1 + \beta^2 - 2j\beta \cot an 2\alpha^*} \right) \right] \quad (7)$$

, avec,

$$\begin{cases} \alpha^* = \alpha \cdot \left(1 - j \cdot \frac{y}{2}\right) \\ \beta = \frac{Z_c}{Z_p}, \text{ the normalised acoustic impedance,} \\ Z_p = \rho \cdot V_p, \text{ the acoustic impedance of PVDF} \end{cases} \quad (8)$$

Ce modèle nous permet d'obtenir une impédance théorique en accord avec l'expérimentation : lorsque aucune contrainte n'est appliquée, la fréquence de résonance observée est proche de la fréquence de résonance de la lame piézoélectrique libre. Toutefois, lorsque on applique une force sur le dispositif, les résultats expérimentaux ne sont encore pas en accord avec la théorie, aussi nous

avons été amenés à considérer la présence de minces couches d'air emprisonnées dans les couches, dues aux imperfections des contacts mécaniques.

Cette impédance Z_c est définie à l'interface du PVDF et de la couche d'air par :

$$Z_c = \frac{Z_3 + j \cdot Z_a \cdot \tan\left(\frac{\omega \cdot ep_a}{V_a}\right)}{1 + j \cdot \frac{Z_3}{Z_a} \cdot \tan\left(\frac{\omega \cdot ep_a}{V_a}\right)} \quad (9)$$

avec

$$\left\{ \begin{array}{l} Z_a, \text{ the acoustic impedance of air} \\ ep_a, \text{ the thickness of the air layer} \\ V_a, \text{ the sound velocity in air} \\ \\ Z_2 = \frac{Z_2 + j \cdot Z_b \cdot \tan\left(\frac{\omega \cdot ep_b}{V_b}\right)}{1 + j \cdot \frac{Z_2}{Z_b} \cdot \tan\left(\frac{\omega \cdot ep_b}{V_b}\right)} \\ Z_b, \text{ the acoustic impedance of brass} \\ ep_b, \text{ the thickness of the brass electrode} \\ V_b, \text{ the sound velocity in brass} \\ \\ Z_2 = \frac{Z_1 + j \cdot Z_r \cdot \tan\left(\frac{\omega \cdot ep_r}{V_r} - j \cdot ep_r \cdot q_r\right)}{1 + j \cdot \frac{Z_1}{Z_r} \cdot \tan\left(\frac{\omega \cdot ep_r}{V_r} - j \cdot ep_r \cdot q_r\right)} \\ Z_r, \text{ the acoustic impedance of rubber} \\ ep_r, \text{ the thickness of rubber} \\ V_r, \text{ the sound velocity in rubber} \\ q_r, \text{ the damping factor of rubber} \\ Z_1, \text{ the acoustic impedance of steel (infinite)} \end{array} \right. \quad (10)$$

Le milieu constitué par l'acier peut être considéré comme infini puisque les ondes acoustiques sont absorbées en majorité dans le milieu caoutchouc. Ceci est confirmé par les mesures expérimentales sous pression (figure 2.2.3).

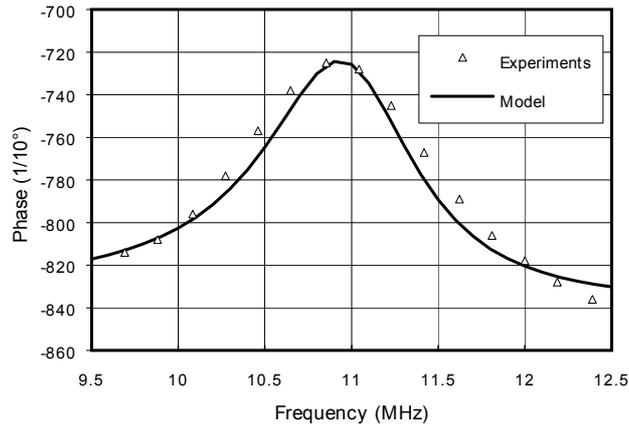


Figure 2.2.3 - Impédances théoriques et expérimentales sous une contrainte de 150N

Les impédances acoustiques du modèle sont représentées dans la figure 2.2.4 ; on remarque une nette rupture d'impédance entre le PVDF et le cuivre.

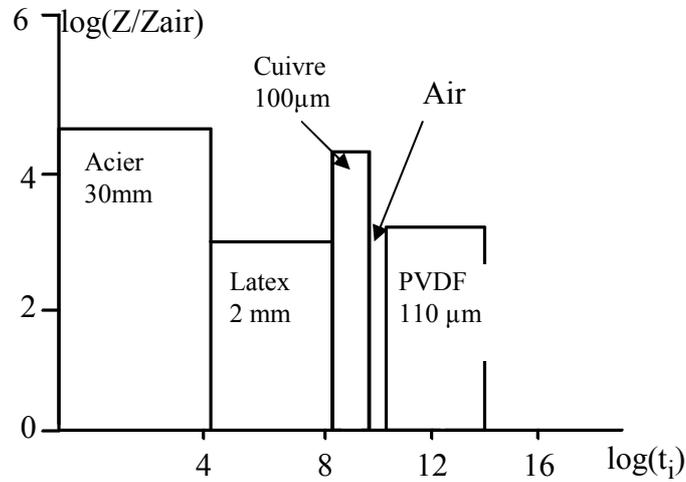


Figure 2.2.4 - Impédances caractéristiques des différentes couches en échelles logarithmiques

Nous avons alors imaginé que les effets des contraintes sur le résonateur pouvaient s'expliquer par la réduction de l'épaisseur de la couche d'air. Le décalage fréquentiel

observé pouvant être interprété comme étant du à un meilleur contact entre le film piézoélectrique et le cuivre : du coup l'interface Cuivre-PVDF devient le paramètre principal du décalage en fréquence. Nous avons donc utilisé notre modèle théorique pour déterminer les épaisseurs des couches d'air correspondant aux différentes fréquences de résonance relevées expérimentalement : comme on peut le voir sur la figure 2.2.5, lorsque la contrainte exercée augmente l'épaisseur de la couche d'air diminue proportionnellement. Ces relevés ont été obtenus à l'aide de l'analyseur de réseau HP3577A utilisé en impédancemètre.

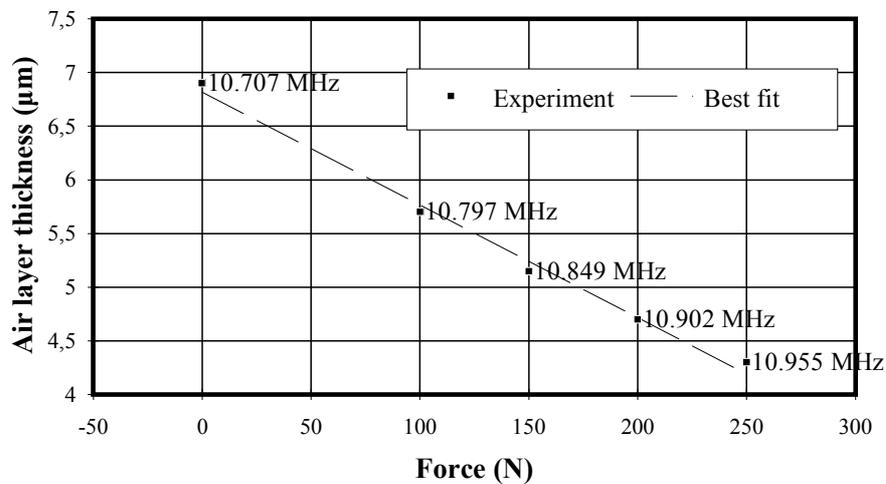


Figure 2.2.5 - Comparaison du modèle théorique avec l'expérimentation sous diverses contraintes et pour plusieurs épaisseurs de la couche d'air

2 Etude de l'interface "PVDF-Cuivre".

L'interface du PVDF et du Cuivre joue un rôle important dans le décalage en fréquence observé : La rugosité de la surface de l'électrode de Cuivre en contact sur une face du PVDF introduit une fine couche d'air dans le modèle agissant directement sur les caractéristiques du résonateur. L'influence de l'autre face en contact avec le latex est négligeable comme elle présente un meilleur contact avec ce matériau déformable. Pour vérifier cette hypothèse et tenter de contrôler les caractéristiques du résonateur nous avons travaillé des électrodes de différentes rugosités.

Une inspection de la surface initiale de l'électrode a révélé des irrégularités pouvant atteindre 10 µm et une moyenne de 2 µm. Nous avons repoli cette surface pour obtenir des surfaces de rugosité 1µm et 3 µm. Nous avons ensuite enregistré la fréquence de résonance sous diverses contraintes pour chacune des surfaces (tableau

2.2.1), ainsi que la caractéristique du résonateur dans le cas de l'électrode de rugosité 1 μm .

Brass electrode, surface roughness	Sensitivity (KHz/N)	Linearity (% F.S.)	Measurement range (N)
10 μm (Initial)	0.26	+/- 7	0-800
3 μm	0.4	+/- 7	0-750
1 μm	0.92	+/- 2.5	0-350

Table 2.2.1 - Résultats expérimentaux pour 3 types d'électrodes en Cuivre

Surface roughness : 1 micron

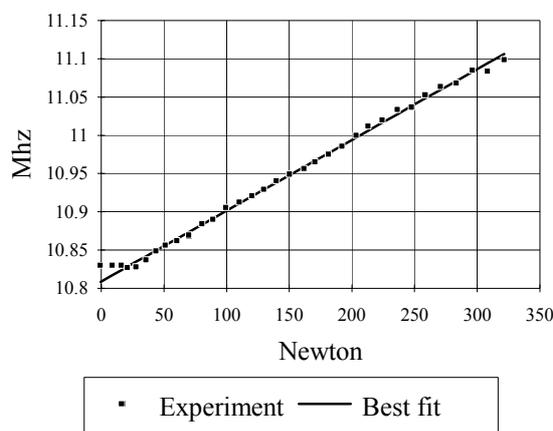


Figure 2.2.6 - Caractéristique Force-Fréquence du résonateur (épaisseur 1 μm)

La sensibilité du résonateur est directement liée à la rugosité de la surface de l'électrode : une surface moins rugueuse présente une meilleure sensibilité, mais une étendue de mesure plus réduite.

Nous avons bien prouvé qu'il est possible d'obtenir un capteur de force avec des caractéristiques reproductibles (bonne répétabilité) et aussi que notre second modèle permet d'expliquer le phénomène de décalage de la fréquence de résonance.

3 Influence de la température.

Evidemment la température intervient à divers niveaux de notre résonateur, tant dans sa géométrie que sur les caractéristiques du PVDF. Nous avons donc étudié cette influence avec l'électrode de rugosité 10 μm , en plaçant le résonateur dans une enceinte thermostatée entre 25°C et 30°C. On constate sur la figure 2.2.7 que toute la

courbe est décalée vers le bas quand la température augmente. Par contre la sensibilité reste inchangée à 0,26 KHz/N.

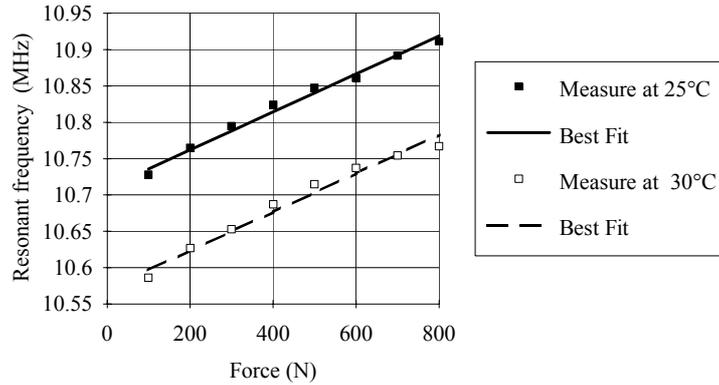


Figure 2.2.7 - Effet de la température sur la sensibilité et la résonance (surface 10 μm)

Le facteur de couplage électromécanique, k_{33} , est assez peu sensible aux variations de température [WAN88], nous allons donc démontrer que la température agit plus directement sur le module élastique C_{33} .

La fréquence de résonance f_0 est donnée par

$$f_0 = \frac{1}{2 \cdot ep} \sqrt{\frac{C_{33}}{\rho}} \quad (11)$$

le paramètre ρ est peu sensible à la température, alors que C_{33} décroît avec la température. En dérivant l'expression (11) par rapport à ce dernier paramètre,

$$\frac{\Delta f_0}{f_0} = \frac{1}{2} \cdot \frac{\Delta C_{33}}{C_{33}} \quad (12)$$

Nous avons expérimentalement déterminé $\frac{\Delta f_0}{f_0} = -0,3\% / ^\circ\text{C}$ autour de 25°C.

Par comparaison avec la valeur expérimentale $\frac{\Delta C_{33}}{C_{33}} = -0,9\% / ^\circ\text{C}$ du PVDF à 25°C [WAN88] on confirme effectivement notre hypothèse.

Il devient alors possible de corriger l'influence de la température sur notre résonateur par comparaison avec une plaque de PVDF non contrainte soumise à la même température.

4 Conclusions.

Le PVDF ne permet pas de fabriquer des capteurs de très haute qualité, cependant ce matériau et ses polymères sont très intéressants dans les cas où leurs qualités intrinsèques sont bien exploitées : grandes surfaces, épaisseurs très faibles, faculté d'adaptation à des formes variées, très faible impédance acoustique, grand facteur d'amortissement, grande sensibilité, et bas coûts.

Le capteur de force à résonateur que nous avons conçu pourrait utilement trouver son application dans le contrôle du serrage des écrous sur des grandes structures métalliques : notre montage pourrait remplacer les rondelles de serrage. Il suffirait alors de brancher un analyseur d'impédance aux bornes de celles-ci pour en contrôler le serrage.

Ces travaux sur le capteur de force basé sur un oscillateur à base de PVDF, ont été initiés par la thèse de Salif Bah et poursuivis lors de la thèse de Lucien Ngalamou, dirigée par Philippe Benech, dont le sujet était : "Résonateur composite à base de polymère piézoélectrique pour la mesure de forces statiques : instrumentation et étude" (soutenue le 14/12/1994, jury : J.F. Legrand, M. Brissaud, D. Placko, P. Pinard, E. Chamberod, Ph. Benech). J'ai eu la joie de participer à ces travaux comme en attestent les publications scientifiques que nous avons fait ensemble, dont principalement :

Ngalamou L., Noury N., Chamberod E., Benech Ph., Analysis of the sensitivity and the temperature influence of a static force sensor based on a PVDF resonator, *Sensors and Actuators*, 1996, Vol. A57, 173-177

Ngalamou L., Noury N., Chamberod E., Benech Ph., Phase measurement system for piezopolymer resonator, *International Journal of Electronics*, 1997, vol.82, n°1, 117-124

La partie électronique de commande de l'oscillateur a donné suite aux travaux de thèse CNAM de Mohamed Chellough, sous la direction de Eric Chambérod (soutenue en juin 1997) sur le sujet « système de mesure de phase autonome pour capteur de phase statique ». J'ai également participé à ces travaux et à la rédaction d'un article :

E. Chamberod, M. Chellough, Ph. Benech, N. Noury, L. Scandelari, *Système de mesure de phase autonome pour capteur de force statique*, Colloque C2I - Enset Cachan-France, « Instrumentation Interdisciplinarité et Innovation », Hermès, Nov.98, 127-133

5 Références du chapitre 2.2

- [ASC98] [ASC98] G. Asch et al. "Les capteurs en instrumentation industrielle", 5me édition, Dunod, 1998, pp 90-91
- [BAH92] S. Bah, P. Benech and L. Ngalamou, Effect of compressive stress on a composite resonator based on PVF₂, IEEE Ultrasonics Symposium, pp. 973-975 (1992).
- [IBM] Static force measurement using effect of polyvinilidene fluoride bimorph., IBM Technical Disclosure Bulletin vol. 27, No 12 (1983).
- [LOR83] M. Lord and D. M. Smith, Static response of a simple piezoelectric load cell., J. of Biomedical Engineering vol.5, No 2, p. 162 (1983).
- [PAR86] K. T. Park, R. D. Klafter and P. E. Bloomefield, A charge readout algorithm for piezoelectric force transducers, ISAF'86 IEEE, pp. 715 (1986).
- [WAN88] T.T. Wang, J.M. Herbert and A.M. Glass, The applications of ferroelectric polymers, Blackie & Son Ltd, pp. 246-247 (1988).
- [WHI64] D.L. White, Physical acoustics, W.P. Mason Ed., Academic Press, Vol. 1B, chap. 12, New-York (1964).

Chapitre 2.3

Capteur à onde de surfaces

<u>1</u>	<u>Introduction</u>	39
<u>2</u>	<u>Génération des ondes de Lamb</u>	40
<u>3</u>	<u>Dispositif expérimental</u>	43
3.1	<u>Description du dispositif à ondes de Lamb</u>	43
3.2	<u>Système électronique</u>	44
3.3	<u>Algorithme de calcul du temps de propagation</u>	45
3.4	<u>Caractérisation de l'instrumentation développé</u>	46
<u>4</u>	<u>Résultats expérimentaux</u>	47
4.1	<u>Fréquence de synchronisme</u>	47
4.2	<u>Tension de sortie</u>	49
4.3	<u>Détermination de la densité des liquides</u>	50
<u>5</u>	<u>Conclusions</u>	51
<u>6</u>	<u>Références du chapitre 2.3</u>	53

Les ondes élastiques se propagent à des vitesses bien moindre dans les solides que dans le vide (quelques kilomètres par seconde). Cette propriété a souvent été mise à contribution dans des capteurs qui déterminent avec précision des faibles distances par la mesure d'un temps de vol techniquement facile à réaliser : l'ordre de grandeur est la microseconde pour des distances de l'ordre du millimètre.

Dans ces travaux nous nous sommes intéressés à une mesure plus indirecte, celle de l'action du milieu sur les paramètres de l'onde de surface.

1 Introduction

Les ondes de Lamb sont des ondes acoustiques qui se propagent dans des milieux d'épaisseur finie [VIK67]. Elles se répartissent en deux groupes, le mode S (Symétrique) et le mode A (Antisymétrique) selon que les déplacements transverses des particules s'effectuent de manière symétrique ou non par rapport au plan moyen du milieu de propagation (fig 2.3.1).

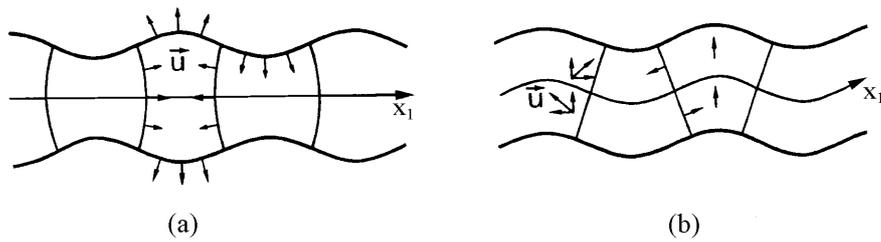


Figure 2.3.1. Ondes de Lamb : (a) ondes symétriques ; (b) ondes antisymétriques.

Lorsque l'onde de Lamb se propage dans une plaque dont l'une des faces est en contact avec un liquide, sa vitesse de propagation et son amplitude sont modifiées sous l'effet de la charge du liquide, donc en fonction de sa densité [ZHU95].

Normalement, les dispositifs à ondes de Lamb sont conçus pour travailler à faible produit fréquence-épaisseur de la plaque, pour lequel le mode antisymétrique a_0 peut être obtenu avec une vitesse de phase inférieure à la vitesse longitudinale dans le liquide en contact avec une face de la plaque. Cette caractéristique est fort intéressante, puisque dans ces conditions l'onde de Lamb peut se propager sans irradier son énergie dans le liquide [WAT92], [WEN88], et le fonctionnement des transducteurs se fait dans une gamme de fréquences basses (quelques MégaHertz).

2 Génération des ondes de Lamb

Le dispositif de génération et de détection des ondes de Lamb [SCA98] est représenté sur la figure 2.3.2.

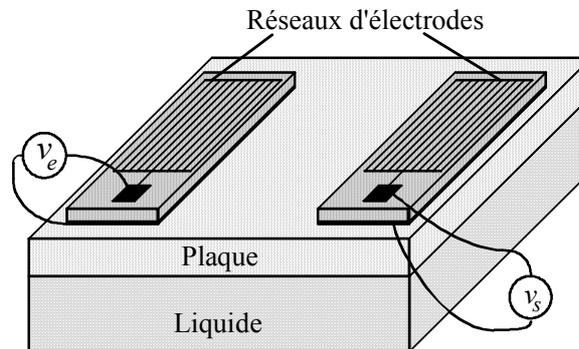


Fig. 2.3.2 : Dispositif expérimental.

Il est constitué d'un guide de propagation (plaque) et de deux lames identiques de $P(VF_2-VF_3)$ d'épaisseur $110\mu\text{m}$. Sur chaque lame est gravé un réseau d'électrodes métalliques. Les deux transducteurs sont couplés au milieu de propagation par une fine couche de graisse et disposés perpendiculairement à la direction de propagation. Le côté inférieur de la plaque est en contact avec un liquide.

Pour générer des ondes de Lamb, un ensemble de contraintes est appliqué sur la face supérieure avec une distribution périodique (fig. 2.3.3) :

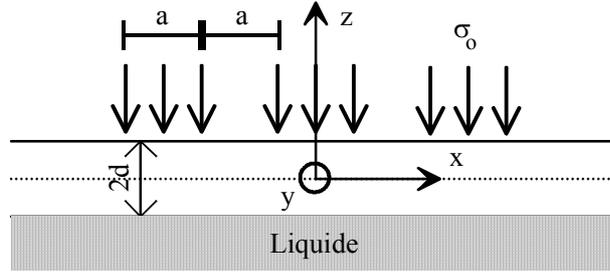


Fig. 2.3.3 : Génération des ondes de Lamb.

La périodicité spatiale des perturbations est égale à la longueur d'onde des ondes de Lamb et correspond aussi à la périodicité des électrodes gravées sur la lame piézoélectrique. Les composantes du déplacement sont représentées par les potentiels φ_S , ψ_S et φ_L , correspondant respectivement aux ondes longitudinale et transverse dans la plaque et à l'onde longitudinale dans le liquide. Ces potentiels vérifient les équations de Helmholtz :

$$\begin{aligned} \nabla^2 \varphi_S + k_t^2 \varphi_S &= 0, \\ \nabla^2 \psi_S + k_t^2 \psi_S &= 0, \\ \nabla^2 \varphi_L + k_L^2 \varphi_L &= 0 \end{aligned} \quad (1)$$

La longueur des doigts du peigne étant grande devant les longueurs d'onde, toutes les dérivées suivant l'axe y seront nulles. Les solutions des équations (1) sont des ondes harmoniques se déplaçant selon l'axe x :

$$\begin{aligned} \varphi_S &= (A \cosh(qz) + B \sinh(qz)) e^{i(kx - \omega t)} \quad \text{pour } -d \leq z \leq d \\ \psi_S &= (D \sinh(sz) + C \cosh(sz)) e^{i(kx - \omega t)} \quad \text{pour } -d \leq z \leq d \\ \varphi_L &= E e^{i(k_x x + k_z(z+d) - \omega t)} \quad \text{pour } z \leq -d \end{aligned} \quad (2)$$

où A , B , C , D et E sont des fonctions de la variable k , nombre d'onde de l'onde de Lamb et

$$q = (k^2 - k_t^2)^{1/2}, \quad s = (k^2 - k_L^2)^{1/2}$$

Les expressions des contraintes dans la plaque en fonction des potentiels sont données par les relations suivantes :

$$\begin{aligned} \sigma_{zz} &= \lambda \left(\frac{\partial^2 \varphi_S}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \varphi_S}{\partial z^2} \right) + 2\mu \left(\frac{\partial^2 \varphi_S}{\partial z^2} + \frac{\partial^2 \psi_S}{\partial x \partial z} \right) \\ \sigma_{xz} &= \mu \left(2 \frac{\partial^2 \varphi_S}{\partial x \partial z} + \frac{\partial^2 \psi_S}{\partial x^2} - \frac{\partial^2 \psi_S}{\partial z^2} \right) \end{aligned} \quad (3)$$

Les conditions aux limites imposées par la continuité des déplacements sont :

$$\sigma_{xz|z=-d} = 0, \quad \sigma_{zz|z=-d} = \rho_L \frac{\partial^2 \varphi_L}{\partial t^2} \quad (4)$$

pour la surface en contact avec le liquide et

$$\begin{aligned} \sigma_{xz|z=d} &= 0 \quad \text{for } |x| < \infty \\ \sigma_{zz|z=d} &= \begin{cases} \sigma(t) = \sigma_0 e^{-i\omega t} & \text{for } |x| \in G, \\ 0 & \text{for } |x| \notin G. \end{cases} \end{aligned} \quad (5)$$

pour la surface excitée par le P(VF₂-VF₃). En reportant les équations (2) dans les équations (3) et en

appliquant les conditions aux limites (4) et (5), nous obtenons le système d'équations :

$$\begin{bmatrix} 2iqk \operatorname{sh}(qd) & 2iqk \operatorname{ch}(qd) & -(k^2 + s^2) \operatorname{ch}(sd) \\ -2iqk \operatorname{sh}(qd) & 2iqk \operatorname{ch}(qd) & -(k^2 + s^2) \operatorname{ch}(sd) \\ (k^2 + s^2) \operatorname{ch}(qd) & -(k^2 + s^2) \operatorname{sh}(qd) & -2iks \operatorname{sh}(sd) \\ (k^2 + s^2) \operatorname{ch}(qd) & (k^2 + s^2) \operatorname{sh}(qd) & 2iks \operatorname{sh}(sd) \\ -q \operatorname{sh}(qd) & q \operatorname{ch}(qd) & ik \operatorname{ch}(sd) \\ -(k^2 + s^2) \operatorname{sh}(sd) & 0 & \\ (k^2 + s^2) \operatorname{sh}(sd) & 0 & \\ 2iks \operatorname{ch}(sd) & -\frac{\rho_L}{\rho_S} k_t^2 & \\ 2iks \operatorname{ch}(sd) & 0 & \\ -ik \operatorname{sh}(sd) & -ik_Z & \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \\ D \\ E \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ \frac{\Gamma_{zz}}{\mu} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (8)$$

Loin de la zone d'excitation, la contrainte sur la face supérieure de la plaque est nulle. Les solutions de ce système d'équations sont non triviales quand le déterminant de la matrice est nulle. Nous pouvons alors en déduire les différents paramètres caractéristiques des ondes de Lamb générées dans la plaque : amplitude des déplacements, vitesses de phase et de groupe.

3 Dispositif expérimental

3.1 Description du dispositif à ondes de Lamb

La figure 2.3.4 montre la configuration du dispositif développé pour la génération, la propagation et la détection des ondes de Lamb.

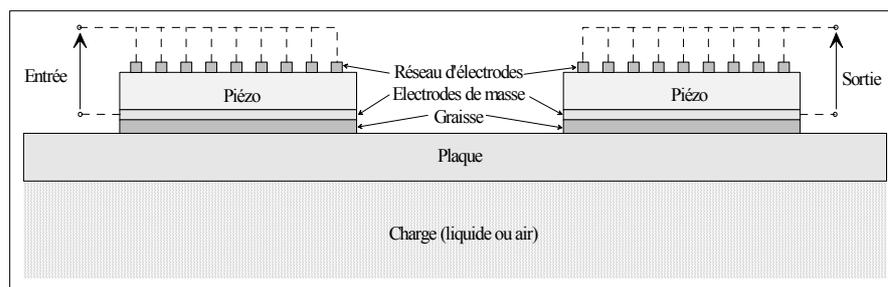


Figure 2.3.4 . Configuration du dispositif à ondes de Lamb comportant un film piézo-électrique sur un substrat (plaque) servant de support mécanique. Les peignes monophasés sont gravés sur la surface métallisée du film piézo-électrique.

Ce dispositif est constitué d'un substrat et de deux lames piézoélectriques identiques d'épaisseur 110 μm à base de P(VF₂-VF₃). Sur chaque lame est gravé un réseau d'électrodes métalliques. Les deux transducteurs sont couplés au milieu de propagation (plaque ou substrat) par une fine couche de graisse et disposés perpendiculairement à la direction de propagation. Le côté inférieur de la plaque est en contact avec un liquide. L'excitation des électrodes émettrices par une source de tension sinusoïdale engendre sur le substrat des contraintes mécaniques. La distribution spatiale et temporelle de ces contraintes donne naissance à des ondes de Lamb dans le substrat. Inversement, lorsque l'onde émise arrive au niveau du transducteur récepteur, celle-ci engendre des contraintes mécaniques sur la surface de la lame piézoélectrique qui la déforme. Par effet piézoélectrique direct, ces déformations induisent à leur tour une tension électrique aux bornes des électrodes réceptrices. Lorsque l'excitation électrique est seulement un cycle d'onde sinusoïdale, le signal électrique visualisé sur le peigne récepteur a la forme d'un écho triangulaire.

3.2 Système électronique

Toute l'électronique chargée de la génération et de la détection des ondes de Lamb, ainsi que de l'extraction des divers paramètres de propagation a été intégrée dans un module. Ainsi, le signal d'excitation est généré par un synthétiseur de fréquence (AD 7008), la numérisation simultanée des signaux d'excitation et de

réception est effectuée dans un module d'acquisition double entrée (AD 9058). Le tout (fig. 2.3.5) est piloté via l'interface parallèle d'un micro-ordinateur PC. Ce module électronique permet d'utiliser le capteur dans une configuration "ligne à retard", ce qui permet de s'affranchir en grande partie des problèmes liés aux réflexions de l'onde sur les bords de la plaque.

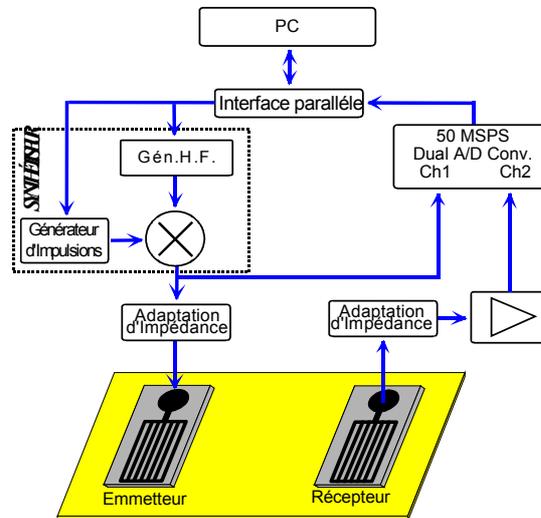


Fig. 2.3.5 : Système de mesure.

La partie acquisition du système de mesure (Figure 2.3.6) comprend un convertisseur analogique-numérique double (AD9058), à structure « flash » qui numérise les deux voies d'entrée à la fréquence maximale de 50 MHz, et pour une résolution de 8 bits. Chaque canal possède sa sortie numérique indépendante qui alimente l'entrée de données d'une mémoire FIFO. Il est alors possible de faire fonctionner le convertisseur à sa vitesse maximale en récupérant, à l'issue de chaque acquisition, les données sur le port parallèle d'un ordinateur PC. Le multiplexeur permet de transmettre les 16 bits de sortie des mémoires flash vers les 4 bits d'entrée du port parallèle du PC. La fréquence de numérisation est programmable de 3,125 MHz à 50 MHz. Le temps d'acquisition de 32768 échantillons, ou durée du signal numérisé, s'étend de 0,655 ms à 10,48 ms.

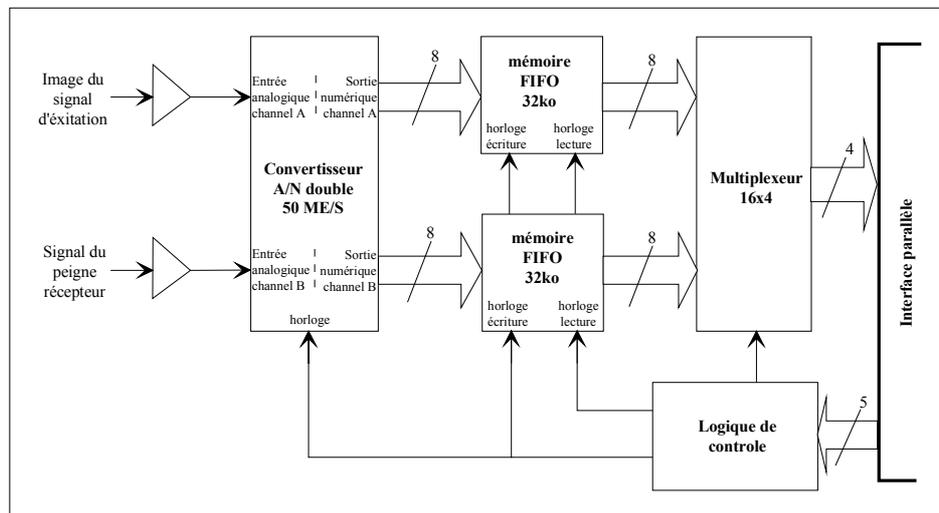


Figure 2.3.6. Partie acquisition du signal du système de mesure.

3.3 Algorithme de calcul du temps de propagation

Pour mesurer le temps de propagation de l'onde de Lamb, nous avons utilisé la méthode de la corrélation entre le signal d'excitation et le signal reçu. L'équation de la vitesse de groupe (c_g) des ondes est donnée par :

$$c_g = c - \lambda \frac{dc}{d\lambda} \quad (2)$$

où c est la vitesse de phase des ondes de Lamb et λ la longueur d'onde.

La mesure de la vitesse de groupe d'un train d'ondes qui se propage peut se faire à partir de la mesure du temps de propagation de l'enveloppe de l'onde. Pour obtenir l'enveloppe des signaux d'excitation et de réception, nous avons utilisé un détecteur d'enveloppe suivi d'un filtre passe-bas. La convolution est effectuée dans le domaine fréquentiel. Dans le domaine temporel, la position du maximum du signal résultant nous donne le retard entre les deux signaux, donc le temps de propagation. Voici l'algorithme utilisé :

1. Acquisition du signal d'excitation (e) et de réception (r), avec une moyenne de 15 échantillons par mesure. Le nombre d'échantillons est égal à N .
2. Rajout de N zéros sur e et sur r .
3. Le signal e est inversé dans sa matrice, le premier élément devient l'élément numéro $2.N$, et ainsi de suite.
4. Les valeurs de e et r sont prises comme des valeurs absolues.
5. La FFT des deux signaux est effectuée sur $2.N$ points : $E = \text{FFT}\{e\}$; $R = \text{FFT}\{r\}$.
6. La convolution est effectuée dans le domaine fréquentiel : $F = E.R^*$
7. Un filtrage passe-bas est effectué, pour retenir l'enveloppe de la convolution.
8. Le résultat est reconverti dans le domaine temporel : $x = \text{FFT}^{-1}\{F\}$.
9. La position du maximum de x nous donne le temps de propagation.

L'avantage de cet algorithme réside dans son excellente immunité aux bruits de haute fréquence. Il fonctionne aussi dans notre cas précis où les signaux d'excitation et de réception n'ont pas la même allure.

3.4 Caractérisation de l'instrumentation développé

Pour déterminer l'incertitude des mesures avec l'instrument développé, nous avons procédé à une série de mesures de temps de propagation, pour une fréquence d'échantillonnage de 50 MHz. Le signal de test est composé de deux trains de sinusoïdes, de durée variable entre 1 μ s et 10 μ s, qui représente le temps de propagation à mesurer. Le train de sinusoïdes est obtenu à partir d'un générateur d'impulsions qui module un générateur H.F. Le temps entre les deux trains de sinusoïdes du signal de test est connu en utilisant un fréquencemètre pour mesurer la période du signal modulateur à la sortie du générateur d'impulsions. Les mesures ont été réalisées plusieurs fois pour différentes conditions de durée du train de sinusoïde, de fréquence des sinusoïdes et longueur du temps de propagation.

Une série de mesures du temps de propagation a été effectuée. De ces mesures, on a déterminé une moyenne arithmétique \bar{x} sur un temps de propagation dont la valeur vraie x_0 est connue. En général, \bar{x} est différent de x_0 et pour déterminer si cet écart s'explique par la dispersion des mesures ou s'il indique l'existence d'une erreur systématique, nous avons utilisé un test statistique appelé «test de student» [CET86]. Le résultat du test nous amène à conclure qu'il n'y a pas d'erreur systématique de mesure.

L'écart type des mesures est de 10,03 ns. Il a été obtenu sur 10 séries de 100 mesures. L'incertitude des mesures, calculée à partir de l'écart type, est de 26 ns avec un niveau de probabilité de 0,99.

