



HAL
open science

Nouveaux outils de communication pour le diagnostic partagé et la surveillance du patient - application au domaine de l'auscultation

Sandra Reichert

► **To cite this version:**

Sandra Reichert. Nouveaux outils de communication pour le diagnostic partagé et la surveillance du patient - application au domaine de l'auscultation. Réseaux et télécommunications [cs.NI]. Université de Technologie de Belfort-Montbéliard, 2009. Français. NNT : 2009BELF0116 . tel-00608454

HAL Id: tel-00608454

<https://theses.hal.science/tel-00608454>

Submitted on 13 Jul 2011

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.

THESE DE DOCTORAT
Université de Technologie de Belfort Montbéliard et Université de Franche Comté
Ecole doctorale Sciences Pour l'Ingénieur et Microtechniques (S.P.IM.)

Pour obtenir le grade de
DOCTEUR
DISCIPLINE : INFORMATIQUE

**NOUVEAUX OUTILS DE COMMUNICATION
POUR LE DIAGNOSTIC PARTAGE ET LA SURVEILLANCE DU
PATIENT**

APPLICATION AU DOMAINE DE L'AUSCULTATION

par

Sandra REICHERT
Laboratoire Systèmes et Transport
Université de Technologie de Belfort-Montbéliard

Soutenue le 10 octobre 2009 devant le Jury composé de :

Juan Pablo GRUER	Président du Jury	Professeur à l'UTBM
Pierre GOUTON	Rapporteur	Professeur à l'Université de Bourgogne
Anne CHARLOUX	Rapporteur	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier aux Hôpitaux de Strasbourg
Emmanuel ANDRES	Examineur	Professeur à la Faculté de Médecine de Strasbourg et Praticien Hospitalier
Raymond GASS	Examineur	Manager de projets <i>eHealth</i> à Alcatel-Lucent
Abderrafiâa KOUKAM	Directeur de Thèse	Professeur à l'UTBM
Amir HAJJAM EL HASSANI	Co-Directeur de Thèse	Maître de conférences à l'UTBM

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à exprimer un grand merci à M. Raymond Gass, mon encadrant au sein de la société Alcatel-Lucent tout au long de ces 3 années, sans qui ces projets et cette thèse Cifre n'auraient pas vu le jour.

Merci aux Pr. Abder Koukam et Amir Hajjam pour avoir accepté d'encadrer cette thèse, un peu atypique par rapport à leur domaine d'activité habituel. Merci pour le temps passé à avoir travaillé sur ces projets, pour les relectures et pour les déplacements sur Strasbourg. Merci au laboratoire Systèmes et Transport au sein duquel je peux soutenir ma thèse.

J'exprime mes remerciements aux Pr. Pierre Gouton et Anne Charloux pour avoir accepté d'être rapporteur de cette thèse.

Je remercie également le Pr. Emmanuel Andres et le Dr. Christian Brandt pour leur support concernant tout le contenu médical, leur enthousiasme pour les projets, et toute l'aide qu'ils ont pu apportée. Merci également aux autres médecins pour le temps qu'ils nous ont consacré.

Je remercie également toutes les personnes au sein d'Alcatel Lucent pour m'avoir accueillie et offert un poste pendant ces années de thèse Cifre.
Merci aux différents membres des consortiums STETAU et ASAP.

Enfin, merci aux Pr. Michel de Mathelin et Thomas Noël pour l'initialisation, du côté universitaire de cette thèse et l'encadrement pendant la première année.

Enfin, je remercie tous les stagiaires, et assistantes qui ont partagé un bout de chemin avec moi à Alcatel-Lucent, sur ces projets passionnants.

Pour finir, un merci à toutes les personnes que je n'ai pas citées, mais qui se reconnaîtront sûrement, et qui m'ont soutenues et encouragées.

RESUME

Nouveaux outils de communication pour le diagnostic partagé et la surveillance du patient *Application au domaine de l'auscultation*

Ce travail est fondé sur l'étude de nouveaux outils de télémédecine ; l'accent sera mis sur la création d'un système d'auscultation. Trois points ont été développés dans ce document :

- *la conception d'une plateforme innovante pour un meilleur suivi du patient et des échanges simplifiés entre professionnels de santé.* Le système d'auscultation proposé permet notamment de réaliser des enregistrements et visualisations d'auscultations antérieures, des télé-auscultations, des envois de données auscultatoires à un expert, de demander un second avis temps réel, d'apporter une aide pédagogique pour l'enseignement de l'auscultation.
- *l'étude et la réalisation d'un prototype de stéthoscope électronique.* En effet, nos travaux ont mis en lumière la nécessité de disposer d'un outil de capture du son performant et adapté à une analyse automatique. Cet outil doit disposer de caractéristiques particulières en termes de courbe de réponse, de bande de fréquence, de filtrage... mais également d'ergonomie.
- *l'étude d'un format d'échange des données auscultatoires.* Aujourd'hui, il n'existe pas de standard pour transmettre de telles données. Nous avons mis en lumière l'intérêt de permettre cet échange d'informations, défini la nature des données devant être transportées (son mais également données patient, médico-légales, sémiologie...) et le moyen de les transmettre.

Mots clés : télémédecine, auscultation, analyse des sons, protocoles de communication, stéthoscope.

SOMMAIRE

CHAPITRE 1 - INTRODUCTION	9
1.1 CONTEXTE	9
1.2 PROBLEMATIQUE ET OBJECTIFS	10
1.3 APPROCHE ET ANNONCE DU PLAN	12
CHAPITRE 2 - CONTEXTE, LA PLATEFORME DE TÉLÉMEDECINE.....	14
2.1 INTRODUCTION.....	15
2.2 UN CONTEXTE OU L'AUGMENTATION DE LA DEMANDE DE SANTE EST CROISSANTE	15
2.2.1 <i>L'augmentation des demandes de santé</i>	15
2.2.2 <i>Vers la problématique</i>	16
2.3 LES PLATEFORMES DE TELEMEDECINE EXISTANTES.....	17
2.3.1 <i>Projets de télémédecine</i>	17
2.3.2 <i>Exemples de plateformes</i>	17
2.3.3 <i>Problématique</i>	20
2.4 LA PLATEFORME MERCURE.....	21
2.4.1 <i>Objectifs de la plateforme</i>	21
2.4.2 <i>Description de la plateforme MERCURE</i>	22
2.4.3 <i>STETAU : outils pour la collecte des sons auscultatoires</i>	24
2.4.4 <i>ASAP : autour de l'analyse sons et de l'Ecole de l'Auscultation</i>	25
2.4.5 <i>EPIDAURE : autour de la médecine urgentiste</i>	29
2.4.6 <i>MERCURE : un projet de télémédecine innovant</i>	34
2.4.7 <i>REVES : un terminal multimédia pour les enfants malades</i>	35
2.5 CONCLUSION.....	40
CHAPITRE 3 - ETAT DE L'ART : ANALYSE DES SONS AUSCULTATOIRES PULMONAIRES.....	41
3.1 INTRODUCTION : OBJECTIFS DE L'ANALYSE DES SONS	42
3.2 OBJECTIFS DE L'ANALYSE AUTOMATIQUES DES SONS	42
3.3 DEFINITION DES TERMES.....	44
3.3.1 <i>Termes relatifs aux sons</i>	44
3.3.2 <i>Termes relatifs aux marqueurs connus</i>	44
3.4 TECHNIQUES DE CAPTURE	46
3.5 FACTEURS INFLUENÇANT LA MESURE	47
3.6 CARACTERISTIQUES DES CYCLES RESPIRATOIRES	48
3.7 CARACTERISTIQUES DES SONS PULMONAIRES.....	48
3.7.1 <i>Caractéristiques de sibilants</i>	48
3.7.2 <i>Caractéristiques des crépitants</i>	49
3.8 DETERMINATION DU CYCLE RESPIRATOIRE	51

3.8.1	<i>Utilisation de la puissance spectrale</i>	51
3.8.2	<i>Utilisation des réseaux de neurones et perceptrons</i>	51
3.8.3	<i>Autres méthodes de détection des phases</i>	52
3.8.4	<i>Synthèse</i>	53
3.9	DETECTION DE MARQUEURS CONNUS	54
3.9.1	<i>Détection des sibilants</i>	54
3.9.2	<i>Détection des crépitants</i>	56
3.10	CLASSIFICATION DES SONS	59
3.11	NOS ORIENTATIONS	61
CHAPITRE 4 - ARCHITECTURE GLOBALE ET APPLICATION À L'AUSCULTATION		63
4.1	INTRODUCTION	64
4.2	ARCHITECTURE GENERALE	64
4.3	SOLUTION LOGICIELLE PROPOSEE	66
4.3.1	<i>La capture et le traitement du son : l'application Stetho</i>	67
4.3.2	<i>La transmission des données : le couplage de Stetho à notre Softphone</i>	72
4.3.3	<i>L'utilisation du stéthoscope au sein de l'hôpital : le serveur hôpital et le couplage avec les postes IP</i>	73
4.4	LE STETHOSCOPE ET SON INTERACTION AVEC L'ENVIRONNEMENT GLOBAL	75
4.4.1	<i>Utilisation de notre stéthoscope en ambulatoire</i>	75
4.4.2	<i>Utilisation de notre stéthoscope en fixe</i>	78
4.4.3	<i>Utilisation de notre stéthoscope derrière un poste VoIP</i>	79
4.4.4	<i>Utilisation de notre stéthoscope pour l'éducation (hôpital)</i>	80
4.5	CONCLUSION	81
CHAPITRE 5 - PRÉLÈVEMENT DES SONS		82
5.1	INTRODUCTION	83
5.2	DEFINITIONS ET PROCEDURE DE TEST	83
5.2.1	<i>Définitions</i>	83
5.2.2	<i>Mesures effectuées</i>	84
5.3	LES STETHOSCOPES EXISTANTS	84
5.3.1	<i>Caractéristiques des modèles électroniques</i>	85
5.3.2	<i>Conclusion sur les stéthoscopes du marché</i>	92
5.4	INFLUENCE DU TUYAU SUR LE SON PERÇU	94
5.5	CARACTERISTIQUES DES SONS UTILISES DANS L'ETAT DE L'ART ET PROBLEMATIQUE RENCONTREE	95
5.6	NOTRE PROPOSITION : CARACTERISTIQUES ET CAPTURE DES SONS POUR NOTRE ETUDE	95
5.6.1	<i>Les sons recherchés</i>	96
5.6.2	<i>Choix du mode de communication</i>	97
5.6.3	<i>Architecture physique de notre prototype</i>	104
5.7	TESTS EFFECTUES ET RESULTATS OBTENUS	105
5.8	CONCLUSION	107
CHAPITRE 6 - PROTOCOLES DE COMMUNICATION ET TRANSFERT DE DONNÉES		109
6.1	INTRODUCTION	110
6.2	PROTOCOLES DE COMMUNICATION	111
6.2.1	<i>Bluetooth Device Medical Profile</i>	111

6.2.2	DICOM.....	114
6.3	DE NOUVEAUX BESOINS POUR DE NOUVEAUX SIGNAUX	116
6.3.1	<i>Communication capteur – équipement de traitement.....</i>	<i>116</i>
6.3.2	<i>Transmission des informations sur le réseau</i>	<i>117</i>
6.4	RESULTATS ET PROPOSITION D’IMPLEMENTATION.....	123
6.5	CONCLUSION.....	125
CHAPITRE 7 - PERSPECTIVES MÉDICALES : DE		
L’ANALYSE DES SONS À L’AIDE AU DIAGNOSTIC126		
7.1	INTRODUCTION.....	127
7.2	INTERPRETATION ET AIDE AU DIAGNOSTIC EN PNEUMOLOGIE.....	128
7.2.1	<i>Les bruits pulmonaires.....</i>	<i>128</i>
7.2.2	<i>Cas cliniques et apports.....</i>	<i>131</i>
7.3	INTERPRETATION ET AIDE AU DIAGNOSTIC EN CARDIOLOGIE.....	136
7.3.1	<i>Les bruits cardiaques</i>	<i>136</i>
7.3.2	<i>L’évolution : du phonocardiogramme au stéthoscope communiquant</i>	<i>142</i>
7.3.3	<i>Les bruits du cœur et les indices de fonction du ventricule gauche</i>	<i>142</i>
7.3.4	<i>Cas cliniques et apports.....</i>	<i>143</i>
7.4	LES APPORTS DU NOUVEAU SYSTEME PROPOSE	159
7.4.1	<i>Confortation du diagnostic.....</i>	<i>159</i>
7.4.2	<i>Illustration des la gravité d’une pathologie.....</i>	<i>159</i>
7.4.3	<i>Illustration de l’efficacité d’un traitement.....</i>	<i>159</i>
7.4.4	<i>Suivi de l’évolution dans le temps.....</i>	<i>159</i>
7.4.5	<i>Réalisation d’un diagnostic.....</i>	<i>159</i>
7.4.6	<i>Éducation.....</i>	<i>160</i>
7.4.7	<i>Partage des données.....</i>	<i>160</i>
7.4.8	<i>De nouvelles perspectives.....</i>	<i>160</i>
7.5	CONCLUSION.....	161
CHAPITRE 8 - CONCLUSION GÉNÉRALE162		
8.1	RAPPEL DE LA PROBLEMATIQUE	162
8.2	TRAVAUX REALISES ET CONTRIBUTION PROPOSEE.....	163
8.3	TRAVAUX FUTURS ET PERSPECTIVES.....	165
8.3.1	<i>Analyse des sons et implémentation d’algorithmes temps réel sur équipements mobiles 165</i>	
8.3.2	<i>Extension et interaction avec d’autres capteurs.....</i>	<i>165</i>
8.3.3	<i>Perspectives : l’Ecole de l’Auscultation.....</i>	<i>166</i>
8.4	CONCLUSION.....	167
BIBLIOGRAPHIE168		
GLOSSAIRE.....178		

TABLE DES FIGURES

Figure 1 : Le système d'auscultation proposé	11
Figure 2 : Déclinaisons des projets de télémédecine.....	17
Figure 3 : La plateforme MERCURE.....	22
Figure 4 : Traité de l'auscultation du Dr Laennec [Laennec 19]	24
Figure 5 : L'un des premiers stéthoscopes	24
Figure 6 : Exemple de souffle d'éjection issu d'internet	26
Figure 7 : Exemple de souffle d'éjection réel, enregistré avec notre équipement	26
Figure 8 : Le projet ASAP.....	28
Figure 9 : Exemples d'équipements de mesures communicants.....	31
Figure 10 : Le projet EPIDAURE.....	33
Figure 11 : Le projet MERCURE	35
Figure 12 : Sony Aibo ERS-7	36
Figure 13 : Le projet RÊVES.....	37
Figure 14 : Représentation des flux de communication mis en œuvre lorsque le personnel médical commande le terminal multimédia (chien) depuis un téléphone IP	38
Figure 15 : Le générateur de jeux que nous avons développé.....	39
Figure 16 : Interaction jeux/robot.....	39
Figure 17 : Spectrogramme d'un sibilant.....	49
Figure 18 : Forme d'onde d'un crépitant.....	50
Figure 19 : Les méthodes de détection des sibilants.....	56
Figure 20 : Les méthodes de détection des crépitants	57
Figure 21 : Architecture innovante proposée pour l'auscultation.....	65
Figure 22 : IHM du site « Ecole de l'Auscultation »	66
Figure 23 : Interface de l'application Stetho version Pocket PC et PC.....	67
Figure 24 : Architecture logicielle	68
Figure 25 : Capture du son en flux duplex	68
Figure 26 : MCD (Modèle Conceptuel de Données) de la base de données proposée	70
Figure 27 : Interaction client/serveur	71
Figure 28 : Interaction MPC ↔ Stetho.....	72
Figure 29 : IHM de l'application MPC pour Pocket PC et PC.....	73
Figure 30 : IHM de l'application Stetho sur postes IP	74
Figure 31 : Flux audio gérés par le serveur.....	74
Figure 32 : Architecture innovante proposé	75
Figure 33 : Un son auscultatoire documenté	78
Figure 34 : Utilisation du stéthoscope dans l'hôpital.....	79
Figure 35 : Affichage sur poste IP d'un son auscultatoire (à gauche) et d'un ECG (à droite).....	80
Figure 36 : SLR et RLR.....	84
Figure 37 : Tests acoustiques.....	84
Figure 38 : Courbe SLR du stéthoscope Andromed.....	86
Figure 39 : Analyse fréquentielle.....	89

Figure 40 : Représentation temporelle et fréquentielle.....	89
Figure 41 : Cardionics – enregistrement 1.....	90
Figure 42 : Cardionics – enregistrement 2.....	90
Figure 43 : Courbe SLR d'un enregistrement réalisé pour visualiser d'influence du tuyau	94
Figure 44 : Sons auscultatoires et plage de fréquence.....	96
Figure 45 : Son cardiaque normal.....	97
Figure 46 : Son cardiaque - Souffle aortique.....	97
Figure 47 : Structure des différents profils Bluetooth	101
Figure 48 : Parcours des flux audio.....	101
Figure 49 : Architecture physique du stéthoscope proposé.....	104
Figure 50 : Notre prototype : version médecin (à gauche) et version patient (à droite).	105
Figure 51 : Courbe SLR de notre équipement (stéthoscope).....	105
Figure 52 : Auscultation cardiaque – sténose aortique sévère – souffle éjectionnel systolique.....	106
Figure 53 : Auscultation pulmonaire normale	106
Figure 54 : Courbes SLR – à gauche notre équipement, à droite un équipement présentant des filtres.....	107
Figure 55 : Auscultation pulmonaire – BPCO.....	108
Figure 56 : Exemple de Medical Profile utilisé avec transmission à un professionnel de santé	112
Figure 57 : Utilisation du profil médical – données streaming et non-streaming – partage de données avec un fournisseur de santé	113
Figure 58 : Principaux composants du PACS. Les équipements d'acquisition d'images (« modalités ») stockent les images sur des archives numériques. Ces images sont visualisées par des praticiens à partir des stations de visualisation [Piankyh 08].	115
Figure 59 : Notre proposition de MCD relatif à l'auscultation.....	118
Figure 60 : Exemple de fichier .stet.....	122
Figure 61 : Proposition d'interface PC pour la saisie de la sémiologie pulmonaire et cardiaque.....	123
Figure 62 : Proposition d'interface sur Postes IP.....	124
Figure 63 : Exemple de phonopneumogramme : enregistrement pulmonaire normal... ..	128
Figure 64 : Auscultation pulmonaire normale	132
Figure 65 : Bronchiolite.....	132
Figure 66 : Bronchiolite après kinésithérapie respiratoire.....	133
Figure 67 : Auscultation pulmonaire d'un patient atteint de BPCO	134
Figure 68 : Auscultation pulmonaire d'un patient atteint d'une BPCO et d'une condensation pulmonaire liée à un cancer broncho pulmonaire.....	135
Figure 69 : Schéma anatomique et localisation des valves cardiaques sur le cœur droit et le cœur gauche [Almange 06]	136
Figure 70 : Schéma des bruits du cœur et leur rapport avec le signal ECG.....	136
Figure 71 : Evolution des pressions intracardiaques et leurs répercussions sur le jeu valvulaire pendant le cycle cardiaque [Almange 06].....	137
Figure 72 : Systole ventriculaire (à gauche) et diastole ventriculaire (à droite).....	138
Figure 73 : Bruits surajoutés diastoliques et systoliques.....	138
Figure 74 : Caractérisation schématique des souffles pendant la révolution cardiaque.. ..	139
Figure 75 : Chronologie du souffle systolique d'éjection.....	139
Figure 76 : Chronologie du souffle holosystolique de régurgitation	140
Figure 77 : Auscultation cardiaque normale.....	143
Figure 78 : Insuffisance aortique.....	143
Figure 79 : Insuffisance aortique.....	144

Figure 80 : Insuffisance aortique.....	145
Figure 81 : Insuffisance aortique (zoom).....	145
Figure 82 : Echographie-Doppler d'un patient atteint d'insuffisance aortique.....	146
Figure 83 : Souffle de sclérose aortique.....	147
Figure 84 : Souffle de sclérose aortique (zoom).....	147
Figure 85 : Rétrécissement aortique.....	148
Figure 86 : Rétrécissement aortique (zoom).....	148
Figure 87 : Insuffisance mitrale télésystolique.....	149
Figure 88 : Insuffisance mitrale télésystolique (zoom).....	150
Figure 89 : Insuffisance mitrale holosystolique.....	150
Figure 90 : Insuffisance mitrale holosystolique (zoom).....	151
Figure 91 : Valve mitrale Starr-Edwards (Caged ball valve).....	152
Figure 92 : Double valve mitrale et aortique.....	153
Figure 93 : Double valve mitrale et aortique (zoom sur un cycle cardiaque).....	154
Figure 94 : Prothèse mécanique aortique.....	155
Figure 95 : Prothèse mécanique aortique (zoom sur un cycle cardiaque).....	155
Figure 96 : Valve mitrale.....	156
Figure 97 : Valve mitrale (zoom).....	156
Figure 98 : RBBB.....	157
Figure 99 : Souffle systolique intermittent de haute fréquence - Triolet.....	158
Figure 100 : Bruit de triolet (zoom).....	158
Figure 101 : La plateforme MERCURE.....	163
Figure 102 : Architecture innovante proposée pour l'auscultation.....	164
Figure 103 : Exemple d'auscultation cardiaque obtenue avec notre prototype – insuffisance aortique non audible.....	164

Chapitre 1 - INTRODUCTION

Aujourd'hui, les technologies de l'information et de la communication offrent de nombreuses possibilités dans le domaine de la médecine. Cette thèse s'inscrit à la frontière entre l'informatique et la médecine, et s'attardera plus particulièrement sur l'auscultation, une pratique encore peu exploitée par la télémédecine.

La télémédecine consiste en l'utilisation des télécommunications et des technologies de l'information pour permettre l'accès aux informations médicales, la prestation de soins et la supervision des patients à distance.

1.1 CONTEXTE

C'est le 8 novembre 1994 que la première démonstration de télémédecine a été réalisée. Depuis, les techniques mettant en œuvre les télécommunications et les technologies afin de fournir une prestation de soins de santé à distance et d'échanger des informations médicales se développent et prennent une part de plus en plus importante dans le monde médical. La télémédecine est née ; et elle se décline aujourd'hui en divers domaines : téléconsultation, télé-expertise, télétransmission, mais aussi télé-chirurgie, télé-radiologie, télé-psychiatrie...

Depuis quelques années, on constate une augmentation de la demande en télémédecine. Parallèlement, de très nombreux projets et outils pour la télémédecine répondant chacun à une demande spécifique (comme par exemple les équipements sans fil, les outils de visioconférence ou visio-consultation...) existent et se développent. Cependant, trop rares sont les solutions globales mettant en œuvre toute la chaîne de consultation médicale.

Il apparaît donc nécessaire de mettre en place des plateformes permettant une communication unifiée et une réelle efficacité. Les plateformes de télémédecine actuelles sont encore trop souvent limitées à des outils de visioconférence, ou outils informatiques.

Or, cela ne répond qu'à un petit sous ensemble du besoin réel. Notre ambition est d'aller plus loin, et de proposer une plateforme de télémédecine qui ne se limite plus uniquement à un transfert de fichiers ou de vidéos. Notre idée consiste à proposer un outil global qui s'intégrerait à part entière dans une consultation médicale.

Parallèlement, depuis la création, il y a près de deux siècles, du stéthoscope en 1819 par le Dr Laennec, l'auscultation n'a que peu évolué.

Notre objectif est d'utiliser aujourd'hui le potentiel offert par les deux domaines que sont l'informatique et la médecine : il s'agit d'utiliser cet outil emblématique qu'est le stéthoscope pour le médecin et de l'enrichir à l'aide des nouvelles techniques de télécommunication, afin d'en faire un outil puissant, et adapté à l'évolution de la médecine actuelle.

Ainsi, fin 2005, nous avons initialisé la création d'une plateforme de télémédecine : la plateforme MERCURE. Elle se décline en cinq projets, chacun focalisé plus particulièrement sur un acteur de santé, à savoir, le médecin généraliste, le médecin hospitalier, l'urgentiste, mais également le patient lui-même. Les deux premiers projets de la plateforme MERCURE, nommés STETAU et ASAP, sont orientés autour de la création d'un stéthoscope électronique, l'analyse des sons et de la mise en place d'outils pour le patient et le médecin. La finalité du projet ASAP est la création de l'Ecole de l'Auscultation avec pour objectif premier le repositionnement de l'auscultation comme un examen non invasif fondamental dans l'élaboration du diagnostic médical, le tout en poussant ses potentialités à l'aide de nouvelles technologies.

Dans ce contexte, la collaboration de différentes disciplines scientifiques, telles que les télécommunications, le traitement du signal, l'informatique, l'intelligence artificielle, et la médecine, est nécessaire pour parvenir à un résultat pertinent pour les praticiens.

Ces travaux ont été réalisés dans le cadre d'une convention Cifre (*Conventions Industrielles de Formation par la Recherche*) avec la société Alcatel-Lucent.

1.2 PROBLEMATIQUE ET OBJECTIFS

Notre travail s'intéresse plus particulièrement à la définition d'un outil de capture du son auscultatoire qui sera mis à la disposition des différents acteurs médicaux, associé à des outils de visualisation (temporels et spectraux) et d'identification des marqueurs connus, et qui permettra à terme d'avoir accès à une aide au diagnostic.

Pour cela, nous proposons d'avoir une approche globale : il s'agit de développer un outil complet, efficace avec des caractéristiques spécifiques (en terme de courbe de réponse, bande passante...), ergonomique et utilisable par les médecins dans leur quotidien.

Notre étude se focalise sur l'analyse des sons auscultatoires dans le domaine pulmonaire, et s'inscrit dans cette volonté de rendre la médecine plus factuelle.

L'auscultation pulmonaire fournit un signal qui est généralement constitué de différents sons : le murmure vésiculaire (bruit normal) et les sons adventices (continus comme les sibilants ou discontinus comme crépitants). La présence ou l'absence de ces sons, ainsi que leur place dans le cycle respiratoire fournissent des informations précieuses caractérisant l'état et la nature pathologique du patient.

La finalité de cette étude est de développer un outil automatisé permettant aux médecins de disposer d'une source d'information plus objective que le stéthoscope traditionnel lors de l'auscultation pulmonaire.

La thèse propose le développement d'un système d'auscultation qui permette de :

- collecter des sons ;
- visualiser les informations sur des équipements hétérogènes (PC, PDA, postes téléphoniques) ;
- transporter et archiver l'information ;
- exploiter les données.

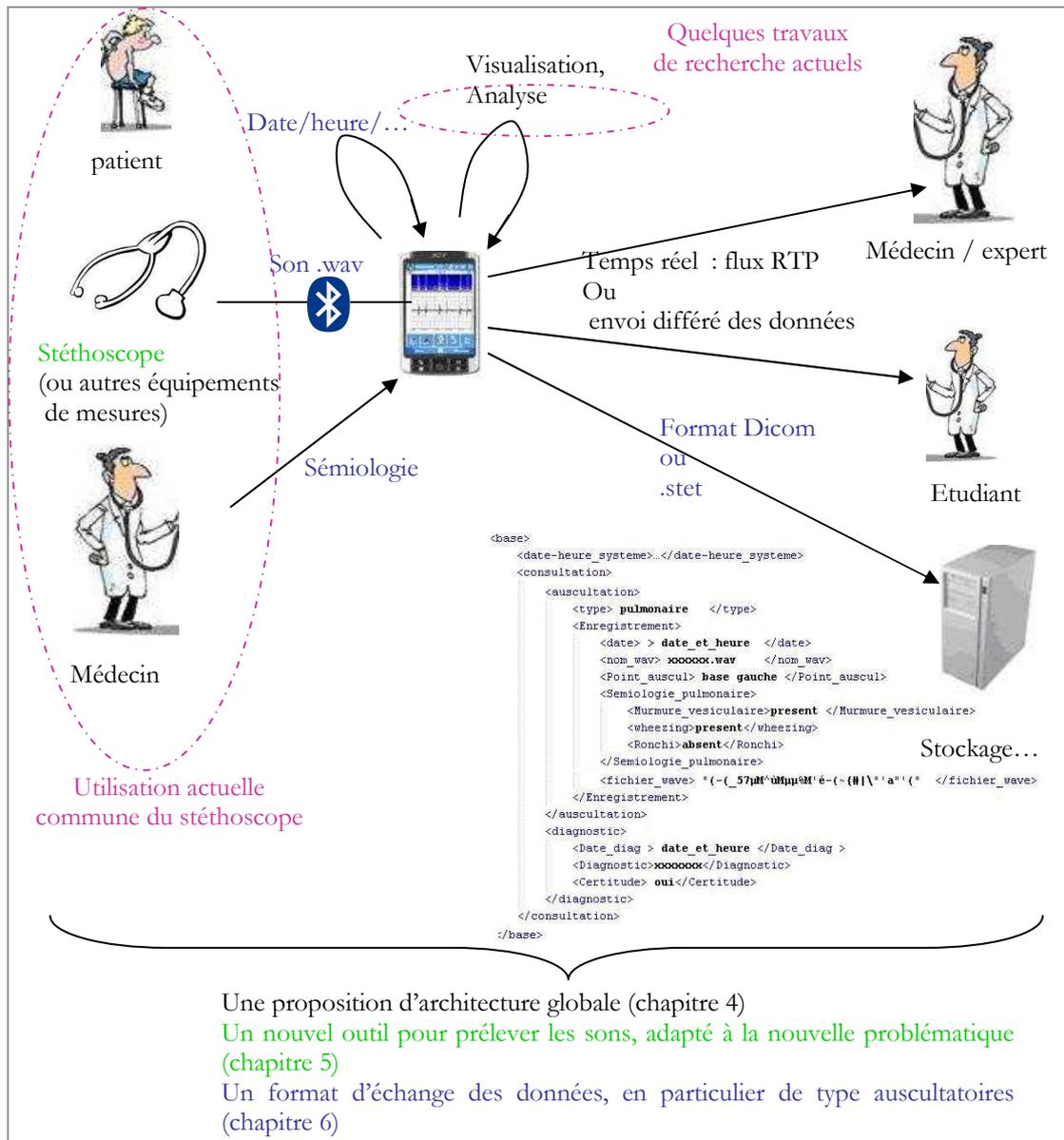


Figure 1 : Le système d'auscultation proposé

Les problématiques soulevées par le développement d'un tel système sont :

- le prélèvement des sons ;
- la définition de formats de transport de données (il s'agit des sons, mais associés à leurs informations).

L'analyse et l'aide au diagnostic constituent la finalité et pourront faire l'objet de futurs travaux.

Notre contribution s'appuie sur la proposition d'une architecture originale, la définition et la mise en œuvre d'un prélèvement des sons adaptés à une analyse et aide au diagnostic, et la définition d'un format de transport des données auscultatoires. Cela permet d'ouvrir de nouvelles perspectives afin de replacer l'auscultation comme examen médical non invasif fondamental.

L'objectif est d'augmenter la fiabilité des diagnostics et des prises de décision en se basant sur une analyse des signaux auscultatoires. L'étude s'inscrit ainsi dans la volonté de rendre la médecine factuelle.

1.3 APPROCHE ET ANNONCE DU PLAN

Après une présentation du contexte globale dans lesquels s'inscrivent nos travaux et de la plateforme MERCURE (chapitre 2), nous décrivons l'état de l'art dans le domaine de l'analyse des sons auscultatoires pulmonaires (chapitre 3). Cet état de l'art nous permettra de mieux comprendre et présenter l'intérêt de notre travail autour d'une plateforme de télésanté plus particulièrement pour tout ce qui a trait à l'auscultation. Il mettra en lumière l'existence d'outils d'aide au diagnostic pertinents. Cependant, ces outils ne sont pas utilisés dans la pratique médicale quotidienne. C'est là que se positionne notre apport et nos travaux.

Pour cela, nous présenterons l'architecture générale de la solution que nous proposons de mettre en place dans le cadre du traitement des sons auscultatoires (chapitre 4). Les premiers éléments de cette architecture ont été implémentés sur différents équipements avec une large liste de fonctionnalités et de cas d'utilisation. Une présentation de l'aspect technique est donnée dans ce chapitre. Ainsi, cet outil de diagnostic automatisé doit être utilisable, à la fois sur des équipements fixes (ordinateur de bureau ou portable), des équipements mobiles tels que les pockets PC et des postes téléphoniques qui sont situés dans la chambre du patient à l'hôpital. L'outil doit pouvoir communiquer sans fil avec les dispositifs d'acquisition des signaux et la base de données qui contient les données « patient » et les sons relatifs aux signaux auscultatoires. Enfin, les développements algorithmiques et logiciels doivent tenir compte de la contrainte temps réel.

Suite à cela, nous décrivons plus en détails des éléments qui nous apparaissent comme étant les plus pertinents.

Ainsi, ces études mettent en valeur la nécessité de disposer d'un outil efficace et adapté pour la capture des sons. Nous présenterons notre approche dans le chapitre 5.

De plus, des propositions pour la définition de formats de communications entre l'équipement de mesure et l'équipement de traitement, pour le transfert des données sur le réseau ont été décrites dans le chapitre 6.

Les tests de validation nécessitent, au préalable, de présenter une sémiologie et une convention pour décrire les sons. Cette sémiologie doit être transportée et non dissociée du son auquel elle est associée.

A terme, une aide au diagnostic peut être envisagée lorsque la présence des marqueurs est corrélée à la phase du cycle respiratoire et à l'emplacement sur la cage thoracique où le signal a été prélevé. Ainsi, le chapitre 7 se propose de présenter quelques unes des perspectives médicales offertes par notre système, notamment en présentant quelques sons enregistrés grâce à notre prototype et en décrivant l'intérêt médical nouveau apporté.

Aussi, nous espérons que dans un avenir relativement proche, les médecins pourront disposer, quelque soit leur situation géographique (dans leur cabinet, en ambulatoire, à l'hôpital...), d'un outil communiquant de capture et d'analyse du son auscultatoire. Cette analyse pourra être réalisée aussi bien de façon directe auprès du patient, qu'à distance grâce à une transmission temps réel des données. Dans certains cas particuliers, telles que les pathologies chroniques, les patients pourront réaliser eux même l'auscultation et transmettre directement les données à leur médecin traitant.

Cette aide au diagnostic n'est pas seulement un outil permettant d'entrer dans le domaine de la télémédecine, mais également un outil d'aide immédiate à la décision par le médecin et son patient.

Enfin, un glossaire est présent à la fin de ce document afin de fournir au lecteur une définition de certains termes techniques ou acronymes.

Chapitre 2 - CONTEXTE, LA PLATEFORME DE TELEMEDECINE

Sommaire

2.1	INTRODUCTION.....	15
2.2	UN CONTEXTE OU L'AUGMENTATION DE LA DEMANDE DE SANTE EST CROISSANTE	15
2.2.1	<i>L'augmentation des demandes de santé</i>	<i>15</i>
2.2.2	<i>Vers la problématique.....</i>	<i>16</i>
2.3	LES PLATEFORMES DE TELEMEDECINE EXISTANTES.....	17
2.3.1	<i>Projets de télémedecine</i>	<i>17</i>
2.3.2	<i>Exemples de plateformes</i>	<i>17</i>
2.3.3	<i>Problématique.....</i>	<i>20</i>
2.4	LA PLATEFORME MERCURE.....	21
2.4.1	<i>Objectifs de la plateforme.....</i>	<i>21</i>
2.4.2	<i>Description de la plateforme MERCURE</i>	<i>22</i>
2.4.3	<i>STETAU : outils pour la collecte des sons auscultatoires.....</i>	<i>24</i>
2.4.4	<i>ASAP : autour de l'analyse sons et de l'Ecole de l'Auscultation</i>	<i>25</i>
2.4.5	<i>EPIDAURE : autour de la médecine urgentiste.....</i>	<i>29</i>
2.4.6	<i>MERCURE : un projet de télémedecine innovant.....</i>	<i>34</i>
2.4.7	<i>REVES : un terminal multimédia pour les enfants malades.....</i>	<i>35</i>
2.5	CONCLUSION.....	40

2.1 INTRODUCTION

Depuis quelques années, nous assistons à une augmentation croissante des besoins et demandes de santé. Et effet, face à cette augmentation et à un vieillissement de la population, on assiste à une explosion des coûts de santé ; et les outils classiques mis en œuvre commencent à montrer leurs limites. Ainsi, des réflexions autour d'une nouvelle facette de la médecine ont été lancées : la télémédecine pourrait être un moyen de faire face aux nouveaux enjeux qui se présentent à nous aujourd'hui.

Après une présentation du contexte global, et des limites des outils et plateformes actuels, nous décrirons la plateforme de télémédecine que nous avons initialisée (MERCURE : Mobile Et Réseau pour la Clinique, l'Urgence ou la Résidence Externe) et des différents projets qui la composent. Nous présenterons également les différents apports proposés et donneront un aperçu des travaux réalisés.

2.2 UN CONTEXTE OU L'AUGMENTATION DE LA DEMANDE DE SANTE EST CROISSANTE

2.2.1 L'augmentation des demandes de santé

Actuellement, on assiste à une augmentation croissante de la demande médicale ; cet accroissement de la demande est essentiellement dû au vieillissement de la population avec l'inversion de la pyramide des âges, à une augmentation croissante de l'exigence des patients, à la volonté d'un maintien à domicile de plus en plus long...

D'une part, en 2025, les 60 ans et plus devraient représenter plus de 20% de la population et le nombre de retraités devrait doubler. Au même horizon, l'augmentation de la dépendance à domicile devrait croître d'un facteur trois. Enfin, les seniors rendent visite à leur médecin six fois plus que les jeunes.

D'autre part, le vieillissement de la population entraîne un accroissement exponentiel du nombre de patients atteints de pathologies de longue durée, accompagné d'une forte croissance des coûts de santé. On prévoit ainsi, qu'à l'horizon 2015, environ 21 millions d'européens seront touchés par des pathologies lourdes. Ainsi en Europe, on devrait compter :

- 8 millions de patients atteints de BPCO (broncho-pneumopathie chronique obstructive) ;
- 7 millions de patients atteints d'asthme ;
- 6 millions de patients porteurs d'une valve cardiaque.

Les affections respiratoires chroniques sont des maladies chroniques des voies respiratoires et autres structures pulmonaires. Parmi les plus courantes, on citera l'asthme, les broncho-pneumopathies chroniques obstructives, les allergies respiratoires, les pneumopathies professionnelles et l'hypertension artérielle pulmonaire. Les principaux facteurs de risque des maladies respiratoires chroniques évitables sont : le tabagisme, la pollution de l'air à l'intérieur des locaux, la pollution atmosphérique, les allergènes et l'exposition à des risques professionnels tels que des poussières ou produits chimiques. Cependant, des centaines de millions de personnes souffrent chaque jour de maladies respiratoires chroniques. Selon des estimations récentes de l'OMS (2007) [OMS 08], actuellement 300 millions de personnes sont asthmatiques, 210 millions ont une BPCO, tandis que des millions d'autres souffrent de rhinite allergique et d'autres maladies

respiratoires chroniques qui ne sont souvent pas diagnostiquées. L'OMS estime à 3 millions le nombre de personnes mortes des suites d'une BPCO en 2005 et prévoit que cette pathologie deviendra la quatrième cause de décès dans le monde en 2030.

Enfin, l'asthme est la pathologie chronique la plus répandue chez les enfants ; elle était responsable de 255 000 décès en 2005. Cette pathologie, sous diagnostiquée et sous traitée, crée un encombrement quotidien pour le patient et sa famille, et le restreint dans ses activités de tous les jours.

Le but du programme OMS sur les maladies respiratoires chroniques est d'aider les états membres dans leurs efforts pour réduire la charge de morbidité, d'incapacité et de mortalité prématurée liée aux maladies respiratoires chroniques et, plus précisément, à l'asthme et aux pneumopathies chroniques obstructives, et ceci grâce à :

- l'amélioration de la surveillance afin de définir l'ampleur des maladies respiratoires chroniques et d'en analyser les déterminants ;
- la prévention primaire afin de réduire le niveau d'exposition des personnes et des populations aux facteurs de risque communs, en particulier le tabagisme, une alimentation déséquilibrée, des infections des voies respiratoires inférieures fréquentes pendant l'enfance, et la pollution atmosphérique ;
- la prévention secondaire et tertiaire afin d'améliorer les soins de santé dispensés aux personnes souffrant de maladies respiratoires chroniques en recensant les interventions rentables et en améliorant les normes et l'accès aux soins aux différents niveaux du système de santé.

Mais, le vieillissement de la population n'est pas le seul facteur de l'augmentation de la demande. En effet, les patients ont des exigences croissantes, notamment en termes de qualité, continuité et équité des soins, de services de santé, qualité de vie, qualité de l'information, et de maintien de la capacité d'autonomie des personnes âgées.

Par conséquent, les systèmes de santé devront faire face à ces enjeux majeurs dans les années à venir. Ces enjeux peuvent être atteints par une meilleure efficacité des systèmes de santé, une meilleure prévention des erreurs médicales, une continuité des soins. Ceci pose une question fondamentale : il est nécessaire de trouver des alternatives à l'hospitalisation par des prises en charges innovantes, l'opportunité du suivi à domicile des personnes âgées...

Parallèlement, depuis les ordonnances de 1996, on assiste à la progression du travail des professionnels de santé en réseau, associant la médecine et sa culture millénaire aux outils modernes que sont l'informatique, l'internet, les réseaux sécurisés et la visioconférence. [télémédecine 1].

2.2.2 Vers la problématique

Depuis quelques années, des réflexions autour de ces problématiques nouvelles ont été lancées ; la télémédecine pourrait être un moyen de faire face à ces nouveaux enjeux qui se présentent à nous aujourd'hui.

En effet, beaucoup de maladies chroniques nécessitent une surveillance quotidienne. La télémédecine, qui consiste en l'utilisation des télécommunications et des technologies de l'information pour permettre l'accès aux informations médicales, la prestation de soins et la supervision des patients à distance, apparaît tout à fait adaptée à ce type de situation. En pratique, il s'agit de recueillir, d'organiser et de partager les informations cliniques requises afin d'évaluer l'état du patient, de faire un suivi, de poser un diagnostic, *etc.*

2.3 LES PLATEFORMES DE TELEMEDECINE EXISTANTES

Nous allons tout d'abord faire un état des lieux des plateformes de télémédecine qui visent à répondre à cette demande. Nous ne citerons que les plateformes ayant un lien avec notre objectif.

2.3.1 Projets de télémédecine

Actuellement, de nombreux projets dits de télémédecine existent. Néanmoins, après avoir réalisé une analyse un peu plus poussée, on peut noter que près de la moitié ne sont qu'à vocation informative ; on peut par exemple citer les encyclopédies médicales dédiées à divers domaines : pédiatrie, nutrition...

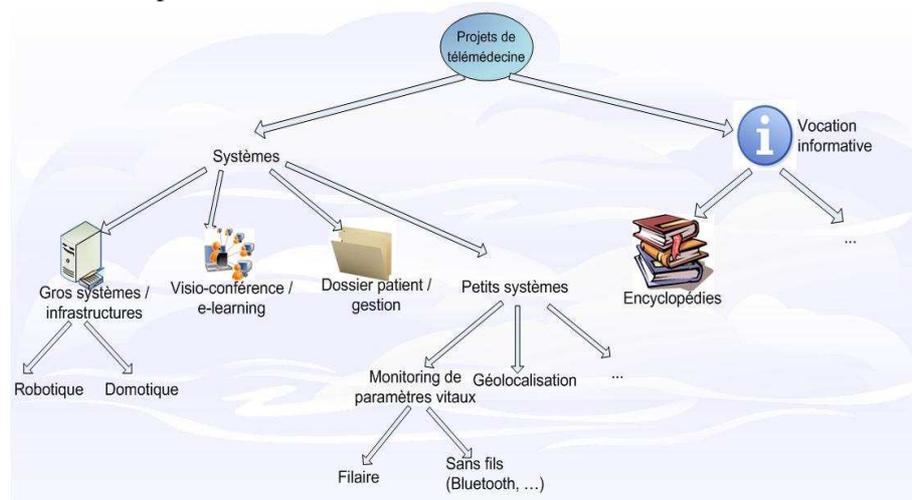


Figure 2 : Déclinaisons des projets de télémédecine

Notre ambition va beaucoup plus loin. En effet, nous nous intéressons aux systèmes qui soient à la fois communicants, mobiles, collaboratifs, et permettent une meilleure communication entre les différents acteurs de la santé.

2.3.2 Exemples de plateformes

Il existe de nombreux et très diversifiés outils à destination des médecins et des patients. On peut citer de nombreux équipements de mesure d'un paramètre vital, qui peuvent communiquer en Bluetooth (glucomètre, saturation en oxygène, tensiomètre...), des outils de transfert de données, des outils de visioconférence... Cependant, une faiblesse commune apparaît : le manque d'uniformisation entre tous ces outils et systèmes.

De plus, il existe très peu de plateformes. Nous allons à présent donner quelques exemples de plateformes existantes, dont les objectifs se rapprochent du notre.

- *des outils orientés vidéo conférence*

Motiva [Motiva 06], Virtual Health Care est une plateforme de services, présentée par Philips, qui permet le suivi médical à domicile sur une chaîne de télévision. Ce système permet de surveiller à distance le patient et de communiquer avec lui via le téléviseur. La surveillance à distance a pour objectif de réduire les dépenses de santé ; des études ont montré qu'une durée d'hospitalisation réduite permettait des économies de 25%. A titre d'exemple, une journée d'hospitalisation représente, en France, un coût moyen de 800€.

En cas d'alerte, les infirmiers contactent les patients et envoient également des informations et des vidéos sur leur pathologie, ainsi que les gestes à accomplir avant une éventuelle hospitalisation.

Cependant, cette plateforme ne répond pas à nos besoins dans la mesure où les échanges entre professionnels de santé ne sont pas considérés. De plus, le stéthoscope n'est pas pris en compte dans l'étude.

- *une plateforme Bluetooth pour les composants médicaux*

La problématique considérée par le projet [telemedecine 08a] est la suivante : en télémédecine, un besoin relatif aux appareils médicaux s'affirme ; ils doivent permettre de communiquer aux médecins et à distance, des mesures et relevés effectués sans aucune intervention de la part de l'utilisateur. L'utilisation de ces appareils ne doit requérir aucune connaissance particulière, ce qui limite le nombre de manipulations liées à la transmission de la mesure. Idéalement cette opération doit rester totalement transparente pour l'utilisateur. L'intérêt est évidemment de mieux fiabiliser la transmission des données, en limitant les interventions mais aussi éviter de rendre l'utilisation de ces appareils complexes afin de limiter les erreurs et de contribuer à une meilleure acceptation par les utilisateurs.

La plupart des appareils communicants actuels nécessitent à un moment donné une intervention de l'utilisateur que ce soit pour établir une connexion physique, pour valider l'envoi, pour paramétrer la connexion, pour utiliser un logiciel sur ordinateur... C'est en partant de cette constatation que l'équipe de Systèmes Embarqués du CETIC a eu l'idée de développer le projet WAND (*Wireless Adaptable Networking Device*) ; il s'agit d'une plateforme légère de taille réduite et de basse consommation offrant des possibilités de communication sans fil Bluetooth, d'implémentation de traitement spécifique et d'interfaçage via des entrées sorties adaptées.

Cette plateforme présente un aspect très intéressant. Néanmoins, elle ne considère pas la chaîne dans sa globalité ; seule une petite partie est traitée : la communication en sans fils Bluetooth. Elle se concentre sur l'interfaçage entre les différents équipements existants. Or, rien prévu pour le stéthoscope, et par conséquent pour tout ce qui concerne les difficultés liées à la capture d'un son pur. Par ailleurs, les échanges de données ultérieurs entre les médecins ne sont pas cités.

- *la télémédecine à Madagascar*

L'utilisation des technologies de l'information et de la communication comme un moteur de développement du système de santé semble très appropriée et cadre parfaitement aux grandes lignes de Madagascar Action Plan (MAP) et de la Politique Nationale de la Santé (PNS) du Ministère de la Santé et du Planning Familial [telemedecine 08b]. L'objectif est d'améliorer l'accès et la qualité des soins à Madagascar grâce aux nouvelles technologies par la création de réseaux d'informations sur la santé entre différents établissements, l'accès rapide aux soins, la décentralisation réelle du savoir et la réduction des coûts liés à la santé.

A cet effet, une plateforme de collaboration pour la coordination de la télémédecine à Madagascar a été créée suivant l'arrêté interministériel en février 2006. D'ici 2011, les objectifs spécifiques adoptés par cette plateforme sont de mettre à la disposition de 50% des agents de Santé la formation par la télémédecine, mettre à la disposition des chercheurs les techniques de recherches utilisant les technologies de l'information et de la communication en santé, améliorer la qualité de services et accès aux soins, améliorer la santé communautaire, mettre en place un système de la télémédecine opérationnel de façon permanente à Madagascar.

Des défis sont lancés à ces égards : avoir un système de formation performant et adéquat, améliorer rapidement la performance et la qualité dans la prise en charge des patients (décision médicale adéquate), apporter une meilleure assistance et coordination entre chercheurs et décideurs, fournir un environnement stimulant aux chercheurs, faciliter

l'accès aux informations en temps réel, assurer une meilleure opportunité de santé pour toute la communauté, assurer la pérennisation de la télémédecine à Madagascar.

Pour illustrer l'importance des nouvelles technologies : on peut citer l'apport d'un petit appareil comme l'*Aethra* ou le *Polycom* qui permet, avec une connexion Internet, d'accéder à la visioconférence pour la tenue de réunions ou de conférences à distance (utiles pour la formation continue, les soins à distance ou l'échange entre professionnels de santé). Le résultat semble avoir été convaincant dans beaucoup d'autres pays du monde.

Là encore, la plateforme ne considère qu'une partie de la chaîne : la formation et la mise à disposition de l'information. La capture et enregistrement des données physiques ne sont pas abordés.

- *plateforme eHealth*

La plateforme *eHealth* [Telesante 08] est une plateforme sécurisée d'échange électronique où toutes les parties concernées par les soins de santé pourront échanger des informations en respectant la vie privée et de manière sécurisée. Les prestataires de soins, les établissements de soins, les mutualités, la Santé publique, la Sécurité de la chaîne alimentaire et Environnement, les services publics des Communautés et des Régions et enfin les patients pourront se connecter progressivement au réseau. L'objectif d'*eHealth* est d'améliorer la qualité des soins de santé et la sécurité du patient par l'échange électronique et bien organisé d'informations significatives relatives au patient. Il s'agit également de contribuer à une simplification des formalités administratives pour les patients, les prestataires de soins et les établissements de soins. Les prestataires pourront ainsi libérer plus de temps pour leurs patients. Enfin, *eHealth* permettra un meilleur appui de la politique des soins de santé sur la base d'études et d'analyses solides.

Les différents services concernés pourront développer le réseau par des applications qui apportent une importante valeur ajoutée, telles que des prescriptions électroniques de médicaments, la transmission électronique des évaluations médicales des personnes avec un handicap, la demande électronique d'accords des médecins-conseils en vue de l'administration de certains soins, l'échange électronique de données des dossiers médicaux entre les prestataires de soins et leurs patients.

Comme dans le cas précédent, cette plateforme se concentre sur la transmission d'information, et plus particulièrement sur le côté administratif. La capture du son n'est pas prise en compte dans les réflexions.

- *une plateforme de télémédecine pour une communication temps réel entre professionnels de la santé et pour le management de la santé, en utilisant des services de profils adaptables*

A une époque où la collaboration médicale est une des clés des services à la santé et de la continuité de soins, la localisation des experts et leur gestion du temps influent sur l'ampleur du déploiement des services de télésanté. Dans ce contexte, l'utilisation de messageries instantanées et gestion de la présence sont une solution possible. Une plateforme basée sur ces deux technologies a été déployée afin de fournir des services de télésanté flexibles et adaptables. La plateforme est caractérisée par l'utilisation d'équipements médicaux qui permettent un accès, temps réel ou stockage-et-envoi, aux examens spirométriques, imageries médicales, signes vitaux, ECG et données d'auscultation [Chronaki 03].

Un autre élément important est que cette plateforme destinée à la gestion de la santé, utilise des services de profils adaptables pour différentes spécialités médicales. Les services de profils télésanté nécessitent des documents électroniques conformes au *clinical document architecture (CDA)* du HL7 (*Health Level 7- cf. glossaire*), des signatures électroniques d'objets cliniques en utilisant des petites cartes, et l'utilisation de services d'identification

de personnes (PIDS) *Object Management Group (OMG)* qui inter-opéragissent avec les systèmes d'information clinique [Chronaki 04].

Cette dernière plateforme est orienté télésanté via l'utilisation de messageries instantanées et de détection de présence. L'aspect télé-auscultation y est même mentionné, mais uniquement dans une configuration restreinte : tout l'apport du système que nous proposons, notamment pour l'auscultation au quotidien a été totalement oublié.

Ainsi, chaque exemple reprend un maillon du système que nous proposons de mettre en place, mais aucun ne le considère dans sa globalité. De plus, l'auscultation est un thème rarement ou superficiellement abordé. Les différents systèmes proposés ne sont pas aisément interconnectables entre eux pour le médecin. Ainsi, mettre tout l'existant bout à bout pose des problèmes que nous allons détailler par la suite ; en particulier pour la capture du son, et la transmission des informations. C'est là que se positionnera notre objectif : proposer une solution globale.

2.3.3 Problématique

Il existe de nombreux projets et plateformes de télémédecine ; nous n'avons fourni ici qu'un petit échantillon. Il existe notamment de nombreux produits mesurant un ou plusieurs paramètres physiologiques et renvoyant l'information à un professionnel de la santé. Cependant, aucun de ces outils ne permet en plus, l'échange de vidéos, d'IRM, de scanners... pourtant utiles au diagnostic. De même, la collaboration et l'interactivité entre deux experts est souvent absente ou très limitée. On peut retrouver une interactivité au travers de nombreux outils de visioconférence, mais là encore, ils ne sont pas nécessairement portables et utilisables depuis n'importe quel lieu, mais surtout, ils ne permettent pas l'échange, de façon simple et rapide, de données médicales (sons, images, scanner, biologie...). Enfin, une continuité du flux est rarement pressentie.

On constate ainsi un manque d'homogénéité et de solution globale pour répondre au problème général. Ainsi, une proposition idéale serait un système regroupant les qualités suivantes :

- un outil communicant, qui utilise un ou plusieurs médias de communication : Wifi, Bluetooth, GSM, 3G, internet... ;
- un outil mobile, portable, qui fonctionne sur des appareils mobiles de type PDA, tablette PC, téléphone portable, PC portable... ;
- un outil coopératif, interactif, qui permette une communication asynchrone, audio, visio et données entre les différents acteurs ;
- un outil de partage des données, qui permet l'échange d'informations (données, sons, images...) entre patient/médecin ou expert/expert ;
- un outil télé-surveillant, qui fonctionne avec des outils variés de monitoring comme par exemple la surveillance de la glycémie, de l'ECG, du pouls...

Notre ambition est de proposer une architecture générique qui permettrait la collaboration entre deux experts, de manière simple et intuitive, sans avoir à recourir à une multitude de sources d'informations.

De plus, ce même outil permettra au médecin d'être joignable à tout moment, via une connexion continue au réseau quelque soit l'endroit dans lequel il se trouve.

Enfin, afin d'assurer la pérennité du système, une procédure de normalisation devrait être lancée.

D'où notre idée de créer la plateforme MERCURE.

2.4 LA PLATEFORME MERCURE

Ainsi, nous avons initialisé la création d'une plateforme de télésanté : la plateforme MERCURE. Les objectifs sont d'améliorer le confort du patient, de renforcer l'efficacité des professionnels de santé et de contribuer à la pérennité des systèmes de santé. Elle vise à fournir un ensemble d'outils homogènes pour aider le patient et le médecin.

Notre plateforme a été initialisée dans le cadre du pôle de compétitivité Innovations Thérapeutiques. En 2004, le gouvernement français a lancé une « nouvelle politique industrielle » qui réunit les domaines de la compétitivité et met en avant la capacité de chacun à innover. Ainsi sont nés les « pôles de compétitivité ». La structure de ces pôles comprend l'association de différents organismes tels que des entreprises, des centres de recherche et des organismes de formation. Il s'agit de projets engagés dans une démarche de partenariat, qui a pour objectif une stratégie de développement commune. Ces pôles sont destinés à dégager des synergies autour de projets innovants en direction de marchés donnés. La mise en réseau des différents acteurs de l'innovation ainsi que la politique des pôles ont pour objectifs finaux la création de nouvelles richesses et le développement de l'emploi. Depuis le CIIACT (*Comité Interministériel d'Aménagement et de Compétitivité des Territoires*) du 6 mars 2006, soixante six « pôles de compétitivité » sont labellisés, dont seize pôles mondiaux, comprenant notamment le pôle alsacien « Innovations Thérapeutiques ». Ce dernier fait appel à l'expertise de l'Alsace dans de nombreux domaines scientifiques de la médecine de demain : sciences de la vie, sciences chimiques, sciences physiques, sciences de l'ingénieur et les télécommunications sans oublier l'interaction entre ces différentes disciplines. En effet, au niveau européen, l'Alsace est la troisième région française pour le dépôt de brevets dans le secteur pharmacie-biotechnologie.

2.4.1 Objectifs de la plateforme

La plateforme collaborative de télémédecine MERCURE s'inscrit dans le cadre des projets innovants en télémédecine pour répondre à deux défis majeurs auxquels devront faire face les populations européennes dans les prochaines décennies.

L'un des objectifs de la plateforme MERCURE est la création d'outils utiles aux patients atteints de pathologies chroniques, aux patients ayant des pathologies lourdes ou qui suite à une intervention chirurgicale, retournent à leur domicile. En effet, le praticien chargé du suivi du patient sera moins obligé de se déplacer pour les visites de contrôle, le patient pourra télétransmettre les informations concernant son état (auscultation, ECG, photos de plaies...) ou même s'autocontrôler au travers de ces outils, qui permettront une aide au diagnostic. Ceci permettra la prise en charge du patient en cas de problème. Ce type de suivi aura un effet thérapeutique sur le patient et l'aidera ainsi à mieux vivre sa pathologie, dans la mesure où il sera chez lui avec ses proches.

La plateforme MERCURE, notamment avec les projets STETAU et ASAP, vise à rendre l'auscultation plus objective à travers les différents outils de l'auscultation : le médecin peut visualiser, réécouter et analyser les sons. De plus, elle doit permettre aux professeurs de médecine de transmettre leur savoir plus facilement et plus objectivement. C'est ainsi que naîtra la future école de l'Auscultation. Dans un autre contexte, il s'agit également de pouvoir transmettre à plusieurs spécialistes les informations concernant un patient dans le cadre d'une urgence ou se trouvant dans un hôpital de campagne. Ce groupe de spécialistes pourra alors mieux décider du type de prise en charge que nécessite l'état du patient.

Dans le cas de la médecine urgentiste, la télétransmission de données du patient avant son arrivée à l'hôpital devrait permettre une meilleure et plus rapide prise en charge du patient. En ce qui concerne les hôpitaux de campagne, les praticiens pourront mieux juger de la nécessité ou non de déplacer un patient vers un grand centre de soins, et mieux le préparer pour une éventuelle intervention. Ainsi, à terme, ces projets visent à entraîner une réduction des coûts médicaux et une amélioration des soins prodigués.

2.4.2 Description de la plateforme MERCURE

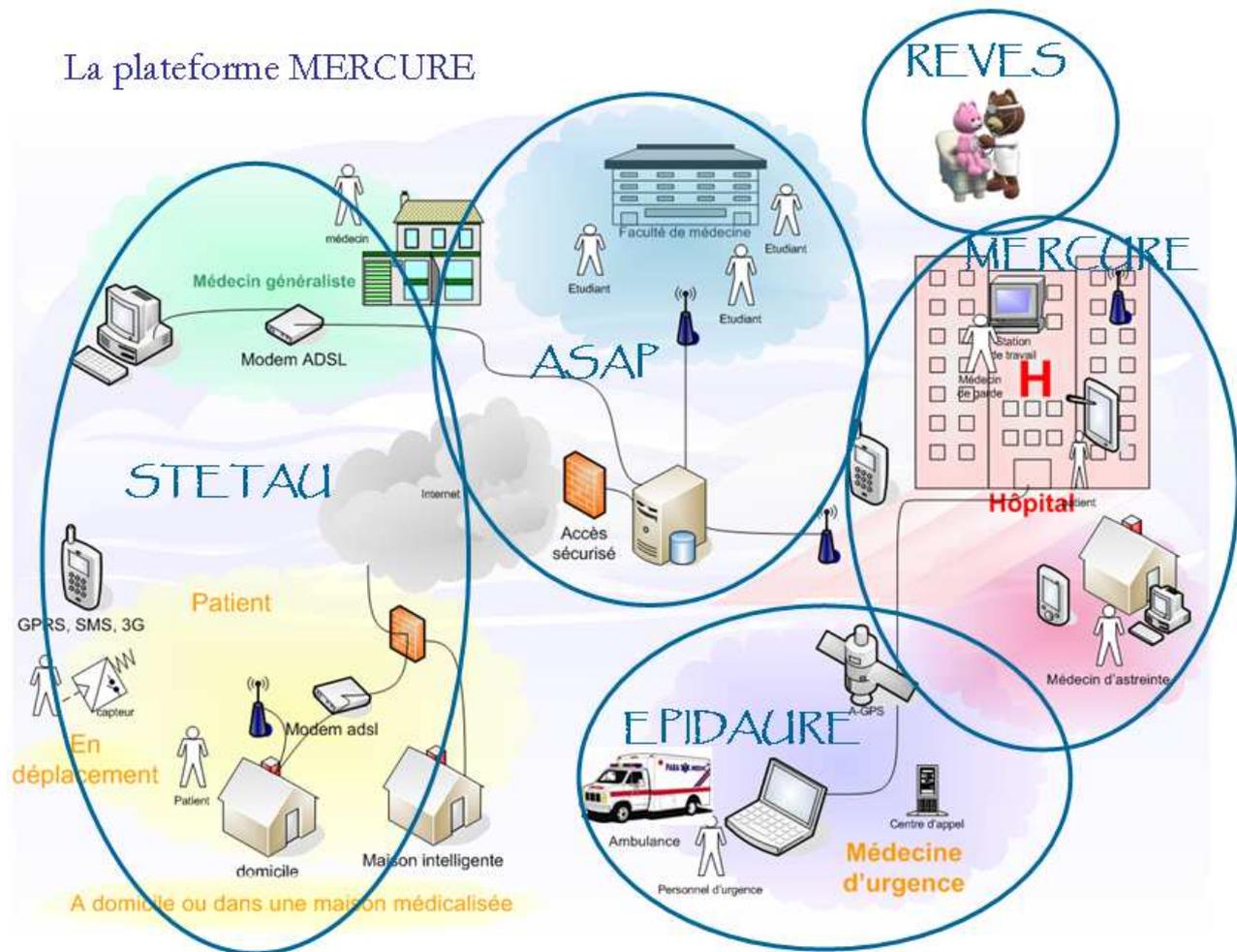


Figure 3 : La plateforme MERCURE

La plateforme MERCURE (cf. figure 3) se décline en cinq projets, qui s'articulent autour du suivi à distance et du diagnostic partagé grâce à des outils modernes principalement issus des nouvelles technologies de l'information et de la communication :

- ✧ Le projet STETAU est le premier projet de la plateforme. Il s'articule autour de la réalisation d'un stéthoscope électronique disposant de moyens de communication sans fil, et de l'étude de l'ergonomie et des protocoles à mettre en place pour une collecte efficace des sons. Il a pour objectif de fournir au patient et au personnel médical, un outil de mesure non invasif, mobile, communicant et qui permet de transmettre l'information de façon sécurisée, et objectivement qualifiée par des outils de traitement du signal. Ainsi, les médecins pourront disposer d'un outil pour

réaliser un monitoring et une exploration à distance des bruits cardiaques et pulmonaires.

- ✧ Autour de STETAU, vient se greffer le projet ASAP, dont le but est la collecte de sons auscultatoires, l'établissement d'une base de données mondiale de sons. Une analyse statistique des sons pathologiques est également réalisée afin de rechercher, dans le son auscultatoire, de nouveaux marqueurs, inconnus jusqu'à présent. Ce projet devrait aboutir à la création d'une Ecole mondiale de l'Auscultation.
- ✧ EPIDAURE est un élargissement orienté autour de la médecine urgentiste et dont le but est de fournir aux médecins urgentistes un équipement portable intelligent d'auscultation rapide et efficace pour tous types d'exams. Le médecin sera équipé d'outils de mesure sans fil, qui communiqueront avec une unité de traitement. Cela lui permettra d'accéder à une première analyse, une aide au diagnostic, une transmission à distance pour second avis, et une sauvegarde dans la base de données patient. Dans ce projet, nous nous intéresserons également à des travaux autour d'un centre d'appel dédié pour l'optimisation des affectations des véhicules urgentistes, des spécialistes, des outils, et des ressources ; cela mettra également en œuvre des outils de géolocalisation et de navigation.
- ✧ MERCURE est un projet dans l'hôpital, qui a pour objectif de réunir les trois premiers projets en établissant un réseau de communication voix/données entre le médecin d'astreinte, le médecin urgentiste et l'hôpital où le patient est amené en urgence. Il mettra notamment en œuvre le déploiement d'équipements de mesure sans fil, des serveurs de notification, des transmissions voix/données/vidéos, du handover automatique entre de la voix sur IP et du GSM, de la localisation A-GPS et Wifi de personnes, équipements, médicaments et nourriture.
- ✧ Enfin, le dernier projet mais non des moindres : REVES ; il s'agit d'un projet de mécénat d'entreprise dont l'objectif est d'apporter aux enfants atteints de pathologies graves et isolés en chambre stérile, un compagnon, sous la forme d'un terminal multimédia, jouant un triple rôle de confident, partenaire ludo-éducatif et de lien avec le personnel hospitalier, les amis et la famille.

A terme, ces projets permettront une meilleure coordination patients-médecins et entre les services médicaux eux-mêmes, dans des situations d'urgence notamment, avec une interactivité en temps réel (spécialistes distants qui peuvent se concerter pour un diagnostic) et une assistance autonome pour certains patients, avec la possibilité de procéder soi-même à l'auscultation et de prévenir les crises tout en gardant contact avec le médecin.

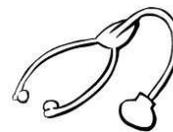
Dans les chapitres suivants, nous détaillons plus particulièrement les travaux que nous avons réalisés dans le cadre des deux projets qui se concentrent sur le stéthoscope : les projets STETAU et ASAP.

Cependant, nos travaux, pourront également être utilisables dans tous les autres projets de la plateforme MERCURE, à savoir EPIDAURE, MERCURE, REVES. En effet, notre objectif est justement de proposer une solution qui s'adapte aux différents besoins des professionnels de santé.

Nous allons à présent décrire brièvement les différents projets. Nous avons travaillé sur chacun d'entre eux. Cette présentation a pour objectif de mettre en lumière le contexte général dans lequel s'inscrivent nos travaux.

2.4.3 STETAU : outils pour la collecte des sons auscultatoires

En 1816, le docteur René LAENNEC inventa le premier outil pour l'auscultation (figure 4 et 5) : le stéthoscope, qui deviendra par la suite l'emblème de la médecine [Laennec 19].



Cette grande avancée de l'histoire de la médecine n'a cependant que très peu évoluée depuis deux siècles ; l'auscultation reste aujourd'hui encore un acte très personnel et abstrait. En effet, la perception humaine d'un son est très subjective et dépend de la sensibilité de chacun. L'enseignement de l'auscultation est par conséquent très difficile. Ainsi, pour décrire le bruit des crépitants, le médecin effectue une comparaison avec des « des grains de riz dans une poêle chaude ». Cette interprétation est très subjective et elle n'est pas forcément la perception qu'un étudiant peut s'en faire. Une étude de l'état de l'art précise sera réalisée dans le chapitre 3.

LAUSCULTATION

MÉDIATE

OU

TRAITÉ DU DIAGNOSTIC DES MALADIES
DES POUMONS ET DU CŒUR,
FONDÉ PRINCIPALEMENT SUR CE NOUVEAU
MOYEN D'EXPLORATION.

PAR R. T. H. LAENNEC,

D. M. P., Médecin de l'Hôpital Necker, Médecin honoraire
à Bayonaire, Membre de la Société de la Faculté de
Médecine de Paris et de plusieurs autres sociétés nationales
et étrangères.

Il n'a de plus, depuis son élève, été
si facilement accepté.
Pour en explorer est, à mon avis, une
grande partie de l'art. Héro, Epul. etc.

TOME PREMIER.

A PARIS,

Chez J.-A. BROSSON et J.-S. CHAUDÉ, Libraires,



Figure 4 : *Traité de l'auscultation* du Dr Laennec [Laennec 19]

Figure 5 : L'un des premiers stéthoscopes

Le projet STETAU, Système et Technologies d'Enregistrement et de Traitement des sons AUScultatoires, est ainsi la base de la plateforme MERCURE et est également le premier projet labellisé du pôle *Innovations Thérapeutiques*.

Dans ce projet nous proposons de créer un nouveau “terminal multimédia” permettant d'échanger des informations médicales en sans fil via la mise en œuvre d'outils de monitoring, d'enregistrement, de traitement (bruits ambiants, filtres de confort...) et d'analyse des sons auscultatoires (détection des sibilants et des crépitants). Une interface homme-machine évoluée est également étudiée.

Ce nouveau terminal s'appuie sur la technologie sans fil, la détection d'activité vocale, les algorithmes d'annulation d'écho.

La plateforme de communication permet entre autres une meilleure coordination entre les patients et les acteurs de santé, la définition d'un format normalisé des fichiers permettant une description objective des résultats de mesures acoustiques pratiquées sur le patient ou par le patient lui-même. L'accent est mis sur l'ergonomie du dialogue homme-machine, avec des déclinaisons spécifiques pour le personnel hospitalier, pour le médecin généraliste, pour les kinésithérapeutes, et pour le patient lui-même.