4 Résultats expérimentaux

Cette série d'expériences, permet d'évaluer la dépendance des caractéristiques de l'onde en fonction de la température et de la nature du liquide. Les résultats présentés sont d'un part ceux obtenus par mesure directe des principaux paramètres caractéristiques des ondes de Lamb et d'autre part ceux obtenus par calcul en introduisant les paramètres caractéristiques du substrat et des liquides dans l'équation de dispersion des vitesses longitudinale et transversale dans le substrat et vitesse des ondes longitudinales dans les liquides ; ces différentes vitesses ayant été préalablement mesurées.

4.1 Fréquence de synchronisme

La fréquence de synchronisme a été mesurée en fonction de la température. Cette fréquence est celle

qui donne la tension maximale sur le transducteur récepteur, de plus elle est proportionnelle à la vitesse de phase des ondes: $f_{sync} = v_{phase} / p$ avec p = pas du réseau d'électrodes.

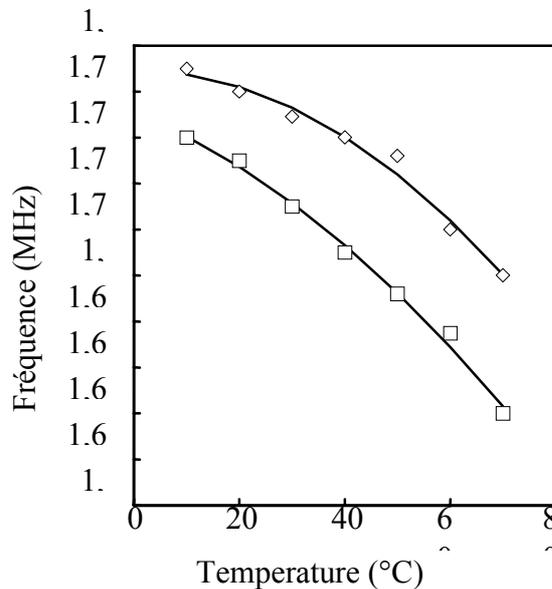


Fig. 2.3.7 : Fréquence de synchronisme mesurée (◇Huile de lin, □ Alcool).

Sur le graphique de la figure 2.3.7, obtenu pour deux liquides de densités voisines, de l'huile de lin et de l'alcool, la fréquence de synchronisme décroît lorsque la température augmente et elle est plus importante pour le liquide dont la densité est la plus faible. L'effet d'inertie du liquide intervient sur la vitesse de groupe des ondes, d'où la variation de la fréquence de synchronisme. Pour expliquer physiquement ce phénomène, il faut se rappeler que l'onde de flexion peut avoir une vitesse inférieure ou supérieure à la vitesse du son dans le liquide. Dans le premier cas, il y a un champ de déplacement à l'interface plaque-liquide confiné à proximité de la plaque, ce qui entraîne une charge massique [KUR59]. Le principe d'Huygens permet de vérifier que l'onde ne va pas irradier son énergie dans le liquide [WHI87]. En utilisant la notion d'impédance acoustique transverse [KUR59], la vitesse des ondes de flexion est proportionnelle à la racine carrée du rapport entre le coefficient de rigidité et la densité de la plaque. Si nous prenons le système plaque plus liquide, et si nous considérons que la présence du liquide ne change pas la rigidité du système, mais que sa charge massique contribue à l'augmentation de la densité, alors la vitesse de phase décroît quand la charge massique du système augmente. Dans le second cas, où la vitesse de l'onde dans la plaque est supérieure à la vitesse du son dans le liquide, l'énergie de l'onde va être irradiée en grand partie dans le liquide.

Les courbes de la figure 2.3.8, représentent la fréquence de synchronisme calculée à partir de l'équation (8) en utilisant les valeurs, mesurées en fonction de la température, des vitesses longitudinales des ondes de volume dans la plaque et dans le liquide et de la vitesse transverse des ondes de volume dans la plaque.

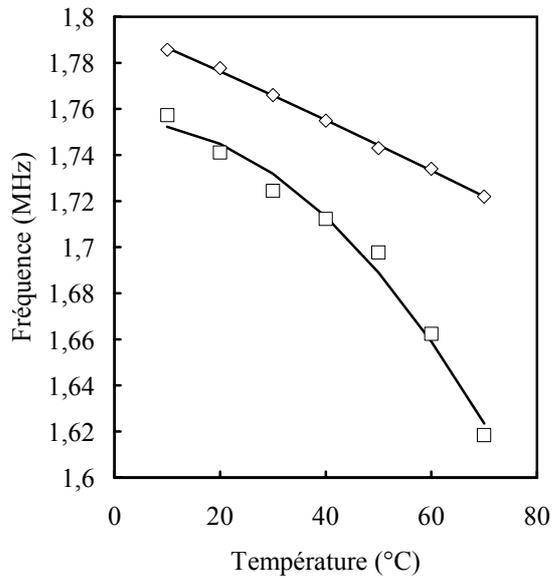


Fig. 2.3.8 : Fréquence de synchronisme calculée (◇Huile de lin, □ Alcool).

On observe un bon accord entre les mesures et les calculs. Cependant, à 20°C, l'écart entre la fréquence de synchronisme calculée et celle mesurée est inférieur à 1%. Cet écart augmente avec la température, pour atteindre environ 2,5% à 70°C. Ceci peut s'expliquer par le fait que les courbes théoriques s'appuient sur une densité de liquide constante avec la température. Pourtant, ces liquides présentent un coefficient d'expansion volumique positif dans cette région de température, et donc la densité diminue quand la température augmente. Cette diminution de la densité entraîne l'augmentation de la fréquence de synchronisme calculée. La prise en compte de cette expansion volumique des liquides en fonction de la température pourrait donc encore minimiser les écarts constatés.

4.2 Tension de sortie

Les valeurs de la tension de sortie mesurée en fonction de la température sont représentées sur la figure 2.3.9. Elles ont été obtenues avec quatre liquides, les deux précédents et deux solutions de NaCl.

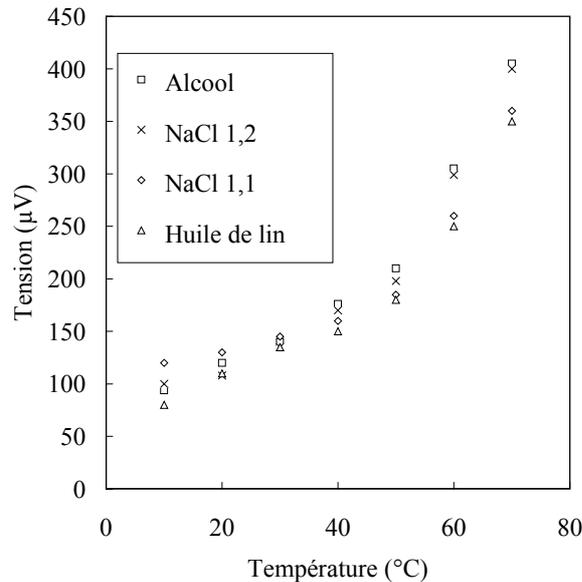


Fig. 2.3.9 : Tension de sortie.

Les valeurs du graphique sont normalisées par rapport à la tension d'excitation hors amplification. L'amplitude de la tension de sortie augmente avec la température. Les valeurs obtenues sont très proches pour tous les liquides. Ceci est dû au fait que la tension de sortie est relativement indépendante de la nature du liquide. En effet, c'est une des caractéristiques du mode a_0 des ondes de Lamb, qui est généré avec une vitesse de phase inférieure à la vitesse longitudinale dans le liquide. Dans ce cas, l'onde qui se propage irradie peu son énergie dans le liquide, mais subit l'effet inertiel du liquide qui s'oppose au déplacement transversal (normal à la surface de la plaque) de l'onde.

4.3 Détermination de la densité des liquides

La fréquence de synchronisme (f_0) mesurée avec le dispositif a été obtenue (tableau 2.3.1) pour la fréquence d'excitation maximale du mode a_0 des ondes de Lamb à une température de 20°C. La vitesse de phase (c) est déterminée à partir de la relation entre la fréquence de synchronisme (f_0) et de l'écart entre deux doigts du peigne ($\lambda=600\mu\text{m}$) : $c=f_0.\lambda$. Nous avons utilisé les valeurs mesurées (à 20°C) de la vitesse longitudinale des ondes de volume dans la plaque et dans le liquide et aussi de la vitesse transverse des ondes de volume dans la plaque. Ces valeurs sont introduites dans l'équation (8) pour déterminer la densité.

Liquide	Densité (kg/m ³)		fréquence de synch. f_0 (MHz)	
	réelle	mesurée	théorique	mesurée
NaCl 1,2	1203	1248	1,750	1,741
NaCl 1,1	1107	1093	1,755	1,759
Huile de lin	945	935	1,777	1,780
Alcool	803	770	1,741	1,749

Tableau 2.3.1. Résultats expérimentaux.

L'incertitude sur la détermination de la densité est d'environ 5% (tableau 2.3.2). L'analyse de ces résultats nous montre qu'il est indispensable de connaître la vitesse longitudinale dans le liquide afin de déterminer sa densité à partir de la fréquence de synchronisme. Ce qui n'est pas le cas des dispositifs à plaque mince, puisque l'épaisseur de la plaque est très inférieure à la longueur d'onde, et que par conséquent l'onde de flexion qui se propage présente une vitesse de phase bien inférieure à la vitesse de l'onde longitudinale dans le liquide. Dans notre cas, pour une fréquence de fonctionnement typique de 1,75 MHz, et pour une épaisseur de plaque de 90 μm , le produit $f.2d$ est de 0,157, ce qui place notre transducteur dans une configuration où la vitesse de phase du mode a_0 de l'onde de Lamb est toujours inférieure, mais proche de la vitesse longitudinale dans le liquide, et

cependant plus sensible aux variations de la vitesse acoustique du liquide en contact avec la plaque.

Liquide	Densité réelle (kg/m ³)		Densité mesurée (kg/m ³)		Erreur (%)		f_0 théorie (MHz)		f_0 mesurée (MHz)	
	Erreur (%)		Vitesse de groupe théorique (m/s)		Vitesse de groupe mesurée (m/s)		EEcart (%)			
Huile de tournesol	Huile de lin	945	917	-2,96	1,942	1,935	-0,36	1927	1931	00,21
	Alcool	803	814	1,37	1,823	1,825	0,11	1516	1519	00,20
Huile d'olive	eau	947	927	-2,11	1,945	1,940	-0,26	1964	1968	00,20
		1005	1000	-0,50	1,931	1,930	-0,05	1938	1940	00,10

Tableau 2.3.2. Résultats expérimentaux.

L'écart observé sur la mesure de la vitesse de phase vient de la méthode d'excitation par un train de sinusoïdes. Cette méthode rend plus difficile la détermination de la fréquence d'excitation maximale, mais permet très efficacement la séparation temporelle du signal directement reçu des échos de l'onde réfléchie aux bords de la plaque. L'écart vérifié pour les mesures de vitesses de groupe tient au fait que la théorie ne prends pas en compte le film de P(VF₂-VF₃) sur la plaque. Ce film «charge» également la plaque et change la vitesse des ondes.

5 Conclusions

Cette étude met bien en lumière l'intérêt du PVF₂-VF₃ pour la réalisation de capteurs de grande résistance mécanique pour de faibles épaisseurs, et qui n'impose pas de précautions particulières pendant la manipulation. Dans cette application on peut générer le mode a₀ des ondes de Lamb alors que les transducteurs ne sont pas liés à la surface de propagation et peuvent ainsi être déplacés pour s'adapter à des surfaces planes ou courbes.

La caractérisation de l'onde de Lamb en fonction des paramètres physiques extérieurs, ici la nature du liquide en contact avec la plaque et la température, a été réalisée. Les résultats expérimentaux montrent que les variations du temps de propagation de l'onde et la fréquence de synchronisme dépendent des variations des paramètres élastiques du milieu de propagation en fonction de la température. Pour confirmer ce résultat nous avons mesuré les vitesses de l'onde longitudinale dans la plaque et dans les liquides, et nous avons déterminé la variation de la vitesse transverse dans la plaque à partir de la mesure de la vitesse de phase. Nous avons expérimenté sur des liquides de différentes densités et vitesses acoustiques en fonction de la température. Il est indispensable de connaître la vitesse longitudinale dans le liquide afin de déterminer sa densité à partir de la fréquence de synchronisme, et ainsi utiliser ce dispositif pour mesurer la densité absolue du liquide. Cependant si la vitesse longitudinale n'est pas connue, nous pouvons tout de même mesurer les variations de la densité.

La modélisation mathématique de ce dispositif nous a permis de réinsérer les valeurs mesurées de vitesse de phase et de groupe dans les équations de dispersion des ondes de Lamb, puis de déduire la densité du liquide en contact avec le dispositif.

Pour le calcul du temps de propagation, nous avons développé un algorithme original de traitement du signal, basé sur la convolution de l'enveloppe du signal d'émission et de réception.

Ces travaux ont été effectués au laboratoire LIME par Luciano Scandelari, encadré par Philippe Benech et moi-même. Luciano a soutenu sa thèse intitulée "Génération et détection d'ondes de LAMB à l'aide de P(VF₂-VF₃): Application à la mesure de densité de liquides", le 6 Janvier 1999 à Grenoble (Jury: J. Demongeot, D. Esteve, M. Lethiecq, Ph. Benech, D. Royer, N. Noury).

Nous avons largement publié sur ce travail, dans des revues internationales de tout premier plan et dans des conférences internationales à comité de lecture:

- L. Scandelari, N. Noury, Ph. Benech, E. Chamberod, "A sensor for liquids characterization based on elastic surface waves generated with a P(VF₂-VF₃) film in a non-piezoelectric", Ultrasonics International, Fev 1998, Vol.36, n°1-5, 15-20
- L. Scandelari, N. Noury, Ph. Benech, E. Chamberod and P. Xavier, "A sensor based on lamb waves generated with a P(VF₂-VF₃) film, in 8th inter. congress for Sensors transducers & systems", Nuremberg-Germany, Mai 97, A7.8, 43-48
- L. Scandelari, N. Noury, Ph. Benech, E. Chamberod, "A sensor for liquids characterization based on elastic SAW generated with P(VF₂-VF₃)", in Ultrasonics International 97, Delft-The Netherlands, Jul.97
- L. Scandelari, N. Noury, Ph. Benech, E. Chamberod, "Temperature dependence of a liquid sensor based on elastic SAW generated with P(VF₂-VF₃)", in IEEE Ultrasonics 97, Toronto-Canada, Oct.97

L. Scandelari, N. Noury, E. Chamberod, Ph. Benech, « Caractérisation de liquides par ondes de Lamb à l'aide de P(VF₂-VF₃) : influence de la température » ,in 3mes journées d'études SEE « matériaux et composants piézo-pyro-ferroélectriques », Lyon - France, sept 99

P. Benech, N. Noury, L. Scandelari, E. Chamberod, "Characterization of liquids by Lamb Waves using P(VDF-TrFE) : Temperature influence", Measurement Science and Technology, vol. 13, 2002, pp 631-637.

A l'occasion de cette étude nous avons également développé un dispositif électronique original, simple et bon marché, qui n'a rien à envier à certains instruments très sophistiqués. Pour cette conception j'ai encadré les travaux de « Diplome Arbeit » d'un ingénieur tchèque. La caractérisation de l'instrument a démontré son exactitude et nous avons fait une communication dans un congrès interdisciplinaire d'instrumentation organisé à l'ENSET de Cachan :

L. Scandelari, N. Noury, E. Chamberod, Ph. Benech, « Système intégré de mesure des paramètres d'une onde de Lamb : Application à la mesure de densité de liquides », in Colloque C2I - Enset Cachan-France, « Instrumentation Interdisciplinarité et Innovation » ed. Hermès, Nov.98,231-238

Les résultats expérimentaux obtenus sur des liquides de différentes densités nous démontrent la validité de la méthode adoptée, avec des erreurs systématiques inférieures à 2%. On pourrait encore diminuer les écarts constatés en éliminant complètement les échos au bord de la plaque et en prenant en compte la présence du film de P(VF₂-VF₃) sur le substrat dans notre modélisation mathématique. La précision obtenue n'est pas suffisante pour la mesure de densité absolue (incertitude d'environ 5%), par contre on dispose d'un excellent capteur en continu qui informe sur le type de liquide rencontré parmi ceux dont il dispose dans sa base de connaissance.

6 Références du chapitre 2.3

[CET86] CETAMA, *Statistique appliquée à l'exploitation des mesures*, Masson, 1986.

[DIE74] E. Dieulesaint et D. Royer, *Ondes Elastiques dans les Solides Application au traitement du signal*, Masson et Cie, Editeurs 1974.

[KUR59] G. Kurtze and R. H. Bolt, "On the Interaction Between Plate Bending Waves and Their Radiation Load", *Acustica*, Vol. 9, 1959

[ROY96] D. Royer, E. Dieulesaint, *Ondes élastiques dans les solides - Tome 1 Propagation libre et guidée*, Ed. Masson, Paris, 1996.

[SCA98] Scandelari L., Noury N, Benech Ph. and Chamberod E., « A sensor for liquids characterization based on elastic surface waves generated with a P(VF₂-VF₃) film in a non piezoelectric media », *Ultrasonics*, Vol. 36, n° 1-5, pp. 15-20, février 1998.

[VIK67] I.A. Viktorov., *Rayleigh and Lamb Waves*, New York, Plenum, 1967.

[WAT92] R.D. Watkins et al., "The attenuation of Lamb waves in the presence of a fluid", *Ultrasonics*, November 1992.

[WHI87] White R.M. and al, « Plate-Mode Ultrasonic Oscillator sensors », *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency control*, vol. UFFC-34, no. 2, pp162-171, mars 1987.

[WEN88] Wenzel S.W. and White R.M., « A multisensor employing Lamb-Wave Oscillator Sensors », *IEEE Trans. On Electron Devices*, vol35, no.6, pp 735-743, June 1988.

[ZHU95] Zhemin Zhu, junru Wu, Jian Li, Wei Zhou, "A general dispersion relation for Lamb-wave sensors with liquid-layer loading", *Sensors and Actuators A*, N°. 49, 1995, pp. 79-84.

Chapitre 2.4

Génération et captation d'ondes de volume

1	Introduction	55
2	Modélisation	56
3	Détermination des caractéristiques d'un matériau sous contraintes	57
3.1	Principe de l'appareillage expérimental	57
3.2	Résultats expérimentaux à haute pression	60
4	Conclusion	61
5	Références du chapitre 2.4	62

1 Introduction

Dans ce travail nous nous intéressons à la propagation d'ondes acoustiques dans des blocs de roches, provenant d'opérations de carottages, dans l'objectif de déterminer les caractéristiques des roches constituant le fond sous-marin, et ce dans les conditions de pression proches de celles auxquelles elles sont normalement soumises. L'utilisation d'ondes de compression et de cisaillement pour déterminer certains paramètres d'une roche, tels que les coefficients de Poisson, n'est pas nouvelle [AKI], mais les méthodes opérées en laboratoire à pression ambiante ne sont pas satisfaisantes.

Nous avons ainsi pu exploiter à nouveau l'une des caractéristiques originales du PVDF, ici sa résistance aux énormes contraintes, pour développer une instrumentation originale qui nous a permis d'étudier certains des paramètres des roches sous les hautes pressions auxquelles elles sont normalement soumises.

2 Modélisation

Les échantillons de roches se présentent sous forme de barres aussi nous avons considéré uniquement une propagation de type guidée. Pour simplifier l'approche théorique, nous faisons également les simplifications suivantes : le matériau est supposé de dimension infini, élastique et isotrope.

Les paramètres les plus accessibles sont les différentes vitesses de propagation dans la roche. La première de ces vitesses est la vitesse longitudinale V_L , dans le sens de la longueur du guide d'onde, la seconde est la vitesse transverse V_T .

Les deux vitesses sont calculées à partir du vecteur de déplacement \vec{u} des particules sans contraintes,

$$\vec{u} = \text{grad } \varphi + \text{rot } \psi \quad (1)$$

avec φ et ψ respectivement la fonction scalaire et le potentiel vecteur, solutions du système d'équations,

$$\begin{cases} \nabla^2 \varphi - \frac{1}{V_L^2} \frac{\partial^2 \varphi}{\partial t^2} = 0 \\ \nabla^2 \psi - \frac{1}{V_T^2} \frac{\partial^2 \psi}{\partial t^2} = 0 \end{cases} \quad (2)$$

On résout habituellement ce système [MAS64] [AUL90] en considérant que la périphérie du cylindre est libre de toutes contraintes.

Dans le premier mode de propagation, on obtient le mode de torsion, un mode non dispersif, pour lequel les vitesses de phase et de groupe sont égales à la vitesse de propagation de l'onde transversale,

$$V_T = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \quad (3)$$

, avec μ la première constante de Lamé.

Le second mode, longitudinal, est dispersif. En supposant que la longueur d'onde est grande devant le diamètre du milieu de propagation, ce qui se vérifiera à posteriori, nous sommes en présence d'ondes de basses fréquences et les vitesses de phase et de groupe sont égales à la vitesse de bar,

$$V_b = \sqrt{\frac{Y}{\rho}} \quad (4)$$

, avec Y le module de Young du matériau.

Finalement, à partir des mesures des vitesses des ondes longitudinales V_L et transverses V_T , on parvient à déterminer les valeurs des paramètres Y et μ du matériau,

$$\begin{cases} \sigma = \frac{Y - 2\mu}{2\mu} \\ \lambda = \frac{\mu(Y - 2\mu)}{3\mu - Y} \end{cases} \quad (5)$$

avec σ le coefficient de Poisson et λ le second paramètre de Lamé.

3 Détermination des caractéristiques d'un matériau sous contraintes

3.1 Principe de l'appareillage expérimental.

L'objectif de l'appareil est de générer des ondes élastiques sur l'une des faces d'un échantillon de roche de forme cylindrique, et de détecter sur la face opposée les ondes propagées. Les mesures étant effectuées sous contraintes de pression.

Un film de polymère piézo-électrique P(VDF-TrFE) est maintenu avec de la graisse sur une face du cylindre. Une impulsion électrique est appliquée pour générer les ondes de volume. Un second film du polymère piézoélectrique, maintenu de la même manière sur la face opposée, est utilisé pour détecter les ondes mécaniques et la conversion en signal électrique (figure 2.4.1).

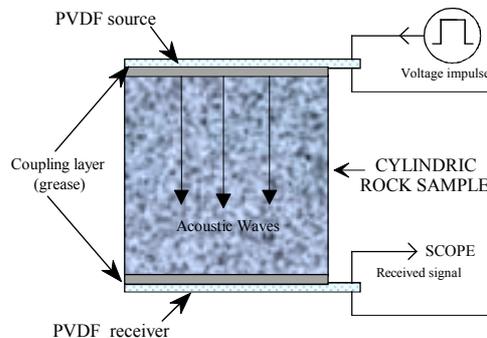


Figure 2.4.1 – Génération et détection d'une impulsion électrique dans l'échantillon

Les deux films opèrent dans le mode d'épaisseur puisque leur épaisseur est faible devant leur surface. Il s'agit de disques de 32 cm² de surface et d'épaisseur 110 μm . Nous avons besoin d'une grande énergie pour donner naissance à des ondes acoustiques dans la roche, aussi devons nous exciter l'émetteur avec une haute

tension. Le copolymère P(VDF-TrFE) se prête bien à ce type d'applications : bien que son facteur de couplage mécanique soit inférieur ($K=0,2$) à celui des céramiques piézoélectriques ($K=0,5$), il supporte des champs électriques bien plus élevés ($45\text{ V} / \mu\text{m}$ contre seulement $0,7\text{ V} / \mu\text{m}$). En employant une impulsion électrique de 400 V nous avons obtenu des signaux de sortie mesurables (figure 2.4.2).

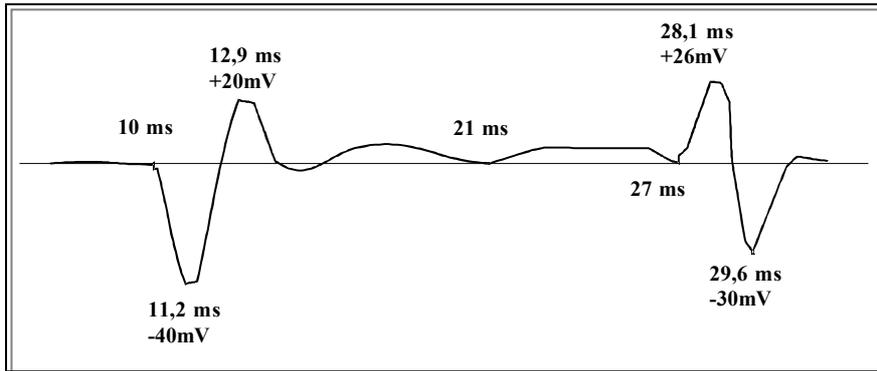


Figure 2.4.2 – Signal obtenu expérimentalement à partir d’une impulsion de 400 V dans un cylindre de marbre de 6 cm

La forme de l’impulsion électrique demandée par les géophysiciens (figure 2.4.3) est modélisée de la manière suivante :

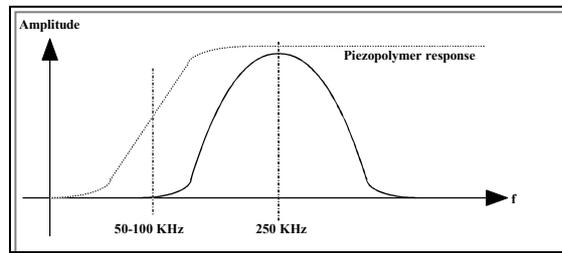


Figure 2.4.3 – Spectre en fréquences de l’impulsion

Elle a été obtenue à l’aide du dispositif suivant (figure 2.4.4.) :

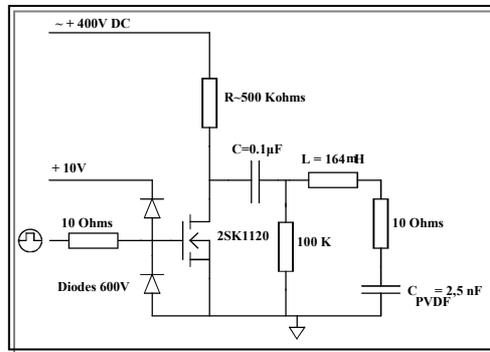


Figure 2.4.5 - Circuit électronique pour la génération de l'impulsion

Notre appareillage expérimental a été placé sous une presse (figure 2.4.5) avec une pré-contrainte de 2 KN assurant un bon contact mécanique entre le film piézoélectrique et la face de la roche.

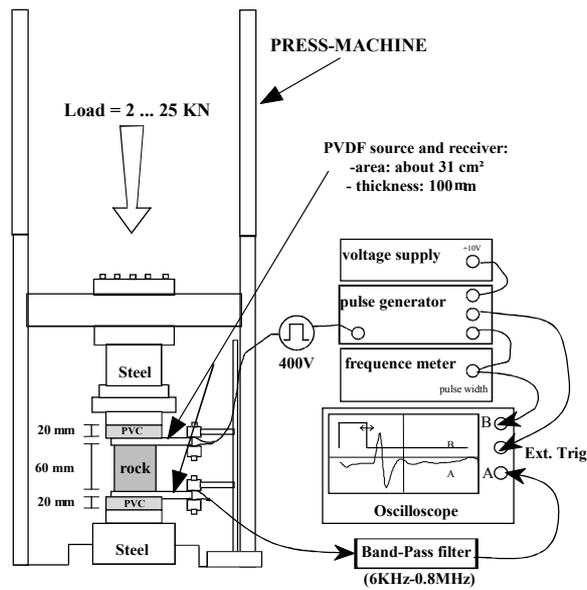


Figure 2.4.5 - Appareillage expérimental

Les premières investigations, menées sur du marbre, nous ont indiqué la nécessité de limiter la bande passante du signal de sortie dans la bande 6 KHz-880KHz afin de s'affranchir des basses fréquences liées à la presse elle-même, et des hautes fréquences dues aux bruits parasites. Nous avons également réduit les interférences en mettant la roche à la masse (figure 2.4.6).

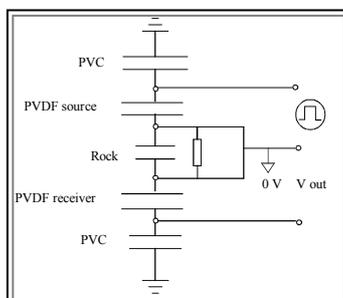


Figure 2.4.6 - Couplage mis en oeuvre pour réduire les interférences

Avec un pulse de 400V d'amplitude, et de fréquence centrale 250 KHz, nous avons obtenus de bons résultats sur différents matériaux (table 1), bien que l'atténuation minimale soit de 80 dB.

Echantillon	Vitesse longitudinale VL (m.s ⁻¹) +/- 2.5%	Atténuation (dB)	Vitesse transverse VT (m.s ⁻¹) +/-2%	Module de Young Y x10 ⁹ N.m ⁻²	Contant de Lamé μ x10 ⁹ N.m ⁻²
Marbre	6600	80	3143	118	26.6
Granite	4097	82	1885	45	9.6
Limestone	5128	92	1905	71	9.8
Metamorphic	5895	81	2121	94	12.1

Table 2.4.1 – Résultats expérimentaux pour différentes roches

3.2 Résultats expérimentaux à haute pression.

Dans les fonds marins, les roches sont soumises à des pressions importantes dues au poids de l'eau : la pression augmente d'une atmosphère tous les 10 mètres en profondeur. Nous devons par exemple simuler une pression de 800 à 900 atmosphères correspondant à des profondeurs de 8 à 9 kilomètres. Comme notre presse ne dépassait pas la charge de 25 KN nous avons simplement réduit la surface active de 31 cm² à 2.89 cm².

Nous avons tout d'abord voulu nous assurer de l'effet des hautes pressions sur la sensibilité du film de P(VDF-TrFE) . Les résultats, figure 2.4.7, nous permettent de conclure que les hautes pressions n'affectent pas la sensibilité du récepteur P(VDF-TrFE).

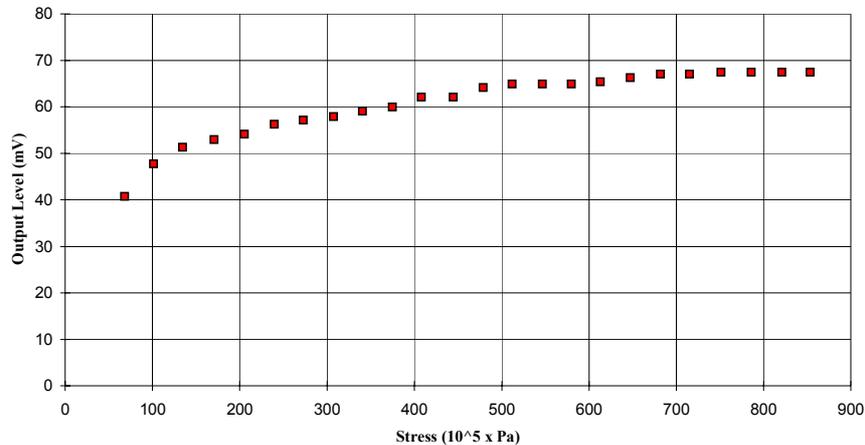


Figure 2.4.7 - Tension de sortie en fonction de la contrainte

A partir de là nous avons employé notre instrument pour investiguer et vérifier les effets de la pression sur nos échantillons de roches, en particuliers en ce qui concerne les variations des vitesses des ondes acoustiques. Nous pouvions espérer que les vitesses des ondes augmenteraient avec la pression : la contrainte imposée sur la roche se traduit par une augmentation des interactions entre les grains de la roche en même temps qu'une réduction de la résistance du matériau à la pénétration des ondes. Nous avons pu le vérifier sur plusieurs roches (figure 2.4.8). Bien que les derniers essais aient été réalisés sous pression réduite (80 Atm), nous pouvons conclure que la vitesse des ondes augmente bien avec la pression, ce qui est en accord avec la physique.

4 Conclusion.

Dans ce travail nous avons étudié la génération et la détection d'ondes acoustiques dans un milieu non-piézoélectrique, en utilisant un piézo-polymère de P(VDF-TrFE) excité en mode d'épaisseur. Nous avons pu observer des ondes longitudinales et de torsion, mesurer leurs vitesses, et ainsi nous sommes remonté aux propriétés des roches sous contraintes.

Cette utilisation des ondes acoustiques est bien connue des géologues, mais du point de vue des applications sismiques, le film polymère piézo-électrique présente de nombreux avantages mécaniques et électriques sur les céramiques, principalement dues à sa structure amorphe : contrairement aux céramiques, il est pratiquement impossible de détruire le P(VDF-TrFE) par l'application d'une pression importante. En outre, ce dernier ne perd pas ses propriétés électriques lorsque il est soumis à des pressions importantes.

Tout ceci confirme que le PVDF et son copolymère P(VDF-TrFE), peuvent être utilisés à haute pression sans aucune altération des propriétés mécaniques ou piézoélectriques.

Ces travaux ont été menés par le Professeur Arkady Kalinine de la Faculté de Géologie de Moscou, lors de son séjour de 6 mois au LIME. J'ai eu le plaisir de participer à ces travaux en co-encadrant un étudiant du DESS Physique et Applications, Alexandre Bleuze. J'ai également encadré le stage de « Diplôme Arbeit » d'un étudiant ingénieur tchèque pour une partie instrumentale. Ces travaux ont donné lieu à 3 publications scientifiques :

A. Bleuze, A.V. Kalinin, N. Noury, E. Chamberod, Ph. Benech, Under stress analysis of rocks elastical parameters by means of PVDF piezopolymer, *Ultrasonics International* 97, Delft-The Netherlands, Jul.97

N. Noury, E. Chamberod, Ph. Benech, A.V. Kalinin, A. Bleuze, *An instrumentation based on the piezopolymer P(VDF-TrFE) for the analysis of the elastical parameters of rocks under stress*, *Ultrasonics International*, Fev 1998, Vol 36, 257-262

N. Noury, L. Scandelari, Ph. Benech, AV Kalinin, L. Scandelari, Mise en réseau de capteurs avec acquisition synchronisée - Application à la réalisation d'un hydrophone streamer, Actes du colloque INNOCAP99 à Grenoble - France, Avril 99, 93-97

Ces travaux menés sur des échantillons de roches pour le besoin du géophysicien, peuvent totalement être étendus à d'autres matériaux isotropes ou anisotropes.

5 Références du chapitre 2.4

[AKI] K. Aki, P.G. Richards, *Quantitative Seismology theory and methods*, Vol.1.

[AUL90] B.A.Auld, *Acoustic fields and waves in solids*, (Krieger Publishing Company, Malabar, Florida, 1990), Vol. 2, pp. 63-114.

[MAS64] W.P. Masson, *Physical acoustics principles and methods*, (Academic Press, New York and London, 1964), Vol. 1, Part. A, pp. 111-152.

Partie 3

Capteurs embarqués pour la télémédecine

Plan de la partie 3

Chapitre 3.1 – Mesure de la pression artérielle par tonométrie.....

Chapitre 3.2 – Capteur de chute.....

La partie 3 de ce rapport présente certains des travaux auxquels j'ai participé depuis 1998 au sein du laboratoire TIMC sur les capteurs embarqués sur la personne.

Le capteur embarqué accompagne assez naturellement les récents développements de la télémédecine. La problématique du monitoring en continu est assez immédiate : il s'agit de parvenir à suivre en continu, et de la manière la moins invasive possible, les paramètres physiologiques ou comportementaux du sujet. Pour y parvenir deux voies complémentaires s'ouvrent à nous, la première consiste à instrumenter la personne, la seconde consiste à glaner des informations en instrumentant l'environnement de la personne. Dans cette partie nous nous intéressons à la première démarche. Pour y parvenir il faut agir au niveau de l'intégration aussi bien en termes de volumes et poids, que d'intelligence locale donc de capteur intelligent. D'autres contraintes suivent naturellement en terme de communications sans fils, résolus par des moyens HF au sein de « pico réseaux », et en terme de consommation d'énergie sont résolus d'une part par l'emploi de technologies basse tension (le fameux 5V des technologies TTL est supplanté par le 3V et moins) et par des stratégies de mise en sommeil des parties inactives.

Le premier chapitre décrit les travaux que nous avons mené avec Thierry Hervé sur la mesure « minimalement invasive » de la pression artérielle. Le second

64 Titre de l'ouvrage

chapitre présente des travaux que j'ai personnellement initiés sur le détecteur d'actimétrie et son application à la détection des chutes des personnes âgées.

Chapitre 3.1

Capteur de pression artérielle par tonométrie

1	Introduction.....	66
2	La mesure non invasive pour l'artère	67
3	Le principe de la tonométrie	68
4	Le capteur de pression.....	69
4.1	Les microcapteurs CNM.....	69
4.2	Mise en œuvre des capteurs	71
5	Caractéristiques du signal étudié.....	73
6	Conditionnement du signal.....	73
7	Acquisition et visualisation du signal.....	74
8	Le montage expérimental	75
9	Protocole expérimental	76
9.1	Mesure de la compliance artérielle	76
9.2	Mesure de la pression	77
10	Mesure expérimentale de la compliance	78
11	Mesure expérimentale de la pression artérielle par tonométrie.....	79
11.1	Comparaison Millar-Capteur CNM 400mV / V / bar, jauges excentrées.....	80
11.2	Comparaison Millar-Capteur CNM 400mV / V / bar, jauges centrées	82
11.3	Comparaison Millar-Capteur CNM 250mV / V / bar, jauges excentrées.....	82
11.4	Déformation du signal.....	83
12	Fusion des données multicapteur	85
12.1	Montage multicapteurs.....	85
12.2	Algorithme de mesure	86
13	Discussion.....	87
14	Références du chapitre 3.1	89

1 Introduction

L'objectif de cette étude est la conception, le développement et l'étude de faisabilité d'un système de mesure de la pression artérielle, implantable chez l'homme et non-invasif pour l'artère. Il pourrait servir de base à la gestion d'administration de médicaments hypotenseurs.

Il a été clairement prouvé [GAU93], par le biais du Holter tensionnel, que la mesure ambulatoire de la pression artérielle (MAPA) permet une approche beaucoup plus exacte du niveau tensionnel réel du patient et qu'elle constitue une technique originale pour orienter le choix d'un traitement dans les cas difficiles. La MAPA apporte une nouvelle dimension à la mesure de la pression artérielle en rendant possibles des mesures répétées, de façon automatique, dans la plupart des circonstances de la vie courante en activité ou la nuit.

En référence à un enregistrement sur 24 heures de la pression artérielle continue et intra-artérielle, il a été démontré qu'une mesure tensionnelle toutes les 15 minutes permet une estimation très fiable de la moyenne tensionnelle sur l'heure correspondante et qu'une mesure toutes les 5 minutes permet une analyse réelle de la variabilité tensionnelle. Cependant, la grande variabilité instantanée et contextuelle de la pression artérielle nécessite une **analyse continue** sur une durée de quelques minutes pour délivrer une valeur de la pression artérielle significative de l'état tensionnel réel du patient.

Il est reconnu que la mesure de la pression artérielle au cabinet médical peut être affectée par "l'effet blouse blanche" qui consiste, chez certain patient, à l'élévation spontanée de la pression artérielle de 5 à 40 mmHg en présence du médecin. La conséquence d'une mesure faussée peut entraîner un surtraitement du patient.

Inversement, la MAPA peut rendre compte de la réalité dans certains cas où l'élévation de pression artérielle a lieu en dehors du cabinet médical ou bien lorsqu'il y a disparition de la baisse de pression artérielle nocturne.

Un autre avantage de la MAPA est de pouvoir établir un traitement progressif et adapté au patient puisque ses effets peuvent être suivi en continu.

Cependant, les seuls appareillages utilisés à ce jour pour effectuer les MAPA, les Holters tensionnels, reposent sur la mise en œuvre d'un brassard qui limite les conditions de mesures : il est indispensable que le sujet garde son bras immobile pendant la déflation de ce brassard : les mouvements perturbent la pression dans le manchon et rendent la mesure difficile ou impossible. On comprendra aisément que cela représente une gêne quotidienne chez le patient.

C'est pourquoi, dans le cadre du projet Micromed, il semble indispensable de concevoir un appareillage implantable, donc ambulatoire, afin de pouvoir traiter les patients au quotidien, avec un minimum de contraintes.

2 La mesure non invasive pour l'artère

Nous avons choisi d'adopter la technique tonométrique pour réaliser les mesures de la pression artérielle. Cette méthode de mesure a été décrite en 1963 par Pressman et Newgard [PRE73]. Elle permet, de façon continue et non-invasive pour l'artère, la reproduction du signal de la pression intra-artérielle tant dans sa forme que dans son contenu.

Son principe diffère du sphygmomanomètre, couramment appelé "brassard", par l'information supplémentaire qu'il apporte. En effet, au lieu de mesurer la pression artérielle uniquement lors des dilatations extrémales de l'artère (pression systolique et pression diastolique), elle fournit une mesure continue et complète de la pression artérielle.

Le problème fondamental de cette technique réside dans la nécessité de positionner le tonomètre exactement au centre de l'artère afin d'obtenir un signal identique à celui de la pression intra-artérielle. C'est pour cette raison que certains travaux de recherche ont été orientés vers l'introduction de servo-controlleurs [BAH73], de transducteurs multicapteurs pouvant être placés autour du poignet [PRE76][KEM91] ou de tonomètres en forme de stylo [KEL89] utilisés pour le suivi d'une anesthésie et placés directement sur l'artère lors de l'opération du sujet. Les différentes expériences ont montré que lorsque les tonomètres sont utilisés lors d'un contrôle extrêmement précis, alors leurs résultats sont comparables aux mesures effectuées avec un sphygmomanomètre ou un capteur de référence placé à l'intérieur de l'artère [PRE63],[KEL89],[SAT93],[ECK86],[KEM91].

Cependant, à ce jour, les tonomètres ne sont encore pas utilisés de façon courante dans le milieu médical pour les raisons suivantes :

- il n'existe toujours pas de tonomètre standard dans le milieu médical,
- les enregistrements par tonométrie sont extrêmement sensibles aux mouvements tangentiel et radial de l'artère, d'où un problème de positionnement,
- les transducteurs utilisés doivent être particulièrement miniaturisés et sensibles pour que leurs dimensions soient inférieures au diamètre des artères.

Notre objectif est donc de prototyper un tonomètre palliant à toutes ces difficultés afin de l'insérer dans le système implantable précédemment décrit dans le cahier des charges du projet « Micromed ».

3 Le principe de la tonométrie

Le principe de base de la tonométrie consiste à “écraser” l’artère, sur laquelle on souhaite effectuer des mesures, à l’aide d’un transducteur. Ceci impose donc que l’artère repose sur un support solide et que la pression exercée par le tonomètre soit :

- suffisamment faible pour ne pas occlure l’artère et pour ne pas modifier la pression intra-artérielle,
- suffisamment importante pour égaler la pression exercée par le sang sur les parois sans faire intervenir les forces de tensions pariétales de l’artère.

Sur le schéma 3.1.1a, P représente la pression artérielle exercée par le sang à la surface de l’artère, F est la force exercée par le tonomètre et T sont les forces circonférentielles de la paroi artérielle en réaction à l’écrasement du capteur sur l’artère.

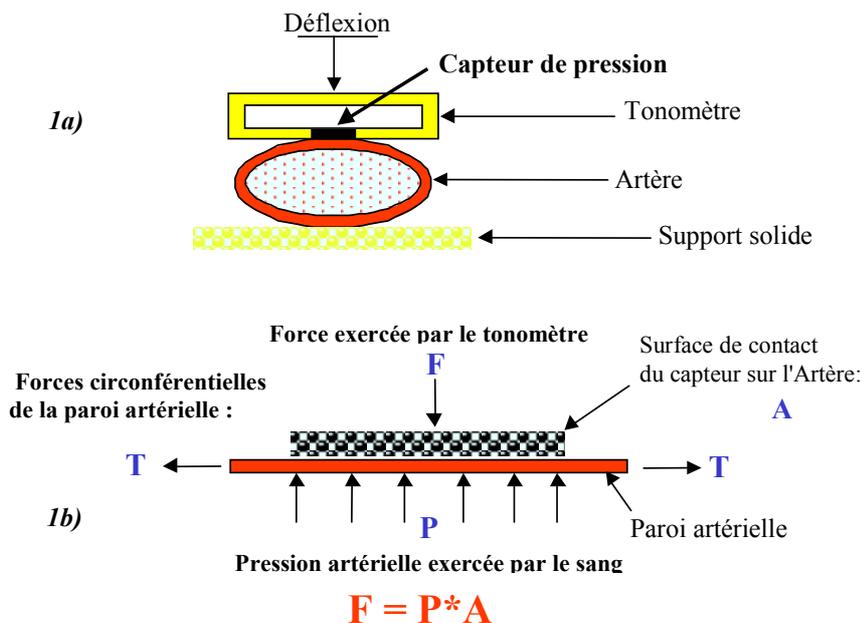


Fig . 3.1.1 : 1a) Principe général de la tonométrie.
1b) Diagramme des forces exercées sur l’artère.

La figure 3.1.1b décrit le diagramme des forces et des moments qui agissent sur le transducteur de pression. Comme on peut le voir, une membrane idéale ne transmet que la force de tension T et aucun moment de courbure. Le vecteur de tension T est alors perpendiculaire au vecteur de pression P. Ainsi, la force

enregistrée à la surface de l'artère est totalement indépendante de T et ne résulte que de la pression sanguine agissant sur la membrane du capteur. C'est ainsi que l'on obtient la relation : $F = A * P$.

Afin de réaliser un tonomètre fonctionnel, il est nécessaire que les capteurs qui le constituent, et que le choix de l'artère sur laquelle on souhaite effectuer les mesures, répondent à plusieurs exigences :

- la force d'écrasement du tonomètre doit simplement aplanir la paroi de l'artère sans l'occlure,
- l'épaisseur de la paroi de l'artère doit être négligeable par rapport à son diamètre,
- la paroi de l'artère doit avoir un comportement identique à celui d'une membrane idéale,
- le transducteur doit être plus petit que la zone écrasée, et bien centré sur celle-ci.

Une fois ces conditions satisfaites, le signal électrique délivré par le transducteur est directement proportionnel à la pression intra-artérielle.

La mesure par tonométrie dépend donc directement du comportement de la paroi de l'artère. Drzeweki et coll. ont montré [DRZ76], analytiquement et expérimentalement, sur une artère fémorale canine ex-vivo, que les résultats escomptés sont obtenus si l'artère est suffisamment aplanie par le capteur.

Les résultats décrits ci-dessus constituent la base de l'étude de faisabilité de la conception du tonomètre que nous souhaitons réaliser.

4 Le capteur de pression

4.1 Les microcapteurs CNM

La taille et la précision de mesure sont deux paramètres extrêmement exigeants auxquels doivent répondre les capteurs utilisés comme base transductrice du tonomètre.

Les premiers tonomètres, constitués d'un seul capteur, étaient conçus en aluminium. Les jauges étaient alors fixées sur des supports miniaturisés formant le tonomètre [PRE63]. Cette approche constitua l'un des premiers capteurs fonctionnels mais ne permit pas d'avoir des résultats concluants à cause des problèmes de positionnement explicités ci-dessus.

Ultérieurement, différents travaux, concernant la réalisation de capteurs, ont été effectués. Bigliano et coll. conçurent un capteur de pression constitué d'une fine membrane contrôlant un débit d'air par une fente [STE71]. Stein et Blick utilisèrent un myographe amélioré comme transducteur de force pour enregistrer la forme du signal de la pression sanguine [PET75]. Baht et Petzke furent les premiers à utiliser des semi-conducteurs comme capteurs de pression [MEN97].

Ainsi, les capteurs avec lesquels nous avons choisi de travailler sont des capteurs de pression piézorésistifs différentiels. Ils sont constitués d'un substrat de silicium micro usiné déposé sur un substrat de verre. La face arrière du capteur est percée d'un trou permettant à la pression atmosphérique d'y pénétrer et ainsi d'être la pression de référence. Le déplacement de la membrane est traduit par quatre jauges réalisées par diffusion de silicium dopé de type P dans la membrane. Ces dernières sont montées en pont de Wheatstone. Ainsi, lorsqu'une pression est exercée sur le capteur, les variations des résistances fournissent une tension de sortie proportionnelle à celle-ci, traduisant le déséquilibre du pont. De plus, les paramètres parasites interviennent de la même manière sur les quatre branches du pont, et de ce fait, sont éliminés ou considérablement atténués. Les meilleures conditions de fonctionnement sont obtenues puisque les 4 résistances sont constituées par des jauges identiques de l'ordre de $4\text{ K}\Omega$, subissant les mêmes efforts et placées sur le corps d'épreuve de telle sorte que les signaux s'ajoutent.

La figure 3.1.2 est une photographie par microscopie optique illustrant les capteurs utilisés.

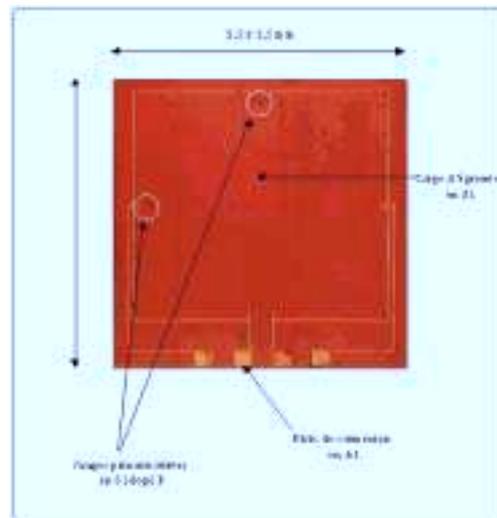


Fig. 3.1.2 : Capteurs CNM (Barcelonne) silicium, vue de dessus.

Comme on peut l'observer, les quatre jauges de pression sont reliées sur des plots en Aluminium par des pistes situées à la surface du corps d'épreuve. Ceux-ci permettent d'établir la connectique avec le circuit de traitement du signal externe. En effet, le signal électrique primaire généré par l'élément de transduction du capteur est ensuite amplifié et traité afin de pouvoir être exploité et visualisé.

4.2 Mise en œuvre des capteurs

Les capteurs fournis par CNM ne sont bien sûr pas utilisables tels quels. C'est pour cette raison que la première étape de l'étude fut la conception d'un support permettant d'utiliser aisément les capteurs, seuls ou assemblés, durant les expérimentations.

Le principe de ce support, illustré figure 3.1.3, est constitué de 2 pièces, en céramique, différentes :

- la céramique n°1 constitue le support même du capteur et de l'interface connectique capteur / sérigraphie. Elle est percée en son centre afin que la pression de référence puisse pénétrer au dos de la membrane en silicium.
- la céramique n°2, beaucoup plus large que la première constitue le support des sérigraphies permettant les connexions avec l'électronique de traitement du signal. La fente en forme de " T " située en son centre permet d'encastrer et de centrer précisément le microcapteur sur sa base carrée. Les encoches supérieures et les fentes inférieures permettent, si on le désire, de réaliser un emboîtement aisé et fixe de 3 supports.

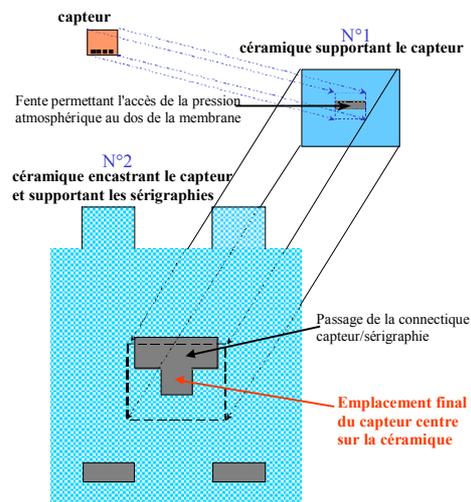


Fig. 3.1.3. : Montage fonctionnel du microcapteur sur céramique.

Le tonomètre final, représenté sur la figure 3.1.4, est alors "triangulaire". Les avantages d'une telle configuration sont :

- il n'est plus nécessaire que l'artère repose sur un support solide, c'est la structure même du tonomètre qui supportera l'artère,
- les microcapteurs sont parfaitement centrés sur l'artère car situés au milieu des côtés du triangle équilatéral.

Ce dernier point est capital car il a été clairement démontré, au cours du travail déjà réalisé (15), qu'un déplacement latéral du tonomètre fait perdre le signal de pression intra-artérielle : le microcapteur doit être en contact étroit et total avec la paroi artérielle sur la zone d'écrasement afin qu'elle ne soit ni creusée ni bombée. Il en résulte que cette zone de contact doit correspondre à un certain pourcentage d'écrasement du diamètre de l'artère par le tonomètre. Celui-ci pourra être précisément établi lors de la conception du tonomètre à condition de connaître précisément le diamètre de l'artère sur laquelle on souhaite travailler.

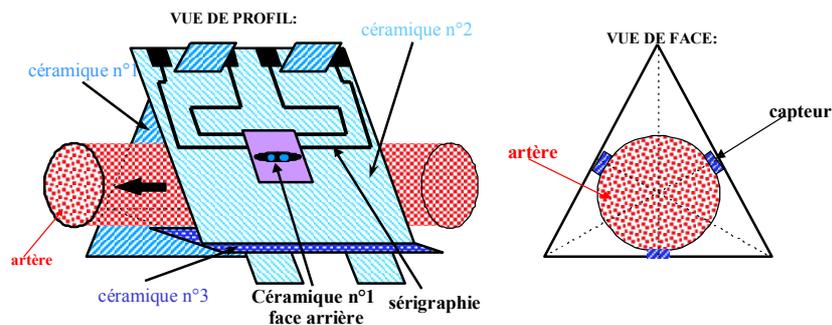


Fig. 3.1.4. : Principe final du tonomètre multicapteurs expérimental.

Les soudures réalisées entre les plots des microcapteurs et les sérigraphies des céramiques sont en fil d'aluminium de 25 µm de diamètre. La figure 3.1.5 est une photographie d'une soudure effectuée sur l'un des quatre plots du capteur.

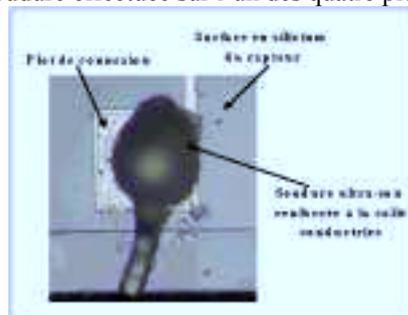


Fig. 3.1.5. : Photographie d'une connexion sur un plot en aluminium.

5 Caractéristiques du signal étudié

Le signal étudié, en l'occurrence la pression artérielle, possède des caractéristiques bien précises qu'il est nécessaire de prendre en compte afin de réaliser le traitement du signal adéquat. De plus, il est indispensable de connaître la fréquence et l'amplitude du signal que l'on désire observer.

Chez l'homme, la fréquence cardiaque peut varier de 0.5 Hz (30 battements par minute), au minimum, à 4 Hz (240 battements par minute), au maximum, suivant son activité et sa physiologie.

La pression artérielle varie continûment tout au long du cycle cardiaque avec un maximum, la pression artérielle systolique, et un minimum, la pression artérielle diastolique. Chez un sujet sain, la pression diastolique est inférieure à 90 mmHg et la pression systolique à 140 mmHg. Cependant, chez des sujets atteints de maladies diverses, il peut arriver que l'on puisse mesurer une pression diastolique de 20 mmHg ou, à l'inverse, une pression systolique de 250 mmHg.

Sachant que la pression artérielle est modifiée par les contraintes psychosensorielles et dynamiques, par l'âge et le sexe, et en fonction du moment de la journée, il est nécessaire d'extrapoler les valeurs médicales et de considérer que le signal pourra avoir une amplitude de 250 mmHg et une fréquence de 4 Hz au maximum. Ceci va permettre au système d'être utilisé chez n'importe quel patient quelle que soit sa physiologie, et pourra être exploité dans d'autres domaines d'applications telles que la détection et la surveillance de l'arythmie cardiaque.

6 Conditionnement du signal

La réalisation du montage électronique, illustré figure 3.1.6, a été élaborée en prenant en compte ces différentes caractéristiques.

Pour réaliser ce tonomètre nous disposons de 3 microcapteurs de sensibilité et de taille de membrane différentes :

- 400 mV/V/bar, constitué d'une grande membrane avec des jauges excentrées,
- 400 mV/V/bar, possédant lui aussi une grande membrane mais ayant ces jauges centrées sur la zone transductrice,
- 250 mV/V/bar, constitué d'une membrane moyenne avec des jauges excentrées.

Ainsi, lorsque le transducteur est sous pression, il génère un signal pouvant aller de 1 à 100 mV suivant la sensibilité choisie.

A fin de visualisation, il est nécessaire d'amplifier suffisamment le signal à l'aide d'un amplificateur d'instrumentation. La référence de ce dernier passe par un autre

amplificateur, de gain unitaire qui joue le rôle de suiveur. Son but est de compenser le "pompage" de courant au niveau du filtre placé en aval.

Une fois amplifié, le signal est ensuite filtré par un "filtre passe bas" dont la fréquence de coupure est réglée à 40 Hz. Elle a été choisie de manière à supprimer tous les signaux parasites de fréquences supérieures pouvant être générés par l'environnement extérieur.

Le signal produit par le microcapteur est ensuite converti par un convertisseur analogique/numérique dont la fréquence d'échantillonnage a été choisie à 100 Hz.

On remarquera que toutes les masses des composants placés après l'amplificateur d'instrumentation sont reliées à la référence de celui-ci. Cela correspond à un montage différentiel permettant de recueillir uniquement la variation du signal qui nous intéresse sans avoir une valeur de référence fixe (tension de mode commun).

7 Acquisition et visualisation du signal

Le convertisseur utilisé fournit en sortie une information numérique codée sur 8 bits, que l'on relie ensuite à une carte d'acquisition. Celle-ci, par l'intermédiaire d'un programme en langage C, nous permet de visualiser directement le signal par la biais d'une interface préalablement développée sous Labview. La figure 3.1.7 représente le principe du système d'acquisition de la pression artérielle.

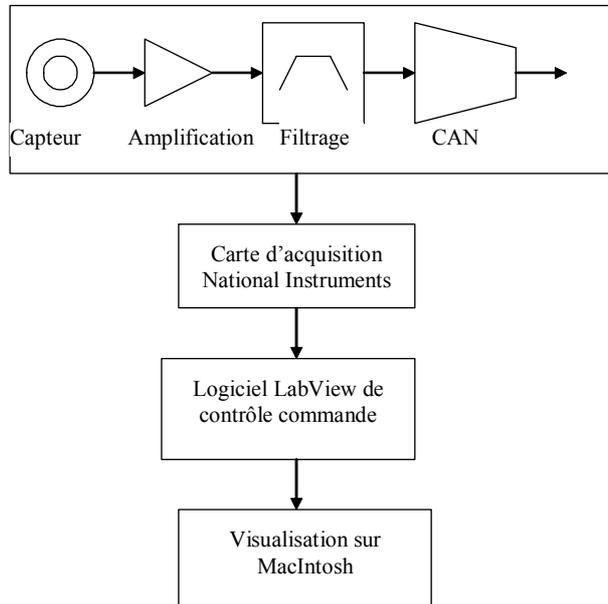


Fig. 3.1.7. : Système d'acquisition global du signal.

L'avantage d'un tel système c'est qu'il permet de réaliser une interface contenant uniquement les informations nécessaires. De plus, il est capable d'effectuer les opérations et les traitements mathématiques que l'on souhaite sur le signal enregistré. Cependant, Labview n'est pas adapté à la mise au point du tonomètre car il ne permet pas le déroulement et l'analyse temporelle point à point. Or, ceci est indispensable pour caractériser chacun des capteurs dont nous disposons, pour analyser l'influence du positionnement et de l'écrasement des capteurs durant les expérimentations ou encore pour effectuer une analyse de stabilité temporelle du signal mesuré par exemple. C'est pourquoi, les acquisitions effectuées durant la mise au point du tonomètre sont réalisées par l'intermédiaire de l'interface Maclab puis visualisées et analysées sous le logiciel Chart.

8 Le montage expérimental

Le matériel de base, nécessaire pour recueillir des données exploitables, est le suivant:

- 1 capteur de pression (cathéter) de référence haute fidélité couplé avec un amplificateur Millar,
- 1 capteur de pression non-invasif pour le lieu de mesure, en l'occurrence l'artère,
- 1 interface permettant la numérisation des signaux ainsi que leur enregistrement,
- 1 simulateur de signaux de pression artérielle.

Les mesures de l'étude de faisabilité du tonomètre sont réalisées sur une prothèse d'artère carotide en Gore-Tex de 8 mm de diamètre. Cette prothèse, utilisée en chirurgie cardio-vasculaire présente plusieurs avantages :

- ses propriétés ne s'altèrent pas avec le temps,
- elle présente une surface lisse, contrairement à la plupart des prothèses qui sont en tissage accordéon,
- elle n'est poreuse qu'au delà d'un certain seuil (relativement élevé).

Le principe du montage expérimental est représenté sur la figure 3.1.8.

Le générateur de signal utilisé est un instrument Bio-Tek capable de simuler une pression artérielle, sans débit, en comprimant l'eau remplissant le circuit fermé. Ce simulateur génère un signal de pression artérielle bien définie à une fréquence donnée. Cette expérimentation privilégie donc, dans un premier temps, la fréquence et la pression du signal et non le débit.

Les canules de liaison utilisées sont en fait des robinets 3 voies permettant une insertion et un retrait aisé des seringues de remplissage ainsi qu'une fermeture hermétique efficace.

La tubulure qui constitue le circuit hydraulique a été choisie de faible diamètre et suffisamment rigide pour ne pas amortir les ondes simulées par le générateur de pression artérielle.

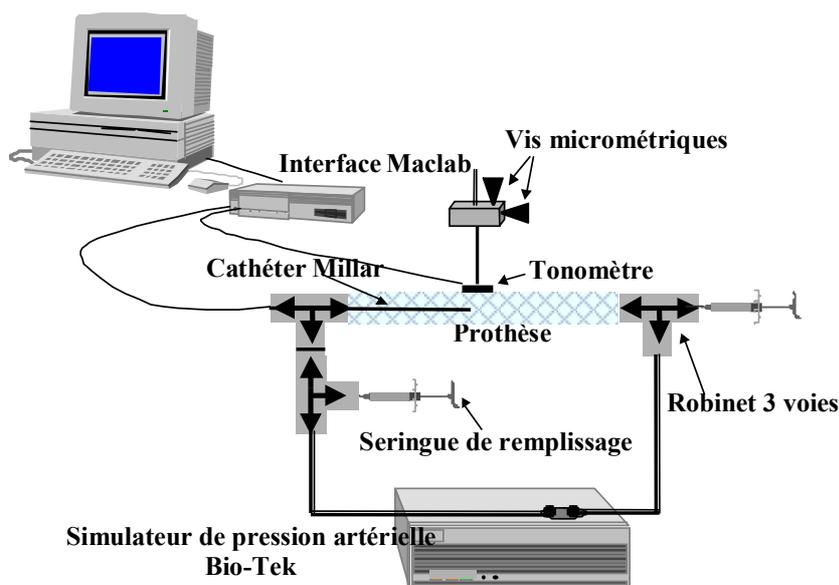


Fig. 3.1 8. : Principe du montage expérimental.

Le capteur du tonomètre nécessite, pour effectuer la mesure de la pression artérielle, de réaliser une contrainte d'écrasement sur l'artère, symétrique et progressive. Elle est obtenue grâce à un appareil prototype du CHU de Grenoble sur lequel on fixe le tonomètre que l'on peut déplacer à l'aide d'une vis micrométrique. Ainsi, on peut connaître à tout moment l'écrasement que l'on inflige à l'artère, et ce de manière précise.

9 Protocole expérimental

9.1 Mesure de la compliance artérielle

Afin de déterminer les caractéristiques physiques des prothèses sur lesquelles nous allons travailler, il est utile de définir leur compliance. Celle-ci correspond, par définition, à l'élasticité c'est à dire aux variations de volume par unité de pression :

$$\text{compliance} = \Delta \text{Volume} / \Delta \text{Pression}$$

Sur une prothèse isolée nous avons mesuré la compliance en effectuant un enregistrement en continu et au fur et à mesure de son remplissage par paliers de 0,1 ml, jusqu'à sa dilatation maximale. Le montage expérimental pour effectuer ces mesures diffère du montage utilisé pour faire l'étude de faisabilité du tonomètre et est représenté sur la figure 3.1.9.

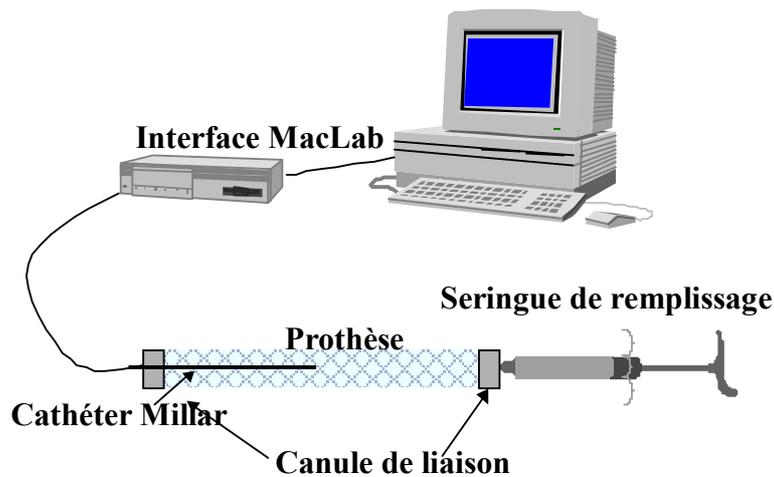


Fig. 3.1.9. : Montage expérimental pour la mesure de compliance des prothèses.

9.2 Mesure de la pression

Le signal que nous avons choisi de simuler est la pression de l'artère radiale ayant les caractéristiques suivantes :

- 90 battements / minute,
- 140 / 80 mmHg ,
- valeur moyenne 103 mmHg.

Le remplissage du circuit est réalisé avec de l'eau dégazée afin que la pression mesurée par le cathéter ne soit pas faussée par les bulles d'air.

Un capteur de référence Millar est ensuite introduit dans la prothèse par l'intermédiaire d'un robinet 3 voies. Sa cellule de mesure est alors positionnée à l'endroit où l'on souhaite appliquer le tonomètre. Ce dernier sera constitué d'un seul capteur dans un premier temps afin d'obtenir la meilleure corrélation possible entre les 2 signaux.

Une fois la prothèse insérée dans le circuit hydraulique et les bulles d'air chassées, le Millar de référence est calibré par réglage du zéro électrique et excitation à 100 mmHg (tension intégrée dans le Millar).

Ensuite, le cathéter Millar est inséré au centre de la prothèse et le tonomètre est descendu au niveau de la plaque supportant la prothèse et sa vis micrométrique est réglée à 0. Puis il est remonté pour être minutieusement positionné à la surface et au centre de la prothèse. Le diamètre exact de l'échantillon est ainsi déduit dans les conditions statiques.

Alors, le simulateur est activé et les mesures sont réalisées. Les enregistrements sont effectués en continu pour traiter les données en différé.

10 Mesure expérimentale de la compliance

Les résultats obtenus permettent de déterminer les caractéristiques physiques de la prothèse sur laquelle on souhaite effectuer les mesures, ainsi que les plages de pression dans lesquelles il est préférable de travailler afin d'obtenir des résultats exploitables pour les expérimentations suivantes.

L'enregistrement en temps réel de l'évolution de la pression avec le volume, illustré figure 3.1.10, nous permet d'observer que la dilatation maximale de la prothèse est atteinte pour une pression avoisinant 250 mmHg et qu'il est nécessaire de travailler avec des pressions inférieures à 150 mmHg, car au-delà le Gore-Tex devient perméable à l'eau et donc les mesures ne sont plus fiables.

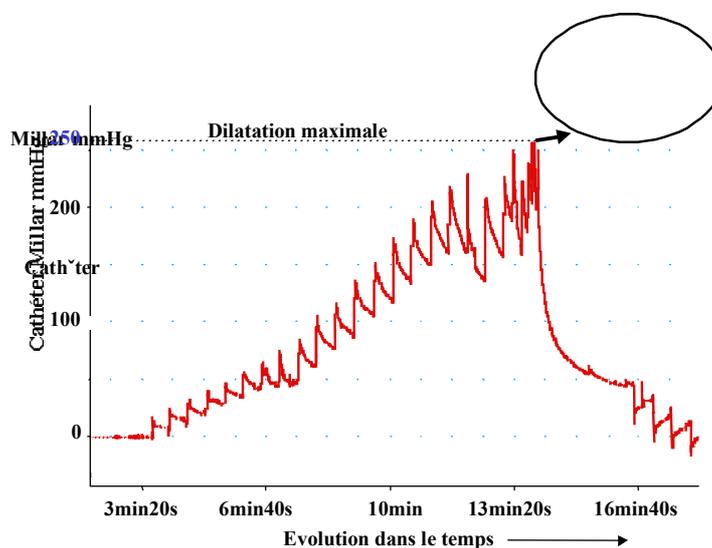


Fig. 3.1.10 : Evolution en temps réel de la pression avec le volume.

Ainsi, on obtient la courbe de l'évolution de la pression, mesurée à l'intérieur de la prothèse, avec le volume de remplissage (figure 3.1.11). Celle-ci est identique à celle que l'on peut obtenir pour une artère et nous permet de travailler sur des plages de pression pouvant être générées par le simulateur Bio-Tek.

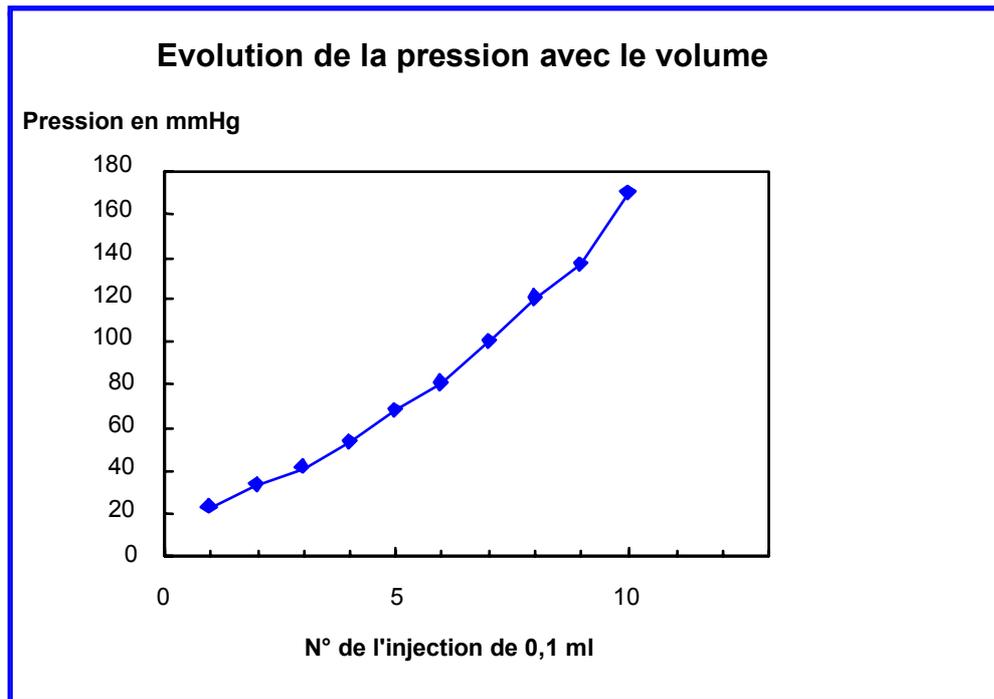


Fig. 3.1.11 : *Compliance de la prothèse en Gore-Tex.*

11 Mesure expérimentale de la pression artérielle par tonométrie

Durant l'écrasement de la prothèse on fait subir au tonomètre des micro-déplacements latéraux et rotatifs afin d'observer leur influence sur la mesure (figure 3.1.12).

On observe que lorsque le capteur n'est pas parfaitement parallèle à la prothèse, la mesure est complètement déformée et ne peut être exploitable. De même, si le tonomètre n'est pas parfaitement centré sur l'arc artériel, alors la valeur moyenne du signal est déplacée.

Ainsi, les enregistrements réalisés permettent de définir les taux d'écrasements acceptables par le Millar sur la prothèse.

Le pourcentage d'écrasement est exprimé par rapport au diamètre total de la prothèse.

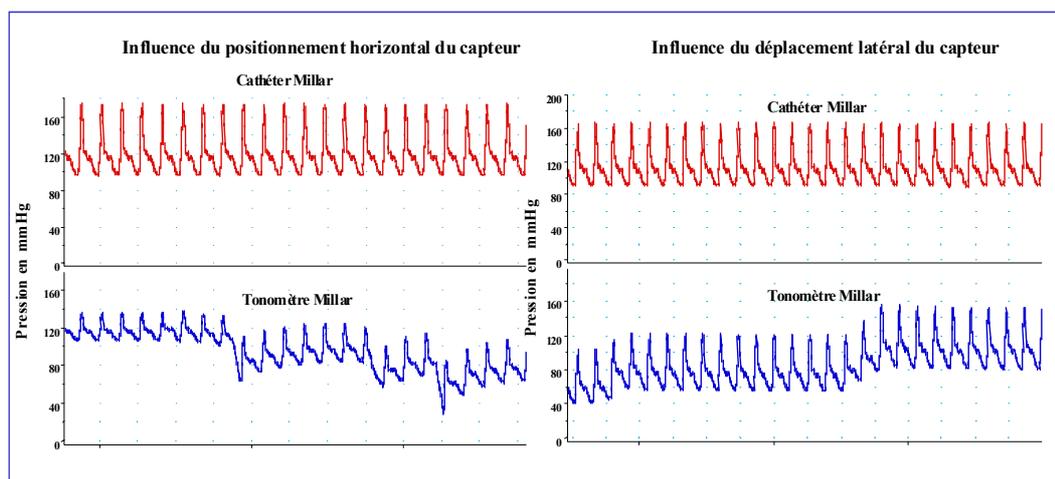


Fig. 3.1.12 : Influence du positionnement du capteur sur la prothèse.