Le projet s'intéresse plus particulièrement au patient avec le soutien psychologique pour le suivi des pathologies chroniques, ainsi que les soins à domicile après hospitalisation. Il a également une vocation d'assistance autonome pour des pathologies telles que la mucoviscidose : le malade pourra suivre quotidiennement l'efficacité des mouvements respiratoires, et on l'espère, détecter très en amont la survenue prochaine d'une crise.

Nos **apports** se situent principalement au niveau du stéthoscope et de l'ergonomie de la solution proposée. En effet, nous avons travaillé sur le stéthoscope de manière à ce qu'il réponde à nos besoins (cf. chapitre 5). Nous nous sommes également intéressés à l'interface qui a été étudiée avec des médecins de diverses spécialités au CHRU de Strasbourg.

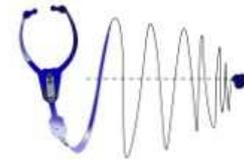
Les domaines d'applications en pathologies ne manquent pas, et décrivent la parfaite adéquation du projet avec la demande des malades et du personnel médical :

- *Pulmonaire* : mucoviscidose, bronchiolites, asthme, BPCO, infections pulmonaires...
- *Cardiaque* : valvulopathies : sténoses aortiques, dépistage malformations, recherche des bruits supplémentaires (galops, claquements, vibrations) ...
- *Artérielle* : détection de souffles : artérites membres inférieurs, sténoses carotidiennes...
- *Santé publique* : prévention : milieu scolaire, milieu professionnel...
- *Gynécologie obstétrique* : auscultation prénatale du cœur du fœtus, téléconsultation avec un spécialiste...
- *Vétérinaire* : suivi des chevaux de course et plus généralement des ruminants, pour une détection précoce des occlusions intestinales.

Le projet STETAU est la première étape qui vise à conduire à la création d'une nouvelle génération d'outils médicaux. Ces derniers permettront de centraliser les données d'une consultation qui aboutira à la création d'un réseau mondial d'experts et d'une nouvelle manière de pratiquer la médecine à travers le projet ASAP.

2.4.4 ASAP : autour de l'analyse sons et de l'École de l'Auscultation

Le projet ASAP, Analyse des Sons Auscultatoires et Pathologiques, est le second projet de la plateforme MERCURE ; il s'agit d'un projet collaboratif français d'une durée de 3 ans. ASAP s'appuie sur la continuité du projet STETAU. Nous avons utilisé les résultats et notre expérience acquise durant ce premier projet pour aller plus loin dans l'analyse et la collecte des sons.



Certains produits proposent déjà une évolution du stéthoscope ; on peut citer les stéthoscopes Littmann ou Jabes. Quelques sociétés proposent, en plus de leur stéthoscope, un CD-Rom contenant des sons auscultatoires. Cependant, ces derniers ne permettent qu'une consultation basique avec quelques exemples de sons, pour la plupart théoriques ; de plus, ils ne sont ni à vocation interactive, ni d'aide au diagnostic. De plus, de nombreux sons sont également synthétiques.

Les deux figures ci-dessous montrent un exemple de son cardiaque qui présente un souffle d'éjection ; on constate une nette différence entre les deux sons ; en effet, le premier présente des impulsions B1, B2 et un souffle très marqué, sans variation d'un cycle cardiaque à l'autre, sans bruit ambiant ou de frottement. La régularité des événements, comparée au second exemple, est trop marquée pour que l'on puisse l'assimiler et le retrouver dans une auscultation en conditions réelles. Nous présenterons des exemples d'enregistrements plus détaillés dans les chapitres suivants.

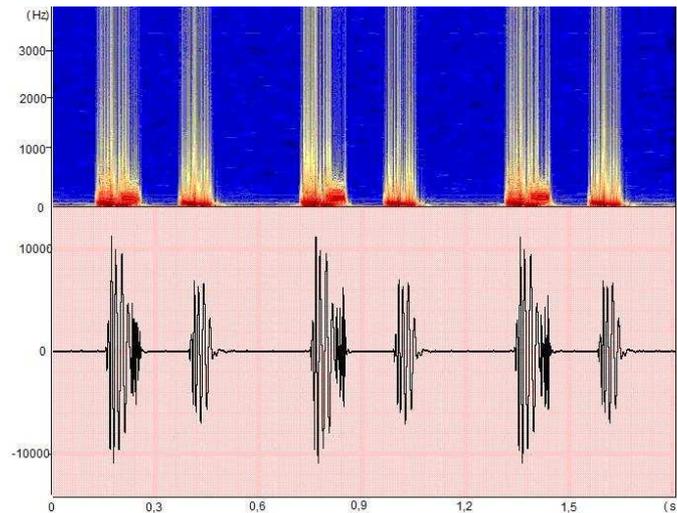


Figure 6 : Exemple de souffle d'éjection issu d'internet

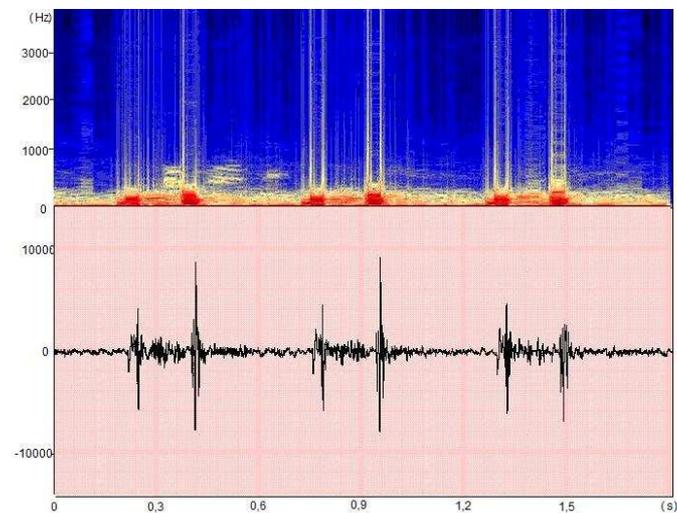


Figure 7 : Exemple de souffle d'éjection réel, enregistré avec notre équipement

Dans le projet ASAP, notre ambition n'est pas de proposer un stéthoscope, et de fournir en complément des sons, mais exactement l'inverse. En effet, notre objectif est de proposer une base mondiale de sons avec des signatures acoustiques et visuelles, afin de permettre de les réécouter, de les analyser, et de réaliser des échanges standards de données. De plus, ces sons seront le support pour un enseignement de l'auscultation. A partir de ces données, une importante quantité d'informations sera disponible et permettra de créer des modèles et critères pour améliorer la détection des pathologies pulmonaires et cardiaques. Un autre aspect innovant est la volonté d'aller jusqu'à l'aide au diagnostic.

L'auscultation est le premier geste médical que les étudiants en médecine peuvent réaliser sur des patients ; il est effectué de manière empirique. Notre projet propose d'introduire une dimension *evidence-based medicine* à l'auscultation, grâce à l'association avec des systèmes de traitement du signal, de visualisation et de technologies d'archivages. Ces nouvelles technologies seront mises en œuvre pour la formation des futurs médecins et sera accessible par e-learning.

La solution que nous proposons et décrivons dans le chapitre 4 peut s'inscrire dans ce cadre pour améliorer la formation des étudiants à l'auscultation.

ASAP a pour objectif de faire évoluer les pratiques d'auscultation :

- par le développement d'outils objectifs pour l'analyse des sons auscultatoires : un stéthoscope électronique couplé à un équipement de traitement (tel qu'un PC ou un PDA) ;
- par la création d'une base de données de sons auscultatoires afin de comparer et d'identifier les signatures acoustiques et visuelles de pathologies ;
- par la capitalisation de ces techniques d'auscultation autour de la création d'une unité d'enseignement : « l'École de l'Auscultation ». Elle sera destinée à la formation initiale et continue du personnel médical.

Le projet présente plusieurs phases majeures :

Le premier point concerne la formalisation de l'acte de l'auscultation par le médecin, avec notamment la définition d'une sémiologie pertinente, et d'un thésaurus. Cela permettra d'initialiser la plateforme de collecte, de validation et de stockage de sons respiratoires.

Ainsi, cela devrait aboutir à la constitution d'une base de données mondiale des sons auscultatoires (*WebSound*). Cette base sera alimentée par les sons récoltés par des médecins à travers le monde. Avant d'être référencés dans la base de données, ces sons seront commentés puis validés par des médecins. Cette base de données des sons alimentera la future École de l'Auscultation qui sera adossée à l'IRCAD (*Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif*) et sera basée à la Faculté de Médecine de Strasbourg.

Les professionnels et étudiants en médecine pourront utiliser cette base de données. Les étudiants pourront ainsi disposer d'une palette variée de sons via les nouvelles technologies de l'information et de la communication. Cela leur permettra également d'avoir accès à une formation continue relative à une pathologie spécifique, et devrait aboutir à la création de l'École de l'Auscultation.

Par ailleurs, il est possible de partager des sons auscultatoires entre des experts grâce à un format unifié. Les experts pourront ainsi discuter d'un cas médical, et mieux élaborer leur diagnostic.

De plus, afin de permettre l'interconnexion des systèmes d'information des hôpitaux, un travail est anticipé en ce qui concerne la définition de formats d'échange standards des données, de protocoles d'échange et de sémantique.

Dans le chapitre 6, nous décrivons un format de données qui s'applique à cette problématique. De même, l'architecture proposée pour les transferts d'informations, et présentée dans le chapitre 4, décrit ces différents cas d'utilisation.

Enfin, le projet a pour objectif d'initialiser des travaux de recherche fondamentale dans le domaine de la définition de la signature acoustique d'une pathologie. Des outils sont mis en place pour la détection de marqueurs spécifiques. Ainsi, ASAP constitue le point de départ d'un projet de recherche pour l'identification de marqueurs non connus à l'heure actuelle de certaines pathologies telles que la BPCO, la mucoviscidose, l'asthme... Cette identification est réalisée par analyse mathématique des sons relatifs à ces pathologies. L'objectif est de rendre l'auscultation plus objective et de mieux déduire une pathologie à partir des symptômes.

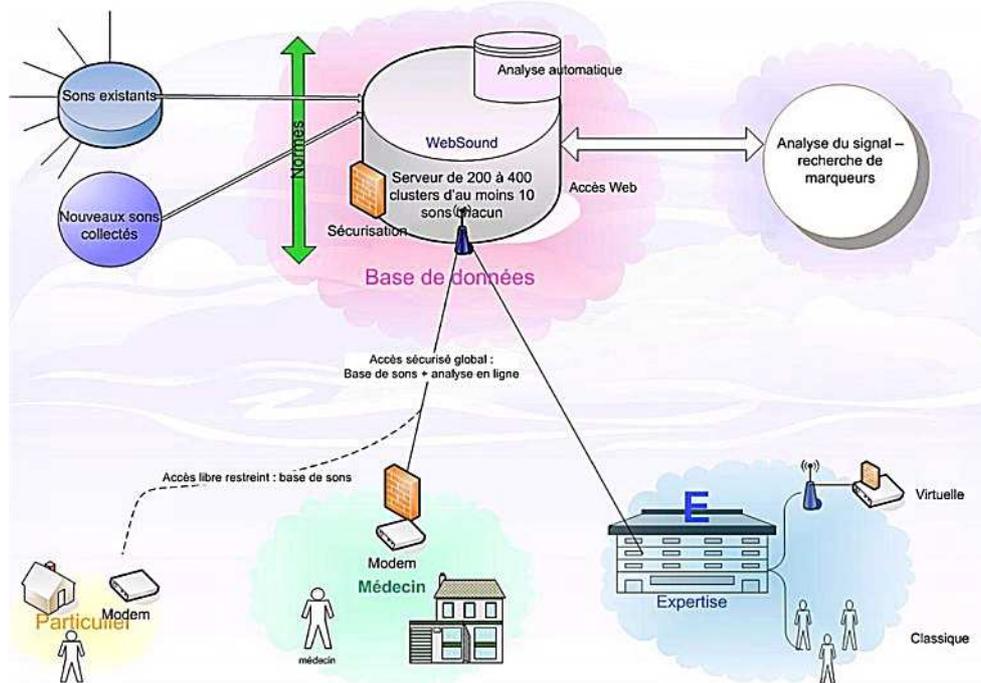


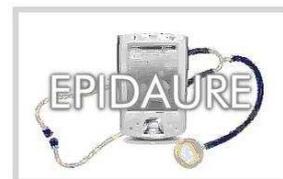
Figure 8 : Le projet ASAP

La figure ci-dessus représente les différents modules du projet ASAP : la base de données de sons auscultatoires est au centre du système. Elle doit avoir un accès sécurisé et un accès web. Cette base est alimentée par des sons existants et des nouveaux sons collectés. Ces sons sont récoltés de manière normalisée ; ils sont également commentés et documentés afin de pouvoir être analysés. A partir de toutes ces informations, des travaux de recherche sont lancés afin de détecter de nouveaux marqueurs d'une pathologie donnée. Cette base sera accessible en priorité par les médecins, et par l'Ecole de l'Auscultation, et éventuellement, en accès restreint, pour les particuliers.

A terme, la base de données devrait évoluer afin d'intégrer d'autres équipements de mesures (ECG, spiromètre, tensiomètre...). Dans un premier temps, ces outils de mesure seront mis en œuvre dans le projet EPIDAURE.

2.4.5 EPIDAURE : autour de la médecine urgentiste

Le projet EPIDAURE, Équipement Portable Intelligent D'Auscultation Rapide et Efficace, est le troisième projet de la plateforme MERCURE ; il s'articule autour de la médecine urgentiste.



Deux principaux volets dans le projet :

- **Équipements de mesure sans fil et transmission des données :** il s'agit de mettre en place des périphériques de mesure sans fil, afin de permettre une première analyse et une aide au diagnostic par le médecin urgentiste. Ce dernier aura également la possibilité d'effectuer une transmission à distance pour seconde analyse et sauvegarde dans la base de données patient.
- **Gestion du centre d'appel et optimisation :** un centre d'appel dédié pour l'optimisation de l'affectation des véhicules, spécialistes, équipements, position courante sera mis en place. Les équipements intégreront géolocalisation et navigation pour une meilleure efficacité. Enfin, la base de données patient sera accessible au médecin en ambulatoire.

1^{er} volet : Équipements de mesure sans fil et transmission des données

Il existe actuellement de nombreux appareils de mesure connectable à des équipements tels que les PC (éventuellement PDA), mais il n'existe pas de *package* proposant une solution complète. On peut citer quelques exemples :

- Cardio Perfect CE [Cardio Perfect] : ce logiciel sur PDA permet d'enregistrer des ECG, qui peuvent par la suite être transférés au service de cardiologie pour analyse, stockage, visualisation et impression. Des dispositifs additionnels tels que la transmission (GSM) directe et l'impression infrarouge sont également à l'étude. Ce logiciel est d'ailleurs utilisé par SOS Médecins 67.
- Guardian RT Systems Features [Guardian 08] : il s'agit d'un dispositif sans aiguille, qui permet d'effectuer des mesures de glycémie toutes les cinq minutes pendant 72 heures. Cet appareil peut être connecté à une pompe à insuline. Il est relié via une technologie sans fil à un moniteur qui génère des alarmes (vibration ou son). Les mesures capillaires restent cependant nécessaires.
- Le brevet « Method and device for transmitting an emergency call » (EP984414) [Heimann 00] décrit un système composé de capteurs placés sur le patient ; un appel d'urgence avec envoi de données sur les capteurs est réalisé lors de la détection d'informations anormales.
- TMT-télémédecine : il s'agit d'un système de télésurveillance comprenant un électrocardiographe, un spiromètre, un oxymètre de pouls, un tensiomètre ainsi qu'un glucomètre. Ces équipements sont interconnectés et les résultats de ces examens sont adressés, à un cardiologue qui les analyse et émet un avis qu'il renvoie aussitôt. Aujourd'hui TMT Télémédecine n'équipe que des médecins.
- PMP Wireless Healthcare System : il s'agit d'un ensemble d'appareils connectables à un Pocket PC et permettant l'envoi des données du patient via la technologie GSM / GPRS (*General Packet Radio Service*) sur un site Web pour les patients et les médecins. TMT Telemedicine Web Medical Center utilise ces solutions, qui sont déjà en phase pilote à la clinique de la Sauvegarde à Lyon. Elles proviennent de la suite « PMP Wireless Healthcare System » de CardGuard.
- CardGuard [CardGuard 08]: cette société propose une suite qui comprend un ECG, un tensiomètre, un spiromètre, un lecteur de glycémie, un oxymètre de

pouls qui peut être utilisé en continu pendant 18 heures, un enregistreur de Holter, une boîte à médicaments qui permet le contrôle de la prise de médication avec une alarme et un indicateur de dosage et enregistre la bonne prise de médicaments, une balance. Tous ces équipements peuvent communiquer, via la technologie Bluetooth, à un Pocket PC, téléphone mobile ou PC. Les données du patient peuvent être envoyées via GSM / GPRS sur un site Web.

- VitaPhone : une société allemande a débuté la commercialisation d'un téléphone mobile capable d'enregistrer un ECG [VitaPhone 08]. En cas de malaise, le patient enregistre ses pulsations cardiaques en plaçant le téléphone contre la peau et communique ainsi immédiatement les données vitales à un centre de soins. Un module GPS permet également aux services d'urgence de localiser le patient en cas de danger.
- Accu-Check : le logiciel Accu-Check Pocket Compass permet une gestion complète des résultats des tests de glycémie [AccuCheck 08]. Le moniteur Accu-Check peut communiquer avec un PDA. Il permet de réaliser un suivi sous forme graphique qui aide le patient et le médecin à prévoir les problèmes avant qu'ils ne surviennent. Ce logiciel utilise une technologie sans fil pour transférer les résultats des mesures de glycémie. Des recherches sur les technologies de l'auscultation ont également été effectuées. Ainsi, plusieurs stéthoscopes électroniques existent et permettent l'enregistrement et l'analyse des sons auscultatoires. L'un des plus pertinents est le stéthoscope électronique de 3M Littmann, puisqu'il permet la visualisation des sons avec une application sur PC et sur PDA avec la possibilité de partager les sons.

Bien que ces outils soient communicants et permettent de relayer les informations jusqu'aux médecins, nous allons plus loin. Les projets permettront aux praticiens d'échanger des données, de les analyser, de les visualiser et de réaliser une aide au diagnostic.

Notre ambition est de proposer une solution plus globale et complète du problème. Le projet devrait permettre aux médecins urgentistes d'effectuer des mesures (glycémie, auscultation, électrocardiographie...) sur les patients ; les résultats seront enregistrés sur un équipement de traitement (par exemple de type PDA) et pourront être envoyés à un centre d'appel pour analyse et archivage, au médecin traitant, à l'hôpital qui va prendre en charge le patient... Le principe du projet consiste à regrouper les principaux équipements de mesure existants pour une analyse plus simple et plus rapide. L'outil comprendra également des formulaires qui permettront l'enregistrement des constantes du patient, du rapport du médecin itinérant... Ces informations pourront être intégrées au dossier médical du patient.

De plus, contrairement aux systèmes existants, les informations ne sont pas comparées à un seuil mais elles sont visualisées par le médecin, et éventuellement comparées à des examens antécédents réalisés sur le même patient.

Ces différents outils (stéthoscope, ECG, spiromètre...) devraient permettre au médecin urgentiste de faire des diagnostics plus précis, mais également de lui offrir la possibilité d'échanger des avis sur une consultation.

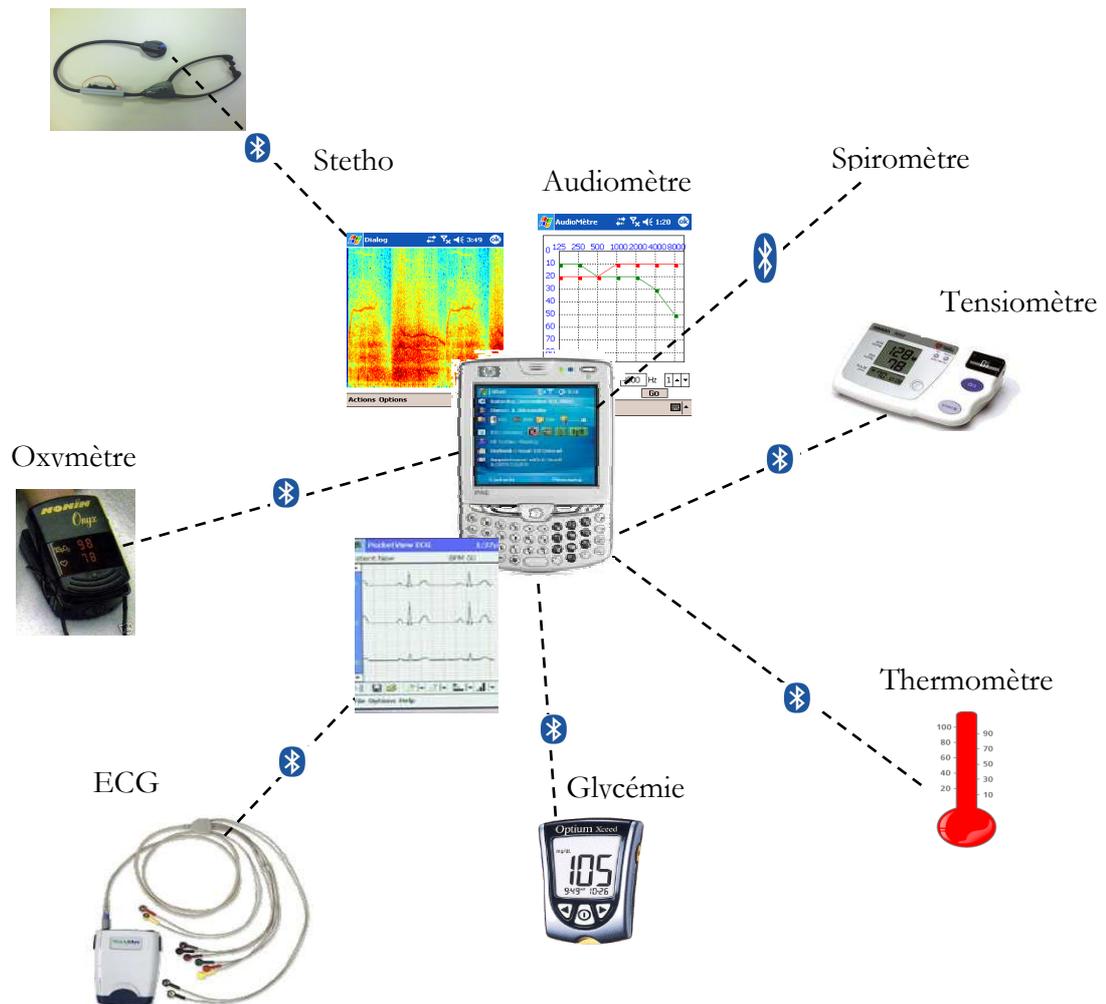


Figure 9 : Exemples d'équipements de mesures communicants

L'architecture que nous définissons et décrivons dans le chapitre 4, ainsi que le format défini dans le chapitre 6 ne sont pas limités au seul cas du stéthoscope. Le stéthoscope est l'exemple que nous avons choisi d'approfondir, cependant les propositions s'adaptent également à d'autres équipements et d'autres signaux tels que les ECG, spiromètre, glucomètre...

2^{ème} volet : Gestion du centre d'appel et optimisation

La situation en France de l'aide médicale d'urgence est dominée par deux éléments. Le premier est l'existence d'une prise de conscience forte de la part des professionnels de l'intérêt d'optimiser les outils de gestion du SAMU dans les différentes étapes de la prise en charge des patients. Le deuxième est que l'expérience française reste à ce jour limitée à des expériences locales, qui sont le fruit de volontés individuelles ou de cas d'école. Il est important de noter l'absence de communication des systèmes mis en place avec d'autres systèmes pourtant proches médicalement et géographiquement, résultant le plus souvent d'une méconnaissance mutuelle.

En dehors du développement d'un logiciel par quelques services, n'ayant en général pas dépassé le niveau local, quatre progiciels de gestion de l'activité d'un SAMU sont actuellement disponibles. Ils permettent principalement la gestion des appels, la

rationalisation de l'utilisation des ressources en termes de répartition des moyens matériels et humains.

Ils incluent l'incorporation des données médicales et l'élaboration d'un dossier du patient. Ces logiciels constituent une aide précieuse pour la facturation des transports, la réalisation d'études statistiques. Ils devraient pouvoir contribuer à la mise en place d'une démarche d'évaluation des pratiques et de l'amélioration continue de la qualité.

Parmi les progiciels les plus souvent installés dans les SAMU français, citons :

- APPLISAMU : ce logiciel équipe les différents SAMU de l'AP-HP (Assistance Publique – Hôpitaux de Paris) et environ 30 autres SAMU en France. Il est développé par la société APPLIGOS.
- CENTAUR 15 est utilisé par les SAMU de Marseille et de Strasbourg.
- SAMUSCRIPT équipe le SAMU 91 de Corbeil. Ce logiciel s'accompagne d'une possibilité de saisie des données par des ardoises, disponibles dans les ambulances médicalisées.
- GOSS (GFI) équipe les SAMU de Lyon, mais ce progiciel est en cours de remplacement.

Le bénéfice apporté par l'utilisation de ces logiciels a été principalement évalué dans le domaine de la facturation des transports [SanteGouv 08].

Cependant, des logiciels tels que Centaur présentent aujourd'hui des limites : une ergonomie très peu conviviale, pas d'interconnexion avec le réseau téléphonique ; ainsi lors de l'arrivée d'un appel entrant, l'opérateur du centre d'appel doit saisir à la main le numéro de téléphone de l'appelant, avec toutes les erreurs que cela peut engendrer, notamment en situation d'urgence ; de plus les transmissions orales d'informations sont entre trop nombreuses...

Un autre exemple est le processus actuel que doit suivre le médecin régulateur pour connaître la disponibilité des lits dans un hôpital (afin d'y placer un nouveau patient arrivant en urgence). En effet, actuellement tout se fait par téléphone et transmission orale : le médecin régulateur appelle l'hôpital, il explique le cas de son patient, l'hôpital transfère l'appel à différents services ; en cas de non disponibilité, le médecin réitère le processus avec un autre hôpital. Dans tous les cas, le médecin explique et réexplique oralement le cas de son patient, avec les risques d'erreurs, omissions, de perte d'information que cela peut induire, ainsi que la perte très conséquente de temps.

Notre projet se propose d'offrir une meilleure **intégration avec l'hôpital**, notamment en évitant les pertes de temps et d'information induites par les transmissions orales et en cascade.

Concernant l'optimisation de l'affectation des ressources, les étapes considérées sont les suivantes :

- la réception d'un appel par la base ou le centre d'appel ;
- la recherche, l'optimisation ;
- l'affectation d'un appel à un médecin ;
- la notification du médecin ;
- la base ou le centre d'appel informe les médecins d'un appel via SMS contenant nom, prénom, adresse, plan, heure et motif de l'appel ;
- l'acquiescement automatique (par opposition à la situation actuelle où le médecin appelle la base pour l'avertir qu'il prend en compte l'appel).

Il s'agit ensuite d'identifier les médecins disponibles et de choisir parmi eux celui qu'il serait idéal d'envoyer chez le patient. Le choix se fera en fonction de critères multiples : disponibilité, proximité du lieu où se trouve le patient, éventuellement connaissance du patient, expertise sur un type de pathologie donné...

Cette problématique s'insère dans le domaine de l'optimisation combinatoire et de la recherche opérationnelle. En fonction des caractéristiques de la demande et des tournées de visites prévues et en cours, le central d'appel détermine les médecins pouvant intervenir. Des algorithmes de simulation et d'optimisation dynamique des parcours seront appliqués de manière à minimiser la durée des trajets prévus tout en tenant compte des contraintes médicales et des priorités de l'intervention.

L'optimisation du choix (choix du véhicule en fonction de présence du véhicule, personnel, matériel opérationnel) se fera pour le SAMU en fonction des critères :

- choix d'un véhicule médicalisé ou non, camion ou hélicoptère ;
- géographie du lieu ;
- véhicule le plus proche (en utilisant la position réelle des véhicules) ;
- personnel disponible à un véhicule ;
- matériel présent dans le véhicule ;
- degré d'urgence de l'intervention ;
- ...

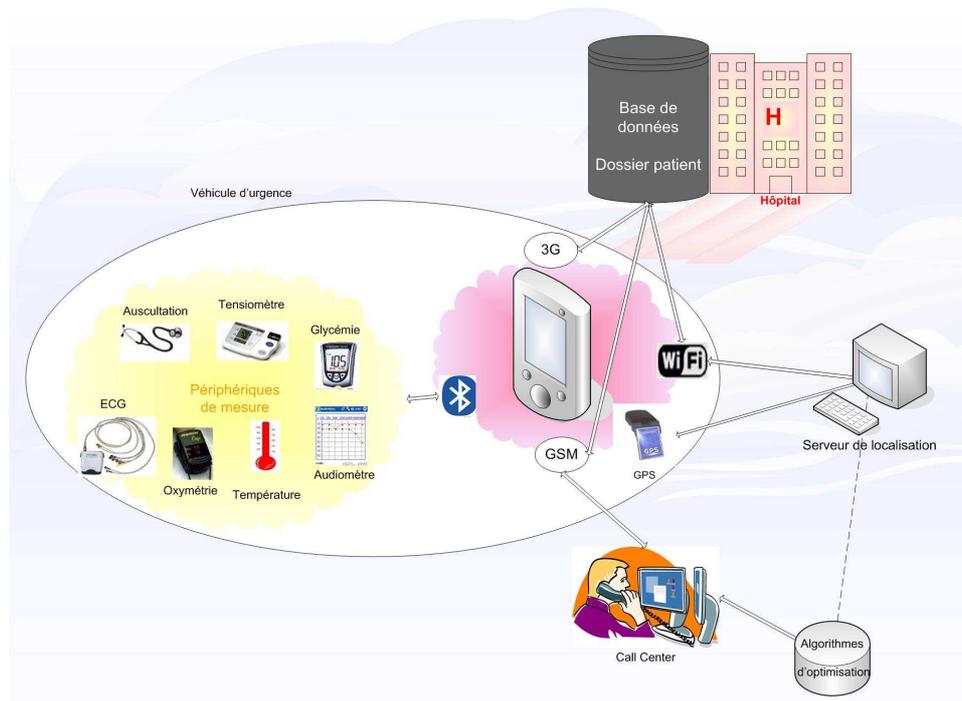


Figure 10 : Le projet EPIDAURE

La figure ci-dessus récapitule les différents éléments du projet : tout d'abord l'appel est réceptionné par le centre d'appel, qui utilise des algorithmes d'optimisation couplés à un serveur de notification pour l'affectation des ressources ; un médecin urgentiste se rend chez le patient, il utilise des capteurs de mesures qui transmettent les informations en sans fil à un équipement de traitement ; toutes les informations utiles sont ensuite renvoyées à l'hôpital pour compléter le dossier patient, et préparer l'arrivée du patient si cette dernière est nécessaire.

Il est à noter que le stéthoscope que nous avons brièvement présenté et que nous allons décrire plus en détail dans les chapitres suivants s'intègre totalement dans ce schéma.

Enfin, ce projet met bien en lumière tout l'intérêt de la définition d'un protocole permettant le transfert de tout type de données médicales, y compris de signaux auscultatoires. En effet, la transmission des informations de manière plus homogène et plus complète devrait aider à la réalisation d'une aide au diagnostic et être un support pour le médecin. Ce point est décrit dans le chapitre 6.

2.4.6 MERCURE : un projet de télémédecine innovant

Le projet MERCURE (Mobile Et Réseau pour la Clinique, l'Urgence et la Résidence Externe) s'articule autour de l'hôpital.

MERCURE est un projet dans l'hôpital, qui a pour objectif de réunir les trois premiers projets en établissant un réseau de communication voix/données entre le médecin d'astreinte, le médecin urgentiste et l'hôpital où le patient est amené en urgence.



Il mettra notamment en œuvre le déploiement d'équipements de mesure sans fil, des serveurs de notification, des transmissions voix/données/vidéos, du handover automatique entre de la voix sur IP et du GSM, de la localisation A-GPS et Wifi de personnes, équipements, médicaments et nourriture.

Un autre élément du projet MERCURE est de proposer des services pour les petits **hôpitaux de campagne**. Ainsi, un médecin dans un hôpital de campagne pourra disposer des moyens nécessaires pour transmettre toutes les informations relatives à un patient donné et à un cas précis ; l'objectif est par exemple de disposer d'un maximum de paramètres pour déterminer au mieux si un patient doit être transféré en urgence vers un centre spécialisé d'un grand hôpital ou non. Cela devrait notamment permettre de réduire le temps d'attente des patients lors des transferts entre les différentes unités des soins.

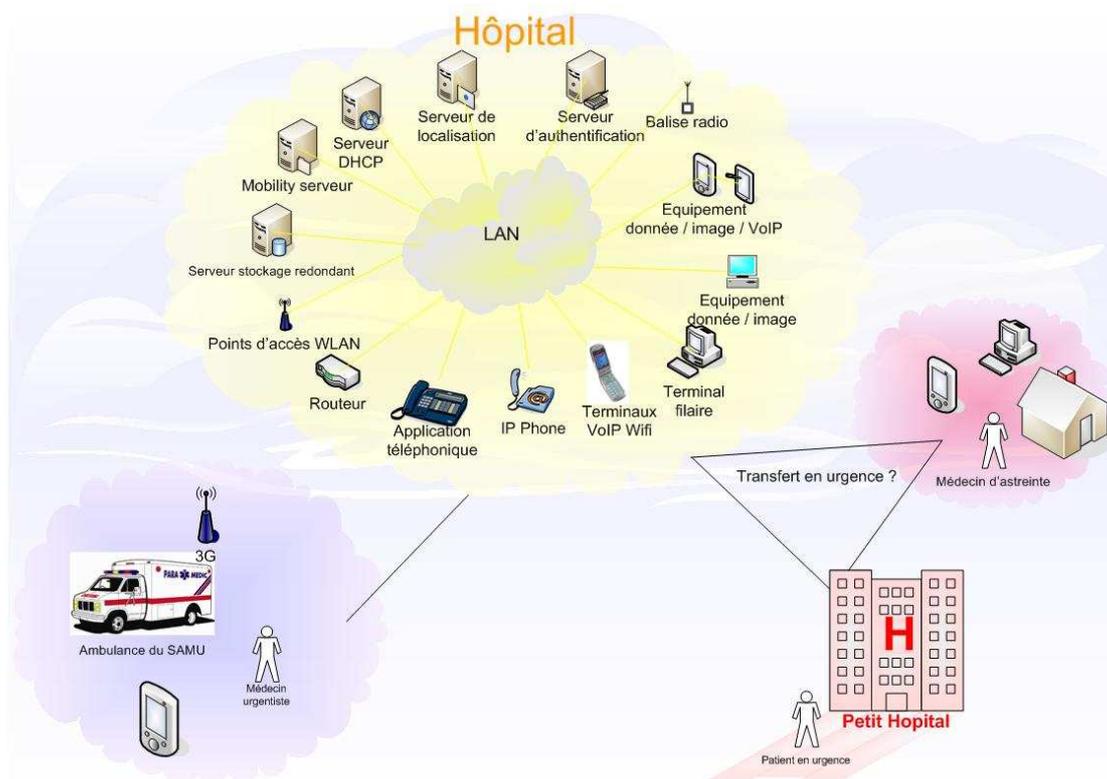


Figure 11 : Le projet MERCURE

La figure ci-dessus schématise les différentes facettes du projet MERCURE. En jaune, on observe l'hôpital avec ses moyens de communications voix, données, images, vidéos... L'hôpital communique avec différentes entités, tout d'abord, avec les véhicules d'urgences (ambulance et médecin urgentiste) afin d'échanger les informations sur le patient et d'intervenir le plus rapidement possible et de la manière la plus appropriée. L'hôpital échange également des informations avec le médecin d'astreinte. Enfin, il communique avec les petits hôpitaux de campagne, par exemple pour déterminer si un patient doit et peut être transféré en urgence dans un service spécialisé.

2.4.7 REVES : un terminal multimédia pour les enfants malades

Le dernier projet mais non des moindres : REVES ; il s'agit d'un projet de mécénat d'entreprise dont l'objectif est d'apporter aux enfants atteints de pathologies graves et isolés en chambre stérile, un compagnon, sous la forme d'un terminal multimédia, jouant un triple rôle de confident, partenaire ludo-éducatif et de lien avec le personnel hospitalier, les amis et la famille.



En effet, malgré tous les efforts du personnel hospitalier pour rendre leur séjour le plus agréable, la vie de ces enfants durant ces périodes d'isolement est très douloureuse. C'est pour faciliter cette période que le projet REVES est né.

Le projet REVES ou Robot visant à Embellir la Vie des Enfants en milieux Stériles possède la particularité de résulter d'un élan de solidarité vis à vis des enfants étant en chambre stérile.

Le but de ce projet est de mettre à disposition d'enfants atteints de leucémie et dans ces chambres stériles, un « nouveau terminal multimédia ». Ce terminal sera à la fois un ami,

un confident pour l'enfant, et un outil de communication, d'interaction, et de surveillance pour le personnel hospitalier, voire avec la famille.

Ce "nouveau terminal multimédia" est un robot, équipé d'une caméra, d'un microphone, de hauts parleurs, d'une transmission Wifi, de géolocalisation. Il est connecté à un serveur d'appel avec serveur vidéo, notification... Dans un premier temps, le terminal multimédia que nous avons choisi est un robot Aibo de Sony aux allures de chien.

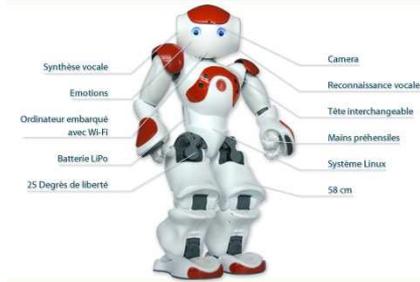


Figure 12 : Sony Aibo ERS-7

Table 1 : Etude des robots de compagnie sur le marché actuel

<p>Anty : ce robot fabriqué par Vrije Universiteit Brussel et pas encore commercialisé, est destiné aux enfants malades. Grâce à l'utilisation d'une intelligence artificielle, il est capable d'exprimer et de comprendre des émotions [Anty 08]. Il ne s'agit pas d'un simple jouet mais d'une peluche intelligente ayant sa propre personnalité. Il est muni de capteurs visuels, audio, tactiles afin d'interagir avec l'enfant.</p>	
<p>Aiko : robot humanoïde canadien à l'apparence féminine dont la taille est de 151cm (prix de 15 000 à 17 000 \$) [Aiko 08].</p>	
<p>Ubiko : robot réceptionniste, commercialisé par TMSUK (350 euros de frais de location pour une heure de service) [Ubiko 08].</p>	
<p>Papero: afin de lui permettre d'interagir avec son environnement et d'effectuer des actions autonomes, le robot doit être capable de comprendre certaines informations. Ainsi, les pièces pour détecter l'environnement extérieur ont été ajoutées : camera CCD, microphone, capteurs ultrasons... (fabriqué par NEC - Prix : 41000 \$) [Papero 08].</p>	
<p>Paro : robot qui a été conçu pour des enfants malades et des personnes âgées. Il n'est ni équipé de webcam, ni de Wifi. (Fabriqué par Takanori Shibata- Prix : 6 699 \$) [Paro 08].</p>	
<p>Robosapien : robot équipé d'une caméra mais pas de carte Wifi (fabriqué par WowWee - Prix : 60 \$) [Robosapien 08].</p>	
<p>RS Media : robot équipé d'une caméra (Fabriqué par WowWee), on peut le programmer à l'aide du logiciel fourni ; par contre, le transfert des données entre PC et robot s'effectue par un USB non via une connexion Wifi (Prix : 260 \$) [RS Media 08].</p>	

NAO : il s'agit d'un robot français à intelligence artificielle développé par Aldebaran Robotics pour le marché du robot compagnon. NAO est un petit robot de 58 cm pour 4 kg, bipède et autonome livré avec peu de comportements intégrés, mais sa connexion Wifi directe lui permettra d'agrandir son panel de possibilités au fil du temps et des développements d'Aldebaran et de la communauté. Les développements sont possibles en C++, Urbi et dans la plupart des langages dédiés à la robotique (prix : 3000€) [Nao 08].



En conclusion, on constate qu'il n'existe actuellement pas de robot répondant totalement à nos besoins : un terminal multimédia communicant, robuste et adapté à un enfant malade en chambre stérile.

Infrastructure et environnement technique

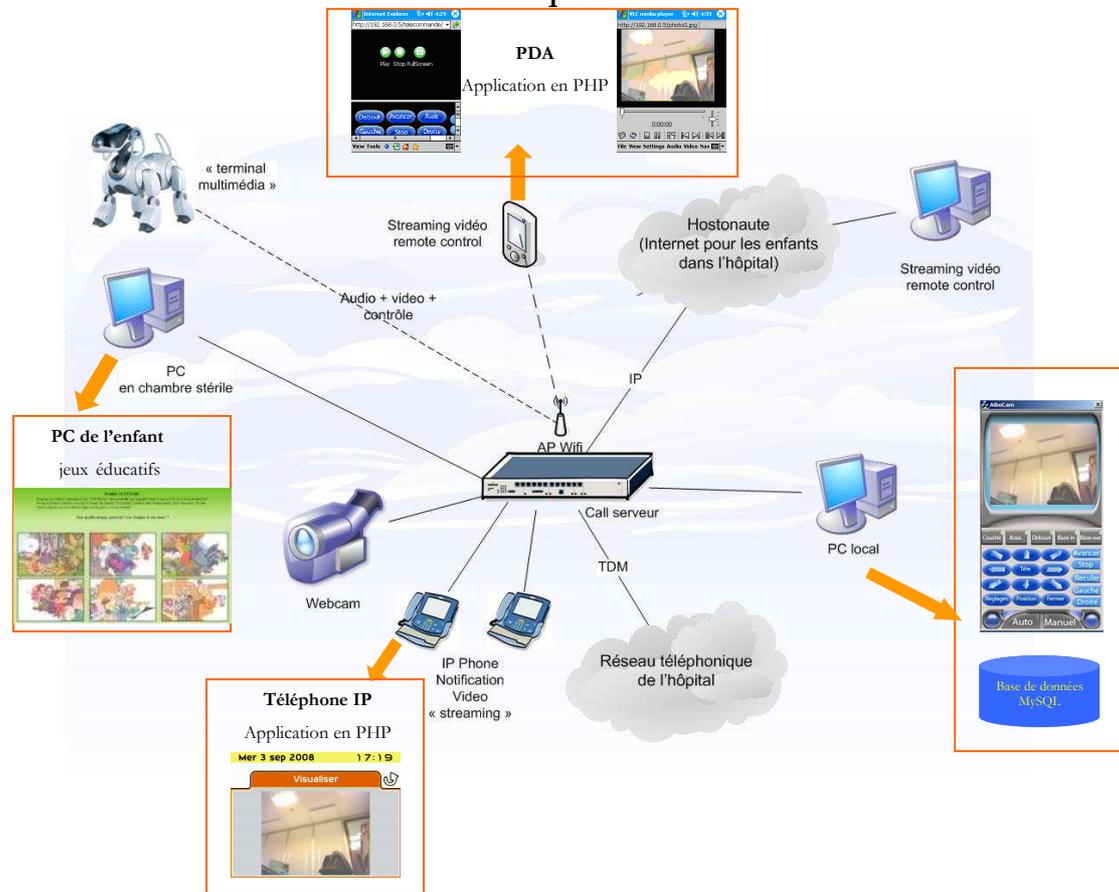


Figure 13 : Le projet REVES

La plateforme du projet REVES que nous avons implémentée, est composée d'un serveur d'appel : il relie le PC de l'enfant dans la chambre stérile (depuis lequel il peut entre autres contrôler et interagir avec le terminal multimédia), des téléphones IP (pour que le personnel hospitalier puisse par exemple suivre l'enfant dans leur bureau), des PDA en Wifi (pour que le personnel hospitalier puisse par exemple suivre l'enfant et contrôler le terminal multimédia même en ambulatoire), un serveur qui héberge l'application programmée en C++ (elle est réalisée à l'aide de la bibliothèque fournie par Sony, et permet de déployer les fonctionnalités d'Aibo telles que les mouvements, la récupération d'image depuis la caméra intégrée, la capture de flux audio, la connexion et déconnexion

au réseau sans fil, *etc.*), un serveur Apache, une base de données MySQL, un serveur PRS (*PR*ésentation *S*erver), qui permet d'accéder à une application sur le serveur directement depuis un terminal téléphonique, et éventuellement d'autres équipements, au réseau téléphonique de l'hôpital et au réseau internet.

Le terminal multimédia est connecté à ce réseau. Le son et l'image qu'il recueille peuvent être envoyés à un serveur pour analyse ou retransmis en temps réel sur un équipement (PC, PDA, poste téléphonique).

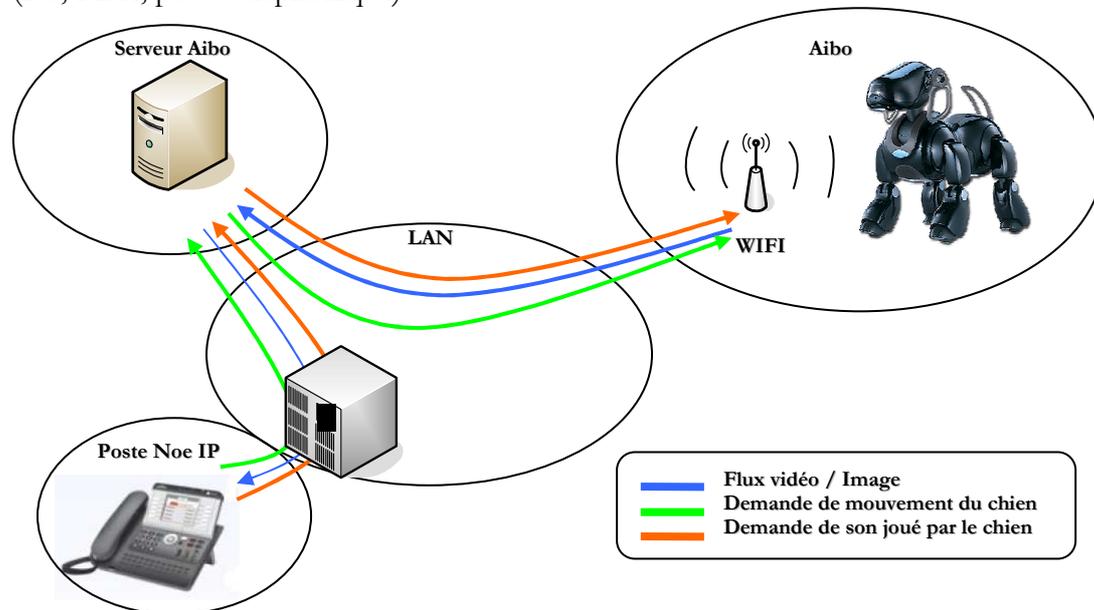


Figure 14 : Représentation des flux de communication mis en œuvre lorsque le personnel médical commande le terminal multimédia (chien) depuis un téléphone IP

Afin de réaliser la communication du terminal multimédia avec les postes IP, nous avons utilisés des mécanismes similaires à ceux que nous avons mis en œuvre pour la gestion des sons auscultatoires depuis les postes IP (cf. chapitre 4 pour plus de détails).

Par ailleurs, **ce terminal multimédia pourra interagir avec une plateforme de jeux collaborative**. Nous proposons de mettre en place des outils (ergonomiques, simples d'utilisation et d'installation) afin de permettre aux parents ou à toute personne compétente de rédiger, de façon très simple et conviviale, des contenus éducatifs ou jeux. Le projet est réalisé en collaboration avec des enseignants pour le développement de contenus (outils éducatifs, jeux...).

Ainsi, les parents et enseignants peuvent créer leurs propres cours ou jeux. Pour cela, la proposition que nous leur faisons est d'utiliser l'éditeur de texte qui leur est familier : *Microsoft Word*. Ils peuvent rédiger leur cours ou jeux en utilisant leur éditeur de manière classique ; cependant, à tout endroit de leur document, ils peuvent insérer des balises qui permettront exécuter une action particulière. Parmi les actions possibles, on peut citer : l'insertion des questions/réponses, l'activation d'alarmes ou timers (lorsque l'enfant n'a pas répondu à une question depuis plus de 5 minutes par exemple), des actions effectuées par le terminal multimédia (mouvement, parole, danse, approbation d'un signe de la tête...). Une fois le scénario composé par l'enseignant ou le parent, un outil de traduction automatique que nous avons mis en place permet de convertir les balises en leur évènement associé. Le résultat est obtenu sous forme d'un ensemble de pages Web PHP (cf. figure 15).

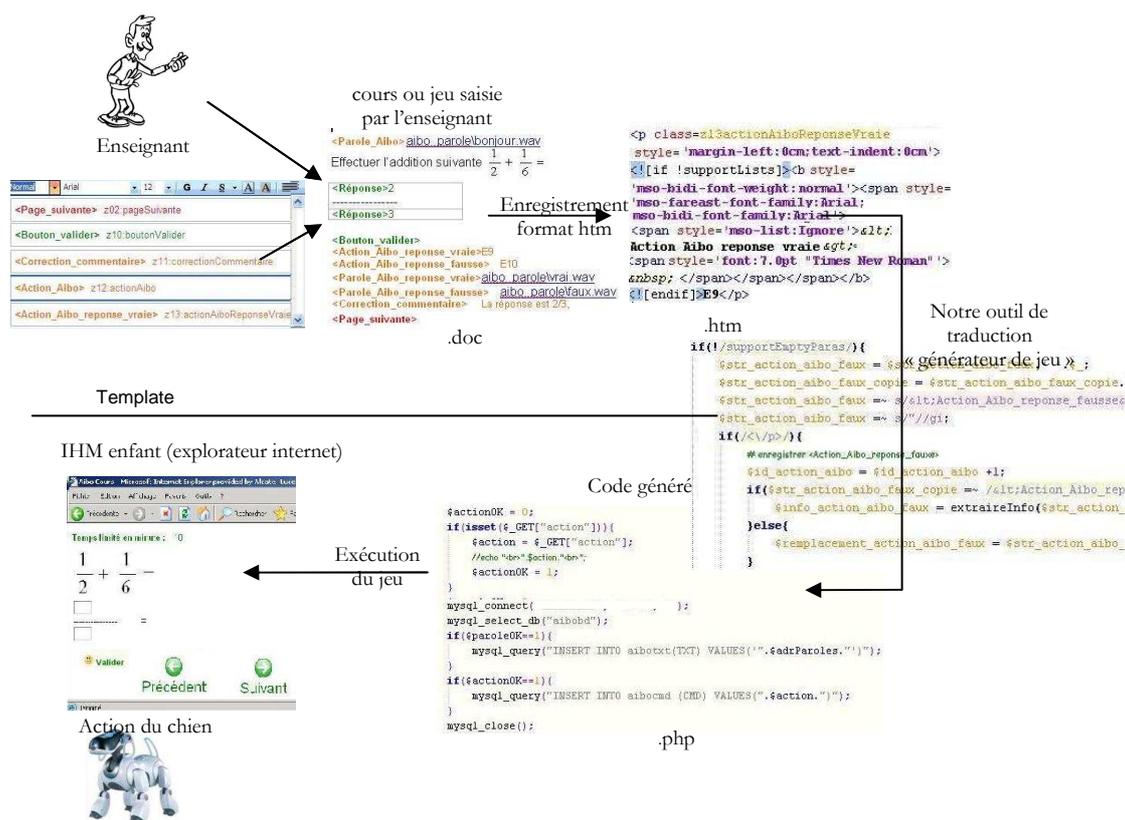


Figure 15 : Le générateur de jeux que nous avons développé

Du côté de l'enfant, l'outil se présente sous forme d'un client léger auquel il peut se connecter notamment depuis sa chambre. Un scénario possible peut se présenter de la manière suivante : dès que l'enfant clique sur une image, le son est émis au travers les hauts parleurs du terminal multimédia. Puis, en fonction de la réponse (correcte ou non) de l'enfant, le terminal multimédia fait des mouvements indiquant son approbation ou non (cf. figure 16).

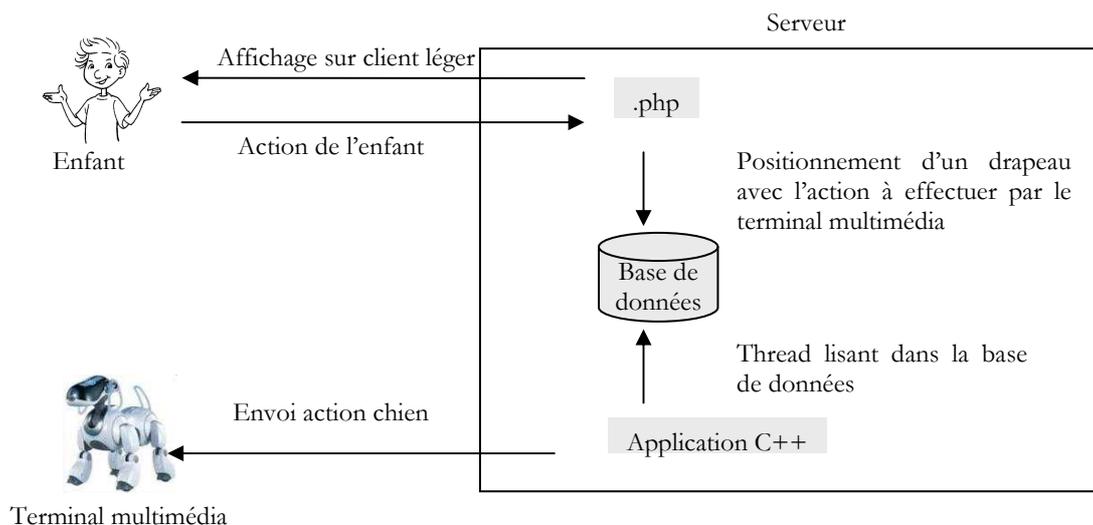


Figure 16 : Interaction jeux/robot

Enfin, un dernier point concerne la collaboration avec des hôpitaux (unité de soins intensifs), afin de réaliser des études pour détecter des marqueurs de la douleur.

2.5 CONCLUSION

Ces différents projets nous permettent de disposer d'un ensemble d'outils utilisables dans les différentes situations médicales courantes (patient à domicile, médecin dans son cabinet ou en ambulatoire, milieu hospitalier, éducation) ; ces outils proposés permettent, ensemble, de proposer une solution globale, homogène de télémédecine.

Nous n'avons pas la prétention de traiter tous les éléments de la plateforme MERCURE dans cette thèse. Nous sommes intervenus de manière transversale sur les différents projets. Cependant, nous allons nous focaliser sur la chaîne complète relative à l'auscultation avec les projets STETAU et ASAP. Cette chaîne prend en compte, à la fois la capture, le transport et le traitement des sons auscultatoires.

Le chapitre suivant expose l'intérêt des travaux réalisés autour de l'auscultation grâce à un état de l'art des études réalisées dans le domaine.

Chapitre 3 - ETAT DE L'ART : ANALYSE DES SONS AUSCULTATOIRES PULMONAIRES

Sommaire

3.1	INTRODUCTION : OBJECTIFS DE L'ANALYSE DES SONS	42
3.2	OBJECTIFS DE L'ANALYSE AUTOMATIQUES DES SONS	42
3.3	DEFINITION DES TERMES.....	44
3.3.1	<i>Termes relatifs aux sons.....</i>	<i>44</i>
3.3.2	<i>Termes relatifs aux marqueurs connus.....</i>	<i>44</i>
3.4	TECHNIQUES DE CAPTURE	46
3.5	FACTEURS INFLUENÇANT LA MESURE	47
3.6	CARACTERISTIQUES DES CYCLES RESPIRATOIRES	48
3.7	CARACTERISTIQUES DES SONS PULMONAIRES.....	48
3.7.1	<i>Caractéristiques de sibilants</i>	<i>48</i>
3.7.2	<i>Caractéristiques des crépitants</i>	<i>49</i>
3.8	DETERMINATION DU CYCLE RESPIRATOIRE	51
3.8.1	<i>Utilisation de la puissance spectrale</i>	<i>51</i>
3.8.2	<i>Utilisation des réseaux de neurones et perceptrons.....</i>	<i>51</i>
3.8.3	<i>Autres méthodes de détection des phases</i>	<i>52</i>
3.8.4	<i>Synthèse.....</i>	<i>53</i>
3.9	DETECTION DE MARQUEURS CONNUS.....	54
3.9.1	<i>Détection des sibilants.....</i>	<i>54</i>
3.9.2	<i>Détection des crépitants</i>	<i>56</i>
3.10	CLASSIFICATION DES SONS.....	59
3.11	NOS ORIENTATIONS	61

3.1 INTRODUCTION : OBJECTIFS DE L'ANALYSE DES SONS

Le projet STETAU se focalise sur la mise au point d'un système de capture des sons auscultatoires ; le projet ASAP, inscrit dans la continuité de ce dernier, utilise les outils mis en place pour notamment l'analyse des sons auscultatoires pulmonaires.

Savoir distinguer les sons pulmonaires normaux et anormaux (sibilants, crépitants...) est important pour le diagnostic médical. En effet, les sons respiratoires contiennent de précieuses informations sur la physiologie et les pathologies des poumons et des voies aériennes. Ainsi, la densité spectrale et l'amplitude des sons peuvent refléter l'état du parenchyme pulmonaire, la dimension des voies aériennes et leurs modifications pathologiques [Sovijarvi 00a].

Parmi les marqueurs connus (sibilants, crépitants, stridors, ronchis), les travaux publiés se concentrent principalement sur la détection des crépitants et des sibilants.

Dans ce chapitre, nous allons expliciter les différentes méthodes d'analyse des sons auscultatoires pulmonaires existant dans l'état de l'art ; nous concluons sur les orientations que nous avons prises, notamment pour parvenir à obtenir un signal de qualité (qualité audio mais également en terme d'informations associées) pour une aide au diagnostic efficace et un outil d'utilisable dans le quotidien du médecin.

Cet état de l'art nous permet de mettre en lumière un composant important de la chaîne d'auscultation qu'est l'analyse des sons. Cependant, il nous permettra également de mieux cerner les maillons manquants et sur lesquels nous allons nous attarder plus longuement dans les chapitres suivants.

3.2 OBJECTIFS DE L'ANALYSE AUTOMATIQUES DES SONS

L'analyse automatique des sons se révèle être d'un intérêt majeur. Nous allons en aborder les raisons dans ce paragraphe.

Tout d'abord, elle devrait permet de palier, au moins en partie, **aux limites de l'audition humaine**. En effet, des études [Kiyokawa 06] ont été réalisées pour tester la capacité de l'oreille humaine à détecter les crépitants dans un signal auscultatoire. La méthode utilisée consistait à superposer des crépitants artificiels à un signal réel. Les résultats indiquent que les erreurs de détection les plus significatives sont liées aux facteurs suivants :

- l'intensité du signal respiratoire : les respirations amples masquent davantage les crépitants que les respirations superficielles ;
- le type de crépitants : les crépitants fins sont plus facilement reconnaissables car leur forme d'onde diffère davantage de celle des sons pulmonaires classiques ;
- l'amplitude des crépitants.

On conclue de ces études que la validation des algorithmes de détection automatique de crépitants ne devrait pas se reposer sur l'auscultation comme unique référence.

A l'inverse, la compréhension des mécanismes sous-jacents à la production des sons pulmonaires est encore très imparfaite, et l'enregistrement puis l'analyse des sons respiratoires permet d'améliorer cette compréhension [Bahoura 99] ainsi qu'une mise en relation objective des sons respiratoires anormaux avec une pathologie respiratoire particulière. Par ailleurs une analyse objective permet le développement de systèmes de

classification [Chuah 04] qui rendent possible une qualification plus précise des sons respiratoires normaux et des sons pathologiques.

Alors que l'auscultation conventionnelle au stéthoscope est subjective et difficilement partageable, ces systèmes devraient apporter une aide au diagnostic objective et précoce avec une meilleure sensibilité et reproductibilité des résultats.

D'autre part, les applications, y compris l'évaluation du diagnostic, le monitoring et l'échange de données par internet sont des compléments évidents de l'analyse objective et automatique des sons auscultatoires. Les outils de capture permettent le monitoring longue durée des patients à l'hôpital ou à domicile. Elle pourrait également être une solution utile pour les pays en voie de développement ou les communautés reculées [Earis 00]. Ce type de système a, de plus, l'immense avantage de conserver le caractère non invasif et peu coûteux de l'auscultation.

Enfin, l'étude de Sestini *et coll.* [Sestini 95] montre qu'une association entre le signal acoustique et l'image est utile pour l'apprentissage et la compréhension des sons pulmonaires par les étudiants en médecine.

De plus, **la propagation et la déformation des sons** respiratoires rendent les auscultations plus complexes à analyser. Elles sont liées à différents facteurs [Pasterkamp 97]. Le premier facteur est la réponse acoustique du stéthoscope, l'asymétrie des sons (qui indique la présence d'une éventuelle pathologie), la composition hétérogène des tissus (os, muscles, peau...) qui agissent comme des filtres. Le second facteur concerne le point d'analyse : les mesures indiquent que les sons thoraciques sont plus faibles en amplitude que les sons trachéaux.

Par ailleurs, il existe aujourd'hui de nombreuses **définitions différentes des caractéristiques de marqueurs communs** tels que le sibilant ou le crépitant [Elphick 01]. Une sémantique universelle est ainsi à créer. Divers travaux [Sovijarvi 00b] ont essayé de recenser une définition des termes liés aux sons respiratoires et ont abouti au recensement de 162 termes utilisés couramment dans le « Computer Respiratory Sound Analysis » (CORSA).

Cela ne permet cependant pas aux médecins d'avoir une définition commune des termes employés et de ce fait, la description des caractéristiques des sons est encore très imagée. A titre d'illustration, un sibilant est encore très souvent associé à « un bruit sifflant », et un crépitant à « un bruit de gain de riz dans une poêle ».

Or, **la définition d'une sémiologie** commune permettrait également une meilleure, et plus fiable, interprétation par le médecin. Ainsi, l'article de Rossi *et coll.* [Rossi 00] fournit des recommandations relatives aux conditions expérimentales nécessaires à l'enregistrement de sons respiratoires. Il définit les conditions expérimentales optimales (relatives notamment au bruit ambiant, y compris les sons non respiratoires du sujet, tels que les sons vocaux) ainsi que les procédures spécifiques au type de son que l'on désire enregistrer (souffles, toux, ronflements), des indications pour l'enregistrement (diagnostic, évaluation d'une thérapie, monitoring), de l'âge du sujet (bébé, enfant, adulte), et de la méthode d'enregistrement (champ libre, microphone endobronchial).

L'auteur s'appuie sur les mêmes recommandations que celles de l'ERS (*European Respiratory Society*) pour les tests des fonctions pulmonaires pour la préparation du sujet.

Pour les enregistrements courts, une position assise est conseillée, alors qu'une position couchée est généralement préférable pour des enregistrements longs.

3.3 DEFINITION DES TERMES

L'article de Sovijari *et coll.* [Sovijarvi 00b] publié dans *l'European Respiratory Journal* fournit des définitions précises des termes couramment utilisés dans le domaine de l'auscultation pulmonaire et de l'analyse des sons ; les plus pertinents sont rappelés ci-dessous.

3.3.1 Termes relatifs aux sons

Nous allons tout d'abord définir les termes se rattachant aux sons auscultatoires pulmonaires.

Sons respiratoires (*breath sound*) : ils incluent les sons normaux et pathologiques enregistrés au niveau de la trachée, des poumons ou de la bouche. Leur génération est liée au flux d'air dans le système respiratoire. Ils sont caractérisés par un large spectre sonore, avec une fréquence moyenne dépendant du point d'auscultation.

Sons pathologiques (*adventitious sound*) : il s'agit de sons respiratoires additionnels, rajoutés aux sons respiratoires normaux. Ils peuvent être continus (sibilants) ou discontinus (crépitants). Certains (comme les squawks) possèdent des caractéristiques des deux. La présence de tels sons est *a priori* un indicateur de désordres pulmonaires.

Son respiratoire normal (*normal breath sound*) : sur le thorax, un son respiratoire normal est caractérisé par un bruit faible pendant l'inspiration, et très audible pendant l'expiration. Au niveau de la trachée, le son respiratoire normal est caractérisé par un large spectre de bruit (par exemple contenant des composantes hautes fréquences), audible à la fois durant la phase d'inspiration et celle d'expiration. Le principal bruit pulmonaire normal est le murmure vésiculaire. Il est le reflet de l'entrée d'air dans les poumons et est diminué dans plusieurs pneumopathies.

Sons pulmonaires (*lung sound*) : il s'agit de tous les sons enregistrés au niveau du thorax, incluent les sons respiratoires normaux et les sons pathologiques.

Son bronchique (*bronchial sound*) : ce terme est utilisé dans deux acceptions : il couvre à la fois les sons respiratoires normaux qui sont détectés dans la partie antérieure haute des poumons et dont l'intensité est à peu près identique durant les phases d'inspiration et d'expiration, mais aussi des sons respiratoires anormaux qui sont détectés dans la partie postérieure des poumons et qui contiennent des composantes de haute fréquence et une intensité plus élevée que les sons respiratoires normaux enregistrés au même point. Le passage de son normal à son pathologique est dû à des désordres pulmonaires. L'utilisation de ce terme n'est donc pas recommandée à cause de la confusion possible.

Son pleural de friction (*pleural friction sound*) : ces bruits forts résultent du frottement pleuro pariétal et viscéral. Leur présence indique la présence d'une inflammation voire d'un liquide au niveau pleural.

3.3.2 Termes relatifs aux marqueurs connus

Nous allons à présent donner une définition des différents marqueurs connus. Une explication pour approfondir des marqueurs les plus courants (*i.e.* sibilants et crépitants) sera fournie dans les paragraphes suivants.

Crépitants (*crackles*) : ces sons pathologiques, discontinus, explosifs apparaissent généralement dans la phase d'inspiration. Ils sont caractérisés par leur forme d'onde, leur durée et leur position dans le cycle respiratoire. Un crépitant peut être caractérisé par sa durée totale comme étant un crépitant fin (si sa durée est courte) ou gros (si sa durée est longue). L'apparition de crépitants révèle généralement des pathologies du tissu pulmonaire voire des voies de conduction.

Gros crépitant (coarse crackle) : crépitant avec un timbre plus grave, une forte amplitude et une longue durée : $2CD > 10ms$ (CD : durée de deux cycles). Sons forts, de basse tonalité, plus longs, audibles surtout lors de l'inspiration et en début d'expiration. Ils peuvent diminuer si la personne tousse, si elle change de position ou suite à une aspiration bronchique. On peut les comparer à un feu de bois qui pétille ou à du maïs que l'on fait éclater. Ils ressemblent aussi à des gargouillements.

Crépitant fin (fine crackle) : crépitant avec un timbre plus aigu, une faible amplitude et une courte durée : $2CD < 10ms$. Sons doux, de haute tonalité, très brefs, audibles surtout en fin d'inspiration. Ils ne disparaissent pas si la personne tousse. On peut les comparer au bruit que fait une mèche de cheveux qu'on roule entre ses doigts.

Sibilants (wheeze) : ce son pathologique, continu présente un caractère musical. Acoustiquement, il est caractérisé par une forme d'onde avec une fréquence dominante généralement supérieure à 100 Hz et une durée supérieure à 100ms. De plus, le son doit inclure au moins 10 vibrations successives. Les sibilants sont généralement associés à l'obstruction des voies aériennes. Le sibilant est qualifié de monophonique s'il n'a qu'une fréquence. S'il en contient plusieurs fréquences, on le qualifie de polyphonique. Prédominant à l'expiration, ce bruit ressemble à celui que l'on entend lorsque que l'on dégonfle un ballon dont on pince l'orifice.

Ronchis (rhonchus) : il s'agit d'un sibilant au timbre plus grave, contenant des formes d'ondes périodiques avec une durée supérieure à 100ms et une fréquence inférieure à 300 Hz ; ils prédominent à l'expiration. Ce bruit ressemble à celui que l'on entend lorsqu'on souffle dans le goulot d'une bouteille et à des ronflements. Il peut disparaître si la personne produit une toux efficace, ou si ses sécrétions ont été aspirées. Les ronchis traduisent la présence de sécrétions ou des rétrécissements des voies aériennes.

Ronflements (snoring sound) : il s'agit de bruits respiratoires de basse fréquence avec des composantes périodiques (fréquence fondamentale entre 30 et 250 Hz) qui se produisent pendant la phase de sommeil, et sont induit par les vibrations anormales dans les parois ou l'oropharynx. Ils sont le plus souvent inspiratoires ; de faibles composantes expiratoires peuvent apparaître chez les patients atteints d'apnée obstructive du sommeil.

Squawk (squawk) : il s'agit de sons inspiratoires pathologiques relativement courts, et qui présentent un caractère musical. Ils sont occasionnellement trouvés chez les patients atteints de désordres pulmonaires interstitiels. Acoustiquement, leur forme d'onde ressemble à de courts sibilants, et ils sont souvent précédés de crépitants. La durée des squawk varie entre 50 et 400 ms.

Stridor (stridor) : c'est un son fort, de basse fréquence, qui trouve son origine dans le larynx ou la dans trachée. Il apparaît souvent durant l'inspiration. Il peut être audible au niveau de la bouche, de la trachée et des poumons. Les stridors peuvent apparaître dans les toux asphyxiantes (vibration des structures laryngées lors de dyspnée) ou les sténoses laryngales ou trachéales.

Sons de toux (cough sound) : les sons transitoires induits par les réflexes de toux ont une fréquence comprise entre 50 et 3000 Hz. Les caractéristiques de ces sons varient en fonction de la pathologie pulmonaire. Ainsi, les sons de toux qui contiennent des sibilants sont typiquement des cas d'asthme.

Frottement pleural : Bruit très superficiel, qui ressemble beaucoup aux crépitants. Il se produit en fin d'expiration. On peut le comparer au bruit que font deux morceaux de cuir frottés l'un contre l'autre. Il est surtout audible au pourtour des lignes axillaires antérieures gauches ou droites.

3.4 TECHNIQUES DE CAPTURE

Enregistrer le son de manière adaptée est une étape importante qui précède la phase d'analyse du signal [Vanuccini 00] [Welsby 03] [Kaniusas 05]. Typiquement la chaîne de capture du son comprend les éléments suivants [Bahoura 99] :

- **la capture du son ;**

Le positionnement du microphone est important ; en effet la cage thoracique agit comme un atténuateur et un filtre passe-bas [Kraman 95]. De même, il existe différentes méthodes et outils de capture du son :

La première, qui est également la méthode la plus couramment utilisée, est l'*utilisation d'un seul micro*. Le capteur est généralement un micro électret, la fréquence d'échantillonnage est le plus souvent celle qui est utilisée pour les codecs utilisés en téléphonie (8kHz), une conversion analogique / numérique avec une résolution de 16bits [Polat 04]. D'autres utilisent un accéléromètre, moins sensible au bruit ambiant [Mazic 03], mais moins performant que le micro électret.

Une autre méthode consiste en l'*utilisation de plusieurs microphones et représentation 3D*. Cette technique permet l'identification des zones à l'origine des sons. Il s'agit d'une méthode dynamique pour dévoiler des propriétés structurales et fonctionnelles à des fins de diagnostic [Kompis 01] [Benedetto 88] [Murphy 07].

Enfin, la dernière technique est l'*émission d'un son et analyse de sa propagation*. Cette technique, décrite dans la référence [Hussein 94], consiste à émettre un son depuis un haut-parleur introduit dans la bouche du patient. Elle s'appuie sur une analyse des caractéristiques du signal propagé à travers les voies respiratoires et la cavité thoracique. Les paramètres analysés sont les ratios d'énergie, le délai de latence du signal, et les fréquences dominantes [Laubscher 94] [Gan 93].

Dans notre étude, nous avons choisi d'utiliser un seul microphone, un microphone électret. Nous expliciterons les raisons de ce choix dans le chapitre 5, et plus particulièrement dans le paragraphe 5.5.

- **l'amplification du signal ;**

- **le filtrage et échantillonnage ;**

Le filtrage concerne en grande partie la réduction de bruits parasites. Le « nettoyage » de sons respiratoires doit également prendre en compte la réduction du bruit ambiant. Ce traitement peut être réalisé de deux manières différentes [Bahoura 99] : la réduction du bruit par filtrage adaptatif (suppression du bruit blanc gaussien, du signal vocal, des erreurs de mesure), et la réduction du bruit par paquets d'ondelettes (méthode de Donoho...).

- **la réduction du bruit cardiaque ;**

Les sons cardiaques peuvent introduire des perturbations lors de l'analyse des sons pulmonaires.

Le spectre des sons cardiaques est situé entre 20 et 100 Hz [Elphick 00]. Mais un filtre passe haut à 100 Hz ne peut pas être une solution pertinente car la majorité des composantes pulmonaires sont également situées dans cette région. Différentes méthodes ont par conséquent été testées [Moussavi 07] : ondelettes, filtrage adaptatif avec algorithme des moindres carrés récursifs, filtrage temps/fréquence et reconstruction, estimation AR/MA (autorégressif / moyenne mobile) en temps/fréquence avec des coefficients d'ondelettes, analyse des composantes indépendantes, méthodes d'entropie.

Le filtre proposé par Bahoura *et coll.* [Bahoura 06] est basé sur une transformée en ondelettes par paquets, et l'utilisation de deux filtres qui sont définis dans le domaine fréquentiel et le domaine temporel. Ce filtre fournit des résultats plus fiables et plus efficaces que ceux de ses rivaux ; les résultats expérimentaux ont démontré de très bonnes performances. De plus, la technique proposée permet de mieux préserver les caractéristiques des signaux stationnaires (sons normaux et sibilants).

Dans l'article d'Elphick *et coll.* [Yadollahi 06], l'atténuation des bruits cardiaques est obtenue à l'aide d'un simple filtre passe-bande [50 Hz, 2500 Hz].

Parmi ces méthodes, les meilleurs résultats ont été obtenus à l'aide du filtrage adaptatif [Iyer 96], du filtrage temps/fréquence et de l'estimation AR/MA.

- **L'enregistrement du son.**

L'article de Cheetham *et coll.* [Cheetham 00] souligne les points importants relatifs à la numérisation des enregistrements des sons auscultatoires que sont la fréquence d'échantillonnage, le filtrage, le rapport signal sur bruit introduit par la conversion analogique/ numérique.

3.5 FACTEURS INFLUENÇANT LA MESURE

Il existe des éléments perturbateurs à l'analyse du signal auscultatoire [Bahoura 99], qui modifient les données et rendent plus compliquée la comparaison des résultats entre les différentes équipes de recherches [Earis 00b].

Ainsi, les caractéristiques du son dépendent beaucoup de l'individu (variabilité en fonction de l'âge, corpulence, masse, volume des poumons,..) [Carlos 02], mais également du point de prise de son, du débit de ventilation, de la position du patient et des caractéristiques de l'équipement de mesure.

La différenciation liée à l'âge est surtout vraie pour les enfants en bas âge. Elphick *et coll.* [Elphick 04] notent que l'évaluation au stéthoscope est peu fiable pour la détection des sibilants, et autres crépitants [Elphick 00] ; en effet, les bruits respiratoires audibles dans la petite enfance possèdent des caractéristiques acoustiques distinctes de celles habituellement observées chez l'adulte.

Mazic *et coll.* [Mazic 03] proposent donc d'utiliser des méthodes plus objectives pour la détection automatique de sibilants chez les enfants asthmatique lors des respirations forcées.

En ce qui concerne le changement du volume d'air dans les poumons, La caractérisation statistique du processus évolue dans un cycle respiratoire [Fenton 85] [Kiyokawa 02]. En effet, les signaux respiratoires sont non stationnaires notamment à cause du changement du volume pulmonaire et du niveau de flux dans un cycle [Guler 05]. Ainsi, pour interpréter correctement les résultats, il est conseillé de se ramener au volume d'air pulmonaire.

Par ailleurs, une difficulté majeure réside dans l'absence de standardisation du protocole de mesures. Afin de pallier à ces limitations, il a été proposé de définir une sémiologie adaptée à la collecte et à l'analyse de sons auscultatoires. Ces travaux ont conduit à une proposition de standardisation proposée par le projet européen CORSA [Meslier 95], qui décrit les points d'auscultation, le type de capteurs, le filtrage, la fréquence d'échantillonnage, la technique de FFT, la définition d'une moyenne du spectrogramme, et l'utilisation de taux de flux standards.

3.6 CARACTERISTIQUES DES CYCLES RESPIRATOIRES

Au travers de la description des méthodes d'analyse, Bahoura [Bahoura 99] propose également sa définition des sons caractéristiques de l'inspiration et de l'expiration. Il situe le spectre des sons trachéaux entre 60 et 600 Hz pour l'inspiration et entre 60 et 700 Hz pour l'expiration. Il propose ensuite une transformée de Fourier à 4096 points et représente le signal respiratoire sous deux formes : la méthode « chute d'eau » avec une représentation du spectre en 3 dimensions (amplitude, fréquence, temps), et la méthode du spectrogramme déjà évoquée. Ces représentations permettent généralement une bonne visualisation du cycle respiratoire.

Selon [Chuah 04], la durée d'une phase respiratoire est d'environ une seconde. Dans [Guler 03], elle est plutôt considérée comme variant entre 1,5 et 2,5s.

Le cycle respiratoire peut être décliné en six phases : début, milieu, fin d'inspiration et d'expiration [Guler 03] [Guler 05].

Pour la puissance spectrale pulmonaire, les maximums d'inspiration sont attendus comme étant plus élevés que les maximums d'expiration [Chuah 04] [Moussavi 07].

Le développement d'un outil de détection rencontre deux difficultés majeures [Guler 03]. La première est que les signaux respiratoires ne sont pas stationnaires à cause du changement de volume dans les poumons. La seconde réside dans le fait que les sons respiratoires présentent une grande variabilité en fonction de l'âge, de la masse, du stade d'évolution de la pathologie.

3.7 CARACTERISTIQUES DES SONS PULMONAIRES

Il est généralement admis que la fréquence des sons pulmonaires se situe dans la plage [50, 2500 Hz], celle des sons trachéaux pouvant aller jusqu'à 4000Hz, ce qui permet de définir une fréquence d'échantillonnage à 8 kHz. Le spectre des sons cardiaques est quant à lui compris entre 20 et 100 Hz pour les signaux de base, et des fréquences plus élevées (500 Hz et au-delà) pour les souffles.

Les sons anormaux peuvent être divisés en deux sous classes [Bahoura 06] :

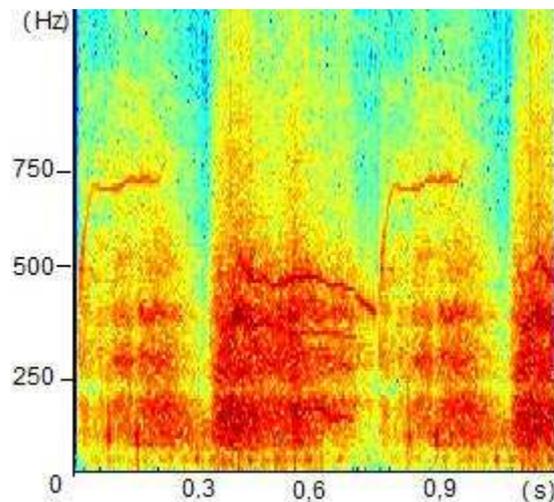
- les sons continus ou stationnaires tels que les sibilants, les ronchis ;
- les sons discontinus ou non stationnaires tels que les crépitants fins et gros.

Parmi les sons pathologiques, on citera aussi les squawks, les ronflements, et les stridors. Nous allons détailler les caractéristiques des deux bruits les plus étudiés : les sibilants et les crépitants [Pasika 94].

3.7.1 Caractéristiques de sibilants

L'identification des sons pulmonaires continus anormaux tels que les sibilants dans le cycle respiratoire est d'une grande importance pour le diagnostic des pathologies liées à l'obstruction des voies aériennes respiratoires [Hadjileontiadis 04]. En effet, Sovijarvi *et coll.* [Sovijarvi 00a] indiquent que les sibilants peuvent présenter des composantes acoustiques indiquant, non seulement la présence d'anomalies dans le système respiratoire, mais également la sévérité et la localisation des obstructions des voies aériennes les plus fréquemment rencontrées dans l'asthme et les sténoses respiratoires.

Les sibilants, que Laennec appelle râles sibilants secs, ou sifflements sont des sons d'une durée supérieure (selon les articles) à 50ms [Yi 04] ou à 100ms et inférieure à 250ms [Hadjileontiadis 04].



Le spectre des sibilants est compris entre 100 et 2500 Hz avec un pic de fréquence fondamentale entre 100 (ou 400 [Bahoura 06]) et 1000 Hz [Hadjileontiadis 04] (ou 1600 Hz [Yi 04]). De son côté, [Bahoura 06] indique que les sibilants ont une fréquence dominante supérieure à 400 Hz; par opposition aux ronchis dont la fréquence dominante est située à 200 Hz et moins.

Figure 17 : Spectrogramme d'un sibilant.

Les lignes rouges horizontales correspondent aux sibilants. Le couleur correspond à la puissance (bleu pour faible, rouge pour élevée).

Enfin, chez les sujets asthmatiques, les sibilants sont présents dans l'expiration, avec une durée comprise entre 80 et 250ms [Mazic 03].

Fiz [Fiz 02] et Albers [Albers 04] identifient de manière objective la présence d'une pathologie obstructive. De même, Meslier et Charbonneau [Meslier 95] associent les sibilants aux pathologies suivantes :

- infections telles que le croup (infection qui touche habituellement les enfants de un à trois ans), toux asphyxiante, laryngite, trachéo-bronchite aiguë ;
- laryngomalacie, trachéo- ou broncho-malacie ;
- tumeurs laryngales ou trachéales ;
- sténoses trachéales ;
- sténoses laryngales émotionnelles ;
- aspiration d'un corps étranger ;
- compression des voies aériennes ;
- asthme [Fenton 85] [Bentur 03].

3.7.2 Caractéristiques des crépitants

Les crépitants correspondent à des sons courts explosifs, généralement associés à des problèmes pulmonaires [Piirila 95] [Hantos 99] [Mascagni 93] (ex : infection pulmonaire, pneumonie, œdème pulmonaire...).

Ils sont générés lors de l'ouverture des voies aériennes qui ont été fermées anormalement pendant la phase d'inspiration, ou lors de la fermeture en fin d'expiration.

La détection des crépitants est importante car leur nombre est une indication possible de la sévérité d'une affection pulmonaire [Piirila 95] [Suki 01]. Mais plus que leur nombre, leur positionnement dans le cycle respiratoire, et la forme de leur signal sont caractéristiques des cas de pathologies pulmonaires [Sovijarvi 00a].

Les crépitations débutent généralement par une déflexion forte, suivie d'une onde sinusoïdale longue et amortie [Yeginerand 05] [Vannuccini 98] telles que représentées par la figure ci-dessous :

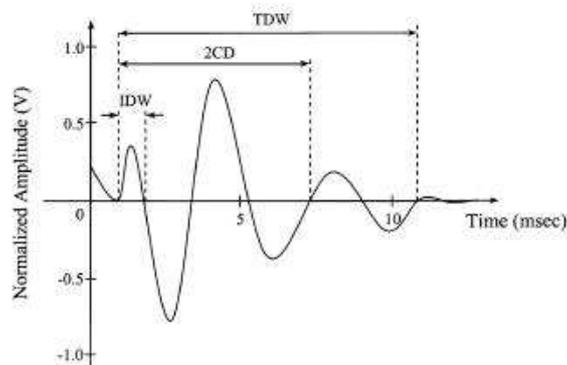


Figure 18 : Forme d'onde d'un crépitant

IDW ou largeur de déflexion initiale est l'instant de début du crépitant jusqu'à la première déflexion.

2CD (durée de deux cycles) représente le début du crépitant à partir du point où la forme d'onde du crépitant a fait deux cycles complets.

TDW correspond à la durée totale du signal crépitant.

Il est admis [Bahoura 06] que la durée des crépitations est inférieure à 20ms et que leur fréquence est comprise entre 100 et 200 Hz.

Par ailleurs, les crépitations peuvent être divisés en deux familles :

- les **crépitations fins** (que Laennec appelle râles humides ou crépitations) qui sont caractérisés, selon les auteurs (respectivement [Tolias 97] et [Hadjileontiadis 03]) par IDW = 0,50ms ou 0,90 ms, 2CD = 3,3ms ou 6 ms, et TDW = 4ms. Ils sont exclusivement inspiratoires ;
- les **gros crépitations** (le râle muqueux ou gargouillement chez Laennec) qui sont caractérisés par IDW = 1,0ms, 2CD = 5,1ms, TDW = 6,7ms pour [Hadjileontiadis 03] et par IDW = 1,25ms, 2CD = 9,50ms pour [Vannuccini 98] ; ils sont généralement inspiratoires, mais peuvent également être expiratoires.

L'article Piirila *et coll.* [Piirila 95] nous indique les principales pathologies dans lesquelles on retrouve des crépitations :

- fibroses pulmonaires (2CD < 8ms, fréquence de l'ordre de 200 Hz) ;
- asbestoses (durée des crépitations d'environ 10ms) ;
- bronchiectasies (2CD > 9ms, ils apparaissent plutôt tardivement dans le cycle inspiratoire et ont une durée relativement longue par rapport à la phase respiratoire) ;
- BPCO (2CD > 9ms, débutent généralement tôt dans l'inspiration et de terminent avant le milieu de l'inspiration) ;
- troubles cardiaques (2CD > 10ms) ;
- pneumonies (2CD entre 9 et 11ms, ils apparaissent en milieu d'inspiration) ;
- sarcoïdose.

3.8 DETERMINATION DU CYCLE RESPIRATOIRE

Afin de fournir des résultats exploitables, l'information doit toujours d'être ramenée à un cycle respiratoire [Elphick 00]. Il y a donc un intérêt certain dans la détection automatique des phases (inspiration / expiration).

Nous allons décrire les approches les plus couramment adoptées.

3.8.1 Utilisation de la puissance spectrale

Moussari *et coll.* [Moussavi 98] utilisent la moyenne de puissance spectrale du signal respiratoire et la différence entre la puissance spectrale du signal trachéal et celle du signal pulmonaire pour détecter les phases respiratoires. Les résultats ont indiqué un taux de correcte classification situé entre 31 et 69%. De plus, la différence entre la moyenne de puissance spectrale inspiratoire et expiratoire. L'attitude la plus homogène a été observée dans une plage de fréquence de 150 à 450 Hz ; cette plage, déterminée expérimentalement, a donc été retenue. La plus grande différence de puissance spectrale entre les phases respiratoires était aux environs de 10dB pour les meilleurs enregistrements.

De même, la référence [Moussavi 07] utilise la même caractéristique des signaux pulmonaires : la puissance spectrale des sons pulmonaires pendant la phase d'inspiration est supérieure à celle de la phase d'expiration. Cette caractéristique peut être utilisée seule pour permettre la détection de phases.

De même, Chuah et Moussavi [Chuah 04] utilisent un calcul de la valeur moyenne de la puissance spectrale pour qualifier le cycle respiratoire. En effet, pour la puissance spectrale pulmonaire, les maximums d'inspiration sont attendus comme étant plus élevés que les maximums d'expiration. Les échantillons qui ont une différence positive avec les précédents et une différence négative avec les suivants sont identifiés comme étant des maximums possibles.

Cette analyse est complétée par un calcul de la valeur moyenne de la puissance spectrale trachéale afin de déterminer le début des respirations. De plus, la bande de fréquence de 150 à 300 Hz a été choisie, car elle possède la plus grande différence de puissance entre inspiration et expiration pour les signaux pulmonaires (au moins 6dB). Pour les sons trachéaux, on considère une plage de 150 à 600 Hz.

3.8.2 Utilisation des réseaux de neurones et perceptrons

Guler *et coll.* [Guler 03] utilisent une classification en six phases : début, milieu, fin d'inspiration, et début, milieu, fin d'expiration ; cette méthode s'appuie sur l'utilisation d'un perceptron multicouches avec six couches cachées. Le signal est divisé en un certain nombre de segments de 25 à 60ms. Les caractéristiques extraites sont les paramètres autorégressifs et les coefficients cepstraux. Ainsi, chaque segment est caractérisé par six coefficients autorégressifs et six coefficients cepstraux. L'utilisation de la coopération des phases expertes a abouti à un taux de correcte classification de 70-80% pour les segments et 80-90% pour les sujets.

Une injection de bruit a également été réalisée afin de tester la robustesse au bruit.

Dans l'article de Guler *et coll.* [Guler 05] se basent également sur un perceptron multicouche. Classifieur de Parzen et réseau de neurones artificiels ont été comparés. Les résultats obtenus ont approximativement la même précision, mais la première méthode

est plus complexe à implémenter, d'où le choix du perceptron multicouches. Il obtient environ 60% de bonne reconnaissance pour la phase experte sur les segments individuels.

Dans [Carlos 02], Carlos et Verbandt utilisent deux réseaux de neurones indépendants (ANN) : l'un pour les phases d'inspiration, et l'autre pour celles d'expiration. Au préalable, un prétraitement est effectué en normalisant le signal en amplitude entre 0 et 1. L'étape suivante met en jeu des ANN avec une couche cachée. Les paramètres sont obtenus à l'aide d'algorithmes d'apprentissage utilisant des techniques de back-propagation. Ensuite, un post-traitement est appliqué ; il consiste à supprimer certains « 1 » qui se situent entre au moins cinq « 0 » et inversement. Ces techniques ont été appliquées sur 28 000 sons enregistrés à l'aide de pleythymography inductive ou de jauges de contraintes. Les résultats avoisinent les 98% de réussite.

3.8.3 Autres méthodes de détection des phases

G.A. Yi utilise une méthode que l'on peut décrire en quatre phases [Yi 04] :

Tout d'abord, il cherche à **distinguer signal respiratoire et signal non respiratoire**. Pour cela, il calcule l'énergie du signal et la compare à un seuil. Le seuil a été déterminé empiriquement. Ainsi, si l'énergie est supérieure au seuil, il y a alors respiration. De plus, un filtrage 100- 2500 Hz est utilisé.

La seconde phase consiste à **repérer les phases** (« creux et bosses ») : il s'agit de déterminer les peaks (maximum locaux) et les trough (minimum locaux). Chaque peak est couplé à un trough. Puis chaque couple peak-trough subit trois tests pour éliminer les peaks ne correspondant pas à des phases respiratoires :

- Test 1 : l'amplitude du creux doit tomber en dessous de 90% à celle du pic.
- Test 2 : l'énergie centrée sur le creux doit être inférieure à un seuil $E_{\text{seuilTrough}}$ dans une fenêtre de 0,05s. $E_{\text{seuilTrough}}$ est défini comme une fonction de l'énergie globale moyenne.
- Test 3 : l'énergie centrée sur le pic doit être supérieure à un seuil $E_{\text{seuilPeak}}$ dans une fenêtre de 0,05s. $E_{\text{seuilPeak}}$ est défini comme une fonction de l'énergie globale moyenne.

Puis, on cherche à **déterminer les débuts de phases**. Pour cela, on utilise le son trachéal et les informations du domaine temporel.

Enfin, la dernière étape consiste à **classifier inspiration et expiration**, grâce à un classifieur à apprentissage. Inspiration et expiration peuvent être distinguées en utilisant les sons trachéaux. Les caractéristiques considérées tiennent compte des informations de fréquence dépendant du temps, et de l'énergie.

Lors de cette étude, à l'exception de la seconde phase, qui fournit des résultats avec une fiabilité de l'ordre de 97%, les autres phases n'ont pas permis de comparaison avec les détecteurs connus.

Les effets d'une variation du ratio signal sur bruit, sur les performances de détection n'ont pas été testés ici.

Enfin, dans [Leng 01], il est proposé de qualifier les sons en utilisant la dimension fractale et un paramètre appelé « variance fractal dimension ». On suppose que le signal respiratoire a une caractéristique chaotique durant une courte période entre les phases inspiration/expiration et expiration/inspiration.

3.8.4 Synthèse

Le tableau ci-dessous reprend les différentes méthodes de détections de phases utilisées dans l'état de l'art, et présente les résultats obtenus ainsi les limites.

Table 2 : Tableau résumé – les méthodes de détection des phases respiratoires

Réf.	Méthode	Résultats obtenus	Limites
<i>Energie et puissance spectrale</i>			
[Chuah 04]	Moyenne de puissance spectrale	Sur 17 ensembles de sons normaux, on obtient une précision de 93% pour la détection des phases, et de 100% pour la détection des débuts. La précision de la décision a été calculée totalement automatique.	L'algorithme de détection des phases utilise la moyenne de puissance spectrale pulmonaire pour détecter les phases de respiration. La moyenne de puissance Trachéale est utilisée pour déterminer les débuts de respiration.
[Moussavi 07]	Utilisation de la puissance spectrale	Résultats non mentionnés dans l'article Avantage : méthode simple à mettre en œuvre	Selon les sons utilisés la détection n'est pas suffisamment précise pour permettre une classification correcte.
[Moussavi 98]	Différence de moyenne de puissance spectrale	entre 69% et 31%	<ul style="list-style-type: none"> - Bons résultats pour sons cas d'école, mais peu utilisable dans le cas réel - utilisation du son trachéal - selon les enregistrements, la différence de puissance spectrale n'est pas suffisante pour discriminer les phases
<i>Perceptrons et réseaux de neurones</i>			
[Guler 03]	Perceptron multicouche (utilisant les coefficients autorégressifs et cepstraux)	<ul style="list-style-type: none"> - Taux correct: 58% pour segments, 67% pour sujets 70-80% pour segments, 80-90% pour sujets - injection de bruit 	<ul style="list-style-type: none"> - Deux microphones électret couples ont été utilisés afin d'enregistrer les sons utilisés - Les algorithmes de détection de phase développés dans cette étude estiment uniquement les débuts de respiration et les phases respiratoires, ou les directions du flux d'air. Aucune étude n'a été effectuée de façon à déterminer la magnitude du signal du flux d'air.
[Guler 05]	Perceptron multicouche (utilisant les coefficients autorégressifs et cepstraux)	<ul style="list-style-type: none"> - taux bon = 60% en phase experte - 80 % en phase consultation 	
[Carlos 02]	Réseau de neurones et lissage	- 98% inspiration, 98,7% expiration, sur un total de 29820 inspiration/expiration	<ul style="list-style-type: none"> - Les sons sont acquis par pléthysmographie respiratoire par inductance (respiratory inductive plethysmography RIP) : les données recueillies sont ainsi proportionnelles au volume pulmonaire + 2 capteurs - L'algorithme fonctionne tel quel avec différents types de signaux respiratoires (enfants, adultes...) et différents types de capteurs (RIP et jauge d'effort).
<i>Hybrides ou autres</i>			
[Yi 04]	Energie Et Classifier à apprentissage	<ul style="list-style-type: none"> - Onset time < 300ms - Fiabilité de 97% dans certaines phases, pour les autres phases la comparaison avec les détecteurs connus n'a pas pu être réalisée. 	<ul style="list-style-type: none"> - utilise le son trachéal pour déterminer les débuts des phases et les inspirations/ expirations - nécessite des améliorations pour être robuste au bruit

3.9 DETECTION DE MARQUEURS CONNUS

Les marqueurs connus sont les crépitants et les sibilants. Les principales familles d'algorithmes de détection de ces marqueurs sont résumées dans le tableau ci-dessous :

Table 3 : principales familles d'algorithmes de détection des marqueurs connus

Signal	Caractéristique et traitement [Pasterkamp 97]	Analyse
<i>Sons Normaux</i>		
Poumon	Filtrage passe bas (entre 100 et 1000 Hz)	Périodogramme (densité spectrale de puissance PSD), modèles auto régressifs [Charbonneau 00]
Trachée	Bruit avec résonnances[100, 3000Hz]	
<i>Sons adventices</i>		
Sibilant	Sinusoïde (environ entre 100 et 1000 Hz ; durée > 80ms)	Périodogramme, STFT (short-Fourier transform) [Charbonneau 00], FFT, prédiction linéaire des coefficients [Cohen 84], algorithmes génétiques [Guler 05b], réseaux de neurones [Guler 05b], ondelettes [Hadjileontiadis 04]
Ronchis	Séries de sinusoïdes (<300 Hz et d'une durée > 100ms)	
Crépitant	Déflexion ondulaire (durée typiquement < 20ms)	Analyse temporelle [Charbonneau 00], FFT, filtrage flou [Cohen 84], algorithmes génétiques [Guler 05b], réseaux de neurones [Guler 05b], ondelettes [Hadjileontiadis 03] [Du 97]
Ronflement		Analyse tempo- réelle, Périodogramme [Charbonneau 00]
Stridors		Périodogramme(PSD), STFT, modèles auto régressifs [Charbonneau 00]

Différentes méthodes d'analyse ont été exploitées et décrites. On citera l'analyse temporelle de l'onde pour la recherche des crépitants, et l'analyse fréquentielle (transformée de Fourier, spectrogramme en 2D ou en 3D [Polat 04], sonogramme [Elphick 04]) utilisés dans la détection des sibilants.

Dans les techniques d'analyse spectrale, les principaux paramètres sont la fréquence moyenne du spectre de puissance, la fréquence de la puissance maximale, le nombre de pics dominants, le facteur de décroissance exponentielle. Enfin, l'analyse temps-amplitude et temps-fréquence est classiquement réalisée à l'aide de transformée en ondelettes.

Parmi les solutions les plus récentes, on citera l'utilisation d'un perceptron multi couche d'un réseau de neurones, des algorithmes génétiques et une solution hybride entre les deux. La recherche des paramètres est effectuée par méthode d'apprentissage.

Guler *et coll.* [Guler 05b] constatent que la solution hybride est la plus performante.

Murphy *et coll.* [Murphy 04] montrent qu'un analyseur multi canaux (plusieurs capteurs utilisés simultanément) est capable de détecter des différences significatives entre les sons pulmonaires de patients atteints de pneumonie et les patients ne présentant pas de symptômes.

3.9.1 Détection des sibilants

Comme nous l'avons déjà indiqué, on retrouve dans la référence [Bahoura 99] une technique d'analyse spectrale pour la détection des sibilants. En effet, la caractéristique essentielle de ces sons réside dans les pics d'énergie qui peuvent être visualisés dans le spectre. Les limites de cette méthode résident dans l'existence, dans les sons pulmonaires normaux, de pics similaires à ceux caractérisant les sibilants, ce qui entraîne un taux élevé de fausses détections.

Les difficultés rencontrées dans l'automatisation de la détection des sibilants peuvent être surmontées par une analyse conjointe temps - fréquence. Le principe est le suivant : la détection dans le domaine fréquentiel d'un pic susceptible de correspondre à un sibilant sera suivie d'un second test dans le domaine temporel pour confirmer les vrais sibilants et rejeter les faux.

Selon Homs-Cobrerá *et coll.* [Homs 04], les paramètres significatifs sont la fréquence et le nombre moyen de sibilants détectés. Ils utilisent les paramètres : nombre de sibilants, fréquence moyenne du sibilant avec pic de puissance le plus élevé, fréquence moyenne du sibilant avec pic de moyenne puissance le plus élevé, fréquence moyenne, emplacement des sibilants. Les paramètres sont définis après avoir divisé le champ de fréquence en bandes de 50 Hz. De plus, l'algorithme cité montre qu'il y a une forte corrélation entre le nombre de sibilants détectés et l'amplitude du signal ; ceci est dû à la dépendance entre le facteur de normalisation et les seuils des règles floues. Les spectrogrammes fournissent une représentation visuelle de la localisation des sibilants. Cependant ces informations ne s'avèrent pas être suffisantes pour caractériser objectivement les sons.

Une autre procédure de détection automatique des sibilants a été proposée [Bahoura 99] [Anonyme 07], elle est basée sur la décomposition par paquets d'ondelettes, en deux étapes, comportant en premier lieu, une détection fréquentielle avec extraction des sibilants, puis après transformation inverse et reconstruction du signal utile, une détection temporelle permettant là aussi d'éliminer les fausses détections résultant d'une superposition des domaines spectraux de certains sons normaux avec des sibilants.

A partir des spectrogrammes générés par les sons enregistrés, Lin *et coll.* [Lin 06] réalisent un filtrage bilatéral 2D pour la préservation du lissage aux bords. Les résultats indiquant une haute efficacité du système, les auteurs ambitionnent d'utiliser ce système pour le monitoring de patients asthmatiques et l'étude de la physiologie des voies aériennes.

L'article de Meslier et Charbonneau [Meslier 95] s'appuie également sur l'analyse et la quantification automatique des sibilants à partir de l'analyse spectrale.

Ces algorithmes sont basés sur la définition d'un seuil au-dessus duquel la présence de pics dans le domaine fréquentiel, est caractéristique du sibilant. Ces seuils sont différents selon les articles ; on trouvera ainsi la caractérisation d'un pic par une puissance 15 fois supérieure à la moyenne courante, ou 3 fois supérieure à la valeur moyenne. Toutes ces études définissent des seuils constants, basés sur des mesures de puissance.

La référence [Qiu 05] confirme les mauvaises détections de sibilants à l'aide d'analyse fréquentielle seule. Cet article décrit un nouvel algorithme basé sur la *modélisation auditive*, appelé "frequency and duration dependent threshold (fdtd) algorithm". Les paramètres de fréquence moyenne et durée de sibilants sont obtenus automatiquement. La notion de seuil dépendant de la fréquence et de la durée a été introduite dans le nouvel algorithme pour la détection de sibilants. Le seuil n'est plus basé sur la puissance globale mais sur la puissance correspondant à une plage de fréquence particulière.

Le choix de l'énergie au lieu de la puissance a été fait suite aux résultats des études antérieures indiquant qu'un seuil énergétique est plus adapté à la détection de sons de courtes durées (inférieure à 200ms).

De leur côté, certains auteurs [Hadjileontiadis 04] s'appuient sur une méthode de transformée en ondelettes continues, combinée avec un seuil dépendant de l'échelle, et semble avoir un taux de bonne reconnaissance plus élevé.

La figure et le tableau ci-dessous représentent une synthèse des méthodes communes de détection de sibilants.

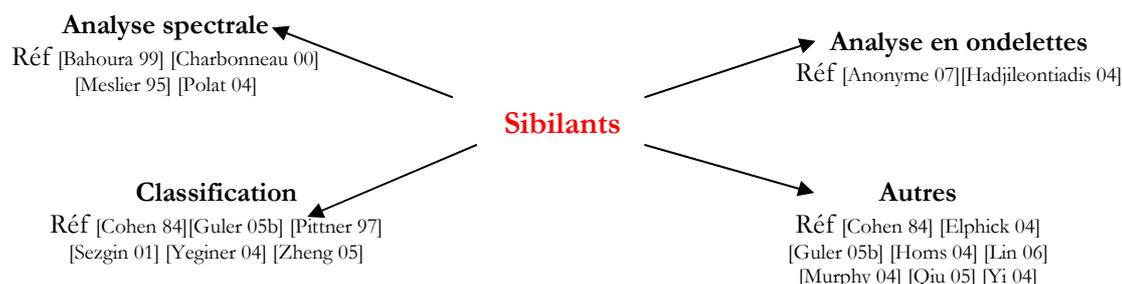


Figure 19 : Les méthodes de détection des sibilants

Table 4 : Tableau résumé – les méthodes de détection des sibilants

Réf.	Méthode	Commentaires
<i>Analyse spectrale</i>		
[Bahoura 99]	-analyse spectrale -analyse conjointe temps/fréquence -ondelettes	
[Charbonneau 00]	FFT	Listing - pas de résultats
[Polat 04]	FFT	Analyse des durées moyennes
[Meslier 95]	Analyse spectrale	Pas de détails
<i>ondelettes</i>		
[Hadjileontiadis 04]	Ondelettes	Bon taux
[Anonyme 07]	Décomposition en paquets d'ondelettes	Pas de détails
<i>Autres méthodes</i>		
[Cohen 84]	Prédiction linéaire des coefficients	La quantité de données traitée jusqu'à présent est insuffisante pour tirer des conclusions statistiques significatives sur la précision de la classification. Cependant, il est suggéré que le système possède le potentiel pour devenir un équipement efficace d'aide au diagnostic, et un moyen par lequel les sons auscultatoires pourront être efficacement caractérisés.
[Guler 05b]	Algorithme génétique et réseaux de neurones	Solution hybride = la plus performante
[Elphick 04]	Sonogramme	analyse de la validité de fiabilité de l'analyse des sons acoustiques respiratoires chez les enfants en bas âge. Le développement de systèmes de reconnaissance de modèles informatiques pourrait augmenter la fiabilité de façon à rendre le système utilisable en pratique clinique
[Murphy 04]	Analyseur multi canaux / plusieurs capteurs utilisés simultanément	- Possibilité de détection des différences significatives - Ne correspond pas au cas d'une auscultation classique
[Homs 04]	Analyse temps/fréquence	Analyse pendant la phase d'expiration forcée
[Lin 06]	Filtrage bilatéral 2D	-une haute sensibilité de 0,967 et une spécificité de 0,909 -implémentation facile à réaliser

3.9.2 Détection des crépitants

L'analyse des crépitants est constituée de trois étapes principales :

- un filtre de suppression de bruit est appliqué pour supprimer le bruit résiduel stationnaire dans un signal non stationnaire ;
- une recherche de la forme d'onde correspondant au crépitant ;
- les crépitants détectés sont classifiés en deux catégories : les crépitants fins et les gros crépitants.

L'article de Kahya et Yilmaz [Kahya 00] propose un système automatique de détection et de classification des crépitants. Le système proposé utilise un filtre stationnaire/non stationnaire et la transformée en ondelettes par paquets (ou WPST-NST) qui permet d'isoler les crépitants des sons vésiculaires.

Celui de Kawamura *et coll.* [Kawamura 03] a montré l'existence d'une corrélation entre les sons respiratoires et la détermination des tomographies informatiques haute résolution. Deux paramètres, deux cycles, et la largeur de la déflexion initiale des crépitants ont été induits par l'analyse du signal temporel.

Kahya *et coll.* [Kahya 01] décrivent un système basé sur l'augmentation des phénomènes transitoires à l'aide d'un filtre adaptatif et l'implémentation d'opérateur non linéaire aux compositions en ondelettes du son pulmonaire.

L'article de Yeginerand *et coll.* [Yeginerand 05] décrit également l'utilisation de réseaux d'ondelettes pour modéliser les crépitants pulmonaires.

L'algorithme proposé par [Tolias 97] utilise un filtre stationnaire - non stationnaire flou (FST-NST). Les résultats de la séparation sont relativement fiables. Le filtre FST-NST a été appliqué à des sons provenant de trois bases de données. Tout d'abord, les crépitants ont été séparés du son vésiculaire. Puis, 27 règles floues de type « si...alors » ont été utilisées.

La référence [Hadjileontiadis 03] détecte des crépitants et sons intestinaux par analyse de la dimension fractale des enregistrements. Les résultats semblent concluants et, de plus, robustes au bruit.

Les meilleurs résultats de classification sont obtenus en utilisant l'analyse par ondelettes. Les représentations des paramètres de Prony indiquent une corrélation entre le type de pathologie, l'occurrence des crépitants par rapport au volume pulmonaire et la fréquence de Prony [Kahya 00].

La figure et le tableau ci-dessous représentent une synthèse des méthodes communes de détection de crépitants.

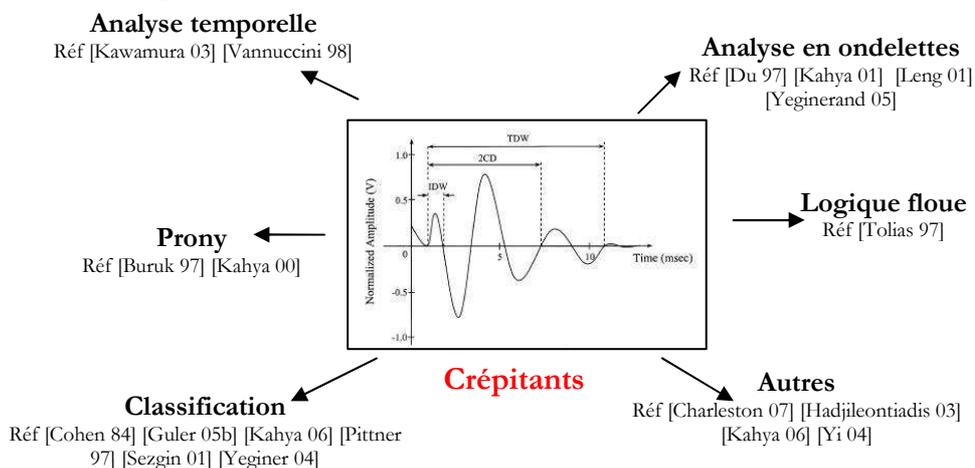


Figure 20 : Les méthodes de détection des crépitants

Table 5 : Tableau résumé – les méthodes de détection des crépitants

Réf.	Méthode	Commentaires
<i>Ondelettes</i>		
[Leng 01]	Ondelettes (WPST- NST filtres stationnaires – non stationnaires basés sur une transformée en paquets d'ondelettes). 3 étapes : suppression du bruit (supprimer le bruit stationnaire résiduel dans un signal non stationnaire), représentation fractale, les crépitants extraits sont classifiés entre crépitant fin et gros.	Les sons utilisés provenaient de 3 bases de données : - J.L. Racineux, <i>L'auscultation à l'écoute du poumon</i> , Astra France. - R. Wilkins, J. Hodgkin, and B. Lopez, <i>Fundamentals of Lung and Heart Sounds, 3/e (Book and CD-ROM)</i> , C.V. Mosby, 2004. - S. Lehrer, <i>Understanding Lung Sounds, 3/e (Booklet with Audio CD)</i> , W.B. Saunders Company, 2002. Les crépitants sont séparés du son respiratoire à l'aide d'un filtre WPST NST et classifiés en temps que crépitants fins ou gros. Les meilleurs résultats sont obtenus par « matched wavelet » avec 93,9% de réussite.
[Kahya 01]	Filtre adaptatif et opérateur non linéaire pour composition en ondelettes	
[Yeginerand 05]	Ondelettes	étude réalisée sur une base de 238 crépitants gros et 153 crépitants fins. On constate un taux de réussite à la détection de 70% pour les gros crépitants et 84% pour les crépitants fins.
[Du 97]	Transformée en ondelettes	Détection correcte à plus de 99%
[Hadileontiadis 05]	transformée en ondelettes basée sur la dimension fractale	
[Gross 02]	transformée en ondelettes stationnaire / non stationnaire	
<i>Logique floue</i>		
[Tolias 97]	Filtres stationnaires – non stationnaires flou. 27 règles floues	Les résultats montrent qu'une méthode efficace a été établie, et pourrait être utilisée pour la séparation temps réel des DAS (<i>discontinuous adventitious lung sounds</i>) et VS (<i>vesicular sounds</i>)
<i>Analyse temporelle et forme d'onde</i>		
[Kawamura 03]	Analyse temporelle	Analyse des durées moyennes de IDW, 2CD ...
[Vannucini 98]	Forme d'onde	Les résultats montrent une sensibilité de 84% et spécificité de 89% pour une détection automatique
<i>Prony</i>		
[Buruk 97]	Modélisation de Prony	Taux de classification correcte 63,89%
[Kahya 00] [Kahya 97] [Kahya 06]	prony	Les paramètres de crépitants obtenus par modélisation de Prony présentent une distribution caractéristique. Par conséquent, ces paramètres peuvent être utilisés comme des caractéristiques additionnelles des classifieurs qui utilisent des caractéristiques plus conventionnelles obtenues par modélisation paramétrique des sons telles que les coefficients AR ou ARMA.
<i>Autres méthodes</i>		
[Hadileontiadis 03]	- analyse par dimension fractale - analyse temps/fréquence - modélisation de prony - transformée en ondelettes	Résultats concluants et robustes au bruit. Taux de correcte classification : 88-90% Les paramètres considérés sont : bande passante gaussienne, 64% fréquence des pics, largeur de déflexion totale, largeur de 94% . déflexion maximal
[Kahya 06]	Réseaux de neurones (avec coefficients autorégressifs, coefficients en ondelettes et paramètres de crépitants)	Les résultats peuvent atteindre une fiabilité, sensibilité et spécificité de l'ordre de 80%
[Charleston 07]	Mode de décomposition empirique	Un des inconvénient principal de la TEWA (<i>time expanded waveform analysis</i>) est le chevauchement de crépitants quand la morphologie est fortement déformée. Ainsi le critère TEWA n'est pas utilisable et le chevauchement de crépitants peut être considéré comme des artéfacts.

L'analyse des crépitants est importante ; en effet comme indiqué dans [Guler 03], le timing (inspiratoire, expiratoire, début ou fin), le pitch ou hauteur (haut ou faible), et le nombre de crépitants (faible ou abondant) dans les sons pulmonaire reflète le type et le stade de la pathologie.

3.10 CLASSIFICATION DES SONS

En médecine pulmonaire, il n'existe pas de modèle universel ou de seuil des paramètres indiquant ou non la présence d'une pathologie. Ainsi, Zheng *et coll.* [Zheng 05] proposent d'établir un modèle personnalisé, combinant information provenant des sons et autres mesures réalisées sur le patient. Leur objectif est de reconnaître un modèle de son pulmonaire. La méthode appliquée a été divisée en deux étapes : caractériser les variables extraites de la forme d'onde des sons pulmonaires et les variations de ces paramètres ; cela fournit une information sur les variations des modèles.

Guler *et coll.* [Guler 05b] se focalisent sur les techniques d'intelligence artificielle. Ils combinent algorithme génétique et réseau de neurones. En premier lieu, ils sélectionnent des cycles respiratoires complets, auxquels ils appliquent une PSD (*Power Spectral Density*) de 256. Puis, un perceptron multicouche est appliqué pour détecter la présence ou l'absence de sons adventices (crépitants ou sibilants). La recherche des paramètres optimaux a été réalisée par méthode d'apprentissage. Chaque son est associé à plusieurs caractéristiques et à un diagnostic. 129 caractéristiques spécifiques ont été recensées (PSD0,..., PSD128). Enfin, différentes règles d'apprentissage ont été utilisées pour associer caractéristique et diagnostic.

Dans [Kahya 06], les auteurs réalisent une comparaison entre k-NN et ANN (réseau de neurones artificiels). Ils utilisent différentes fonctions extraites du signal respiratoire. En fait, chaque cycle est divisé en six segments avec trois fonctions : coefficient autorégressif, coefficient en ondelettes et paramètres de crépitants.

De plus, les performances de classificateurs sont mesurées à l'aide des paramètres statistiques suivants :

- sensibilité : nombre de sujets pathologiques classifiés correctement / nombre total de sujets pathologique ;
- spécificité : nombre de sujets sains classifiés correctement / nombre total de sujets sains ;
- fiabilité : nombre de sujet correctement classifiés / nombre total de sujets.

Dans [Kahya 96], les paramètres de crépitants sont ajoutés aux caractéristiques observées afin d'augmenter les performances de la classification. Cette amélioration des performances a été confirmée par les tests réalisés.

L'étude décrite dans [Yeginer 04] se focalise sur quatre pathologies : l'asthme, la bronchiectasie, la BPCO et la pneumonie. Le son est divisé en six sous phases : début (30%), milieu (40%), fin (30%) d'inspiration et expiration. Les expérimentations sont appliquées à chaque sous phase. Des classificateurs neuronaux (perceptrons multicouches avec couche cachée de dix nœuds) sont utilisés avec les paramètres suivants : paramètres autorégressifs, prédiction d'erreur, durée des ratios inspiration/expiration. Les poids et valeurs du perceptron sont mis à jour à l'aide de l'algorithme d'optimisation de Levenberg-Marquardt, qui est l'un des plus rapides. Puis, la classification est réalisée en trois étapes : pathologique/sain, restrictive/ obstructive, classification entre les pathologies (asthmes, bronchiolites). La fiabilité est calculée « nombre total de classification correct/ nombre total de segments ». Finalement, les performances de classification avoisinent les 70 /80 %.

L'étude [Pittner 97] décrit une méthode de prétraitement visant à réduire la taille des modèles d'entrée dans le réseau de neurones, et à augmenter la performance d'estimation du classifieur. Les résultats indiquent que les ondelettes sont des capteurs significatifs du signal et extraient des paramètres importants.

Cohen et Landsberg [Cohen 84] réalisent une classification des sons normaux et pathologiques en deux étapes : prédiction linéaire des coefficients et enveloppe

énergétique. Sept types de sons respiratoires ont ainsi été classifiés, parmi lesquels quatre sons normaux : son vésiculaire, son bronchique, son broncho-vésiculaire, et son trachéal. Les fonctions extraites sont FFT, PDS, estimation par moyenne de prédiction linéaire. Cependant, dans cette étude, une décision manuelle des inspiration/expiration a été réalisée. Les principaux objectifs sont de caractériser de façon quantitative plusieurs sons respiratoires et de fournir une méthode de classification automatique. Enfin, le diagnostic est réalisé par un médecin, et basé sur l'analyse des sons associée à d'autres éléments de diagnostic. Sur 105 expérimentations, seules 5 ont généré des erreurs.

[Sezgin 01] utilise les transformées en ondelettes. Les meilleurs échantillons sont sélectionnés par programmation dynamique. De plus, un réseau de neurone Grow et Learn est utilisé pour la classification. Le processus de décision est effectué en trois étapes : normalisation, extraction de caractéristiques, classification par réseau de neurones.

Les perceptrons multicouches couramment utilisés dans le traitement du signal biomédical présentent trois inconvénients majeurs :

- la rétro-propagation de l'algorithme est trop longue durant la phase d'apprentissage ;
- le nombre de nœuds dans les couches cachées doit être défini avant la phase d'apprentissage. La structure n'est pas automatiquement déterminée par l'algorithme d'apprentissage.

La rétro-propagation de l'algorithme doit prendre en compte le minimum local, qui diminue les performances du réseau.

Table 6 : Tableau résumé – les méthodes de classification

Réf.	Critères de classification	Méthode	Résultats obtenus	Limites
<i>Classification par marqueurs</i>				
[Guler 05b]	Son contenant des sibilants / crépitants / sons normaux	Combiner algorithmes génétiques et réseaux de neurones (paramètres : PSD)	- taux de correcte classification dans les réseaux de neurones classiques : 81-91% - lorsque les paramètres de réseaux de neurones ont été optimisés et qu'il y a sélection des données des sons pulmonaires d'entrée, taux de correcte classification : 83 - 93%	
<i>Classification par pathologie</i>				
[Kahya 06]	Patient malade / sain	Réseaux de neurones (paramètres : coefficients autorégressifs, ondelettes et crépitants)	- il y a une distinction entre inspiration et expiration - taux : environ 80% de réussite - environ 90% pour les phases inspiration et expiration lorsque l'on ajoute les paramètres de crépitants	les crépitants de chaque segment sont extraits manuellement
[Yeginer 04]	Sain / BPCO / Asthme / bronchiectasie/ pneumonie	Focalisation sur 4 pathologies. Classifieur neuronaux (paramètres : coefficients autorégressifs, (auto corrélation), prédiction d'erreur, durée des ratios inspiration/expiration)	~70-80% de réussite Le cycle respiratoire est divisé en 6 segments	
[Sezgin 01]	Patient sain / patient asthmatique	Transformée en ondelettes. Classification utilisant un réseau de neurones Grow and Learn (GAL). Les meilleurs échantillons sont sélectionnés par programmation dynamique 3 étapes : normalisation, extraction des caractéristiques,	Testé sur 10 enregistrements de 5 cycles respiratoires chacun. Les classifications réalisées sont exactes.	Utilisation d'un stéthoscope électronique Cardionics (bande passante de 50 à 2000 Hz)

		classification par réseaux de neurones		
<i>Autres classification</i>				
[Zhen g 05]	Une des applications : la détection de l'asthme	Etablir un modèle personnalisé. Corréler les informations sur le son pulmonaire et d'autres mesures réalisées sur le patient. Une analyse stochastique est réalisée afin d'extraire des modèles de sons pulmonaires. Méthode combinant la suppression de bruit et des modèles de reconnaissance stochastique		Le système est constitué de multiples capteurs permettant d'enregistrer les sons auscultatoires en différents points et d'un capteur de bruit
[Pittner 97]		Classifieur – réseau de neurones avec coefficients en ondelettes	Les résultats montrent que les ondelettes représentent efficacement les signaux capturés. Elles permettent également d'extraire des caractéristiques qui sont utilisées dans les modèles de réseaux de neurones.	
[Cohen 84]	7 types de sons ont été classifiés donc 4 normaux	2 étapes : - prédiction linéaire de coefficients - enveloppe énergétique Les fonctions extraites sont FFT, PSD, estimation par moyenne de prédiction linéaire		

3.11 NOS ORIENTATIONS

L'état de l'art dans le domaine de l'auscultation pulmonaire comporte une description des techniques de capture des sons auscultatoires, une caractérisation des marqueurs pathologiques pour lesquels des algorithmes de détection automatique ont été développés.

L'analyse des crépitations, sibilants et cycles respiratoires est importante pour un bon diagnostic. En effet, comme indiqué dans [Guler 03], le timing (inspiratoire, expiratoire, début ou fin), le pitch (haut ou faible), et le nombre de crépitations (faible ou abondant) dans les sons pulmonaire reflète le type et le stade de la pathologie.

Les études indiquent qu'un enregistrement réalisé dans de bonnes conditions et avec un équipement adapté est la première étape pour une bonne analyse des sons. L'analyse automatique et le traitement des sons auscultatoires pulmonaires permettent ensuite d'obtenir une analyse objective du signal, et une possibilité de comparaison des sons, de suivi de l'évolution d'une pathologie dans le temps. Le traitement du signal devrait, de plus, permettre de découvrir de nouvelles caractéristiques des sons adventices jusqu'alors non perceptibles à l'oreille humaine.

L'état de l'art met en lumière les nombreuses méthodes appliquées à l'analyse des sons ; ces méthodes fournissent des résultats très encourageants pour aller vers une aide au diagnostic toujours plus fiable et utile au patient et au médecin.

Malgré ces résultats encourageants, on constate qu'aujourd'hui ce type d'outil ou de solution n'est pas utilisé par les médecins lors de leur pratique quotidienne, alors qu'ils pourraient permettre, à terme, de meilleurs et peut être plus précoces diagnostics.

Les études précédentes ont démontré la nécessité d'une démarche scientifique exhaustive qui prenne en compte à la fois la définition d'une sémiologie, la consolidation de la définition des caractéristiques des marqueurs connus, la mise en place d'une sémantique

commune voire universelle, et le développement d'outils déterministes permettant d'identifier ces marqueurs.

L'absence d'utilisation au quotidien de ces équipements peut s'expliquer par :

- les équipements de capture (stéthoscope) présents sur le marché ne répondent pas aux critères nécessaires pour une bonne analyse automatique (en terme d'absence de filtre, de courbe de réponse, de plage de fréquence, ergonomie...). Les enregistrements sont réalisés dans des conditions d'auscultation médicale classique ; par conséquent, les outils développés doivent prendre en compte toutes les contraintes liées à ce type d'auscultation : l'enregistrement concerne les sons pulmonaires (les sons trachéaux ne sont généralement pas considérés lors d'une auscultation) ; l'outil de prélèvement du son est un stéthoscope électronique qui ne contient qu'un seul microphone (par opposition aux « gilets d'auscultation » permettant une auscultation simultanée de plusieurs points d'auscultation) ; nous ne disposons pas d'aide à l'analyse par mesure du débit d'air ; le système doit disposer d'une certaine robustesse au bruit (bruit ambiant, bruit de frottement du pavillon) ; *etc.*
- la communication entre les différents équipements est limitée, ou peu conviviale et ne permet pas d'exploiter toute la richesse offerte par l'échange de données. Une implémentation possible sur PDA (avec ses contraintes et limitations : mémoire, capacité de traitement limité, temps de calcul) doit par exemple également être envisagée pour le médecin en ambulatoire ou le patient à domicile. En effet, le système, pour qu'il soit utilisé au quotidien ne doit pas constituer une gêne. De plus, actuellement, il n'existe pas de corrélation avec le point d'auscultation dans les analyses effectuées ; les protocoles utilisés n'apportent pas de solution pertinente dans un contexte d'utilisation quotidienne par le médecin.

Cet état de l'art nous a donc poussé à nous intéresser à ces nouveaux problèmes ; les méthodes d'analyse classique ne permettent pas d'aboutir car le signal est tronqué, il n'y a pas de communication, le travail est effectué sur des cas particulier... Notre objectif est de parvenir à obtenir un signal d'une qualité suffisante (plage de fréquence mais aussi informations associées) pour une analyse et aide au diagnostic cohérents et pour pouvoir être utilisés au quotidien.

Dans les chapitres suivants, nous allons donc nous focaliser sur ces deux points. Tout d'abord, dans le chapitre 4 nous allons décrire l'architecture globale mise en œuvre pour la collecte, l'analyse, et le traitement des sons auscultatoires. Dans les chapitres suivants nous mettrons l'accent sur certains éléments de la chaîne, verrous technologiques qu'il est nécessaire de lever pour parvenir à un résultat de qualité et utilisable au quotidien par les médecins.

Chapitre 4 - ARCHITECTURE GLOBALE ET APPLICATION A L'AUSCULTATION

Sommaire

4.1	INTRODUCTION.....	64
4.2	ARCHITECTURE GENERALE.....	64
4.3	SOLUTION LOGICIELLE PROPOSEE	66
4.3.1	<i>La capture et le traitement du son : l'application Stetho</i>	<i>67</i>
4.3.2	<i>La transmission des données : le couplage de Stetho à notre Softphone.....</i>	<i>72</i>
4.3.3	<i>L'utilisation du stéthoscope au sein de l'hôpital : le serveur hôpital et le couplage avec les postes IP</i>	<i>73</i>
4.4	LE STETHOSCOPE ET SON INTERACTION AVEC L'ENVIRONNEMENT GLOBAL.....	75
4.4.1	<i>Utilisation de notre stéthoscope en ambulatoire.....</i>	<i>75</i>
4.4.1.1	<i>Suivi à domicile et équipements mobiles</i>	<i>76</i>
4.4.1.2	<i>Télé-auscultation</i>	<i>77</i>
4.4.2	<i>Utilisation de notre stéthoscope en fixe</i>	<i>78</i>
4.4.3	<i>Utilisation de notre stéthoscope derrière un poste VoIP.....</i>	<i>79</i>
4.4.4	<i>Utilisation de notre stéthoscope pour l'éducation (hôpital)</i>	<i>80</i>
4.5	CONCLUSION.....	81

4.1 INTRODUCTION

Les chapitres précédents ont décrit le contexte global dans lequel s'inscrivent nos travaux. Dans les chapitres suivants, nous nous concentrerons sur les verrous impliqués, et les solutions proposées.

Le présent chapitre se propose de revenir sur tous les éléments de l'architecture du système que nous proposons et de décrire plus précisément les outils logiciels que nous avons mis en œuvre pour leur réalisation. Nous allons décrire l'architecture globale dans laquelle s'intégrera notre plateforme et plus particulièrement les outils pour l'auscultation. Elle reprend toute la solution proposée pour la réalisation de la chaîne de l'auscultation : en partant de la capture du son, son transfert, l'analyse...

Ce chapitre permet de mettre en lumière l'originalité de la solution proposée notamment par la possibilité d'interconnexion des différents équipements et de nombreux échanges de données possibles pour aider le médecin dans son diagnostic.

Il présente notamment les différentes briques matérielles mises en œuvre pour la solution globale :

- un outil global c'est-à-dire utilisable par les différents acteurs de santé : les médecins généralistes, urgentistes, personnel hospitalier, étudiants en médecine, mais également le patient lui-même ;
- l'aspect évolutif, avec notamment la possibilité d'intégrer d'autres équipements (ECG, spiromètres...), et l'intégration d'une aide au diagnostic ;
- la communication, avec la possibilité pour le médecin de partager ses données auscultatoires par exemple ;
- la pédagogie.

Les explications fournies tout au long de ce chapitre sont orientées autour de l'auscultation, cependant il est tout à fait possible de généraliser à d'autres signaux ou examens.

4.2 ARCHITECTURE GENERALE

Traditionnellement, les études considèrent les différents éléments de manière distincte : analyser les sons, détecter des sibilants, enregistrer les sons, transférer les données... Notre système s'inscrit dans l'objectif de proposer une solution à la problématique globale : une solution uniforme, utilisable par le médecin dans les différentes configurations de son quotidien.

Ainsi, nous nous proposons de décrire l'architecture générale pour le patient à domicile ou en ambulatoire, pour un suivi médical classique ou en situation d'urgence, une infrastructure hospitalière, ainsi que pour l'éducation, et des réseaux de second diagnostic... (cf. figure ci-dessous). Les différents éléments peuvent communiquer entre eux, et sont réalisés de manière homogène et cohérente.

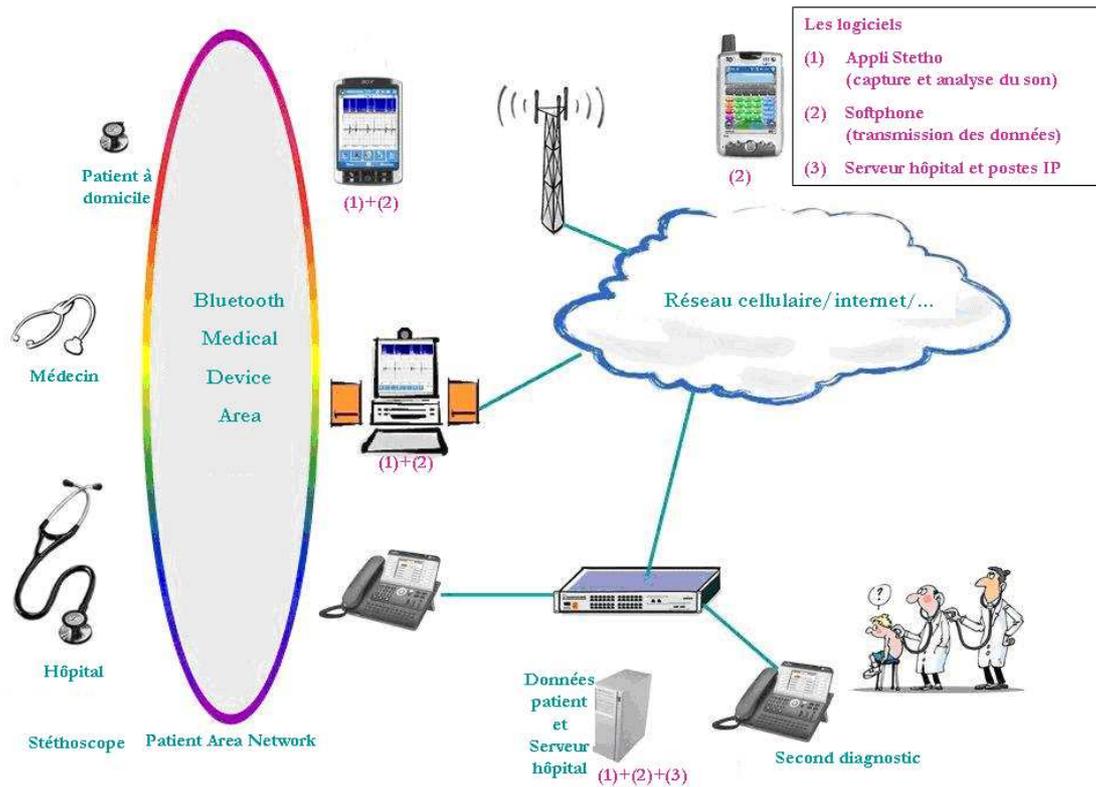


Figure 21 : Architecture innovante proposée pour l'auscultation

On considère tout d'abord un équipement de mesure ; dans notre cas, il s'agit d'un équipement de capture du son : un stéthoscope numérique communicant en Bluetooth (mécanique, acoustique, pile Bluetooth). Il peut être à destination du patient à domicile pour le suivi d'une pathologie chronique par exemple, du médecin dans son cabinet, ou du médecin à l'hôpital.

Cet équipement de mesure est connecté en Bluetooth, via un Medical Device Area, à un équipement de traitement de type PDA, PC ou poste IP...

L'échange d'information qui doit être standardisé, est réalisé à travers un « Patient Area Network ». Les organismes de standardisation tels que W3C, ETSI et le Bluetooth Special Interest Group (BTSIG) ont publié les couches physiques, profils, structure des messages et protocoles relatifs aux données de santé. Auscultation, sémiologie, aspects légaux, et contrôle à distance ne font pour l'instant pas partie des traités publiés. Une contribution pour l'auscultation à la définition du Bluetooth Medical Device Area est un élément important.

Le premier verrou que nous allons étudier se situe à ce niveau : parvenir à prélever un son de bonne qualité pour qu'il puisse ensuite être transporté sur le réseau, archivé et surtout analysé par des outils de traitement automatique. Nous décrivons cela en détails dans le chapitre suivant.

Les équipements de traitements que sont PC et PDA sont équipés de l'application permettant d'analyser le son auscultatoire, de le commenter et de le stocker. Ils sont également équipés d'un softphone qui permet d'entrer en contact, quelque soit leur position géographique, avec un autre acteur de la santé ou de partager en temps réel ou non les sons auscultatoires et informations associées.

L'équipement sera fonction de l'utilisation qui en sera faite. Ainsi, le patient disposera d'une version « simplifiée » alors que le médecin universitaire pourra partager le son avec

ses étudiants en temps réel. Le médecin devrait à terme disposer d'outils d'aide au diagnostic et d'aide à l'analyse des sons.

L'équipement de traitement peut ensuite échanger les informations sur le réseau, pour un second avis, pour un stockage, une consultation ou toute autre opération

L'accent est mis sur la possibilité des équipements à échanger des données commentées entre eux, dans un format uniforme, afin de permettre à tous les acteurs de la santé d'avoir accès à l'information, et de pouvoir échanger de manière rapide, simple et efficace.

Nous sommes ici en présence du second verrou que nous allons tenter de lever dans le chapitre 6.

Enfin, ce schéma ne se cantonne pas à l'auscultation, et peut également être étendu à d'autres équipements de mesures tels que l'ECG, la spirométrie, etc.

4.3 SOLUTION LOGICIELLE PROPOSEE

Dans ce paragraphe, nous allons décrire la solution logicielle que nous avons mise en œuvre pour implémenter l'architecture que nous avons proposée et présentée sur la figure 21.

Avant de décrire plus en détails les différents modèles d'utilisation, et applications potentielles au monde de l'auscultation, nous allons présenter les applications que nous avons réalisées afin de mettre en place cette architecture.

La solution logicielle proposée est constituée de trois applications majeures. Il s'agit de l'application *Stetho* pour la capture et le traitement du son, d'un softphone pour les échanges d'informations et d'un serveur hôpital. *Stetho* et le softphone sont utilisés dans les différentes configurations : en fixe, en ambulatoire... (cf. figure 21). Le serveur, quant-à lui, est utilisé dans l'hôpital. Enfin, pour le partage des informations et l'éducation, nous avons travaillé sur un site web : l'« *Ecole de l'Auscultation* ». Il permet au médecin de visualiser, rechercher, archiver et gérer des sons auscultatoires. Nous avons implémenté une première version de site web, qui répond à ces demandes. Les uploads et downloads de fichiers se font en format *.stet* (défini dans le chapitre 6).

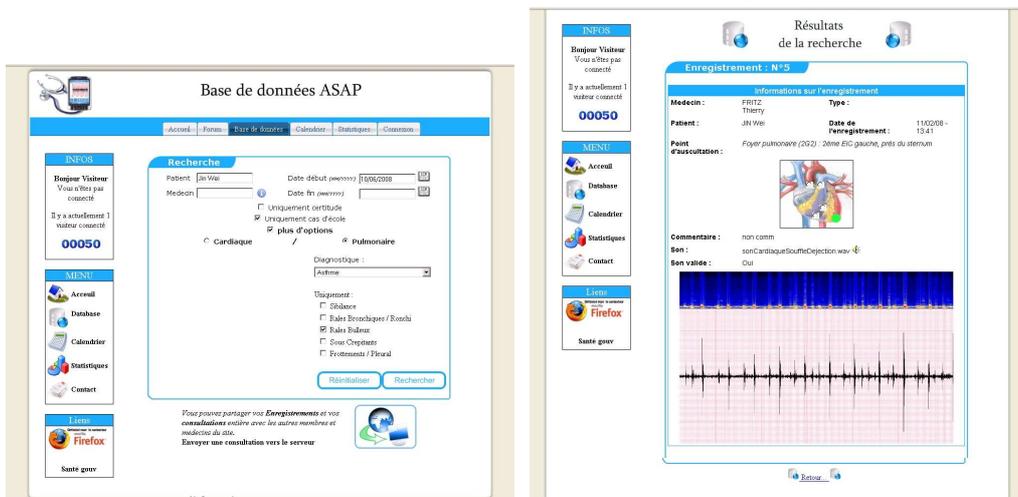


Figure 22 : IHM du site « Ecole de l'Auscultation »

4.3.1 La capture et le traitement du son : l'application *Stetho*

Stetho est une application qui permet de capturer, d'analyser et d'enregistrer des sons auscultatoires. Les fonctionnalités principales sont :

- enregistrer un nouveau son depuis un stéthoscope électronique connecté en Bluetooth ;
- documenter les sons recueillis (capturés à l'aide du stéthoscope, ou chargés à partir d'un fichier .wav) ;
- visualiser le signal sonore ainsi que sa représentation spectrale (possibilité de zoomer, supprimer ou conserver des parties) ;
- documenter, sauvegarder et mettre à jour des sons, électrocardiographes, et courbes spirométriques ;
- sauvegarder, rechercher et consulter des sons dans une base de données ;
- charger et exporter des fichiers au format .stet (sons provenant d'une application PDA ou site web par exemple) ;
- analyser, traiter, rechercher des marqueurs dans les sons pulmonaires.

Elle a été implémentée sur PC, Pocket PC et postes IP (la partie poste IP est présentée dans le paragraphe 4.3.3.).

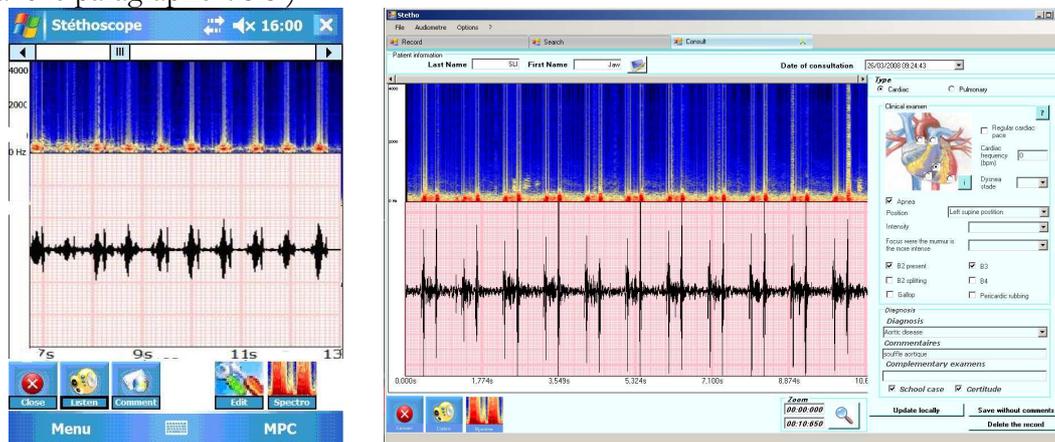


Figure 23 : Interface de l'application *Stetho* version Pocket PC et PC

Les fonctionnalités de la version PDA sont sensiblement les mêmes que celles de la version PC décrite précédemment, mais adaptées aux ressources limitées dont dispose le PDA (résolution d'écran de 640*480, mémoire libre limitée à 25Mo, base de donnée trop gourmande...).

La figure ci-dessous présente l'architecture logicielle de l'application *Stetho*, dont nous allons brièvement lister les différents éléments fonctionnels.