A partir de 7% d'écrasement, lorsque le capteur est correctement positionné au centre de la prothèse de manière plane, la forme du signal mesuré est satisfaisante. En augmentant progressivement la contrainte, l'amplitude du signal reste constante tandis que sa valeur moyenne croît. Au delà de 20% d'écrasement les informations visualisées sont déformées. Il est important de remarquer que pour un écrasement de 18%, et lors d'un positionnement optimum du tonomètre, la corrélation des 2 signaux est atteinte.

Tous ces résultats confortent donc l'utilité de concevoir un tonomètre permettant un positionnement exact des capteurs au sommet des arcs artériels.

11.1 Comparaison Millar-Capteur CNM 400mV / V / bar, jauges excentrées

Après avoir étudié la faisabilité de la mesure avec des capteurs industriels, des expérimentations ont été réalisées avec les capteurs en silicium fournis par CNM.

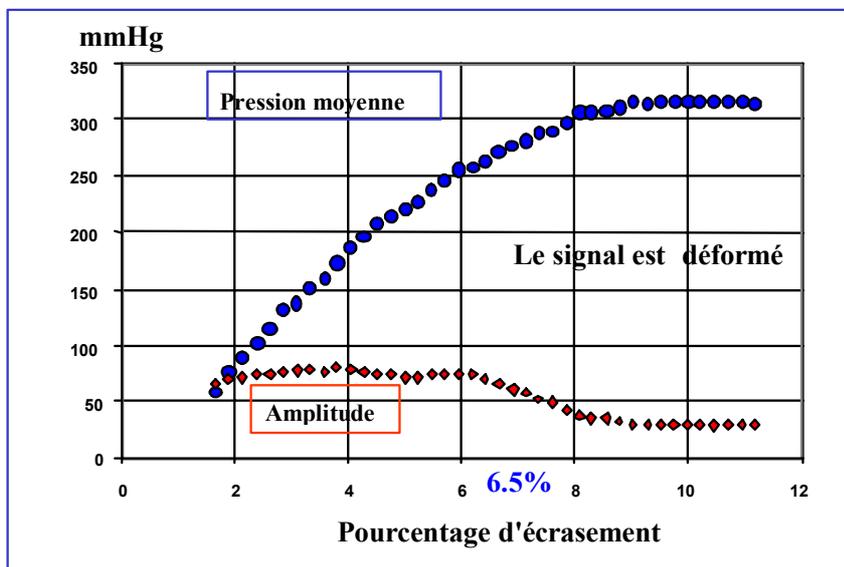
Les mesures sont obtenues en utilisant le même montage que précédemment, en remplaçant le tonomètre Millar par un microcapteur CNM, préalablement fixé sur un tuteur en verre maintenu par le même support à déplacement micrométrique, et suivi d'un amplificateur d'instrumentation.

La calibration de ces capteurs se fait également différemment. Ces capteurs sont différentiels, ils ne mesurent que les différences de pression. Ainsi, il suffit de déterminer les fourchettes du pourcentage d'écrasement, durant lesquels le signal n'est pas déformé, avec le cathéter Millar et d'attribuer la valeur maximale et

minimale du signal de référence au signal mesuré avec le microcapteur CNM pour un pourcentage d'écrasement judicieusement choisi. L'avantage de cette méthode est que le pourcentage d'écrasement, nécessaire à l'obtention d'une mesure exacte, sera beaucoup moins important que celui déterminé précédemment avec le tonomètre Millar.

Ainsi, avec le microcapteur 400 mV / V/ bar à jauges excentrées, la forme du signal désirée est obtenue dès 1% d'écrasement et ceci jusqu'à 6%. Au delà de 6.5% la mesure commence à être déformée au sommet.

Sur la figure 3.1.13 est illustrée l'évolution du signal avec le pourcentage d'écrasement pour un microcapteur calibré à 2% d'écrasement.



Fig

ure 3.1.13 : Evolution du signal mesuré par le capteur CNM avec l'écrasement

L'analyse de l'évolution de la pression mesurée montre que ce microcapteur est intéressant pour le faible écrasement qu'il nécessite pour obtenir la forme du signal souhaité. De plus, l'amplitude reste relativement stable entre 1.9% et 5% d'écrasement. Cependant, le microcapteur n'est pas approprié pour la détermination de la pression moyenne car celle-ci augmente avec l'écrasement et ne devient stable qu'au delà de 8%, zone où le signal est déformé.

De plus, il a été observé que ce microcapteur présente une faible sensibilité au positionnement horizontal de par sa grande surface de membrane. Il demande donc une moins grande précision de positionnement que le Millar mais en revanche présente une plage d'écrasement beaucoup plus restreinte.

11.2 Comparaison Millar-Capteur CNM 400mV / V / bar, jauges centrées

Ce microcapteur permet de visualiser un signal corrélé dans la forme à partir de 0.45% d'écrasement et ceci jusqu'à 5%. Au delà de cette valeur des déformations apparaissent.

L'évolution des caractéristiques de ce signal avec l'écrasement du tonomètre est représentée sur la figure 3.1.14.

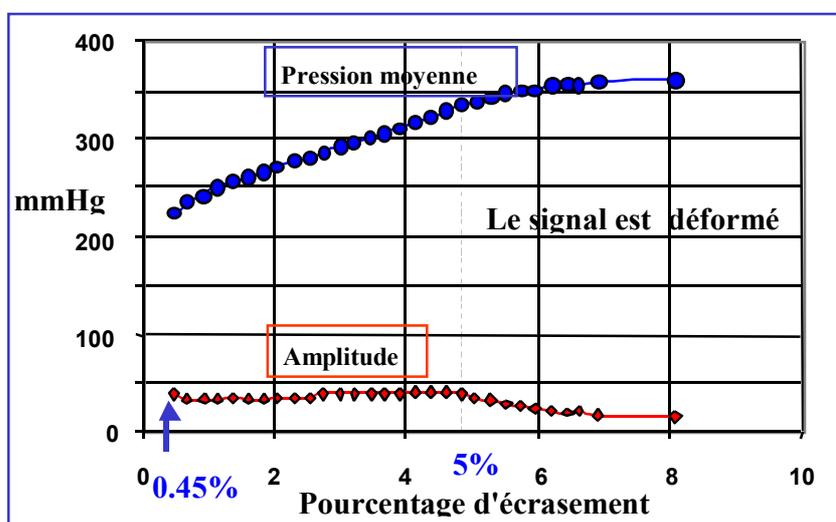


Fig. 3.1.14 : Evolution des caractéristiques du signal du microcapteur 400mV/V/bar à jauges centrées.

De même que pour le microcapteur précédent, ce transducteur présente une plage de 0.5% à 5% durant laquelle l'amplitude du signal reste stable tandis que sa valeur moyenne augmente avec l'écrasement.

De plus, il demande également peu de précision quant à son positionnement horizontal de par sa grande surface de membrane.

11.3 Comparaison Millar-Capteur CNM 250mV / V / bar, jauges excentrées

Ce microcapteur de 250 mV / V / bar présente la même surface totale de substrat (2.5 mm x 2.5 mm) mais, la partie transductrice, c'est à dire la membrane creusée sur

sa face inférieure, est beaucoup plus petite que pour les microcapteurs de sensibilité 400 mV / V / bar. Ceci conduit à une réaction différente quant à la sensibilité de positionnement.

Ce microcapteurs est calibré de la même manière que le microcapteur de 400 mV / V / bar.

Sur la figure 3.1.15 sont illustrées les caractéristiques du signal obtenu avec ce microcapteur.

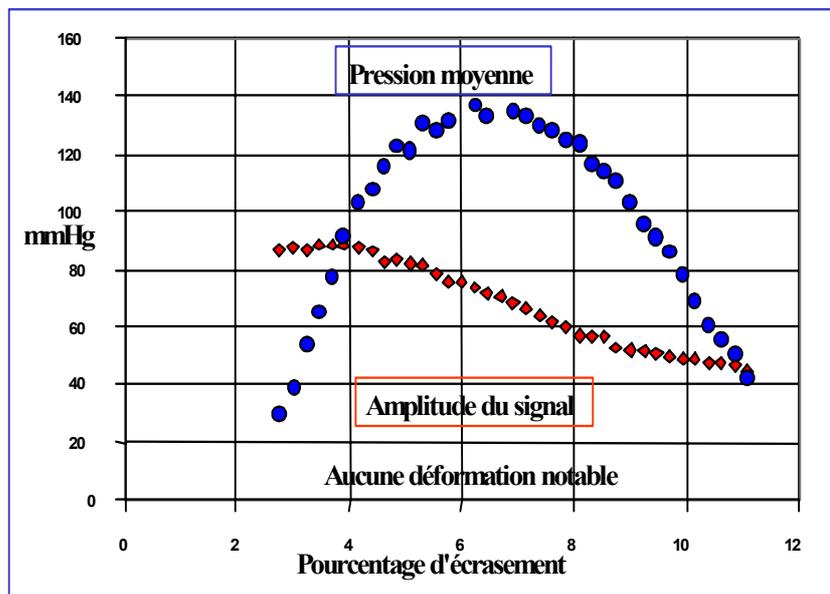


Fig. 3.1.15 : Evolution du signal avec le pourcentage d'écrasement.

L'analyse de l'évolution de l'amplitude du signal révèle une plage de 2.5% à 4% durant laquelle sa valeur est stable. De même, la pression moyenne varie très faiblement de 6% à 7.5%. Ce microcapteur apporte donc une information complémentaire par sa zone de stabilité de la pression moyenne. Cependant, sa sensibilité au niveau horizontal est élevée et son taux d'écrasement est plus important.

11.4 Déformation du signal

Les microcapteurs constituant le tonomètre étant formés d'une membrane en silicium, il peut apparaître une déformation du signal correspondant au temps de relaxation de la membrane.

Après avoir calibré les microcapteurs pour un pourcentage d'écrasement choisi, nous avons superposé (figure 3.1.16) les différents signaux mesurés par les différents microcapteurs avec le signal "original", c'est à dire avec le signal obtenu par le cathéter Millar.

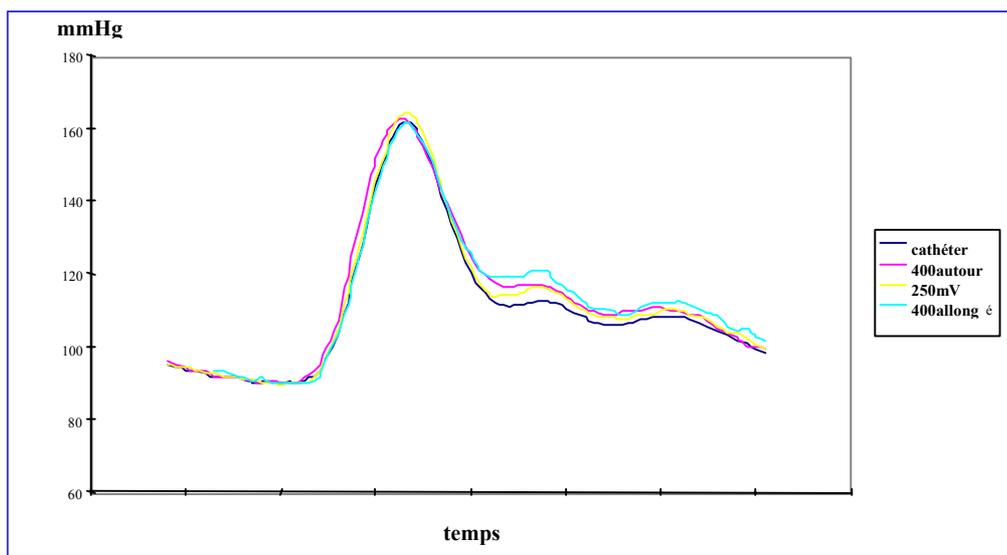


Fig. 3.1.16: Visualisation de la déformation du signal de la pression intra-artérielle.

On observe que les 3 types de microcapteurs offrent une bonne corrélation de l'amplitude du signal mais que le microcapteur de 400mV / V / bar à jauges excentrées déforme la courbure de l'éjection systolique ainsi que les autres types de microcapteurs mais d'une manière moins amplifiée.

Cependant, ceci ne gêne aucunement les mesures ainsi que l'analyse du niveau tensionnel du patient. En effet, l'algorithme d'administration de médicament est calculé à partir de la moyenne de mesures de pressions systoliques effectuées toutes les 5 minutes.

L'algorithme de commande intègre également les variations physiologiques en comparant la mesure de pression à une référence calculée à partir de mesures supplémentaires enregistrées sur le patient : sa position, son rythme cardiaque, son accélération corporelle. Cette référence représente les variations naturelles de pression, générées par des variations d'activité du patient. Elle est calculée à partir d'un modèle reliant les variations de pression artérielle en ambulatoire aux variables décrites ci-dessus.

12 Fusion des données multicapteur

12.1 Montage multicapteurs

Le montage décrit à la figure 3.1.3 a été réalisé grâce à l'usinage de plaques de céramique. Le dispositif permettant de positionner 3 microcapteurs nécessite 6 céramiques. La photographie de la figure 3.1.17 montre l'ensemble du dispositif expérimental. Les figures 3.1.18, 3.1.19, 3.1.20 montrent des détails de l'assemblage des microcapteurs sur les céramiques

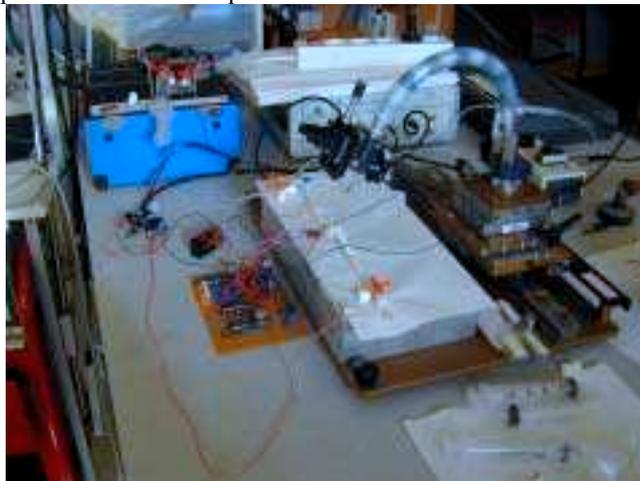


Figure 3.1.17: ensemble du dispositif expérimental



Figure 3.1.18 : Bonding d'un microcapteur sur le pads de la céramique inférieure



Figure 3.1.19 : Perspective de 2 microcapteurs montés dans le dispositif triangulaire des céramiques

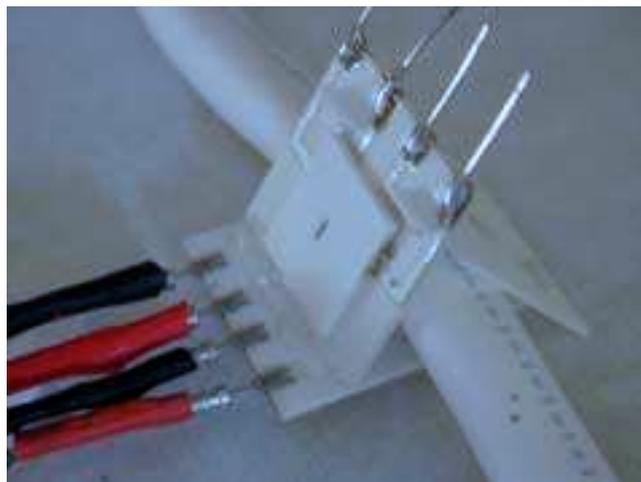


Figure 3.1.20 : Perspective de l'assemblage complet des 6 céramiques et des 3 microcapteurs.

12.2 Algorithme de mesure

Etant donné que chaque microcapteur monté sur le dispositif fournit une valeur instantanée de pression dont la précision est liée au type de microcapteur et au positionnement du microcapteur sur l'artère, il est possible de fusionner toutes ces données pour approximer au mieux la valeur de pression de référence. En effet,

l'artère étant élastique, son diamètre change au cours de la phase diastole/systole. Ceci a une influence à la fois sur la valeur de pression moyenne délivrée par chaque microcapteur et sur l'amplitude du signal. La figure 3.1.21 montre 3 signaux enregistrés simultanément: La pression artérielle de référence est enregistré par le microcapteur Millar introduit dans l'artère tandis que les deux autres signaux proviennent de microcapteurs situés sur les céramiques.

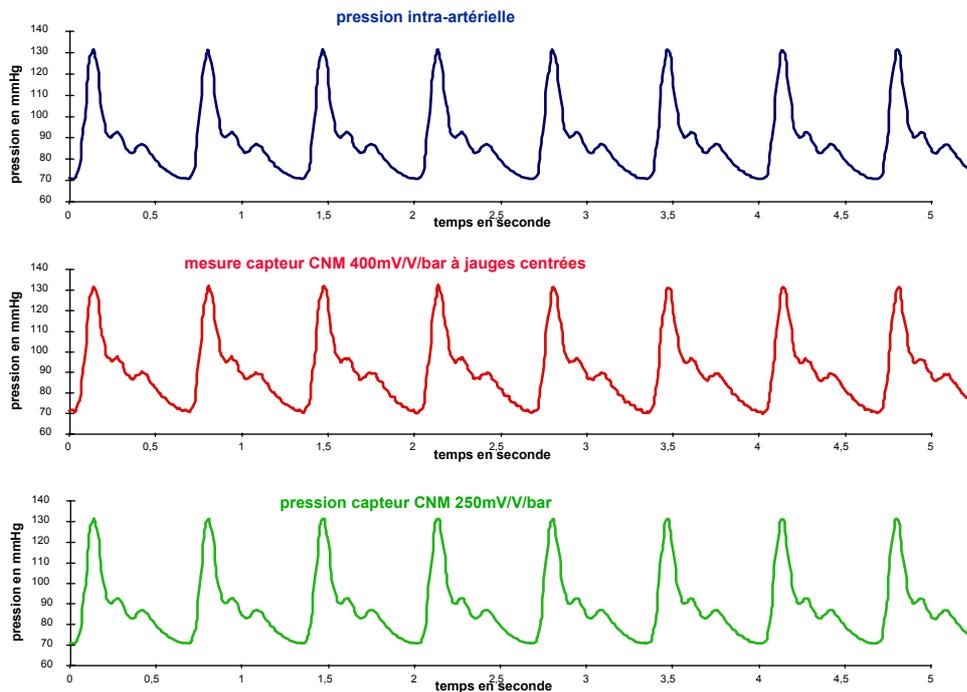


Figure 3.1.21: signal de référence (en haut) et signaux recueillis simultanément sur deux microcapteurs de type différent de l'assemblage céramiques

13 Discussion

Les capteurs choisis ont tous des propriétés différentes et complémentaires. La conception d'un tonomètre constitué de capteurs de sensibilité différente permettra de reconstituer le signal initial en établissant une relation de pondérations entre chaque mesures. En effet, chaque capteur présente un avantage bien particulier :

- le capteur de 400mV/bar constitué de jauges placées autour de la membrane offre un faible écrasement inférieur à 1% ;
- le capteur de 250mV/bar, à jauges centrées, possède une plage d'écrasement de 1,7% durant laquelle l'amplitude du signal reste constante ;

- le capteur de 250mV/bar offre une zone de stabilité de la pression moyenne de l'ordre de 3%.

Ces transducteurs étant différentiels, ils présentent l'avantage de pouvoir réaliser la calibration du système à un taux d'écrasement choisi. Néanmoins, les premières expérimentations font apparaître les facteurs limitants de ce système. Le premier est le positionnement des plots de connexions du même côté que la contrainte exercée par l'artère sur le transducteur. Ceci entraîne un décollement prématuré de la soudure ultra-son et n'assure donc pas la fiabilité du système. Il est alors nécessaire de réaliser des capteurs ayant leurs connexions sur la face arrière ou latérale, ou bien, de réaliser des nanoconnexions en polymide afin d'établir une connectique large et plate. Le second inconvénient majeur est la sensibilité élevée des capteurs au taux d'écrasement. La conception d'un tonomètre en triangle serait un moyen efficace de pallier à ce désavantage à la condition de le placer sur une artère musculaire variant très peu de volume. L'artère sous clavière, choisie dans un premier temps pour installer le système, ne semble donc par être un bon choix puisqu'elle peut se dilater jusqu'à 10% de son diamètre.

Afin d'obtenir une reproductibilité dans les mesures ainsi qu'une meilleure précision de positionnement, il serait utile de remplacer le bras articulé supportant le tonomètre monocapteur par un support rigide à déplacements micrométriques. De plus, afin de tester les capteurs et le tonomètre dans les conditions physiologiques les plus complètes, il sera nécessaire de réaliser une seconde expérimentation complémentaire privilégiant le débit artériel. En effet, il serait intéressant de mesurer la résistance créée par l'écrasement du capteur sur l'artère et d'étudier son influence sur les mesures en amont et en aval de son positionnement. Cette analyse pourra être complétée par un modèle théorique permettant d'étudier l'influence de l'écrasement du tonomètre sur l'écoulement sanguin, car, à ce jour, les conséquences d'un écrasement minime sur une artère durant plusieurs années ne sont toujours pas connues.

L'objectif final de cette étude est de réaliser un tonomètre, fiable et non invasif pour l'artère, afin de l'insérer dans un système implantable. Celui-ci permettrait de soigner l'hypertension par le biais d'une administration in-vivo de médicaments en fonction de l'évolution de la pression artérielle du patient

Ces travaux ont été initiés par Thierry Hervé dans le cadre du projet de démonstrateur « MICROMED ». Je n'ai relaté ici que les travaux auxquels j'ai participé en co-encadrant les stages de DEA de Angélique Grosgeorges (DEA MIMB, 1999, Directeur Thierry Hervé) et de Carlos Huaroto (DEA Microélectronique, 2000, Directeur Thierry Hervé).

Les résultats de ces travaux sont restés assez confidentiels, puisque nous pensons qu'il y a matière à déposer des brevets. En dehors des rapports de DEA, seules les communications suivantes en ont été faites :

- T. Hervé, J. P. Siché, S. Charbonnier, N. Noury et A. Grosgeorges, Mesure de pression artérielle par tonométrie, Journées Microsystèmes du CNRS, Dec 98, Paris - France
- T. Hervé, S. Charbonnier A. Grosgeorges, N. Noury , G. Becq, Mesure tonométrique de la tension artérielle par microcapteurs de pression et contrôle du dosage thérapeutique, Journées Microsystèmes du CNRS, Paris - France, Dec 99

14 Références du chapitre 3.1

- [BAH73] Bahr D, Petzke J “ The automatic arterial tonometer”. *26th Ann Conf Eng Med Bio* 1973 ; p.259
- [DRZ76] Drzewiecki GM, Melbin J, Noordergraaf A “ Deformational forces in arterial tonometry” . *IEEE Engineering and computing in health care* 1976 ; 26 :p.642-645.
- [ECK86] Eckerle JS “Tonometry, arterial”. *Encyclopedia of medical devices and instrumentation* 1986 ; 4 :p.2770-2776
- [GAU93] R. De Gaudemaris, F. Tremel, JP Siché, P Longère, A Maitre, S Boutemant, JM Mallion, « Holter tensionnel : que doit on attendre ? », La revue du praticien, 1993, vol. 43, 156, pp 2093-2095
- [KEL89] Kelly R, O'Rourke M “Noninvasive registration of the arterial pressure pulse waveform using high-fidelity applanation tonometry”. *J. Vasc Med Bio* 1989 ; 1 :p.142-149
- [KEM91] Kemmotsu O, Ueda M, Otsuka H, Yamamura T, Okamura A, Ishikawa T, Winter DC, Eckerle JS “ Blood pressure measurement by arterial tonometry in controlled hypotension”. *Anesth anal* 1991 ;73 :p.54-58
- [KEM91] Kemmotsu O, Ueda M, Otsuka H, Yamamura T, Winter DC, Eckerle JS “ Arterial tonometry for noninvasive, continuous boold pressure monitoring during anesthesia”. *Anesthesiology* 1991 ;75 :p.333-340
- [MEN97] A Menouar, “ Tonométrie et mesure de la pression intra-artérielle”, Rapport interne TIMC, 1997
- [PET75] JC Petze, DE Bahr, “Blood perssure measuring apparatus”, US Patent 3 926 179, Dec.16, 1975
- [PRE63] Pressman GL, Newgard PM “ A transducer for the external measurement of arterial blood pressure”. *IEEE Trans Biomed Electron* 1963 ;10 :p.73-81
- [PRE76] Pressman GL, Newgard PM “ A non-invasive transducer for the continuous measurement of arterial blood pressure”. *29th Ann Conf Eng Med Bio* 1976 ; p.98
- [SAT93] Sato K and al. “Accuracy of a continuous blood pressure monitor based on arterial tonometry”. *Hypertension* 1993 ; 21 :p.866-874

90 Capteurs embarqués pour la Télémédecine

[STE71] PD Stein, EF Blick, "Arterial tonometry for the atraumatic measurement of arterial blood perssure", *Journal of Applied Physiology*, 1971, 30, pp 593-596.

Chapitre 3.2

Capteur détecteur de la chute de la personne

1	Introduction.....	91
2	Principes pour la détection des chutes.....	92
3	Conception de notre actimètre.....	93
4	Modification de l'actimètre pour détecter les chutes.....	96
5	Résultats.....	99
5.1	Protocole d'évaluation.....	99
5.2	Résultats.....	100
6	Conclusions.....	101
7	Remerciements.....	102
8	Références du chapitre 3.2.....	102

Nous abordons ici le capteur de chute qui a fait l'objet d'un dépôt de brevet. Nous travaillons encore à son amélioration. Pour cette raison nous ne pourrions pas encore dévoiler tous les détails de son implémentation.

1 Introduction

La chute est un problème majeur de santé publique et un véritable fléau pour la population des personnes âgées de plus de 65 ans :

- Plus de 1 personne sur 3 fait une chute chaque année [NEV], soit de 3 à 5 millions de personnes concernées,
- 2 chutes sur 3 ont lieu au domicile (lieu de vie de 95% des personnes âgées)
- C'est un des mécanismes majeurs de décès accidentels (9000 décès en 1996) si les conséquences de la chute ne sont pas traitées en temps voulu [KES96]

92 Capteurs embarqués pour la télémédecine

- C'est un processus invalidant par ses conséquences physiques en terme de fractures pour 6% des cas et de traumatismes sévères pour 10% des cas. Ceci touche près de 500 000 personnes.

Les conséquences de la chute sont également psychologiques :

- La peur de tomber est un facteur aussi invalidant que la chute elle-même, car elle reste à l'esprit de la personne âgée comme de ses proches, causant souvent le placement en institution.
- La peur de retomber pour 35 à 50% des personnes (1 à 1,5 millions de personnes) engage un déclin fonctionnel chez 47% des chuteurs (1,4 Millions de personnes) qui se mettent à développer le « syndrome post chute » avec évitement de la marche, donc des déplacements.
- La peur de ne pas pouvoir se relever seul : on constate une réelle incapacité de se relever seul pour 43% des sujets âgés de plus de 65 ans, évidemment la peur est amplifiée lorsque la personne vit seule, ce qui c'est le cas pour 1 personne âgée sur 3.

Les conséquences économiques de la chute sont estimées à plus de 2 milliards d'Euros, dont la moitié pour les soins, hospitalisations et prescriptions, et l'autre moitié pour les frais de séjours en maison de repos, et les séances de rééducation.

Une intervention plus rapide des secours réduit le niveau de coût des soins, le besoin en rééducation et favorise un retour au domicile plus tôt. L'objet de ce projet ambitieux est de développer un système innovant destiné à la surveillance des personnes seules, notamment en cas de chute, à leur domicile ou sur leur lieu de travail, afin de leur porter secours rapidement.

2 Principes pour la détection des chutes.

Les dispositifs classiques de téléalarme, que l'on rencontre sous l'appellation "alarme sociale", nécessitent l'intervention de la personne : il s'agit d'un bouton d'appel porté en médaillon ou au poignet, qui doit être activé en cas de détresse pour déclencher une mise en « interphonie ». Ces dispositifs souffrent de déclenchements intempestifs (faux positifs) mais également de situations d'urgences non traitées par défaut d'actionnement (faux négatifs), soit que l'appareil n'est pas porté, soit que la personne se trouve dans l'incapacité de l'activer. Il y a donc place pour un dispositif autonome dans sa décision, destiné à détecter de manière fiable la chute au sol du porteur puis de transmettre cette information, de préférence par des moyens sans fils lorsqu'il est embarqué.

Certains travaux s'appliquent à détecter la situation de chute de manière complètement externe à la personne en mettant en œuvre des capteurs au sol dans

tout le logement ou bien en s'appuyant sur des algorithmes d'intelligence artificielle fonctionnant avec les informations produites par un nombre réduit de capteurs de détection disséminés dans l'espace [CHA99], ou bien encore en exploitant les sources sonores [CAS01] qui accompagnent la chute.

D'autres types de travaux qui s'intéressent à l'activité du sujet ont débouché sur des réalisations de capteurs destinés à être embarqués sur la personne. Gareth William de l'Université de Bangor-Pays de Galles [WIL98] met en œuvre un détecteur de chocs piézoélectrique et un interrupteur "tilt" au mercure pour l'indication posturale. Un micro-contrôleur gère les signaux provenant de ces 2 capteurs et communique par moyen HF avec un combiné téléphonique qui détient la base de connaissance chargée de décider si il s'agit d'un "événement de chute" dans le cas où la personne parvient à se relever d'elle même, ou bien d'une "alarme de chute" dans le cas contraire. Bob Kemp de l'Université de Leiden - The Netherlands [KEM98] a développé un assemblage avec 3 accéléromètres et 3 magnétomètres qui permettent de déterminer à quelques degrés près l'orientation azimutale et l'inclinaison du corps et d'envoyer ces informations par télémétrie vers un PC qui se charge du traitement en temps réel et du diagnostic de chute. Yves Depeursinge de CSEM- Suisse [DEP01] intègre 3 accéléromètres suivis de 2 étages intégrateurs afin d'élaborer les informations de position, de vitesse et d'accélération suivant les 3 orientations spatiales. Les signaux analogiques convertis en valeurs numériques sont ensuite traités par un processeur de signal chargé de l'analyse dynamique du comportement et de l'implémentation d'un réseau de neurone chargé de produire un paramètre d'estimation de l'occurrence d'une chute.

3 Conception de notre actimètre.

Au départ nous cherchions seulement à concevoir un dispositif permettant de prendre en compte les artefacts des mouvements sur la forme des signaux physiologiques lors d'une acquisition en ambulatoire [NOU00a]. Pour cela nous avons réalisé un « actimètre » (figure 3.2.1) destiné à être porté sous l'aisselle gauche,



Figure 3.2.1 – Actimètre prototype

Ce dispositif intègre sur un même support un accéléromètre piézoélectrique détectant les variations d'accélération verticale, un capteur de vibrations détectant les vibrations physiologiques (battements cardiaques) et un détecteur "tilt" au mercure pour l'indication posturale (Figure 3.2.2).

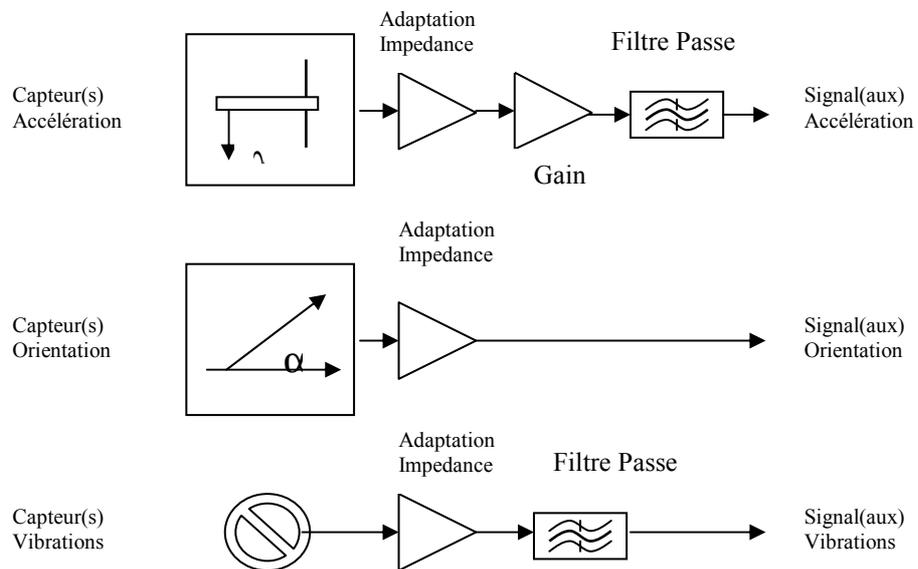


Figure 3.2.2 - Synoptique de l'actimètre : conditionnement des capteurs

Les signaux issus des capteurs sont conditionnés puis numérisés par un microcontrôleur embarqué (Figure 3.2.3). L'ensemble de l'électronique est intégré dans un même boîtier avec sa source d'alimentation (pile 3 Volts) et relié au modem radiofréquences,

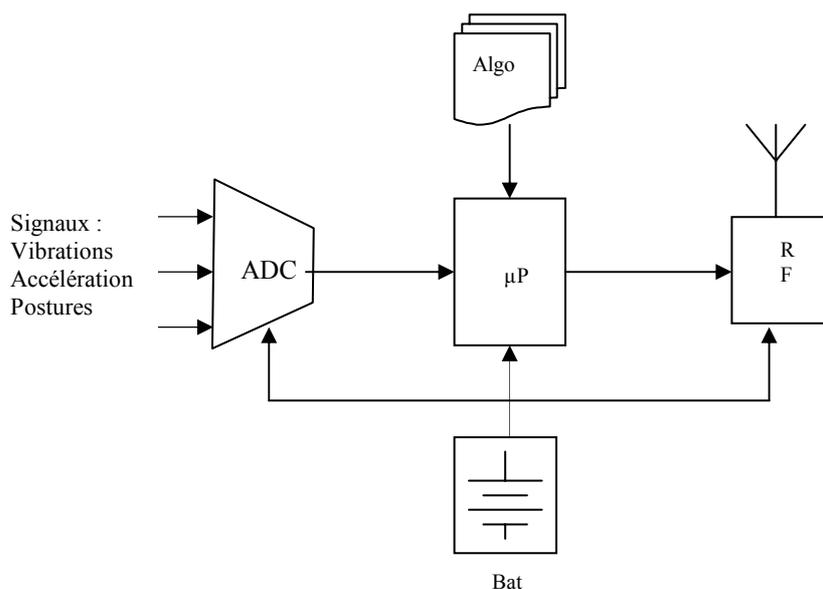


Figure 3.2.3 - Synoptique de l'actimètre : partie traitement des informations

Le micro-contrôleur opère successivement des opérations de filtrage puis de seuillage pour obtenir les informations symboliques (paramétrisation) de vibration, d'accélération verticale et de posture qui sont transmises par liaison HF vers un ordinateur PC pour y être analysées à l'aide d'un algorithme de reconnaissance à base de règles.

A chaque fois qu'une valeur booléenne change, un paquet d'informations est transmis sous forme d'un message codé en ascii (figure 3.2.4) :

ESC	p	x	a	x	m	x	RC
0x1B	0x70		0x61		0x6d		0x0d

Figure 3.2.4 – Paquet d'information échangé
"x" prend les valeurs ascii '0' (0x30) ou '1' (0x31).

Ces indicateurs sont ensuite interprétés pour déterminer dans quelle situation se trouve la personne (reposant, allongée suite à une chute, marchant, etc.) suivant les règles (classification) de la table 3.2.1,

Message	Position	Accélération	Movement	Interpretation
p0a0m0	Couché	Non	Non	L'actimètre n'est pas porté ou le porteur est décédé
p0a0m1	Couché	Non	Oui	reposant
p0a1m0	Couché	Oui	Non	Défaut de fonctionnement
p0a1m1	Couché	Oui	Oui	Défaut de fonctionnement
p1a0m0	Debout	Non	Non	L'actimètre n'est pas porté
p1a0m1	Debout	Non	Oui	Marche
p1a1m0	Debout	Oui	Non	Après une chute la personne est décédée
p1a1m1	Debout	Oui	Oui	Chute

Table 3.2.1 – Règles d'interprétation des indicateurs booléens de l'actimètre

4 Modification de l'actimètre pour détecter les chutes

L'actimètre disposant déjà de toutes les informations utiles à la détection de la chute, la modification a principalement consisté à intégrer l'algorithme de décision. Les 3 informations symboliques « Vibration physiologiques », « posture » et « accélération verticale », sont élaborées suivant les 3 algorithmes suivant (Figures 3.2.5 à 3.2.7),

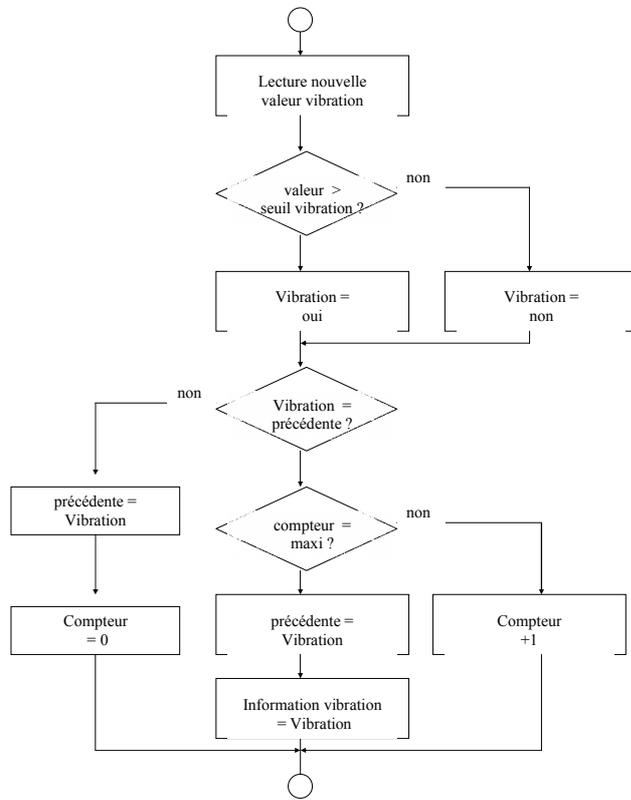


Figure 3.2.5 – Algorithme d’élaboration de la variable « vibrations »

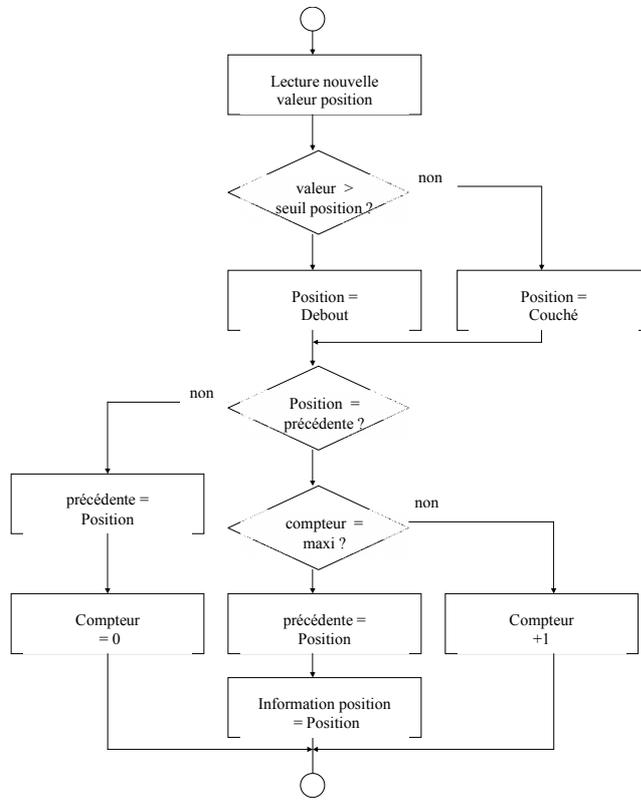


Figure 3.2.6 – Algorithme d’élaboration de la variable de posture

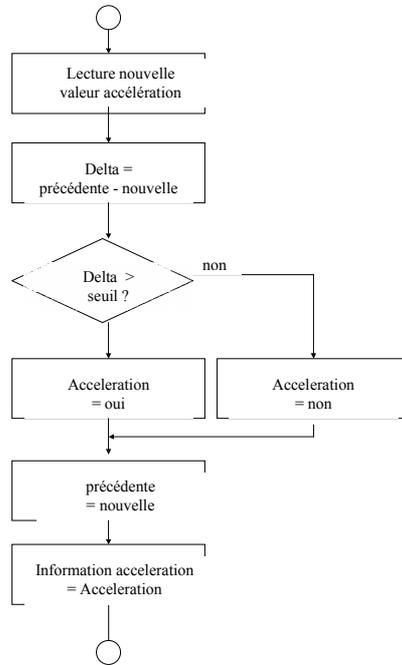


Figure 3.2.7 – Algorithme d’élaboration de la variable accélération

Enfin, ces informations symboliques sont combinées :

Si information vibration
 Et Si information accélération
 Puis information couché
 Alors « Chute »
 Sinon « pas chute » et raz information accélération

5 Résultats

5.1 Protocole d’évaluation

Comme il n’existe aucun protocole d’évaluation pour ce type de dispositif, nous avons élaboré avec l’aide de Monsieur le Docteur Weber (société TAM Télésanté, Aix-En-Provence), un corpus des situations envisageables, et une procédure pour la réalisation des essais.

Le dispositif doit être capable de détecter les 5 situations de chute suivantes (vrais positifs) :

100 Capteurs embarqués pour la télémédecine

- Depuis la position debout, chute à l'avant
- Depuis la position debout, chute à l'avant avec rotation du bassin (exposition du col du fémur)
- Depuis la position debout, chute à l'arrière
- Depuis la position assise, chute vers le côté droit ou gauche
- Depuis la position assise, chute par effacement du fauteuil

Le dispositif doit être capable de ne pas déclencher (pas de faux négatifs) dans les 7 situations suivantes :

- Depuis la station debout, ramassage d'un objet en se penchant à l'avant
- Depuis la station debout, ramassage d'un objet en pliant les genoux
- Depuis la station assise, en se penchant à l'avant
- Depuis la station assise, en se penchant sur un côté
- Mouvements brusques (toux)
- Marche
- Course enlevée

En outre, pour vérifier la stabilité des résultats, on appliquera une procédure consistant à alterner les protocoles 1 et 2,

- Après 24 heures de port
- Après 10 chutes déclenchées

5.2 Résultats

Situation de chute	Score	Résultat de la détection
Debout vers l'avant	5/5	Bonne
Debout vers arrière	3/5	Partielle
Debout avec rotation	3/5	Partielle
Assis avant	1/5	Partielle
Assis sur le côté	0/5	Non détectée
Assis par effacement du fauteuil	2/5	Partielle

Situation de non chute	Score	Résultat de la non détection
Ramassage avant	2/5	Partielle
Ramassage assis devant	2/5	Partielle
Ramassage assis latéral	2/5	Partielle
Mouvement brusque (toux)	1/5	Partielle
Marche	Non réalisé	
Course	Non réalisé	

Les résultats parlent d'eux-mêmes, notre capteur est très spécifique de la chute à l'avant depuis la station debout, et souffre de trop de sensibilité aux artefacts.

6 Conclusions

Nous avons décidé de nous lancer dans la conception d'une version suivante de ce dispositif, plus intégrée pour réaliser les essais dans de meilleures conditions, qui utilise un accéléromètre bi-axe (ADXL202AQC) intégré avec le micro-contrôleur sur un circuit « souple-rigide » en capton (figure 3.2.8).

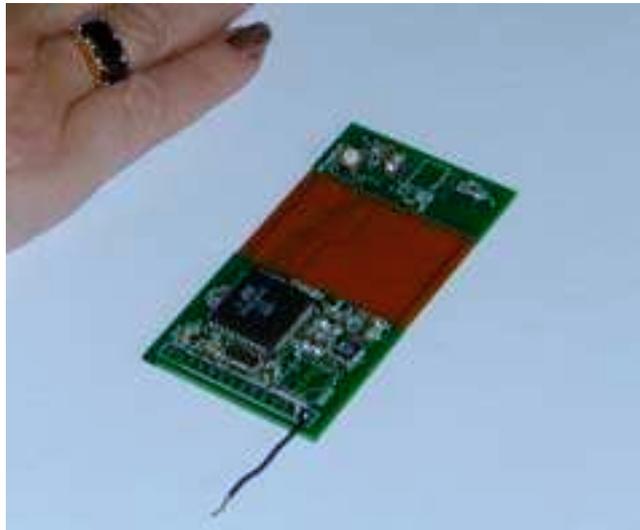


Figure 3.2.8 – Prototype du capteur de chute

Cette fois-ci le micro-contrôleur se charge d'élaborer les informations d'inclinaison du tronc, de vitesse de rotation angulaire du tronc (plan para-sagittal), de présence des vibrations vitales du porteur, puis il élabore de manière autonome l'information de chute [NOU01] par référence à un seuil de vitesse angulaire.

Dans le cas positif, il informe le porteur par un signal audible. Ce dernier peut alors désactiver, à l'aide d'un bouton poussoir, l'alarme. Si dans un délai imparti il ne l'a pas fait, alors un message d'alarme est émis, par la liaison sans fils, vers un ordinateur PC qui se charge de répercuter l'alarme au centre de télésurveillance.

J'ai débuté ces travaux avec le stage de DEA de Gilles Virone (DEA MIMB, 1999). J'ai ensuite encadré sur ce sujet le stage de Christophe Barnouin, étudiant en année spéciale d'IUT Génie Electrique (2000), de Daniel Savall étudiant en Maîtrise EEA (2001), de Karim Dahouadi étudiant du DESS Ingénierie Marine (2001).

Ces travaux ont fait l'objet de plusieurs communications dans des congrès internationaux avec comité de lecture et d'un dépôt de brevet :

N. Noury, T. Hervé, V. Rialle, G. Virone, C. Cingala, E. Gouze, E. Mercier, Wireless ambulatory acquisition of high resolution physiological signals, *ETC2000, European Conference on Telemetry*, Mai 2000, 199-204

N. Noury, T. Hervé, V. Rialle, G. Virone, E. Mercier, Monitoring behavior in home using a smart fall sensor and position sensors, *IEEE-EMBS « Microtechnologies in Medicine & Biology »*, Lyon-France, Oct 2000, 607-610

Brevet N°01/12046 du 18 Septembre 2001 – « Détecteur de chute d'une personne », inventeur N. Noury, déposant Université Joseph Fourier de Grenoble.

N. Noury, A smart Sensor for the remote follow up of activity and fall detection of the elderly, in Proc. IEEE-MMB2002, Madison-USA, May 2002, pp

Les travaux se poursuivent actuellement vers une amélioration des algorithmes de décision en faisant appel à des méthodes issues de la logique floue. Un travail d'étudiant du DEA SIPT, Azura Nahmad, vient de démarrer sur ce thème.

7 Remerciements

Ce projet a pu être réalisé grâce au financement accordé au projet VTAMN (Vêtement de Télé Assistance Médicale Nomade) par le Ministère de l'Education Nationale, de la Recherche et de la Technologie, dans le cadre du Réseau National des Technologies pour la Santé (RNTS). Je tiens à remercier la société TAM Santé, son PDG Monsieur le Docteur Jean-Luc Weber, pour l'aide apportée dans la validation de notre capteur.

8 Références du chapitre 3.2

[CAS01] E. Castelli, D. Istrate, V. Rialle, N. Noury, "Reconnaissance de la parole en situation de stress. Application à la surveillance médicale dans un habitat intelligent", ORAGE2000, Aix en Provence-France, Jun. 2001, 362-371

[CHA99] M. Chan, H. Bocquet, E. Campo, T. Val, J. Pous, "Alarm communication network to help carers of the elderly for safety purposes: a survey of a project", International Journal of Rehabilitation research, vol. 22, pp 131-136, 1999

[DEP01] Y. Depeursinge, J. Krauss, M. El-Khoury, "Device for monitoring the activity of a person and/or detecting a fall", US Patent 6 201 476, Mar. 13, 2001

[WIL98] G Williams, K Doughy, K Cameron, DA Bradley, "A smart fall and activity monitor for telecare applications", in proceedings of 20th International conference IEEE-EMBS, Hong-Kong, Oct 1998, pp 1151-1154

- [KEM98] B Kemp, A Janssen, B Van Der Kamp, "Body position can be monitored using miniature accelerometers and earth magnetic field sensors", *Electroencepha. Clinical Neurophysiology*, vol 109, pp. 484-488, 1998.
- [KOS96] K Koski, H Luukinen, "Physiological factors and medications as predictors of injurious falls by elderly people: a prospective population based study" *Age and Ageing*, vol 25, pp 29-38, 1996
- [NEV] MC Nevitt, SR Cumming, "Risk factors for recurrent non syncopal falls. A prospective study", *JAMA*, 261, pp 2663-2668.
- [NOU00a] N. Noury, T. Hervé, V. Rialle, G. Virone, C. Cingala, E. Gouze, E. Mercier, Wireless ambulatory acquisition of high resolution physiological signals, *ETC2000, European Conference on Telemetry*, Mai 2000, 199-204
- [NOU00b] N. Noury, T. Hervé, V. Rialle, G. Virone, E. Mercier, Monitoring behavior in home using a smart fall sensor and position sensors, *IEEE-EMBS « Microtechnologies in Medicine & Biology »*, Lyon-France, Oct 2000, 607-610
- [NOU01] N. Noury, « Détecteur de chute d'une personne », Brevet N°01/12046 du 18 Septembre 2001, Université Joseph Fourier de Grenoble.

Partie 4

Les Systèmes Domotiques pour la Santé

Plan de la partie 4

Chapitre 4.1 – Un système télématique pour l’HAD : le Biomaster.....
Chapitre 4.2 – Habitats intelligents pour la santé.....
Chapitre 4.3 – Détection automatique des rythmes circadiens.

La partie 4 de ce rapport présente mes contributions aux systèmes de télémédecine pour la surveillance des patients à domicile.

Le domicile est de plus en plus envisagé comme un lieu pouvant idéalement remplacer la chambre hospitalière pour le suivi des maladies chroniques, pour les soins de suite à une hospitalisation et pour le maintien à domicile des personnes âgées. Comme dans la partie précédente, la problématique du monitoring en continu est posée, mais cette fois-ci la voie empruntée est celle de l’instrumentation du lieu de vie. Ces travaux sont la suite des travaux de thèse que j’ai effectués avec le Docteur Paul Pilichowski pour le compte de l’entreprise Physiotel. Il s’agissait à l’époque de concevoir le premier outil télématique pour l’organisation de l’hospitalisation à domicile.

Le premier chapitre est un rappel de mes travaux de thèse sur le système Biomaster. Le second chapitre décrit les travaux que nous avons menés pour la conception du système domotique pour la santé. Le Troisième chapitre présente des travaux que nous menons sur l’analyse automatique des données d’activité en vue de générer des alarmes.

Chapitre 4.1

Un système télématique pour l'HAD : le Biomaster

Le Biomaster est un système télématique destiné à prendre en charge la circulation de l'information dans le cadre du suivi à domicile des personnes prises en charge en Hospitalisation à Domicile (HAD) [NOU 92a], [NOU 92b]. Développé au début des années 90¹, le système fait appel aux technologies des serveurs Vidéotex et du terminal Minitel, seules accessibles à ce moment là.

Le dispositif repose sur la constitution d'une base de données (figure 4.1.1) dans laquelle on vient construire un dossier médical du patient. Ce dossier est initialement instruit dans un service d'HAD de l'hôpital par des données personnelles et médicales du patient, puis enrichi de toutes les informations produites à domicile (paramètres physiologiques, comptes rendus d'interventions, remarques médicales), ou lors des visites au cabinet du médecin.

Pour tenir compte de la distance entre les divers points de production et d'exploitation de l'information, la base de données est accessible par l'intermédiaire d'un serveur Vidéotex. Pour tous les accès ne mettant pas en jeu d'importantes transactions de données (domicile du patient, cabinet du médecin), le moyen d'accès privilégié au serveur Vidéotex est évidemment le Minitel (Figure 4.1.2).

¹ Le Biomaster a été développé au sein du laboratoire LIME-UJFG pour le compte d'une entreprise grenobloise, Physiotel, aujourd'hui disparue.

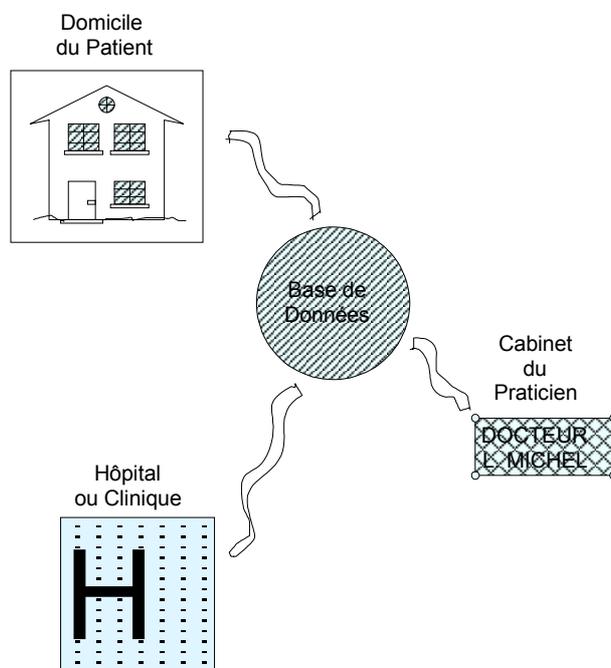


Figure 4.1.1. Constitution d'une base de donnée par le suivi télématique de l'*HAD*

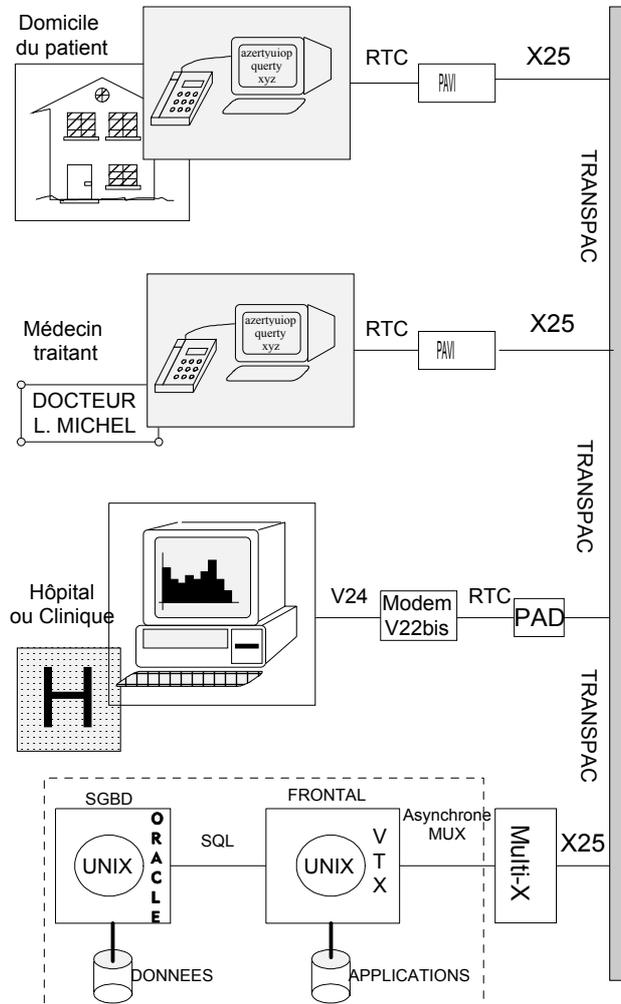


Figure 4.1.2. Architecture opérationnelle de l'HAD utilisant la norme Vidéotex

Comme le terminal Minitel ne possède ni moyen d'identification des utilisateurs, ni mémoire locale, et qu'il se révèle difficile à manipuler par certains utilisateurs, on a développé un petit « calepin électronique », lui même nommé « terminal Biomaster » (Figure 4.1.3), qui permet d'automatiser la plupart des tâches de saisie de l'information, d'identification, de datation, et de transfert vers le serveur Vidéotex.

Les acteurs du Biomaster sont le patient, les intervenants à domicile (les médecins, les infirmières, mais aussi les partenaires sociaux), et les utilisateurs distants (médecin de l'HAD, médecin de ville). Chaque utilisateur dispose d'un code

identifiant unique déposé sur un badge magnétique qui permet d'identifier les droits d'accès aux données, et de tracer les interventions dans le système.

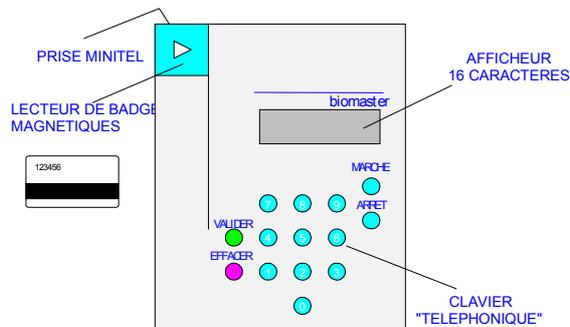


Figure 4.1.3. *Le terminal Biomaster : caractéristiques générales.*

L'utilisation en local s'effectue soit en mode ambulateur directement sur le terminal Biomaster seul, soit en mode connecté par l'intermédiaire du terminal Minitel lorsque celui-ci est piloté par le Biomaster qui est connecté sur sa prise de communication locale. Le mode ambulateur permet la saisie guidée des paramètres du patient, suivant un scénario préalablement téléchargé lors d'une transaction avec le serveur Vidéotex. Le mode connecté au Minitel permet de disposer d'une interface plus confortable pour la saisie des messages textuels (remarques médicales, messagerie, comptes-rendus d'intervention), la visualisation des paramètres sous forme de tableaux ou de courbes, et permet de disposer d'un moyen d'accès télématique pour le transfert des données vers le serveur Vidéotex.

[NOU 92a] Noury N., Pilichowski P., *A telematic system tool for home health care in 14th Annual Intern. Conference of the IEEE-EMBS, Paris-France, Oct 92, part 3/7, 1175-1177*

[NOU 92b] Noury N., "Système télématique pour l'organisation de l'hospitalisation à domicile", Thèse de doctorat de l'Université Joseph Fourier de Grenoble, soutenue à Grenoble le 26 novembre 1992.

Chapitre 4.2

Habitats intelligents pour la Santé

1	Introduction.....	112
2	Eléments du modèle	113
2.1	Les Données	114
2.1.1	Types de données.....	114
2.1.2	Données en entrée ou en sortie	116
2.1.3	Alarmes.....	116
2.1.4	Paradigme événement vs. état.....	116
2.2	Les capteurs.....	117
2.2.1	Exemples de capteurs au domicile	117
2.2.2	La classification des capteurs par leur information.....	119
2.2.3	La classification des capteurs par leur accessibilité spatiale..	119
2.2.4	Les capteurs actifs et les capteurs passifs	119
2.3	Les actionneurs.....	120
2.3.1	Exemples d'actionneurs au domicile	120
2.3.2	Classification des actionneurs.....	120
2.4	Les machines	120
2.4.1	Exemples de machines	120
2.4.2	Classification des machines	120
2.5	Les Acteurs utilisateurs du TDS.....	121
2.5.1	Le patient	121
2.5.2	Le Médecin.....	121
2.5.3	Les Intervenants paramédicaux.....	122
2.5.4	Les Travailleurs sociaux	122
2.5.5	Les urgentistes	123
2.5.6	Les Intervenants occasionnels.....	123
2.5.7	Les techniciens de maintenance.....	123
2.6	Cas d'utilisation.....	124

3	Architecture et choix technologiques	124
3.1	Les communications.....	124
3.1.1	Le bus de communication câblé.....	125
3.1.2	Le bus de communication sans fils	126
3.1.3	Limitations physiques à l'emploi des liaisons HF	126
3.1.4	Bande passante du canal de communication	126
3.1.5	Le mode de communication.....	127
3.2	Choix de plateforme Matérielle.....	127
3.3	Système d'exploitation.....	127
3.4	Internet	128
3.5	Le langage de description des modèles : XML	128
3.6	Bases de données locales.....	128
3.7	Le langage de développement : Java	128
3.8	Réseaux locaux.....	128
3.9	Choix concernant l'interface homme machine	129
4	Conclusions.....	129
5	Remerciements.....	132
6	Références du chapitre 4.2	132

1 Introduction

La télémédecine s'impose progressivement comme une modalité effective de la médecine. Il est difficile d'en donner une définition satisfaisante du fait qu'elle concerne à la fois les médecins et les ingénieurs, et même les sociologues. Pour les premiers il s'agit d'une médiation de l'acte médical, bien résumée par la définition qu'en donne le docteur Paul Pilichowski : « L'art du soin dans la société de l'information ». Quant aux ingénieurs, qui s'intéressent plus aux modèles et aux solutions technologiques, ils retiennent « l'utilisation des moyens de télécommunications dans l'acte médical ».

En tous cas, le secteur se développe rapidement dans plusieurs directions scientifiques, avec des applications industrielles, principalement dans les domaines de l'imagerie pour les diagnostics à distance ou la coopération diagnostique. Au début des années 90 on a vu émerger un domaine à croissance plus lente, celui de la télésurveillance à domicile qui favorise des échanges plus directs entre le patient et le thérapeute [NOU92]. Les suivis médicaux deviennent plus fréquents et plus efficaces, les coûts sont réduits, les diagnostics sont instantanés, les zones géographiques retirées sont couvertes et un suivi continu devient possible.

C'est dans cette optique qu'un système de télé-monitorage à domicile (l'Habitat Intelligent pour la Santé - HIS) [NOU00a] a été développé au sein du laboratoire TIMC-IMAG pour permettre le suivi médical à domicile de personnes âgées. Des capteurs intelligents reliés sur un réseau domotique de type CAN [PAR96]

acquièrent des données physiologiques (pression artérielle, fréquence cardiaque, poids, S_aO_2 ...). Un capteur embarqué d'actimétrie détecte en permanence des événements d'activités physiques telles la posture, les vibrations corporelles et les chutes [NOU00b].

Ces informations sont acheminées vers un ordinateur personnel (Terminal Domotique Santé - TDS) dont le système d'exploitation est actuellement Microsoft Windows 98. Un logiciel de supervision conçu sous le logiciel d'instrumentation Labview™ se charge du monitoring. Le logiciel de supervision sauvegarde ensuite les données issues des différents capteurs dans un fichier au format XML dans un souci d'interopérabilité. A terme, le TDS prendra en charge toutes les fonctions suivantes :

- Mémoire locale
- Intelligence locale
- Médiateur de communication
- Agent d'authentification (PIN)
- Protection de la confidentialité des données ("Fire Wall")

Pour de multiples raisons nous avons préféré une architecture centralisée à une architecture distribuée pour le TDS.

Ces travaux ont débuté au laboratoire TIMC dès 1998, mais ont été fortement enrichis par le projet « Technologies de l'Information Intégrées au Service des Soins à Domicile » (THISSAD) financé par l'Action Concertée Incitative du MENRT « Technologies pour la Santé » de 1999. Ce chapitre reprend le contenu du rapport final du projet THISSAD, en particuliers l'annexe « Systèmes domotiques pour la santé », que nous avons rédigé avec Jean-Pierre Thomesse.

2 Eléments du modèle

Un "Système Domotique pour la Santé - SDS" s'appuie sur des informations, centrées sur le patient à son domicile, et sur leur présentation pertinente à des acteurs qui sont eux situés soit au domicile soit en distance, éventuellement nomades.

Certaines de ces informations sont centrifuges : prélevées au domicile par des capteurs ou des machines ou au travers de dispositifs de saisie utilisés par les acteurs à domicile, elles sont ensuite acheminées vers des acteurs ou des processus distants pour diagnostic ou pour archivage. D'autres informations sont centripètes : produites par des acteurs ou des processus distants, elles sont acheminées au domicile pour y être consommées par les acteurs domicile, ou par des actionneurs ou des machines.

Les composants du SDS sont donc : des capteurs, des actionneurs, des machines, des interfaces homme machine locales, des réseaux pour communiquer entre ces composants et vers l'extérieur. On ajoute la notion de frontal image du SDS vis à vis de l'extérieur dont le rôle est d'abstraire l'architecture réelle du système dans un but d'interopérabilité.

Ce chapitre a pour objectif de décrire ces composants du SDS dans son environnement jusqu'à obtenir le schéma opérationnel général de la figure 4.2.1,

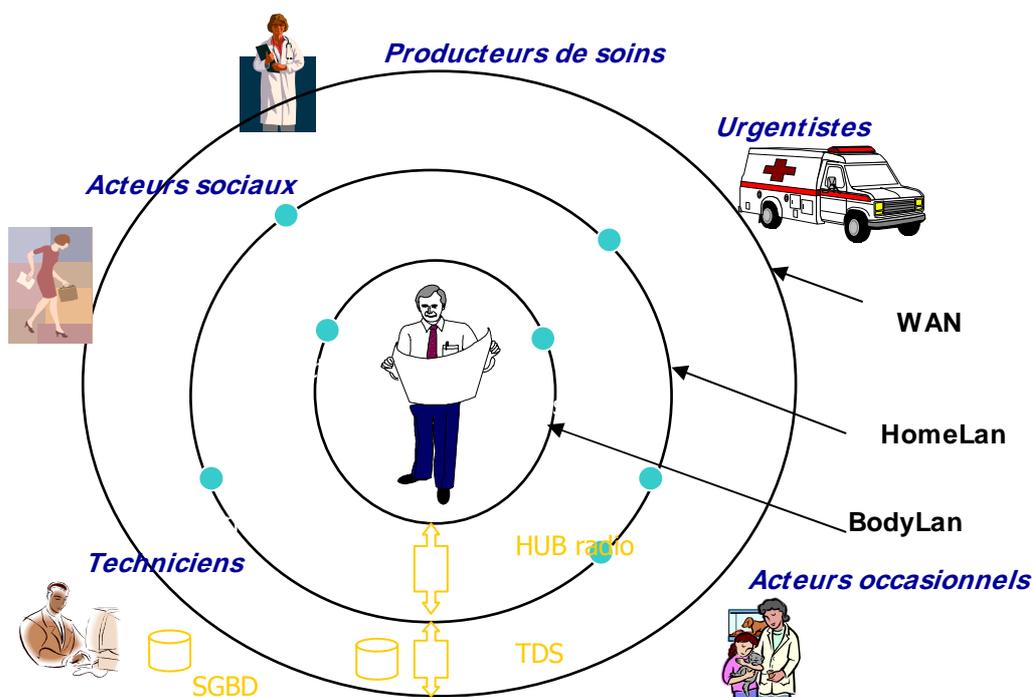


Figure 4.2.1 - Schéma opérationnel général du Système Domotique pour la Santé

2.1 Les Données

Nous avons recensé 7 types de données échangées dans le système domotique pour la santé : le dossier médical, l'ordonnance, le protocole d'acquisition des signes vitaux, les signes vitaux du patient, les commandes, les messages et les identifiants. Les alarmes constituent un groupe à part.

2.1.1 Types de données

Les signes vitaux du patient (Vital Signs), sont les signaux et les informations acquis à l'aide des capteurs disposés au domicile :

- les mesures physiologiques du patient,
- les mesures d'activité du patient (Activity of Daily living)

L'acquisition de ces signes vitaux peut s'effectuer automatiquement ou manuellement par un opérateur entraîné (médecin, infirmière) ou par le patient lui-même si il en manifeste le désir et la capacité (empowerment). Comme il s'agit de données de première importance pour le suivi de l'état de santé du patient, il convient de s'assurer de la qualité de ces données lors de leur acquisition, il faut les horodater, il faut aussi, dans le cas d'une prise manuelle, mémoriser l'identité de l'opérateur responsable de son acquisition.

Le protocole d'acquisition des signes vitaux décrit les capteurs utilisés pour l'acquisition, la périodicité (fréquence) de l'acquisition et éventuellement la méthode d'acquisition. Dans le cas d'une acquisition automatique, une version électronique de ce protocole peut être interprétée directement par les dispositifs placés au domicile.

L'ordonnance (protocole thérapeutique), rédigée par le médecin responsable du projet thérapeutique, décrit :

- la liste des médicaments ainsi que leur posologie
- les actes de soins avec leur périodicité.

Elle est utilisée par le patient lui-même ou par les intervenants à domicile, pour les guider dans la mise en œuvre du protocole thérapeutique. Elle peut permettre la mise en place d'un contrôle de l'observance. Elle contient également un moyen de gestion des actes de soins des intervenants à domicile.

Le dossier médical regroupe plusieurs informations concernant le patient :

- Les informations administratives (identité, adresse),
- les centres de spécialités dont il dépend,
- l'historique des ordonnances successives,
- l'historique des protocoles d'acquisition,
- l'historique complet des signes vitaux
- les résultats d'analyses biologiques,
- les clichés d'imagerie.

Le dossier médical contient des informations confidentielles, il est donc obligatoire de mettre en œuvre des procédures de contrôle d'accès et de droits de modifications. Comme son contenu est inestimable, il est également nécessaire de veiller à sa conservation et à son intégrité. Enfin il doit être accessible en divers points géographiquement éloignés d'où la nécessité de mettre en place son accès par un système d'information au travers d'un réseau de télécommunications.

La messagerie : ce type de données regroupe tous les messages textuels libres que peuvent s'échanger les différents acteurs entre eux.

Les identifiants : chaque acteur ou dispositif se voit affecter un code d'identification personnel (PIN), qui permet de régler ses droits d'accès aux

informations et aux fonctionnalités. Ce PIN permet également de réaliser un traçage de l'utilisation du système acteur par acteur.

Les commandes sont destinées aux actionneurs et aux machines qui sont disposés au domicile pour aider le patient ou pour alléger la charge des aidants.

2.1.2 Données en entrée ou en sortie

On appelle données en entrée celles qui sont élaborées au domicile puis centralisées dans le système d'information pour être ensuite acheminées vers les intervenants distants (centrifuge). Les données en sortie sont élaborées en distant par le système d'information ou entrées dans celui-ci, puis elles sont acheminées vers le domicile pour y être utilisées.

2.1.3 Alarmes

Les alarmes peuvent être générées, soit par le système domotique situé à domicile, soit par des agents intelligents mis en œuvre dans la base de données centrale.

On distingue en fait deux niveaux d'alarmes :

- L'alarme immédiate qui traduit la sortie d'un paramètre, ou d'un ensemble de paramètres, de son espace de normalité (seuils). Il s'agit d'une situation critique nécessitant une intervention rapide.
- L'alerte qui souligne la tendance (dérive) anormale d'un paramètre ou d'un groupe de paramètres. Cette situation nécessite une prise en charge sérieuse mais posée.

Ces données sont particulières au sens où elles nécessitent une qualité de service augmentée en délais de transmission et en garantie de délivrance à destination.

Contrairement aux autres données, ces alarmes ne circulent pas exclusivement par la base de données centrale, mais doivent être distribuées par des moyens annexes directement aux acteurs habilités à prendre une décision d'intervention. Notons que le terme « intervention » ne véhicule pas ici son sens d'urgence.

2.1.4 Paradigme événement vs. état

Ce paradigme est présent dans toutes les applications informatiques réactives. On le retrouve donc ici aussi.

Pour certains acteurs, seuls comptent les événements, c'est-à-dire des changements d'état. Pour d'autres, les valeurs successives d'une variable, échantillonnée à une fréquence donnée, sont plus importantes.

Les systèmes de transmission seront différents selon qu'un SDS devra transmettre une séquence de valeurs ou seulement un événement. En cas de transmission périodique, le contrôle d'erreurs ou de défaillances peut être assuré par le récepteur qui peut aisément détecter une absence de réception prévue. Dans le cas de la transmission d'événements, c'est l'émetteur qui doit exercer le contrôle (par la

mise en œuvre, par exemple, d'acquittements), car le récepteur ne peut détecter une absence de réception si elle n'est pas prévue à certains instants.

Dans tous les cas, un sous-système orienté événement est toujours placé au-dessus d'un autre sous-système orienté état. Quelle que soit l'implantation, matérielle ou logicielle, une acquisition de données continue ou échantillonnée est à la base des systèmes réactifs. A partir d'un tel signal, des événements sont détectés par comparaison à un seuil d'une valeur, d'une dérivée, d'une moyenne ou plus généralement d'une fonction des valeurs successives.

2.2 Les capteurs

2.2.1 Exemples de capteurs au domicile

Les capteurs délivrent des informations et des alarmes : ils nous renseignent sur les signes vitaux du patient ou sur ses conditions environnementales. Le type de capteur est directement fonction du type de donnée délivrée, mais certaines informations peuvent être obtenues plus ou moins directement par plusieurs capteurs, voire même par la coopération de plusieurs de ces capteurs.