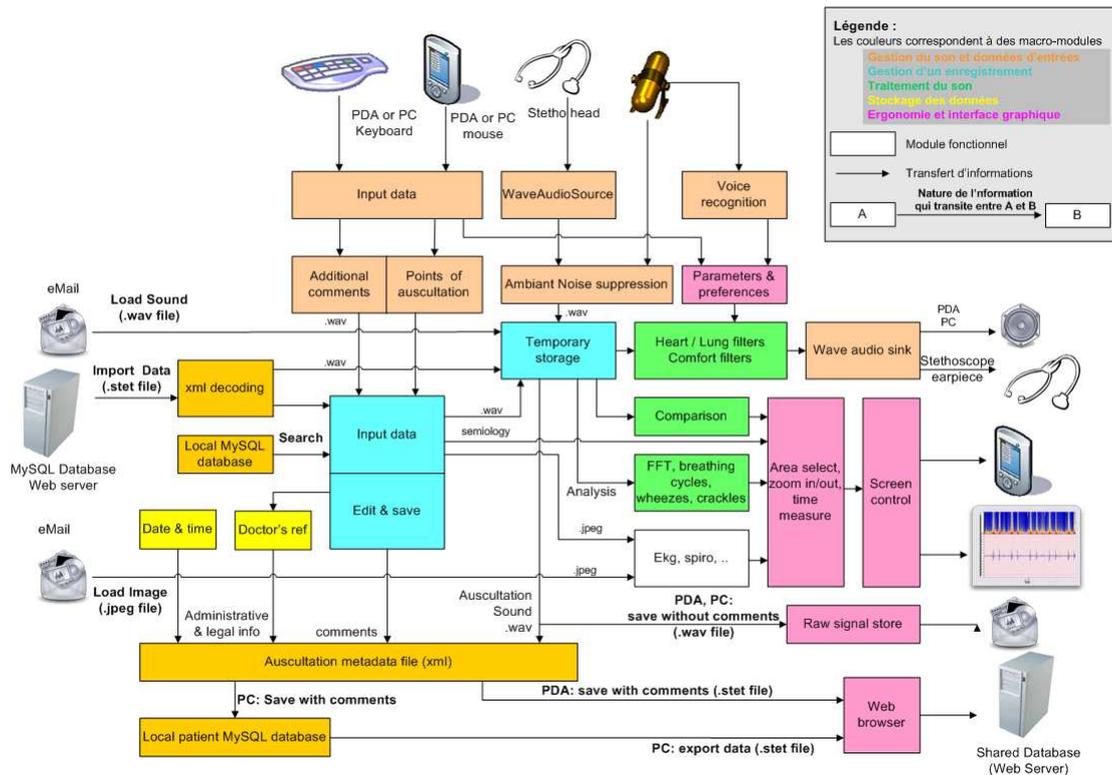


Figure 24 : Architecture logicielle

La gestion du son et des données d'entrées englobe la liaison Bluetooth, le traitement des données d'entrée, la capture du son et la suppression de bruit. Ce module récupère toutes les informations provenant des interfaces d'entrées : clavier (du PC ou clavier virtuel du PDA), écran tactile pour le PDA et les boutons du stéthoscope. La diffusion du son est réalisée en temps réel. L'utilisateur peut choisir le périphérique de sortie : PC, stéthoscope ou les deux. Lors d'une auscultation, un fichier temporaire est créé, avec possibilité d'enregistrer le son, de le réécouter... Les sons sont enregistrés au format wav, mono, avec une fréquence d'échantillonnage de 8 kHz.

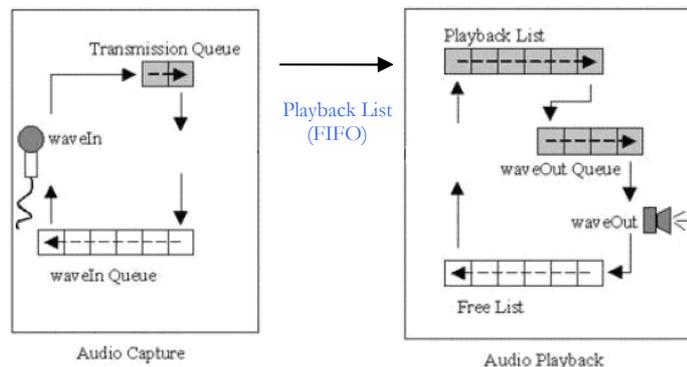


Figure 25 : Capture du son en flux duplex

Les données du driver de microphone sont lues et enregistrées dans le buffer ; puis elles sont récupérées par un second processus et diffusées dans le buffer de sortie (figure 25). Ceci génère un délai variant selon la taille de buffer FIFO : plus celui-ci est petit, moins le délai sera important.

Enfin, afin que l'analyse puisse fournir les meilleurs résultats possibles, il est important que le son capturé soit le moins bruité possible. Le module de suppression du bruit a pour objectif de supprimer le bruit ambiant. Il prendra en entrée les sons provenant du

stéthoscope, ou éventuellement d'un autre microphone. Il renverra ensuite le son nettoyé au module « enregistrement temporaire » sous forme de fichier son ou d'une suite d'octets.

Le macro-module « **gestion d'un enregistrement** » comprend l'information du « médecin » (numéro d'identifiant...), l'écoute du son avec possibilité de choisir le périphérique de sortie, les date et heure issues des informations système. Ces dernières sont utiles pour l'archivage et pour les données d'ordre médico-légales. Le macro-module comprend également la gestion de l'enregistrement temporaire. Ce dernier contient les données sons provenant du stéthoscope. Il peut être transmis, sous forme d'octets, aux divers modules de traitement du signal pour analyse. Enfin le dernier élément de ce macro-module est la création du fichier auscultation. Il est réalisé à partir de fichiers sons, des date et heure de l'auscultation, des informations concernant le médecin ayant réalisé l'auscultation, des commentaires du médecin au sujet du son, de la sémiologie, du diagnostic, du point d'auscultation considéré, et des données « patient ».

Le traitement du son est composé de deux éléments majeurs : la recherche de marqueurs et les filtres de confort auditifs. Les filtres auditifs ont pour objectif de permettre au médecin de régler les fréquences qu'il désire entendre plus distinctement que les autres.

Le module de traitement du signal (appelé FFT, marqueur sur la figure 24) prend les données (octets) fournies par le module « enregistrement temporaire ». Il les traite en appliquant une transformée de Fourier. Ce traitement permettra ensuite d'afficher le spectrogramme du signal d'entrée. Ce module prend également en charge d'autres actions de traitement du signal telles que la détermination marqueurs. Nous avons codé la transformée de Fourier Rapide en virgule fixe afin de réduire considérablement les temps de calcul et temps de réponse, notamment sur PDA.

L'étape suivante consiste à **stocker des données**. Pour cela, deux types de bases de données sont mises à disposition : une base de données locale, présente sur le PC client, et qui permet à l'utilisateur de sauvegarder en local ses différents enregistrements et données ; et une base de données distante, permettant de regrouper des informations provenant de plusieurs médecins. La structure des deux bases est très proche (cf. notre proposition de MCD ; figure 26). La recherche se fait selon les critères suivants : le nom/prénom du patient, la date de la consultation, la pathologie, le type de données recherchées (auscultation, ECG, spirométrie...), sémiologie (présence de B2, B3, B4... pour une auscultation cardiaque ; présence de sibilants, crépitants... pour une auscultation pulmonaire).

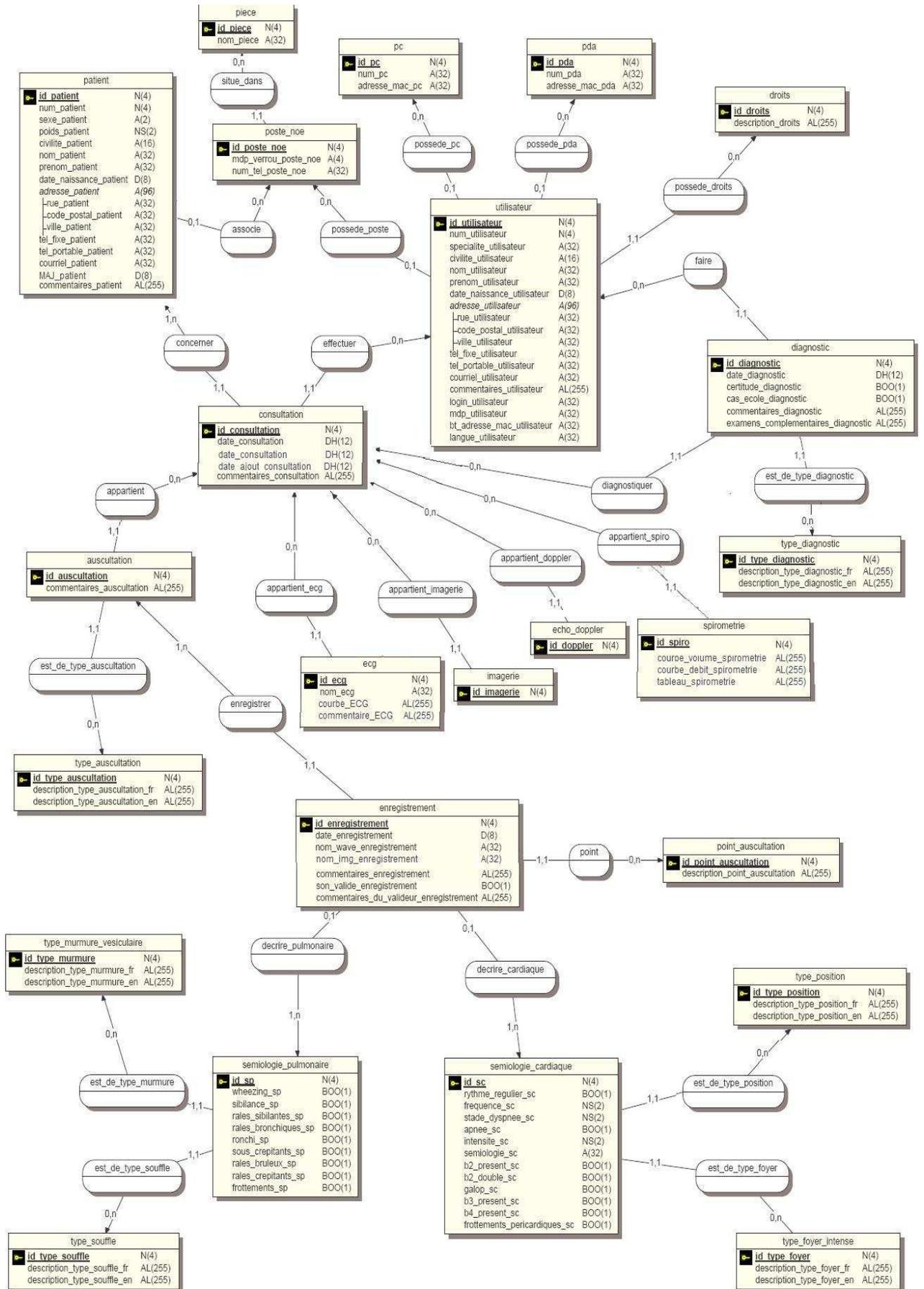


Figure 26 : MCD (Modèle Conceptuel de Données) de la base de données proposée

A chaque consultation est rattachée un patient unique, un ou plusieurs diagnostics réalisés par un ou plusieurs médecins. Une consultation est composée d'une ou plusieurs auscultations. Il peut s'agir d'une auscultation pulmonaire ou cardiaque. Chaque auscultation contient un ou plusieurs enregistrements. Un enregistrement contient une information sur le point d'auscultation considéré, le fichier son enregistré, la date et heure de l'enregistrement, et la sémiologie que le médecin aura complété. La sémiologie peut être pulmonaire ou cardiaque. Nous aborderons ce point plus en détail dans la chapitre 6.

Dans le cadre des programmes de recherches qui seront lancés, les médecins doivent pouvoir disposer de plusieurs informations complémentaires pour étayer leur diagnostic. Ainsi, les consultations peuvent également contenir des ECG, imagerie, Écho Doppler, spirométrie...

Les PC et PDA peuvent se connecter, en Wifi par exemple, au serveur distant (serveur Web et serveur de base de données) :

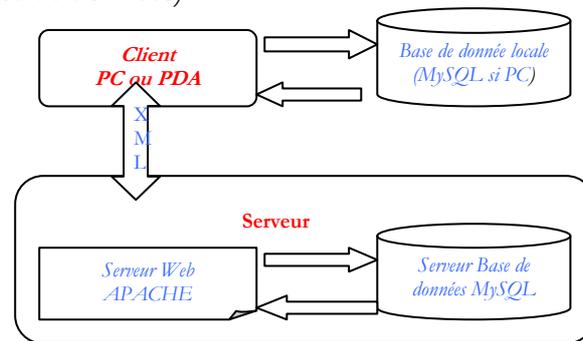


Figure 27 : Interaction client/serveur

L'échange des données peut se faire en utilisant un format de transfert que nous avons défini (et nommé *.stet*). Il sera décrit dans le chapitre 6.

L'ergonomie et l'interface homme machine ont été particulièrement soignées. Elles permettent notamment de saisir des paramètres et préférences (réglages des filtres auditifs et visuels, chemin d'enregistrement...), de sélectionner des zones, d'entrer des commentaires (ou Sémiologie) relatifs au son écouté, au diagnostic posé, point d'auscultation considéré... Toutes ces informations sont archivées et s'avèreront utile lors d'un nouvel examen du patient ou lors pour une analyse mathématique approfondie du signal...

L'interface doit donc être la plus intuitive et conviviale possible. Pour cela, deux interfaces sont mises à disposition : une interface pour PC et une interface pour PDA. Elles comprennent des menus déroulants, des cases à cocher... afin que le médecin ait le moins d'informations possibles à entrer manuellement (cf. §6.4). Les fonctionnalités fournies sont sensiblement identiques, seule la mise en forme diffère afin de fournir une plus grande facilité d'utilisation. Plusieurs types d'affichage sont proposés : affichage temporel, affichage spectral, affichage des résultats de l'analyse (marqueurs, phases...). Pour chacun, il est possible d'effectuer des zooms, déplacements, des mesures de durée entre deux points. Ainsi, pour effectuer les zooms, l'utilisateur a la possibilité de sectionner les zones qui l'intéresse.

4.3.2 La transmission des données : le couplage de *Stetho* à notre Softphone

Nous avons utilisé l'application Softphone (MPC *MyPocketCommunicator*) que nous avons développée. Son comportement est le même qu'un terminal téléphonique classique à la différence près qu'il s'agit d'une émulation d'un terminal IP (émulation d'un poste 4037). Des fonctionnalités avancées sont présentes (conférences, double appel, consultation de l'annuaire d'entreprise, messagerie vocale...). De plus, l'application n'exclut pas l'exécution d'autres applications dans la limite des ressources du Pocket PC. Enfin, le softphone est un bi-mode Wifi/ GSM (dans le cas Wifi : la voix et la signalisation sur IP passent par un réseau sans fil 802.11b ; Wifi 11Mbps), avec possibilité d'effectuer un handover manuel entre les deux modes de fonctionnement.

Comme tout téléphone Alcatel, l'application réagit en mode stimuli : chaque action est transmise au PABX qui contient l'intelligence. Mais, étant donné que son environnement le permet, cette application introduit également des fonctionnalités internes et autonomes : une sorte de mode fonctionnel.

Le softphone a été développé sur PC et Pocket PC. Les fonctionnalités proposées sont identiques (seules la fonction GSM n'a pas été implémenté sur PC pour l'instant).

Nous avons couplé le Softphone à l'application *Stetho*, afin d'être en mesure d'envoyer et de recevoir des données auscultatoires.

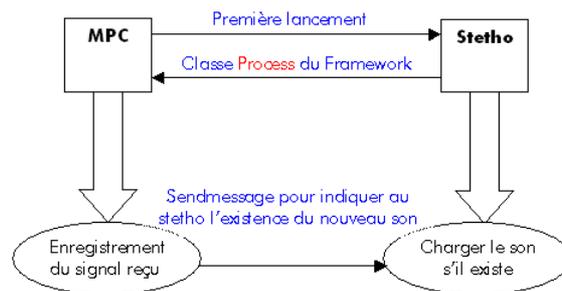


Figure 28 : Interaction MPC ↔ Stetho

Ainsi, ce couplage permet d'offrir de nouvelles fonctionnalités :

« *Stetho distant* » (ou « *remote Stetho* ») est utilisable lorsque l'utilisateur est en communication. Cette fonctionnalité lui permet de réaliser une télé-auscultation en temps réel. Par exemple, un médecin ou une infirmière réalise l'auscultation d'un patient et désire la partager ; il appelle un confrère (le stéthoscope est appairé au téléphone), qui reçoit l'appel sur son PDA en utilisant le softphone. Grâce à cette fonctionnalité, il peut visualiser et écouter en temps réel le son auscultatoire.

« *Stetho local* » (ou « *local Stetho* ») permet de lancer l'application Stetho depuis le softphone. Cette fonctionnalité permet notamment d'ouvrir un son que l'on vient d'enregistrer, de le documenter...

« *Cours d'auscultation* » ou « *auscultation's lesson* » permet au médecin de partager une auscultation avec ses étudiants en temps réel. Ainsi, dans un hôpital universitaire, le médecin et ses étudiants sont dans la chambre du patient. Traditionnellement, le médecin réalise l'auscultation, puis chaque étudiant réalise sa propre auscultation. Ce mode de fonctionnement n'est pas très plaisant pour le patient, et pas nécessairement très efficace d'un point de vue éducatif. Ce que nous proposons consiste à ce que le médecin réalise l'auscultation ; les étudiants peuvent écouter et visualiser en temps réel l'auscultation grâce à l'envoi du flux audio sur leur PDA.



Figure 29 : IHM de l'application MPC pour Pocket PC et PC

4.3.3 L'utilisation du stéthoscope au sein de l'hôpital : le serveur hôpital et le couplage avec les postes IP

Les applications présentes sur le serveur hôpital sont des versions particulières du *Stetho* et du softphone, ainsi que le PRS (serveur de présentation qui permet d'interagir avec les postes IP). Elles permettent au médecin d'accéder aux données patients depuis un poste IP directement présent dans la chambre du patient à l'hôpital. Le médecin aura accès à des informations de type dossier patient, auscultations antérieures... Enfin, il a aussi la possibilité d'enregistrer un son auscultatoire et de le stocker dans la base de données.

L'application doit prendre en compte différentes contraintes, telles que la gestion de plusieurs postes accédant à l'application. Le code PRS développé doit permettre à des postes IP d'utiliser l'application à un instant précis, sans que cela ait de conséquence sur chacun d'entre eux. Pour cela, on utilise un processus émulant le composant pour chaque poste IP se connectant à l'application. Un processus ordonnanceur a pour objectif de gérer les demandes d'association et de libération à un processus de poste.

Les principales fonctionnalités offertes à partir des postes IP sont :

- reconnaissance du patient par chambre : Dans le contexte hôpital, un poste téléphonique est associé à un ou plusieurs patients se trouvant dans une chambre précise. Il est donc possible d'associer un numéro de poste à un ou plusieurs patients. Ainsi, si un médecin lance l'application dans la chambre du patient, depuis un poste, il aura directement accès à toutes les informations concernant ce dernier.
- visualisation des auscultations antérieures : Depuis un téléphone IP, l'utilisateur peut obtenir la liste des auscultations antérieures et en sélectionner une. Une fois ouverte, il a la possibilité d'effectuer des zooms pour visualiser plus précisément une partie de la courbe.
- enregistrement en temps réel : On réalise un appel vers le serveur, qui retourne le son émis et génère une image contenant la courbe du son. Il est possible de réaliser un enregistrement et de le stocker dans la base de données.
- saisie de la sémiologie : Une fois une auscultation réalisée, le praticien a la possibilité de renseigner des champs et d'associer un point d'auscultation à l'enregistrement qu'il vient d'effectuer. On dispose ainsi d'un enregistrement documenté qui peut être stocké dans la base de données. Ces informations pourront par la suite être visualisées depuis un poste IP, un PDA ou un PC.
- possibilité d'établir une conférence avec un autre médecin pour partager des informations en temps réel.

Les téléphones IP que nous utilisons fonctionnant en mode stimuli, le calcul de l'image et tous les traitements des sons sont effectués au niveau du serveur.

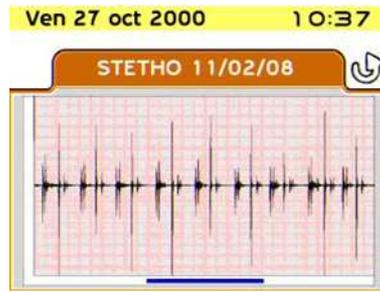


Figure 30 : IHM de l'application Stetho sur postes IP

Lors d'une auscultation temps réel à partir d'un poste IP, le médecin appelle le softphone du serveur. Ce dernier présente les mêmes fonctionnalités que le softphone PC à deux différences près. Tout d'abord, lorsque le serveur reçoit un appel entrant, il décroche automatiquement, et renvoie le son reçu à l'émetteur. Ainsi, lorsque le médecin réalise une auscultation avec un poste IP, il appelle le serveur qui lui retourne le son dans les écouteurs du stéthoscope. La seconde différence réside dans le fait que cette application permet d'envoyer un flux RTP aux PDA des étudiants. Lorsque l'option « cours d'auscultation » est activée, le serveur envoie les flux RTP en unicast aux équipements qui ont souscrit au cours. Cela permet un meilleur partage des connaissances et un meilleur confort pour le patient.

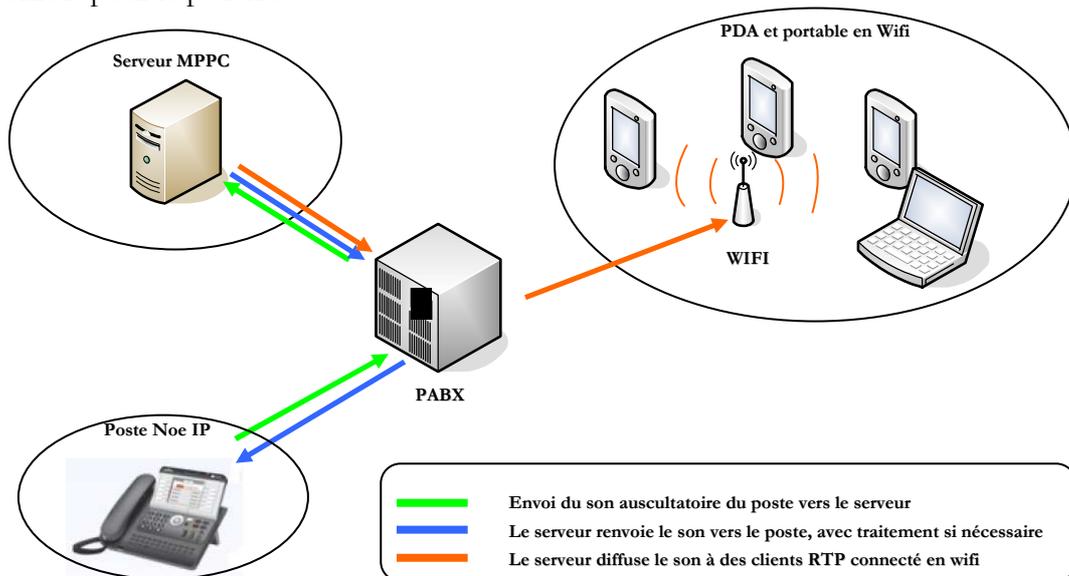


Figure 31 : Flux audio gérés par le serveur

4.4 LE STETHOSCOPE ET SON INTERACTION AVEC L'ENVIRONNEMENT GLOBAL

Le système que nous proposons permet de répondre aux différents cas de figure qui peuvent se présenter au médecin. Ce paragraphe présente ces différents cas. Nous avons d'ailleurs implémenté toutes ces propositions à l'aide de notre prototype.

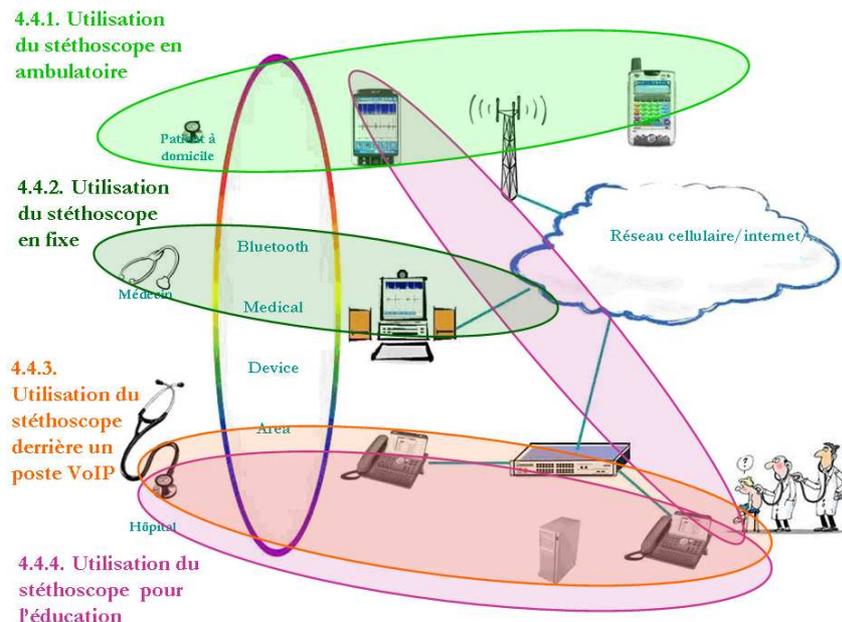


Figure 32 : Architecture innovante proposé

La figure ci-dessus décrit l'intégration de ces différents cas dans notre architecture (présentée au début de ce quatrième chapitre).

4.4.1 Utilisation de notre stéthoscope en ambulatoire

Nous allons tout d'abord décrire l'utilisation de notre stéthoscope en ambulatoire. Stéthoscope, applications, traitement local, terminal cellulaire et centres d'appels doivent permettre au patient d'avoir accès à un suivi individuel des paramètres de santé à travers l'utilisation de un ou plusieurs capteurs, y compris le stéthoscope.

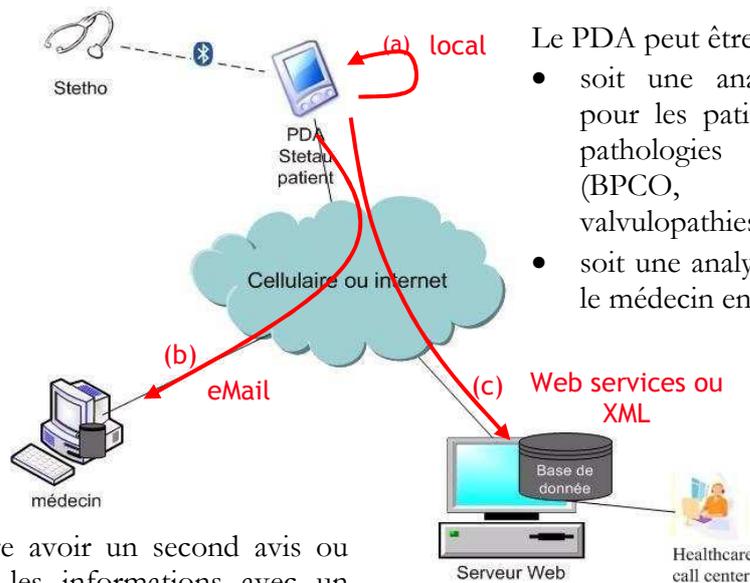
La technologie Bluetooth est utilisée pour connecter ces capteurs à un premier niveau d'équipement de traitement (PDA, Smartphone, PC) afin de traiter les données et de participer à l'éducation du patient. Dans le cas choisi du stéthoscope, la pile Bluetooth de l'équipement de traitement doit supporter le profil Headset (ce choix est justifié dans le §5.6.2.2).

Les données sont collectées et traitées localement afin de permettre au patient d'avoir accès à des rapports résumés ou d'envoyer les informations au fournisseur de soin (centre d'appel) ou au médecin. De plus, une situation critique peut provoquer la génération automatique d'une alarme.

Ce modèle en ambulatoire peut également être utilisé par le médecin urgentiste qui peut effectuer une analyse sur place et/ou transmettre en temps réel les informations à l'hôpital où sera transféré le patient.

4.4.1.1 Suivi à domicile et équipements mobiles

Le stéthoscope communique avec un équipement portable, de type PDA, via une liaison Bluetooth. Les sons sont sauvegardés en local dans le PDA. Ce cas correspond aux missions de médecin en ambulatoire, mais également au patient résidentiel (par exemple patients atteints de pathologies chroniques telles que la BPCO, l'asthme, les valvulopathies...) et enfin au médecin lors de la tournée des chambres d'un service hospitalier. Le transfert des données depuis le PDA vers une base externe se fera soit au travers d'une connexion directe (cellulaire ou internet), soit au travers d'un relais de type PC ou liaison de synchronisation.



Le PDA peut être utilisé pour

- soit une analyse en locale pour les patients atteints de pathologies chroniques (BPCO, asthme, valvulopathies...);
- soit une analyse en locale par le médecin en ambulatoire.

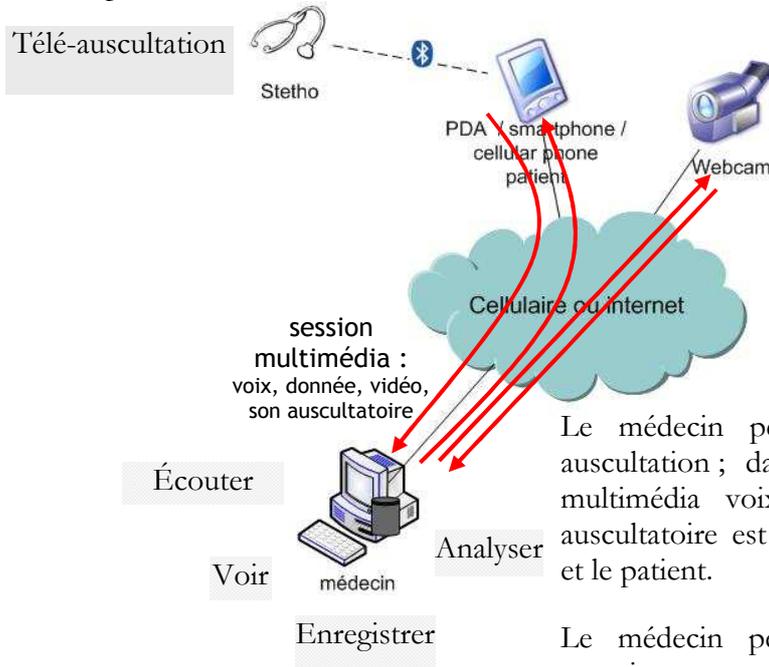
S'il désire avoir un second avis ou partager les informations avec un confrère, le médecin peut envoyer pour analyse le signal complet ou simplement les résultats par SMS, mail... Le fichier envoyé est de préférence conforme aux formats décrits dans le chapitre 6.

Les données enregistrées par le patient peuvent également être transmises via le réseau à un serveur Web pour analyse, traitement ou stockage par un centre d'appel télésanté.

Dans le cas (a) présenté sur la figure ci dessus, l'application *Stetho* est utilisée seule. Elle récupère le flux audio provenant du HeadSet Bluetooth (stéthoscope), et l'affiche. Le médecin ou le patient dispose ensuite de la possibilité d'ajouter des informations complémentaires au son et de le sauvegarder.

4.4.1.2 Télé-auscultation

Le stéthoscope peut également être utilisé, connecté avec un PDA, de façon à effectuer une télé-auscultation. Ainsi, une communication en streaming temps réel peut être établie entre le patient et un médecin afin de réaliser une auscultation à distance.



Le médecin peut effectuer une télé-auscultation ; dans ce cas, une session multimédia voix, données, vidéo, son auscultatoire est établie entre le médecin et le patient.

Le médecin peut ainsi écouter, voir, enregistrer, et analyser en temps réel le signal auscultatoire.

Ces modes d'utilisation feront appels à des transmissions sécurisées avec possibilité d'ajouter une webcam.

4.4.2 Utilisation de notre stéthoscope en fixe

Dans ce paragraphe nous allons décrire l'utilisation de notre stéthoscope en fixe. Le stéthoscope communique via une liaison Bluetooth, avec un équipement de traitement, de type PC ou PC portable.

Le médecin réalise un enregistrement ; il bénéficie d'une représentation dans les domaines temporels et fréquentiels afin de l'aider dans son diagnostic (figure 33) ; il peut sauvegarder des sons intéressants dans une base de données afin qu'ils soient utilisés pour l'enseignement et suivre l'évolution de l'état de santé ou d'une pathologie chez un patient donné. L'auscultation devient ainsi objective.

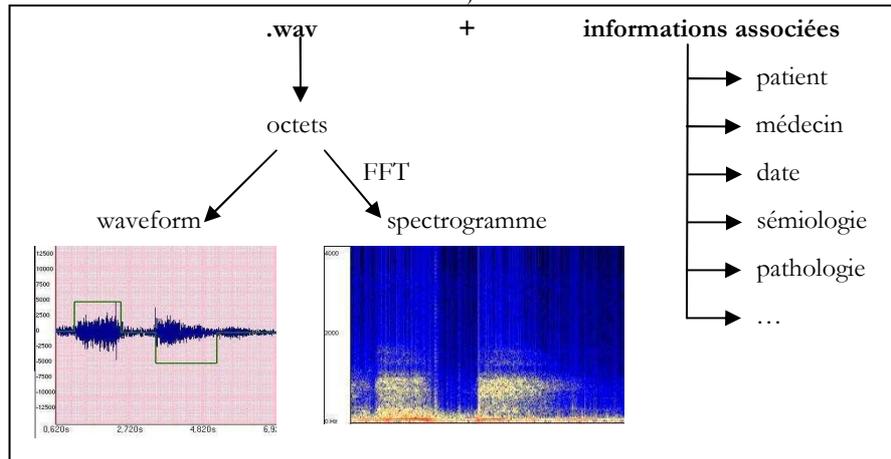
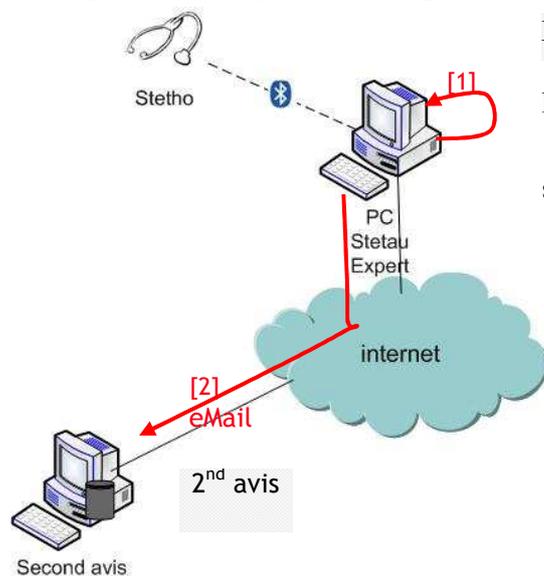


Figure 33 : Un son auscultatoire documenté

De plus, s'il le désire, il peut demander l'avis d'un confrère. Pour cela, il envoie par e-mail le fichier son ainsi que toutes les informations ou commentaires nécessaires pour réaliser un diagnostic (cf. figure 33 et chapitre 6).



Le médecin dans son cabinet

Il peut disposer, grâce à ce système de :

- une représentation temporelle et spectrale du signal ;
- une identification de marqueurs ;
- une aide au diagnostic ;
- une base de données patient.

4.4.3 Utilisation de notre stéthoscope derrière un poste VoIP

Dans ce paragraphe nous allons décrire l'utilisation de notre stéthoscope derrière un poste IP. Le stéthoscope communique via une liaison Bluetooth avec un poste IP Bluetooth. Ce cas d'utilisation peut s'appliquer au médecin dans son cabinet médical ou à l'hôpital.

Le médecin peut visualiser et écouter le son auscultatoire. Une fois l'enregistrement effectué, il peut saisir des informations de sémiologie et les stocker, en plus du son, dans une base de données. L'accès à la base est sécurisé (par login/mot de passe ou par identification d'un médecin grâce à l'équipement associé).

Dans le contexte hospitalier, l'information relative à un patient donné peut provenir de différentes sources. L'utilisation d'un format standardisé (cf. chapitre 6 pour plus de détails) permet au médecin d'accéder plus facilement aux données et lui confère un support efficace dans ses décisions cliniques. L'étape suivante est de permettre au personnel médical de suivre et d'accéder aux informations patients à partir de n'importe quel lieu et équipement grâce à une interface conviviale, et avec un accès sécurisé aux données.

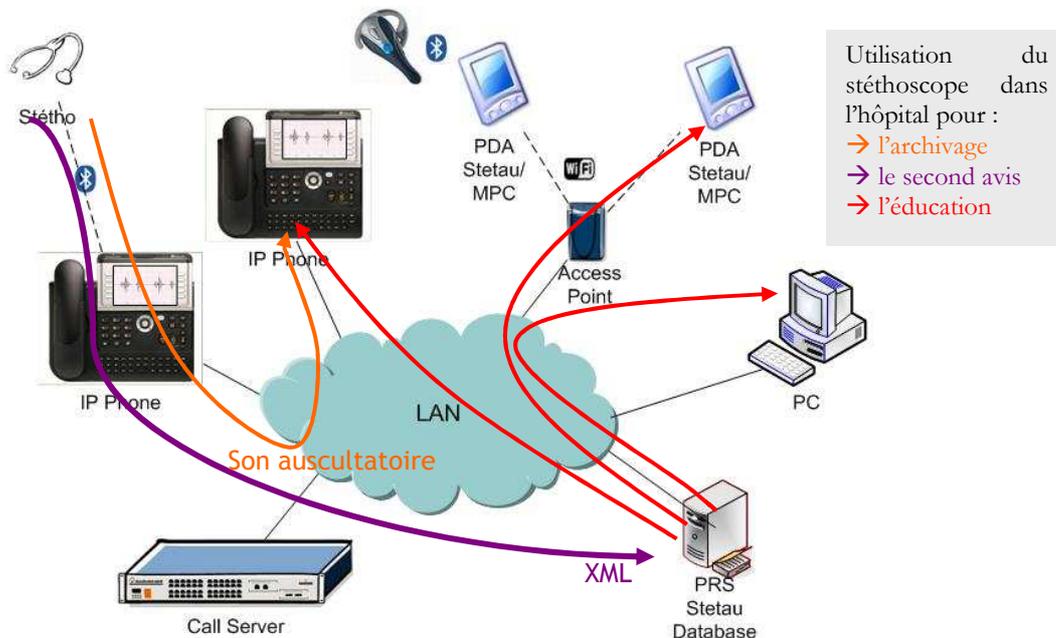


Figure 34 : Utilisation du stéthoscope dans l'hôpital

La figure 34 reprend les trois modes d'utilisation du stéthoscope.

Le premier est l'**archivage** des données auscultatoires. Il est illustré par la flèche violette sur la figure 34. Le médecin est identifié et localisé. Il a la possibilité de stocker les informations et sons auscultatoires dans la base de données. Il dispose d'un accès sécurisé à la base de données.

Dans plus, la figure illustre la connectivité Bluetooth sur infrastructure LAN offerte par les téléphones IP. Une interface graphique sur postes IP permet d'offrir un accès aux données du patient telles que les auscultations antérieures, les ECG (cf. figure 35)... mais également d'avoir accès à une première représentation visuelle des sons auscultatoires durant l'enregistrement, puis une sauvegarde dans la base de données patient (décrite dans le paragraphe 4.3.).

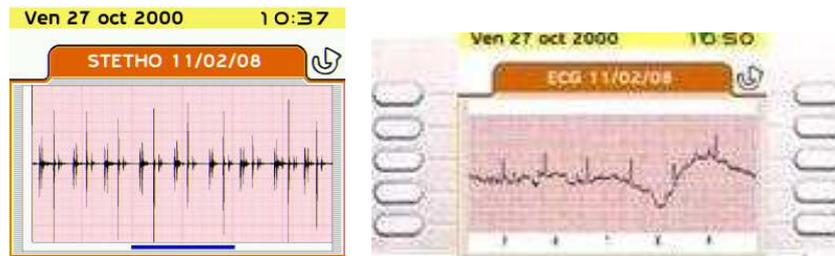


Figure 35 : Affichage sur poste IP d'un son auscultatoire (à gauche) et d'un ECG (à droite)

La seconde utilisation de notre stéthoscope est l'accès aux données patient. Elle est illustrée par les flèches rouge sur la figure 34.

L'accès aux données patient est réalisé de manière sécurisée via les équipements présents dans la chambre du patient, les équipements mobiles et les PC.

Ainsi, les PDA et PC peuvent consulter le contenu de la base de données hôpital en utilisant l'interface Web mise en place. Du côté des postes IP, les données sont consultables en utilisant le PRS qui accède directement à la base de données.

Enfin, la dernière utilisation à l'intérieur de l'hôpital est le **second avis**. Il est illustré par les flèches orange sur la figure 34. Il est possible de réaliser une communication entre deux médecins. Le collègue peut être distant ou local. Le second avis peut être donné en temps réel.

Dans ce cas, il s'agit d'un appel téléphonique classique : le stéthoscope est connecté en Bluetooth au poste via le profil HeadSet. Le signal passe sur le réseau de communication voix. Il est possible d'appeler un autre poste IP, mais également un softphone sur PC ou PDA. Dans ce cas, ce dernier peut récupérer le signal RTP, le traiter, et l'afficher à l'aide de l'application Stetho décrite précédemment.

4.4.4 Utilisation de notre stéthoscope pour l'éducation (hôpital)

Dans ce paragraphe nous allons décrire l'utilisation de notre stéthoscope pour l'éducation. Le médecin réalise une auscultation grâce au stéthoscope associé en Bluetooth à un poste IP. Les étudiants peuvent participer à l'auscultation en temps réel dans la chambre du patient ou à distance.



Des envois de données (sons) en unicast ou multicast sont utilisés pour demander un second avis temps réel, mais aussi pour l'enseignement des étudiants en médecine.

En effet, le stéthoscope est couramment utilisé comme premier examen du cœur ou des poumons du patient. Le problème qui se présente dans une telle situation est que, classiquement, le stéthoscope fournit des informations qui ne sont utilisables que de manière individuelle. Ainsi, durant l'examen, un patient est soumis à une situation peu plaisante où un certain nombre d'étudiants réalisent chacun à leur tour une auscultation afin d'entendre le son exposé par le médecin. L'application proposée fournit un moyen de collecter des sons ou modèles auscultatoires, de les stocker et de les broadcaster sur différents équipements, et ce accompagnés d'une représentation visuelle.

La configuration proposée regroupe les éléments suivants :

- un stéthoscope Bluetooth connecté à un poste IP ;
- une connexion VoIP entre le PBX et un serveur de stockage et d'analyse des sons ;
- un multicast ou plusieurs unicast (pour passer outre les problèmes de sécurité réseaux) des sons auscultatoires vers un certain nombre d'équipements (équipements fixes, terminaux téléphoniques IP, PDA...).

4.5 CONCLUSION

Après avoir mis en lumière, dans les chapitres précédents l'absence de système global, en particulier pour l'auscultation, nous venons ici de présenter notre proposition d'architecture permettant une réelle interaction entre les différents acteurs de santé.

Nous venons de décrire plus en détail l'architecture et l'infrastructure dans laquelle s'inscrivent le prélèvement, la consultation et le stockage des sons auscultatoires.

Dans les deux chapitres suivants nous allons focaliser notre étude sur les différents maillons de cette architecture qui présentent les verrous les plus marqués.

Dans un premier temps, nous allons nous intéresser plus précisément au premier élément de cette chaîne : la manière dont sont prélevés les sons pour obtenir un résultat exploitable et répondant aux attentes de notre étude.

Chapitre 5 - PRELEVEMENT DES SONS

Sommaire

5.1	INTRODUCTION.....	83
5.2	DEFINITIONS ET PROCEDURE DE TEST	83
5.2.1	<i>Définitions.....</i>	83
5.2.2	<i>Mesures effectuées.....</i>	84
5.3	LES STETHOSCOPIES EXISTANTS	84
5.3.1	<i>Caractéristiques des modèles électroniques.....</i>	85
5.3.1.1	Andromed.....	86
5.3.1.2	JABES - Stéthoscope Electronique.....	86
5.3.1.3	3M Littmann	88
5.3.1.4	Cardionics	89
5.3.1.5	Cardionics – Stethographics	90
5.3.1.6	Autres stéthoscopes électroniques	91
5.3.2	<i>Conclusion sur les stéthoscopes du marché.....</i>	92
5.4	INFLUENCE DU TUYAU SUR LE SON PERÇU	94
5.5	CARACTERISTIQUES DES SONS UTILISES DANS L’ETAT DE L’ART ET PROBLEMATIQUE RENCONTREE	95
5.6	NOTRE PROPOSITION : CARACTERISTIQUES ET CAPTURE DES SONS POUR NOTRE ETUDE	95
5.6.1	<i>Les sons recherchés.....</i>	96
5.6.2	<i>Choix du mode de communication</i>	97
5.6.2.1	Choix de la technologie Bluetooth.....	97
5.6.2.2	Profil Bluetooth utilisé	99
5.6.2.3	Contraintes de délai du traitement du signal et mode de transmission	102
5.6.3	<i>Architecture physique de notre prototype.....</i>	104
5.7	TESTS EFFECTUES ET RESULTATS OBTENUS	105
5.8	CONCLUSION	107

5.1 INTRODUCTION

Le premier maillon de la chaîne d'auscultation que nous avons décrite dans le chapitre précédent est le prélèvement des sons par un équipement adapté : classiquement le stéthoscope.

Dans ce chapitre, nous allons tout d'abord réaliser un état des lieux des stéthoscopes existants et de leurs caractéristiques.

Après avoir expliqué en quoi ces équipements ne conviennent pas, nous allons décrire plus en détails les caractéristiques et particularités recherchées pour notre étude, ainsi que les propositions réalisées.

5.2 DEFINITIONS ET PROCEDURE DE TEST

Tout au long de ce chapitre, nous allons illustrer nos propos à l'aide de courbes représentant des mesures que nous avons réalisées. Dans ce premier paragraphe, nous allons décrire les différentes notions nécessaires à la bonne compréhension et interprétation des graphiques.

Pour réaliser nos tests, nous nous sommes appuyés sur des outils de téléphonométrie. Traditionnellement, ces derniers permettent de qualifier la qualité d'un équipement téléphonique. Ils s'avèrent tout à fait transposables à notre étude. Nous les avons utilisés afin de qualifier les différents stéthoscopes électroniques.

5.2.1 Définitions

Courbe de réponse : la réponse en fréquence d'un équipement est la courbe représentant le niveau de sortie en fonction de la fréquence du signal en entrée.

Le « *Loudness Rating* » est une mesure indiquant le niveau sonore de la conversation que perçoit l'utilisateur à travers un téléphone [Nti 03].

Une mesure ROLR (Receive Objective Loudness Rating) est le ratio en dB entre la tension entrant et la pression du son produite par le téléphone du récepteur [T1.255-1997].

Une mesure SLR (Sending Loudness Rating) compare l'amplitude de la pression du son entrant par le microphone et le signal audio résultant. Elle est exprimée en dBV/Pa, et reflète l'intensité du signal dans la direction de l'émission, c'est-à-dire en partant de la bouche artificielle, à travers l'équipement de téléphonie et jusqu'à la ligne de transmission [Nti 03]. Une SLR est une mesure d'atténuation. Par conséquent, une SLR faible indique que le signal est perçu comme étant fort à la fin de la ligne de transmission. Traditionnellement, la SLR d'un téléphone devrait être de $8 \text{ dB} \pm 6/-3 \text{ dB}$ (selon l'ITU-T P79) et $8 \text{ dB} \pm 3 \text{ dB}$ (selon le GSM 03.50).

Une mesure RLR (Received Loudness Rating) reflète l'intensité du signal dans la direction de la réception, c'est-à-dire de la ligne de transmission, à travers le téléphone, vers l'oreille artificielle [Nti 03]. Un RLR faible indique que le signal est perçu de façon forte à la sortie de l'oreille artificielle. A titre indicatif, la RLR d'un téléphone devrait être situé dans une plage de $2 \text{ dB} \pm 3 \text{ dB}$ (selon ITU-T P.79, GSM 03.50).

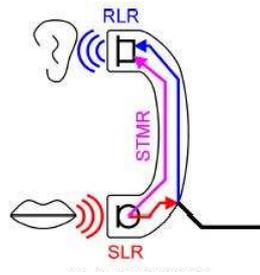


Figure 36 : SLR et RLR

5.2.2 Mesures effectuées

Le schéma ci-dessous présente la baie de mesure utilisée pour réaliser les tests.

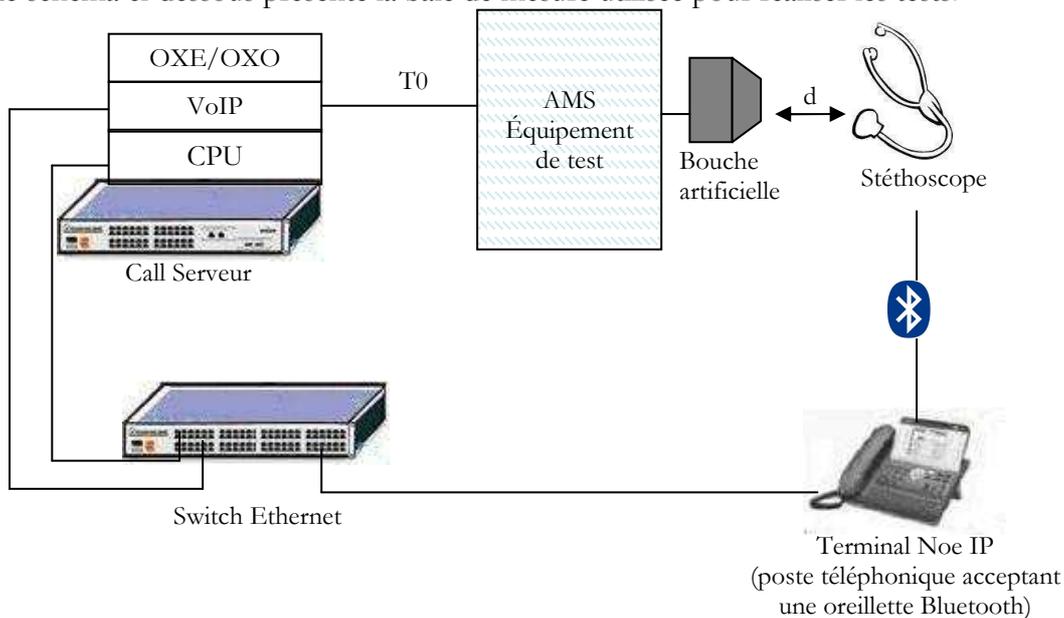


Figure 37 : Tests acoustiques

Ces différentes mesures effectuées dans le domaine de la téléphonie peuvent être transposées aux stéthoscopes. En effet, le stéthoscope est considéré, par le système, soit comme une oreillette Bluetooth, soit comme un casque externe (pour les équipements ne présentant pas de liaison Bluetooth).

La distance d entre la bouche artificielle et le stéthoscope est comprise entre 1 et 10 cm. La plage testée varie de 10 Hz à 4000 Hz.

Pour illustrer nos propos, nous utilisons des mesures SLR. En effet, nous nous intéressons à qualifier le signal capté par le microphone ; signal qui est ensuite enregistré et qui vise à être utilisé pour l'analyse des sons auscultatoires.

5.3 LES STETHOSCOPIES EXISTANTS

Le stéthoscope est un équipement médical utilisé par les professionnels de santé pour l'auscultation pulmonaire et cardiaque, la mesure de la tension artérielle, l'écoute des bruits abdominaux ou internes du corps. Cet équipement se décline en deux types : les stéthoscopes acoustiques, qui sont également les plus utilisés et les stéthoscopes électroniques.

Actuellement, les stéthoscopes acoustiques comportent un ou deux pavillons, pièces métalliques pourvues d'une membrane que l'on applique sur la peau du patient. Cette membrane, mise en vibration par les sons corporels, est reliée par un ou deux tubes souples aux embouts que le praticien place dans ses oreilles. La rigidité du système au niveau auriculaire se fait grâce à une armature métallique : la lyre. Par sa construction, il constitue un amplificateur acoustique (large pavillon, petits écouteurs).

Le pavillon peut être simple ou double. Un double pavillon est constitué d'une partie appelée « diaphragme » et d'une autre appelée « cloche ». Lorsque l'on place le pavillon sur le patient, les sons du corps le font vibrer et génèrent des ondes de pressions acoustiques qui sont ensuite transportées à travers le tube jusqu'aux oreilles du praticien. La cloche transmet les sons de basses fréquences, alors que la partie diaphragme transmet les sons de plus hautes fréquences.

5.3.1 Caractéristiques des modèles électroniques

Outre les stéthoscopes acoustiques classiques, il existe actuellement sur le marché un certain nombre de stéthoscopes électroniques. Nous allons décrire ci-dessous les plus significatifs pour notre étude.

Le principe consiste à remplacer la membrane ou le pavillon par un microphone, et à appliquer un traitement électronique plus ou moins complexe aux sons recueillis. Les capteurs peuvent filtrer certaines fréquences, pour recueillir les sons plus spécifiquement aigus ou graves, selon les diagnostics à effectuer. Des modèles à amplification électronique ont été construits, sans réel succès commercial.

Les sons sont ainsi amplifiés, et surtout sont filtrés de façon d'une part à éliminer les bruits ambiants et parasites mais aussi en optimisant les fréquences aiguës et en retenant les basses fréquences lors d'une auscultation pleuro-pulmonaire, et inversement pour l'auscultation cardiovasculaire.

Une étude de 2005 [Iversen 05] compare les performances d'un modèle acoustique standard (3M Littmann Classic II S.E.) au modèle haut de gamme électronique : « 3 M Littmann electronic model 4000 » (Copenhagen, Danemark). Le résultat de l'étude est résumé ci-dessous :

« Il n'y avait pas de différence significative, pour les souffles cardiaques de type 5 et 6, entre valeurs kappa des observateurs utilisant un stéthoscope électronique et ceux utilisant un stéthoscope conventionnel. Il en est de même pour les sons pulmonaires de type 7 et 8.

D'un point de vue statistique, il n'y avait pas de différence significative entre les valeurs moyennes de kappa (pour tous les sons cardiaques, tous les sons pulmonaires ou les deux combinés) d'observateurs utilisant deux types distincts de stéthoscope.

Dans l'analyse simultanée de toutes les valeurs de kappa, une association entre l'accord et l'expérience clinique a été mise en lumière. Cette association était principalement causée par une tendance observée pour les stéthoscopes électroniques. Elle indique qu'une meilleure expérience clinique mène à un léger meilleur accord avec l'utilisation d'un stéthoscope électronique. Lorsque l'on subdivise l'analyse entre sons cardiaques et pulmonaires, on note que cette tendance peut uniquement être établie pour les sons cardiaques. »

Ainsi, comme ce fut le cas pour les stéthoscopes acoustiques, les modèles électroniques ne montrent pas de différence significative entre eux.

Le XX^{ème} siècle a donc fait largement évoluer le stéthoscope, en essayant toujours plus de donner à l'utilisateur des sons nets et débarrassés de tous parasites. Cependant, dans chacun de ces stéthoscopes se retrouve malgré tout l'esprit du simple « cahier roulé » de

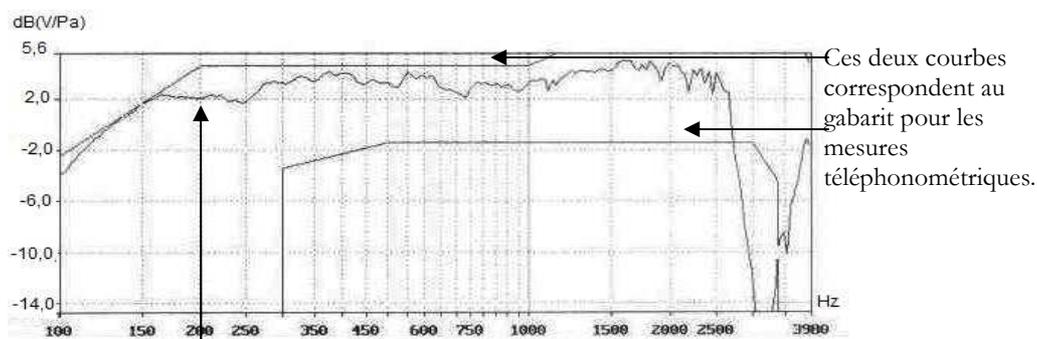
Laennec, en ce sens que les stéthoscopes, même les plus évolués, ne restent jamais que des objets passifs, c'est-à-dire des outils destinés à transmettre divers sons... Un défi du XXI^{ème} siècle est, peut être, grâce à l'informatique, de changer cet outil passif en un outil intelligent et communicant.

5.3.1.1 Andromed

L'Androscope i-stethosMC [Andromed 08a] [Andromed 08b] est un stéthoscope électronique qui permet l'auscultation à distance du cœur et des poumons et qui peut être raccordé à un module d'enseignement (Androscope) pour l'écoute simultanée de son. Il a été mis sur le marché en 2002. Andromed a également lancé un capteur de sons biologiques (Androsonix), compatible avec leur stéthoscope et qui peut être utilisé dans plusieurs cadres :

- un appareil mesurant les fonctions pulmonaires et le rythme respiratoire en continu (Androflo) ;
- un appareil estimant la pression artérielle pulmonaire de façon non-invasive et le premier système multiparamétrique de télésanté à domicile (Androgram) ;
- un équipement offrant une surveillance en continu (Androlink).

Nous avons effectué quelques mesures acoustiques sur ce type de stéthoscope.



Courbe correspondant à la mesure SLR effectuée.

Figure 38 : Courbe SLR du stéthoscope Andromed

La figure ci-dessus nous montre que la courbe de réponse du stéthoscope est plate entre 150 et 2000 Hz. Cependant, on constate la présence d'un filtre passe haut d'une fréquence de coupure aux alentours de 200 Hz. En dessous de 150 Hz, la pression du son diminue très nettement.

5.3.1.2 JABES - Stéthoscope Electronique

JABES Life Sound System [Jabes 08] par RDSM est un système auscultatoire composé d'un stéthoscope électronique (JABES) et d'un logiciel (JABES *Life Sound Analyzer*). Il permet d'amplifier les sons corporels jusqu'à 20 fois. Une telle amplification permet d'entendre des signaux, qui sont



normalement cachés pour un stéthoscope conventionnel, comme les pulsations cardiaques d'un fœtus de 5 mois. Les tremblements des mains et le son ambiant sont supprimés. Le stéthoscope a été développé pour imiter le poids et l'aspect d'un stéthoscope

standard. Il offre différents modes d'auscultation : *Bell*, *Diaphragma* ou *Large*, et sept niveaux de volume.

Le logiciel proposé permet au médecin d'enregistrer les sons corporels des patients directement sur son PC pour la consultation du phonocardiogramme. De plus, les sons du cœur, des poumons et la pulsation cardiaque peuvent être visualisés en temps réel.

Les sons corporels peuvent être enregistrés sur PC en format MP3 pour un enregistrement sur CD ou une analyse ultérieure. Ils peuvent également être envoyés sur internet pour une deuxième opinion ou dans le cadre d'une étude clinique.

Le système JABES *Life Sound System* inclut une base de données de sons auscultatoires.

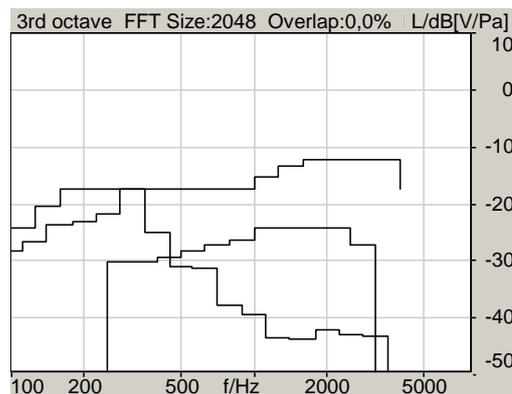
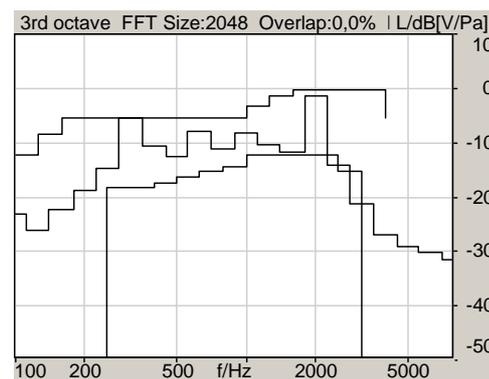
Nous avons testé un stéthoscope Jabes en réalisant des mesures acoustiques. Il possède trois modes de fonctionnement. D'après la documentation livrée avec le produit, les fréquences associées à chaque mode sont :

- mode diaphragme (préconisé pour réaliser des enregistrements pulmonaires) : 200 à 500 Hz ;
- mode cloche (préconisé pour réalisé des enregistrements cardiaques) : 20 à 200 Hz ;
- mode Wideband : 20 à 1000 Hz.

Les graphiques ci-dessous correspondent à des tests que nous avons effectués afin d'être en mesure de qualifier les stéthoscopes existants.

Le graphique ci-contre représente la courbe SLR d'un enregistrement que nous avons réalisé en mode diaphragme.

On peut noter une courbe de réponse plate entre 200 et 2500 Hz.

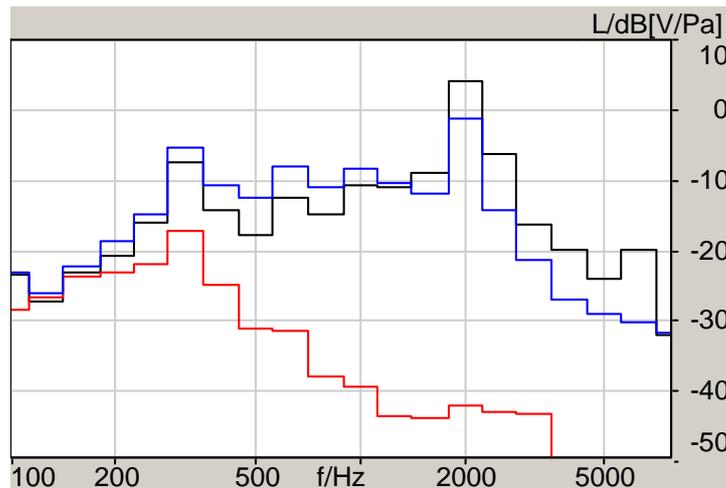
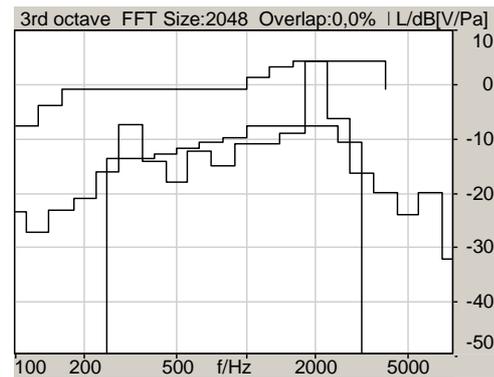


Le graphique ci-contre représente un enregistrement en mode cloche.

On constate une très nette diminution de la pression acoustique au-dessus de 200 Hz ; diminution qui devient encore plus prononcée au-dessus de 500 Hz.

Le graphique ci-contre représente un enregistrement en mode large bande.

On peut noter une courbe de réponse plate entre 200 et 2500 Hz.



Légende
 Bleu : diaphragme
 Rouge : cloche
 Noir : Wideband

On constate que les modes *diaphragme* et *Wideband* ont des courbes de réponse très proches.

Les différentes mesures effectuées confirment la présence de filtres. De plus, les filtres varient en fonction du mode utilisé. Ce mode de fonctionnement est utile lors de l'écoute du son, cependant cela peut également être une gêne, voire fausser les résultats lors d'analyses automatiques. Pour l'analyse, il est nécessaire de connaître le mode utilisé, afin de connaître le filtre mis en place.

5.3.1.3 3M Littmann

Le stéthoscope 3M Littmann [Littmann 08] est un stéthoscope électronique qui permet de réaliser jusqu'à six enregistrements de sons pendant l'auscultation.



Il présente une amplification du son jusqu'à 18 fois. Il inclut une technologie de réduction mécanique du bruit ambiant, des filtres configurables avec trois modes de réponse en fréquence pour écouter les sons du cœur, des poumons et autres sons du corps humains : mode cloche (20-200 Hz), mode diaphragme (100-500 Hz), et mode étendu (20-1000 Hz).

Les sons sont enregistrés dans le stéthoscope ; après l'auscultation, le médecin peut les transférer sur son PC, Pocket PC ou un autre modèle 4100, 4000, via une liaison infrarouge. Un logiciel permet ensuite de visualiser, écouter, partager les sons.

Ce stéthoscope performant permet au médecin de visualiser les sons auscultatoires, cependant, il s'agit d'un affichage différé et non en temps réel. De plus, le transfert des sons et leur affichage demandent un investissement et du temps supplémentaire au médecin réalisant l'examen.

Cet exemple illustre les caractéristiques d'un son présent sur Internet, dans une liste de sons utilisés « à des fins pédagogiques ».

Ce premier graphique représente l'analyse fréquentielle d'un son auscultatoire pulmonaire. On constate une forte baisse des fréquences en dessous de 100 Hz et au dessus de 500 Hz. La présence de filtres est confirmée par ce graphique.

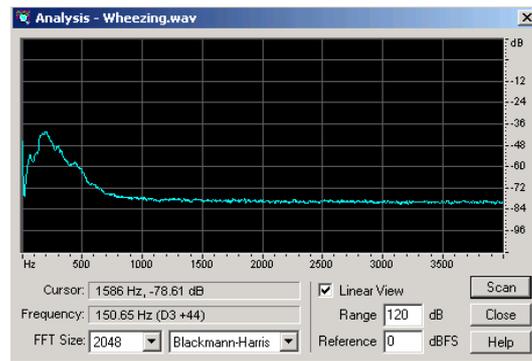


Figure 39 : Analyse fréquentielle

Ce second schéma présente la représentation temporelle et fréquentielle du même son. Ce son pulmonaire contient des sibilances. Les filtrages en dessous de 200 Hz et au dessus de 500 Hz ne sont pas pertinents pour l'analyse que nous cherchons à réaliser.

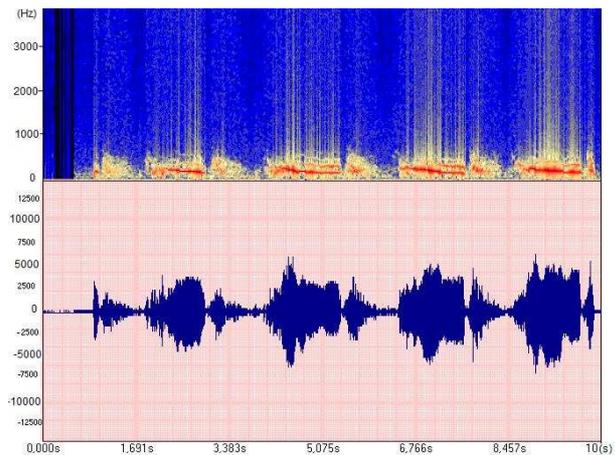


Figure 40 : Représentation temporelle et fréquentielle

5.3.1.4 Cardionics

Cardionics dispose d'un système d'auscultation pour la télémédecine *SimulScope*. Le système est composé d'un stéthoscope électronique, les informations sont transmises en infrarouge. Une application en milieu rural de la télémédecine a d'ailleurs été réalisée au Témiscamingue, la télé-auscultation était réalisée avec un stéthoscope Cardionics [Cardionics O8a][Cardionics 08b].



La personne désirant écouter les sons utilise un casque infrarouge. Le système dispose de 8 filtres qui permettent l'atténuation ou l'augmentation de 8 différentes bandes de fréquences (pour par exemple accentuer le murmure).

Par ailleurs, Cardionics dispose également d'un autre système qui met en plus à disposition un ECG.

Nous avons réalisés des enregistrements avec un stéthoscope Cardionics. Les figures ci-dessous illustrent les résultats obtenus.

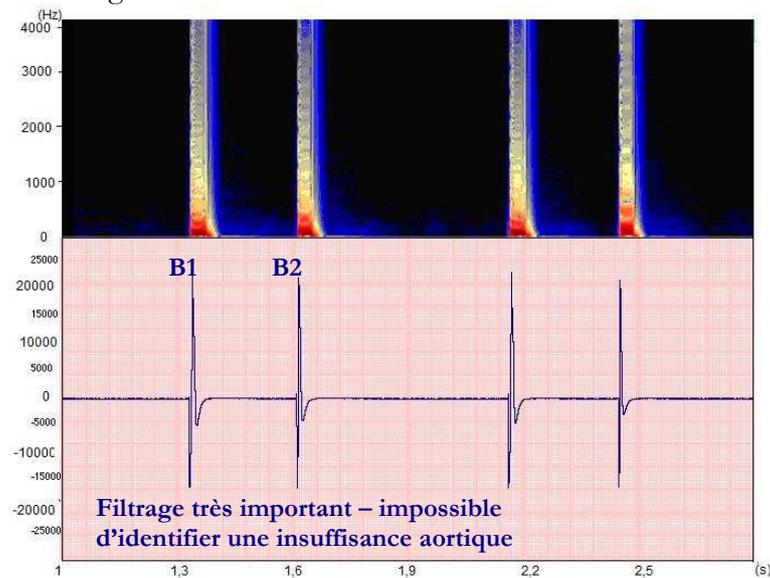


Figure 41 : Cardionics – enregistrement 1

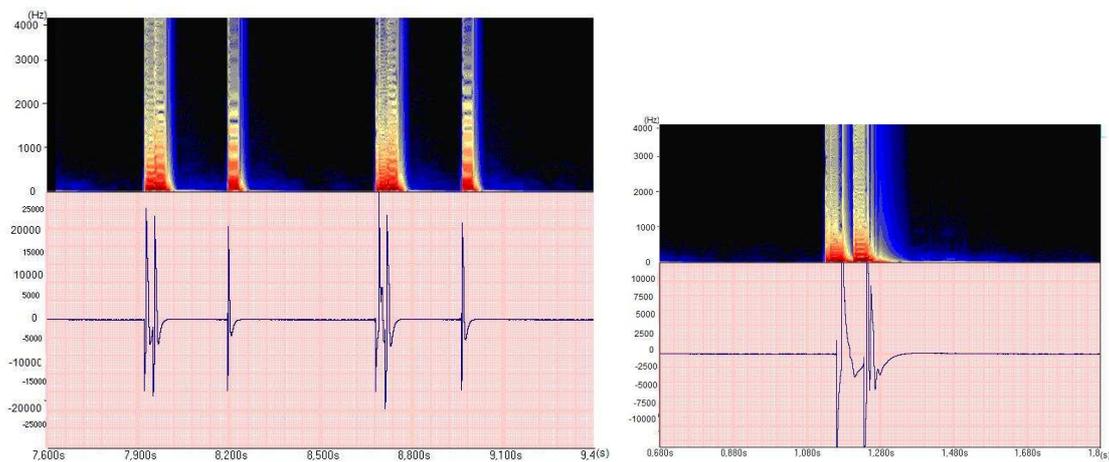


Figure 42 : Cardionics – enregistrement 2

Nous avons ici un exemple de stéthoscope électronique avec des systèmes de filtrage qui dénaturent le signal auscultatoire. L'enregistrement 2 a été réalisé avec le filtre au minimum. On peut de plus noter la forme très peu naturelle de la courbe.

Avec ce type d'équipement, il est impossible d'entendre une insuffisance aortique comme notamment celle présentée dans le dernier chapitre. En effet, le signal est tronqué, or l'insuffisance aortique se détecte justement dans ces fréquences tronquées. Pour plus de détails, on peut se reporter au chapitre 7.

5.3.1.5 Cardionics – Stethographics

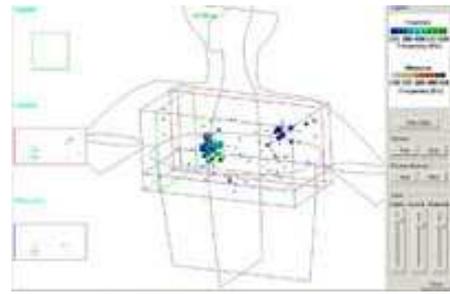
Stethographics propose deux approches : une utilisant un « stéthoscope électronique classique », et l'autre mettant en œuvre un « gilet d'auscultation » avec une représentation en trois dimensions des bruits pulmonaires et de leur origine.



L'objectif est de fournir une information objective, par opposition aux informations subjectives données par les stéthoscopes habituels.

Un but est également de fournir de la documentation à la fois sur les sons pulmonaires normaux et anormaux, et plus particulièrement des informations utiles pour le diagnostic de la BPCO. Ainsi, il s'agit également de démontrer que les modèles sains de poumons différents de ceux pathologiques.

Les chercheurs peuvent ainsi avoir accès à un outil *Multi-channel* qui offre la possibilité de localiser l'origine des sons pulmonaires, et d'obtenir une image de manière non invasive et facile à utiliser.



Le succès clinique de l'analyse de sons pulmonaires ouvre de nombreuses perspectives dans le domaine cardiaque, les diagnostics gastro-intestinaux, et autres.

Le logiciel de Stethographics [Stethographics 08] permet de capturer, afficher, rejouer, et analyser des sons auscultatoires. Il fournit un résultat objectif en complément d'une auscultation classique : affichage du signal temporel, phonocardiogramme et automatisation du comptage des gros crépitants, crépitants fins, ronchis et sibilants.

Au delà des outils de visualisation, Stethographics dispose également d'une base pédagogique avec notamment une représentation en 3 dimensions, ce qui permet de localiser les foyers infectieux

5.3.1.6 Autres stéthoscopes électroniques

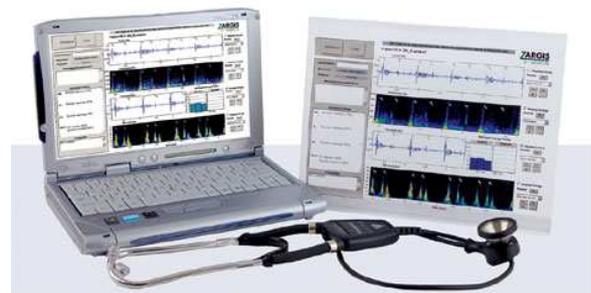
Il existe d'autres stéthoscopes électroniques. Nous ne détaillerons pas l'analyse du signal qu'ils recueillent. Nous nous contenterons de les citer brièvement :

- Stethoflux [Stethoflux 08] de la société ODVI est un produit couplant stéthoscope acoustique, et doppler intégré à émission continue.

Il possède deux modes d'utilisation ; le premier est le mode stéthoscopique pour une écoute acoustique ; la membrane appliquée sur la peau vibre, recueille des ondes sonores dans le pavillon et les transmet jusqu'aux oreillettes. Le second mode est le mode doppler ; il s'agit d'un doppler continu avec sonde intégrée et une écoute du signal audible aux oreillettes.

- Zargis Acoutics Cardioscan [Zargis 08] est un « stéthoscope intelligent », qui enregistre et analyse les sons cardiaques.

Cardioscan est un outil d'auscultation électronique qui fournit au médecin une évaluation des sons cardiaques de ses patients via une représentation graphique conviviale. Le système utilise des algorithmes de traitement du signal pour identifier B1, B2, et les murmures dont le murmure vésiculaire. Les résultats de la validation clinique ont démontré que Cardioscan possède une sensibilité de 91,8% et une spécificité de 68,0% dans la détection des souffles cardiaques.



- Thinklabs

Le stéthoscope Thinklabs [Thinklabs 08] possède une amplification du son jusqu'à 50 fois. Il possède un filtrage du son, et il est possible d'ajuster le filtre en mode cloche, mode diaphragme, mode acoustique. Une fonctionnalité de suppression du bruit ambiant est également présente.



Le médecin peut enregistrer les sons via iPod pour une analyse ultérieure. L'analyse (représentation temporelle et spectrale) se fait à l'aide d'une version personnalisée du logiciel libre *Audacity*.

- Welch-Allyn [WelchAllyn 08] est également un stéthoscope très répandu parmi les stéthoscopes électroniques.

La gamme de fréquences est 20 - 20000 Hertz ; mais deux modes sont présents : le mode cloche pour l'auscultation du cœur 20-420 Hz, et le mode diaphragme pour l'auscultatoire des poumons 350-1900 Hz. Il est possible de contrôler le volume ainsi que trois réglages de fréquence. Il inclut un détecteur pour les hautes et les basses fréquences. Enfin, le distributeur de sons permet à 15 personnes d'écouter des sons.

La grande particularité de ce stéthoscope est qu'il dispose, en plus, d'un ECG intégré.

L'inconvénient majeur des stéthoscopes que nous venons de citer est qu'ils présentent tous des filtres.

Ainsi, tous semblent confirmer que la présence de filtres semble être l'orientation privilégiée aujourd'hui. C'est également l'orientation choisie dans le brevet [Durand 94] [Andromed 08b], où « le stéthoscope électronique décrit comprend un premier filtre présentant une réponse en fréquence qui optimise le filtrage du tremblement et le passage des composantes basse fréquence des sons étudiés, dans la plage incluant les fréquences inférieures à 75 Hz, un deuxième filtre présentant une réponse en fréquence qui optimise à la fois l'atténuation du bruit ambiant et le passage des composantes sonores étudiées, dans la plage 110-1300 Hz, compte tenu de la variation de sensibilité de l'oreille humaine en fonction de la fréquence, un troisième filtre permettant le passage des sons des valves cardiaques mécaniques, et un détecteur de niveau détectant le niveau d'amplitude du signal électrique pour activer un générateur d'impulsions dont les impulsions sont appliquées à l'amplificateur audio afin d'invalider de manière momentanée et répétée ce dernier lorsque le niveau d'amplitude détectée est supérieur à un seuil prédéterminé. »

5.3.2 Conclusion sur les stéthoscopes du marché

Le tableau ci-dessous liste les principaux stéthoscopes électroniques du marché et leurs principales caractéristiques.

Table 7 : Tableau résumé – les stéthoscopes électroniques existants

	Bande de fréquence et filtres mis en place	Mode de communication	Informations complémentaires	Réf	Prix
Andromed	Présence de filtres (passe haut à 200 Hz)	Connexion filaire		[Andromed 08a] [Andromed 08b]	
Jabes	Mode diaphragme (poumon): 200 à 500 Hz Mode cloche (cœur) : 20 à 200 Hz Mode Wideband : 20 à 1000 Hz	Connexion filaire		[Jabes 08]	\$299- \$389
Stethoflux			Couplant stéthoscope acoustique, et doppler intégré à émission continue	[Stethoflux 08]	\$960

Welch-Allyn	20 - 20000 Hertz ; mais deux modes sont présents : le mode cloche (cœur) 20-420 Hz, et le mode diaphragme (poumons) 350-1900 Hz	Connexion filaire	ECG intégré	[WelchAllyn 08]	\$225 - \$240
3M Littmann	Mode cloche (20-200 Hz), mode diaphragme (100-500 Hz), et mode étendu (20-1000 Hz).	Infrarouge	Transfert et affichage des sons demandent un investissement et du temps supplémentaire au médecin réalisant l'auscultation Affichage différé et non en temps réel	[Littmann 08]	\$465 - \$674 (modèle 4100WS)
Thinklabs	Filtre pour ajuster le son en mode cloche/diaphragme, et mode acoustique.		Logiciel d'analyse dérivé d'Audacity	[Thinklabs 08]	\$400 - \$500
Cardionics	8 filtres qui permettent l'atténuation ou l'augmentation de 8 différentes bandes de fréquences	Filaire (prise jack)	Dispose également d'un autre système qui met en plus à disposition un ECG	[Cardionics O8a][Cardionics O8b]	\$335 - \$575
Cardionics – Stethographics	8 filtres qui permettent l'atténuation ou l'augmentation de 8 différentes bandes de fréquences	Filaire (prise jack)	Multi sondes	[Stethographics 08]	\$279 - \$489

En résumé, les stéthoscopes électroniques présents sur le marché restituent de manière électronique un signal issu d'un microphone dans la tête du pavillon, d'amplificateurs et de filtres afin d'imiter le comportement d'un stéthoscope double tête traditionnel. Le principal inconvénient de ces stéthoscopes électroniques est que les interférences et bruits masquent des séquences utiles des sons, voire peut être, empêchent le médecin de détecter des éléments qui pourraient s'avérer pertinents pour l'analyse clinique. De plus, une caractéristique commune réapparaît sur tous ces stéthoscopes : la restriction de la plage de fréquence enregistrée.

Enfin, même si certains stéthoscopes proposent déjà une connexion par liaison sans fil à un équipement de traitement, ils ne sont pas réellement communicants au sens où nous le décrivons dans le chapitre 4. En effet, ils ne permettent pas d'échanger, en local ou à distance, de manière simple, des sons et des données auscultatoires complètes entre les différents acteurs de santé.

En conclusion, on peut dire que les stéthoscopes existants sont chers, non communicants, présentent un filtrage et une bande de fréquence restreinte.

Il est essentiel de :

- séparer bruit ambiant et information utile, supprimer le bruit ambiant ;
- fournir des algorithmes robustes pour aider à l'identification et à la caractérisation des marqueurs présents dans le signal (détection de crépitants, sibilants, souffles cardiaques) ;

- fournir une amplification du son qui conserve son intégrité afin de permettre une analyse automatique des sons et à terme une aide au diagnostic, plutôt que de rendre les caractéristiques du son familières aux médecins.

Des algorithmes tels que la détection d'activité vocale (*Voice Activity Detection VAD*), l'annulation d'écho, la suppression de bruit, utilisés couramment dans le domaine des télécommunications, sont tout à fait pertinents pour le développement d'un outil de mesure (stéthoscope) et des applications d'analyse.

5.4 INFLUENCE DU TUYAU SUR LE SON PERÇU

Dans ce paragraphe, nous proposons d'étudier l'impact du tuyau sur le son entendu par les médecins.

Pour cela, nous utilisons le même système que ci-dessus, à la différence près que le microphone n'est pas placé directement dans le pavillon ou au niveau de la bouche artificielle. Nous avons en effet placé le microphone au bout d'un tuyau semblable à ceux des stéthoscopes traditionnels.



Cette expérimentation a été menée afin de visualiser les différences entre les sons perçus par les médecins à l'aide de leur stéthoscope conventionnel.

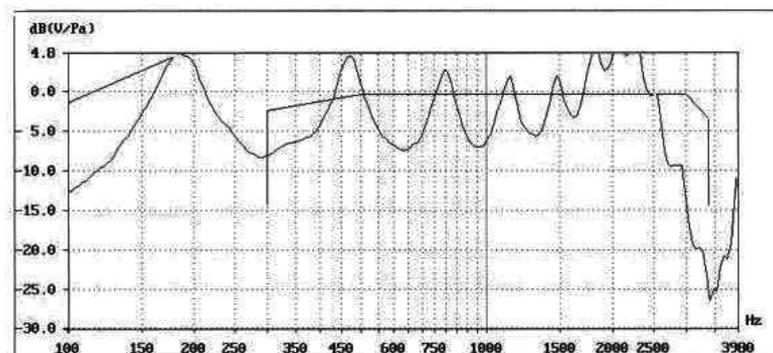


Figure 43 : Courbe SLR d'un enregistrement réalisé pour visualiser d'influence du tuyau

Sur la figure ci-dessus, on observe l'apparition d'oscillations sur toute la gamme de fréquence ; de plus, le tuyau agit comme un filtre passe haut. On constate donc que le tuyau, en fonction de sa longueur, sa composition, son épaisseur... modifie fortement les caractéristiques du signal. Ces modifications peuvent s'avérer être des inconvénients majeurs pour l'analyse du signal.

Ainsi, la perception du médecin est modifiée en fonction de l'endroit où est placé le microphone (dans le pavillon ou au bout du tuyau).

Par conséquent, la présence de filtres dans les stéthoscopes électroniques peut s'expliquer par une volonté d'imiter les stéthoscopes acoustiques en ce qui concerne le son restitué dans les oreilles du praticien.

5.5 CARACTERISTIQUES DES SONS UTILISES DANS L'ETAT DE L'ART ET PROBLEMATIQUE RENCONTREE

Les sons utilisés dans l'état de l'art (chapitre 3), sont de différents types ; il s'agit :

- soit de sons enregistrés à l'aide de stéthoscopes existants (cités dans le paragraphe précédent). Or, les stéthoscopes électroniques classiques filtrent les basses fréquences, ce qui entraîne une perte d'information pour le traitement des données. Par conséquent, toute une gamme de fréquence a été ignorée lors de l'analyse.
- soit de sons prélevés à l'aide de plusieurs microphones ou montages spécifiques utilisés pour l'étude. Ces équipements ne sont pas ergonomiquement utilisables par le médecin lors de ses auscultations, ou pas utilisables dans l'état par un médecin généraliste, urgentiste, hospitalier... De plus, généralement, des filtres ont également été mis en place.

Table 8 : Tableau récapitulatif – avantages/ inconvénients des stéthoscopes électroniques existants

Avantages	Limites
<p>Les signaux restitués à l'aide des stéthoscopes électroniques disponibles dans le commerce, correspondent généralement au son que le médecin est habitué à entendre avec son stéthoscope acoustique. Sa mémoire auditive n'est donc pas perturbée par le nouvel outil.</p>	<p>Les signaux enregistrés sont tronqués ; ils sont filtrés afin de supprimer le bruit, ou afin d'essayer de restituer un signal tel que le médecin l'entend traditionnellement.</p> <p>Une analyse appliquée sur de tels signaux ne peut donc pas être exhaustive.</p> <p>Enfin, les outils pour permettre une meilleure communication et éducation des futurs médecins restent très limités voire inexistantes.</p>

5.6 NOTRE PROPOSITION : CARACTERISTIQUES ET CAPTURE DES SONS POUR NOTRE ETUDE

Les stéthoscopes électroniques classiques sont réalisés de telle manière que c'est au médecin de s'adapter. Nous avons choisi la logique inverse : nous avons travaillé en collaboration avec des médecins afin d'étudier et de comprendre leurs besoins. Nous avons ainsi créé et adapté notre solution en fonction de ces besoins.

Nous proposons de développer un nouveau stéthoscope avec des caractéristiques particulières. Ces caractéristiques devraient permettre une restitution plus fidèle du son, une meilleure analyse, tout en étant le moins intrusif et consommateur de temps possible pour le médecin.

5.6.1 Les sons recherchés

Nous allons tout d'abord décrire les caractéristiques des sons recherchés. Puis, nous expliquerons pourquoi ce choix est différent de l'état de l'art.

La figure ci-dessous fournit un aperçu des plages de fréquence des sons auscultatoires [Patricoski 08]. On peut noter que pour disposer d'une analyse exhaustive, il est nécessaire de capturer les sons à l'aide d'un équipement présentant une gamme de fréquence allant de quelques Hertz à 4 kHz. Pour que l'analyse soit efficace, la courbe de réponse de l'équipement doit être idéalement plate.

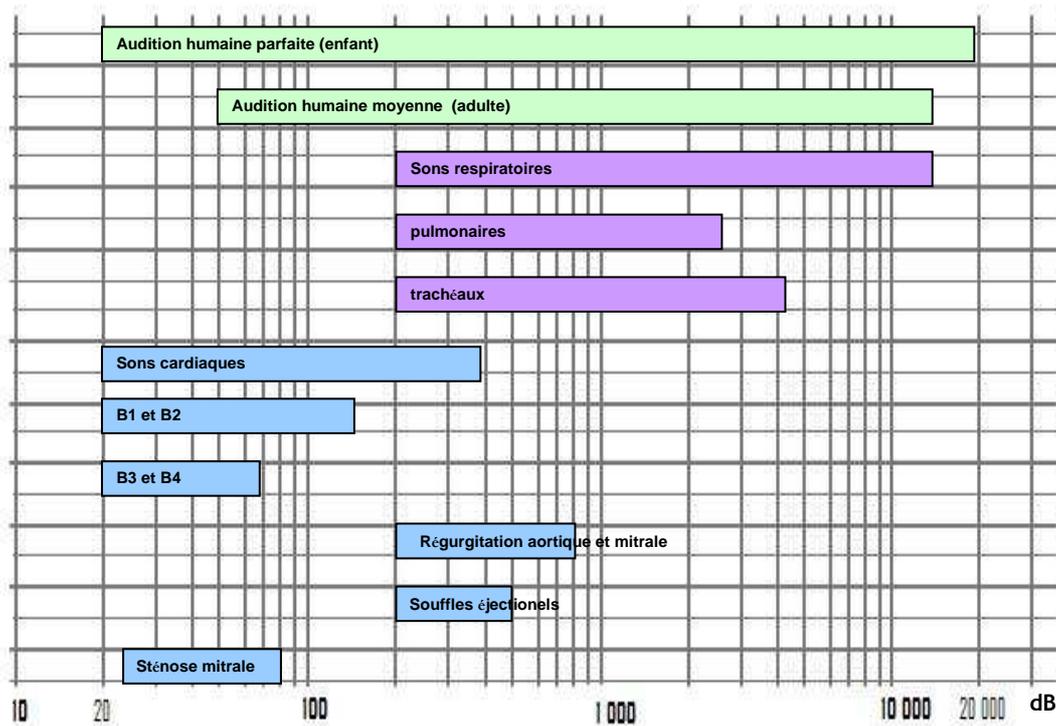


Figure 44 : Sons auscultatoires et plage de fréquence

Nous avons donc choisi d'effectuer notre analyse sur des sons prélevés à l'aide d'un équipement de mesure qui possède une courbe de réponse plate sur toute la gamme de fréquences qui nous intéresse, c'est-à-dire sur la gamme de fréquence allant de quelques Hertz à 4 kHz.

La courbe de réponse plate permet une meilleure analyse, et la large bande de fréquence offre la possibilité d'exploiter toute la richesse des sons. En effet, certains sons présentent des caractéristiques intéressantes qui vont au delà des plages de fréquences couramment utilisées. On peut ainsi agrandir le spectre de recherche pour permettre à terme de trouver peut être de nouveaux marqueurs.

Les figures suivantes présentent des exemples de sons où l'énergie monte jusqu'à 4 kHz.

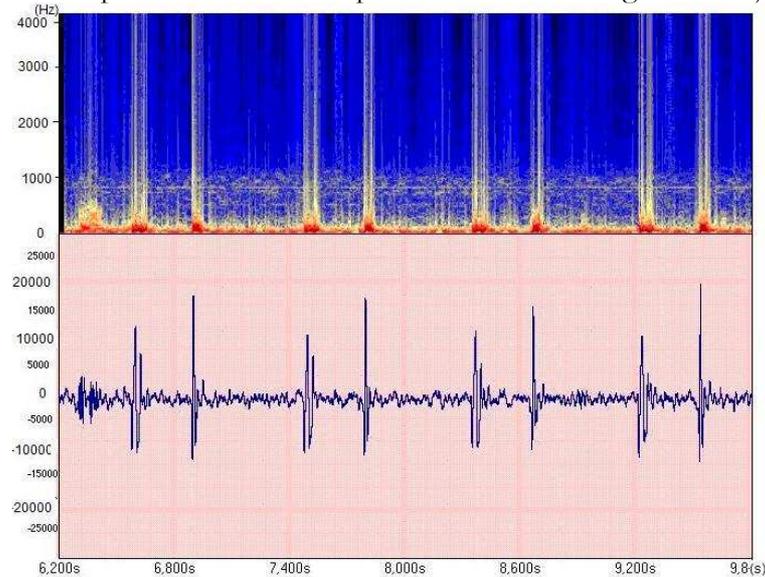


Figure 45 : Son cardiaque normal

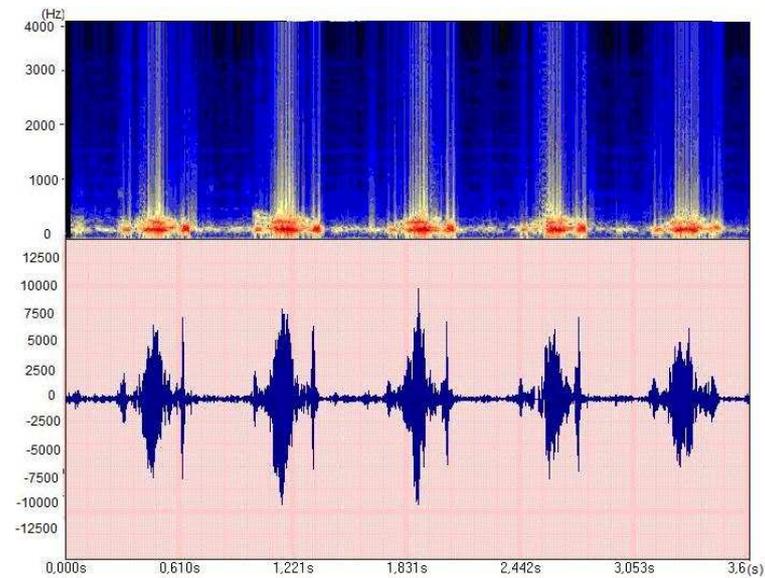


Figure 46 : Son cardiaque - Souffle aortique

5.6.2 Choix du mode de communication

Le mode de communication entre le stéthoscope et l'équipement de mesure est un critère important dans le choix du stéthoscope. Nous allons donc décrire les étapes de notre analyse et ce qui nous a conduits à notre choix final.

5.6.2.1 Choix de la technologie Bluetooth

Le stéthoscope et l'équipement de traitement associé ne doivent pas constituer une gêne pour le médecin dans son utilisation au quotidien. Les équipements doivent par conséquent être portatifs, peu encombrants. Le choix s'est donc naturellement orienté vers un PDA pour le médecin en ambulatoire. Le stéthoscope quant à lui doit utiliser une transmission sans fil pour communiquer avec l'équipement de mesure. La communication sans fil doit utiliser une fréquence autorisée en milieu médical.

Plusieurs choix technologiques auraient été possibles ; on peut citer le filaire, le Wifi, le Bluetooth, l'Infrarouge... Nos contraintes sont d'utiliser un outil peu encombrant, autorisé en milieu médical, connectable aux différents terminaux : PC, Pocket PC...

Les connexions radio via Bluetooth servent à transmettre la voix et les données sur de courtes distances (inférieures à 100 m) en utilisant des rayonnements à haute fréquence. Bluetooth permet de relier différents appareils sans fil : un téléphone portable avec un kit mains libres, un ordinateur portable avec une imprimante ou une souris, *etc.* Un appareil maître peut avoir jusqu'à 7 périphériques esclaves qui peuvent être de différentes natures. Cette technologie, simple et économique, est en plein essor actuellement et de nouvelles applications apparaissent chaque jour.

Aujourd'hui, la technologie Bluetooth est de plus en plus couramment utilisée pour les équipements médicaux. D'ailleurs, la norme Bluetooth jusqu'à présent très utilisée dans le monde de la téléphonie mobile, s'ouvre à de nouveaux marchés. Un profil semble prévu pour le monde médical, avec toutes les contraintes nécessaires à ce type d'usage : le profil MDP pour Medical Device Profile [Bluetooth 07].

Le profil MDP est prévu pour un usage dans le monde médical, et de la santé en général. Ainsi, il est dédié au transfert de données entre une source (un thermomètre, un tensiomètre, *etc.*) et un récepteur (PC portable, téléphone, PDA). Le profil gère une synchronisation temporelle à la microseconde et la perte de connexion. Ainsi, si la liaison n'est plus fonctionnelle, seules les données qui n'ont pas encore été transmises seront renvoyées. Une description plus détaillée du profil est réalisée dans le chapitre suivant.

Bluetooth (IEEE 802.15.1) est la première norme créée pour les transmissions vocales et les transferts de données sur de courtes distances (Wireless Personal Area Network). Les émetteurs Bluetooth sont très petits, peu coûteux et utilisent peu de courant : de très nombreux appareils en sont déjà équipés et de nouvelles applications sont constamment développées.

Les applications typiques sont les kits mains libres, les téléphones sans fil, la synchronisation d'agendas électroniques, les connexions sans fil pour les appareils audio et vidéo ou les lecteurs MP3, les connexions sans fil entre ordinateurs, imprimantes, souris, *etc.*, les connexions d'un téléphone portable à une antenne extérieure dans les voitures, et le monitoring des patients dans les hôpitaux.

La fréquence varie entre 2,4 et 2,4835 GHz et la longueur d'onde est d'environ 12,5 cm.

Les appareils Bluetooth se répartissent en trois classes de puissance : 1, 2 et 3. Les rayonnements des appareils des classes 2 et 3 sont faibles et localisés. La plupart des applications Bluetooth utilisées près du corps font partie de ces catégories. Les émetteurs de la classe la plus puissante (1) peuvent produire, s'ils sont utilisés à proximité immédiate du corps, des rayonnements semblables à ceux d'un téléphone portable.

Les rayonnements émis par les appareils Bluetooth de toutes les classes de puissance sont inférieurs aux valeurs limites recommandées au niveau international. En l'état actuel des connaissances, ces rayonnements ne comportent pas de risque immédiat pour la santé. Ainsi, des mesures de précautions sont inutiles pour les applications Bluetooth des catégories les plus faibles (2 et 3).

Table 9 : Classes de puissance des émetteurs Bluetooth

Classe de puissance	Puissance d'émission de crête (mW)	Puissance d'émission maximale (mW)	Puissance d'émission minimale (mW)	Portée (m)
1	100	76	1	100
2	2,5	1,9	0,25	40
3	1	0,8		10

Par ailleurs, les appareils Bluetooth n'utilisant du courant que lors de l'émission ou de la réception de données, la batterie est donc continuellement activée et interrompue. Il en résulte des champs magnétiques à basse fréquence, compris entre 1 Hz (beacon) et quelques milliers de Hz.

Enfin, sur la base des connaissances actuelles et des mesures d'exposition disponibles, le rayonnement à haute fréquence généré par les réseaux Bluetooth est trop faible pour provoquer, par absorption et suite à l'élévation de température consécutive, des effets sanitaires aigus et détectables. Les effets à long terme et les effets non thermiques ont encore été trop peu étudiés. Etant donné les études effectuées sur les effets des champs électromagnétiques à haute fréquence dans le domaine des faibles doses et les puissances d'émission très basses des appareils Bluetooth des classes 2 et 3, il n'y a pas à craindre d'effets négatifs sur la santé.

5.6.2.2 Profil Bluetooth utilisé

Pour utiliser la technologie Bluetooth, un périphérique doit être capable d'interpréter les profils Bluetooth : la partie matérielle du Bluetooth est une technologie de transport de données, alors que les profils sont des parties logicielles dédiées à un usage précis.

Selon l'utilisation, il existe différents profils de communication pour les appareils Bluetooth. Toutefois, chaque équipement n'accepte que certains profils : deux appareils ne peuvent communiquer et ne sont compatibles que par un seul et même profil.

Lorsque deux appareils Bluetooth équipés du même profil de communication sont à portée l'un de l'autre, une liaison s'établit automatiquement. Dans un mini réseau (appelé piconet), jusqu'à huit appareils peuvent être reliés entre eux. Dans ces conditions, un appareil prend la direction et organise la radiocommunication. Cet appareil, appelé maître, commande les autres (esclaves).

Il existe de nombreux profils à utiliser selon ses besoins ; nous allons citer les plus courants :

- Pour l'échange de fichiers
 - *le profil FTP* définit comment un périphérique client peut parcourir les répertoires et fichiers figurant sur un périphérique serveur. Le profil FTP utilise le protocole OBEX comme moyen de transport et s'appuie sur le profil GOEP.
 - *le profil GOEP* est utilisé pour transférer un objet d'un périphérique à un autre. Il peut s'agir d'une image, d'un document, d'une carte de visite, *etc.* Le profil GOEP dépend du profil Serial Port.
- Pour La connexion à d'autre réseau (internet, GSM)
 - *le Profil PAN (Personal Area Networking Profile)* décrit comment des périphériques peuvent former un réseau ad hoc et comment ce même dispositif peut être utilisé pour accéder à un réseau distant à l'aide d'un point d'accès réseau.
- Pour la transmission audio
 - *le profil HSP (Head Set Profile)* décrit comment une oreillette compatible Bluetooth doit communiquer avec un ordinateur ou avec un autre type de périphérique compatible Bluetooth, par exemple avec un téléphone portable. Une fois connectée et configurée, l'oreillette peut remplir la fonction d'interface de sortie et d'entrée audio pour le périphérique distant. Le profil HSP s'appuie sur les transports SCO pour l'audio et sur un sous-ensemble de commandes AT (conformes à la norme GSM 07.07) qui permettent d'obtenir

un contrôle minimum, notamment de passer un appel, de décrocher, de raccrocher et de régler le volume.

- *le Profil A2DP (Advanced Audio Distribution Profile)* décrit comment les données audio de qualité stéréo peuvent être transmises en continu d'un émetteur multimédia à un bloc récepteur. Le profil définit deux rôles, celui de la source audio et celui du bloc récepteur. La catégorie « balladeur » du lecteur multimédia peut être considérée comme un scénario d'utilisation standard. Dans ce cas, la source audio est constituée par le lecteur de musique et le bloc récepteur audio par l'oreillette sans fil. Le profil A2DP définit les protocoles et les procédures qui répartissent le contenu audio haute qualité en mono ou stéréo sur les canaux ACL. Il est par conséquent important de faire la différence entre l'« audio avancé » et l'« audio Bluetooth » qui spécifie, comme défini dans la spécification de bande de base, la manière dont les données vocales à bande étroite doivent être réparties sur les canaux SCO. Ce profil utilise le protocole GAVDP. Ceci signifie qu'il doit obligatoirement prendre en charge le codec SBS de faible complexité. Il peut prendre en charge de manière facultative les formats MPEG-1, 2 Audio, MPEG-2, 4 AAC et ATRAC.

Il existe des profils « génériques » servant de base à tous les autres, voici les plus importants :

- *le profil GAP (Generic Access Profile)* sert de base à tous les autres profils et définit une méthode cohérente permettant d'établir une liaison de bande de base entre les périphériques compatibles Bluetooth.
- *le profil GAVDP (General Audio/Video Distribution Profile)* sert de base aux profils A2DP et VDP, c'est-à-dire aux profils de base conçus pour répartir les flux audio et vidéo en utilisant la technologie Bluetooth.
- *le profil SPP (Serial Port Profile)* définit la procédure permettant de configurer les ports série virtuels et de connecter deux périphériques compatibles Bluetooth.

Pour communiquer, tous ces profils se basent sur des protocoles, spécifiant leur interaction. Les plus courants sont :

- *le protocole OBEX (Object Exchange)* est un protocole de transfert qui définit des objets de données ainsi qu'un protocole de communication qui permet à deux périphériques de les échanger.
- *le protocole AVCTP (Audio / Video Control Transport Protocol)* décrit les mécanismes de transport permettant d'échanger des messages pour le contrôle des périphériques A/V.
- *le protocole AVDTP (Audio / Video Distribution Transport Protocol)* définit les procédures de transmission, d'établissement et de négociation des flux A/V.
- *le protocole BNEP* est utilisé pour transporter des protocoles de réseaux courants tels qu'IPv4 et IPv6 sur des supports Bluetooth. Le protocole BNEP est utilisé par le profil PAN (Personal Area Networking).
- *le protocole RFCOMM* émule les paramètres de la ligne série câblée ainsi que le statut d'un port série RS-232. Il est utilisé pour permettre le transfert des données série.
- *le protocole SDP (Service Discovery Protocol)* définit les opérations qu'une application client Bluetooth doit effectuer afin de détecter les services et caractéristiques disponibles d'un serveur compatible Bluetooth. Lorsqu'un client entre dans une zone où un serveur compatible Bluetooth est actif, ce protocole permet au client de détecter les nouveaux services disponibles. Il lui permet également de détecter lorsque certains services cessent d'être disponibles.

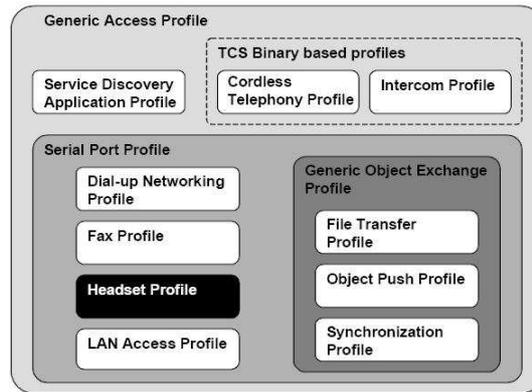


Figure 47 : Structure des différents profils Bluetooth

Pour nos développements, nous avons choisi, dans un premier temps, le profil Headset. En effet, ce dernier présente de nombreux avantages :

Tout d’abord, ce profil est une technologie standard présente sur de nombreux équipements ; on peut citer les PC, PDA, téléphones... La connexion du stéthoscope est donc possible avec des équipements de traitement variés, y compris avec des équipements mobiles (PDA...). Un équipement tel que le PDA est utile, par son faible encombrement, pour le médecin itinérant, en dehors de son cabinet ou pour le patient lui-même. De plus, il est simple d’utilisation. Enfin, ce profil couramment utilisé pour la communication audio, permet de réaliser une télé-auscultation en temps réel. En effet, lorsque le stéthoscope est connecté à un équipement de traitement (PDA par exemple) via le profil HeadSet, le médecin ou le patient peut réaliser un appel téléphonique (en Wifi, GSM...) vers un spécialiste pour analyse. Pour plus d’exemples, on peut se reporter au chapitre 4.

Dans un second temps, l’utilisation du profil stéréo A2DP est envisagée. Sa présence est en train de se généraliser sur les équipements mobiles, et son utilisation permettrait de disposer de deux canaux. La télé-auscultation et le partage des sons est possible avec ce profil, de la même manière qu’avec le profil Headset.

Pour nos besoins, nous avons donc choisi le profil HeadSet. Ce profil est très utilisé dans la téléphonie sans fil (oreillette Bluetooth), permet d’effectuer une conversation (capturer et diffuser du son) via un périphérique maître, le téléphone GSM.

Lors de l’utilisation d’une oreillette, le périphérique maître fait office de passerelle audio (Audio Gateway) qui dirige le flux vers sa destination final.

Dans le cas du stéthoscope connecté à un équipement de traitement (figure ci-dessous), le PDA, périphérique maître, récupère, analyse et traite le signal avant de le renvoyer vers le périphérique esclave (stéthoscope).

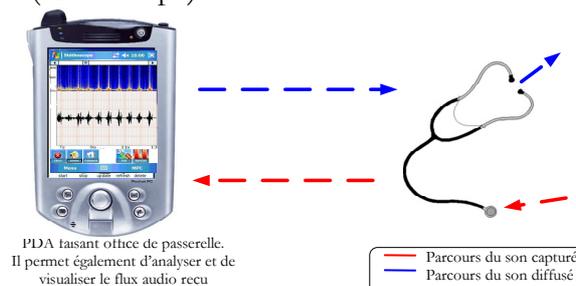


Figure 48 : Parcours des flux audio

Le profil HeadSet, est composé de deux types de transmission de données : un lien ACL (RFCOMM) et un lien SCO (*Synchronous Connection Oriented link*). Le lien ACL permet de connecter le périphérique et de l'identifier ; il s'agit également du lien sur lequel transitent les commandes AT. Le lien SCO est une liaison symétrique, point à point entre le dispositif maître et un dispositif esclave. Il est habituellement utilisé pour transmettre des données à contraintes de temps (par exemple, la voix). Le périphérique maître peut supporter simultanément 3 liens SCO, avec un unique périphérique esclave ou avec plusieurs périphériques esclaves. Le périphérique esclave peut aussi accepter 3 liens SCO mais avec un unique périphérique maître.

5.6.2.3 Contraintes de délai du traitement du signal et mode de transmission

Le son est enregistré par l'équipement de mesure (stéthoscope électronique) ; il est ensuite envoyé, en sans fil, à un équipement de traitement (PDA ou PC), qui affiche une visualisation du son et le renvoie dans les oreilles du praticien. Avant de renvoyer le son, un traitement peut éventuellement être réalisé (suppression de bruit, filtrage...)

Un des problèmes qui se pose lors de la réalisation de cet équipement est le délai introduit entre le moment de prise du son, et le moment où le praticien peut l'entendre à travers les écouteurs. En effet, un médecin peut vouloir prendre le pouls du patient en même temps qu'écouter le son cardiaque. Par conséquent, le médecin ne doit pas être capable de détecter de latence entre l'émission du son et sa perception. Or, un délai inférieur à 14 ms n'est pas perceptible à l'oreille humaine. Par conséquent, le délai introduit entre le moment de prise du son et celui où le praticien peut l'entendre à travers les écouteurs doit être inférieur à 14ms. Une non-synchronisation entre le son et les autres paramètres mesurés par le médecin, est très gênante pour son établissement de diagnostic.

Il est donc nécessaire de bien choisir la pile Bluetooth qui sera utilisée. En effet, elle fait partie intégrante de la chaîne d'acquisition du signal auscultatoire, et peut, à ce titre, introduire un éventuel délai.

On trouve essentiellement trois types d'appareils Bluetooth, selon la norme utilisée :

- 1.0 et 1.1 : norme de base, classique ;
- 1.2 et 2.0 : un peu plus rapide à la connexion, moins sensibles aux interférences, et moins consommatrice ;
- 2.0 EDR : plus rapide en transfert (environ 3 fois).

HSP et HFP (HeadSet Profile et Hands Free Profile) sont les profils utilisés par les oreillettes. Pour utiliser une oreillette avec un téléphone, un PDA ou un PC, un de ces deux profils doit être supporté. La majorité des systèmes proposent ces profils, sauf un : le driver Microsoft pour PC.

Actuellement sur le marché plusieurs piles (stack) Bluetooth existent, les plus connues et utilisées sont les suivantes.

Les piles Bluetooth sur PC/Mac :

- *Apple* : la stack est intégrée au système d'exploitation ; elle présente un bon support (HID, audio, etc.).
- *Microsoft* : la stack est fournie automatiquement avec le ServicePack 2 de Windows XP ; peu de fonctions sont présentes ; le son est notamment absent.
- *Toshiba* : une stack complète fournie avec le matériel Toshiba et certains appareils Sony.

- *BlueSoleil* : fournie avec certains dongles, elle est complète mais possède une mauvaise réputation.
- *Widcomm* : la plus réputée, elle est fournie avec une bonne partie des dongles et des PC. Très complète, assez simple à utiliser.

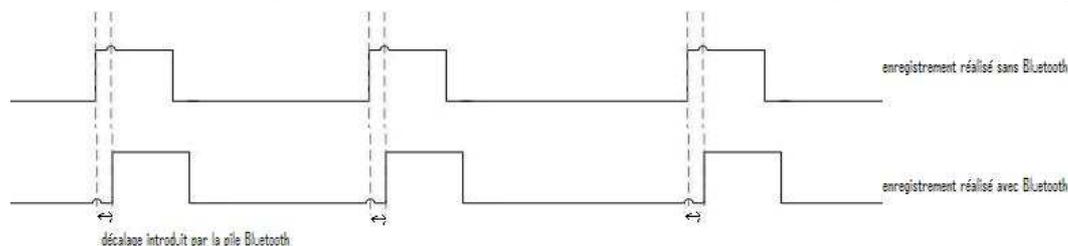
Les piles Bluetooth sur PDA :

- *Microsoft* : relativement efficace, que ce soit sous Windows Mobile 2003 ou 5.0. Le support de l'A2DP (audio haute qualité) n'est disponible qu'avec la mise à jour AKU2 de Windows Mobile 5.0. Les constructeurs de PDA choisissent les profils à intégrer.
- *Widcomm* : très efficace, comme la version PC, elle est utilisée sur la majorité des Pocket PC. Elle propose tous les profils présents dans la spécification du consortium Bluetooth mais est fonction de l'architecture cible. D'une version à l'autre, les piles Bluetooth Widcomm ne disposent pas des même fonctionnalités et scénarios de connexion pour certains profils. Pour exemple, les PDA de la gamme IPAQ de HP présentent tous des piles Broadcom, mais des versions différentes ; il en résulte que le fonctionnement et le mode de connexion ne sont pas les mêmes. On peut citer, perte de connexion, difficultés d'appairage ou bien impossibilité d'activer une connexion audio entre la passerelle et l'oreillette si une communication GSM n'est pas activée.
- *Toshiba* : de même, très complète, utilisée par les PDA Toshiba et quelques autres.
- *Palm* : peu complète, elle est minimaliste.

Afin d'évaluer le délai en fonction du matériel utilisé, et de déterminer quelles sont les caractéristiques du matériel qu'il est préférable d'utiliser, nous avons considéré un signal d'entrée généré artificiellement. Il est composé de 3 bips (sinus) de 100ms, chaque début de bip est espacé d'une seconde (cf. figure). Le signal est échantillonné à 8 kHz.



On a réalisé des enregistrements afin de mesurer le délai introduit par les différentes piles



Selon nos tests, il s'est avéré que, sur PC, la pile Toshiba fournit des résultats sensiblement supérieurs à ceux de la pile Widcomm ou BlueSoleil. Concernant les PDA, on note de fortes disparités d'un PDA à l'autre, alors que la pile utilisée est la même, seule la version change.

5.6.3 Architecture physique de notre prototype

Nous avons proposé un nouveau stéthoscope qui apporte une solution aux problèmes décrits précédemment.

Suite à l'état de l'art que nous avons réalisé, aux tests et comparaisons avec les autres stéthoscopes, à l'analyse, notre réalisation a abouti à un prototype répondant aux différents critères recherchés. Ce paragraphe décrit l'architecture physique de notre prototype.

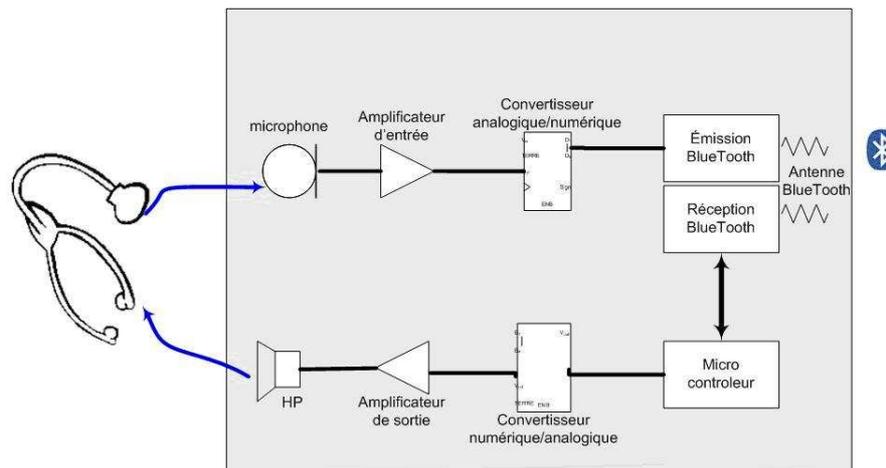


Figure 49 : Architecture physique du stéthoscope proposé

Le stéthoscope proposé est constitué des éléments suivants (cf. figure 49) :

- *pavillon*, pièces métalliques pourvues d'une membrane que l'on applique sur la peau du patient, pour amplifier le son ;
- *microphone électret* : capteur analogique, qui permet la conversion des ondes sonores acoustiques d'un milieu compressible en impulsions électriques. Le microphone à électret est dans son principe voisin du microphone à condensateur mais présente la particularité de disposer d'un composant à polarisation permanente : l'électret. Le problème, est que la charge de polarisation diminue dans le temps, ce qui se traduit par une perte de sensibilité du micro au fil des années. D'une façon générale, une alimentation à piles du microphone à électret est nécessaire pour l'alimentation d'un transistor à effet de champ adaptateur d'impédance logé immédiatement derrière la capsule. Facilement miniaturisable, le micro à électret est très utilisé dans le domaine audiovisuel (micro cravate, micro casque, *etc.*) où son rapport taille/sensibilité est apprécié. Les meilleurs modèles parviennent même à rivaliser avec certains micros électrostatiques en termes de sensibilité. En résumé les avantages sont : la possibilité de miniaturisation extrême, et la sensibilité ; les inconvénients sont l'amointrissement de la sensibilité au fil du temps ;
- *écouteurs* : sont de petites enceintes que l'on place dans l'oreille ;
- *module Bluetooth*, utilisé pour la transmission des données ; il comporte :
 - un amplificateur d'entrée et un amplificateur de sortie ;
 - un micro contrôleur : un circuit intégré rassemblant dans un même boîtier une UAL (unité arithmétique logique) sorte de microprocesseur, plusieurs

types de mémoires et des périphériques de communication (Entrées-Sorties) ;

- un convertisseur analogique-numérique ;
- un convertisseur numérique-analogique ;
- un module d'émission et de réception Bluetooth ; le profil Bluetooth est décrit dans un paragraphe précédent.

Les sons enregistrés présentent une plage de fréquence allant de quelques Hertz à 4 kHz. En suivant le théorème de Shannon, nous utilisons donc une fréquence d'échantillonnage 8 kHz. Une plage de fréquence plus importante n'est pas nécessaire pour réaliser des applications de télémédecine dans le domaine auscultatoire (contrairement aux 44 kHz nécessaire pour la Hifi). De plus, cette « limitation » à 4 kHz permet de transmettre le son auscultatoire sur les réseaux commutés et ainsi de réaliser télé-auscultations temps réel.

Pour réaliser notre prototype, nous nous sommes appuyés sur un combiné téléphonique Bluetooth, utilisant le profil HeadSet. Après quelques adaptations, les équipements de type casque Bluetooth répondent relativement bien à notre besoin.



Figure 50 : Notre prototype : version médecin (à gauche) et version patient (à droite)

5.7 TESTS EFFECTUES ET RESULTATS OBTENUS

Afin de valider le matériel que nous venons de décrire et avec lequel nous avons choisi de travailler, nous avons réalisé des mesures acoustiques sur ce dernier.

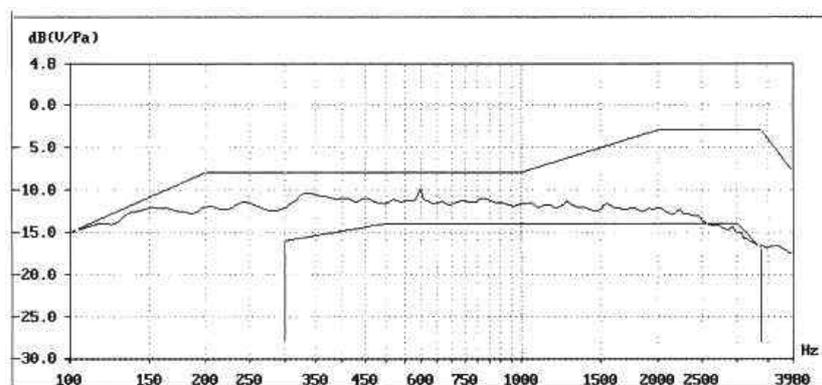


Figure 51 : Courbe SLR de notre équipement (stéthoscope)

On peut noter que la courbe de réponse est plate sur toute la gamme de fréquence recherchée (de quelques Hertz à 4000 Hz). Par conséquent, les enregistrements qui

seront réalisés à l'aide de cet équipement répondent bien à nos besoins et sont adaptés à l'analyse que l'on désire réaliser.

Sur le graphique ici présent, on ne représente que les valeurs supérieures à 100 Hz.

Les deux schémas suivants présentent des **exemples de sons enregistrés avec nos équipements** ; on peut noter que toute la plage de fréquence est utile, et que l'équipement proposé permet de fournir des sons de qualité.

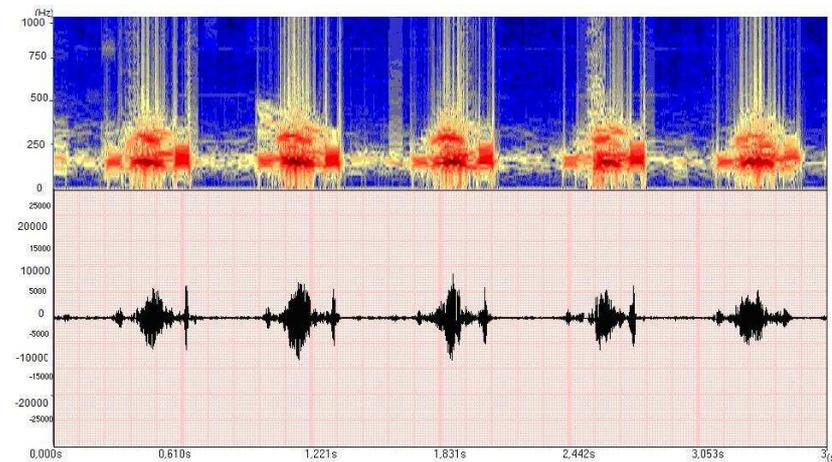


Figure 52 : Auscultation cardiaque – sténose aortique sévère – souffle éjectionnel systolique

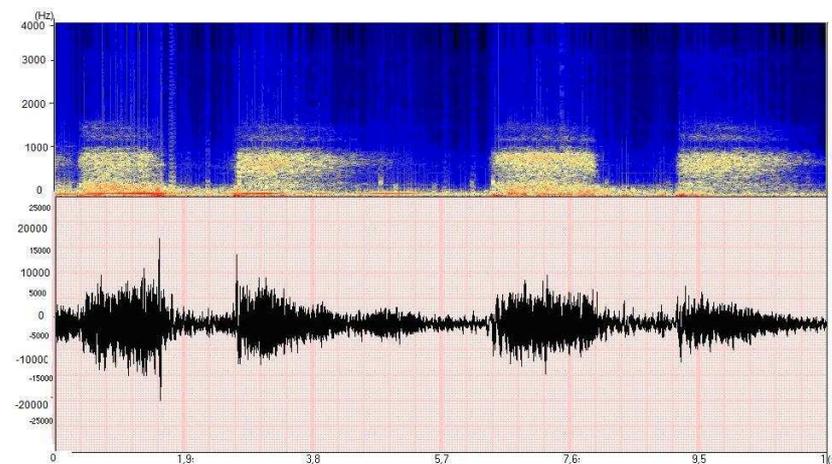


Figure 53 : Auscultation pulmonaire normale

La figure 52 représente un enregistrement cardiaque, réalisé avec notre équipement. Le spectrogramme illustre la large plage de fréquence d'émission des sons cardiaques (les sons vont d'une dizaine de Hertz à 4 kHz).

La représentation temporelle illustre la qualité et la finesse des enregistrements que nous avons obtenus.

La figure 53 présente un enregistrement pulmonaire. On peut noter de nombreuses différences avec les sons cardiaques.

Des exemples détaillés et commentés sont fournis dans le chapitre 7.

En conclusion, le stéthoscope que nous proposons permet d'offrir les apports suivants :

- une absence de filtre dans la chaîne de capture du son, ce qui permet de réaliser une nouvelle analyse sur des sons « purs » ;
- un équipement sans fil ; le médecin n'est pas gêné par l'équipement dans son utilisation au quotidien ;
- un équipement communicant ; l'équipement est réalisé de façon à simplifier l'enregistrement, la comparaison et le transfert de données auscultatoires. Dans la même optique, il s'avère être un outil très utile pour l'éducation des futurs médecins.

5.8 CONCLUSION

Après avoir réalisé, dans le chapitre précédent, un état des lieux des approches et méthodes d'analyses communément utilisées dans la littérature, nous pouvons dire que les sons utilisés dans l'état de l'art sont :

- soit des sons enregistrés à l'aide de stéthoscopes existants. Dans ce cas, comme nous l'avons montré dans les paragraphes qui précèdent, une gamme de fréquence a souvent été ignorée, notamment par le biais d'un filtrage des basses fréquences... Ce filtrage, réalisé afin de restituer au médecin un son qui lui est familier, engendre une perte d'information pour le traitement des données.
- soit des sons prélevés à l'aide de plusieurs microphones ou montages spécifiques utilisés pour l'étude. Dans ce cas, les équipements ne sont pas ergonomiquement utilisables par le médecin lors de ses auscultations. De plus, on note souvent l'introduction de filtres dans le dispositif de capture.

On constate donc qu'actuellement aucun stéthoscope ne répond réellement au besoin que nous exposons : fournir aux praticiens un outil qu'ils puissent utiliser au quotidien, pour l'aide ou l'amélioration de leur diagnostic.

Nous proposons par conséquent d'offrir un stéthoscope qui présente les caractéristiques suivantes :

- une large bande de fréquence (de quelques Hertz à 4 kHz) afin de permettre d'exploiter toute la richesse des sons ;
- une courbe de réponse plate pour une meilleure analyse ;

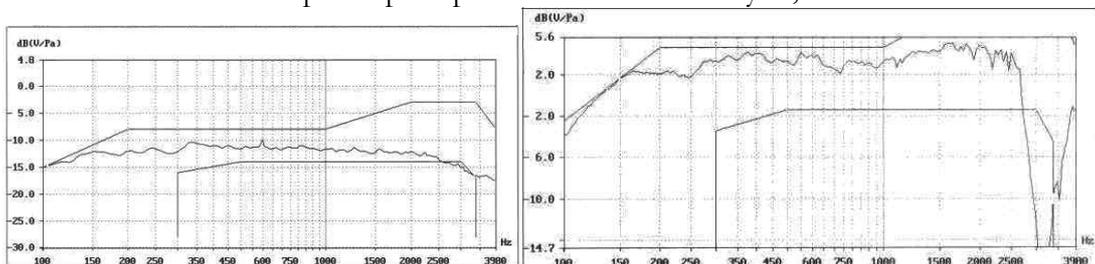


Figure 54 : Courbes SLR – à gauche notre équipement, à droite un équipement présentant des filtres

- une absence de filtre lors de la capture du son ;
- un outil sans fil afin d'être le moins invasif possible ;
- un outil communicant.

Il reste deux éléments auxquels il faut prêter une attention particulière : les bruits générés par le pavillon, qui sont à traiter par un bon design mécanique de la tête du stéthoscope, et la pile Bluetooth utilisée (qui n'a d'importance que si le médecin écoute le son en même temps qu'il réalise l'auscultation).

Comme l'illustre la figure 55, avec un microphone, une absence de filtres, une plage de fréquences allant jusqu'à 4 kHz, une courbe plate, nous sommes capables de réaliser une détection de marqueurs et une description du son extrêmement précise, notamment pour le médecin généraliste. Plusieurs exemples de cas cliniques et leur interprétation sont fournis dans le chapitre 7.

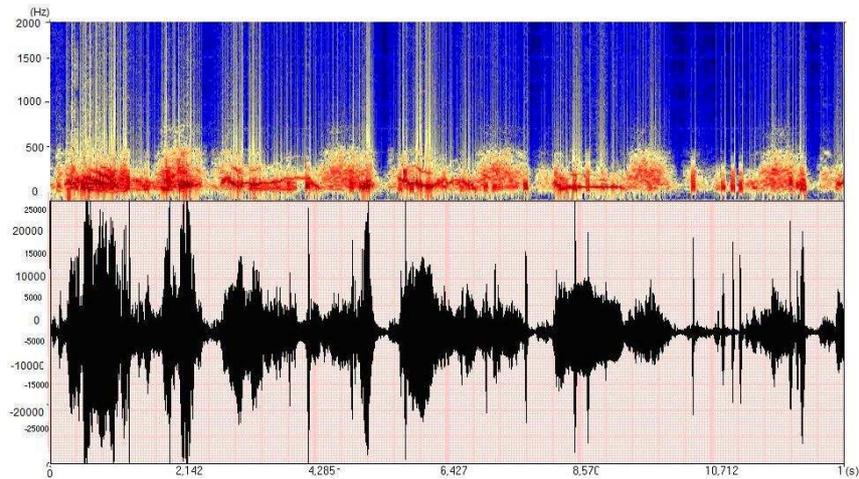


Figure 55 : Auscultation pulmonaire – BPCO

Ce système ouvre ainsi de nouvelles perspectives comme permettre à terme de trouver peut être de nouveaux marqueurs.

Une fois les sons propres et adaptés collectés, il faut être capable de les transmettre à un équipement de traitement (type PC ou PDA), ainsi que de les transférer par la suite sur le réseau (envoi à un collègue pour seconde analyse par exemple). Les différentes utilisations du stéthoscope sont décrites dans le chapitre 4.

Dans ce contexte, des protocoles de communication et des formats standards de transferts adaptés au besoin doivent être utilisés. C'est sur ce point que se focalise le chapitre 6.

Chapitre 6 - PROTOCOLES DE COMMUNICATION ET TRANSFERT DE DONNEES

Sommaire

6.1	INTRODUCTION.....	110
6.2	PROTOCOLES DE COMMUNICATION	111
6.2.1	<i>Bluetooth Device Medical Profile</i>	<i>111</i>
6.2.1.1	Equipements pris en compte par le profil MED.....	111
6.2.1.2	Equipements streaming et non-streaming	113
6.2.2	<i>DICOM.....</i>	<i>114</i>
6.3	DE NOUVEAUX BESOINS POUR DE NOUVEAUX SIGNAUX	116
6.3.1	<i>Communication capteur – équipement de traitement.....</i>	<i>116</i>
6.3.2	<i>Transmission des informations sur le réseau</i>	<i>117</i>
6.3.2.1	La nécessité de définir une sémiologie	117
6.3.2.2	La nécessité de collecter des sons commentés.....	117
6.3.2.3	Proposition 1 : s’interfacer avec l’existant, le Dicom.....	119
6.3.2.4	Proposition 2 : proposition d’un format de transmission des données auscultatoires - transmission des données sous un format XML.....	121
6.4	RESULTATS ET PROPOSITION D’IMPLEMENTATION.....	123
6.5	CONCLUSION.....	125

6.1 INTRODUCTION

Des protocoles pour le transfert et l'échange d'informations médicales existent et sont mis à disposition ; on peut citer le *Bluetooth Medical Device Profile* qui permet de connecter un équipement de télésanté à une unité de traitement ; le standard *Dicom* qui permet de transmettre des images médicales sur le réseau et de fournir des lecteurs très largement utilisés par les professionnels de santé.

Ces standards ont été développés en tenant compte des outils existants tels que les ECG, IRM, échocardiographies, endoscopies... Nous proposons de considérer également dans ces standards, des nouveaux outils tels que l'auscultation numérique [Andrès 08a] [Andrès 08b] [Reichert 08].

De nos jours, le Bluetooth est omniprésent : il est présent sur les PC, PDA... D'une part, le patient dispose d'un accès simple à des équipements munis de cette technologie. D'autre part, les médecins sont de plus en plus équipés avec du matériel permettant de lire des fichiers Dicom.

Les situations d'urgences nécessitent des besoins spécifiques, en particulier en terme de communication (communication entre le médecin urgentiste et l'hôpital), transmission et partage de données. Un point particulier concerne la transmission de l'historique médical du patient vers le médecin, vers l'urgentiste, la transmission de données médicales collectées en streaming à l'aide d'équipements (ECG, stéthoscope,...) vers les services urgentistes. Ceci rendra possible l'accès en temps réel au second avis d'un expert, mais permettra également de retracer l'historique médical d'un patient et d'initialiser un fichier médical contenant des données auscultatoires objectives collectées en situation d'urgence. La pertinence de cette procédure est de bénéficier d'un second avis en temps réel ; le médecin peut consulter à distance l'historique médical d'un patient, ou ajouter de nouvelles informations de manière à permettre à l'hôpital de mieux préparer l'arrivée du patient.

Ainsi, il est utile de définir des protocoles pour la transmission et l'échange de données médicales. Nous allons nous intéresser plus particulièrement au cas de l'auscultation.

Enfin, les stéthoscopes existants, que nous avons décrits dans le chapitre précédent (paragraphe 5.3.) se contentent d'envoyer le son (seul), sous un format de son classique. Les informations complémentaires ne sont donc pas considérées, alors qu'elles sont primordiales pour un bon diagnostic.

Dans ce chapitre, nous nous proposons de réaliser un état des lieux de ces protocoles qui pourraient être appliqués aux signaux auscultatoires. Puis, nous expliquerons en quoi les protocoles existant ne répondent pas totalement à la problématique posée ; enfin, nous exposerons des solutions possibles pour résoudre ce problème.

6.2 PROTOCOLES DE COMMUNICATION

Dans l'architecture présentée dans le chapitre 4, on peut noter la présence de deux points de jonction requérant l'utilisation d'un protocole de communication : la liaison entre le stéthoscope et l'équipement de traitement ; et la liaison entre l'équipement de traitement et un autre équipement présent sur le réseau. Parmi le nombre considérable de standards relatifs au domaine médical, nous considérons dans ce document les deux qui s'avèrent être les plus pertinents pour notre architecture : il s'agit du Bluetooth et du Dicom.

6.2.1 Bluetooth *Device Medical Profile*

De plus en plus de petits équipement de télésanté, tels que les glucomètres, les spiromètres, les ECG... sont équipés de technologies sans fil. Dans la majorité des cas, il s'agit de la technologie radio Bluetooth.

Jusqu'à présent, la technologie Bluetooth était principalement utilisée dans le domaine de la téléphonie mobile. Cependant, elle commence à adresser de nouveaux marchés, en particulier dans des environnements médicaux. Ainsi, le *Bluetooth Special Interest Group* (BTSIG) a publié un nouveau profil dédié au processus d'appairage entre des capteurs médicaux et une unité de traitement. Ce profil est appelé *Medical Device Profile (MED)* [Bluetooth 06] [Bluetooth 07].

6.2.1.1 Equipements pris en compte par le profil MED

Les capteurs médicaux qui sont considérés sont également appelés *device* ou équipement de mesure. Ils peuvent être non-streaming tels que les glucomètres, thermomètres, spiromètres, capteurs de pression sanguine, ou streaming tels que les ECG ou EEG, ou les deux tels que l'oxymètre (cf. table 10).

L'équipement de traitement peut être un PC, PDA, téléphone mobile...

Table 10 : Liste des équipements, types et catégories

Type d'équipement de mesure	Catégorie	Type de données
Oxymètre de pouls (SpO2)	Physiologique	Streaming & Non-Streaming
EKG/ECG (3 électrodes)	Physiologique	Streaming
EEG	Physiologique	Streaming
Capteur de CO2	Physiologique	Non-Streaming
capteur de pression sanguine	Physiologique	Non-Streaming
Balance	Physiologique	Non-Streaming
Moniteur du rythme cardiaque	Physiologique	Non-Streaming
Glucomètre	Physiologique	Non-Streaming
Moniteur de cholestérol	Physiologique	Non-Streaming
Equilibre hydrique	Physiologique	Non-Streaming
Prise d'inspiration	Physiologique	Non-Streaming
Thermomètre	Physiologique	Non-Streaming
Spiromètre de pointe	Physiologique	Non-Streaming
Spiromètre	Physiologique	Non-Streaming
Moniteur de calorie	Fitness	Non-Streaming
Pédomètre	Fitness	Non-Streaming

Détecteur de chutes	Position	Non-Streaming
Capteur de lit	Position	Non-Streaming
Capteurs environnementaux	Environnement	Non-Streaming
Dispositif d'aide au suivi médicamenteux	Compliance	Non-Streaming

Un des points les plus importants dans le *Medical Device Profile* est la simplicité de connexion, la connexion simultanée de plusieurs équipements et la possibilité de les synchroniser. De plus, les reconnections sont faites de manière simple afin d'éviter au médecin de perdre du temps. La sécurité et la qualité des services sont garanties par une gestion de la perte de connexion, des retransmissions des données perdues...

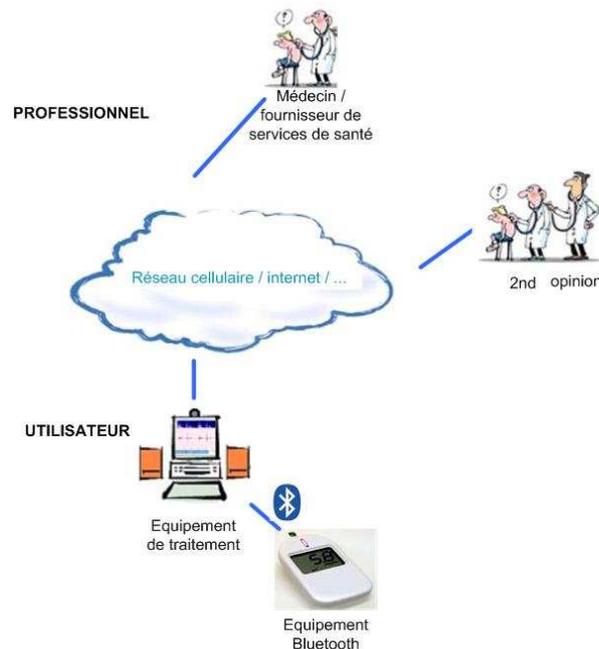


Figure 56 : Exemple de Medical Profile utilisé avec transmission à un professionnel de santé

Le profil propose cinq cas d'utilisation :

- *La gestion des pathologies chroniques ou du retour d'un patient à la maison* : comme décrit sur la figure ci-dessus, le patient peut réaliser une mesure d'un paramètre physiologique grâce à un équipement Bluetooth. Le capteur est connecté à une unité de traitement qui est en charge de transmettre l'information au médecin pour analyse. On peut imaginer que les enregistrements soient réalisés par le glucomètre et envoyés par un téléphone mobile. Si le taux de glucose est trop élevé ou trop bas, le téléphone pourrait directement prévenir les urgences afin de réagir plus rapidement et ainsi prévenir de sérieuses complications.
- *Le suivi du fitness et de l'activité physique* : un passionné de fitness utilise un capteur Bluetooth (tel qu'un moniteur de rythme cardiaque, un compteur de calories...) afin de collecter des données de type santé concernant son activité physique ou de diverses activités quotidiennes. Les données sont transmises soit immédiatement, soit une fois par jour à un équipement de traitement qui suit les progrès de l'individu au cours du temps, personnalise ses objectifs de fitness...
- *La gestion de la médication* : le patient utilise un distributeur de comprimés équipé en Bluetooth. S'il ne prend pas ses médicaments, une alerte est envoyée au fournisseur de services de santé du patient ou à sa famille ; un SMS peut

également être envoyé au patient lui-même pour lui rappeler son oubli.

- *La gestion de la santé et du bien être* : un individu en bonne santé utilise ponctuellement un capteur Bluetooth pour collecter des données sur son état de santé général. Les données sont transmises à une unité de traitement, puis, via un réseau sécurité, à une base de données centrale, où les données pourront être partagées avec le fournisseur de santé du patient. Le fournisseur de santé qui reçoit l'information peut l'utiliser pour aider le patient à conserver une bonne qualité de vie ou à gérer ses objectifs de santé tels que le cholestérol ; cela aide à conserver à un niveau bas, ses coûts de santé.
- *La mesure à distance par capteur biologique* : le patient allume son kit médical qui est connecté à un PC ou un set-top box en utilisant la technologie Bluetooth. Il peut initialiser une communication avec un médecin. Ce dernier peut, à distance, initialiser une mesure à partir de n'importe quel équipement du kit (pression sanguine, SpO2...), initialiser un enregistrement de son à partir d'un stéthoscope, télécharger des enregistrements réalisés à partir d'un périphérique rattaché (ECG, glucomètre...), obtenir l'état des statuts du kit (niveau de batterie, logs d'erreurs...).

6.2.1.2 Equipements streaming et non-streaming

Les spécifications fournissent plusieurs exemples qui transportent des informations de type streaming et non-streaming.

Les exemples d'équipement de mesure de type streaming sont ECG (EKG), EEG, SPO2. Les exemples d'équipements non-streaming sont le moniteur de rythme cardiaque, de pression sanguine, de cholestérol, le glucomètre. En plus de ces capteurs médicaux, des capteurs de fitness et de suivi du bien être ont été pris en compte dans les équipements MED. Ces derniers sont tous de type non-streaming et sont la balance, le moniteur de calorie, le pedomètre. Des situations d'urgence ou anormales sont couvertes en prenant en considération des capteurs tels que les détecteurs de chutes, ou les capteurs de lits...