Le tableau suivant donne une idée des informations qui peuvent être acquises au domicile et par l'intermédiaire de quels capteurs :

Paramètres physiologiques :

- Poids : pese-personne. Le pese personne est généralement un dispositif dédié, placé en un endroit fixe mais déplaçable. Sa mise en oeuvre ne nécessite pas de connaissances particulières. Il existe également des dispositifs de mesure indirecte ou non volontaire, par pesage du lit par exemple.
- Température centrale : thermomètre. On dispose maintenant de systèmes qui évaluent précisément la température centrale à partir de la mesure optique de la surface du tympan (thermomètre auriculaire ou tympanique).
- Pression artérielle : sphygmomanomètre ou tensiomètre à brassard. Cet appareil est soit manuel, il est alors couplé à l'utilisation d'un stéthoscope et nécessite le recours à un personnel entraîné. Il existe également maintenant dans le commerce des appareils entièrement automatiques qui peuvent être actionnés directement par un personnel non professionnel. La pression artérielle se prend normalement en position assise ou couchée.
- Saturation en oxygène du sang (SAO₂) : Oxymètre. L'oxymètre mesure de manière optique la quantité relative d'oxygène contenu dans le sang. Cette mesure s'effectue de manière non-invasive à l'aide d'une pince placée à l'extrémité d'un doigt, d'un orteil ou du lobe d'une oreille. Hors d'une situation de réanimation, l'information instantanée est rarement significative, par contre on peut suivre ses variations sur plusieurs heures en particuliers pendant le sommeil.

- Poulx (fréquence des battements du cœur) : cette information peut typiquement être obtenue par différents capteurs. Si on relève, à l'aide de 3 ou 12 électrodes de surface, les signaux électriques générés par l'activité cardiaque (Electrocardiogramme-ECG) la mesure de la période entre deux « complexes QRS » successifs permet de calculer la fréquence cardiaque. On peut également déterminer cette période en écoutant avec un stéthoscope les sons du cœur. Comme la fonction du cœur est de faire circuler le sang porteur d'oxygène dans le réseau vasculaire, on peut tout aussi facilement mesurer le poulx à partir de la détermination de la distance temporelle entre les pressions artérielles systoliques et diastoliques (tensiomètre) ou bien entre deux extrêmes du taux d'oxygénation du sang (oxymètre). Le poulx instantané est rarement significatif, sauf si il dépasse des limites inférieures (quelques battements par minutes) ou supérieures (plusieurs battements par seconde) c'est pourquoi on s'intéresse plus généralement à son enregistrement en continu afin d'observer ses variations.

Paramètres d'activité :

- Présence dans une zone de l'habitation : Capteur volumétrique. La présence de la personne est détectée par la variation d'un flux de rayonnement infrarouge. La présence dans une zone peut également se déduire de la non présence dans les autres zones si l'intersection (mathématique) des zones est vide.
- Passage d'un volume dans un autre : capteur de détection d'ouverture ou de fermeture d'une porte de condamnation.
- Déplacements : accéléromètre bi ou tri axe. On s'intéresse à la classification de ces déplacements (stationnement, marche) ou à leur amplitude (fréquence, module).
- Posture : inclinomètre à bille. La mesure du module gravitationnel à l'aide d'un accéléromètre fixé sur un axe principal de la personne peut permettre une mesure plus précise de la posture. On s'intéresse principalement aux postures « debout » (veille) et « couché » (sommeil).
- Chute : Cette information peut se déduire du module gravitationnel (accéléromètre bi-axe) ou bien par des mesures au sol (sol actimétrique). Il s'agit d'un événement qui donne lieu à un déclenchement d'alarme.

Paramètres d'environnement :

- Température du local : thermomètre.
- Pression atmosphérique : baromètre.
- Taux d'humidité : Hygromètre.
- Luminosité : Luxmètre.
- Bruits acoustiques : sonomètre.
- Gaz : détecteur de CO₂.
- Fumée : opacimètre.

2.2.2 La classification des capteurs par leur information

Nous venons de distinguer trois familles suivant le type de paramètres auxquels ils donnent accès:

- les capteurs **physiologiques** délivrent des informations concernant **l'état de santé** de la personne. Il peut s'agir de signaux (continus ou échantillonnés) ou bien de valeurs unitaires alphanumériques ou booléennes.
- les capteurs **d'activité** permettent une mesure de la **mobilité** (les déplacements) de la personne, la posture (debout, couché), les mouvements (marche), et même la chute. Ils peuvent aussi permettre de déclencher des alarmes à partir de l'analyse séquentielle des données, et dans certains cas des **alarmes immédiates** à partir de l'analyse combinatoire de un ou plusieurs paramètres. Ils permettent aussi de prendre en compte les **artefacts** dus aux mouvements sur les mesures physiologiques.
- les capteurs **d'environnement** nous renseignent sur les "**grandeurs d'influence** météorologiques". Mais leur prise en compte peut aller bien au-delà puisque certaines de ces grandeurs peuvent agir directement sur l'état de santé du patient (refroidissement, morbidité ou chute due à un défaut d'éclairage).

2.2.3 La classification des capteurs par leur accessibilité spatiale

La localisation du capteur dans l'environnement implique des modalités et des fréquences d'acquisitions différentes :

- lorsque les capteurs sont placés dans un endroit **fixe** du logement, la personne doit normalement se rapprocher du capteur pour déclencher la mesure. C'est le cas par exemple du pèse-personne. **La fréquence d'échantillonnage** est normalement **faible**.
- lorsque les capteurs sont **nomades** (déplaçables en plusieurs emplacements du domicile), la personne peut se saisir du capteur et s'installer dans l'un des endroits prévus dans le logement pour y effectuer sa mesure. La fréquence d'échantillonnage est **faible à moyenne**.
- Pour ce qui concerne les capteurs embarqués "à demeure" sur le patient, ils autorisent une acquisition **ambulatoire** puisque la mesure peut intervenir en tout point du logement. Dans ce cas la fréquence de mesure peut être très élevée, on peut même envisager une acquisition de signaux en **continu**.

2.2.4 Les capteurs actifs et les capteurs passifs

On peut enfin distinguer des capteurs « actifs » qui délivrent une information événementielle ou spontanée, des capteurs « passifs » qui délivrent une information à la demande. Lorsque par exemple la personne monte sur le pèse-personne, la mesure peut être stockée provisoirement jusqu'à ce qu'elle soit demandée (architecture « client-serveur ») ou bien être envoyée immédiatement (architecture de type

« producteur-consommateur »). Par-contre un capteur de chute délivrera obligatoirement une alarme de manière spontanée.

2.3 Les actionneurs

2.3.1 Exemples d'actionneurs au domicile

A partir des informations que l'on obtient sur le patient dans son environnement, il semble naturel de se donner la possibilité de « reboucler » le contrôle du patient à son domicile avec des moyens d'action à distance. En voici quelques exemples :

- Déverrouiller la porte d'entrée pour donner l'accès à l'appartement aux secours.
- Condamner une fenêtre.
- Augmenter automatiquement le niveau de chauffage en cas de refroidissement excessif.
- Eclairage d'une zone mal éclairée située sur le chemin de déplacement afin de prévenir une chute en cas de déambulation nocturne.

2.3.2 Classification des actionneurs

On distinguera 2 classes d'actionneurs, sécurité et services :

- les actions de sécurité, nécessitent une garantie de prise en compte de l'action dans un délai imparti, ainsi qu'un acquittement de l'action.
- les actions de services et aides de confort, peuvent accepter un fonctionnement en boucle ouverte.

2.4 Les machines

2.4.1 Exemples de machines

Les machines thérapeutiques permettent de délivrer des traitements au patient, sans aide extérieure. Il s'agit de systèmes complexes à objectifs thérapeutiques, eux-mêmes constitués de capteurs, d'actionneurs et d'intelligence locale. Ces machines peuvent ainsi délivrer des informations issues de fusion de données.

Exemples : pousse seringue, appareil à perfusion, distributeur de médicaments, machine de Dialyse péritonéale automatisée (DPA), Cyclo-ergomètre, Respirateur artificiel, diffuseur.

2.4.2 Classification des machines

La classification des machines dépend des acteurs pouvant agir au domicile et des pathologies. On distingue :

- Les machines autonomes qui sont réglées une fois pour toute lors de la mise en service.
- Les machines qui sont réglées selon la prescription médicale (transmise par carte à puce ou d'autre moyen). On distingue alors celles dont le

fonctionnement est suivi : en local, en distance occasionnellement, en distance en permanence.

- Les machines qui sont surveillées et pilotées de l'extérieur en temps réel (télé robotique médicale).

2.5 Les Acteurs utilisateurs du TDS.

Les acteurs du TDS appartiennent à l'une des 7 catégories suivantes : Patient, Médecin, intervenants paramédicaux, travailleurs sociaux, intervenants occasionnels, urgentistes, techniciens.

Chacun des acteurs doit être identifiable, et doit pouvoir s'identifier dans le système afin de:

- Permettre l'accès de l'utilisateur en divers lieux
- Identifier ses droits d'accès
- Marquer ses interventions sur le système
- Eventuellement adapter le comportement du système à cet utilisateur

Le procédé d'identification doit être unique afin d'éviter le risque de réutilisation du même identifiant pour des acteurs différents, et donc le risque d'erreurs de cohérences de données.

Le procédé par affectation d'un « PIN » unique est le plus immédiat à condition de résoudre l'affectation du PIN, et la gestion des configurations des droits associés en un lieu unique.

2.5.1 Le patient

Le patient est le centre du dispositif de télémédecine en tant que principal bénéficiaire. Il attend du système une impression de sécurité mais pour une intrusivité réduite. Il demande des services concernant le suivi de son état de santé, mais aussi un support social. Le patient est l'unique élément de cette catégorie.

Le patient a besoin de :

- Saisir et consulter ses descripteur (besoin d'IHM)
- Consulter son ordonnance
- Lire et écrire un message dans sa BAL
- Consulter son dossier médical (partie publique accessible)
- S'identifier auprès du système

2.5.2 Le Médecin

Le médecin peut être le médecin traitant du patient, un médecin spécialiste (cardiologue), le médecin du service hospitalier de l'HAD. Il peut intervenir au domicile lors d'une visite, dans son cabinet médical en présence ou non du patient, dans le service hospitalier. Il attend du système une garantie de sécurité de fonctionnement et de réactivité optimale relativement à la prise de risque que constitue l'éloignement géographique avec le patient d'une part, et les risques éventuellement générés par l'environnement du domicile du patient d'autre part. Il a

besoin d'accéder aux informations pertinentes concernant l'état de santé et la sécurité de son patient.

Il a besoin de disposer d'outils puissants pour le traitement des données produites au domicile à cause de leur quantité importante et/ou de leur hétérogénéité. Selon le degré d'exigence, cette « aide au diagnostic » peut faire appel à des outils sophistiqués d'intelligence artificielle ou bien se réduire à une simple présentation judicieuse des données (voir le chapitre sur les agents intelligents).

Il veut aussi pouvoir agir sur la configuration du système afin de pouvoir l'adapter au besoin (notion de « coût du service » : en temps, financièrement, en atteinte à la qualité de vie).

Le médecin a besoin de:

- S'identifier auprès du système
- Consulter le dossier médical (partie publique et privée)
- Consulter la prescription
- Consulter et saisir les paramètres
- Rédiger une remarque médicale
- Lire et écrire un message dans sa bal

2.5.3 Les Intervenants paramédicaux

Cette catégorie regroupe des professionnels de santé qui n'ont pas de pouvoir de décision en ce qui concerne le projet thérapeutique, mais qui ont la responsabilité médicale de leurs actes : infirmière, aide soignante, kinésithérapeute, etc. Ils interviennent principalement au domicile, en présence du patient. Ils ont besoin de disposer d'informations techniques en provenance des médecins : extraits du dossier médical, posologie, plan de soins. Ils ont besoin de communiquer des informations vers le médecin (remarques concernant l'état du patient, comptes-rendus d'intervention, messages) et vers le service de gestion (comptabilisation pour facturation des interventions).

L'intervenant paramédical à domicile a besoin de:

- S'identifier auprès du système
- Consulter le dossier médical (partie publique)
- Consulter la prescription
- Consulter et saisir les paramètres
- Rédiger un compte rendu d'intervention
- Lire et écrire un message dans sa bal

2.5.4 Les Travailleurs sociaux

Entrent dans cette catégorie, tous les professionnels qui participent au « soutien logistique » du patient dans son domicile: aide de vie, aide ménagère, préposé à la livraison des repas, coiffeur, animateur culturel, etc. Ils n'attendent pas forcément de fonctionnalités du dispositif dans leur pratique professionnelle, tout au plus un moyen de communication avec le patient (messagerie, diffusion d'information), et

éventuellement un outil de comptabilisation des interventions (délivrance des repas, service de coiffure,..)

Le travailleur social à besoin de :

- S'identifier auprès du système
- Rédiger un compte rendu de visite
- Lire et écrire un message dans sa bal

2.5.5 Les urgentistes

Selon le cas il peut s'agir des pompiers ou bien des médecins du SAMU. Ils interviennent dans l'urgence et attendent du système qu'il ne complique pas encore plus leur action déjà très complexe. Par contre la mise à disposition d'une information pertinente peut simplifier leur intervention (antécédents médicaux, groupe sanguin, contre-indication médicamenteuses)

L'urgentiste à besoin de :

- S'identifier auprès du système
- Consulter le dossier médical (partie publique et privée)
- Consulter la prescription
- Consulter les paramètres
- Rédiger un compte rendu d'intervention

2.5.6 Les Intervenants occasionnels

On trouve dans cette catégorie de gens aussi divers que: le conjoint, la famille ou les proches, ou encore les voisins. Ils veulent pouvoir s'informer de l'état du patient, agir en cas de besoins pour aider le patient.

L'intervenant occasionnel à besoin :

- S'identifier auprès du système
- Consulter le dossier médical (partie publique)
- Consulter la prescription
- Consulter les paramètres
- Lire et écrire un message dans sa bal

2.5.7 Les techniciens de maintenance.

Il s'agit de l'ensemble des personnels techniques chargés du support logistique (matériel) du SDS : transport, installation, mise en service, paramétrage, maintenance préventive et curative, désinstallation, reconditionnement.

Le personnel technique chargé de la maintenance :

- S'identifier auprès du système
- Consulter le numéro de version du logiciel
- Consulter les paramètres de réglages du réseau
- Consulter les paramètres de réglages des capteurs, etc.

- Charger une nouvelle version du logiciel
- Modifier les paramètres de réglages du réseau
- Modifier les paramètres de réglages des capteurs

2.6 Cas d'utilisation

Une approche de modélisation a été menée en utilisant les techniques UML (Unified modelling Language) afin de supporter la réflexion (Figure 4.2.2) et dans l'espoir de générer automatiquement certains parties de l'application informatique.

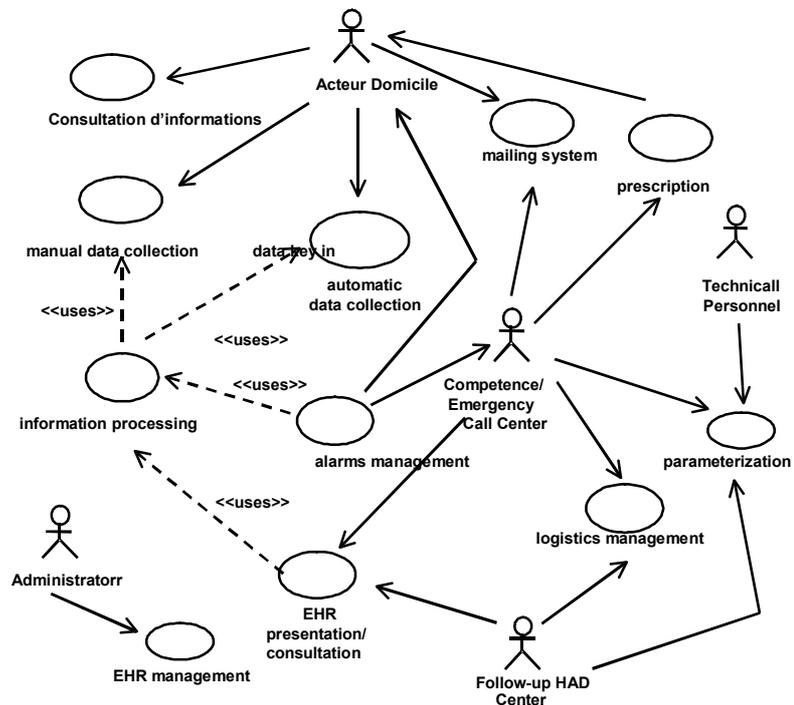


Figure 4.2.2 Les cas d'utilisation du système domotique pour la santé

3 Architecture et choix technologiques

3.1 Les communications

L'architecture proposée est inspirée du modèle du système physiologique nerveux humain :

- Le cerveau est en charge des fonctions de perception et supervise les autres fonctions vitales : c'est la partie visible du TDS avec son interface homme-machine et ses moyens de communication
- Le système nerveux central est la colonne vertébrale du réseau : ici le "Back-Bone" est un "bus de terrain" local (Local Area Network – LAN),
- Le système nerveux périphérique sert à connecter les affecteurs et les effecteurs, et prend en charge les fonctions réflexes : il s'agit des interfaces "fils" ou "sans fils" vers les capteurs et les actionneurs, avec des niveaux de décision locale pour la génération des alarmes de premier niveau.

Comme il a été dit, c'est un bus de terrain qui est utilisé ici comme médiateur entre les dispositifs d'information, producteurs et utilisateurs, qui sont disséminés dans l'espace limité à l'appartement. Un bus de terrain [THO99] est un réseau local qui implémente 3 des couches du modèle OSI [IEEE83] :

- le niveau 1 (Niveau Physique – Couche 1 du modèle OSI), définit les accès au médium, sur les plans électrique et mécanique, et le codage des signaux,
- le niveau 2 (Niveau Liaison – Couche 2 du modèle OSI) contrôle des accès et le partage du médium (Medium Access Control - MAC) , et gère le contrôle des erreurs (Logical Link Control – LLC).
- Le niveau 3 (Niveau Application – Couche 7 du modèle OSI), implémente des fonctions de haut niveau, telle l'ajout ou le retrait d'un dispositif communicant.

D'autres couches peuvent être implémentées. Par exemple pour bénéficier d'une gestion des addresses on fera appel à une couche Réseau (Couche 3 du modèle OSI).

Pour des besoins de flexibilité, et pour gérer l'hétérogénéité des modalités d'acquisition des données, 2 types de bus de terrain peuvent être mis en œuvre de manière combinée ou non selon la situation : un bus filaire et un bus sans fils (« wireless »).

3.1.1 Le bus de communication câblé

Le bus local filaire peut par exemple emprunter le réseau électrique par la technique des « courants porteurs ». Ce principe est satisfaisant a priori puisqu'il emprunte un réseau existant. Pourtant il s'avère que sa mise en œuvre exige à chaque fois un recâblage pour disposer des accès au réseau électrique dans les emplacements où ils n'existent pas. De plus il est naturellement ouvert vers l'extérieur, donc peu confidentiel, sauf à mettre en place un dispositif de filtrage (transformateur d'isolation) au point de raccordement au réseau.

Le réseau local, peut revêtir une topologie de type « Bus », et emprunter une simple paire téléphonique circulant dans tout l'appartement avec des prises dans chacune des chambres. Une seconde paire peut éventuellement être chargée du transport d'une tension continue pour alimenter directement les dispositifs qui ne sont pas autonomes, ou pour recharger leurs batteries.

3.1.2 Le bus de communication sans fils

Les techniques envisageables pour assurer des liaisons courtes dans le logement sont de 2 types :

- Les liaisons optiques (Infra Rouge) requièrent une liaison visuelle entre les 2 points de communication. Cela limite forcément la liberté de mouvement du sujet.
- Les liaisons radiofréquences ne nécessitent pas cette vision directe et conviennent donc mieux aux liaisons mobiles dans le logement. Le choix des fréquences est dicté par les standards disponibles. La puissance émise se doit d'être réduite autant pour ne pas polluer inutilement l'environnement, que pour maintenir la confidentialité des données diffusées.

3.1.3 Limitations physiques à l'emploi des liaisons HF

Les liaisons de communications par radiofréquences à l'intérieur d'un bâtiment sont perturbées par 2 effets physiques bien connus [REM88].

L'effet Doppler, se traduit par un décalage des fréquences lors des mouvements du mobile. Dans le cas d'un humain, dont la vitesse de déplacement n'excède pas 2 m/s, ce décalage reste très faible (de l'ordre de 3 Hertz pour une porteuse à 433 MHz).

Le « Fading de Rayleigh » [RIC44] provient de la recombinaison destructive des ondes réfléchies sur les parois du logement. Il se traduit par des « blancs » dans la transmission, ce qui peut être désastreux dans le cas de liaisons numériques. Cet effet est 2 fois plus fort que le précédent. On peut utiliser 2 méthodes pour lutter contre le « fading » :

- La « diversité spatiale » consiste à recevoir le même signal sur plusieurs antennes spatialement réparties.
- La « diversité en fréquence » utilise plusieurs porteuses [MUA82] afin d'avoir des configurations différentes des systèmes d'ondes stationnaires.

En pratique il existe 2 options d'implémentation de la diversité en fréquence :

- La fréquence de la porteuse est changée seulement lorsque une erreur de transmission est détectée : c'est le mode à « canal multiple ».
- La fréquence est modifiée régulièrement quelles que soient les conditions de réception : c'est le « saut de fréquence par étalement de spectre ».

3.1.4 Bande passante du canal de communication

Le débit nécessaire est proportionnel à la longueur des messages, la fréquence des émissions, et le nombre de capteurs, selon la relation :

$$R = N * L * P$$

R, débit en nombre de Bits par seconde (bps)

N, nombre de capteurs

L, longueur d'un message (nombre de bits)

P, Fréquence des émissions (Hertz)

Dans notre cas les messages sont courts (de 10-100 bits par messages), les fréquences d'émission sont faibles (0,5-1 Hz), et une installation comporte en moyenne 20 capteurs, ainsi donc on atteint des débits de l'ordre de 2000 bps, très proches du standard à 2400 Bauds.

3.1.5 Le mode de communication

La communication doit pouvoir être établie dans les 2 sens (Duplex) mais par obligatoirement simultanément (Half Duplex). Dans le cas général, cela permettra d'ajuster les paramètres internes du capteur ou d'effectuer des contrôles périodiques sur celui-ci.

Dans le cas de la communication sans fils cela permettra de mettre en oeuvre des procédures de « saut de fréquence » pour s'affranchir du « Fading de Rayleigh » (recombinaison destructive des ondes réfléchies dans le logement) par la méthode de la « diversité en Fréquences ».

3.2 Choix de plateforme Matérielle

Le maquettage du TDS a été effectué sur la base de l'unité centrale d'un micro-ordinateur de type PC. Ce choix permet de bénéficier de tous les outils logiciels disponibles sur ce type de plate forme, de construire une architecture matérielle à partir de briques disponibles sur le marché, et ainsi d'accélérer la phase de développement de la maquette opérationnelle.

Ce choix limite évidemment les possibilités d'intégration en terme de réduction d'encombrement. On peut cependant intégrer moyennement cette architecture en faisant appel à la technologie "PC-104". Cette technologie entièrement compatible avec l'univers des PC, propose un ensemble de cartes électroniques reproduisant toutes les fonctions de base (cartes processeurs, cartes fonctions périphériques). Toutes les cartes ont la même dimension, 100 mm x 100 mm, et s'assemblent les unes aux autres en « sandwich » grâce à un connecteur commun et standard. Il existe un grand nombre de fabricants de ce type de cartes électroniques.

3.3 Système d'exploitation

Le choix matériel précédent implique le choix d'un système d'exploitation appartenant à l'univers PC, soit WINDOWS ou LINUX.

Même si la phase de maquettage des applications peut s'effectuer en environnement WINDOWS, il est cependant souhaitable de s'orienter ultérieurement vers le système LINUX qui offre une possibilité de fonctionnement en multi-tâches en même temps qu'une meilleure gestion des sécurités, tant au niveau du système (conditions de redémarrage) qu'au niveau des données.

3.4 Internet

Les liaisons vers l'extérieur peuvent emprunter divers supports tels le réseau téléphonique commuté public (RTCP), un réseau numérique à intégration de service (RNIS ou ADSL), voire une liaison spécialisée (LS) qui serait disponible. Par contre l'accès au réseau Internet est un choix qui s'impose car il permet de bénéficier des technologies existantes et d'un accès simplifié.

3.5 Le langage de description des modèles : XML

Dès le début de cette étude, nous avons entrepris de décrire de manière abstraite les données et les systèmes du SDS afin de ne pas dépendre d'une implémentation matérielle et afin d'atteindre une interopérabilité maximale des divers constituants. Pour être menée à son terme, cette démarche nécessite de faire appel à un langage de description de ces modèles. Nous avons fait appel à un langage de marquage, le langage XML.

3.6 Bases de données locales

La base de données locale peut se réduire à un gestionnaire de fichiers au format XML.

3.7 Le langage de développement : Java

Le langage JAVA s'impose assez naturellement comme langage de développement d'applications nomades en réseau, puisque c'est le langage de choix de l'INTERNET. Il permet de s'affranchir de la plateforme matérielle sur laquelle les applications s'exécutent, de même que du système d'exploitation de la machine.

Cependant, JAVA s'exécutant sur une machine virtuelle, il ne gère pas les accès matériels qui doivent être pris en charges par des pilotes de périphériques. Ceux-ci peuvent être réalisés en langage C/C++, et appelés depuis JAVA.

Certaines parties spécifiques de l'application locale au système SDS, peuvent cependant être réalisées avec des logiciels spécialisés. C'est cas de la partie instrumentation qui peut faire appel au logiciel LabView™ (National Instruments), du traitement des données qui peut être accompli sous MathLab™. Tous ces outils possèdent désormais la possibilité de créer des objets exécutables depuis JAVA.

3.8 Réseaux locaux

Il existe un grand nombre de réseaux locaux industriels, bureautiques et domotiques. Le bus CAN est un bon candidat pour le réseau local de communication sur fil. Il peut fonctionner sur divers médiums dont la paire torsadée téléphonique. Il permet un fonctionnement multi maître avec gestion des accès et des collisions. Il fonctionne naturellement en architecture « producteur consommateur » mais permet tout de même un fonctionnement de type « maître esclave ». Il autorise une prise en

compte quasi temps réelle des données. Son débit binaire est suffisant (1 Mbps) pour une portée acceptable (60 mètres) et réaliste pour un appartement.

Les communications sans fils peuvent être envisagées avec les dispositifs ambulatoires à condition de ne pas exposer le patient à une dose de radiations électromagnétiques trop importante. A l'intérieur du logement, on peut faire appel aux bandes ISM à 434MHz et 868 MHz qui sont limitées à 10 mW mais autorisent une portée de plusieurs dizaines de mètres dans un bâtiment. Le marché offre un nombre croissant de transceivers Semi Duplex qui permettent d'établir une communication bidirectionnelle avec le capteur ambulatoire. Le débit binaire disponible est souvent supérieur à 50 Kbits/s.

On constate que les technologies retenues proposent des débits d'informations faibles ou pour de faibles volumes car les capteurs prévus délivrent des petits paquets d'informations avec un taux d'échantillonnage supérieur à la seconde.

Pour le cas où on souhaiterait transporter un signal brut, ou même continu sur le réseau local du SDS, il existe d'autres solutions :

Pour le réseau fil, le réseau Ethernet est une solution technologique intéressante qui permet un débit local à 10 ou 100Mbps, et qui peut emprunter une paire téléphonique dans une architecture de type étoile avec recours à un HUB de distribution.

Pour le réseau sans fils, on peut également faire appel à la technologie à 2 MBPS de « BlueTooth » (Bell Laboratory).

3.9 Choix concernant l'interface homme machine

L'interface homme/machine minimale s'appuiera sur celle d'un PC :

- pour la visualisation des informations : un moniteur d'ordinateur
- pour la saisie et la modification des informations : un clavier 102 touches et un dispositif de pointage de type "tablette".

En outre, nous avons choisi de relier la sortie S-Vidéo de la carte vidéo du PC pour afficher des écrans sur un poste de télévision standard.

4 Conclusions

Un système domotique pour la santé a été développé pour répondre au besoin de la télésurveillance des patients à domicile. Il est opérationnel mais doit passer maintenant dans une phase d'évaluation clinique. Ensuite d'autres fonctionnalités seront aisément ajoutées. Par exemple une simple carte tuner TV intégrée sur le bus PCI du PC (TDS) permettra de diffuser les écrans directement sur le poste de télévision du logement. De même une simple WEBCAM sur un port USB ouvre les possibilités de sessions de visioconférence personnelle.

Le réseau local a été volontairement choisi avec une bande passante moyenne pour des besoins de rapidité de développements. La technologie Ethernet, plus coûteuse à intégrer aux capteurs, permettrait d'atteindre des débits de 10 à 100

Mbits/s. De même le support de communication sans fils pourrait bénéficier de la technologie Bluetooth à 2 Mbits/s lorsque elle aura atteint ses objectifs de prix et de consommation.

En s'appuyant sur notre SDS, on pourra mettre en oeuvre un service de soins à distance sur le modèle d'une "boucle de contrôle/commande" (Figure 4.2.3), imbriquant 2 chaînes de données,

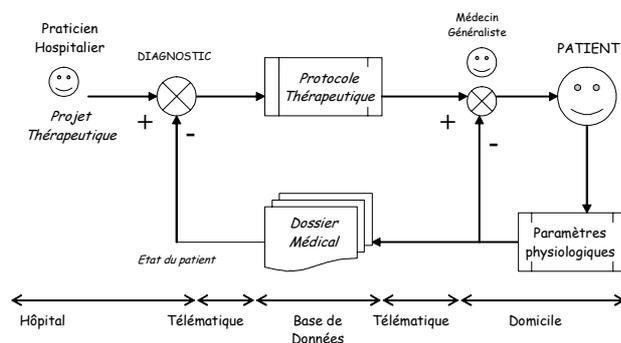


Figure 4.2.3. Un modèle du processus de soins à distance

Dans ce processus, le praticien hospitalier reste le chef de projet thérapeutique. Mais à cause de l'éloignement il s'appuie, pour sa mise en œuvre, sur un médecin généraliste et une équipe d'acteurs de terrain.

La chaîne directe transporte le protocole thérapeutique (prescriptions, médication, etc.) et la chaîne de retour rapporte l'information concernant le patient (signes vitaux, indications, remarques médicales, etc.).

Toutes ces informations sont enregistrées dans une base de données, qui peut être répartie, pour utilisations ultérieures.

La télésurveillance des patients doit s'effectuer avec le même niveau de sécurité qu'en environnement hospitalier. L'architecture du système d'information repose sur des briques logicielles standard et des assistants intelligents spécifiquement développés.

L'une des briques principales est le "terminal domotique santé", situé au domicile, qui organise la mise en réseau du patient à son domicile et des différents intervenants en charge de sa santé et de sa sécurité.

Le projet a démarré fin 1999 par la mise à disposition de l'espace destiné à installer la plateforme « Habitat Intelligent pour la Santé » à la Faculté de médecine de Grenoble. J'ai commencé les premières réalisations avec 2 stagiaires de la Maîtrise EEA de Grenoble, Loïc Boissy et Philippe Ravannat (2000), puis j'ai poursuivi ce travail avec un élève ingénieur de 3I (ISTG), Guillaume Danjoux (2000). J'encadre actuellement la thèse de Gilles Virone (Directeur de thèse Jacques

Demongeot), dont le sujet est : "Architecture d'un système d'information pour la télémédecine - Monitoring des signaux vitaux, fusion de données pour la génération d'alarmes ".

Nous avons beaucoup communiqué sur ce projet :

- N. Noury, T. Hervé, V. Rialle, G. Virone, C. Cingala, E. Gouze, E. Mercier, Wireless ambulatory acquisition of high resolution physiological signals, ETC2000, European Conference on Telemetry, Mai 2000, 199-204
- N. Noury, T. Hervé, V. Rialle, G. Virone, E. Mercier, Monitoring behavior in home using a smart fall sensor and position sensors, IEEE-EMBS « Microtechnologies in Medicine & Biology », Lyon-France, Oct 2000, 607-610
- V. Rialle, N. Noury, T. Hervé, An experimental Health Smart Home and its distributed Internet-based Information and Communication System : first steps of a research project, Medinfo2001, Londres, sept 2001
- N. Noury, V. Rialle, G. Virone, The Telemedicine Home Care Station : a model and some technical hints, Healtcomm2001, L'Aquila-Italie, Jun 2001, 37-40
- V. Rialle, N. Noury, J. Fayn, M. Chan, E. Campo, L. Bajolle, JP. Thomesse, Health Smart Home information systems : concepts and illustrations, Healtcomm2001, L'Aquila-Italie, Jun 2001, 99-103
- JP. Thomesse, D. Bellot, A. Boyer, E. Campo, M. Chan, F. Charpillet, J. Fayn, C. Leschi, N. Noury, V. Rialle, L. Romary, P. Rubel, F. Steenkeste, G. virone, Integrated Information technologies for patients remote follow up and home care, Healtcomm2001, L'Aquila-Italie, Jun 2001, 3-15
- N. Noury, V. Rialle, T. Hervé, Besoins en Réseaux de communications pour la télémédecine : Applications en soins à domicile, WCT2000, World Conference on Telemedicine , Toulouse - France, Mars 2000, Actes, pp 136-137
- V. Rialle, N. Noury, T. Hervé, Le concept d'habitat intelligent et son application à la télémédecine: état de l'art et méthodologie , WCT2000, World Conference on Telemedicine , Toulouse - France, Mars 2000, pp 139
- T. Hervé , N. Noury, O. Preis, V. Rialle, Microtechnologies ambulatoires en télémédecine, WCT2000, World Conf. on Telemedicine , Toulouse - France, Mars 2000, Actes, pp 125
- E. Castelli, D. Istrate, V. Rialle, N. Noury, Reconnaissance de la parole en situation de stress. Application à la surveillance médicale dans un habitat intelligent, ORAGE2000, Aix en Provence-France, Jun 2001, 362-371
- JP. Thomesse, D. Bellot, A. Boyer, E. Campo, M. Chan, F. Charpillet, J. Fayn, C. Leschi, N. Noury, V. Rialle, L. Romary, P. Rubel, F. Steenkeste, G. virone, TISSAD : Technologies

de l'Information au Service des Soins à Domicile, Journées AIM2001 « Télémédecine de eSanté » Paris, Jun 2001, 15

5 Remerciements

Ce projet a pu être réalisé grâce au financement accordé au projet TIISSAD par le Ministère de l'Education Nationale, de la Recherche et de la Technologie, dans le cadre de l'Action concertée incitative 1999 "Télémédecine et Technologies pour la Santé". Je tiens à remercier la société ATRAL, son PDG Monsieur Gilles Morey, et son directeur technique Monsieur Thierry Porcheron, pour l'aide apportée pour l'équipement de la plateforme HIS en capteurs de détection. Je tiens ensuite à remercier la division « Wireless applications » de la Société ATMEL France, Messieurs Eric Gouze, Eric Mercier et Franck Berny, pour l'aide apportée et les conseils sur les communications sans fils. Mes remerciements également à la société MOULINEX, au travers de son responsable technique Monsieur Barre, qui a participé à la réflexion sur modifié pour nous l'un de ses pèse personnes pour le rendre communicant.

6 Références du chapitre 4.2

- [IEEE83] IEEE project 802, "Local and metropolitan Area Network standard, Draft IEEE 802.1, Overview and Architecture", jun 1983
- [MUA82] Muammar R, Gupta S (1982). Performance of a frequency-hopped multilevel FSK spread-spectrum receiver in a Rayleigh fading and lognormal shadowing channel. *ICC 1982, session B*.
- [NOU92] N. Noury et al. , "A telematic system tool for home health care", Int. Conf. IEEE-EMBS, Paris, 1992, part 3/7, pp 1175-1177
- [NOU00a] N. Noury, T. Hervé, V. Rialle, G. Virone, E. Mercier, Monitoring behavior in home using a smart fall sensor and position sensors, IEEE-EMBS « Microtechnologies in Medicine & Biology », Lyon-France, Oct 2000, 607-610
- [NOU00b] N. Noury et al. , "Wireless ambulatory acquisition of high resolution physiological signals", ETC2000, European Conf. on Telemetry, Mai 2000, Garmisch Parten-Germany.
- [PAR96] D. Paret, "Le réseau CAN, Controler Area Network", Ed. Dunod, France, 1996.
- [REM88] Remy JG, Cueugnet J, Siben C (1988). Systèmes de radiocommunications avec les mobiles. Ed. Eyrolles CNET-ENST.
- [RIC44] Rice SO (1944). Statistical properties of sine waves plus random noise, *Bell Syst Techn J*, vol 23: 282-232.
- [THO99] JP. Thomesse , "Fieldbuses and interoperability", Control Engineering practice 7, 1999, pp 81-94.