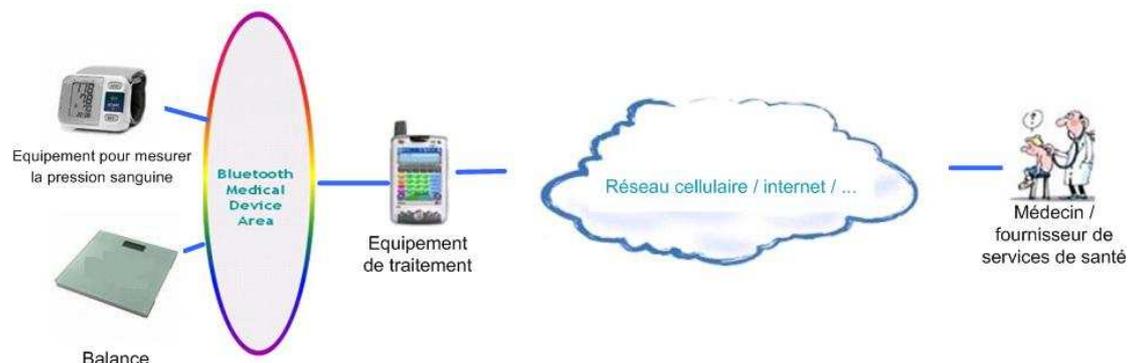


Figure 57 : Utilisation du profil médical – données streaming et non-streaming – partage de données avec un fournisseur de santé

La figure ci-dessus présente un scénario où les différents équipements transmettent les données à une unité de traitement (un PDA). L'exemple décrit un scénario dans lequel des équipements à la fois streaming (oxymètre de pouls) et non-streaming (balance) transmettent des données à l'unité de traitement (le PDA). Il est ensuite possible de partager l'information avec un médecin pour bénéficier d'une seconde opinion ou d'une analyse plus complète.

6.2.2 DICOM

DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) est un standard de communication, de visualisation et d'archivage d'images médicales telles que celles issues des scanner CT (tomographiques), IRM, équipements ultrasons. Il a été créé par le *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA) [NEMA 08a]. L'objectif était de « créer et maintenir un standard international pour la communication d'informations biomédicales, diagnostic, thérapeutiques dans les différentes disciplines médicales utilisant des images médicales et des données associées [Indrajit 07].

Le standard créé il y a plus de 20 ans, joue un rôle intégral dans l'évolution de la médecine numérique, en assurant le plus grand standard de diagnostic et les meilleures performances. Le Dicom fournit ainsi les fonctionnalités suivantes [Pianykh 08] [Indrajit 07] :

- un standard universel pour la médecine digitale ;
- des images de haute qualité ;
- un encodage complet des données médicales ; la possibilité d'obtenir les images d'un patient et toutes les données épidémiologiques qui lui sont associées, dans un seul et même format ;
- un support complet pour de nombreux paramètres d'acquisition d'image et différents types de données ;
- une possibilité d'interconnexion et d'interaction d'équipements et le transfert de données ;
- l'intégration, dans un PACS (*Picture Archiving and Communication Systems*), de scanners, serveurs, stations de travail, imprimantes,... provenant de fournisseurs différents.

Ce format regroupe les informations dans des datasets ; par exemple le fichier Dicom d'une radiographie contiendra également le nom du patient. Ce format est une manière d'associer des informations liées entre elles avec une image, de façon à ce que l'image ne puisse pas, par erreur, être dissociée de l'information.

Un objet Dicom est composé d'attributs (avec des items tels que le nom, l'identifiant ...) et d'un attribut particulier qui contient l'image. Ainsi, un fichier Dicom contient une entête qui stocke les informations telles que le nom du patient, le type de scan, les dimensions de l'image, *etc.* et les données de l'image qui contiennent les informations en trois dimensions. L'entête est suivie des données de l'image ; les deux éléments étant stockés dans le même fichier, c'est une particularité importante du format. Un autre élément à noter est la possibilité de compresser les données des images Dicom de manière à réduire la taille de l'image. La compression peut être avec perte (format Jpeg par exemple) ou sans perte (format Run-Length Encoding).

La taille de l'entête varie en fonction du nombre d'informations qu'il est nécessaire de stocker. Dicom nécessite un préambule de 128 octets suivi des lettres 'D', 'I', 'C', 'M'. Ceci est ensuite suivi des informations de l'entête, qui sont organisées en « groupes ». Les éléments Dicom nécessaires dépendent du type d'image considérée (MR : Modality of type Magnetic Resonance, CT : Modality of type Computed Tomography, XA : Modality of type X-Ray Angiography,...) [Dicom 08].

Un simple objet Dicom peut être constitué d'un seul attribut contenant les données relatives aux pixels. Dans la majorité des cas, cela correspond à une seule image. Cependant l'attribut peut contenir de multiples « frames », permettant le stockage de données multi-frame. On peut citer l'exemple de données en trois ou quatre dimensions qui peuvent être encapsulées dans un seul objet Dicom.

Par ailleurs, ce “standard de coopération” qui permet la compatibilité entre les systèmes d’imagerie [Nema 08b] offre des services qui sont largement utilisés par les départements de radiologie à travers le monde. En radiologie, le Dicom permet une utilisation efficace des équipements d’acquisition d’images (« modalités ») de radiologie, grâce à une large variété de fonctionnalités. Ces fonctionnalités utiles incluent des services réseaux avec stockage, requêtes, extraction des données, gestion du workflow, notifications, impression, ... [Indrajit 07].

Le Dicom représente des années d’efforts pour créer le standard le plus universel et fondamental dans l’imagerie médicale. Il fournit tous les outils nécessaires pour la représentation et l’analyse précise que requière l’établissement d’un diagnostic à partir de données d’imageries médicales. Contrairement à l’idée populaire, le Dicom n’est pas simplement un format d’image ou de fichier. Il englobe tout le transfert des données, le stockage, protocole d’affichage afin de couvrir tous les aspects fonctionnels des l’imagerie médicale. [Pianykh 08]

Les PACS (*Picture Archiving and Communication Systems*) sont des systèmes médicaux créés et utilisés pour présenter des images médicales. Ils sont composés d’équipements d’acquisition d’images médicales (tels que des scanners tomographiques informatisés (CT) ou des ultrasons), d’archives d’images numériques (où sont stockées les images acquises), et de stations de travail (à partir desquelles les praticiens peuvent visualiser les images). Les PACS sont directement reliés au Dicom. Leurs fonctionnalités sont orientées Dicom, ce qui assure leur interopérabilité [Pianykh 08].

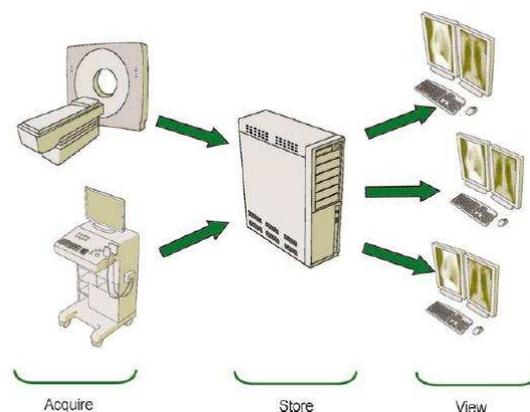


Figure 58 : Principaux composants du PACS. Les équipements d’acquisition d’images (« modalités ») stockent les images sur des archives numériques. Ces images sont visualisées par des praticiens à partir des stations de visualisation [Pianykh 08].

Dicom a été largement adopté par les hôpitaux et fait des incursions dans des applications plus petites telles que les cabinets dentaires ou de médecins généralistes ; les médecins et centres médicaux sont de plus en plus équipés de lecteurs Dicom. Cela permet au médecin de disposer d’images avec les informations, commentaires associés...

Dicom est couramment utilisé pour les images de radiographies, IRM... Il est aussi utilisé pour divers autres images médicales telles que l’endoscopie, l’ophtalmologie, le dentaire, la médecine vétérinaire... Mais ce concept n’est pas strictement réservé au domaine de la radiologie ou des images. Il concerne des problèmes relatifs au transfert d’images, l’impression, le stockage de médias... Dicom permet le stockage d’images associées à leurs informations. Ceci permet à la présentation d’être enrichie de fonctionnalités telles que des annotations, des zooms, des mesures, des logs... [Indrajit 07]. Ainsi, le format s’étend également à d’autres signaux ; le format Dicom ECG se développe [Onken 06].

Depuis 2000, le standard couramment utilisé qu'est **Dicom inclut des règles pour le diagnostic ECG** ; cependant, pendant longtemps, les fabricants d'ECG ont commercialisés des électrocardiographes qui ne supportaient pas ce standard. En 2006, le premier fabricant d'ECG a annoncé l'adoption de ce standard pour le diagnostic des électrocardiographes. Ainsi, les Dicom ECG qui sont envoyés à des réseaux de serveurs Dicom, peuvent être revus sur des stations de travail conjointement avec des images Dicom classiques telles que des radiographies, des angiographies cardiovasculaires et des images cardiaques. Grâce à ce format, le médecin peut accéder à une information médicale compréhensive qui fournit un support essentiel pour la prise de décision et l'évaluation de l'état de santé d'un patient. L'implémentation d'une solution Dicom neutre permet aux professionnels de santé de connecter de multiples électrocardiographes (issus d'enregistrements réalisés avec des équipements de fournisseurs différents) à des serveurs Dicom ; aucun système de gestion d'ECG propriétaire n'est nécessaire [Hilbel 07] [Clunie 04] [Ling 05].

Pour résumer, on peut dire que le format Dicom est couramment utilisé pour les radiographies, IRM... Il ne se restreint pas à l'imagerie, mais s'étend également à d'autres signaux : le Dicom ECG se développe. Cependant, aujourd'hui les médecins ne disposent pas d'un format standard pour la transmission et le partage de signaux auscultatoires.

6.3 DE NOUVEAUX BESOINS POUR DE NOUVEAUX SIGNAUX

On constate le développement de nouveaux protocoles et standards pour la transmission de données médicales. Leur universalisation permet un plus simple partage des données pour les professionnels de santé. Cependant, certains nouveaux signaux, tels que l'auscultation numérique et la représentation visuelle d'un tel signal, ne sont pas considérés aujourd'hui. Or, transmettre un signal auscultatoire ne se limite pas à transmettre un son (.wav par exemple), il s'agit également de transmettre un certain nombre d'informations associées.

Par conséquent, nous proposons de partir des standards existants et d'étendre les réflexions à ces nouveaux signaux.

6.3.1 Communication capteur – équipement de traitement

Il existe un besoin de collecter des signaux en mode streaming, en utilisant un outil non invasif et convivial. Parmi les équipements qui n'ont pas été pris en compte par le *Medical Device Profile*, on peut citer le stéthoscope, pour la capture des sons auscultatoires, et le spiromètre ; ce dernier est, jusqu'à présent, uniquement considéré en mode non-streaming, pour fournir une analyse numérique de la capacité pulmonaire. Le volume et le débit sont manquants et devraient être inclus en mode streaming.

Afin de prélever les signaux de la manière la moins intrusive possible (pour le médecin et pour le patient), la solution la plus ergonomique est basée sur l'utilisation d'une connexion sans fil entre l'équipement de mesure et l'unité de traitement afin d'éviter la nécessité d'un câble entre les deux éléments.

Le Bluetooth permet de transmettre des données et de la voix sur de courtes distances, en utilisant un signal haute fréquence. Il est communément utilisé pour relier différents équipements sans fil : téléphone mobile et oreillette, ordinateur et clavier, souris. Cette technologie économique a commencé à être utilisée couramment dans les équipements médicaux ; les fréquences utilisées sont autorisées en environnement médical. Par

conséquent, le choix de la technologie Bluetooth pour relier le capteur et l'unité de traitement apparait comme évident aujourd'hui.

Par ailleurs, utiliser la technologie Bluetooth permet de disposer d'équipements sans fil, peu volumineux, et facilement transportables, ce qui constitue un atout majeur non négligeable pour un équipement qui vise à être utilisé dans des situations d'urgence.

Les signaux de type streaming que nous considérons (spiromètre et auscultation numérique) n'ont pas été considérés par le BTSIG durant l'étude du *Medical Device Profile*. Nous proposons par conséquent, ici, de définir et contribuer à la considération de ce type de signaux par la technologie Bluetooth.

6.3.2 Transmission des informations sur le réseau

6.3.2.1 La nécessité de définir une sémiologie

Depuis l'invention du stéthoscope par le Docteur Laennec en 1816 à Paris et la description de la sémiologie auscultatoire pulmonaire, l'acte auscultatoire et l'auscultation en elle-même a peu évolué (« Traité de l'auscultation médiate » ; Paris 1819 [Laennec 19]). La majorité des progrès résulte en effet avant tout du perfectionnement des outils d'écoute à savoir le stéthoscope ; le mode d'exploitation, l'analyse et la caractérisation des sons ont été négligées par les praticiens. Toutefois, savoir distinguer les sons (bruits) pulmonaires normaux et anormaux (murmure vésiculaire, sibilants, crépitants...) reste capital en pratique pour le diagnostic médical et une des briques de raisonnement en pneumologie. Dans une tentative de codification du langage, divers travaux ont recensé une définition des termes liés aux sons respiratoires et ont abouti au rapport CORSA (*Computer Respiratory Sound Analysis*) qui recense 162 termes couramment utilisés [Meslier 95]. Néanmoins, il persiste actuellement un certain « flou », voire une absence de consensus dans la caractérisation (au sens de la physique) de ces termes.

6.3.2.2 La nécessité de collecter des sons commentés

Une collecte de sons, sans information complémentaire, n'est pas pertinente pour réaliser une analyse et une exploitation efficace des signaux. Ainsi, à chaque son enregistré et stocké dans la base de données, il est nécessaire d'associer un certain nombre de commentaires. Ces informations concernent :

- le patient : un son doit être associé à un patient et à une date d'auscultation afin de pouvoir suivre une pathologie dans le temps et de réaliser ensuite des études statistiques sur l'évolution d'une pathologie ;
- la pathologie du patient ainsi que la certitude du diagnostic ;
- le point d'auscultation en lequel le son a été enregistré ; un même son enregistré en deux points d'auscultation différents n'engendrera pas nécessairement le même diagnostic ;
- la sémiologie du son recueillie (présence de crépitants, sibilants...).

La figure ci-dessous correspond à la proposition de MCD que nous avons décrit dans le paragraphe 4.3.1. Il est le résultat de nos recherches et reprend toutes les données relatives à l'auscultation que nous avons notées comme étant importantes pour le diagnostic (suite à l'étude que nous avons réalisée).

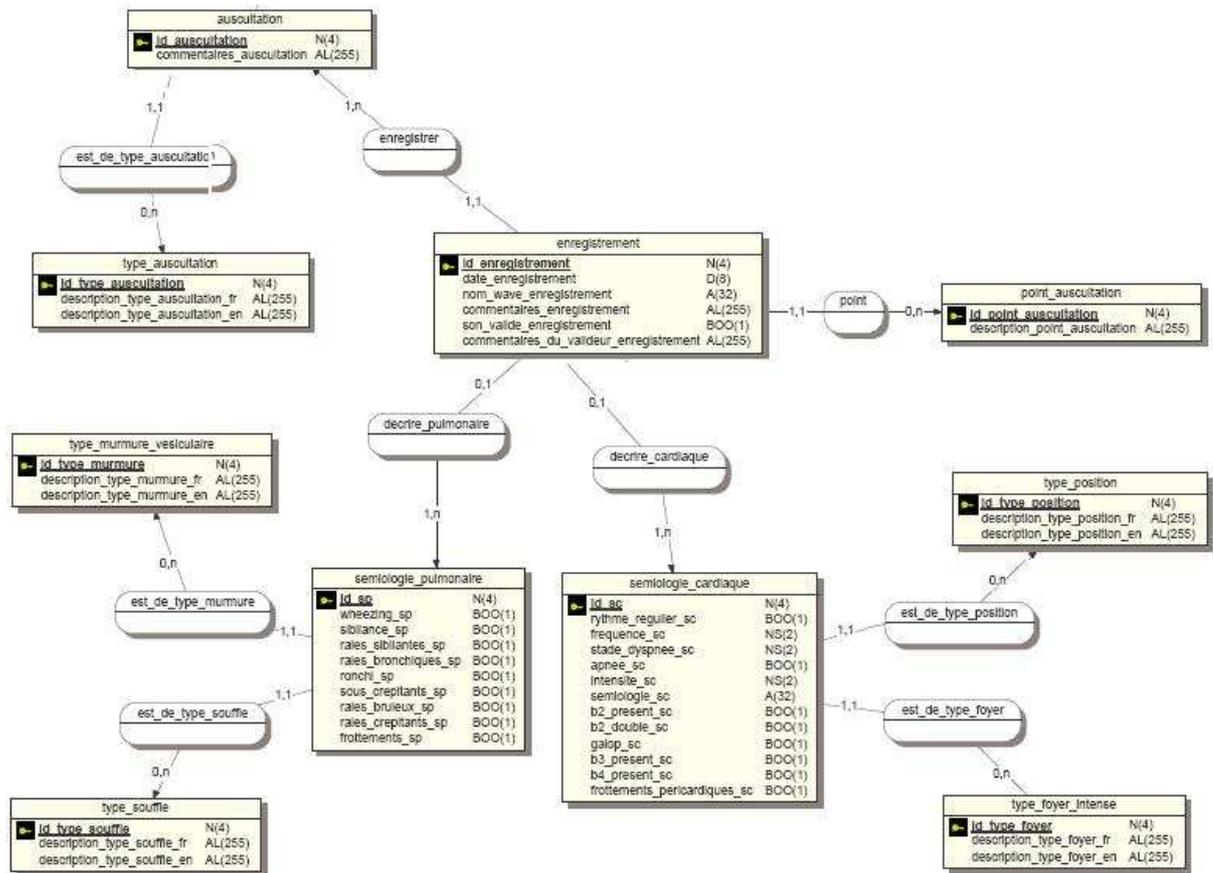


Figure 59 : Notre proposition de MCD relatif à l'auscultation

Actuellement, il n'existe pas de standard pour transmettre un signal auscultatoire associé de toutes ces informations qui lui sont associées. Dans ce paragraphe, nous allons décrire le format proposé pour le transfert de ces informations non prises en compte.

La mise en place d'un tel standard permettra au médecin d'échanger des données auscultatoires et d'accéder aux informations complètes et commentées. La communication peut se faire sur internet, via un serveur, une base de données... Le format permet de disposer de sons commentés, associés à une sémiologie, à un point d'auscultation... Pour un patient donné, un ou plusieurs enregistrements (.wav), prélevés à des points d'auscultation différents pourront être corrélés. En effet, cette corrélation peut être une aide précieuse pour la réalisation d'un diagnostic.

La définition d'un nouveau format nécessite également d'être capable de s'interfacer avec les systèmes existants, comme le Dicom qui est devenu un standard incontournable dans le monde de l'imagerie médicale.

Ainsi, dans le cas de la transmission des informations sur le réseau, nous proposons deux orientations : soit transmettre les données sous un format XML que nous définirons ; soit s'interfacer avec les protocoles médicaux existants, et en particulier, le plus couramment utilisé qu'est le Dicom.

6.3.2.3 Proposition 1 : s'interfacer avec l'existant, le Dicom

Les nouveaux signaux en mode streaming que nous avons introduit précédemment, et qui n'ont pas été considérés dans le *Bluetooth MED*, n'ont également pas été considérés dans le standard Dicom. Or, être capable de transférer sur le réseau de tels signaux (sons auscultatoires associées à leurs informations) présente un grand intérêt pour l'aide au diagnostic, le second avis... Le Dicom étant un standard très répandu dans le domaine médical, il semble pertinent d'être capable de s'interfacer avec lui. En effet, cela permettrait de rendre nos signaux lisibles par un grand nombre de médecins ; de plus, cela offre également la possibilité de corréler les informations avec d'autres examens. On peut ainsi imaginer associer les données auscultatoires et l'ECG d'un patient afin d'augmenter la certitude d'un diagnostic ou d'améliorer la prise de décision.

La sémiologie, et en particulier la mention du point d'auscultation, sont des éléments essentiels pour une bonne caractérisation d'un son auscultatoire. En effet, un son n'aura pas la même signification en termes de diagnostic ou de pathologie, en fonction du point du thorax auquel il aura été prélevé. Collecter des sons sans information complémentaire n'est pas approprié pour établir une analyse et exploitation pertinente des sons. Ainsi, à chaque son enregistré, il est nécessaire d'associer des informations additionnelles telles que :

- l'identification du patient ;
- l'identification du professionnel de santé ;
- la date d'auscultation, afin d'être capable de suivre une pathologie dans le temps et de réaliser des statistiques sur son évolution ;
- la pathologie du patient (type, sévérité...) et la certitude du diagnostic ;
- la description du point d'auscultation ;
- la présence de marqueurs connus tels que les crépitants, sibilants ...

Une partie des éléments cités ci-dessus a déjà été inclus et documentée dans le standard Dicom. Il s'agit notamment des dates et noms. Cependant, les éléments spécifiques à une auscultation sont absents ; il s'agit du son auscultatoire (fichier .wav codé en base 64 par exemple), du point d'auscultation (un entier codant pour chaque point d'auscultation), des marqueurs (des booléens pour indiquer la « présence de sibilants », la « présence de crépitants », la « présence d'un souffle »...), et des pathologies relatives à la pneumologie et à la cardiologie (un entier codant pour chaque pathologie)(cf. table ci-dessous).

Table 11 : Points d'auscultation : des informations à transmettre et qui sont absentes aujourd'hui

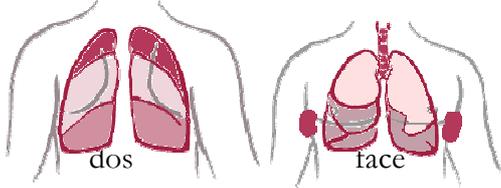
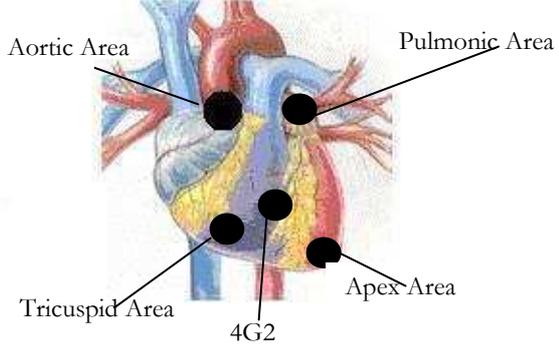
Pulmonaire	Cardiaque
<p>Pour l'auscultation pulmonaire, 13 points d'auscultation ont été défini :</p> <ul style="list-style-type: none"> • 6 postérieurs • 4 antérieurs • 2 axillaires • 1 trachée 	<p>Pour l'auscultation cardiaque, 5 points ont été retenus :</p> <ul style="list-style-type: none"> • foyer aortique (2D2) : 2ème espace intercostal (EIC) droit, près du sternum • foyer pulmonaire (2G2) : 2ème EIC gauche, près du sternum • foyer mitral ou apexien (5G6/10) : 5ème EIC gauche, en dedans de la ligne médio-claviculaire • foyer tricuspide (5G2) : 5ème EIC gauche, près du sternum • endapex (4G2) : 4ème EIC gauche, près du sternum
	

Table 12 : Liste des pathologies à considérer pour l'auscultation et absentes aujourd'hui

Pathologies pulmonaires	Pathologies cardiaques
<p>Pas de pathologie Asthme Bronchite BPCO Cancer pulmonaire Décompensation cardiaque gauche (OAP) Embolie pulmonaire Emphysème Fibrose pulmonaire HTAP (Primary pulmonary hypertension) Pleurésie Pneumonie atypique Pneumonie franche lobaire aiguë Pneumothorax Autre</p>	<p>Pas de pathologie Cardiomyopathie dilatée Cardiomyopathie hypertrophique obstructive Cardiomyopathie hypertrophique non obstructive Cardiopathie ischémique Décompensation cardiaque droite Décompensation cardiaque gauche Décompensation cardiaque globale Embolie pulmonaire Endocardite HTA (Hypertension) HTAP' (Primary pulmonary hypertension) Insuffisance aortique Insuffisance cardiaque Insuffisance mitrale Maladie aortique Maladie mitrale Myocardite Péricardite Rétrécissement aortique non sévère Rétrécissement aortique sévère Rétrécissement aortique modéré Rétrécissement mitral Autre</p>

Par conséquent, nous proposons **d'enrichir le format Dicom**, et de l'étendre aux sons auscultatoires, de façon à ce que ce type de signaux puisse être transmis sur le réseau et partagés en suivant un format standard et avec les informations associées. L'objectif est de rendre disponible, pour la communauté médicale, de nouveaux travaux réalisés autour de l'auscultation, et de mieux partager les sons pour un meilleur diagnostic.

6.3.2.4 Proposition 2 : proposition d'un format de transmission des données auscultatoires - transmission des données sous un format XML

Nous avons défini un format (que nous appellerons : *.stet*) ; il s'agit d'un fichier XML qui répond aux besoins exprimés précédemment et qui permet d'échanger des sons auscultatoires et les informations associées entre les différents équipements (PC, PDA, postes...). Un format XML à l'avantage d'être ouvert et universel.

Dans le fichier XML *.stet* sont stockées les informations essentielles concernant le patient, le médecin... ; elles sont associées à une auscultation contenant les différentes informations sur la sémiologie. Dans le cas de l'auscultation, le fichier contient également les échantillons du son de l'auscultation encodés en base 64 ainsi que les images encodées en base 64 représentant le signal. Un fichier XML peut contenir plusieurs sons wav.

Il est également possible de transmettre d'autres données médicales à l'aide de ce format, telles que des électrocardiogrammes ou des courbes spirométriques.

Le fichier XML *.stet* est structuré selon la DTD suivante :

Table 13 : Structure de la DTD des fichiers XML *.stet*

<pre> <!ELEMENT Base (Consultation*)> <!ELEMENT Consultation (Patient, Medecin,Diagnostic, Auscultation*, ECG*, Imagerie*, EchoDoppler*, Spirometrie*)> <!ELEMENT Patient (Num_Patient, Civilete, Nom, Prenom, Date_naissance, Adresse, Telephone, Courriel, Sexe, Poids, Taille, Commentaires)> <!ATTLIST Patient id CDATA #REQUIRED> <!ELEMENT Num_patient (#PCDATA)> <!ELEMENT Civilete (#PCDATA)> <!ELEMENT Nom (#PCDATA)> <!ELEMENT Prenom (#PCDATA)> <!ELEMENT Date_naissance (#PCDATA)> <!ELEMENT Adresse (#PCDATA)> <!ELEMENT Telephone (#PCDATA)> <!ELEMENT Courriel (#PCDATA)> <!ELEMENT Sexe (#PCDATA)> <!ELEMENT Poids (#PCDATA)> <!ELEMENT Taille (#PCDATA)> <!ELEMENT Commentaires_patient (#PCDATA)> <!ELEMENT Medecin (Num_medecin, m_Civilite, m_Nom, m_Prenom, m_Date_naissance, m_Adresse, m_Telephone, m_Courriel, m_Specialite, Commentaires_medecin)> <!ATTLIST Medecin id CDATA #REQUIRED> <!ELEMENT Num_medecin (#PCDATA)> <!ELEMENT m_Civilite (#PCDATA)> <!ELEMENT m_Nom (#PCDATA)> <!ELEMENT m_Prenom (#PCDATA)> <!ELEMENT m_Date_naissance (#PCDATA)> <!ELEMENT m_Adresse (#PCDATA)> <!ELEMENT m_Telephone (#PCDATA)> <!ELEMENT m_Courriel (#PCDATA)> <!ELEMENT Specialite (#PCDATA)> <!ELEMENT Commentaires_medecin (#PCDATA)> <!ELEMENT Auscultation (Type, Commentaires_auscul, Enregistrement+, Diagnostic+)> <!ATTLIST Auscultation num CDATA #REQUIRED> <!ELEMENT Type (#PCDATA)> <!ELEMENT Commentaires_auscul (#PCDATA)> <!ELEMENT Enregistrement (Date_enr, Nom_wav, Point_auscul, Commentaires_enr, Semiologie_pulmonaire*, Semiologie_cardiaque*)> <!ATTLIST Enregistrement num CDATA #REQUIRED> <!ELEMENT Date_enr (#PCDATA)> </pre>	<pre> <!ELEMENT Murmure_vesiculaire (#PCDATA)> <!ELEMENT Souffle (#PCDATA)> <!ELEMENT Wheezing (#PCDATA)> <!ELEMENT Nom_wav (#PCDATA)> <!ELEMENT Nom_image (#PCDATA)> <!ELEMENT Point_auscul (#PCDATA)> <!ELEMENT Commentaires_enr (#PCDATA)> <!ELEMENT Semiologie_pulmonaire (Murmure_vesiculaire, Souffle, Wheezing, Sibilance, Rales_sibilantes, Rales_bronchiques, Ronchi, Sous_crepitants, Rales_bulleux, Rales_crepitants, Frottements)> <!ELEMENT Sibilance (#PCDATA)> <!ELEMENT Rales_sibilantes (#PCDATA)> <!ELEMENT Rales_bronchiques (#PCDATA)> <!ELEMENT Ronchi (#PCDATA)> <!ELEMENT Sous_crepitants (#PCDATA)> <!ELEMENT Rales_bulleux (#PCDATA)> <!ELEMENT Rales_crepitants (#PCDATA)> <!ELEMENT Frottements (#PCDATA)> <!ELEMENT Semiologie_cardiaque (Rythme_regulier, Frequence, Stade_dyspnee, Apnee, Position, Intensite, Semiologie, Foyer_intense, b2_present, b2_double, Galop, b3, b4, Frottements_pericardiques)> <!ELEMENT Rythme_regulier (#PCDATA)> <!ELEMENT Frequence (#PCDATA)> <!ELEMENT Stade_dyspnee (#PCDATA)> <!ELEMENT Apnee (#PCDATA)> <!ELEMENT Position (#PCDATA)> <!ELEMENT Intensite (#PCDATA)> <!ELEMENT Semiologie (#PCDATA)> <!ELEMENT Foyer_intense (#PCDATA)> <!ELEMENT b2_present (#PCDATA)> <!ELEMENT b2_double (#PCDATA)> <!ELEMENT Galop (#PCDATA)> <!ELEMENT b3 (#PCDATA)> <!ELEMENT b4 (#PCDATA)> <!ELEMENT Frottements_pericardiques (#PCDATA)> <!ELEMENT Diagnostic (Date_diag, Diagnostic, Certitude, Commentaires_diag, Cas_ecole, Examens_complementaires)> <!ATTLIST Diagnostic num CDATA #REQUIRED> <!ELEMENT Date_diag (#PCDATA)> <!ELEMENT Diagnostic (#PCDATA)> <!ELEMENT Certitude (#PCDATA)> <!ELEMENT Commentaires_diag (#PCDATA)> <!ELEMENT Cas_ecole (#PCDATA)> <!ELEMENT Examens_complementaires (#PCDATA)> </pre>
--	--

```

</base>
<date-heure_systeme>...</date-heure_systeme>
<consultation>
  <patient>
    <id_patient>          </id_patient>
    <nom>                 </nom>
    <prenom>             </prenom>
    <date_naissance>     </date_naissance>
    .....
  </patient>

  <medecin>
    <id_medecin>         </id_medecin>
    <nom>                </nom>
    <prenom>            </prenom>
    <specialite>        </specialite>
    .....
  </medecin>

  <auscultation>
    <type> pulmonaire </type>
    <Enregistrement>
      <date> > date_et_heure </date>
      <nom_wav> xxxxxxxx.wav </nom_wav>
      <Point_auscul> base gauche </Point_auscul>
      <Semiologie_pulmonaire>
        <Murmure_vesiculaire>present </Murmure_vesiculaire>
        <wheezing>present</wheezing>
        <Ronchi>absent</Ronchi>
      </Semiologie_pulmonaire>
    </Enregistrement>
    <Enregistrement>
      <date> date_et_heure </date>
      <fichier_wave> "(-{ 57µM^uMµM'é-(~{#|\'" 'a"{'" </fichier_wave>
    </Enregistrement>
  </auscultation>
  <diagnostic>
    <Date_diag > date_et_heure </Date_diag >
    <Diagnostic>xxxxxxxx</Diagnostic>
    <Certitude> oui</Certitude>
  </diagnostic>
</consultation>
<consultation>
  <patient>
    <id_patient>          </id_patient>
    <nom>                 </nom>
  </patient>
  <medecin>
    <id_medecin>         </id_medecin>
    <nom>                </nom>
  </medecin>
  <ECG>
    .....
  </ECG>
</consultation>
</base>

```

Figure 60 : Exemple de fichier .stet

Le médecin ou le patient peut ainsi réaliser des enregistrements et les transférer à un autre médecin pour analyse ; il lui suffit d'envoyer le fichier .stet par e-mail, en le plaçant sur un serveur, par GPRS...

6.4 RESULTATS ET PROPOSITION D'IMPLEMENTATION

Dans notre application, nous avons choisi d'implémenter notre format : le format *.stet*. Nous proposons ici un exemple de mise en œuvre de notre solution.

Une fois une auscultation réalisée, le praticien a la possibilité de renseigner des champs et d'associer un point d'auscultation à l'enregistrement qu'il vient d'effectuer. On dispose ainsi d'un enregistrement documenté qui peut être stocké dans la base de données. Ces informations pourront par la suite être visualisées depuis un poste IP, un PDA ou un PC ; le format peut être utilisé aussi bien sur PC, PDA...

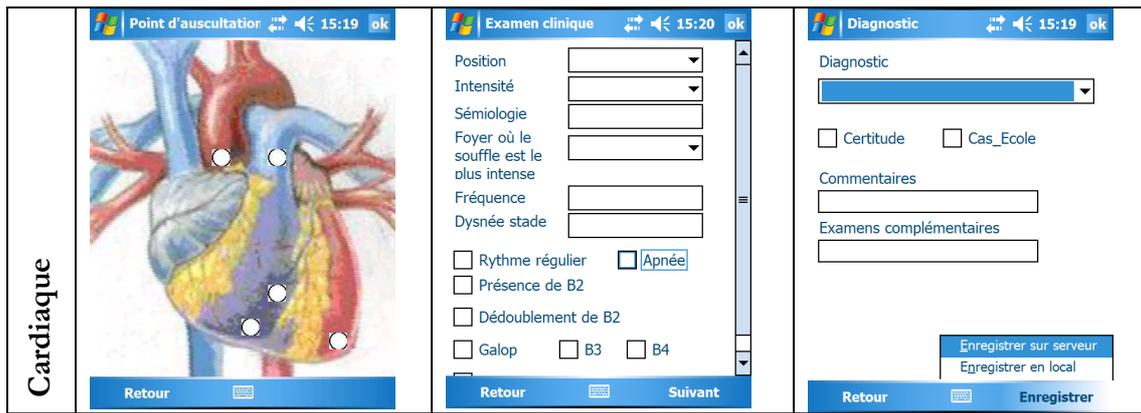
Nous avons fait une proposition d'interface PC, ergonomique pour une utilisation simple et efficace par le médecin (figure 61) :

Figure 61 : Proposition d'interface PC pour la saisie de la sémiologie pulmonaire et cardiaque

Nous avons également proposé une interface sur PDA pour une utilisation en ambulatoire (table 14) :

Table 14 : Proposition d'écrans pour la saisie des informations version PDA

	Point d'auscultation	Sémiologie	Pathologie
Pulmonaire			



Enfin nous avons travaillé sur une interface pour poste IP. Ces derniers sont placés dans la chambre du patient à l'hôpital et permettent une utilisation simple de différentes fonctionnalités, sans encombrer le médecin d'un équipement supplémentaire (figure 62).

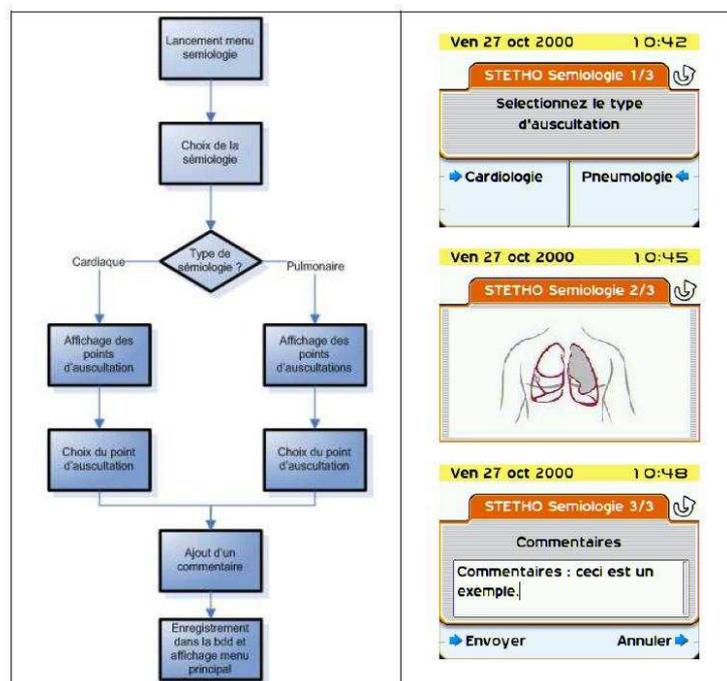


Figure 62 : Proposition d'interface sur Postes IP

Cette interface a été réalisée en collaboration avec des médecins afin de répondre au mieux à leurs besoins, à la fois en terme de contenu, de facilité et de rapidité de saisie des informations ; la saisie à l'aide de menus déroulants, check box... a été privilégiée. Le médecin indique tout d'abord le type d'auscultation dont il s'agit (cardiaque ou pulmonaire), puis il peut compléter simplement les informations spécifiques relatives à ce type d'auscultation.

Ainsi, le son est toujours associé à l'information qui lui est relative, pour réaliser un meilleur suivi. La solution proposée répond à notre besoin : elle permet le partage et le stockage de données auscultatoires pour un second diagnostic, comparaison...

6.5 CONCLUSION

Le profil *Bluetooth MED* permet de définir la connexion d'un équipement de mesure médical à une unité de traitement. Ce profil est adapté aux équipements médicaux et au milieu médical. Cependant, il ne prend actuellement pas en compte les équipements permettant d'enregistrer des sons auscultatoires. De même, certains équipements ne sont pas considérés en mode streaming, alors que cette utilisation pourrait être utile pour le médecin. Nous proposons donc d'inclure dans le *Bluetooth MED* ces nouveaux signaux, et particulièrement l'auscultation, qui ne sont pas considérés aujourd'hui.

Concernant le transfert de données médicales sur le réseau, il existe le format Dicom, qui permet de transmettre des images médicales associées à des informations sur le patient, la nature de l'image... Depuis 2000, le protocole intègre également les données ECG.

Cependant, il n'existe pas de standard permettant de transmettre des signaux auscultatoires et les métadonnées associées, c'est-à-dire une sémiologie, un point d'auscultation... Or, comme nous l'avons montré précédemment, ces informations sont capitales pour réaliser un bon diagnostic.

Le protocole existant n'est donc pas suffisant ; il est donc nécessaire soit de l'augmenter en intégrant les données non prises en compte, soit de proposer un nouveau format de transport des données. La première solution présente l'avantage de permettre l'interopérabilité avec les systèmes existants et les autres résultats d'examens pour ainsi réaliser des corrélations. Dans les deux cas, le format proposé permet de disposer dans un seul et même fichier des données sons et des informations de sémiologie, sans pouvoir les dissocier ; cela permet de réduire les risques d'erreurs.

Transporter de manière standardisée des données auscultatoires permettra de partager ces signaux, de demander un second avis, de stocker aisément les données, de réaliser des comparaisons, un suivi dans le temps, ou d'être un outil d'éducation des futurs médecins (cf. chapitre 4).

Notre ambition est que, dans un futur relativement proche, les médecins quelle que soit leur position géographique (dans leur cabinet, en ambulatoire, dans l'hôpital,...) et les patients, puissent réaliser localement ou à distance des auscultations en utilisant un outil communicant pour capturer, analyser, et transmettre les sons auscultatoires en temps réel ou différé. Ainsi, dans des situations d'urgence, le médecin pourra disposer d'un meilleur accès aux précédents enregistrements médicaux du patient ; il sera capable de sauvegarder les paramètres vitaux, d'échanger à distance les informations avec un collègue pour obtenir un second avis en temps réel... Les hôpitaux auront accès à l'information concernant le patient en situation d'urgence avant même son arrivée dans l'enceinte de l'hôpital, et par conséquent ils pourront anticiper les ressources médicales, matérielles ou personnelles nécessaires afin de prendre plus rapidement et plus efficacement possible le patient en charge. La première étape consiste à offrir la possibilité de partager des sons auscultatoires afin d'améliorer nos connaissances sur l'auscultation. L'étape suivante, basée sur l'analyse de sons pertinents collectés durant la première phase, rendra possible le développement d'outils d'aide au diagnostic. La plateforme MERCURE s'inscrit totalement dans cette optique.

Dans le dernier chapitre de cette thèse, nous allons donner un aperçu des perspectives médicales offertes par le système proposé. Pour cela, nous allons fournir des exemples d'enregistrements réalisés avec notre équipement, présenter leur qualité, et l'aide au diagnostic qui devrait à terme pouvoir en émerger.

Chapitre 7 - PERSPECTIVES MEDICALES : DE L'ANALYSE DES SONS A L'AIDE AU DIAGNOSTIC

Sommaire

7.1	INTRODUCTION.....	127
7.2	INTERPRETATION ET AIDE AU DIAGNOSTIC EN PNEUMOLOGIE.....	128
7.2.1	<i>Les bruits pulmonaires.....</i>	<i>128</i>
7.2.1.1	Bruits respiratoires normaux.....	128
7.2.1.2	Bruits respiratoires modifiés.....	129
7.2.1.3	Bruits surajoutés.....	129
7.2.1.4	Pathologies pulmonaires courantes.....	131
7.2.2	<i>Cas cliniques et apports.....</i>	<i>131</i>
7.2.2.1	Respiration normale.....	132
7.2.2.2	Illustration des sibilants et de l'efficacité d'un traitement : la bronchiolite.....	132
7.2.2.3	Respiration pathologique avec présence de sibilants et crépitants : BPCO.....	133
7.2.2.4	Quantification de la gravité d'une pathologie : cancer pulmonaire.....	135
7.3	INTERPRETATION ET AIDE AU DIAGNOSTIC EN CARDIOLOGIE.....	136
7.3.1	<i>Les bruits cardiaques.....</i>	<i>136</i>
7.3.1.1	Les bruits du cœur normaux (B1, B2).....	136
7.3.1.2	Les bruits du cœur surajoutés (B3, B4).....	137
7.3.1.3	Les souffles cardiaques.....	138
7.3.2	<i>L'évolution : du phonocardiogramme au stéthoscope communiquant.....</i>	<i>142</i>
7.3.3	<i>Les bruits du cœur et les indices de fonction du ventricule gauche.....</i>	<i>142</i>
7.3.4	<i>Cas cliniques et apports.....</i>	<i>143</i>
7.3.4.1	Auscultation cardiaque normale.....	143
7.3.4.2	Insuffisance aortique.....	143
7.3.4.3	Confortation d'un diagnostic : souffles systoliques losangiques.....	147
7.3.4.4	Aide à l'éducation : insuffisance mitrale.....	149
7.3.4.5	Valves cardiaques artificielles : possibilité de suivre leur évolution dans le temps..	151
7.3.4.6	Légère sténose orificielle de l'artère pulmonaire et très important bloc de branche droit incomplet.....	157
7.3.4.7	Bruit de triolet.....	157
7.4	LES APPORTS DU NOUVEAU SYSTEME PROPOSE	159
7.4.1	<i>Confortation du diagnostic.....</i>	<i>159</i>
7.4.2	<i>Illustration des la gravité d'une pathologie.....</i>	<i>159</i>
7.4.3	<i>Illustration de l'efficacité d'un traitement.....</i>	<i>159</i>
7.4.4	<i>Suivi de l'évolution dans le temps.....</i>	<i>159</i>
7.4.5	<i>Réalisation d'un diagnostic.....</i>	<i>159</i>
7.4.6	<i>Éducation.....</i>	<i>160</i>
7.4.7	<i>Partage des données.....</i>	<i>160</i>
7.4.8	<i>De nouvelles perspectives.....</i>	<i>160</i>
7.5	CONCLUSION.....	161

7.1 INTRODUCTION

Dans ce chapitre, nous allons essayer de donner un aperçu des apports de notre système d'auscultation (cf. chapitre 4) et du traitement des sons auscultatoires pour le praticien, dans son quotidien et dans son analyse d'un cas pathologique.

Il s'agit, dans le dernier chapitre de cette thèse à la frontière entre l'informatique et la médecine, de présenter quelques unes des nombreuses perspectives que peut offrir le système proposé, de l'intérêt apporté par nos travaux.

Le système d'auscultation que nous avons défini permet de :

- disposer d'une architecture permettant l'interaction entre les différents acteurs de santé (chapitre 4) ;
- disposer d'un outil performant et adapté pour l'enregistrement des sons auscultatoires (chapitre 5) ;
- disposer de formats d'échange des données, pour un meilleur suivi et de meilleurs échanges entre professionnels de santé (chapitre 6) ;
- être ouvert pour intégrer une analyse et aide au diagnostic (chapitre 7).

C'est sur ce dernier point que se focalise ce chapitre ; il s'agit de montrer des exemples concrets de détection de pathologies, de confortation de diagnostic... permis par notre outil.

Dans un premier temps, nous nous sommes focalisés sur les sons pulmonaires. Cependant, toutes les solutions proposées peuvent également s'appliquer aux sons cardiaques. Nous allons donc, dans ce chapitre, fournir en plus des exemples pulmonaires, quelques exemples révélateurs de sons cardiaques et de diagnostic associé.

Ce chapitre se décline en trois parties. Nous allons tout d'abord nous intéresser aux sons pulmonaires ; après avoir donné quelques explications sur les bruits normaux et les bruits surajoutés, nous allons fournir différents exemples d'enregistrements réalisés avec notre stéthoscope. Pour chaque exemple, nous expliquerons en quoi notre outil ou système est un atout pour l'auscultation. Puis, dans une seconde partie, nous allons faire de même avec les sons cardiaques : nous fournirons quelques explications sur les sons normaux et les bruits pathologiques. Enfin, dans la dernière partie, nous récapitulerons les apports du nouveau système proposé.

Les exemples décrits dans ce chapitre présentent les premiers résultats, déjà spectaculaires, obtenus grâce au dispositif que nous avons développé ; et se basent principalement sur l'analyse de la représentation temporelle et de la puissance spectrale du signal. Cependant, des travaux sont en cours afin de pousser plus loin les recherches, en utilisant des méthodes plus élaborées (approche neuronale...).

Les éléments recueillis par l'auscultation concernent les bruits du cœur, les bruits issus de la ventilation et de l'étude de l'appareil respiratoire, mais également de l'étude de l'appareil circulatoire périphérique c'est-à-dire des vaisseaux. Accessoirement, une auscultation de l'abdomen est pratiquée [Almange 06]. Les exemples qui sont cités ci-dessous concerneront plus particulièrement les sons auscultatoires pulmonaires et cardiaques. Les figures sont des représentations graphique sur son sous forme de spectrogramme (en haut) et de représentation temporelle (en bas).

La représentation temporelle correspond à un phonopneumogramme dans le cas d'une auscultation pulmonaire, et à un phonocardiogramme dans le cas d'une auscultation cardiaque.

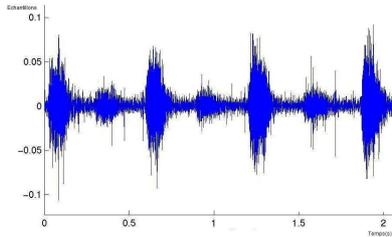


Figure 63 : Exemple de phonopneumogramme : enregistrement pulmonaire normal

Le spectrogramme est une représentation dans laquelle le temps figure en abscisse, la fréquence en ordonnée et l'intensité du signal est représentée par une palette de couleurs. Il est obtenu en effectuant une transformée de Fourier rapide de 512 points sur le signal. Pour un signal $x(n)$ et une fenêtre $w(n)$, la transformée de Fourier discrète s'écrit :

$$STFT\{x(n)\} = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]w[n-m]e^{-j\omega n}$$

La densité spectrale de puissance (DSP) représente la distribution de la puissance du signal sur l'axe des fréquences. Le périodogramme standard est généré à partir de la transformée de Fourier (TF) des données d'une tranche du signal, il est donné par : $\Pi_w(\nu) = \frac{1}{N} |TF[w(n)x(w)]|^2$, où $w(n)$ est une fenêtre d'apodisation. Le spectrogramme est donné par le carré de la norme de la transformée de Fourier rapide : $spectrogram(t, w) = |STFT(t, w)|^2$.

Il est à noter que les cas cliniques qui sont cités en exemples dans les paragraphes suivants sont des enregistrements pilotes réalisés pour préparer le dossier de validation.

7.2 INTERPRÉTATION ET AIDE AU DIAGNOSTIC EN PNEUMOLOGIE

7.2.1 Les bruits pulmonaires

L'analyse des bruits respiratoires doit être rigoureuse et permettre de répondre à deux questions : 1 – Entend-on les bruits normaux ? Sont-ils modifiés ? 2- Existe-t-il des bruits surajoutés ? Si oui lesquels ? Les bruits respiratoires se définissent par leur siège, leur intensité, leur hauteur ou fréquence, leur temps (inspiration ou expiration) [SocPneumo 05].

7.2.1.1 Bruits respiratoires normaux

Les bruits respiratoires normaux sont classés en bruits trachéo-bronchiques, entendus sur les grandes voies aériennes, et en bruits vésiculaires, entendus en périphérie [SocPneumo 05].

Le bruit trachéo-bronchique, aussi appelé bruit glottique ou laryngo-trachéal, c'est un bruit râpeux, rude, de grande intensité et continu. Il est causé par l'air pénétrant dans le larynx, les bronches et la trachée ; on l'entend à la fois pendant l'inspiration et l'expiration. Il a un maximum d'intensité au niveau du creux sus-sternal et il diminue d'intensité lorsque l'on déplace le stéthoscope sur la face antérieure du thorax, en regard de la trachée et des grosses bronches. Il s'entend également plus faiblement en arrière, entre les deux omoplates.

Le murmure vésiculaire situé dans la plus grande partie des poumons, correspond au bruit produit par l'entrée de l'air dans les alvéoles pulmonaires. Perçu dans les régions antérolatérales du thorax et dans le dos, il s'agit d'un murmure continu, moelleux et de

faible intensité, entendu durant toute l'inspiration et seulement au début de l'expiration. Le murmure vésiculaire est plus intense chez l'enfant ; il est atténué en cas d'obésité.

7.2.1.2 Bruits respiratoires modifiés

Différentes modification des bruits respiratoires peuvent apparaître lors de la présence d'une pathologie [SocPneumo 05] :

Le murmure vésiculaire peut être aboli. Ceci intervient dans les conditions pathologiques suivantes :

- interposition d'une lame gazeuse ou liquidienne entre le poumon et la paroi thoracique comme, par exemple, en cas de pneumothorax ou de pleurésie ;
- disparition de la ventilation dans la partie du poumon concernée comme, par exemple, en cas de condensation pulmonaire, surtout si elle est rétractée sous forme d'atélectasie.

Le murmure vésiculaire peut être diminué, dans les cas de :

- épaissement important de la paroi comme, par exemple, en cas d'obésité ;
- distension thoracique comme, par exemple, en cas d'emphysème.

Les bruits trachéo-bronchiques peuvent être modifiés. Une anomalie de la transmission du bruit trachéo-bronchique se traduit par l'apparition d'un souffle. Les souffles les plus fréquemment rencontrés sont le souffle tubaire et le souffle pleurétique. Tout souffle se caractérise par son temps respiratoire, son intensité, sa tonalité et son timbre.

- Le *souffle tubaire* est un bruit intense, rude et de tonalité élevée, il est perçu aux deux temps de la respiration, avec une prédominance inspiratoire. Il s'entend lors de condensation pulmonaire de type pneumonie. Dans des conditions normales, le poumon essentiellement constitué d'air atténue les bruits très intenses produits lors du passage de l'air au niveau des gros troncs bronchiques. Par contre, en cas de pneumonie, les alvéoles sont comblées alors que les bronches sont libres.
- Le *souffle pleurétique* est un bruit doux, lointain, voilé et expiratoire, perçu à la limite supérieure d'un épanchement pleural d'abondance moyenne. A l'instar du souffle tubaire, il est déterminé par la condensation du poumon refoulé par la pleurésie. Etant atténué par la pleurésie, il présente néanmoins des caractères différents du souffle tubaire.
- Le *souffle amphorique* est moins souvent perçu. C'est un souffle avec un timbre métallique, de tonalité élevée, expiratoire. Il est dû à la résonance des bruits respiratoires normaux dans une poche gazeuse pleurale (pneumothorax), lorsqu'une brèche pleurale persiste.

7.2.1.3 Bruits surajoutés

Les bruits surajoutés se distinguent par leur forme et leur durée ainsi que par leur caractère continu ou discontinu [SocPneumo 05].

7.2.1.3.1 Bruits surajoutés continus

Il existe deux types de bruits surajoutés continus : les sifflements et les ronflements.

Les *sifflements* sont d'origine bronchique, variables en intensité, les sifflements sont perçus à l'oreille à distance du patient.

- Un sifflement localisé, est un sifflement inspiratoire ou aux deux temps, de même tonalité, causé par une obstruction partielle de la trachée ou d'une grosse bronche, suite à la présence d'une tumeur ou d'un corps étranger. Ce sifflement localisé est appelé « *wheezing* » en littérature anglo-saxonne.

- Les sifflements diffus sont le plus souvent de sifflements bilatéraux, de tonalités diverses, entendus surtout en fin d'expiration et rencontrés dans le cadre de l'asthme bronchique. On parle également de *sibilances* ou de *râles sibilants*. Leur intensité varie en fonction de gravité de la crise d'asthme. Intenses dans une crise d'asthme de gravité moyenne, ils tendent à disparaître au décours des crises graves. En cas de bronchite chronique obstructive, on rencontre également des sifflements diffus et expiratoires, dus aux vibrations des parois des grosses bronches qui ont tendance à se collaber à l'expiration.

Les ronflements sont d'origine bronchique comme les sifflements, de tonalités graves, tant inspiratoires qu'expiratoires, les ronflements sont modifiés par la toux. Aussi appelés « *ronchi* », ils se rencontrent en cas de bronchite aiguë ou chronique accompagnée d'hypersécrétion bronchique. Ils naissent dans les grosses bronches et sont dus aux vibrations des sécrétions adhérentes aux parois bronchiques.

7.2.1.3.2 Bruits surajoutés discontinus

Trois principaux bruits surajoutés discontinus sont présents [SocPneumo 05] :

Les râles bulleux, aussi appelés *râles muqueux*, *râles sous-crépitants*, *râles gras*, les râles bulleux sont des bruits discontinus et de faible durée. Ils réalisent un bruit de gargouillement dans les grosses bronches à mettre en rapport avec l'encombrement des bronches suite à une hypersécrétion de mucus. Il s'agit de bruits irréguliers, inégaux, intenses, perçus aux deux temps de la respiration et modifiés par la toux. On les observe avant tout en cas de bronchite.

Les râles crépitants, aussi appelés *râles fins* ou *crépitations*, les râles crépitants sont des bruits discontinus, fins, secs, égaux entre eux, de tonalité élevée, survenant en bouffée durant l'inspiration. Ils deviennent plus nets après la toux et pointent vers un processus pathologique alvéolaire. Dus à des décollements entre les parois alvéolaires et leurs contenus pathologiques, ils s'observent avant tout en cas de pneumonie, d'œdème pulmonaire interstitiel suite à une défaillance cardiaque, mais aussi dans le cadre des fibroses pulmonaires ainsi que dans certaines pneumopathies interstitielles.

Les frottements pleuraux sont des bruits secs, rugueux, superficiels, non modifiés par la toux. Ils sont dus au frottement l'un contre l'autre des deux feuillets pleuraux enflammés. Leur intensité peut être discrète, de type « froissement de papier de soie », ou intense, de type « bruit râpeux de cuir neuf ». Ils s'observent au début d'une pleurésie, à sa limite supérieure ou après son évacuation. Le diagnostic différentiel avec les râles crépitants s'avère parfois difficile, mais contrairement à ces derniers, les frottements pleuraux commencent dès le début de l'inspiration.

7.2.1.4 Pathologies pulmonaires courantes

Table 15 : Diagnostic différentiel des maladies pulmonaires courantes dans « L'examen pulmonaire » Jean Claude Lauzon Professeur-formateur Collège de Rosemont (Canada)

Pathologie	Signes généraux	Inspection	Palpation	Percussion	Auscultation
Asthme	Tachypnée Tachycardie	Dyspnée, utilisation des muscles accessoires ; cyanose possible ; distension pulmonaire	Souvent normal, Frémissement diminué	Souvent normal ; hypersonorité diaphragme bas	Expiration prolongée ; wheezing ; bruits pulmonaires diminués
Emphysème	Stables	Diamètre thoracique AP accru ; tirage ; sujet maigre	Frémissement vocal tactile diminué	Sonorité accrue ; amplitude des mouvements du diaphragme diminué	bruits pulmonaires diminués : frémissement vocal diminué
Bronchite Chronique	Tachycardie	Cyanose possible ; individu petit et trapu	Souvent normal	Souvent normal	Crépitation précoce
Pneumonie	Tachycardie Fièvre	Cyanose possible	Frémissement vocal tactile accru	Submatité	Crépitation tardive ; bruits respiratoires bronchiques
Embolie Pulmonaire	Tachypnée	Souvent normal	Habituellement normal	Habituellement normal	Habituellement normal
Œdème Pulmonaire	Tachypnée Tachycardie	Signes possibles d'hypertension du cœur droit ; distension haute de la veine jugulaire ; œdème des pieds ; hépatomégalie	Souvent normal	Souvent normal	Crépitation précoce ; wheezing
Pneumothorax	Tachypnée Tachycardie	Souvent décalage du côté atteint	Absence de frémissement ; déviation trachéale du côté opposé possible	Hypersonorité	Absence de bruits respiratoires
Épanchement Pleural	Tachypnée Tachycardie	Souvent normal ; décalage du côté atteint	Frémissement diminué ; trachée déviée du côté opposé	Submatité	Absence de bruits respiratoires
Atélectasie	Tachypnée	Souvent normal ; décalage du côté atteint	Frémissement diminué ; trachée déviée du même côté	Submatité	Absence de bruits respiratoires
SDRA	Tachycardie Tachypnée	Tirage, cyanose	Habituellement normal	Souvent normal	Normal au début ; crépitation et bruits respiratoires diminués plus tard

7.2.2 Cas cliniques et apports

Les auscultations pulmonaires suivantes, qui ont été réalisées avec notre prototype (décrit dans le chapitre 5), ne sont pas des enregistrements de respirations « normales » ou automatiques mais de respirations provoquées telles que demandées classiquement par le médecin au patient au moment de l'examen auscultatoire : il s'agit donc d'inspirations et d'expirations amplifiées et séparées par une phase de repos.

7.2.2.1 Respiration normale

Le schéma ci-dessous représente une respiration normale chez un individu sain avec phase expiratoire (qui représente 2/3 de la durée du cycle), inspiratoire (1/3 de la durée), repos (apnée).

Comme l'illustre le spectrogramme, l'énergie est supérieure pendant phase inspiratoire.

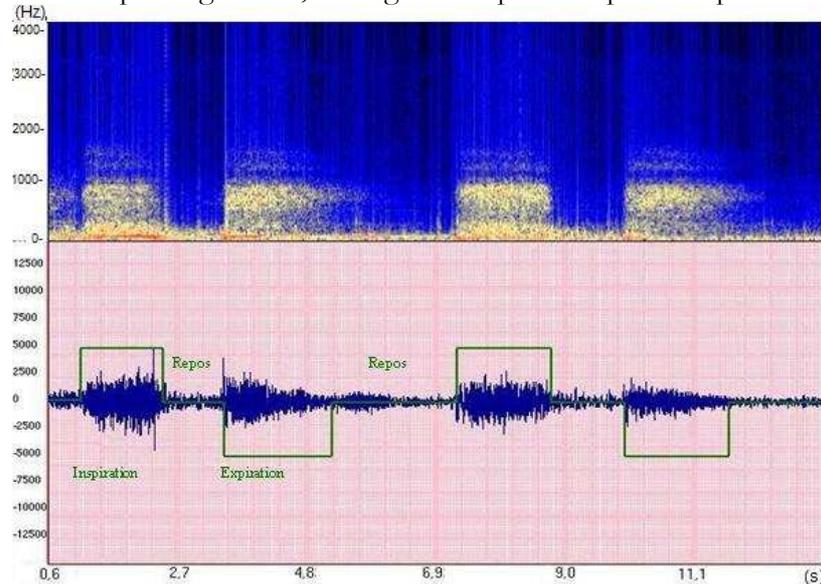


Figure 64 : Auscultation pulmonaire normale

7.2.2.2 Illustration des sibilants et de l'efficacité d'un traitement : la bronchiolite

La bronchiolite aiguë est une infection virale épidémique saisonnière, survenant chez des enfants de moins de deux ans. Elle correspond à une inflammation aiguë des bronchioles, les plus petits conduits respiratoires des poumons ce qui se caractérise par une obstruction bronchiolaire prédominante accompagnée de sibilants. Elle se manifeste par :

- une polypnée et distension thoracique ;
- des râles crépitants en fin d'inspiration ;
- un frein expiratoire avec sibilances.

Le *wheezing* est particulièrement caractéristique ; ce sifflement très audible est dû à la destruction de la muqueuse de l'arbre respiratoire entraînant obstruction et inflammation.

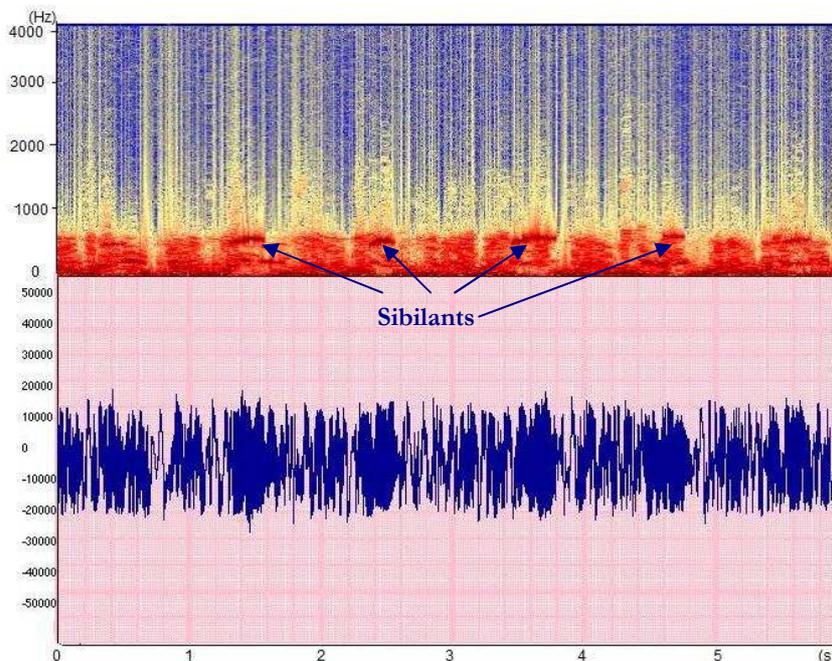


Figure 65 : Bronchiolite

Nous sommes ici en présence d'une représentation pathologique chez un nouveau né présentant une bronchiolite. La représentation met en évidence divers marqueurs pathologiques (ainsi

que leur position dans le cycle respiratoire), à savoir de nombreux sibilants (lignes rouges horizontales sur le spectrogramme), ainsi que quelques crépitants. On peut noter que les sibilants sont majoritairement expiratoires et que les crépitants sont majoritairement inspiratoires (fin d'inspiration).

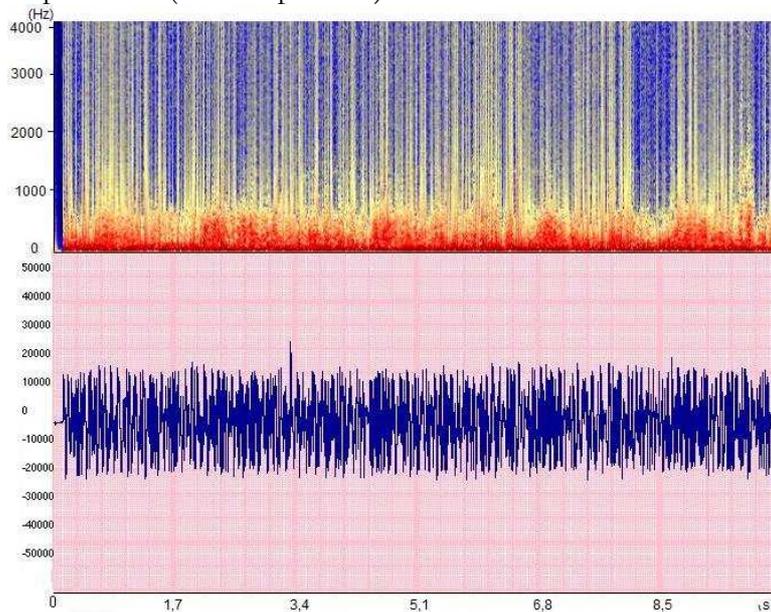


Figure 66 : Bronchiolite après kinésithérapie respiratoire

Cette seconde figure représente un enregistrement du même individu, après kinésithérapie respiratoire. On peut noter l'efficacité du traitement, notamment via la réduction très significative du nombre de sibilants.

Notre apport

Ce cas clinique illustre l'intérêt du système proposé pour visualiser et quantifier l'efficacité d'un traitement. Le système peut également être utilisé par le médecin pour illustrer ces propos à son patient.

7.2.2.3 Respiration pathologique avec présence de sibilants et crépitants : BPCO

Les BPCO, ou broncho-pneumopathie chronique obstructive, directes conséquences du tabagisme et problème majeur de santé publique, connaissent depuis quelques années un regain d'intérêt de la part de la communauté médicale en général, et de la communauté des pneumologues en particulier. Ces pathologies, dont longtemps ne se sont préoccupés presque seuls que les physiopathologistes, ont désormais la place que leur énorme poids médical, social et économique justifie.

La littérature décrit l'auscultation d'une BPCO [Similowski 04] comme présentant des râles bronchiques, dont l'une des caractéristiques est d'être modifiée par la toux. Les râles sibilants de BPCO sont rarement isolés. La présence de sibilants peut s'expliquer par la réduction du calibre bronchique au cours de la BPCO et existence d'une hyperréactivité bronchique mécanique.

L'auscultation d'une BPCO peut aussi apprécier l'allongement de la durée de l'expiration maximale, signe de l'obstruction bronchique, en mesurant le temps écoulé entre le début d'une expiration à partir d'une inspiration maximale et le moment où disparaît le bruit expiratoire entendu à l'auscultation de la trachée. Ce temps est normalement inférieur à 4 secondes.

Les anomalies auscultatoires au cours de la BPCO ne sont pas confinées au temps expiratoires. En effet, des études ont montré que la présence de râles secs, crépitants, au début de l'inspiration (proto-inspiratoire) était spécifique de l'obstruction bronchique sévère. La fréquence de ce signe, sa corrélation au degré d'obstruction, sa reproductibilité inter observateur, et ses paramètres opérationnels sur de larges séries restent à déterminer. Cependant, la présence de ces râles est considérée comme évocatrice du diagnostic.

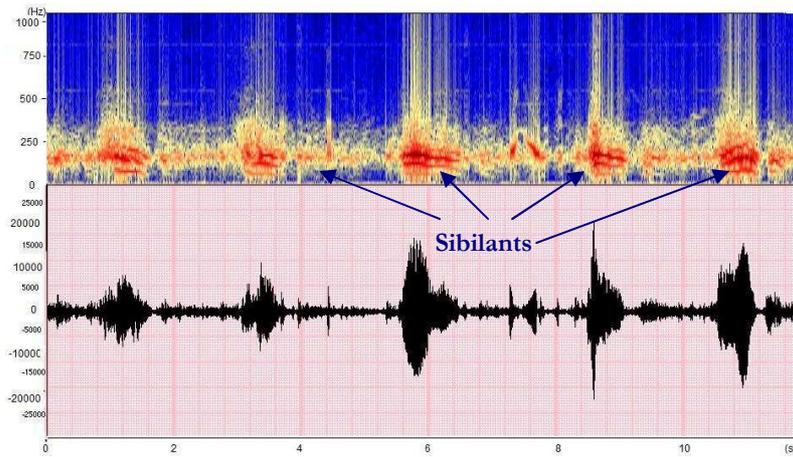


Figure 67 : Auscultation pulmonaire d'un patient atteint de BPCO

Nous sommes ici en présence d'une respiration pathologique chez un individu présentant une BPCO. Les marqueurs pathologiques que l'on peut voir sont ici aussi des crépitations (principalement inspiratoires) et les

sibilants (visible sur le spectrogramme).

On peut également noter que, suite à la pathologie, les expirations sont fortement diminuées dans le temps par rapport à une respiration normale.

Notre apport

Dans ce cas, le système permet d'illustrer la gravité d'une pathologie ; on a la possibilité de compter les crépitations, de quantifier les sibilants grâce à une analyse mathématique du signal... Le médecin peut également suivre un patient dans le temps en réalisant des comparaisons avec les précédents enregistrements réalisés sur le même patient, et stockés dans la base de données. Enfin, le patient peut réaliser des enregistrements à domicile, et le système informe le médecin en cas d'évolution (augmentation du nombre moyen de crépitations inspiratoires...), qui pourra ensuite faire son diagnostic et éventuellement ajouter le traitement.

7.2.2.4 Quantification de la gravité d'une pathologie : cancer pulmonaire

Il s'agit d'une représentation pathologique d'un individu présentant une BPCO et une condensation pulmonaire liée à un cancer broncho pulmonaire. Il y a mise en évidence de très nombreux crépitations et de quelques sibilants (principalement expiratoires).

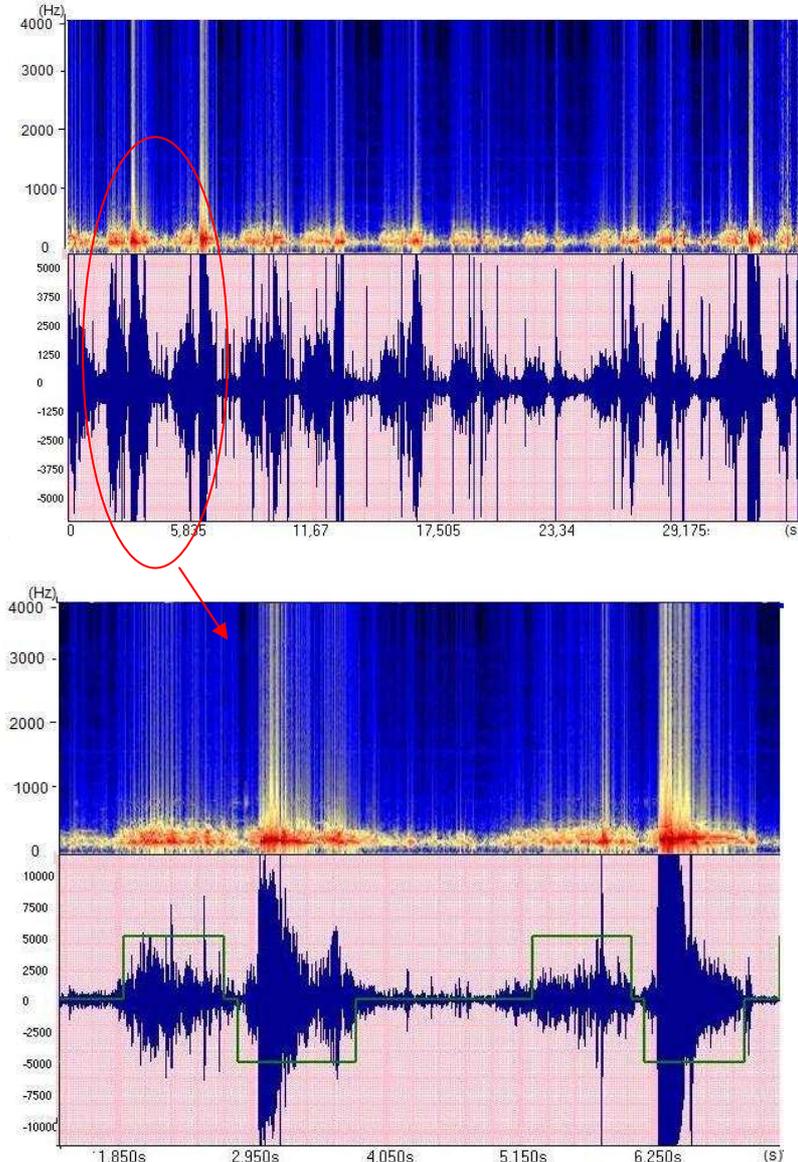


Figure 68 : Auscultation pulmonaire d'un patient atteint d'une BPCO et d'une condensation pulmonaire liée à un cancer broncho pulmonaire

L'analyse des crépitations est importante, en effet comme indiqué dans [Guler 03], le timing (inspiratoire, expiratoire, début ou fin), le pitch (haut ou faible), et le nombre de crépitations (faible ou abondant) dans les sons pulmonaire reflète le type et le stade de la pathologie.

Notre apport

Comme dans le cas précédent, cet exemple illustre la capacité d'évaluer la gravité d'une pathologie et de suivre son évolution.

7.3 INTERPRÉTATION ET AIDE AU DIAGNOSTIC EN CARDIOLOGIE

7.3.1 Les bruits cardiaques

7.3.1.1 Les bruits du cœur normaux (B1, B2)

La genèse des bruits du cœur fait l'objet d'un débat sur leur origine valvulaire ou musculaire. Il est vraisemblable que celle-ci soit le fait de l'ensemble vibrant des structures fibro-musculaires et valvulaires du cœur.

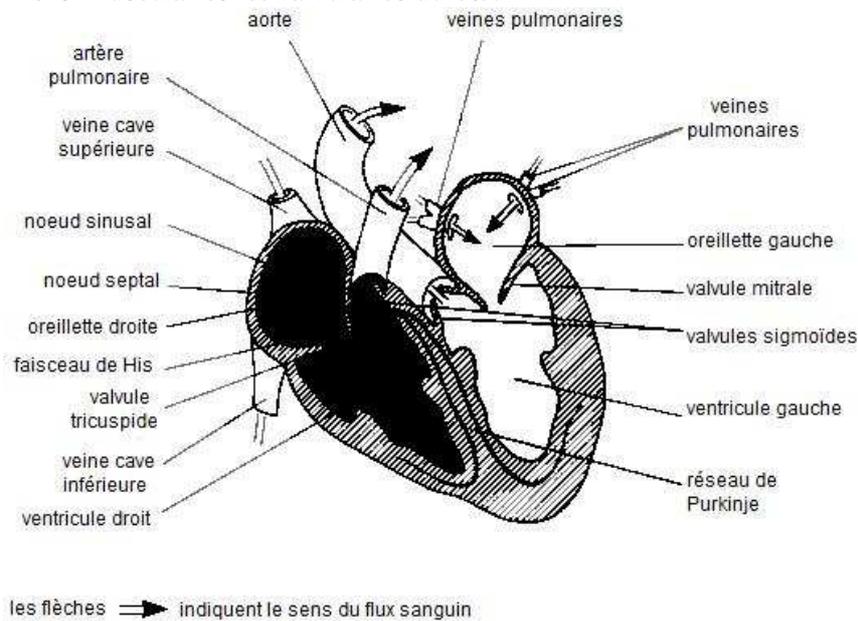


Figure 69 : Schéma anatomique et localisation des valves cardiaques sur le cœur droit et le cœur gauche [Almange 06]

L'auscultation cardiaque met en évidence les bruits du cœur : on constate normalement deux bruits : B1 (S1 en notation anglo-saxonne) et B2 (S2).

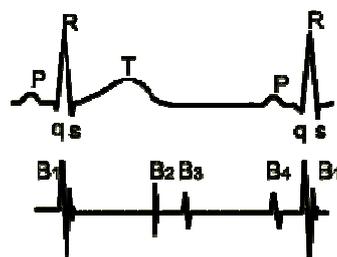


Figure 70 : Schéma des bruits du cœur et leur rapport avec le signal ECG

Le premier bruit du cœur (B1) est un son résultant des événements du cycle de la contraction cardiaque et plus particulièrement de la fermeture des valves mitrales et tricuspides sous l'effet de l'augmentation de la pression intra-ventriculaire générée par la contraction du muscle cardiaque.

Ce bruit est composite, complexe intégrant des fréquences de l'ordre de 10 à 100 Hz. Le deuxième train de vibrations du premier bruit comporte des éléments relevant de

L'ouverture des sigmoïdes aortiques et pulmonaires qui suivent la poursuite de l'augmentation des pressions intra-ventriculaires.

La phase d'éjection est quasi silencieuse. A la fin de cette phase, la décroissance rapide de la pression dans l'aorte entraîne la fermeture des valves aortiques puis pulmonaires responsables du B2. Ce bruit est de plus haute fréquence.

Ainsi, la première composante rapide de B1 marque précisément la fermeture de la valve mitrale et la première composante de B2, la fermeture des sigmoïdes aortiques correspondants au début de la diastole clinique.

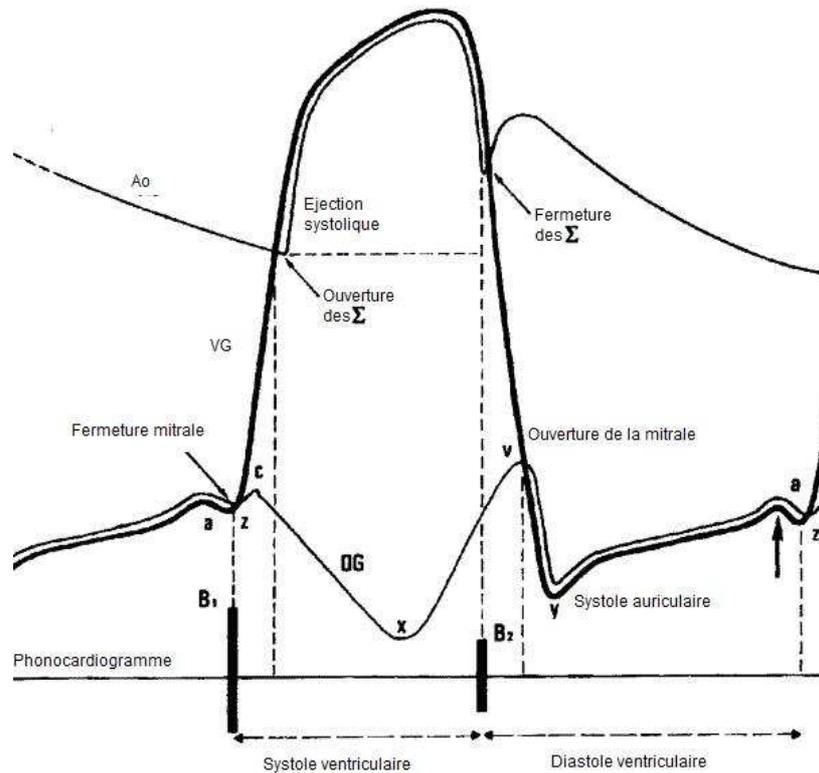


Figure 71 : Evolution des pressions intracardiaques et leurs répercussions sur le jeu valvulaire pendant le cycle cardiaque [Almange 06]

7.3.1.2 Les bruits du cœur surajoutés (B3, B4)

La *systole* correspond la contraction des chambres du cœur. Lors de la systole, les ventricules cardiaques, remplis lors de la diastole, se contractent mais sans changer de volume, c'est la contraction isovolumétrique. Celle-ci permet d'augmenter la pression des cavités ventriculaires, et quand les valves s'ouvrent le sang est envoyé dans les artères : c'est l'éjection systolique.

La *diastole* est la période au cours de laquelle le cœur se relâche après s'être contracté. Au cours de la diastole ventriculaire (relâchement des ventricules), la pression dans les ventricules (gauche et droit) s'abaisse par rapport au pic qu'elle avait atteint au cours de la systole. Lorsque la tension du ventricule gauche s'abaisse en dessous de celle de l'atrium gauche, la valvule mitrale s'ouvre, et le ventricule gauche se remplit du sang qui s'était accumulé dans l'atrium gauche.

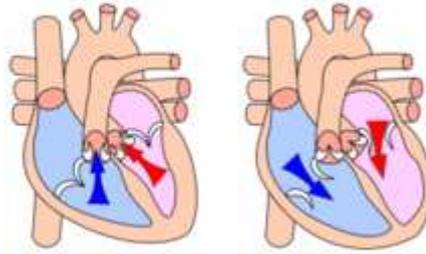
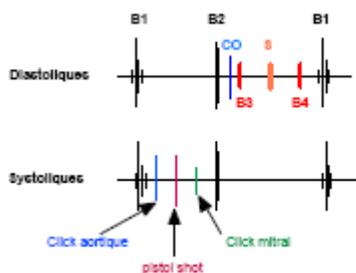


Figure 72 : Systole ventriculaire (à gauche) et diastole ventriculaire (à droite)

Pendant la phase diastolique (relaxation puis diastasis et remplissage auriculaire), on peut avoir des bruits cardiaques supplémentaires :

- *B3 (S3) ou galop de sommation* signant une grande détérioration du myocarde. Le B3 est un bruit sourd proto-diastolique, correspondant à la phase initiale rapide de remplissage ventriculaire.
- *B4 (S4) ou galop pré systolique* correspondant au bruit généré par le ventricule du fait de la contraction de l'oreillette et qui marque également une détérioration des qualités du myocarde (ce bruit est entendu chez les jeunes enfants voire adolescents même en l'absence de pathologie du fait de la bonne compliance du système ventriculaire). Le B4 est également sourd, télé-diastolique, correspondant à la phase de remplissage actif du ventricule par la contraction de l'oreillette.
- Bruits diastoliques supplémentaires d'origine valvulaires (claquement d'ouverture mitrale), péricardique et roulements de débit.



Les bruits diastoliques : CO claquement d'ouverture, B3 (proto-diastolique), B4 (télé-diastolique), S galop de sommation.

Les bruits systoliques : click d'éjection, pistol shot, click mitral.

Figure 73 : Bruits surajoutés diastoliques et systoliques

7.3.1.3 Les souffles cardiaques

Dans certaines conditions normales ou pathologiques, on constate que le régime circulaire à l'intérieur des cavités et des vaisseaux devient un système turbulent donc générant des souffles cardiaques.

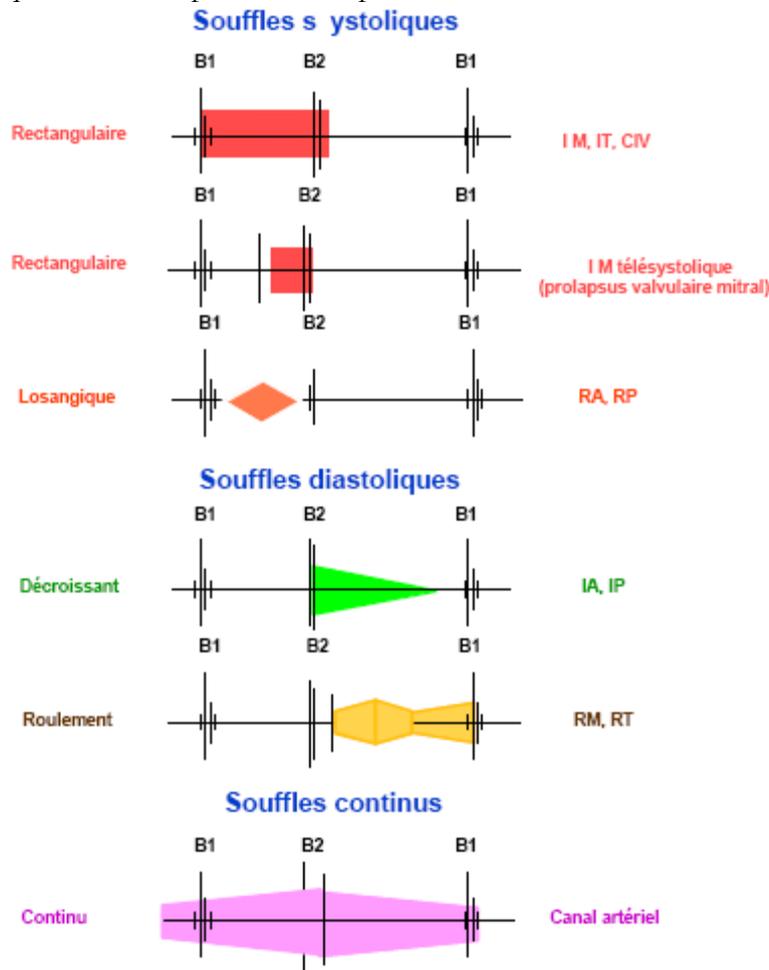
Globalement, on constate l'existence de souffles fonctionnels qui sont des souffles de débit. L'augmentation du débit cardiaque à travers les orifices valvulaires de dimensions normales génère un souffle, sans qu'il n'y ait de lésions valvulaires.

A l'opposé, les souffles organiques sont liés à des altérations des valves auriculo-ventriculaires (valves d'admission) ou des valves ventriculo-aortiques ou pulmonaires (valves d'échappement). Ces souffles peuvent survenir dans les deux temps de la contraction cardiaque. Ceux issus du cœur gauche sont, en général, les plus facilement audibles.

Lorsque les lésions valvulaires sont sténosantes, elles créent des rétrécissements et doivent être distingués des souffles fonctionnels liés à un haut débit. Le rétrécissement aortique est représentatif de cette situation. Les bruits sont ici perçus durant la systole.

Les lésions valvulaires peuvent conduire à une insuffisance de coaptation et créer des souffles de régurgitation. L'insuffisance mitrale est la situation clinique représentative la plus fréquente dans ce domaine pour les souffles systoliques.

Les lésions valvulaires génèrent des souffles et des bruits pendant la diastole. L'insuffisance aortique en est le représentant le plus courant.



CIV, communication inter-ventriculaire ; IA, aortique ; IM, insuffisance mitrale ; IP, insuffisance pulmonaire ; IT, insuffisance tricuspide ; RA, rétrécissement aortique ; RM, rétrécissement mitral ; RP, rétrécissement pulmonaire ; RT, Rétrécissement tricuspide.

Figure 74 : Caractérisation schématique des souffles pendant la révolution cardiaque.

Souffles systoliques d'éjection [Almange 06]

Le souffle débute à l'ouverture de la valve ventriculo-artérielle et se termine avant sa fermeture. Il débute ainsi après B1 et respecte la contraction isovolumique. Sur un enregistrement, il a une forme losangique, du fait même du profil du gradient de pression ventriculo-artériel. Son intensité est renforcée lors du battement suivant une extrasystole.

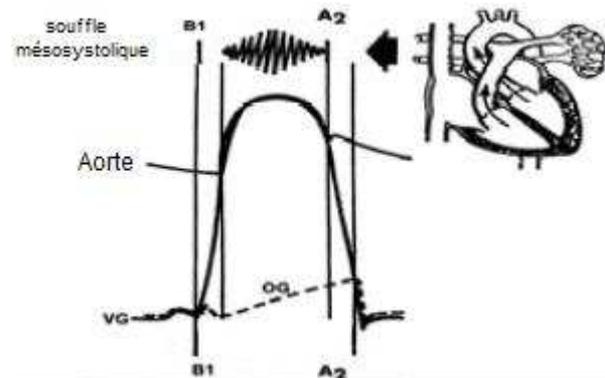


Figure 75 : Chronologie du souffle systolique d'éjection.

VG : ventricule gauche ; OG : oreillette gauche ; B1 : premier bruit ; A2 ou B2 : deuxième bruit

On en reconnaît 2 grands types : Les souffles de débit et les souffles

organiques dus à une sténose aortique ou pulmonaire par exemple.

- Les *souffles d'éjection dits de débit*. On les entend dans les situations de débit élevé : effort physique, grossesse, anémie, thyrotoxicose, fistule artérioveineuse. Au niveau de la valve pulmonaire, l'augmentation du débit se voit en cas de shunt gauche-droit. Ils ne sont donc pas imputables à une obstruction. Ils peuvent aussi exister en cas de dilatation de la racine aortique (athérosclérose, hypertension artérielle) ou de volume d'éjection systolique élevé (bloc auriculo-ventriculaire complet par exemple). Le souffle systolique d'éjection dit « innocent » est un souffle de débit : perceptible chez les sujets minces et dans une ambiance tranquille. Ce souffle est la traduction stéthacoustique du gradient de pression normal au niveau des valves ventriculo-artérielles en systole. Il est très variable (avec la position, l'état physique, etc.).
- Les *souffles systoliques d'éjection organiques*. ils ont pour causes essentielles les sténoses valvulaires aortique ou pulmonaire. Même si l'intensité du souffle varie avec la sévérité de la sténose, la relation n'est pas suffisante pour une évaluation fiable du degré de sténose à partir de l'intensité du souffle.

Souffles systoliques de régurgitation

Ils débutent avec B1 et se terminent avec B2 lorsqu'ils sont holosystoliques (durent toute la systole). Ils sont dus en général à une insuffisance mitrale ou tricuspide. Ils ont une forme rectangulaire. Ces souffles sont produits par un flux rétrograde d'une zone de haute pression intracardiaque vers une zone de plus basse pression, à travers une « ouverture anormale ». Les mécanismes de ces ouvertures anormales les plus habituels sont les suivants : l'insuffisance valvulaire mitrale, la CIV, l'insuffisance valvulaire tricuspide, la persistance du canal artériel.

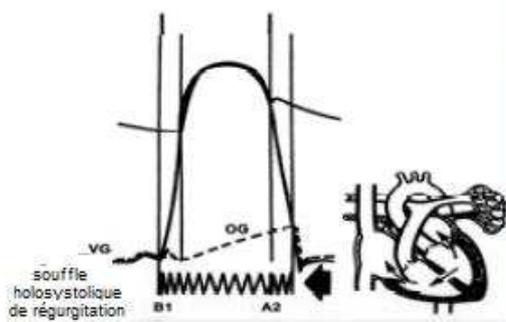


Figure 76 : Chronologie du souffle holosystolique de régurgitation

VG : ventricule gauche ; OG : oreillette gauche ; B1 : premier bruit ; A2 ou B2 : deuxième bruit

Tous les souffles de régurgitation ne sont pas holosystoliques. La fuite mitrale peut en effet donner naissance à un souffle téléstolique. Ces souffles sont surtout le fait de certaines étiologies : le prolapsus mitral et le dysfonctionnement du muscle papillaire. Les particularités des différents souffles de régurgitation sont traitées spécifiquement dans les cours de pathologie. Dans certains cas, il peut s'avérer difficile de distinguer les souffles systoliques entre eux. Ils ont les caractéristiques des 2 et leur chronologie est variable suivant le siège.

Souffles diastoliques

Tout comme les souffles systoliques peuvent survenir en cas de pathologie des valves auriculo-ventriculaires ou des valves ventriculo-artérielles. Ils sont toujours organiques. Les souffles diastoliques des atteintes des valves ventriculo-artérielles : insuffisance aortique, insuffisance pulmonaire. Ils débutent dès le bruit de fermeture de la valve correspondante. Leur intensité va decrescendo dans la diastole. De timbre doux, souvent peu intense, ils sont souvent difficiles à entendre.

Les souffles diastoliques des atteintes des valves auriculo-ventriculaires : graves et roulant (on parle de roulement), à rechercher en utilisant le cône du stéthoscope et en l'appliquant sur la paroi thoracique avec la pression minimale : rétrécissement mitral

surtout ; mais aussi rétrécissement tricuspide, persistance du canal artériel, CIA ou CIV. Ces souffles commencent tard dans la diastole. Ils sont mésodiastoliques.

Souffles continus

Un souffle continu est perçu à cheval sur B1 et B2, tout au long du cycle cardiaque, lorsque la pression est constamment plus forte dans l'une des deux cavités qui communiquent anormalement. On qualifie son timbre de « tunnelaire » et le souffle a été comparé à un bruit de machinerie ou au bruit d'un rouet. Les conditions d'observation d'un souffle continu sont :

- en cas de persistance du canal artériel, le souffle continu est sous-claviculaire gauche.
- en cas de fistule aorto-pulmonaire, le souffle continu est perçu à la base.
- en cas de fistule aorte-ventricule droit, le souffle continu est latéro-sternal gauche.

Synthèse des caractéristiques des principaux souffles :

La description d'un souffle comporte les éléments suivants, outre la quantification de l'intensité vue plus haut : siège d'intensité maximale, irradiations, forme (variations d'intensité entre leur apparition et leur disparition), chronologie, timbre.

Table 9 : Synthèse des caractéristiques des principaux souffles. In « sémiologie cardiovasculaire ». Collège national des enseignants en cardiologie.

	Mécanisme	Siège	Irradiation	Chronologie	Timbre	Type
Systolique	Régurgitation	Apex	Axillaire ou ascendante au BSG	Holo (couvre B2) ou méso-télé (PVM)	Doux, en jet de vapeur	IM, IMF
		Xiphoïde	Xiphoïde			IT, ITF
		Méso cardiaque	En rayons de roue	holo (couvre B2)	CIV	
	Obstacle à l'éjection	2 ^{ème} EICD	Carotide	Méso	Râpeux	RA
2 ^{ème} EICG		Sousclaviculaire G	RP			
Diastolique	Régurgitation	3 ^{ème} EICG	Bord G du sternum, endapex	Proto-méso, accroché à B2	Doux, lointain, aspiratif	IA
		2 ^{ème} EICG	Bord G du sternum			IP
	Obstruction	Apex	Axillaire	Du CO jusqu'à B1*	Grave (roulement)	RM
		Xiphoïde	Peu, localisé			RT
Continus	Communication artério-veineuse	Variable 2 ^{ème} EICG pour le CA	Sousclaviculaire G	Continu	Tunnelaire, machinerie	Canal artériel

BSG, bord sternal gauche ; CA, canal artériel ; CIV, communication interventriculaire ; CO, claquement d'ouverture ; IA, aortique ; IM, insuffisance mitrale ; IMF, insuffisance mitrale fonctionnelle ; IP, insuffisance pulmonaire ; IT, insuffisance tricuspide ; ITF, insuffisance tricuspide fonctionnelle ; PVM, prolapsus valvulaire mitral ; RA, rétrécissement aortique ; RM, rétrécissement mitral ; RP, rétrécissement pulmonaire ; RT, Rétrécissement tricuspide. *amputé de sa partie terminale, liée à la systole atriale, en cas de fibrillation atriale.

7.3.2 L'évolution : du phonocardiogramme au stéthoscope communicant

Développé par un médecin devenu sourd, le phonocardiogramme a représenté, avec l'ECG et la radiographie du thorax, l'outil primordial du diagnostic des années 1955 à 1975.

La représentation graphique des bruits du cœur se faisant avec des filtres passe haut, les bruits et souffles cardiaques se classent le plus souvent dans quatre gammes de fréquences :

- basse : 35 Hz
- moyenne : 35-75 Hz
- moyenne haute : 75-150 Hz
- haute : 200-400 Hz

Cette analyse statique était complétée, en cas de nécessité, par l'utilisation de drogues vasoactives qui autorisait une précision diagnostic même en cas de lésion pluri-valvulaire. L'évolution diagnostique a ensuite été rapide avec l'apparition de l'échocardiographie particulièrement efficace après la combinaison du Doppler cardiaque à l'échographie. Ces techniques sont plus que jamais d'actualité mais nécessitent le recours à des médecins particulièrement entraînés à leur utilisation, ce qui a un coût en dehors de celui du matériel.

On peut constater aujourd'hui que l'absence d'évolution de l'outil stéthoscope conduit progressivement à réduire la part de l'examen clinique et l'intérêt qui lui est porté alors que les maladies valvulaires ont toujours rigoureusement la même expression clinique.

En effet, à ce jour, l'auscultation cardiaque est du domaine non partagé de l'examen médical. Son apprentissage se fait au sens propre par l'examen direct du patient par l'examineur dont les données auscultatoires sont commentées par le maître de stage (sur le mode du compagnonnage).

7.3.3 Les bruits du cœur et les indices de fonction du ventricule gauche

A partir de 1940 et particulièrement entre 1960 et 1980, un très grand nombre de travaux a été consacré à l'aide d'enregistrements polygraphiques (ECG, phonocardiogramme et ondes de pouls) pour établir des indices fiables de fonction ventriculaire gauche.

Les intervalles de temps systoliques (ITS, STI) ont été parmi les indices ceux qui ont fait l'objet d'un grand nombre de travaux.

Ces indices utilisent très simplement la chronologie des mouvements cardiaques tels qu'ils sont définis par la combinaison de l'ECG, des bruits du cœur et de l'onde de pouls. Ils définissent, dans la contraction cardiaque, une période pré-éjectionnelle et une période d'éjection. La durée de la période pré-éjectionnelle dépend du niveau des qualités contractiles du ventricule gauche (intégrant le front d'activation électrique, l'état inotrope) mais aussi, pour une faible part, le niveau de pression artérielle. Le temps d'éjection étant lui, plus largement dépendant des qualités dynamiques de l'augmentation de pression intra ventriculaire, de la durée de la contraction et évidemment des paramètres de fonction du réservoir artériel. Globalement, une période pré-éjectionnelle élargie et un temps d'éjection raccourci amène l'indice PEP/FE à augmenter, ce qui signifie une altération de la fonction ventriculaire qui se corrèle à la fraction d'éjection.

7.3.4 Cas cliniques et apports

Ce paragraphe met en lumière des exemples pratiques et concrets dans lequel l'outil et l'analyse constituent une réelle aide à la détection d'une pathologie non audible avec les outils classiques ou à l'oreille humaine.

7.3.4.1 Auscultation cardiaque normale

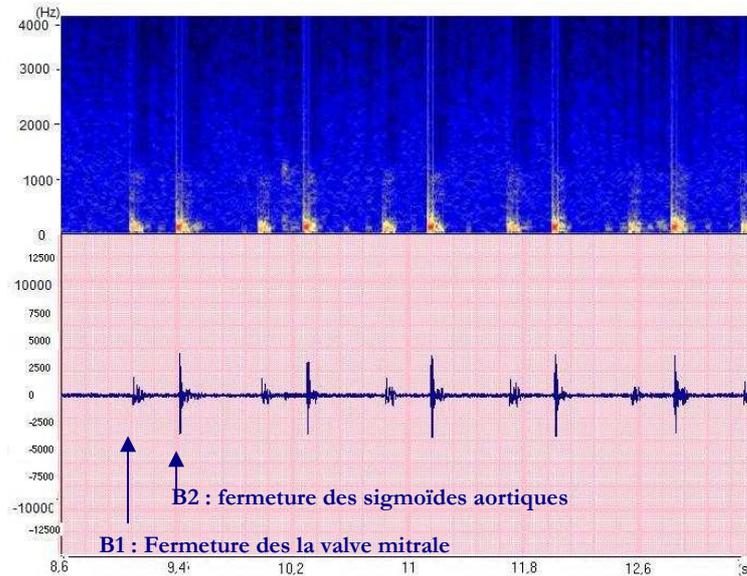


Figure 77 : Auscultation cardiaque normale

Sur cette auscultation normale on peut voir très nettement la présence du premier et du deuxième bruit : B1 et B2.

La durée de la systole est de 300 ms, et celle de la diastole d'environ 500 ms (comme on peut le mesurer sur la représentation graphique).

7.3.4.2 Insuffisance aortique

Selon [Cohen 02], l'insuffisance aortique est caractérisée sur le plan anatomopathologique par un épaississement des valves, leur rigidité puis leur rétraction.

L'auscultation note de façon constante un souffle diastolique au foyer aortique, irradiant vers la pointe et la xiphoïde, rarement intense, et fréquemment un souffle systolique d'accompagnement, un click d'éjection protosystolique, « un pistol-shot » mésosystolique, un roulement d'Austin-Flint à la pointe et un bruit de galop présystolique ou protodiastolique.

7.3.4.2.1 Insuffisance aortique : souffle diastolique bien perçu – maladie aortique

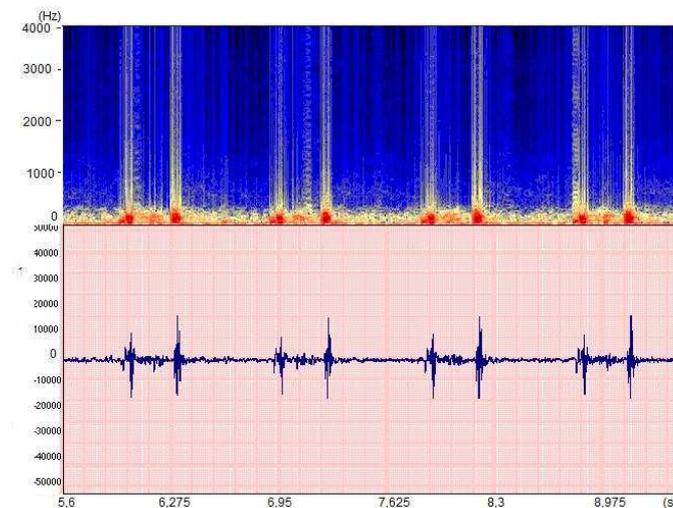


Figure 78 : Insuffisance aortique

Un souffle cardiaque est un bruit anormal perçu à l'auscultation cardiaque et le témoin d'un écoulement turbulent du sang au travers d'une valve cardiaque. Le plus souvent, ces turbulences résultent de rétrécissement ou de fuite (reflux de sang) au niveau des valves cardiaques.

Un souffle *systolique* est perçu entre le premier (B1) et le deuxième (B2) bruit du cœur ; il survient au cours de la systole cardiaque lorsque les ventricules se contractent et éjectent le sang vers l'aorte et l'artère pulmonaire.

Un souffle *diastolique* est perçu entre B2 et B1, c'est-à-dire au cours de la diastole cardiaque, lorsque les ventricules se remplissent de sang venant des oreillettes.

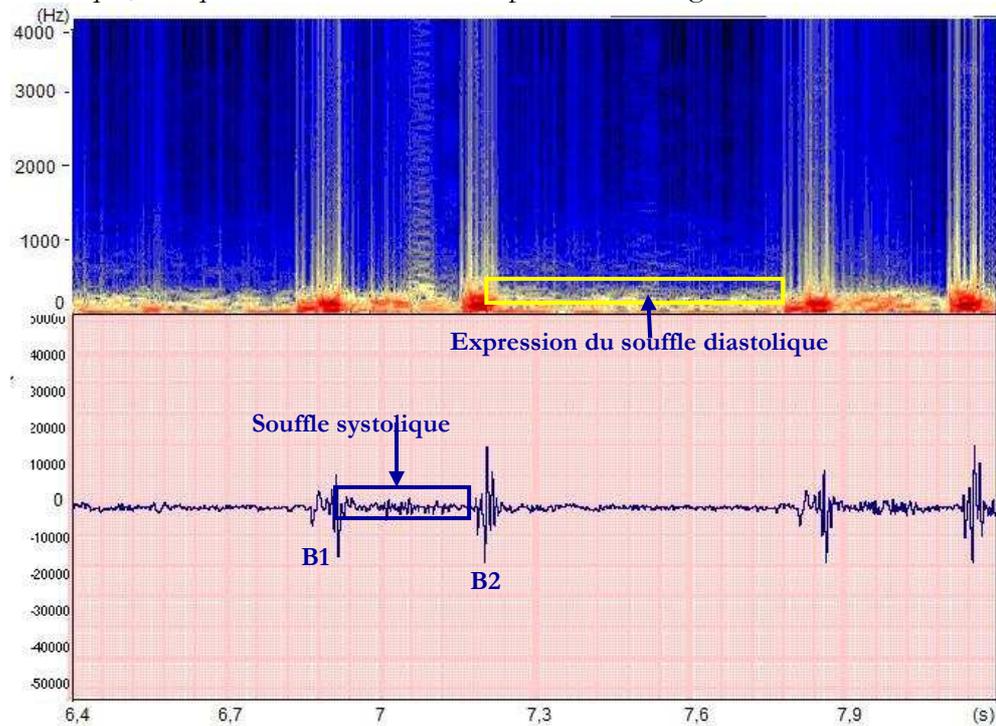


Figure 79 : Insuffisance aortique

Lorsque l'insuffisance aortique est importante, il y a toujours présence d'un souffle de débit, c'est-à-dire d'un petit souffle systolique d'accompagnement.

Notre apport

En fait, nous sommes ici en présence d'une maladie aortique, c'est-à-dire d'une insuffisance et d'un souffle systolique aortique ; dans le cas présent, l'insuffisance est prédominante. L'outil permet de bien visualiser les données et de rectifier ou d'asseoir le diagnostic de maladie aortique et non pas de simple insuffisance aortique.

7.3.4.2 Détection d'un souffle non audible par les stéthoscopes classiques : insuffisance aortique non audible

Nous considérons le cas d'un patient atteint d'insuffisance aortique. Dans le cas présent, le souffle n'était pas audible à l'aide des outils et méthodes conventionnels (stéthoscope lors de l'auscultation).

Aux premiers abords, le son semble normal ; il ne présente pas d'anomalies apparentes, ni lors de l'écoute du signal, ni dans la représentation temporelle. Par contre, dans la représentation spectrale, on peut noter la présence, aux alentours de 200 Hz, d'une « trainée » d'énergie caractérisant la présence de l'insuffisance cardiaque.

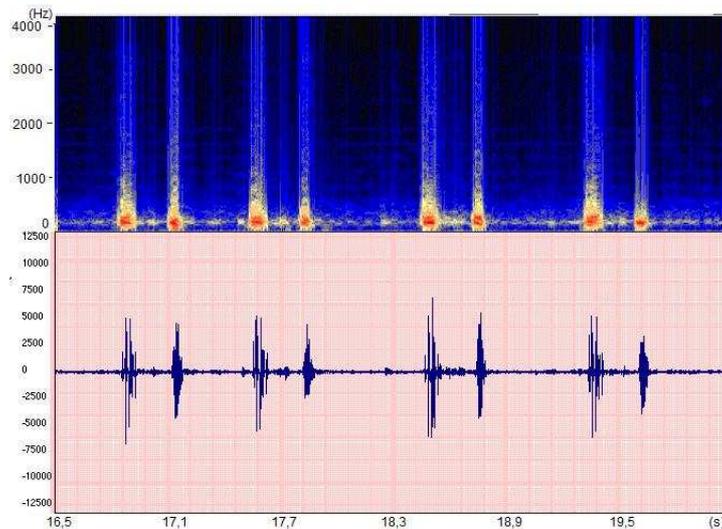


Figure 80 : Insuffisance aortique

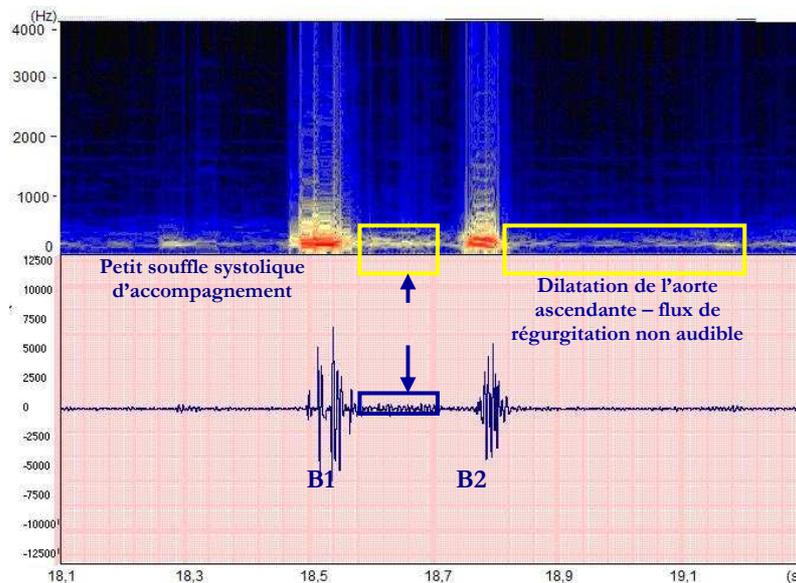


Figure 81 : Insuffisance aortique (zoom)

Nous sommes en présence d'un flux régurgitant à la valve aortique non audible, avec un petit souffle systolique d'accompagnement et une dilatation de l'aorte ascendante.

Une échographie cardiaque a permis de confirmer le diagnostic.

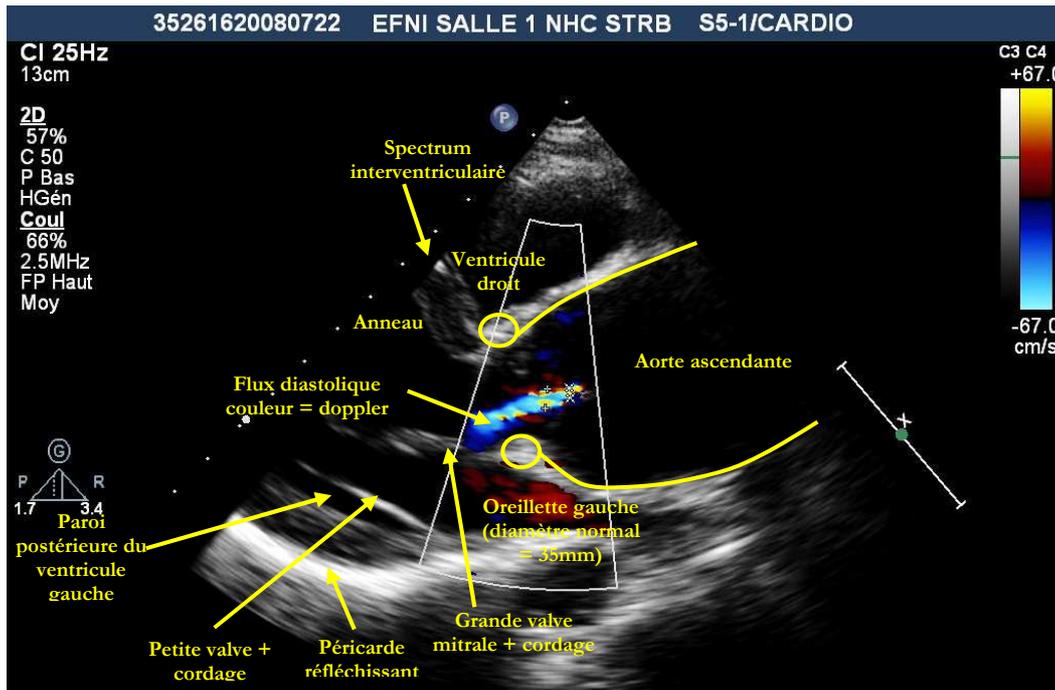


Figure 82 : Echographie-Doppler d'un patient atteint d'insuffisance aortique

La coupe parasternale grand axe de l'échographie-Doppler en mode bidimensionnel (2D), montre :

- une importante dilatation de l'aorte ascendante (50 mm alors que la normale est de 35 mm)
- un anneau aortique paraissant normal
- un flux « mosaïque » (car mélange de couleurs) de régurgitation. Avec reflux du sang dans l'aorte (en bleu)

L'étude [Kim 03] a d'ailleurs démontré une bonne corrélation entre la durée du spectre à 300 Hz et la dérivée du pic de gradient de pression du Doppler. Cette technique simple et peu coûteuse pourrait donc s'avérer utilisable dans l'évaluation et le suivi des patients avec une sténose aortique suspectée ou confirmée.

Notre apport

Ce cas clinique est très intéressant dans la mesure où il illustre l'élargissement du spectre de puissance du diagnostic offert par le système proposé. En effet, le stéthoscope proposé permet de détecter des pathologies non audibles avec les stéthoscopes traditionnels. De plus, ce cas illustre parfaitement l'intérêt de disposer d'un capteur avec les caractéristiques que nous avons décrites dans le chapitre 5 : large bande de fréquence, courbe de réponse plate, absence de filtres.

Par ailleurs, le format proposé dans le chapitre 6 permet de transmettre, ensemble, l'échographie, le son et les données afin de transférer le dossier et toutes les informations utiles associées à un autre médecin. Il permet de lier le son et l'échographie à une même consultation et un même diagnostic.

7.3.4.3 Confortation d'un diagnostic : souffles systoliques losangiques

7.3.4.3.1 Souffle d'éjection aortique

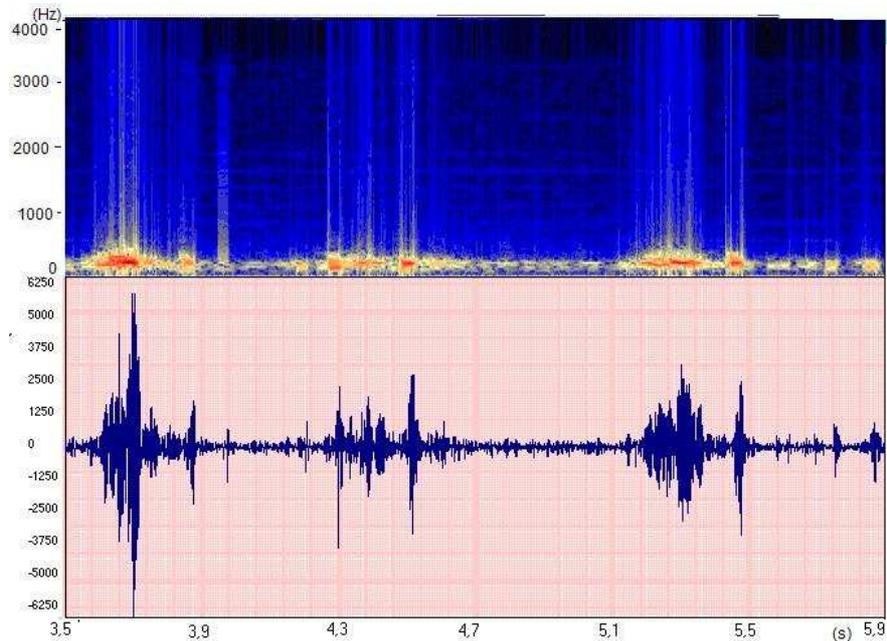


Figure 83 : Souffle de sclérose aortique

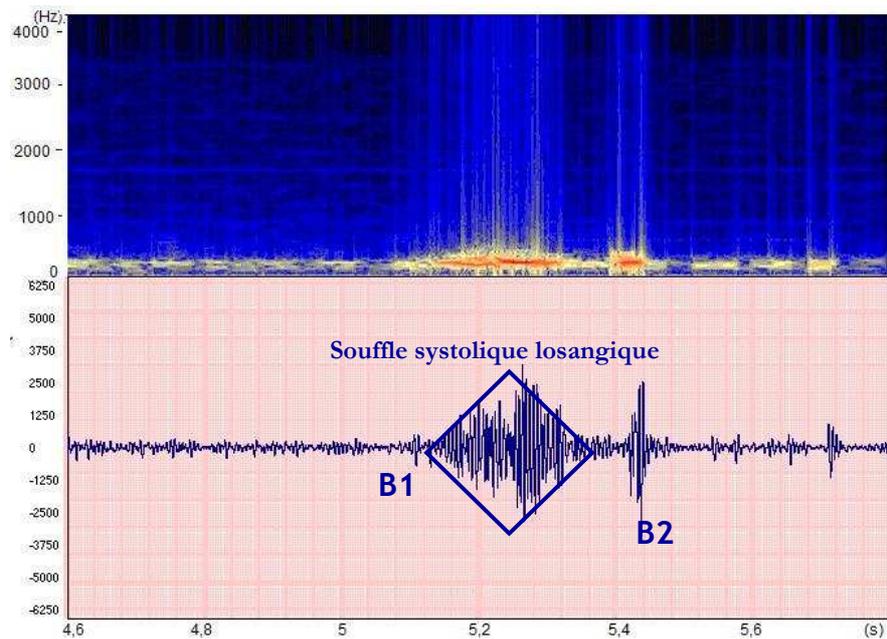


Figure 84 : Souffle de sclérose aortique (zoom)

Le cas présent est un souffle de sclérose aortique, sans rétrécissement. Il s'agit ici d'un souffle provoqué par des calcifications aortiques sans conséquence hémodynamique sévère à l'opposé du cas suivant.

7.3.4.3.2 Rétrécissement aortique sévère pré opératoire

Le rétrécissement aortique rhumatismal se caractérise ([Cohen 02]) par des atteintes anatomopathologiques spécifiques, une symphyse d'une, ou de deux ou des trois commissures, les valves sont épaisses et rétractées, des calcifications apparaissent

secondairement, et évoluent vers l'effacement d'une commissure, réalisant un aspect de bicuspidie acquise

L'examen clinique met en évidence un frémissement systolique à la palpation du foyer aortique, et l'auscultation révèle un souffle systolique éjectionnel maximum au foyer aortique, irradiant vers les vaisseaux du cou, le bord gauche du sternum jusqu'à la pointe, rude et râpeux, un click protosystolique, un deuxième bruit d'intensité diminuée voire abolie au foyer aortique. La pression artérielle systolique est classiquement basse avec une diastolique normale, d'où un pincement de la différentielle. Les signes électrocardiographiques sont également inconstants, caractérisés par une hypertrophie ventriculaire gauche de type systolique. Les troubles de conduction et les arythmies auriculaires ou ventriculaires sont plus rares. La radiographie pulmonaire montre une aorte ascendante légèrement saillante. L'échographie-Doppler confirme le diagnostic, apprécie le retentissement de la sténose aortique et renseigne sur l'existence de lésions associées.

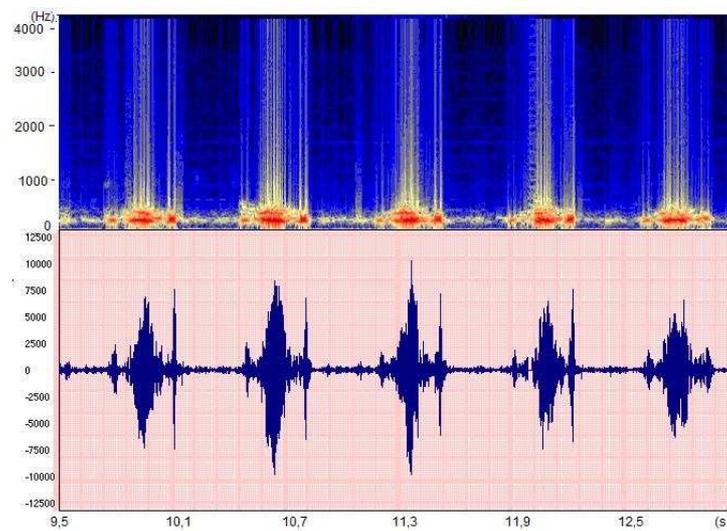


Figure 85 : Rétrécissement aortique

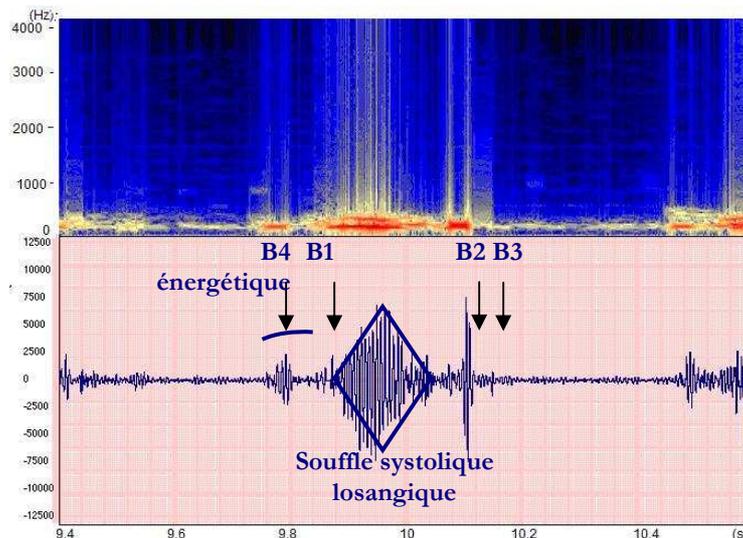


Figure 86 : Rétrécissement aortique (zoom)

Notre apport

Cet exemple illustre le fait que le système peut permettre de conforter un diagnostic, ici une sténose aortique sévère.

De plus, on peut noter que le rythme cardiaque est régulier, le souffle est losangique en diamant et la morphologie sont caractéristiques de cette pathologie. Ce type de représentation, la simplicité de transfert et d'échange des informations font de notre système auscultatoire un outil très pédagogique.

7.3.4.4 Aide à l'éducation : insuffisance mitrale

Sur le plan anatomique, la régurgitation mitrale est due le plus souvent à un épaississement, une rétraction des valves et des cordages [Cohen 02]. Parfois, on observe une distension annulaire isolée, voire un prolapsus des valves mitrales.

L'insuffisance mitrale est une cardiopathie à retentissement mixte. En amont de l'obstacle valvulaire mitral, il existe une stase sanguine due à une surcharge diastolique, entraînant à la longue une dilatation de l'oreillette gauche qui peut devenir ectasique, cette stase peut retentir sur la circulation pulmonaire et dilater les cavités droites, avec à un stade avancé, une insuffisance cardiaque droite. En aval, il existe une distension ventriculaire gauche par surcharge volumétrique du ventricule gauche. Au début, les mécanismes d'adaptation suffisent à maintenir un débit cardiaque satisfaisant. Le ventricule gauche se dilate secondairement, provoquant une dilatation de l'anneau qui concourt à aggraver le degré de l'insuffisance mitrale acquis, et aboutit à un stade évolué à l'altération de la fonction du ventricule gauche.

L'examen clinique note un souffle holosystolique apex-axillaire classiquement en jet de vapeur et augmentant d'intensité à l'expiration forcée, associé à un 3^{ème} bruit et à un roulement de débit lorsque la régurgitation est importante.

Selon le stade évolutif de l'insuffisance mitrale, l'électrocardiogramme peut être normal, montrer des signes d'hypertrophie auriculaire gauche, une hypertrophie ventriculaire gauche, voire une hypertrophie biventriculaire. Le rythme cardiaque reste longtemps régulier, la constatation d'une arythmie complète par fibrillation auriculaire à l'électrocardiogramme est un tournant évolutif de la maladie.

La radiographie thoracique de face met en évidence une hypertrophie dilatation des cavités gauches à des degrés variables, associés à une accentuation de la vascularisation pulmonaire. L'échographie Doppler cardiaque permet de préciser le mécanisme, le degré de sévérité de la régurgitation mitrale et apprécie la fonction ventriculaire.

7.3.4.4.1 Insuffisance mitrale téléstolique par prolapsus valvulaire mitral

Le prolapsus valvulaire mitral est une excursion systolique d'une ou des deux valves mitrales dans l'oreillette gauche en arrière du plan de l'anneau mitral. Cette anomalie anatomique entraîne un click proto-systolique et un souffle d'insuffisance mitrale téléstolique.

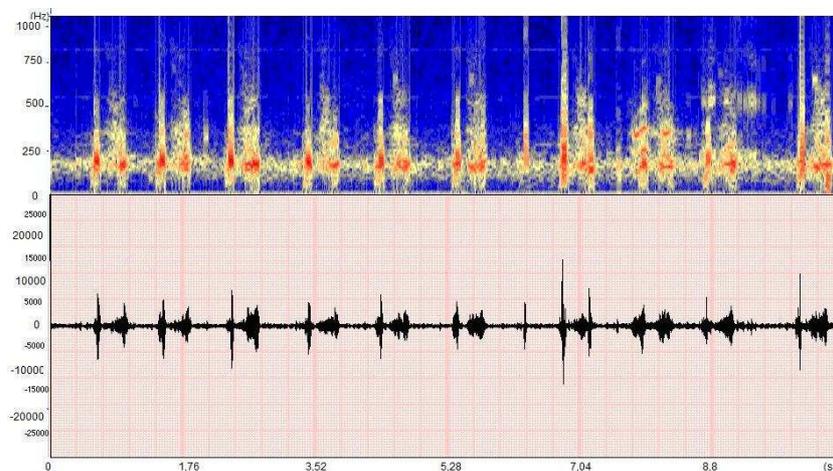


Figure 87 : Insuffisance mitrale téléstolique

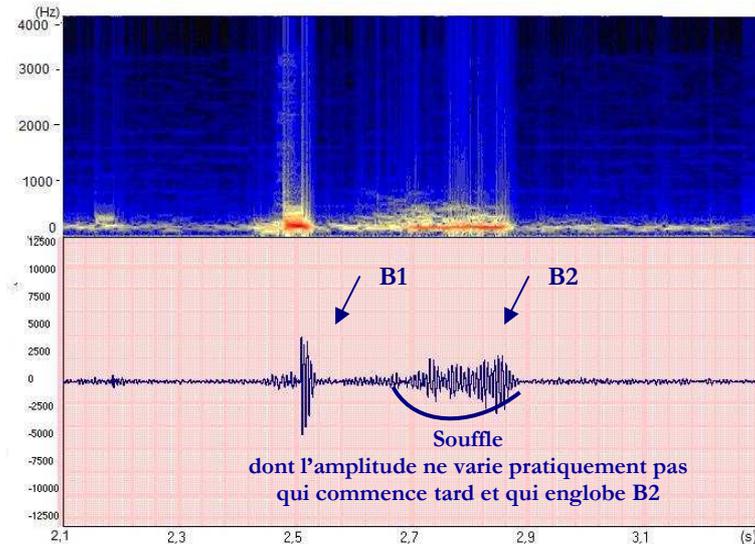


Figure 88 : Insuffisance mitrale télésystolique (zoom)

On peut noter que le rythme cardiaque est irrégulier, et que l'intensité du souffle ne varie presque pas.

Nous sommes en présence d'un souffle télé-systolique ; en effet, le souffle ne commence qu'après un certain temps c'est à dire après que la pression intra ventriculaire ait atteint le niveau nécessaire pour éverser une des deux valves et englobe B2, comme l'illustre la représentation graphique.

Plus la puissance est élevée, plus le reflux sera important.

7.3.4.4.2 Insuffisance mitrale, souffle holosystolique

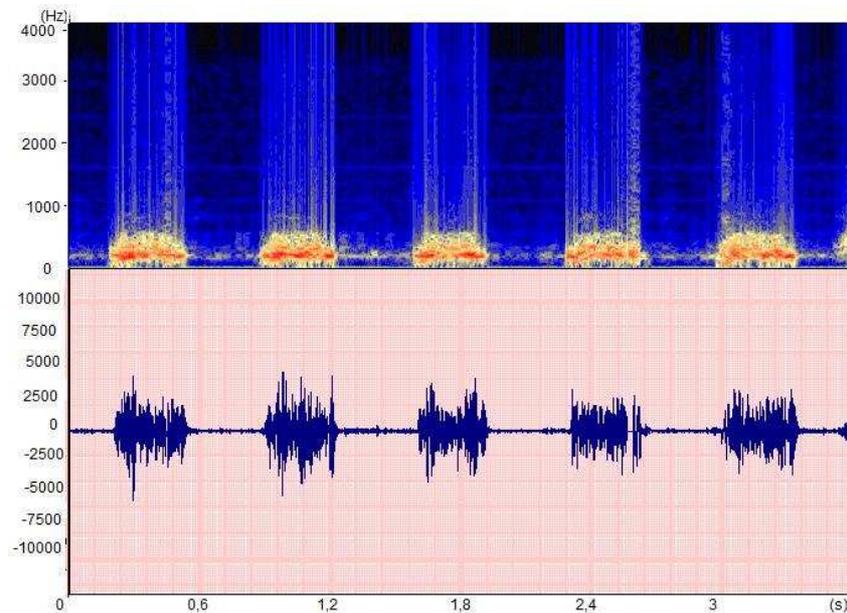


Figure 89 : Insuffisance mitrale holosystolique

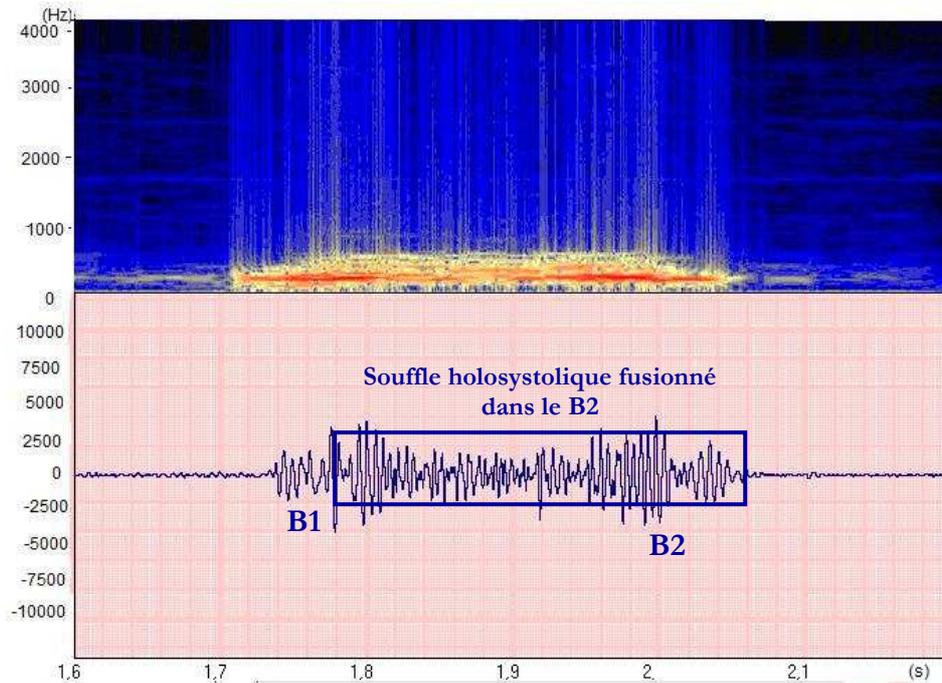


Figure 90 : Insuffisance mitrale holosystolique (zoom)

Le spectre montre un souffle holosystolique ; il est donc constant pendant toute la contraction cardiaque. Le souffle est plutôt rectangulaire, commence tout de suite après B1 et est fusionné dans le B2. Là encore la morphologie permet d'identifier un souffle de régurgitation du cœur gauche en l'occurrence.

Notre apport

Lors de l'écoute d'un son auscultatoire, il faut une oreille très bien entraînée pour parvenir à caractériser un souffle, et indiquer s'il est holo-, télé-... systolique par exemple. La représentation graphique aide à mieux et plus facilement caractériser et quantifier la nature et l'intensité d'un souffle.

7.3.4.5 Valves cardiaques artificielles : possibilité de suivre leur évolution dans le temps

L'analyse spectrale du son de la valve cardiaque est une méthode de diagnostic non-invasive qui peut s'avérer utile dans l'évaluation d'état de la fonction de la valve cardiaque. Cette méthode pourrait permettre une détection précoce de calcifications, thromboses ou destruction de valve ; en effet des études précédentes ont montrées que la fréquence du maximum dominant se déplaçait vers une zone de haute fréquence lorsque les ailettes de la valve naturelle sont *calcifiées, raidies, ou détruites* [Kim 98].

Des études plus poussées dans le domaine devraient permettre de proposer un outil d'aide au diagnostic dans la détection précoce de la défaillance d'une valve.

Il existe deux grands types de prothèses valvulaires [Vanzetto 02]:

- *les prothèses mécaniques* : elles sont composées de matériaux inertes et comportant un anneau métallique et un élément mobile de constitution variable, dont les mouvements vont ouvrir et fermer alternativement la prothèse. Elles disposent d'une excellente durabilité et doivent, en principe, durer toute la vie du patient. Les inconvénients majeurs sont la nécessité d'un traitement anticoagulant à vie parfaitement équilibré la sensibilité particulière aux risques infectieux.

- *les prothèses biologiques ou bioprothèses* : elles sont le plus souvent d'origine animale (sigmoïdes aortiques de porc ou péricarde de veau : hétéogreffes ou xénogreffes), parfois d'origine humaine (homogreffes). Elles comportent en général une armature métallique sur laquelle s'insèrent les valves biologiques ; l'avantage essentiel est de ne pas nécessiter de traitement anticoagulant et de comporter un moindre risque de complications thromboemboliques et infectieuses. Cependant, l'inconvénient majeur est une durabilité inférieure, qui n'excède guère 10 ans.

Les valves mécaniques ont évoluées au cours des années passant de simples valves *caged ball*, à *tilting-disk*, puis aux modernes valves *bileaflet*. Les valves cardiaques sont réalisées de façon à correspondre aux besoins spécifiques du flux sanguin dans les différentes cavités cardiaques, tout en mettant l'accent sur la production d'un flux le plus central possible et sur la réduction des callots sanguins.

- Les premières valves cardiaques artificielles (créées en 1952) sont les ***caged-ball***, qui utilisent une cage en métal pour abriter une bille en silicone élastomère. Quand la pression du sang dans la chambre cardiaque excède la pression à l'extérieur de la chambre, la bille est poussée vers la cage et permet au sang de circuler. À la fin de la contraction cardiaque, la pression à l'intérieur de la chambre diminue et est inférieure à celle en dehors de la valve ; par conséquent, la bille retourne à la base de la valve, se qui l'isole.

Une valve similaire a été inventée en 1960 : *la valve à bille Starr-Edwards Silastic* ; le design de la bille a été réalisé sur le modèle des valves à billes utilisées dans l'industrie pour limiter le flux des fluides vers une unique direction. En effet, les valves cardiaques naturelles permettent au sang de circuler en ligne droite à travers le centre de la valve. Cette propriété connue sous le nom de "central flow" permet de conserver une grande partie du travail du cœur à son minimum. Avec un flux non central, le cœur doit travailler plus pour compenser la perte de vitesse induite par le changement de direction du fluide. Les valves *caged-ball* bloquent totalement le flux central, par conséquent, le sang nécessite plus d'énergie pour circuler autour de la bille centrale. De plus, la bille est très connue pour causer de dommages aux cellules sanguines suites aux collisions, ceci qui est un facteur de coagulation. Les patients doivent par conséquent suivre, à vie, des prescriptions d'anticoagulants.



Figure 91 : Valve mitrale Starr-Edwards (Caged ball valve)

- Au milieu des années 1960, une nouvelle catégorie de prothèses valvulaires est apparue : elles utilisent un ***tilting disc*** afin de mieux imiter les modèles naturels du flux sanguin. Les valves *tilting-disk* sont constituées d'un disque qui flotte entre deux montants de telle façon à se fermer lorsque le sang commence à circuler dans le sens inverse, et à se rouvrir lorsque le sang est expédié vers l'avant. Le disque est généralement composé d'un matériau à base de carbone extrêmement dur (carbone pyrolytique) de manière à permettre à la valve de fonctionner pendant de nombreuses années sans la changer. Les valves *tilting-disk* s'ouvrent à un angle de 60° et se ferment complètement à un rythme de 70 fois par minutes. Ce modèle *tilting* fournit un meilleur flux tout en prévenant les reflux. Les valves *tilting-disk* réduisent les dommages mécaniques des cellules sanguines, et par conséquent, réduit le



facteur de coagulation et les risques d'infection, en comparaison aux prothèses plus anciennes. Cependant le problème de ce design est que les montants du support ont une tendance à se fracturer suite aux chocs répétés avec le disque.

Le modèle *Medtronic-Hall* est le design de tilting-disc le plus commun.

- Enfin, en 1979, les valves mécaniques ont été introduites les valves **bileaflet**. Elles sont constituées de deux ailettes semi-circulaires qui tournent autour d'un pivot. Les *leaflets* en carbone présentent une forte résistance et une excellente biocompatibilité. Elles s'ouvrent complètement (et ont donc l'avantage de disposer de la plus grande ouverture effective), parallèlement à la direction du flux sanguin. Elles ne se referment pas complètement, ce qui génère quelques reflux. Etant donné que la présence d'un reflux est une des propriétés des valves déficientes, les valves *bileaflet* ne peuvent pas être considérées comme des valves idéales. Elles constituent néanmoins la majorité des designs de valves modernes. Elles se distinguent notamment par la plus proche approximation d'une valve cardiaque naturelle en ce qui concerne le flux central. Un des principaux avantages de ce type de valves est qu'elles sont bien tolérées par le corps humain ; seule une faible quantité de diluant sanguin est nécessaire au patient chaque jour pour prévenir de coagulation, il s'agit des valves artificielles qui engendrent le moins de thromboses.



Les valves mécaniques sont aujourd'hui très fiables, et permettent au patient d'avoir une vie normale. La majorité des valves mécaniques ont une durée de vie d'au moins 20 à 30 ans.

7.3.4.5.1 Double valve (Starr) mitrale et aortique

On considère ici le cas d'un patient qui possède deux valves artificielles relativement anciennes : une double valve (Starr) mitrale et aortique. Le patient est également atteint d'une insuffisance aortique non visible. Le cœur est irrégulier.

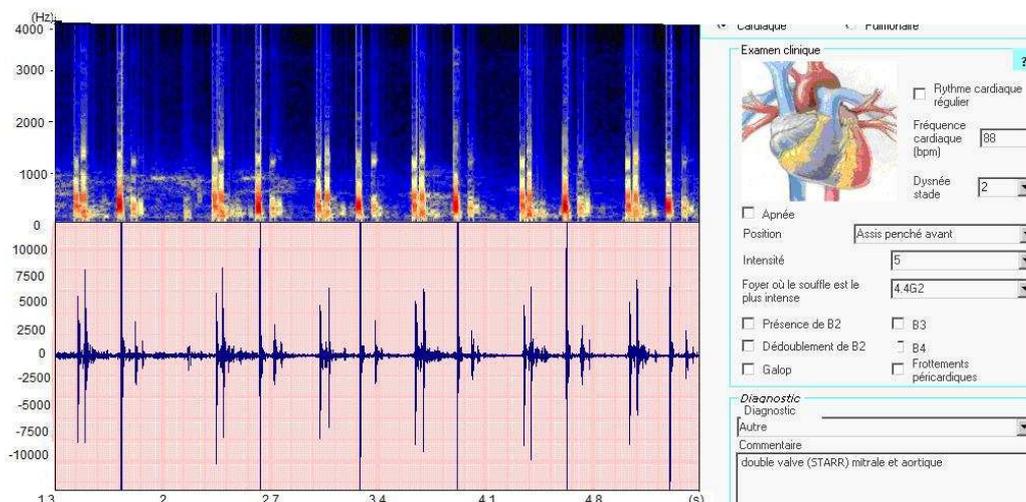


Figure 92 : Double valve mitrale et aortique

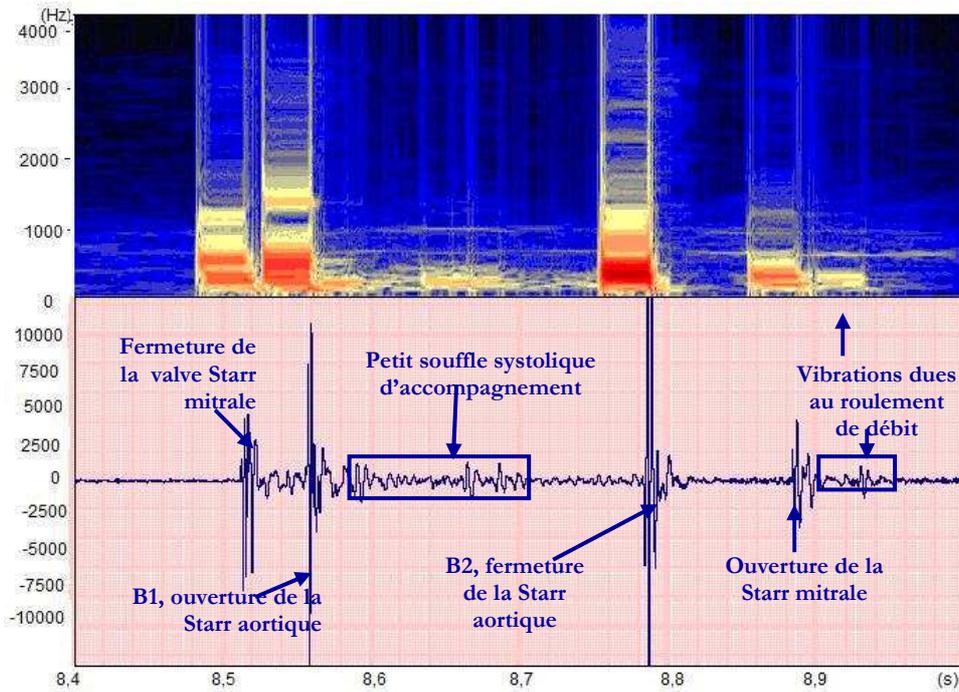


Figure 93 : Double valve mitrale et aortique (zoom sur un cycle cardiaque)

On peut noter que cet exemple permet de visualiser toute la chronologie d'un cycle cardiaque : fermeture de la valve mitrale, ouverture de la valve aortique, fermeture de la valve aortique, ouverture de la valve mitrale.