Chapitre 4.3

Détection automatique des rythmes circadiens d'activité

1	Théorie - Paradigme.....	134
2	Description des outils et des méthodes.....	136
2.1	Introduction.....	136
2.2	Les Capteurs d'activité.....	136
2.3	Les règles de détections.....	138
2.4	Les logiciels de monitoring.....	141
2.5	Acquisition et mise en forme des données.....	142
2.6	Méthode de mesure de la variabilité du cycle circadien.....	142
2.6.1	Détermination du profil d'activité : moyenne d'occupation.....	142
2.6.2	Détermination des limites de comportement.....	144
2.6.3	Taux d'occupation courant.....	145
2.6.4	Déclenchement des alarmes.....	145
3	Validation.....	146
4	Conclusions et perspectives.....	148
5	Remerciements.....	149
6	Références du chapitre 4.3.....	150

Nous allons maintenant montrer comment la notion de capteur intelligent peut s'étendre à un ensemble de capteurs en réseau disséminés dans un espace, ici un logement, collaborant pour fournir une information nouvelle : dans notre cas il s'agit de déterminer des comportements anormaux de la personne en situation dans son habitat. La méthode s'appuie sur un apprentissage du comportement « habituel » de la personne pas analyse statistique des événements d'activité, puis détermination de seuils de « normalité » en dehors desquels des alarmes sont déclenchées. Au passage

on voit apparaître des cycles d'activité de la personne sur 24 heures, les fameux « Rythmes circadiens d'activité ».

1 Théorie - Paradigme

L'observation clinique montre que l'activité des êtres humains varie de façon périodique (donc prévisible) suivant une période d'environ 24 heures [REI94], appelée rythme circadien. Le rythme est qualifié de nyctéméral lorsque sa période vaut exactement 24 heures. Ce sont les impératifs horaires de la vie (période de sommeil, heure de lever, heure de déjeuner, temps de loisirs ...), basés sur la période de rotation de la terre, qui calibrent ces rythmes circadiens. Notre température corporelle, notre poids, notre force musculaire et toutes les fonctions physiologiques [REI94] suivent ces rythmes biologiques (Fig. 4.3.1).

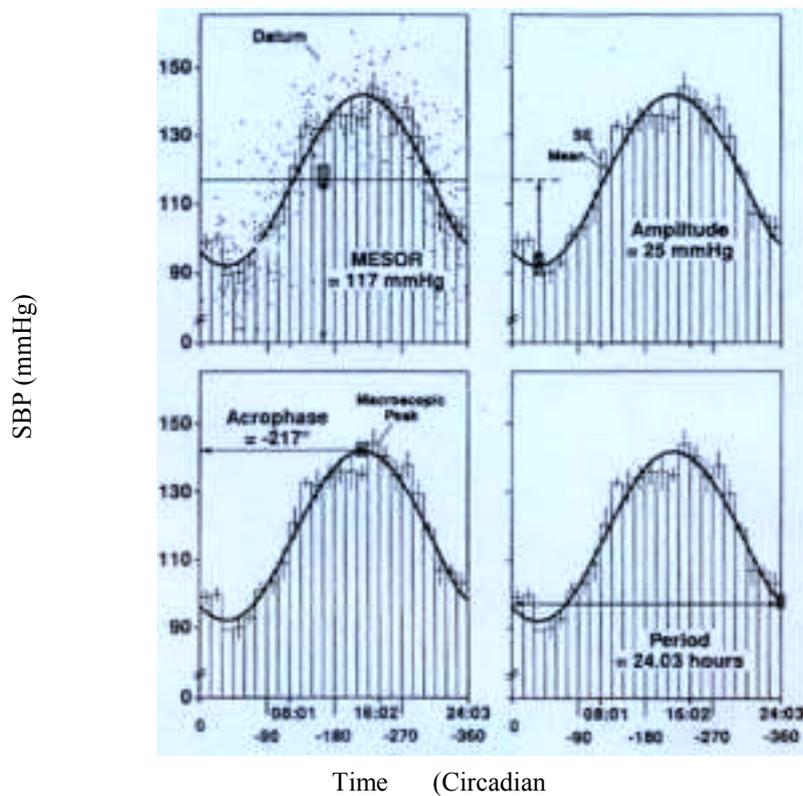


Fig. 4.3.1 Exemple du rythme circadien caractéristique de la pression artérielle systolique, chez une femme en bonne santé

Pendant une phase nyctémérale, ils sont séparés en plusieurs groupes de faibles ou fortes amplitudes [IKO99] et sont caractérisés par [CHRO] :

- La période : intervalle de temps séparant l'apparition du même phénomène
- L'acrophase : l'instant du maximum de la valeur de l'amplitude
- La bathyphase : l'instant du minimum de la valeur de l'amplitude
- La phase : par rapport à un instant de référence

Ces caractéristiques dynamiques permettent à l'organisme de respecter une homéostasie globale. Les informations, essentielles, contenues dans ces rythmes biologiques ne peuvent par conséquent être ignorées lors de l'établissement d'un diagnostic médical et en particulier dans le cadre de la télésurveillance médicale. Par exemple, les analyses chronobiologiques d'un d'enregistrements ECG de 24 heures, basées sur l'amplitude et l'acrophase circadienne, en plus de la valeur moyenne sur 24 heures de l'incidence horaire des ectopies ventriculaires, permettent de séparer en deux groupes les patients qui décèdent de ceux qui survivent 5 ans après un infarctus du myocarde [HAL94].

Nous présentons une méthode de mesure de la variabilité circadienne nyctémérale de l'activité au moyen des capteurs de présence qui équipent l'HIS. Le monitoring continu du déplacement du sujet dans son propre environnement a conduit à l'implémentation d'une application informatique qui découpe les phases d'activité du sujet par tranches horaires. Au bout d'une période d'apprentissage suffisante, nous considérons que le calcul statistique de la moyenne sur de faibles variations rythmiques d'une heure équivaut à des rythmes biologiques [REI94] horaires. Leur juxtaposition sur 24 heures produit le rythme circadien nyctéméral. L'analyse des données est alors effectuée chaque heure par comparaison du cycle horaire actuel avec le cycle horaire habituel suivant des seuils statistiques. Les sous-présences ou sur-présences inhabituelles sont alors signes d'une divergence du comportement.

L'objectif de cette démarche est de déclencher des alertes en cas d'évolution inhabituelle. Chez les personnes âgées par exemple, le système pourrait signaler un ralentissement de l'activité. On peut également comptabiliser les alarmes diurnes ou nocturnes journalières, déclenchées selon leur niveau d'importance, pour faire apparaître les symptômes de certaines pathologies.

2 Description des outils et des méthodes

2.1 Introduction

L'expérimentation est menée dans « l'Habitat Intelligent pour la Santé » (HIS), un appartement que nous avons bâti dans la faculté de médecine de Grenoble. Cet appartement de type F1 est destiné à loger une personne seule (Figure 4.3.2). Il comprend une chambre, un salon, une cuisine, une salle de bains et un WC, pour une surface approximative de 50 m².



Figure 4.3.2 – L'Appartement Intelligent pour la Santé « HIS »

L'appartement est équipé d'un réseau local de type CAN sur lequel peuvent se connecter divers capteurs destinés à la perception des paramètres physiologiques de la personne, de son activité et de son environnement.

2.2 Les Capteurs d'activité

L'activité de la personne est captée lors de ses déplacements dans le logement, à l'aide de capteurs magnétiques qui détectent l'utilisation des portes et à l'aide de capteurs volumétriques de rayonnement infrarouge qui détectent l'approche ou le passage de la personne dans un volume. Ces capteurs sont habituellement utilisés dans les systèmes d'alarmes personnelles. Chaque capteur possède un code qui est émis par voie HF lors d'un déclenchement.

Les détecteurs infra rouges (DP8111, Atral, France) sont sensibles aux variations de rayonnement infrarouges engendrées lors des déplacements ou mouvements d'une personne. Trois types de lentilles peuvent être montées :

- Volumétrique : distance de détection de 12 mètres pour un angle de 90°
- Linéaire : distance de détection de 25 mètres pour un angle de 20°

- Rideau : distance de détection de 10 mètres pour un angle de 10°

Le contact magnétique de porte (DP8211, Atral, France) détecte l'ouverture ou la fermeture de la porte. Les types des capteurs ainsi que leur localisation peuvent être classés suivant le tableau 1.

Tableau 1 : Sélection du type de capteur en fonction du but de la détection

Objectifs de détection	Détecteurs			
	Volumétrique	Rideau	Linéaire	Contact
Présence dans une pièce ouverte	*		*	
Présence dans une pièce munie d'une porte				*
Déplacement d'une pièce vers une pièce au travers d'une porte				*
Déplacement d'une pièce vers une pièce ouverte		*		
Présence dans une pièce d'échange (communiquant avec plusieurs pièces)			*	

Ainsi, si l'on veut suivre un déplacement à travers deux pièces connexes ouvertes, il est plus judicieux de sélectionner un détecteur de type "rideau", sauf si ce passage est équipé d'une porte, car alors il est possible d'utiliser un contact de porte. Le capteur de type "volumétrique" est plus adapté pour des stations de "longue durée" dans une pièce. Dans le cas de pièces d'échanges ou de passage tel que le "couloir", il est préférable d'utiliser un détecteur de type "linéaire".

Il convient d'éviter de placer dans le champ de détection de ces détecteurs infrarouges tout équipement domestique susceptible de dégager de la chaleur

(radiateurs, pompes à chaleur, air conditionné) ainsi que des objets échauffés par le rayonnement solaire.

2.3 Les règles de détections

La relation entre la détection et la présence n'est pas triviale, c'est pourquoi on a du établir des règles qui déterminent la présence de l'occupant dans les divers volumes de l'appartement. Ces règles ne sont valables que dans le cas d'un seul occupant.

Nous utilisons le terme de « volume » plutôt que celui de « pièce » car certaines pièces renferment plusieurs volumes fonctionnels ; c'est le cas par exemple d'un salon qui peut avoir un coin nuit et un coin bureau.

Nous définissons ainsi 3 types de volumes :

- Les volumes de « destination » sont contigus à un seul autre volume (ils n'ont qu'un seul accès)
- Les volumes de « communication » sont contigus à 2 autres volumes. Ils ont 2 accès.
- Les volumes « d'échange » sont contigus à plus de 2 volumes. Ils ont plus de 2 accès.

La porte d'entrée est équipée d'un contact afin de déterminer l'entrée d'une seconde personne. Une variable interne (« occupation ») permet d'ailleurs de savoir si le lieu est occupé.

Les 6 règles de détection sont énumérées ci-après :

- Règle 1 : la personne est supposée se trouver dans la pièce où elle a été détectée pour la dernière fois ; on opère un filtrage passe bas des détections successives.
- Règle 2 : dans le cas d'une détection simultanée dans 2 volumes contigus, on applique la règle 1.
- Règle 3 : dans le cas de détection dans 2 volumes non contigus ou dans plus de 2 volumes, on signale une « erreur de détection » et on maintient la dernière position valide.
- Règle 4 : si il y a détection de la porte d'entrée alors que la variable « occupation » est vraie et qu'aucune détection n'est plus ensuite effectuée, alors la personne est considérée comme sortie et la variable d'occupation devient fausse.
- Règle 5 : si la variable d'occupation est fausse et qu'une détection a lieu à la porte d'entrée, alors la variable d'occupation devient vraie.
- Règle 6 : si la porte d'entrée est activée alors que l'occupant n'est pas dans le hall d'entrée, alors le système est mis en « arrêt » jusqu'à la prochaine détection de la porte d'entrée.

En appliquant ce mode de description, l'appartement HIS comprend 6 volumes (figure 4.3.3) : (1) le hall d'entrée est un volume d'échanges entre la cuisine, les

toilettes, le salon et l'extérieur ; (2) la cuisine est un volume de destination ; (3) le salon est un volume de communication entre la chambre et les autres pièces ; (4) la chambre est un volume de destination ; (5) la salle de bains est un volume de destination ; (6) les toilettes permettent de communiquer entre la salle de bains et les autres pièces.

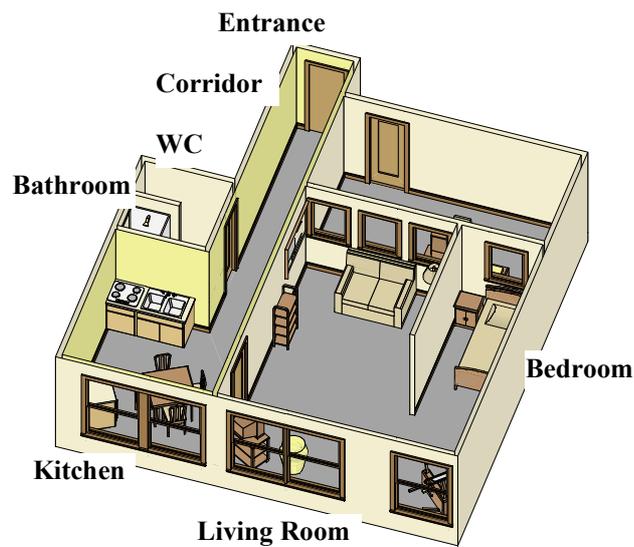


Fig. 4.3.3 . Les "volumes" de l'HIS

On a placé un capteur volumétrique dans la chambre pour repérer les périodes de sommeil et de repos, un autre dans le salon pour les activités de détente, un dans la cuisine pour les préparations et les prises de repas, un dans la salle de bains. Un capteur linéaire équipe le couloir. Enfin un contact de porte a été placé sur la porte d'entrée, un autre sur la porte des WC.

De cette manière on peut monitorer à la fois les stationnements dans les pièces, le taux de déplacements et même l'absence de l'occupant. Le tableau 4.3.2 résume la configuration de cette installation :

TABLEAU 4.3.2 – Affectation des capteurs

Volume	Type de Volume	Type capteur	Numéro
Entrée	Communication	Contact	1
Corridor	Echange	Linéaire	2
Cuisine	Destination	Volumétrique	3
Salon	Communication	Volumétrique	4
Chambre	Destination	Volumétrique	5
Salle de bains	Destination	Volumétrique	6
WC	Communication	Volumétrique	7

Un filtrage de 10 secondes est appliqué pour éliminer les passages correspondants à de simples transits. Une période d'inactivité de 40 secondes correspond à la sortie de l'appartement. Le diagramme de détection est le suivant (figure 4.3.4) :

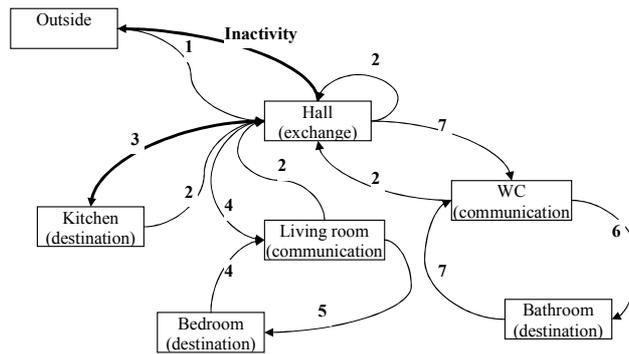


Fig. 4.3.4. Règles de monitoring de l'activité dans l'HIS

A partir de ce diagramme, nous avons établis les équations booléennes des variables de détection :

$$\begin{aligned}
 \text{Occupation} &= / \text{Occupation} * 1 + 2 + 3 + 4 + 5 + 6 + 7 \\
 \text{cuisine} &= \text{Occupation} * 3 * /2 * /4 * /5 * /6 * /7 \\
 \text{salon} &= \text{Occupation} * 4 * /2 * /3 * /5 * /6 * /7 \\
 \text{chambre} &= \text{Occupation} * 5 * /2 * /3 * /4 * /5 * /6 * /7 \\
 \text{salle de bains} &= \text{Occupation} * 6 * /2 * /3 * /4 * /5 * /6 * /7 \\
 \text{WC} &= \text{Occupation} * 7 * /2 * /3 * /4 * /5 * /6 \\
 \text{Incohérence} &= \text{Occupation} * [1 * (3 + 4 + 5 + 6 + 7) + 2 * (5 + 6) + 3 * \\
 & (5 + 6 + 7) + 4 * (6 + 7) + 5 * (2 + 3 + 6 + 7) + 6 * (3 + 4 + 5) + 7 * (2 + 3 + 4 + 5)] \\
 & + / \text{Occupation} * [2 + 3 + 4 + 5 + 6 + 7]
 \end{aligned}$$

Ces règles simples peuvent aisément être implantées dans la mémoire de programme d'un petit micro-contrôleur.

2.4 Les logiciels de monitoring

Une application de supervision de l'activité continue du patient a été développée sous le logiciel Labview™. Elle comprend une partie dédiée à l'affichage en temps réel des déplacements du sujet dans l'HIS via un synoptique et des chronogrammes (Fig. 4.3.5).



Fig. 4.3.5. Ecran de synoptique de l'application de supervision

Une seconde partie est réservée aux paramètres physiologiques. Le patient a en effet la liberté de mesurer ses propres variables physiologiques (poids, tension, SaO2...) lorsqu'il le désire et de les transférer vers l'ordinateur via un processus très convivial. A chaque prise de mesure, les informations sont transmises au logiciel via le réseau CAN pour y être affichées puis sauvegardées. L'enregistrement des données est événementiel, ce qui permet de réduire la taille de l'espace mémoire et du fichier de stockage.

Une seconde application, également développée sous LabView, est dédiée à l'analyse du rythme circadien et fonctionne en temps partagé. Elle enregistre les

variations rythmiques de faibles durées d'heure en heure en vue de déterminer des altérations du comportement de la personne.

2.5 Acquisition et mise en forme des données

Dans un premier temps, l'application de supervision répertorie tous les événements survenus dans l'HIS, les horodate au fur et à mesure de leur apparition et les enregistre dans un fichier avec des balises (au format XML) afin de pouvoir retraiter les données ultérieurement. Par exemple, un passage dans la chambre le 27/06/01 à 14:44:31 suivi d'un passage dans le séjour à 15:27:12 sont répertoriés de la façon suivante :

```
<date>27/06/01</date><heure>14:44:51</heure><evenement>Chambre</evenement>  
<date>27/06/01</date><heure>15:27:12</heure><evenement>Séjour</evenement>
```

Ce fichier est ensuite réutilisé par l'application d'analyse du rythme circadien qui effectue des cumuls de nombre de minutes passées dans chaque pièce par heure et jour.

2.6 Méthode de mesure de la variabilité du cycle circadien.

2.6.1 Détermination du profil d'activité : moyenne d'occupation

En accumulant les événements de détection de la personne dans le logement, on espère définir un profil statistique de comportement. Pour cela on accumule chaque heure toutes les minutes d'occupation dans chaque pièce (figure 4.3.6).

On peut ensuite calculer sur chaque ensemble de points une durée moyenne d'occupation et un écart-type. Comme ces valeurs appartiennent à l'intervalle [0..60 minutes], on les normalise par division par 60 et on obtient alors une valeur de 1 pour une pièce toujours occupée, de 0 pour une pièce jamais occupée. Par abus de langage on va identifier ces valeurs à des probabilités. Après un grand nombre de journées d'expérience, on peut espérer que les valeurs seront effectivement distribuées suivant une loi gaussienne.

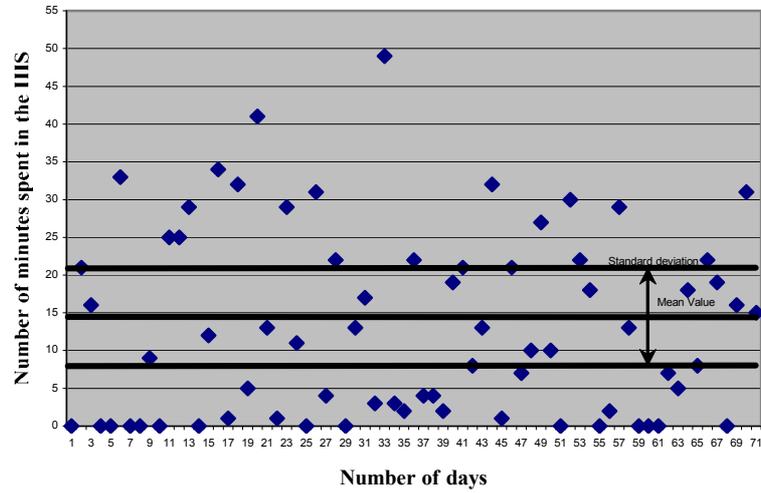


Fig. 4.3.6 – Temps de présences enregistrés entre 8 et 9 heures dans la cuisine (période de 70 jours)

On obtient pour chaque pièce un « rythme biologique » d'activité (figure 4.3.7).

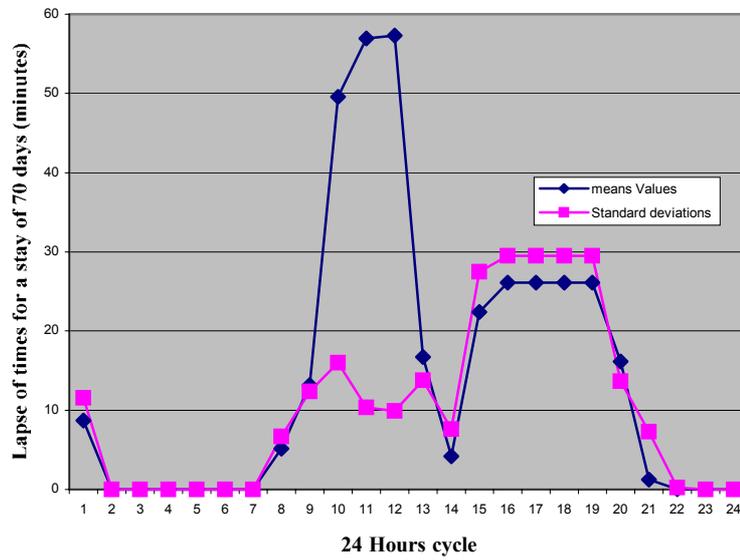


Figure 4.3.7 – Rythmes circadiens nycthémeraux de la cuisine (sur 70 jours)

2.6.2 Détermination des limites de comportement

A partir de la valeur moyenne « m » et de l'écart-type « s », on définit 4 seuils symétriques S_1, S_1^* et S_2, S_2^* , paramétrables :

$$[S_1^*, S_1] = [m - \mu_1 s, m + \mu_1 s], \mu_1 \text{ est le paramètre "bénin"} \quad (1)$$

$$[S_2^*, S_2] = [m - \mu_2 s, m + \mu_2 s], \mu_2 \text{ est la paramètre "critique"} \quad (2)$$

A l'extérieur de l'intervalle $[S_1^*, S_1]$ le comportement est considéré comme étant inhabituel et à l'extérieur de l'intervalle $[S_2^*, S_2]$ le comportement est considéré comme étant encore plus critique.

Dans le cas d'une distribution gaussienne, la valeur " $\mu_1=1.5$ " correspond à l'intervalle de confiance $[m-1.5s, m+1.5s]$ contenant 87% des observations, et la valeur " $\mu_2=2$ " correspond à l'intervalle limite $[m-2s, m+2s]$ correspondant à une probabilité de 5% d'être en dehors de cet intervalle.

Comme nous allons plus tard nous intéresser aux déclenchements d'alarmes, nous utilisons la notion de « quantité d'information » transportée par un événement,

$$I = -\log_2(\text{probabilité}) \quad (3)$$

Ainsi un événement inattendu, donc rare, sera porteur d'un fort taux d'information et inversement un événement régulier apportera une information négligeable.

On recalcule alors les quatre seuils précédents en « niveau d'information » :

$$\text{Seuil supérieur d'alerte majeure : } \Sigma_1 = -\log_2 \frac{m + \mu_1 s}{60} \quad (4)$$

$$\text{Seuil supérieur d'alerte mineure : } \Sigma_2 = -\log_2 \frac{m + \mu_2 s}{60} \quad (5)$$

$$\text{Seuil inférieur d'alerte majeure : } \Sigma_1^* = -\log_2 \frac{m - \mu_1 s}{60} \quad (6)$$

$$\text{Seuil inférieur d'alerte mineure : } \Sigma_2^* = -\log_2 \frac{m - \mu_2 s}{60} \quad (7)$$

On peut ensuite déclencher des alertes lors des dépassements de ces seuils d'information (figure 4.3.8).

Remarque :

Dans le cas d'une distribution non Gaussienne, la méthode de calcul des niveaux d'alertes reste valable si on considère la fonction de répartition :

$$F(x) = P(X \leq x) \quad (8)$$

dans laquelle X définit le temps de présence dans la pièce, car on peut définir les seuils suivants :

$$S_1 = F^{-1}(0,933) \quad (9)$$

$$S_1^* = F^{-1}(0,067) \quad (10)$$

$$S_2 = F^{-1}(0,977) \quad (11)$$

$$S_2^* = F^{-1}(0,023) \quad (12)$$

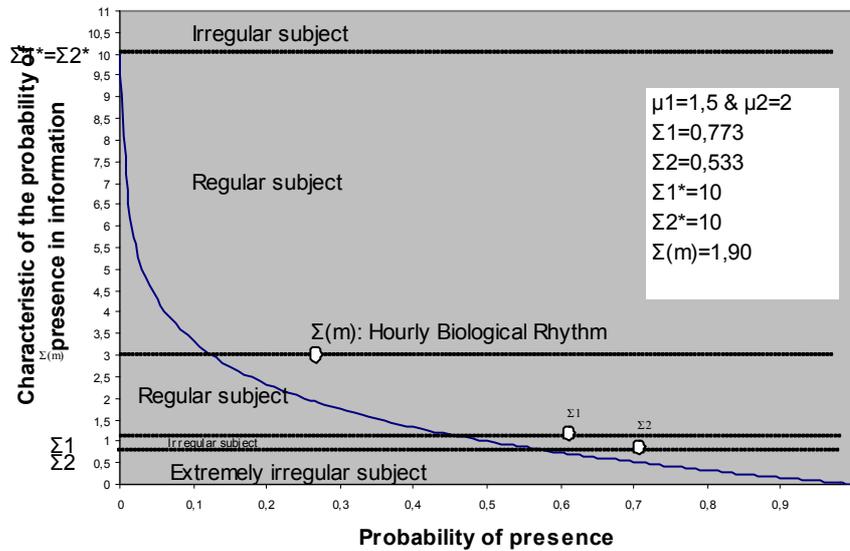


Figure 4.3.8 – Positions des seuils d'alertes sur la caractéristique de la probabilité de présence dans la cuisine entre 8 et 9 heures (70 jours).

2.6.3 Taux d'occupation courant

A la fin de chaque heure écoulée, on comptabilise le nombre de minutes passées dans chaque pièce, puis on normalise ces nombres par division par 60 minutes. Ceci nous donne un comportement actuel dont on peut calculer le taux d'information et le comparer au profil de comportement.

2.6.4 Déclenchement des alarmes

Après comparaison du comportement actuel au profil de comportement moyen, on signale les déviations par un feu « rouge » pour une déviation exceptionnelle (paramètre μ_2), « orange » pour une déviation bénigne (paramètre μ_1) et « vert » pour aucune déviation.

3 Validation

Nous avons validé notre application à partir de jeux de tests élaborés par notre « simulateur d'activité » qui produit automatiquement les événements de déclenchements des capteurs en fonction d'un profil d'activité pseudo-aléatoire.

Une simulation sur 70 jours nous a permis de calculer les valeurs moyennes pour chaque heure et chaque jour (Fig. 4.3.9), et faire apparaître des rythmes d'activité,

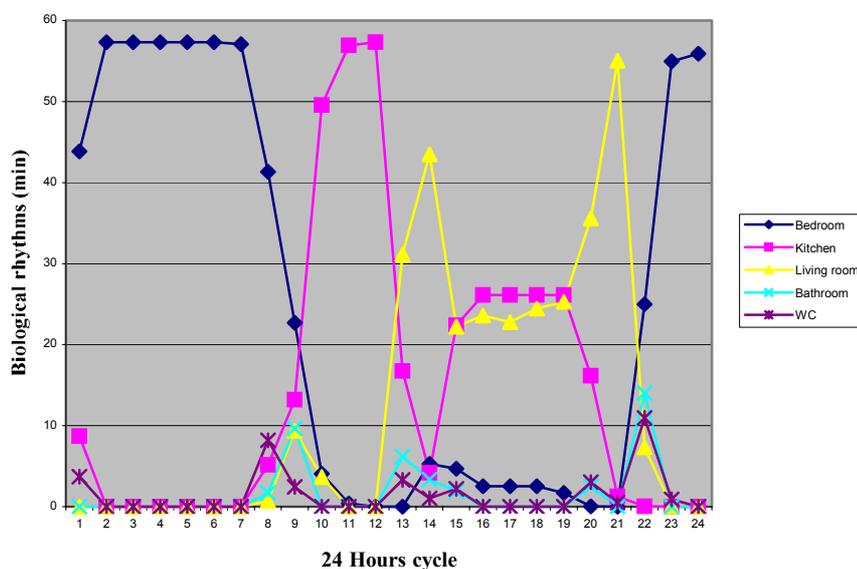


Figure 4.3.9 – Rythmes biologiques pour un séjour de 70 jours (simulation)

Les profils de comportement sont ensuite calculés, avec les paramètres typiques “ $\mu_1=1.5$ ” et “ $\mu_2=2$ ”. Pour une pièce donnée, ici la cuisine (table 1), on calcule ensuite les seuils de détection pour chaque heure, et par comparaison avec le taux d'occupation courant (table 2), on peut déclencher les alarmes pour chaque pièce.

Heure	Seuils			
	Σ_2	Σ_1	Σ_1^*	Σ_2^*
1	0.912930	1.202112	10	10
2	10	10	10	10
3	10	10	10	10
4	10	10	10	10
5	10	10	10	10
6	10	10	10	10
7	10	10	10	10
8	1.698294	1.985409	10	10
9	0.662072	0.919047	10	10
10	0	0	1.228666	1.768700
11	0	0	0.535178	0.727789
12	0	0	0.498727	0.677545
13	0.440279	0.684116	10	10
14	1.627823	1.942736	10	10
15	0	0	10	10
16	0	0	10	10
17	0	0	10	10
18	0	0	10	10
19	0	0	10	10
20	0.463996	0.710630	10	10
21	1.921573	2.298935	10	10
22	6.887793	7.275963	10	10
23	10	10	10	10
24	10	10	10	10

Table 1 – Seuils d'information pour la cuisine (séjour 70 jours)

Pièce	Taux d'occupation courant	Profil statistique d'occupations				
		P(m- μ 2s)	P(m- μ 1s)	Moyenne	P(m+ μ 1s)	P(m+ μ 2s)
Chambre	0.85	0	0	25.000000	0.837716	0.978066
Salon	0.033	0	0	7.314286	0.328128	0.396869
Cuisine	0	0	0	0.028571	0.006452	0.008444
Salle de bains	0.066	0	0	14.028571	0.543642	0.646919
WC	0.033	0	0	10.942857	0.439979	0.525845

Pièce	Taux d'occupation courant	Profil en Information			
		Σ_2	Σ_1	Σ_1^*	Σ_2^*
Chambre	0.234	0.031996	0.255467	10	10
Salon	4.906	1.333266	1.607670	10	10
cuisine	10	6.887793	7.275963	10	10
Salle de bains	3.906	0.628343	0.879272	10	10
WC	4.906	0.927291	1.184494	10	10

I : information ; P : probabilité ; m : valeur moyenne ; s : écart-type
 $\mu_1=1.5$: parameter de confiance "bénin"
 $\mu_2=2$: parameter de confiance "critique"

Dans le cas présent on voit apparaître une légère sur-présence dans la chambre alors que toutes les autres pièces ont été occupées normalement. Ce peut être l'indice d'un signe de fatigue.

4 Conclusions et perspectives

Les différentes phases d'activité de la personne au cours de la journée ont été assimilées à une succession de 24 rythmes biologiques horaires. Après une période d'apprentissage suffisante, nous considérons que leur juxtaposition correspond à une phase nyctémérale. L'évolution du comportement du sujet, dans son environnement propre, peut ainsi être déterminée à l'avance. Nous définissons différentes zones de confiance où le comportement du patient peut être considéré comme plus ou moins 'normal' ou 'anormal'. Les divergences du comportement sont alors localisées et peuvent être interprétées (signes de fatigue, d'agitation, ou de stress). Notons qu'à chaque emménagement d'un nouvel utilisateur dans l'HIS, un nouvel apprentissage sera indispensable car chaque personne possède ses propres habitudes.

L'application est programmée pour déclencher des alertes au bout de chaque heure. Un délai raisonnable d'une heure est donc nécessaire pour étudier le comportement actuel de la personne avant de passer dans la phase d'alerte.

L'application ne permet, ni de connaître l'état comportemental de la personne en instantané ni de recenser le nombre de passages dans une même pièce avant la fin de l'heure en cours. Ceci fera l'objet d'une seconde application complémentaire, en temps-réel. Notons aussi que l'application ne fait aucune distinction entre les jours de la semaine des jours du week-end.

Enfin, cet algorithme peut être étendu à d'autres paramètres physiologiques tels que le poids, ou encore la tension artérielle ; mais avec une fenêtre d'observation de durée paramétrable car par exemple, une mesure du poids chaque heure n'est pas significative. Ainsi, cet outil pourrait trouver son utilité pour détecter les symptômes de certaines maladies chroniques. Par exemple, une perte de poids de 10% détectée sur une période de 3 mois pourrait orienter vers un diagnostic précoce du cancer. Cependant, la corrélation entre les informations rigoureuses produites par le système et la réalité clinique devra être opérée par un médecin qui seul pourra certifier les événements intervenus dans l'HIS et prendre la responsabilité médicale d'un diagnostic.

Notre système n'a pu être encore testé en conditions réelles du fait de la longueur de l'étude qui peut porter sur plusieurs mois, voire plusieurs années.

Un problème qui reste ouvert, est celui de la fusion des données provenant de ces multiples capteurs afin de participer au diagnostic ou au déclenchement d'une alerte. Cette fusion peut se faire par l'élaboration d'un score (en faisant appel par exemple à une analyse en composantes principales) sur lequel on appliquerait un seuil scalaire au delà duquel une alerte serait déclenchée. Une autre piste serait de construire un vecteur à n dimensions et de lui imposer de rester dans un certain domaine d'existence, les passages de frontières pouvant être alors détectés en utilisant des méthodes de viabilité [AUB98] [DEM97].

Ces travaux sont menés dans le cadre de la thèse Gilles Virone, que je co-encadre avec Jacques Demongeot, dont le sujet est "Architecture d'un système d'information pour la télémédecine - Monitoring des signaux vitaux, fusion de données pour la génération d'alarmes". La soutenance est prévue au printemps 2003.

Nous avons soumis un premier article sur la méthode :

G. Virone, N. Noury, J. Demongeot, A system for automatic measurement of circadian activity deviations in telemedicine, SOUMIS en septembre 2001 à IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine

5 Remerciements

Ce projet a pu être réalisé grâce au financement accordé au projet TISSAD par le Ministère de l'Education Nationale, de la Recherche et de la Technologie, dans

le cadre de l'Action concertée incitative 1999 "Télémédecine et Technologies pour la Santé". Je tiens à remercier la société ATRAL, son PDG Monsieur Gilles Morey, et son directeur technique Monsieur Thierry Porcheron, pour l'aide apportée pour l'équipement de la plateforme HIS en capteurs de détection.

6 Références du chapitre 4.3

- [AUB98] J.P. Aubin, "Mutational and morphological analysis: tools for shape regulation and optimization", Ed. Boston: Birkhauser, 1998.
- [CHRO] <http://www.nnx.com/~drose/sommeil/chronobiologie.html>
- [DEM97] J. Demongeot, P. Kulesa, J.D. Murray, "Compact set valued flows II: applications in biological modelling" C.R. Acad. Sc., serie IIB, vol. 324, pp. 107-115, 1997.
- [HAL94] F. Halberg, K. Tamura, G. Cornélissen, " Chronobioengineering toward a cost-effective quality health care" *Medical Biology Engineering*, vol. 6, pp. 83-102, 1994.
- [IKO99] OC. Ikonov, AC. Shisheva, AG. Stonev, "Circadian Clocks and Hypertension: Genetics and Interactions" *Acta Physiologica & Pharmacologica Bulgarica*, vol. 24, pp. 65-70, 1999.
- [REI94] A. Reinberg, « *Les rythmes biologiques. Mode d'emploi* » Ed. Paris : Flammarion, 1994.

Chapitre 5

Conclusions et perspectives : fusion de capteurs

1	Conclusions.....	151
1.1	Analyse de l'intelligence des capteurs abordés dans ce mémoire	151
1.2	La fusion de données multi-capteurs.....	153
1.3	Crédibilité des informations du capteur intelligent	154
2	Perspectives : Approche système et Fusion de données multicapteurs.....	155
3	Références du chapitre 5.....	156

1 Conclusions

Nous voici arrivés au terme de ce rapport, et j'espère avoir convaincu sur la démarche que je prétends avoir suivie. Je souhaite également être parvenu à justifier le thème de mon mémoire d'habilitation à diriger des recherches.

1.1 Analyse de l'intelligence des capteurs abordés dans ce mémoire

Les travaux sur les capteurs à base de PVDF se caractérisent, nous l'avons vu, par la difficulté de rendre « mesurant » des dispositifs utilisant ce matériau plastique aux propriétés métrologiques certes existantes, mais cependant très faibles et très non linéaires. L'acquisition intelligente de données est en partie aussi la capacité à capter une information imprécise ou incomplète et de contrebalancer ces imperfections par une intelligence plus développée.

Le capteur de force basé sur un oscillateur est un exemple de capteur actif puisque il recherche par balayage le maximum de la fréquence de résonance. Il est intelligent parce qu'il extrait la grandeur caractéristique qui nous intéresse, ici la force exercée sur le dispositif, à partir de l'analyse d'une autre grandeur caractéristique du signal de l'oscillateur étudié, sa fréquence de résonance. De plus ce capteur propose la prise en compte automatique de la correction automatique en température de sa caractéristique par comparaison avec un dispositif identique mais libre de toute contrainte. Pour finir il s'agit bien d'un système communiquant. Seuls les aspects d'autocontrôle ne sont pas abordés.

Le capteur de densité de liquide par génération d'ondes de surface est également un dispositif actif. Il extrait la caractéristique de temps de propagation d'une onde de surface à la frontière solide-liquide pour atteindre la caractéristique de densité du liquide au contact avec la lame solide constituée par le conteneur du liquide. A nouveau la correction de la courbe de réponse en température est proposée à l'aide d'une approche multicapteurs. Plus qu'un organe métrologique, il s'agit d'un capteur de classification par reconnaissance de formes. C'est donc bien, à nouveau, un capteur intelligent.

Le capteur de mesure de la pression artérielle par tonométrie est un capteur intelligent qui utilise une approche de fusion de données multi-capteurs. En outre sa rangeabilité est étendue puisque les 3 éléments sensibles ont une gamme différente. Il permet au passage de corriger le désalignement de l'un des capteurs. Il présente de plus une amélioration par rapport aux précédents dispositifs puisqu'il ouvre l'accès à une mesure en continue.

Le capteur de chute de personnes opère par fusion des signaux issus de plusieurs capteurs. Il est intelligent parce qu'il pratique d'abord une paramétrisation de ses informations pour appliquer ensuite un raisonnement au niveau symbolique, s'appuyant sur des règles de décisions tout comme les systèmes d'intelligence artificielle les plus basiques. Il est intelligent ensuite parce qu'il prend en compte le porteur humain dans la boucle de décision afin de s'affranchir des problèmes de spécificité et de sensibilité propres à ce type de dispositifs.

L'habitat intelligent pour la santé est lui-même un système d'information multi capteurs, que l'on pourrait éventuellement résumer à un capteur de l'état de santé de son occupant. L'un des objectifs du dispositif est de déterminer le comportement moyen de la personne et les déviations de ce comportement, il s'agit bien encore d'un capteur intelligent, opérant par la fusion de données provenant de multiples capteurs distribués sur un réseau de terrain, mettant en œuvre des algorithmes statistiques de traitement des données, et s'appuyant sur une base de données locale. Dans ce cas précis le capteur est un dispositif assez peu intégré, et de fait on montre bien que le niveau d'intégration n'est pas une qualité intrinsèque du capteur intelligent.

1.2 La fusion de données multi-capteurs

La fusion de données multi-capteurs n'est pas une idée nouvelle. Les humains et les animaux ont naturellement développé la combinaison de leurs divers sens pour assurer leur survie : lorsque la vision est réduite la nuit, l'ouïe et l'odorat apportent des informations complémentaires qui améliorent la « perception » de la scène ambiante.

Si la fusion de données n'est pas un concept novateur, par contre l'apparition de nouveaux capteurs, plus intégrés grâce aux récents progrès technologiques, et l'amélioration des architectures pour le traitement numérique du signal, permettent maintenant d'opérer des opérations de fusion de données en temps réel.

Cette approche multi capteurs passe par l'une des 2 stratégies suivantes :

- La redondance en multipliant le nombre de capteurs de même modalité travaillant en parallèle, suivi d'un vote ou d'un calcul de barycentre,
- L'association de capteurs de modalités différentes

Les méthodes utilisées font appel à l'arsenal classique des mathématiques appliquées :

- L'analyse en composantes principales (K. Pearson en 1901) aide à la visualisation des bases d'observations de grandes dimensions par la détermination des axes principaux (« axes d'inertie ») d'un sous-espace qui déforment le moins possible le nuage de points après projection. De fait, cette méthode permet de réduire l'espace de représentation des données en les projetant dans un espace de dimension réduite et facilite l'automatisation du processus de décision.
- L'analyse factorielle discriminante (Fischer et Mahalanobis en 1936) est à la fois une méthode descriptive et une méthode de classement des données. Dans cette méthode on recherche un espace de projection dans lequel on puisse regrouper les données dans plusieurs nuages de points denses (classes concentrées) et bien distincts les uns des autres (classes éloignées). A nouveau, ceci facilite l'automatisation de la classification des mesures à l'aide d'un simple critère de distance à un centre de gravité.
- Les méthodes de classification statistiques Bayésiennes (Thomas Bayes en 1763) s'appuient sur les théorèmes des probabilités conditionnelles pour calculer la probabilité de réalisation d'une classe sachant qu'une observation est réalisée. Si chaque observation appartient à une classe et à une seule (la suite des classes est complète), alors on peut bâtir un classifieur de Bayes en s'appuyant sur une simple règle de décision sur un maximum de probabilité d'appartenance.
- Les arbres de décisions (1960) passent par une phase d'apprentissage, qui permet de définir pour chaque variable les meilleurs seuils séparant la base en 2 groupes les plus homogènes possibles. On construit ensuite un arbre qui permet

idéalement de classer toutes les observations dans une des classes situées aux extrémités des branches [GUE88].

- Les réseaux de neurones (Mc Culloch et Pitts en 1940) permettent d'approcher directement les probabilités a posteriori d'appartenance aux classes. Les sorties du réseau représentent l'étiquetage en classe des exemples de la base.
- La théorie de l'évidence (A.P. Dempster et G. Shafer en 1976) permet la modélisation de l'incertitude associée au fonctionnement du capteur et de sa capacité de discernement entre plusieurs hypothèses.
- La théorie des possibilités (D. Dubois et H. Prade en 1987) s'appuie sur les ensembles flous, et est particulièrement adaptée au cas où l'on connaît peu de choses sur les capteurs.

1.3 Crédibilité des informations du capteur intelligent

Dans le chapitre d'introduction nous affirmions avec raison que l'**exactitude** (la précision) est la caractéristique essentielle exigée d'un capteur et que les traitements embarqués dans un capteur intelligent pouvaient concourir à l'améliorer. D'autres caractéristiques métrologiques sont ensuite classiquement énoncées telles la **justesse** (pas d'erreur systématique), la **fidélité** (faible écart type des mesures), l'**exactitude** (justesse et fidélité réunies), la **rangeabilité** (étendue de la gamme de mesure), la **rapidité**, la **répétabilité** (reproductibilité), sans oublier la **sensibilité** (peu de faux négatifs) et la **spécificité** (peu de faux positifs).

Mais un enjeu majeur du développement des capteurs intelligents concerne l'amélioration de la **crédibilité** des informations fournies par le capteur. En effet une seule information erronée peut conduire à la prise d'une mauvaise décision et mener à la défaillance d'un système avec des conséquences éventuellement désastreuses.

Le capteur se doit de délivrer une information validée afin de concourir à l'amélioration de la sûreté de fonctionnement globale de l'application : fiabilité, disponibilité ou sécurité, maintenabilité ou durabilité.

Ces objectifs doivent pouvoir être atteints par le biais de procédures complétées par des services tels que :

- Auto-tests et auto-diagnostics
- Historique des dernières valeurs délivrées
- Génération d'alarmes en cas de défaillance détectée
- Relecture de configuration
- Reconfiguration en ligne

L'obtention de cette mesure « à haute valeur ajoutée » nécessite :

- La connaissance et l'exploitation de modèles de comportements du ou des corps d'épreuve,
- La gestion d'un temps interne permettant de dater la mesure opérationnelle,

- la gestion de diverses informations telles que seuils de validation, valeurs antérieures, mesures provenant d'autres capteurs, regroupées dans un équivalent de base de données.

2 Perspectives : Approche système et Fusion de données multicapteurs

On retiendra que le capteur intelligent est préparé à s'intégrer dans une architecture coopérative distribuée, dans laquelle il devra être :

- Interopérable : capable de coopérer avec d'autres composants pour une application particulière de décision, ou d'automatisation
- Interchangeable : un composant d'un fabricant peut être remplacé par le composant d'un autre fabricant sans aucune altération des comportements prévus. Ceci est vrai pour le capteur lui même comme pour ses constituants.

Ces concepts constituent autant une avancée qu'une contrainte supplémentaire car cela suppose de faire appel à une procédure de normalisation. Il faut donc suivre de prêt et si possible participer aux travaux des groupes de travail sur la standardisation.

Il faut poursuivre les investigations avec une approche système passant par des travaux de modélisation totale ou partielle des services offerts par les capteurs intelligents afin de s'assurer du critère d'interopérabilité. L'approche adoptée dans le projet THISSAD, s'appuyant sur la méthode UML et adoptant le langage XML pour la modélisation des données et des systèmes est très prometteuse et je souhaite poursuivre ces travaux avec l'équipe du LORIA et le Professeur Jean-Pierre Thomesse.

La fusion de données multicapteurs me semble de toute évidence une voie naturelle dans ma démarche à venir. Je souhaite approfondir les diverses techniques mathématiques utilisées dans ce domaine et réaliser pratiquement l'intégration sur un même support de plusieurs capteurs et unités de calcul mettant en œuvre ces algorithmes. Le système de l'HIS est évidemment un bon candidat pour la mise en pratique de cette approche.

Concernant les bus de terrain reliant les divers capteurs et actionneurs, je suis intimement persuadé qu'il y a matière à recherche en ce qui concerne les systèmes d'exploitation en réseau qui permettraient de rendre des services temps réels et de coopération à l'accomplissement d'une tâche supervisée.

Enfin, je suis captivé par l'idée de la perception de l'état du patient et de son environnement à partir de multiples capteurs unitaires, disséminés, délivrant chacun une simple information élémentaire, et par la mise en œuvre d'opérations de

combinaisons pour atteindre une « perception augmentée ». Dans le cadre du suivi dans le logement, on peut par exemple envisager de profiter de tous types d'équipements pour acquérir des informations sur le comportement du patient. Pour cela je pense développer des collaborations avec les travaux menés au LPM par André Dittmar.

De toute évidence les idées ne manquent pas, et il me reste beaucoup de travail à faire. Cependant dans ce foisonnement d'idées et de tentatives, j'espère ne pas donner une mauvaise impression d'éclectisme et de dispersion. Car c'est dans leur ensemble que la science et les techniques me passionnent. Je ressens un besoin impératif d'inventer et de mettre en pratique des solutions à des problèmes nouveaux. Cet esprit créatif se nourrit de tout ce qu'il trouve, mais principalement de tout ce qu'il parvient à comprendre et à dompter. Aussi je ne saurai m'imposer des limites dans les choix des méthodes et des techniques que je pourrai employer pour arriver à mes fins. En outre je reste persuadé que c'est à la frontière de son domaine de compétences que l'on apprend et que l'on progresse.

La pluridisciplinarité de cette approche est toute entière résumée dans le domaine du capteur intelligent, par les diverses technologies qu'il faut maîtriser, par les modèles mathématiques qu'il faut savoir manipuler, et en même temps par la nécessaire compréhension qu'il faut avoir du domaine pour lequel on s'emploie à créer des capteurs d'informations. Et le domaine médical est riche de problématiques.

3 Références du chapitre 5.

[BAY95] M. Bayart, F. Simonot, "Impact de l'émergence des réseaux de terrain et de l'instrumentation intelligente », Rapport convention MESR 92-P-0239, janvier 1995.

[GUE88] A. Guegen, JP Nakache, « Méthode de discrimination basée sur la construction d'un arbre de décision binaire », *Revue Stat. Appliquée*, 36(1), pp 19-38, 1988.

[KLE91] P. Kleinschmidt, F. Schmidt, "How many sensors does a car need ?", in *Proceedings of Eurosensors V conference*, Rome, 2 octobre 1991, pp1-13

[PLA00] D. Placko et al « *Mesure et Instrumentation – Du composant élémentaire au système* », vol 2, Hermès 2000.

Annexes

1	Annexe A : Curriculum Vitae de Norbert Noury	158
1.1	Résumé des Activités scientifiques.	158
1.2	Activités pédagogiques.	159
1.3	Responsabilités collectives.....	159
1.4	Encadrements scientifiques.	159
1.5	Expériences industrielles.....	160
1.6	Publications.....	160
2	Annexe B : Liste des Publications de Norbert Noury	161
2.1	Revue internationale avec comité de lecture (9)	161
2.2	Brevet (1).....	161
2.3	Congrès internationaux avec actes et comité de lecture (24)	162
2.4	Communications nationales avec actes (12).....	163
2.5	Chapitres dans des livres (3)	164
2.6	Conférences invitées (4).....	165
2.7	Séminaires (5)	165
2.8	Diffusion Scientifique	165
2.9	Mémoires et rapports (14).....	165

1 Annexe A : Curriculum Vitae de Norbert Noury

Laboratoire TIMC-IMAG UMR CNRS 5525
Faculté de Médecine de Grenoble, 38706 La Tronche Cedex, France
Tel 0476 637111 - Fax 0476 518667
Messagerie: Norbert.Noury@imag.fr

Né le 17 Janvier 1960 à Lyon 4

Maître de Conférences de 1^{re} Classe en Génie Informatique (CNU 61) à l'UT1 de Grenoble.

Professeur Associé au département Informatique de l'Université du Québec à Montréal

Chercheur au laboratoire TIMC-IMAG, UMR CNRS 5525

Titulaire de la Prime d'Encadrement Doctoral et de Recherche

Docteur de l'Université Joseph Fourier de Grenoble, spécialité Physique, Instrumentation (1992, mention Très Honorable avec Félicitations du Jury).

Titulaire du DEA Systèmes Electroniques, Institut National Polytechnique de Grenoble (1989, mention Bien).

1.1 Résumé des Activités scientifiques.

Après une thèse sur l'application de la **télématique aux soins à domicile**, j'ai mené des travaux au laboratoire de physique appliquée LIME de l'Université Joseph Fourier Grenoble, dans le domaine des **capteurs et instruments à base du polymère piézo-électrique PVDF**. Ces travaux à caractère appliqué s'appuyaient sur un important effort de modélisation des structures piézo-électriques et acoustiques.

Depuis juin 1998 j'ai rejoint le laboratoire TIMC-IMAG pour y développer une activité nouvelle sur les **capteurs intelligents nomades pour la télémédecine** et les **systèmes domotiques pour la santé**. Mes travaux consistent d'une part dans la spécification et la conception ou l'interfaçage de capteurs de signaux physiologiques pour le télémonitorage, et d'autre part dans **l'architecture des systèmes d'informations et de communication** sur lesquels s'appuie la mise en œuvre pratique de la **télémédecine**. J'ai ainsi élaboré et mis en place le projet "Habitat Intelligent pour la santé" (HIS), une plate-forme technologique installée dans la faculté de médecine de Grenoble, qui permet de mettre en situation et de valider les technologies pour le télémonitorage et la télésurveillance de patients à leur domicile.

1.2 Activités pédagogiques.

Mon enseignement se situe dans les domaines de l'informatique et de l'automatique industrielles, et les réseaux de télécommunications. J'interviens principalement en 1re et 2me année de l'Institut Universitaire de Technologie de Génie Electrique et Informatique Industrielle de Grenoble.

J'ai participé à la mise en place de plusieurs enseignements lors de la création du département de Génie Electrique de l'IUT1 délocalisé à l'Isle d'Abeau : j'ai été responsable des enseignements d'Informatique Industrielle (Cours, TD et TP) et j'ai participé à la conception du module optionnel sur les réseaux de télécommunications. J'ai également mis en place une démarche expérimentale de télé-enseignement des travaux pratiques en automatique industrielle.

1.3 Responsabilités collectives.

Je suis responsable de l'équipe de recherche AFIRM (Acquisition et Fusion d'Information et Réseaux de Médecine) au sein du laboratoire TIMC-IMAG. Lors de mon séjour au LIME j'ai été responsable de l'équipe "Capteurs intelligents ».

Je suis responsable scientifique dans plusieurs projets financés par le MENRT :

- projet TIISSAD (Technologies de l'Information Intégrées au Service des Soins A Domicile) financé dans le cadre de l'ACI (1999-2001).
- projet VTAMN (Vêtement de Télé Assistance Médicale Nomade) financé dans le cadre du RNTS (2000-2002).
- projet EPICT (Evaluation de la Prise en Charge des Insuffisants Cardiaques par la Télémédecine) financé dans le cadre du RNTS (2000-2003).

Je participe de manière effective à l'activité de ma communauté scientifique et technique :

- Référé pour les éditions ELSEVIER SCIENCE (revue internationale « Sensors and Actuators »),
- Expert technique auprès de l'ANVAR.
- Membre organisateur de plusieurs colloques et workshop (« Healthcomm2002 »- Nancy-Juin 2002, « Tiissad »-Nancy-Octobre 2001, GESI2000 à Grenoble, GESI1995 à Isle d'Abeau)
- Membre de plusieurs associations (Club EEA, AIM, PROCAP)

1.4 Encadrements scientifiques.

J'ai encadré ou co-encadré 3 thèses (Lucien Ngalamou, 1994-Physique, Luciano Scandelari, 1999-Physique, Lionel Bajolle , 2002-Médecine) et actuellement j'encadre et co-encadre 2 thèses (Gilles Virone, Ingénierie Santé- prévue en 2003, Florence Duchêne, SIPT-prévue en 2004).

J'ai également encadré un grand nombre de stagiaires de DEA (8), d'écoles d'ingénieurs (6), de DESS (6), de Maîtrise EEA (3) et d'IUT (20).

1.5 Expériences industrielles.

J'ai une expérience de 8 années d'ingénieur en entreprises industrielles dans les domaines des automatismes et de l'informatique industrielles, ainsi que du génie des télécommunications. J'ai occupé principalement des fonctions techniques, et j'ai assuré de nombreuses responsabilités d'encadrement d'équipes de techniciens et d'ingénieurs.

1.6 Publications.

9 Revues internationales avec comité de lecture,
1 Brevet,
24 Congrès internationaux avec comité de lecture,
9 conférences invitées,
3 chapitres de livres,
12 Colloques nationaux,
18 Mémoires et rapports.

2 Annexe B : Liste des Publications de Norbert Noury

2.1 Revues internationales avec comité de lecture (9)

Ngalamou L., Noury N., Chamberod E., Benech Ph., Analysis of the sensitivity and the temperature influence of a static force sensor based on a PVDF resonator, *Sensors and Actuators*, 1996, Vol. A57, 173-177 (IF=0,704)

Ngalamou L., Noury N., Chamberod E., Benech Ph., Phase measurement system for piezopolymer resonator, *International Journal of Electronics*, 1997, vol.82, n°1, 117-124 (IF=0,260)

Noury N., Chamberod E., Benech Ph., Kalinin A.V., Bleuze A., An instrumentation based on the piezopolymer P(VDF-TrFE) for the analysis of the elastical parameters of rocks under stress, *Ultrasonics International*, Fev 1998, Vol 36, 257-262 (IF=1,046)

Scandelari L., Noury N., Benech Ph., Chamberod E., A sensor for liquids characterization based on elastic surface waves generated with a P(VF2-VF3) film in a non-piezoelectric , *Ultrasonics International*, Fev 1998, Vol.36, n°1-5, 15-20 (IF=1,046)

Ph. Benech , N. Noury, L. Scandelari, E. Chamberod, *Characterization of liquids by Lamb Waves using P(VDF-TrFE) : The influence of Temperature*, *Measurement Science and Technology*, Mar 2002, Vol.13, pp 631-637 (IF=0,708)

G. Virone, N. Noury, J. Demongeot, A system for automatic measurement of circadian activity deviations in telemedicine, *SOU MIS en septembre 2001 à IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* (IF=1,061)

V.Rialle, F. Duchene, N. Noury, L. Bajolle, J. Demongeot, Health 'smart' home: Information technology to patients at home, *SOU MIS en Décembre 2001 à Telemedicine Journal and E-Health*.

N. Noury, G. Virone, V. Rialle, T. Creuzet, JP Thomesse, Health Smart Homes: models and implementation, *SOU MIS en Janvier 2002 à IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.

V. Rialle, J.-B. Lamy, N. Noury, L. Bajolle, "Software Agents for Health 'Smart' Homes Telemonitoring and Alarm detection: methodological approach and case study", *soumis Février 2002 à Artificial Intelligence in Medicine*.

2.2 Brevet (1)

N°01/12046 du 18 Septembre 2001 – « Détecteur de chute d'une personne », auteur N. Noury, déposant Université Joseph Fourier de Grenoble.

2.3 Congrès internationaux avec actes et comité de lecture (24)

N. Noury, Dr P. Pilichowski, A telematic system tool for home health care, in Proc. 14th Annual Intern. Conference of the IEEE-EMBS, Paris-France, Oct 92, part 3/7, 1175-1177

N. Noury, J.L. Kovalsky, H. Ettinger, Ergometric bicycle for a telematic loop-back controlled training system, in 1st French & Japanese Congress on Mechatronics, Besançon-France, Oct 92

L. Scandelari, N. Noury, Ph. Benech, E. Chamberod and P. Xavier, A sensor based on lamb waves generated with a P(VF2-VF3) film, in 8th intern. congress for Sensors transducers & systems, Nuremberg-Germany, Mai 97, A7.8, pp 43-48

A. Bleuze, A.V. Kalinin, N. Noury, E. Chamberod, Ph. Benech, Under stress analysis of rocks elastical parameters by means of PVDF piezopolymer, in Ultrasonics International 97, Delft-The Netherlands, Jul.97

L. Scandelari, N. Noury, Ph. Benech, E. Chamberod, A sensor for liquids characterization based on elastic SAW generated with P(VF2-VF3), in Ultrasonics International 97, Delft-The Netherlands, Jul.97

L. Scandelari, N. Noury, Ph. Benech, E. Chamberod, Temperature dependence of a liquid sensor based on elastic SAW generated with P(VF2-VF3), in IEEE Ultrasonics 97, Toronto-Canada, Oct.97

L. Scandelari, N. Noury, E. Chamberod, Ph. Benech, Système intégré de mesure des paramètres d'une onde de Lamb : Application à la mesure de densité de liquides , Colloque C2I - ENSET Cachan-France, « Instrumentation Interdisciplinarité et Innovation » ed. Hermès, Nov.98, pp 231-238

E. Chamberod, M. Chellough, Ph. Benech, N. Noury, L. Scandelari, Système de mesure de phase autonome pour capteur de force statique, Colloque C2I - Enset Cachan-France, « Instrumentation Interdisciplinarité et Innovation » ed. Hermès, Nov.98, pp 127-133

N. Noury, L. Scandelari, Ph. Benech, AV Kalinin, L. Scandelari, Mise en réseau de capteurs avec acquisition synchronisée - Application à la réalisation d'un hydrophone streamer, in Actes du colloque INNOCAP99 à Grenoble - France, Avril 99, pp 93-97

L. Scandelari, N. Noury, E. Chamberod, Ph. Benech, Caractérisation de liquides par ondes de Lamb à l'aide de P(VF2-VF3) : influence de la température, in 3mes journées d'études SEE de Lyon - France , « matériaux et composants piézo-pyro-ferroélectriques », sept 99

N. Noury, T. Hervé, V. Rialle, G. Virone, C. Cingala, E. Gouze, E. Mercier, Wireless ambulatory acquisition of high resolution physiological signals, in ETC2000, European Conference on Telemetry , Mai 2000, pp 199-204

N. Noury, T. Hervé, V. Rialle, G. Virone, E. Mercier, Monitoring behavior in home using a smart fall sensor and position sensors, in IEEE-EMBS « Microtechnologies in Medicine & Biology », Lyon-France, Oct 2000, pp 607-610

V. Rialle, N. Noury, T. Hervé, An experimental Health Smart Home and its distributed Internet-based Information and Communication System : first steps of a research project, in Medinfo2001, Londres, sep. 2001, pp 1479-1483

N. Noury, V. Rialle, G. Virone, The Telemedecine Home Care Station : a model and some technical hints, in Proc. Healtcomm2001, L'Aquila-Italie, Jun 2001, pp 37-40

V. Rialle, N. Noury, J. Fayn, M. Chan, E. Campo, L. Bajolle, JP. Thomesse, Health Smart Home information systems : concepts and illustrations, in Healtcomm2001, L'Aquila-Italie, Jun 2001, pp 99-103

JP. Thomesse, D. Bellot, A. Boyer, E. Campo, M. Chan, F. Charpillat, J. Fayn, C. Leschi, N. Noury, V. Rialle, L. Romary, P. Rubel, F. Steenkeste, G. Virone, Integrated Information technologies for patients remote follow up and home care, in Proc. Healtcomm2001, L'Aquila-Italie, Jun 2001, pp 3-15

N. Noury, Intégration d'un capteur de chute dans le vêtement nomade médicalisé », in Proc. 5me Rencontres Internationales Science Industrie « Nouveaux Textiles et vêtements fonctionnels », Palais des Congrès de Lyon, 27 Nov. 2001, pp 87-98

N. Noury, G. Virone, T. Creuzet, The Health Integrated Smart Home Information System (HIS²): Rules Based Localization of a Human, in Proc. IEEE-MMB2002, Madison-USA, May 2002, pp

N. Noury, A smart Sensor for the remote follow up of activity and fall detection of the elderly, in Proc. IEEE-MMB2002, Madison-USA, May 2002, pp

V. Rialle, N. Noury, J. Demongeot, L'habitat médicalisé de demain : premiers pas et résultats d'une étude prospective à Grenoble, in JFIM2002, Congrès Francophone d'Informatique Médicale, Québec, 6-7 Mai 2002

G. Virone, N. Noury, Télé-Surveillance Automatique de l'Activité dans un Habitat Intelligent pour la Santé, in JFIM2002, Congrès Francophone d'Informatique Médicale, Québec, 6-7 Mai 2002

F. Duchêne, V. Rialle, N. Noury, Télésurveillance médicale à domicile : Proposition d'une architecture pour un système de détection de situations critiques et de décision sur l'état d'un patient, in JFIM2002, Congrès Francophone d'Informatique Médicale, Québec, 6-7 Mai 2002

F. Duchêne, V. Rialle, N. Noury, Home Health Telecare : proposal of an architecture for patient monitoring and critical situation detection, in Healthcom2002, Nancy, 6-7 Jun 2002

G. Virone, N. Noury, J. Demongeot, The Health Integrated Smart Home Information System (HIS²): Monitoring the Nycthemeral Circadian Rhythms Divergences, in Healthcom2002, Nancy, 6-7 Jun 2002, pp

2.4 Communications nationales avec actes (12)

Th. Creuzet, N. Noury, M. Vergnolle, M. Nougaret, *Apprentissage à distance et télémanipulations d'un microprocesseur à l'aide d'un dispositif de visioconférence*, CETSIS-EEA97, colloque pédagogique de l'EEA, Orsay - France, Nov. 97, Actes du colloque, pp 69 - 76

N. Noury, Th. Creuzet, M. Vergnolle, M. Nougaret, *Télé-Travaux Pratiques en informatique et automatique industrielles à l'aide d'un dispositif de visioconférence*, GESI 98, Colloque pédagogique des IUT de Génie Électrique, Nantes - France, Juin 98, Actes du colloque

T. Hervé, J. P. Siché, S. Charbonnier, N. Noury et A. Grosgeorges, Mesure de pression artérielle par tonométrie, Journées Microsystèmes du CNRS, Dec 98, Paris - France

N. Noury, Th. Creuzet, L. Buathier, D. Hilaire, Télé-Travaux Pratiques en automatique industrielle à l'aide d'un dispositif de visioconférence, CETSIS-EEA99 , colloque pédagogique de l'EEA, Montpellier - France, Nov 99, Ed Cepadues, pp 69-72

Hervé T., Siché J. P., Charbonnier S., Noury N. et Grosgeorges A., Mesure de pression artérielle par tonométrie, Journées Microsystèmes du CNRS, Paris 18 décembre 1998.

T. Hervé, S. Charbonnier A. Grosgeorges, N. Noury , G. Becq, Mesure tonométrique de la tension artérielle par microcapteurs de pression et contrôle du dosage thérapeutique, Journées Microsystèmes du CNRS, Paris, 19 déc. 1999

N. Noury, V. Rialle, T. Hervé, Besoins en Réseaux de communications pour la télémédecine : Applications en soins à domicile, WCT2000, World Conference on Telemedecine , Toulouse - France, Mars 2000, Actes, pp 136-137

V. Rialle, N. Noury, T. Hervé, Le concept d'habitat intelligent et son application à la télémédecine: état de l'art et méthodologie , WCT2000, World Conference on Telemedecine , Toulouse - France, Mars 2000, pp 139

T. Hervé , N. Noury, O. Preis, V. Rialle, Microtechnologies ambulatoires en télémédecine, WCT2000, World Conference on Telemedecine , Toulouse - France, Mars 2000, Actes, pp 125

E. Castelli, D. Istrate, V. Rialle, N. Noury, Reconnaissance de la parole en situation de stress. Application à la surveillance médicale dans un habitat intelligent, *ORAGE2000, Aix en Provence-France*, Jun 2001, 362-371

JP. Thomesse, D. Bellot, A. Boyer, E. Campo, M. Chan, F. Charpillat, J. Fayn, C. Leschi, N. Noury, V. Rialle, L. Romary, P. Rubel, F. Steenkeste, G. virone, TISSAD : Technologies de l'Information au Service des Soins à Domicile, *Journées AIM2001 « Télémédecine de eSanté » Paris*, Jun 2001, 15

V. Rialle, N. Noury, J. Demongeot, *L'habitat médicalisé de demain*, in E-Santé : Médecine de pointe, Médecine de proximité, 23-24 Janvier 2002, Faculté de Médecine de Lille.

2.5 Chapitres dans des livres (3)

L. Scandelari, N. Noury, E. Chamberod, Ph. Benech, *Système intégré de mesure des paramètres d'une onde de Lamb : Application à la mesure de densité de liquides* , « Instrumentation Interdisciplinarité et Innovation » ed. Hermès, 1998, pp 231-238

V. Rialle, N. Lauvernay, N. Noury, *Besoins et réponses technologiques en télé-gérontologie : un foisonnement de possibilités et quelques interrogations*, « Télémédecine en gérontologie » Serdi Editions, Paris-France, 2000, pp 81-104

JP Thomesse et al. (dont N. Noury), « TISSAD, Technologies de l'Information Intégrées aux Services des Soins Domicile », à paraître dans l'ouvrage n°13 de la collection "Informatique et Santé", dirigée par P. Degoulet et M. Fieschi , Paris, Springer-Verlag France, 2002.

2.6 Conférences invitées (4)

N. Noury, V. Rialle, La Télémédecine au service du maintien à domicile , Université Inter-âges du Dauphiné – Grenoble, 12 Octobre 2001

N. Noury, V. Rialle, Le poste domotique santé, in Workshop “Architecture, acteurs et données : quels modèles pour la télésanté ?” – Séminaire TISSAD, Faculté des sciences de Nancy, 21 Novembre 2001

N. Noury, Intégration d'un capteur de chute dans le vêtement nomade médicalisé, in 5me rencontre internationale NTVF "Les textiles bio-communicants", Palais des congrès de Lyon, 27 Novembre 2001.

V. Rialle, N. Noury, *L'habitat médicalisé de demain*, Colloque « Nouvelles Technologies pour la Santé des personnes âgées » - Faculté de Médecine de Bobigny, 26 Janvier 2002.

2.7 Séminaires (5)

N. Noury, "Data Transfer and industrial networks", Institut National Polytechnique de Grenoble, 1998.

N. Noury, V. Rialle, Technologies pour la télémédecine , Université du Québec à Montréal – Département d'Informatique de l'UQAM, 17 décembre 1999

N. Noury, V. Rialle, Habitats intelligents pour la santé , Université de Montréal – Centre Universitaire de Gériatrie de l'UdM, 13 septembre 2000

N. Noury, Informatique Industrielle : système centralisé versus système distribué , Université de Da Nang – Viet Nam, 16Avril 2001

N. Noury, « Dispositifs techniques pour la détection et la prévention de la chute chez la personne âgée », DU Ingénierie du Vieillissement, IUP « Ville et Santé » – Bobigny, 25 janvier 2002

2.8 Diffusion Scientifique

Articles de magazines et de journaux : Papyrus, CNRS Info Décembre 2001, le journal du CNRS Novembre 2001, Le Dauphiné Libéré, L'hebdo, Le courrier international, le quotidien du médecin.

Emissions télévisuelles : « Technologies... », dans la série Scalpel, ARTE, le 13 Décembre 2001, émission sur F2 en Mars 2002, informations régionales sur F3 en Mars 2002.

2.9 Mémoires et rapports (14)

N. Noury, "Etude d'un simulateur temps réel de machines tournantes"
Mémoire de DEA, Institut National Polytechnique de Grenoble, juin 1989.

N. Noury, "Système télématique pour l'organisation de l'hospitalisation à domicile"
Thèse de doctorat, Université Joseph Fourier de Grenoble, novembre 1992.

N. Noury, « Serveur télématique pour le DUT Multimédia »
Rapport d'étude, IUT1 de Grenoble, Mai 1994.

P. Barrabé, N. Noury, P. Fabry, Ch. Gontran., « Electrodes spécifiques tout solide à électronique intégrée »
Rapport final d'activités, Convention Région Rhône Alpes n° H02150, juil. 96.

N. Noury, "Asservissements linéaires" support de cours
DEST Mesures et Contrôles Industriels, CUEFA-CNAM de Grenoble, 1991.

N. Noury, "CM, TD et TP d'informatique industrielle de 1re année d'IUT Génie Electrique", 1993.

N. Noury, "CM, TD et TP d'informatique industrielle de 2me année d'IUT Génie Electrique", 1994.

N. Noury, "Asservissements d'antennes pour la poursuite des satellites de télécommunications", Supports de formation, Neyrpic-GEC ALSTHOM, 1995.

N. Noury, "CM, TD et TP de réseaux de télécommunications en IUT de Génie Electrique", 1997.

N. Noury, "Data Transfer and industrial networks", Support du séminaire INPG, 1998.

N. Noury, "Systèmes à microprocesseurs", cours de maîtrise EEA, 1999.

N. Noury, Rapports d'expertise ANVAR n°A9603018D/AE, n°A9605038D/AE, n°A9610088D/AE, n°A9702014D/AE, n°A9703082V/AE, n° A9707268V/AE, N°...

N. Noury, Séminaire sur la mise en réseau en Informatique Industrielle, Da Nang-Viet Nam, 2001.

N. Noury, JP Thomesse, F. Perruchot, Rapport final du projet THISSAD : Les Systèmes domotiques pour la santé, Janvier 2002

Résumé

Le capteur a profité des récents progrès en matière d'intégration des composants électroniques qui permettent désormais de rassembler dans un même volume très réduit à la fois le capteur, l'électronique de conditionnement des signaux et les circuits numériques de traitement des données et de communication avec l'extérieur. Mais le capteur Intelligent va bien au-delà de cette simple juxtaposition, il sait extraire l'information nécessaire à une prise de décision, il intègre des services qui lui permettent de participer pleinement à la mission du système de décision distribué, au sein duquel les équipements coopèrent via un système de communication dédié, l'ossature d'une véritable base de données temps-réel.

Ce mémoire introduit progressivement la notion de capteur intelligent en s'appuyant sur de nombreux exemples tirés de l'expérience personnelle de l'auteur, depuis des capteurs à base de polymères piézoélectriques pour des applications industrielles, jusqu'aux systèmes domotiques pour le suivi de la santé à domicile, en passant par des capteurs embarqués pour la télémédecine.

Mots Clefs :

Capteur, Capteur intelligent, Fusion de capteurs, Fusion de données, Polymères piézoélectriques, Télémédecine, Domotique pour la santé.

Abstract

Sensors have benefited of the recent progress in microelectronics which makes it now possible to integrate in a reduced volume both the sensor, the conditioning analogue electronics and the digital circuits for data processing and external communication. But the smart sensor goes far beyond this simple juxtaposition, it can extract the information for diagnosis, it integrates services to fully participate to a distributed decision system, which components all cooperate through a communication system, thus constituting a real time data base.

This work introduces the concept of smart sensor through many examples taken from the own experience of the author, starting from sensors based on a piezo-polymer for industrial applications, to home automation systems for home health care and autonomous sensors for telemedicine applications.

Key words :

Sensor, Smart Sensor, Sensor Fusion, Data Fusion, Piezo-polymers, Telemedicine, Home Health Care.