Notre apport

Cliniquement, si l'on détecte des changements dans ce type d'auscultation, cela indique un risque d'encombrement d'une des valves. Il est donc très important d'avoir la possibilité de suivre et comparer les sons auscultatoires dans le temps. C'est précisément ce que permet le système auscultatoire que nous avons décrit, via une analyse et un affichage temps réel pour le médecin et éventuellement le patient ; et via la possibilité pour le patient de s'ausculter quotidiennement à domicile et de transmettre les informations au médecin (à l'aide du format d'échange défini dans le chapitre 6).

Ainsi, selon [Almange 06], la présence d'un souffle de fuite aortique sur une prothèse aortique est en règle le signe d'une fuite paravalvulaire par lâchage de sutures. Au niveau mitral, il faut évoquer un dysfonctionnement de prothèse en position mitrale lorsque le click d'ouverture devient assourdi, qu'un souffle diastolique apparaît à son niveau (roulement diastolique), suggestif de sténose de la prothèse. En cas de désinsertion de l'anneau de la prothèse, le click d'ouverture peut disparaître ou s'atténuer de façon nette. Dans ce cas, le remplissage du ventricule gauche se fait préférentiellement en paraprothétique. Le souffle systolique de la fuite paraprothétique qui s'ensuit est souvent inaudible, même en cas de fuite sévère. Il peut aussi être perçu à des endroits inhabituels, tels la paroi postérieure du thorax.

7.3.4.5.2 Valve artificielle en carbone

Ce cas clinique concerne un patient possédant une prothèse mécanique aortique Medtronic Hall et Bentall. Il s'agit d'une valve aortique à ailettes.

On peut mesurer le rythme cardiaque qui est très lent : 48 battements par minutes.

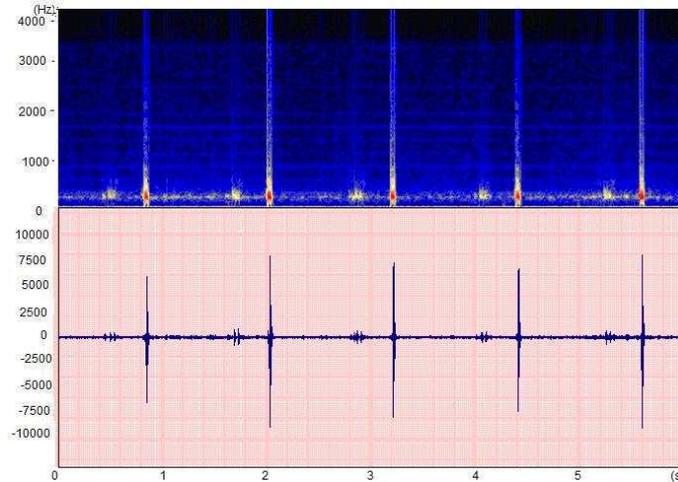


Figure 94 : Prothèse mécanique aortique

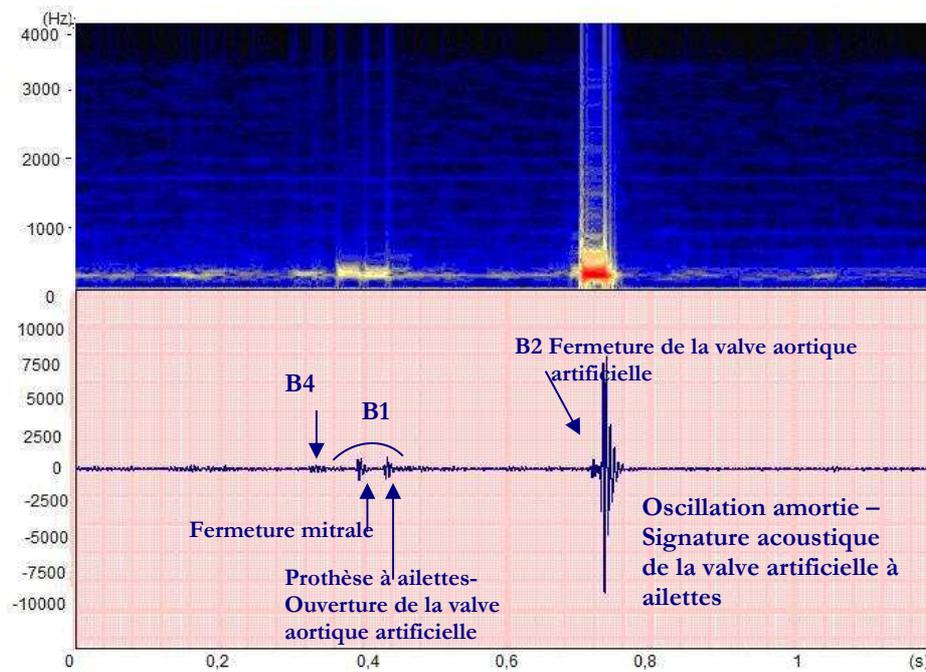


Figure 95 : Prothèse mécanique aortique (zoom sur un cycle cardiaque)

On peut noter que les bruits de la valve artificielle sont plus marqués que celle d'une valve naturelle, d'où le doublement de B1. De plus, le bruit de la fermeture de la valve artificielle, en sinusoïde avec décroissance exponentielle est représentatif d'un système mécanique et non biologique.

7.3.4.5.3 Valve mitrale – prothèse valvulaire mitrale post opératoire

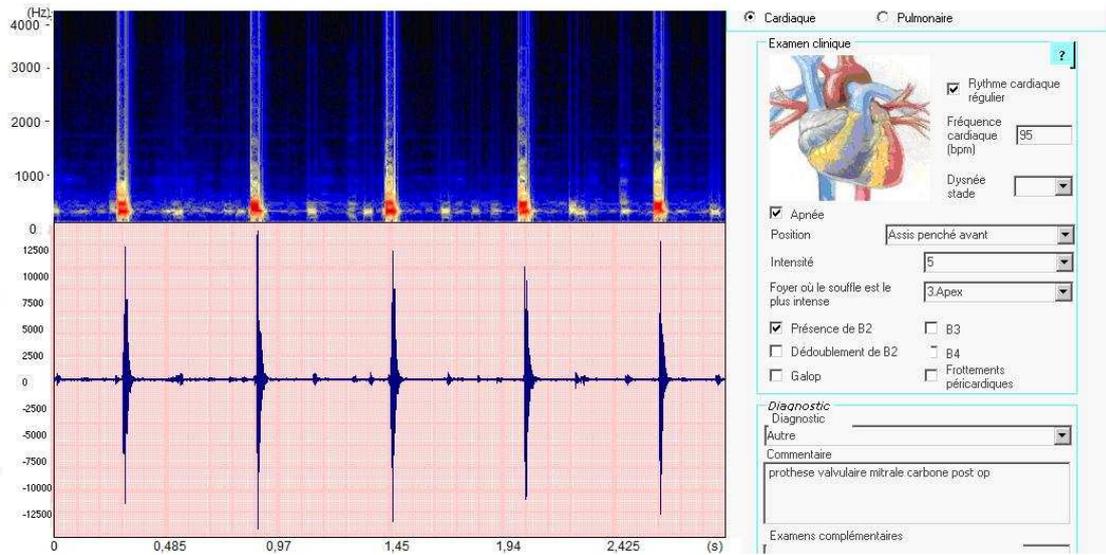


Figure 96 : Valve mitrale

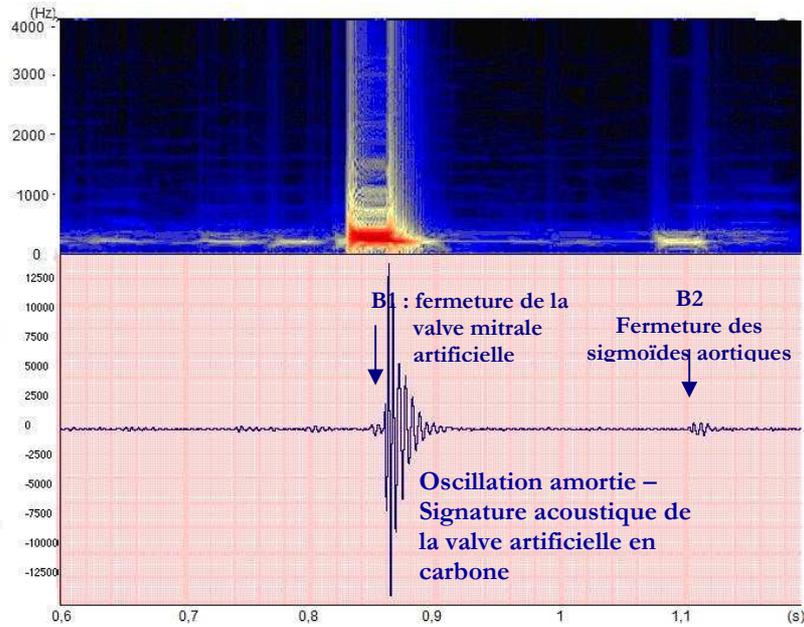


Figure 97 : Valve mitrale (zoom)

7.3.4.6 Légère sténose orificielle de l'artère pulmonaire et très important bloc de branche droit incomplet

Un **bundle branch block (BBB)** est une déficience du système de conduction électrique du cœur. Un BBB apparaît lorsque l'un des *bundle branches* est endommagé et ne conduit plus les impulsions électriques; le *bundle branch* devient alors "bloqué." Le principal effet d'un BBB est de perturber la distribution normale, coordonnée et simultanée du signal électrique entre les deux ventricules.

Lorsqu'un *bundle branch* ou un faisceau est lésé (suite à une pathologie cardiaque, à un infarctus du myocarde, à une chirurgie cardiaque par exemple), il peut cesser de conduire les impulsions électriques convenablement. Ainsi, les chemins de dépolarisation du ventricule sont modifiés. L'impulsion électrique ne pouvant plus utiliser le chemin privilégié à travers le *bundle branch*, il se déplace à travers les fibres musculaires, ce qui ralentit le mouvement électrique et change la direction des impulsions électriques. Par conséquent, on assiste à une perte de la synchronisation ventriculaire, la dépolarisation ventriculaire est prolongée et peut correspondre à une diminution du rythme cardiaque. Quand un arrêt du cœur est présent, un pacemaker peut être utilisé pour resynchroniser les ventricules.

Pendant un RBBB (right BBB), le ventricule droit n'est pas directement activé impulsions traversant le *bundle branch* droit. Le ventricule gauche reste cependant normalement activé par le *bundle branch* gauche, et ces impulsions traversent le myocarde du ventricule gauche vers le ventricule droit, et activent le ventricule droit.

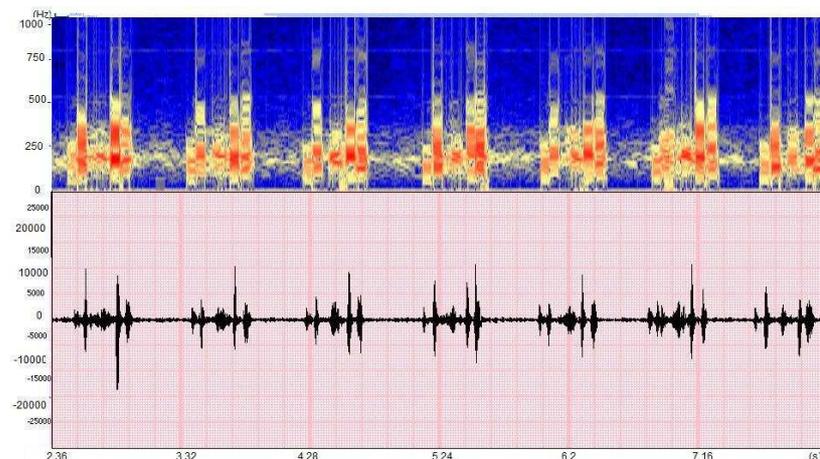


Figure 98 : RBBB

Lors de l'auscultation d'un RBBB, le premier bruit du cœur (B1) est dédoublé à cause de l'augmentation du délai entre la fermeture de la valve mitrale et de la valve tricuspide.

Notre apport

Dans ce cas, la représentation graphique permet d'éviter une erreur de diagnostic.

7.3.4.7 Bruit de triolet

En solfège, le triolet est une division exceptionnelle du temps formée d'un groupe de trois figures égales dont la somme équivaut à deux figures identiques dans un temps normalement binaire.

En médecine, le « bruit de triolet ou clic » a été introduit par L. Gallavardin pour décrire la triple cadence produite par le clic systolique ajouté entre le premier et le deuxième bruit ; il se définit de la manière suivante [Vacheron 99] :

Décrit par Gallavardin en 1913, c'est un bruit sec, claqué, bref, superficiel, mésosystolique ou télésystolique, habituellement perçu dans la région mésocardiaque ou endapexienne. Il varie souvent avec la respiration ou la position du sujet. Il peut être suivi d'un souffle télésystolique. Il traduit le plus souvent

une anomalie de la petite valve mitrale bombant en parachute dans l'oreillette, ou des lésions des cordages ou des piliers de la mitrale, responsables d'une insuffisance mitrale méso- et télésystolique (Reid, Froment, Di Matteo). Il peut se transformer au fil des ans en un souffle holosystolique intense.

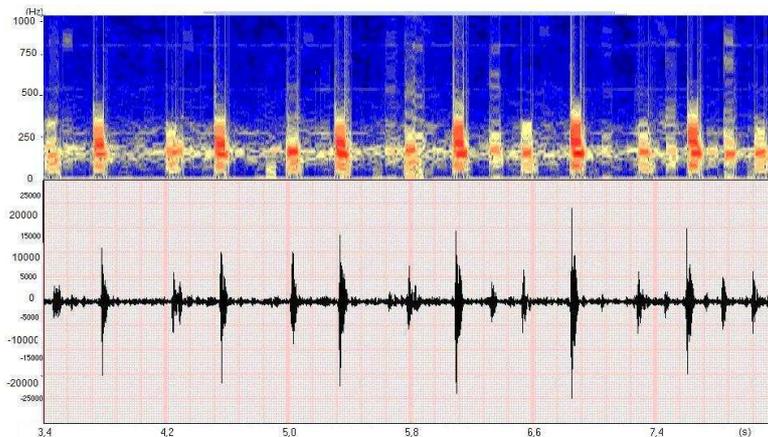


Figure 99 : Souffle systolique intermittent de haute fréquence - Triolet

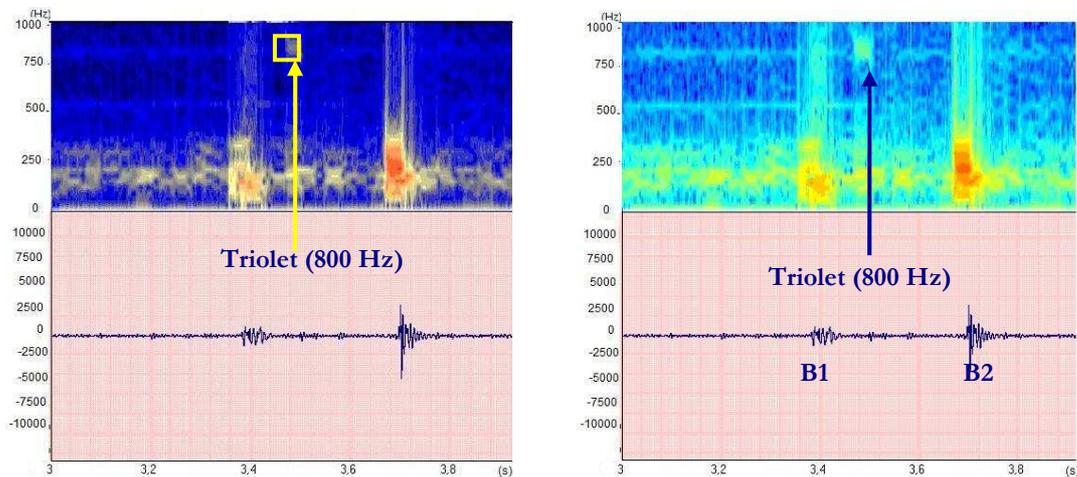


Figure 100 : Bruit de triolet (zoom)

On note ici un triolet, souffle systolique “innocent” post opératoire Annuloplastie et Valvuloplastie mitrale. Le triolet est visible dans la représentation spectrale, à 800 Hz, dans la systole.

Notre apport

Le triolet est un son de haute fréquence et très difficile à entendre. Lors de l'auscultation, le praticien doit parvenir à entendre ce son monochromatique à 800 Hz ; il est donc utile de pouvoir amplifier le signal dans des plages choisies de fréquences.

Notre analyse et nos outils sont par conséquent une aide pour le praticien dans la mesure où ils lui permettent de mieux entendre le son ; de plus, l'image permet de visualiser immédiatement le phénomène.

7.4 LES APPORTS DU NOUVEAU SYSTEME PROPOSE

Nous allons à présent décrire la valeur ajoutée du système proposé.

Comme l'indique déjà Noponen *et al.* dans [Noponen 07], l'analyse phonospectrographique augmente la fiabilité de l'évaluation des souffles cardiaques et permet d'éduquer les étudiants inexpérimentés. Des critères quantitatifs simples permettent déjà d'atteindre un niveau satisfaisant sur l'observation des souffles cardiaques chez les enfants. Mais on peut noter de nombreux autres apports ; pour chaque apport, nous fournirons un exemple de cas clinique afin d'illustrer nos propos. Dans la pratique, pour chaque cas, les exemples sont nombreux.

7.4.1 Confortation du diagnostic

La visualisation des éléments pathognomoniques du son permettent de conforter un diagnostic établi de manière traditionnelle, et ainsi d'obtenir une certitude du diagnostic.

► cf. le cas du rétrécissement aortique sévère pré opératoire § 7.3.4.3.2.

7.4.2 Illustration des la gravité d'une pathologie

La représentation schématique et visuelle rend possible le comptage des marqueurs pathologiques (sibilants, crépitants, ...). Le comptage des marqueurs et leur placement dans les cycles respiratoires fournissent une idée objective de la gravité d'une pathologie.

► cf. exemple de la BPCO §7.2.2.3.

De même, en cardiologie, on peut, grâce à la représentation visuelle, quantifier avec plus d'objectivité l'intensité d'un souffle.

7.4.3 Illustration de l'efficacité d'un traitement

Le système proposé permet également d'illustrer l'efficacité d'un traitement ; il peut d'agir d'un traitement médicamenteux ou traitement d'un autre type tel que la kinésithérapie.

► Cet apport peut être illustré, en pneumologie, par le cas de la bronchiolite où l'on observe une très forte amélioration entre les enregistrements effectués avant et après la kinésithérapie respiratoires. Cf. § 7.2.2.2. Le système peut donc être utilisé à la fois comme outil de contrôle (pour vérifier l'efficacité du traitement), et outil pédagogique (pour mieux expliquer et illustrer au patient les effets de son traitement).

7.4.4 Suivi de l'évolution dans le temps

En pneumologie, le comptage des marqueurs permet de suivre l'évolution d'une pathologie dans le temps, et de réaliser des comparaisons objectives.

De même, en cardiologie, on peut suivre l'évolution de la signature acoustique d'une valve cardiaque afin de tenter d'en prévenir la dérive.

► Le cas de la valve artificielle § 7.3.4.5. illustre cet apport.

7.4.5 Réalisation d'un diagnostic

► cf. exemple en cardiologie du triolet § 7.3.4.7.

7.4.6 Éducation

Différentes études ont été menées dans le domaine de l'enseignement de l'auscultation : l'étude [Kimara 05] conclut ainsi que les compétences auscultatoires cardiaques des professionnels de la santé sont aujourd'hui très pauvres. De même, [Vukanovic 06] montre que les compétences d'examen cardiaque ne s'améliorent plus après le 3^{ème} cycle d'études médicales, voire qu'elles déclinent après quelques années, ce qui a d'importantes répercussions sur la prise de décision médicale, la sécurité du patient, le contrôle de coûts et l'éducation médicale continue. On peut citer un exemple concret de [Vukanovic 06] : vingt six questions ont été posées aux participants ; il leur était demandé de placer le son ou souffle dans la bonne phase du cycle cardiaque. Seules 66% des réponses étaient correctes.

Améliorer les compétences d'examen cardiaque va nécessiter des entraînements audio et d'examen visuel.

Enfin, une étude réalisée auprès de 20 étudiants en second cycle de médecine à notamment révélé l'intérêt de l'ajout de la représentation visuelle du son dans la réalisation du diagnostic. Les étudiants ont tout d'abord entendu 10 sons ; il leur a été demandé de cocher une case correspondant au diagnostic relatif au son qu'ils venaient d'entendre. Le taux de réponses correctes était de 40- 50%. Le même exercice a été réalisé en ajoutant la représentation visuelle du son. Dans ce cas, le taux de diagnostic correct a atteint les 80%. Cette amélioration du diagnostic proposée est d'autant plus vraie en cardiologie.

► cf. exemple §7.3.4.3.

7.4.7 Partage des données

Le système proposé permet l'échange et le partage de données entre professionnels de santé et médecins.

► cf. exemple §7.3.4.2.2. Ce cas peut être illustré par un patient atteint d'une pathologie chronique, et qui effectue des enregistrements à domicile et les envoie à son médecin pour analyse. On peut également citer l'exemple d'un médecin généraliste qui peut envoyer un enregistrement cardiaque à un cardiologue pour conforter un diagnostic.

7.4.8 De nouvelles perspectives

Enfin, de nouvelles perspectives s'ouvrent également. En effet, le système proposé, devrait, à terme, permettre de détecter de nouveaux marqueurs, ou de détecter des sons ou éléments qui n'étaient pas audibles lors des auscultations traditionnelles.

► On peut citer l'exemple, en cardiologie, de l'insuffisance aortique présentée dans le paragraphe 7.3.4.2.2 : le diagnostic, qui a été confirmé par échographie, peut être réalisé en observant l'énergie du signal sur le spectrogramme.

7.5 CONCLUSION

Ces différents cas cliniques montrent, et prouvent, les impressionnantes possibilités et perspectives offertes par le système d'auscultation, et plus généralement de télémédecine, mis en place : grâce à des capteurs adaptés (courbe de réponse plate, large bande de fréquence, absence de filtres...), un format de transfert des données, une architecture permettant l'échange et le partage simple d'informations, des outils de visualisation et de traitement du signal, nous sommes capables d'obtenir des enregistrements utilisables par les médecins dans leur cabinet, à l'hôpital, en ambulatoire... De plus, de nombreuses découvertes potentielles sont en perspectives afin de permettre un diagnostic plus rapide, plus simple, et d'aider à limiter les cas d'erreurs ; elles seront possibles grâce à des recherches et l'analyse des signaux recueillis, ou à l'adaptation des algorithmes existants à ces nouveaux signaux.

L'évolution attendue

La technologie aujourd'hui disponible, permet d'envisager dans un avenir proche de mettre à disposition du médecin, quelque soit son lieu d'exercice et éventuellement au malade lui-même, quelque soit son lieu de résidence, un stéthoscope communiquant permettant l'analyse à proximité ou à très grande distance et quasiment en temps réel, des données de l'auscultation du cœur, des poumons ou de l'arbre artériel par consultation de bases de données ou grâce à l'apport des systèmes d'analyses en temps réel.

Cette aide au diagnostic n'est pas seulement un outil permettant d'entrer dans le domaine de la télémédecine, mais aussi un outil d'aide immédiate à la décision pour le médecin et son patient.

Ces outils permettent également à l'auscultation de rentrer dans le domaine de la médecine basée sur les faits (médecine factuelle ou *Evidence-Based Medicine* des Anglo-saxons). Aujourd'hui, il est également possible d'intégrer l'auscultation dans le dossier médical du patient pour un suivi dans le temps.

Chapitre 8 - CONCLUSION GENERALE

8.1 RAPPEL DE LA PROBLEMATIQUE

Nos travaux, situés à mi chemin entre l'informatique et la médecine, s'intéressent au développement de nouveaux outils de communication pour le diagnostic partagé et la surveillance du patient.

Nous nous sommes plus particulièrement attardés sur le cas de l'auscultation où l'objectif final est de parvenir à une aide au diagnostic utilisable par tous les praticiens. Il s'agit de mettre à disposition des médecins des outils simples pour la collecte et le partage des sons auscultatoires, utiles pour un meilleur diagnostic, et permettant de demander un second avis à un collègue, ou de monitorer les patients. Pour cela, la première étape consiste à prélever un signal de bonne qualité et adapté à une aide au diagnostic, puis à être capable de le stocker, de le transporter, et de le partager (son et commentaires associés).

Notre apport pour tenter de résoudre la problématique existante se situe à deux niveaux :

- la définition de la plateforme et de l'architecture générale du système ;
- le cas particulier de l'auscultation, avec une contribution sur le prélèvement des sons auscultatoires et sur les formats de transport des données auscultatoires.

8.2 TRAVAUX REALISES ET CONTRIBUTION PROPOSEE

Nos travaux, réalisés dans un contexte industriel, nous ont amené à travailler sur les différents éléments de la plateforme MERCURE (figure 101). Cependant, nous nous sommes plus particulièrement concentrés sur les éléments que sont le stéthoscope et l'échange de données.

La plateforme MERCURE

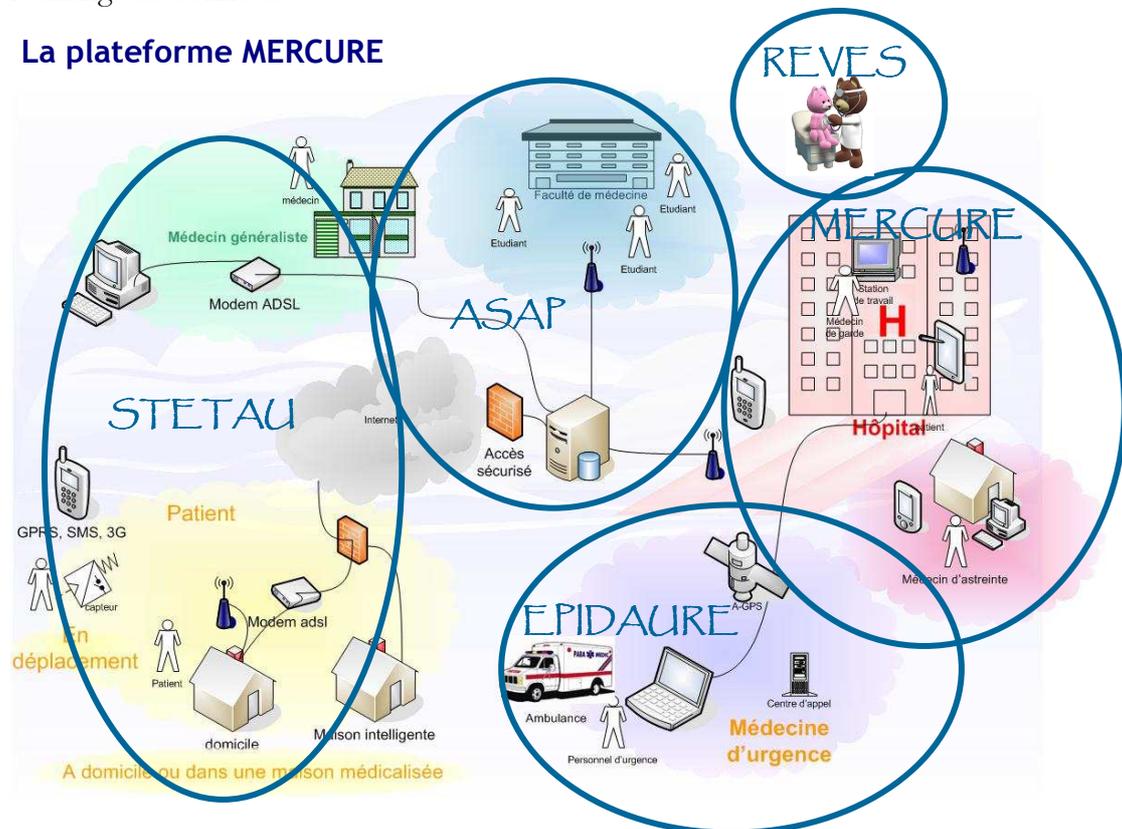


Figure 101 : La plateforme MERCURE

Ainsi, après avoir décrit (chapitre 2) la plateforme MERCURE et les travaux réalisés dans chacun des projets qui la composent, nous nous sommes penchés sur la problématique des sons auscultatoires. L'état de l'art réalisé nous a permis de mettre en lumière l'objectif à atteindre : parvenir à disposer de données auscultatoires qui soient d'une qualité (à la fois audio, pour le son auscultatoire, mais également associée à des commentaires) suffisante pour réaliser une analyse et une aide au diagnostic qui puisse être utilisée par les médecins dans leur pratique quotidienne (chapitre 3).

Pour cela, nous avons tout d'abord décrit (chapitre 4) l'architecture globale du système auscultatoire proposé, et qui met en jeu les différents acteurs de santé (médecin généraliste, urgentiste, personnel hospitalier, patient). Cette architecture est résumée dans la figure 102.

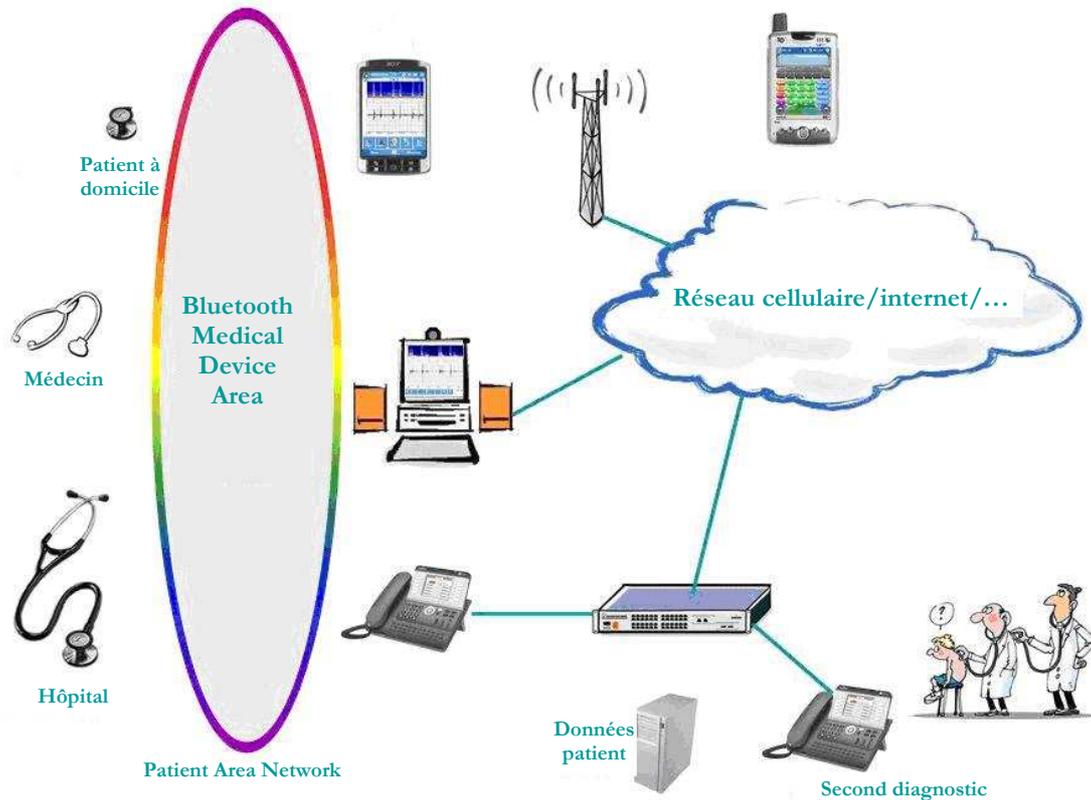


Figure 102 : Architecture innovante proposée pour l'auscultation

Puis, nous avons décidé de développer un nouveau prototype de stéthoscope qui présente les caractéristiques recherchées, à savoir une courbe de réponse plate, une large plage de fréquence, l'absence de filtre sur le son capturé, un outil communicant et sans fil (chapitre 5). La figure ci-dessous montre un exemple de son tout à fait intéressant, dans la mesure où il présente une insuffisance aortique non audible avec les stéthoscopes traditionnels, mais enregistrable avec notre prototype et détectable et visualisable avec notre outil.

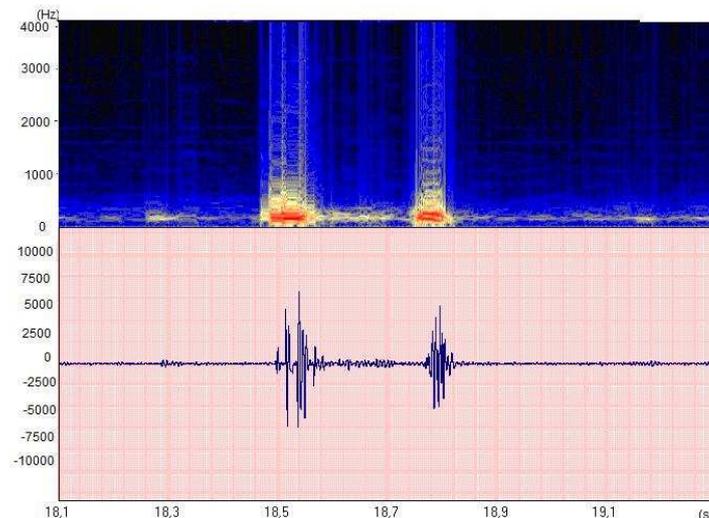


Figure 103 : Exemple d'auscultation cardiaque obtenue avec notre prototype – insuffisance aortique non audible

Dans un second temps (chapitre 6), nous avons travaillé à la définition d'un nouveau format de données permettant d'échanger des informations auscultatoires (ce qui n'est pas possible à l'heure actuelle). Ce format, utilisable sur PC, PDA, postes IP... permet de

transporter des signaux auscultatoires associés à leurs métadonnées. Ces métadonnées sont des éléments précieux la réalisation d'un bon diagnostic.

Enfin, nous avons conclu dans le chapitre 7 avec la présentation de perspectives offertes par notre système, et notamment en explicitant quelques cas cliniques pertinents qui ont pu être recueillis à l'aide de notre stéthoscope et qui peuvent ensuite être transportés à travers tous le réseau grâce à l'architecture proposée.

8.3 TRAVAUX FUTURS ET PERSPECTIVES

8.3.1 Analyse des sons et implémentation d'algorithmes temps réel sur équipements mobiles

Afin de compléter le système, les futurs travaux devraient s'orienter autour de l'analyse des sons auscultatoires, à la fois pulmonaires et cardiaques.

Dans le domaine pulmonaire, l'amélioration des détections pourrait être réalisée en tentant notamment d'éliminer les fausses reconnaissances qui ont, par exemple, lieu en dehors des phases pertinentes du cycle respiratoire (inspiration / expiration). Une corrélation entre les marqueurs détectés (crépitants, sibilants, ronchis...) et leur position dans le cycle respiratoire (premier tiers, second tiers, troisième tiers de l'inspiration ou de l'expiration) devrait permettre une aide au diagnostic.

De plus, des travaux plus poussés sur la détection de potentiels nouveaux marqueurs ont d'ores et déjà débutés avec le projet ASAP. L'idée est de détecter des marqueurs non audibles par les méthodes conventionnelles et notamment l'oreille humaine avec un stéthoscope traditionnel. L'analyse et le suivi dans le temps de pathologies permettra peut être, à terme, de détecter des pré-marqueurs de pathologies.

Dans le domaine cardiaque, une première étape consisterait à détecter les différents bruits du cœur. Des travaux pourraient également être menés sur l'évolution et le suivi dans le temps des valves cardiaques artificielles.

Enfin, afin de conserver toute l'idée proposée par notre système, les différents algorithmes mis en place devront être implémentés sur des équipements mobiles de manière à être temps réel.

8.3.2 Extension et interaction avec d'autres capteurs

Des capteurs additionnels devraient également être inclus au *Patient Area Network* décrit dans le chapitre 4, afin d'offrir des mesures et des analyses individuelles ou simultanées, synchrones ou non, et la transmission d'une alarme, d'un rapport, et d'un flux en streaming temps réel. Les paramètres biologiques seront transmis sur Bluetooth à une unité de traitement locale (téléphone cellulaire, Smartphone, PDA, PC...) qui stockera, analysera les informations, enverra une alarme via le réseau cellulaire et IP si nécessaire, et enverra des rapports périodiques ou temps réel. En combinant les différents examens, cela permettra d'étendre encore les potentialités d'aide au diagnostic.

Les capteurs suivants ont été identifiés comme étant pertinents pour être inclus dans une seconde phase :

- ECG ;
- spiromètre ;
- oxymètre pour la mesure de la saturation en oxygène ;

- poids ;
- télémétrie cardiaque pour le suivi de l'arythmie ;
- pression sanguine et mesure du pouls ;
- mesure du taux de glucose ;
- température corporelle.

8.3.3 Perspectives : l'Ecole de l'Auscultation

Les études ont démontré que l'auscultation était un acte individuel, difficile à partager. La création de l'Ecole de l'Auscultation s'inscrit dans la continuité de nos travaux afin de permettre d'accéder à une définition objective des sons utiles à l'enseignement et à l'aide au diagnostic. Elle aura pour but d'enseigner aux étudiants et professionnels de la santé ces nouveaux outils innovants. De même, des programmes de recherches vont essayer de détecter de nouveaux marqueurs et des pré-marqueurs de certaines pathologies...

Les prémices de sa création ont d'ores et déjà débuté ; le projet commence par la validation scientifique et clinique du service et de l'ergonomie pour quelques pathologies : la BPCO, l'asthme, la bronchite et les cardiopathies. Cette étape permettra de collecter des sons auscultatoires caractéristiques, documentés et qualifiés. L'objectif final est la création d'un référentiel mondial interconnecté avec des centres d'études médicales, des laboratoires de recherche pharmaceutiques, et des systèmes de traitement des sons auscultatoires.

Des méthodes empiriques fournissent déjà des résultats prometteurs, ce qui prouve la valeur ajoutée apportée par l'analyse et la comparaison des sons, par exemple pour la corrélation entre l'encombrement pulmonaire d'un patient atteint de mucoviscidose et le taux de crépitations détectés ; l'évolution de la signature d'une valve cardiaque...

Les principaux objectifs de l'Ecole de l'Auscultation :

- améliorer de l'acte médical incontournable qu'est l'auscultation, en le rendant objectif, factuel, en permettant de le partager, de l'historiser et de comparer les données ;
- s'appuyer sur des nouvelles technologies pour pousser l'exploitation des sons auscultatoires comme un examen non invasif et pertinent pour l'aide au diagnostic et le monitoring local ou distant ;
- créer un nouveau langage et une sémiologie exploitable par toute la profession.

Elle comprendra les bonnes pratiques de l'auscultation (comment pratiquer, quelles anomalies rechercher...), les sons classiques des différentes disciplines médicales (Cardiologie, Pneumologie, Pédiatrie, Réanimation...), l'identification des marqueurs (crépitations, sibilants...) et leur corrélation avec le suivi et l'évolution d'une pathologie, les nouveaux outils d'auscultation : le stéthoscope numérique, les outils de traitement du signal, de visualisation des sons et l'interprétation des images et résultats obtenus, les projets de recherche en cours et les références bibliographiques.

L'accès à l'enseignement pourra être utilisé aussi bien pour la formation initiale des étudiants en médecine que pour la formation continue des praticiens généralistes expérimentés. Les outils modernes seront privilégiés. Cette formation sera accessible à tout professionnel de la santé, voire peut être plus.

L'objectif de l'Ecole de l'Auscultation est de repositionner l'auscultation comme examen fondamental non invasif, grâce aux nouvelles technologies.

8.4 CONCLUSION

Notre ambition est que, dans un futur relativement proche, les médecins, quel que soit leur position géographique (bureau, en ambulatoire, dans l'hôpital) et les patients pourront réaliser des auscultations en local ou à distance, basées sur l'utilisation d'outils de communication pour la capture, l'analyse et la transmission des sons auscultatoires en temps réel ou en temps différé.

Des études précédentes ont démontré la nécessité de procéder à une approche scientifique exhaustive qui prenne en compte, à la fois la définition d'une sémiologie, la consolidation de la définition des marqueurs caractéristiques connus, la définition d'une sémantique commune voire universelle, le développement d'outils déterministes qui permettent de détecter ces marqueurs.

La première étape vise à offrir un outil de prélèvement des sons auscultatoires de qualité, utilisable par les médecins dans leur quotidien. Le partage des sons auscultatoires est également nécessaire pour améliorer les connaissances sur l'auscultation. Nous avons fourni des propositions relatives à ces deux points dans cette thèse. L'étape suivante, sera basée sur l'analyse de sons pertinents qui auront été collectés grâce à ces outils, et rendra possible le développement d'outils pour aider à l'établissement d'un diagnostic.

BIBLIOGRAPHIE

- [AccuCheck 08] AccuCheck, http://www.accu-check.fr/fr/rewrite/content/fr_FR/2:20/article/ACCM_general_article_3391.htm, accessed on september 2008.
- [Aiko 08] Robot Aiko, <http://www.projectaiko.com/technologysoftware.html>, accessed on september 2008.
- [Albers 04] M. Albers, T. Schermer, G. van den Boom, R. Akkermans, C. van Schayck, C. van Herwaarden, C. Weel. „Efficacy of inhaled steroids in undiagnosed subjects at high risk for COPD: results of the detection, intervention, and monitoring of COPD and asthma”. *Chest* **2004**;126:1815-1824.
- [Alencar 03] A.M Alencar, S.V Buldyrev, A. Majumdar, H. E Stanley, B. Suki, “Perimeter growth of a branched structure: application to crackle sounds in the lung”, *Physical Review E* **68**, **2003**.
- [Almange 06] C Almange, X André-Foouet, MC Aumont, P Beaufiles, G Derumeaux, JM Fauvel, H Milon, JC Quiret, G Roul, JE Wolf, « Sémilogie Cardiologique », *Collège National des Enseignants de Cardiologie*, juin **2006**.
- [Andrès 08a] Andrès E, Reichert S, Gass R, Brandt C, Kehayoff Y. La sémiologie pulmonaire à l'ère de la médecine factuelle. *Médecine Thérapeutique* **2008** ; 13 : 353-356.
- [Andrès 08b] Andrès E, Brandt C, Gass R. De l'intérêt de caractériser les sons de l'auscultation pulmonaire à la création d'une école de l'auscultation... *Presse Med* **2008**.
- [Andromed 08a] Andromed, <http://web.crim.ca/oxygene/pages/accueil-salle-de-presse.ep?mode=read&id=2519>, accessed on juin **2008**.
- [Andromed 08b] Andromed, “Electronic Stethoscope”, *patent EP0671895*, WO9413206.
- [Anonyme 07] Anonyme, “Wavelet analysis of lung sounds”. www.uinet.or.jp, March **2007**(Accessed : 1 may 2007).
- [Anty 08] Robot Anty, <http://anty.vub.ac.be/info/Probo/>, accessed on september **2008**.
- [Bahoura 99] M. Bahoura. « Analyse des signaux acoustiques respiratoires: contribution à la detection automatique des sibilants par paquets d'ondelettes », *PhD Thesis Univ, Univ. Rouen, France*, **1999**.
- [Bahoura 04] M. Bahoura, C. Pelletier, “Respiratory Sounds Classification using Cepstral Analysis and Gaussian Mixture Models”, *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, **2004**.
- [Bahoura 06] M. Bahoura, X. Lu. “Separation of crackles from vesicular sounds using wavelet packet transform”. *Acoustics, Speech and Signal Processing ICASSP* **2006**; 2: 1076-1079.
- [Beckett 05] W. Beckett, “Hypersensitivity pneumonitis associated with environmental mycobacteria”, *Chest*, June **2005**.
- [Bentur 03] L. Bentur, R. Beck, M. Shinawi, T. Naveh, N. Gavriely. “Wheeze monitoring in children for assessment of nocturnal asthma and response to therapy”. *Eur Respir J* **2003**; 21: 621-662.
- [Bentur 04] L. Bentur, “Adenosine bronchial provocation with computerized wheeze detection in young infants with prolonged cough: correlation with long-term follow-up”, *Chest*, Oct.**2004**.
- [Benedetto 88] G. Benedetto, F. Dalmaso, R. Spagnolo. Surface Distribution of Crackles Sounds”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **1988** ; 35(5) : 406-412.
- [Biosignetics 08] Biosignetics, <http://www.bsingnetics.com/products.htm>, accessed on septembre **2008**.

- [Bluetooth 06] Bluetooth Market requirements document, “Medical Devices Working Group (MED)” Marketing Requirements Document , **2006**.
- [Bluetooth 07] Bluetooth specification, “Medical Device Profile”, *Bluetooth SIG Confidential*, **2007**.
- [Bohadana 07] A Bohadana, JL Racineux . »D5 – auscultation pulmonaire. Classification, mécanisme de production et valeur diagnostique des sons pulmonaires ». *Société de pneumologie de langue française*, Déc **2007**.
- [Buruk 97] M. Y. Buruk, Y. P. Kahya, B. Sankur, “Clustering analysis of respiratory crackles”, *IEEE* **1997** ; 137-138.
- [Calverley 00] P. M.A Calverley, “Early detection and intervention, in chronic obstructive pulmonary disease”, *Chest*, May **2000**.
- [CardGuard 08] CardGuard, www.cardguard.com/ , accessed on september **2008**.
- [Cardio Perfect] Cardio Perfect, http://www.medgraphics.com/datasheet_cardio_perfect.htm, septembre **2008**.
- [Cardionics 08a] Cardionics, http://www.bc-sc.gc.ca/bcs-sss/pubs/chipp-ppics/2004-temiscamingue/appx-annx_e.html , accessed on septembre **2008**.
- [Cardionics 08b] Cardionics, <http://www.cardionics.com/telemedicine/> , accessed on septembre **2008**.
- [Carlos 02] R. Carlos, Y. Verbandt, “Automated Breath Detection on Long-Duration Signals Using Feedforward Backpropagation Artificial Neural Networks”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **2002** ; 49 (10) : 1130-1141.
- [Charbonneau 00] G. Charbonneau, E. Ademovic, B.M. Cheetham, L.P. Malmberg, J. Vanderschoot, A.R. Sovijarvi. “Basic techniques for respiratory sound analysis”. *Eur Respir Rev* **2000**; 10: 625–635.
- [Charleston 07] S. Charleston-Villalobos, R. Gonzalez-Camarena, G. CHI-LEM, T. Aljama-Corrales, « Crackles sounds analysis by empirical mode decomposition », *IEEE Engineering in medicine and biology magazine* **2007**; 40-47.
- [Cheetham 00] B.M. Cheetham, G. Charbonneau, A. Giordano, P. Helisto, J. Vanderschoot. “Digitalization of data for respiratory sound recordings”. *Eur Respir Rev* **2000**; 10: 621–624.
- [Chuah 04] J.S. Chuah, Z.K. Moussavi. “Automated respiratory phase detection by acoustical means”. *University of Manitoba, Dept. of Electrical and Computer Engineering*, May **2004**.
- [Cohen 84] A. Cohen, D. Landsberg, “Analysis and Automatic Classification of Breath Sounds”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **1984** ; 31(9) : 585-590.
- [Cohen 02] A Cohen, N Belmatoug, « Coeur & médecine interne », Estem, **2002**.
- [Chronaki 03] C.E. Chronaki, F. Chiarugi, Mavrogiannaki, E. , Demou, C. , Lelis, P., Trypakis, D., Spanakis, M., Tsiknakis, M., Orphanoudakis, S.C., “An eHealth platform for instant interaction among health professionals”, *Computers in Cardiology*, sept **2003**, pp. 101- 104
- [Chronaki 04] C. E. Chronaki, P. Lelis, F. Chiarugi, D. Trypakis, K. Mournouris, H. Stavrakis, G. Kavlentakis, N. Stathiakis, M. Tsiknakis and S. C. Orphanoudakis, « An open eHealth platform for health management using adaptable service profiles”, **2004**.
- [Clunie 04] D Clunie, “Extension of an Open Source DICOM Toolkit to Support SCP-ECG Waveforms”, *2nd ECG Workshop - Berlin* April **2004**.
- [Dicom 08] Dicom, <http://www.sph.sc.edu/comd/rorden/dicom.html>, accessed on octobre **2008**.
- [Du 97] M. Du, F.H.Y Chan, F.K. Lam, J. Sun, « Crackles detection and classification based on matched wavelet analysis », *IEEE / EMBS* **1997** ; 1638-1641.
- [Durand 94] Durand J, Durand L-G, Grenier M-C, “*Stethoscope électronique*“, Curatechnologies inc , patent n° WO9413206, **1994**.
- [Earis 00] J.E. Earis, B.M. Cheetham. “Future perspectives for respiratory sound research. Techniques for respiratory sound analysis”. *Eur Respir Rev* **2000**; 10: 636–640.
- [Elphick 00] H.E. Elphick, S. Ritson, H. Rodgers, M.L. Everard. “When a wheeze is not a wheeze: acoustic analysis of breath sounds in infants”. *Eur Respir J* **2000**; 16: 593-597.

- [Elphick 01] H.E. Elphick, P. Sherlock, G. Foxall, E.J. Simpson, N.A. Shiell, R.A. Primhak, M.L. Everard. "Survey of respiratory sounds in infants". *Arch Dis Child* **2001**; 84: 35-39.
- [Elphick 04] H.E. Elphick, G.A. Lancaster, A. Solis, A. Majumdar, R. Gupta, R.L. Smyth. "Validity and reliability of acoustic analysis of respiratory sounds in infants". *Arch Dis Child* **2004**; 89: 1059-1063.
- [Fenton 85] T.R. Fenton, H. Pasterkamp, A. Tal, V. Chernick, „Automated Spectral Characterization of Wheezing in Asthmatic Children“, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **1985** ; 32(1) : 50-55.
- [Fiz 02] J.A. Fiz, R. Jane, A. Homs, J. Izquiero, M.A. Garcia, J. Morera. "Detection of wheezing during maximal forced exhalation in patents with obstructed airways". *Chest* **2002**; 122: 186-191.
- [Gan 93] K. Gan, I. Nishi, I. Chin, A.S. Slutsky, "On-line determination of pulmonary blood flow using respiratory inert gas analysis", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **1993**, 40(12) : 1250-1259.
- [Groger 06] U.Groger, L.Wiegrebe, "Classification of human breathing sounds by the common vampire bat, *Desmodus rotundus*", *BMC Biology*, 4 pp.18, **2006**.
- [Gross 02] V. Gross, T. Penzel, L. Hadjileontiadis, U. Koehler, C. Vogelmeier, "Electronic auscultation based on wavelet transformation in clinical use", *IEEE, Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference* **2002** ; 1531-1532.
- [Guardian 08] Guardian, http://www.medtronic.no/UK/physicians/guardian_rt.html, accessed on september **2008**.
- [Guarino 05] M.Guarino, A. Costa, P.Jans , M. Silva, J.M Aerts, D. Berckmans, "Development of an algorithm for in field detection of pig epidemics using cough signals", *Laboratory for Agricultural Buildings Research Heverlee Belgium*, **2005**.
- [Guler 03] E.C. Guler, B. Shankur, Y.P. Kahya, S. Raudys. "Two-stage classification of respiratory sound patters". *Elsevier*, **2003**.
- [Guler 05] E.C. Guler, B. Shankur, Y.P. Kahya, S. Raudys. "Mutli-stage nonlinear classification of respiratory sound". *University of Istanbul, Vilnius Institute of Mathematics*, March **2005**.
- [Guler 05b] Guler, H. Polat, U. Ergun. „Combining neural network and genetic algorithm for prediction of lung sounds”. *J Med Syst* **2005**; 29: 217-231.
- [Hadjileontiadis 03] L. Hadjileontiadis, L. Rekanos. "Detection of explosive lung and bowel sounds by means of fractal dimension". *Signal Processing Letters IEEE* **2003**; 10: 311-314.
- [Hadjileontiadis 04] L. Hadjileontiadis, K. Panoulas, T. Penzel, V. Gross, S. Panas. "On applying continuous wavelet transform in wheeze analysis". *Engineering in Medicine and Biology Society IEEE* **2004**; 2: 3832-3835.
- [Hadileontiadis 05] L.J. Hadileontiadis, "Wavelet-based enhancement of lung and bowel sounds using fractal dimension thresholding – Part II: Application Results", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **2005** ; 52(6) : 1050-1064.
- [Hantos 99] Z. Hantos, T. Aszalos, J. Tolnai, F. Petaz, B. Suki, « Volume incroments and crackles sounds during lung reinflation », *IEEE, Proceedings of the First Joint EMBS/BMES Conference* **1999** ; 354.
- [Hilbel 07] T Hilbel, BD Brown, J de Bie, RL Lux, HA Katus , "Innovation and Advantage of the DICOM ECG Standard for Viewing, Interchange and Permanent Archiving of the Diagnostic Electrocardiogram", *Computers in Cardiology* **2007**;34:633–636.
- [Heimann 00] K. Heimann, HH Vajen, « Method and device for transmitting an emergency call », patent EP0984414, March **2000**.
- [Homs 04] A.Homs-Cobrerera, J.A Fiz, J.Morera, R.Jane, "Time-Frequency detection of wheezes during forced exhalation", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 51(1), **2004**; 182-186.
- [Hung 04] K.Hung, B.Luk, W.Choy, B.Tsai, S.Tso, "Multifunction stethoscope for telemedicine" *pp.87-89*, **2004**.

- [Hussein 94] M. Hussein, S. Richard. "Acoustic detection of respiratory conditions". *United States Patent US6443907*, **2002**.
- [Icke 05] G. Icke, S.V. Kamarthi, "Feature extraction through discrete wavelet transform coefficients", *Proceedings of SPIE –The International Society for Optical Engineering* 5999, **2005**.
- [Indrajit 07] I.K. Indrajit, « digital imaging and communications in medicine : a basic review », *Computers in Radiology*, février **2007**.
- [Iversen 05] Iversen K. et al., « A randomized trial comparing electronic and conventional », *The American Journal of Medicine*. **2005**, 118, p. 1289 et suiv.
- [Iyer 96] V.K. Iyer, P.A. Rammooorthy, H. Fan, Y. Ploysongsang, "Reduction of heart sounds from sounds by adaptive filtering", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **1996**, 33(12) : 1141-1148.
- [Jabes 08] Jabes, <http://www.rdsn.fr/stethoscope/jabes.html>, accessed on june **2008**.
- [Kaelin 01] M. Kaelin, "Auscultation: listening to determine dysfunction", *Professionalization of exercise physiology online, Vol.4, N°8*, **2001**.
- [Kahya 96] Y.Kahya, E.Guer, O.Ozcan, B.Shankur, « Classification of respiratory sounds using crackle parameters », *Engineering in Medicine and Biology Society Bridging Disciplines for Biomedecine* ; **1996**;3:952-953.
- [Kahya 97] Y.P. Kahya, E.C. Güler, S. Sahin, "Respiratory disease diagnosis using lung sounds", *IEEE / EMBS* **1997** ; 2051-2053.
- [Kahya 00] Y. Kahya, C. Yilmaz. "Modeling of respiratory crackles". *Engineering in Medicine and Biology Society IEEE-EMBS* **2000**; 1: 632-634.
- [Kahya 01] Y. Kahya, S. Yerer, O. Cerid. "A Wavelet-based instrument for detection of crackles in pulmonary sounds". *Engineering in Medicine and Biology Society IEEE-EMBS* **2001**; 4: 3175-3178.
- [Kahya 06] Y. P. Kahya, M. Yeginer, B. Bilgic, "Classifying Respiratory Sounds with Different Feature Sets", *IEEE EMBS Annual International Conference* **2006** ; 2856-2859.
- [Kaniusas 05] E. Kaniusas, H. Pfützner, B. Saletu, „Acoustical Signal Properties for Cardiac/Respiratory Activity and Apneas“, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **2005** ; 52 (11) : 1812-1822.
- [Kawamura 03] T. Kawamura, T. Matsumoto, N. Tanaka, S. Kido, Z. Jiang, N. Matsunaga. "Crackle analysis for chest auscultation and comparison with high-resolution CT findings". *Radiat Med* **2003**; 21: 258-266
- [Kehyayan 04] G. Kehyayan, I. Kehayoff, G. Lenoir, C. Avedissan, B. Roux, "Device for analysing auscultation sounds, in particular respiratory sounds", **2004**, patent US6699204
- [Kim 98] SH Kim, HJ Lee, JM Huh, B C Chang, « Spectral analysis of Heart Valve Sound for Detection of Prosthetic Heart Valve Diseases », *Yonsei Medical Journal*, Vol.39, No. 4, pp. 302-308, **1998**.
- [Kim 03] D. Kim, M.E. Tavel, "Assessment of Severity of Aortic Stenosis Through Time-Frequency Analysis of Murmur", *American College of Chest Physicians*, p 1638- 1647, **2003**.
- [Kimara 05] S. Kimara March, J. L. Bedynek, M. A. Chizner, "Teaching Cardiac Auscultation:Effectiveness of a Patient-Centered Teaching Conference on Improving Cardiac Auscultatory Skills", *Mayo Clin Proc.* , November **2005**;80(11):1443-1448.
- [Kiyokawa 02] H. Kiyokawa, H. Pasterkamp. "Volume-dependent variations of regional lung sound amplitude and phase". *J Appl Physiol* **2002**; 93: 1030-1038
- [Kiyokawa 06] H. Kiyokawa, M. Greenberg, K. Shirota, H. Pasterkamp. "Auditory detection of stimulated crackles in breath sounds". *Chest* **2006**; 119: 1886-1892.
- [Kompis 01] M. Kompis, H. Pasterkamp, G.R. Wodicka. „Acoustic imaging of the human chest“. *Chest* **2001** ; 120 : 1309-1321.

- [Kraman 95] S.S. Kraman, G.R. Wodicka, Y. Oh, H. Pasterkamp. „Measurement of respiratory acoustic signals. Effect of microphone air cavity width, shape, and venting”. *Chest* **1995** ; 108: 1004 - 1008.
- [Kumar 07] B.H Kumar, “A fuzzy expert system design for analysis of body sounds and design of an unique electronic stethoscope(development of HILSA kit)”, *Biosensors and Bioelectronics* 22(6) pp. 1121-1125, **2007**.
- [Laennec 19] R.T.H Laennec “De l’auscultation médiate ou traité du diagnostic de maladies des poumons et du cœur, fondé principalement sur ce nouveau moyen d’exploration», *Brasson et Chaudé*, **1819**.
- [Laubscher 94] T. P. Laubscher, W. Heinrichs, N. Weiler, G. Hartmann, J. X. Brunner, „An Adaptive Lung Ventilation Controller“, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **1994** ; 41(1) : 51-59.
- [Leng 01] Y. Leng Yap, Z. Moussavi, “Respiratory Onset Detection Using Variance Fractal Dimension”, *IEEE* **2001** ; 1554-1556.
- [Lin 06] B.S. Lin, H.D. Wu, F.C. C, S.J. Chen. “Wheeze recognition based on 2D bilateral filtering of spectrogram”. *Biomedical Engineering-Application, Basis& Communications* **2006**; 18: 128-137.
- [Ling 05] W Ling-ling, R Ni-ni, P Li-xin, W Gang, “Developing a DICOM Middleware to Implement ECG conversion and Viewing”, *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai, China, September 1-4, 2005*.
- [Littmann 08] 3M Littmann, http://solutions.3m.com/nps/portal/3M/en_WW/global-littmann/home/, accessed on septembre **2008**.
- [Marshall 07] A. Marshall, S.Boussakta, “Signal analysis of medical acoustic sounds with applications to chest medicine”, Elsevier, **2007**.
- [Marotta 03] A. Marotta, M.D Klinnert, M.R Rice, G.L Larsen, A.H Liu, “ Impulse oscillometry provides an effective measure of lung dysfunction in 4-year-old children at risk for persistent asthma“, *J.A Allergy Clim Immunol, Vol.112. N°2*, **2003**.
- [Mascagni 93] O. Mascagni, G.A. Doyle, “Infant distress vocalizations in the southern african lesser bushbaby », *International Journal of Primatology* **1993** ; 14(1) : 41-60.
- [Mastorocostas 06] P.A. Mastorocostas, J.B. Theocharis, “ a stable learning algorithm for block-diagonal recurrent neural networks: Application to the analysis of lung sounds” , *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics* **36**, **2006** (2), pp. 242-254 .
- [Mazic 03] J. Mazic, S. Sovilj, R. Magjarevic. “Analysis of respiratory sounds in asthmatic infants”. *Polytechnic of Dubrovnik, Measurement Science Review* **2003**; 3: 11-21.
- [Mé 94] L. Mé., Audit de sécurité par algorithmes génétiques. *Thèse de Doctorat, Université de Rennes 1, France, 7 Juillet 1994*.
- [Meslier 95] N. Meslier, G. Charbonneau, J-L Racineux. “Wheezes”. *Eur Respir J* **1995**; 8: 1942-1948.
- [Mispeleare 02] D. Mispeleare, J.C Glerant, M. Audebert, A. Remond, M.A Sevestre-Pietri, V. Journieux, “Embolie pulmonaire et formes sibilantes des décompensations de bronchopneumopathie chronique destructive”, **2002**.
- [Moshou 01] D. Moshou, A. Chedad, A. Van Hirtum, J. De Baerdemaker. D. Berckmans, H. Ramon, “ Neural recognition system for swine cough” *Mathematics and Computers in Simulation* 56 (4-5) pp.475-487, **2001**.
- [Motiva 06] plateforme Motiva, <http://www.altivis.fr/-09-Telemedecine-aux-Pays-Bas-.html>, février **2006**.
- [Moussavi 98] Z.K. Moussavi, M.T. Leopando, G.R. Rempel, “Automated detection of respiratory phases by acoustical means”, *Proceedings of the 20th Annual international conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* **1998**; 20(1) : 21-24.
- [Moussavi 07] Z.M.K. Moussavi, “Respiratory and swallowing sound analysis”. *University of Manitoba, Biomedical Engineering Lab.*, www.ee.umanitoba.ca/~moussavi/research/research_acoustic.htm , (Accessed : 6 June **2007**).

- [Murphy 04] R.L. Murphy, A. Vyshedskiy, V.A. Power-Charnitsky, D.S. Bana, P.M. Marinelli, A. Wong-Tse, R. Paciej. "Automated lung sound analysis in patients with pneumonia". *Respir Care* **2004**; 49: 1490-1497.
- [Murphy 04b] R. Murphy, A. Vyshedskiy, R. Alhashem, "Crackle polarity is influenced by respiratory cycle", *Chest*, Oct. **2004**.
- [Murphy 07] R. Murphy. "Computerized multichannel lung sound analysis". *IEEE Engineering in medicine and biology magazine* **2007**; 16-19.
- [Myint 01] W. Myint, B. Dillard, "An electronic stethoscope with diagnostics capability", patent US 6396931, pp.133-137, **2001**.
- [Nao 08] Robot Nao, <http://www.aldebaran-robotics.com/pageProjetsNao.php>, accessed on october **2008**.
- [Nema 08a] DICOM Availabel at : <http://medical.nema.org/>; accessed on december **2008**.
- [Nema 08b] Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 1 : Introduction and Overview at ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2007/07_01pu.pdf at ; Accessed on December **2008**.
- [Noponen 07] A-L Noponen, S Lulkarinen, A Angerla, R Sepponen, "Phono-spectrographic analysis of heart murmur in children", *BMC Pediatrics*, **2007**.
- [Nti 03] Loudness Rating Measurements with RAPID-TEST (SLR, RLR, STMR acc. To ITU-T P79) , *NTI AG*, **2003**.
- [Onken 06] M. Onken, J. Riesmeier, M. Eichelberg, "Standardized exchange of medical signals using DICOM waveforms", *EuroPACS* **2006**.
- [OMS 08] Site de l'Organisation Mondiale de la Santé, <http://www.who.int/respiratory/fr/>, septembre **2008**.
- [Papero 08] Robot Papero, http://www.nec.co.jp/robot/english/intro/intro_03.html, accessed on septembet **2008**.
- [Paro 08] Robot Paro, <http://paro.jp/english/therapy.html>, accessed on september **2008**.
- [Pasika 94] H. Pasika, D. Pengelly, "Lung sound crackle analysis using generalized time-frequency representations", *Medical and Biological Engineering and Computing* 32 (6); **1994**; 688-690
- [Pasterkamp 97] H. Pasterkamp, S.S. Kraman, G.R. Wodicka. „Respiratory sounds, advances beyond the stethoscope". *Am J Respir Crit Care Med* **1997**; 156: 974-987.
- [Patricoski 08] C Patricoski, A Stewart Ferguson, S Clancy, « Electronic Stethoscope – Reviewing the options », *conference ATA American Telemedicine Association*, 6 avril **2008**.
- [Pianykh 08] Pianykh, « Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). A Practical Introduction and Survival Guide », *Springer*, **2008**.
- [Piirila 95] P. Piirila, A.R. Sovijarvi. "Crackles: recording, analysis and clinical significance". *Eur Respir J* **1995**; 8: 2139-2148.
- [Pittner 97] S. Pittner, SV Kamarthi, "Feature extraction from wavelet coefficients for pattern recognition tasks", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intellingence* 21 (1) ; **1997**; 1484-1489.
- [Polat 04] H. Polat, I. Guler. "A simple computer-based measurement and analysis system of pulmonary auscultation sounds". *J Med Syst* **2004**; 28: 665-672.
- [Pourazad 03] M. T. Pourazad, Z. K. Mousavi, G. Thomas, "Heart Sound Cancellation from Lung Sound Recordings using Adaptive Threshold and 2D Interpolation in Time-Frequency Domain", *IEEE*, **2003**, 2586-2590.
- [Qiu 01] Y. Qiu, "Respiratory sounds analysis", *University of Glasgow, Dept of Mechanical Engineering*, June **2001**.
- [Qiu 05] Y. Qiu, A.R. Whittaker, M. Lucas, K. Anderson. "Automatic wheeze detection based on auditory modelling". *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* **2005**; 219: 219-227.

- [Qui 05b] Y.Qui, A.R Whittaker, M. Lucas, K. Anderson, “Automatic wheeze detection based on auditory modeling”, *Ingenta connect*, May **2005**.
- [Reichert 08] Reichert S, Gass R, Brandt C, Andrès E, “Analysis of respiratory sounds : state of the art”, *Clinical Medicine Circulatory Respiratory Pulmonary Medicine* **2008** .
- [Renders 95] J.M. Renders, « Algorithmes génétiques et Réseaux de Neurones ». *Editions HERMES*, **1995**.
- [Robosapien 08] Robot Robosapien , <http://www.robosapien2online.com/about.html>, septembre **2008**.
- [Rossi 00] M. Rossi, A.R. Sovijarvi, P. Piirila, L. Vannuccini, F. Dalmaso, J. Vanderschoot. “Environmental and subject conditions and breathing manœuvres for respiratory sound recordings”. *Eur Respir Rev* **2000**; 10: 611–615.
- [Riella 03] R. J. Riella, P. Nohama, R. F. Borges, A. L. Stelle , “Automatic Wheezing Recognition in Recorded Lung Sounds”, *IEEE*, **2003**, p 2535- 2538.
- [Rottenberg 01] J. Rottenberg, F. H Wilhem, J.J Gross, I.H Gotlib, “Respiratory sinus arrhythmia as a predictor of outcome in major depressive disorder”, *Journal of affective disorders*, Aug **2001**.
- [RS Media 08] Robot RS Media, <http://www.rsmediaonline.com/>, septembre **2008**.
- [SanteGouv 08] télémedecine et urgences, http://www.sante.gouv.fr/btm/dossiers/telemed/tele_urg/sommaire.htm, septembre **2008**.
- [Savic 03] M. Savic, brevet : (WO/2008/024624) « diagnostic assisté par ordinateur d’une maladie des poumons », **2003**.
- [Sestini 95] P. Sestini, E. Renzoni, M. Rossi, V. Beltrami, M. Vagliasindi. “Multimedia presentation of lung sounds as learning aid for medical students”. *Eur Respir J* **1995**; 8: 783-788.
- [Sezgin 01] M.C. Sezgin, Z.Dokur, T.Olmez,M. Korürek, “Classification of respiratory sounds by using an artificial neural network”, *Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference*,pp. 697-699, **2001**.
- [Similowski 04] Thomas Similowski, Thomas Similowski Jean-François Muir Jean-Philippe Derenne, Jean-François Muir, Jean-Philippe Derenne , « La bronchopneumopathie chronique obstructive (BPCO) », *John Libbey Eurotext*, **2004**.
- [SocPneumo 05] La Société de pneumologie de langue française, “Sémiologie respiratoire », <http://www.splf.org/>, Rennes, septembre **2005**.
- [Sovijarvi 00a] A.R. Sovijarvi, L.P. Malmberg, G. Charbonneau, J. Vanderschoot. “Characteristics of breath sounds and adventitious respiratory sounds”. *Eur Respir Rev* **2000**; 10: 591–596.
- [Sovijarvi 00b] A.R. Sovijarvi, F. Dalmaso, J. Vanderschoot, L.P. Malmberg, G. Righini, S.A. Stoneman. “Definition of terms for applications of respiratory sounds”. *Eur Respir Rev* **2000**; 10: 597–610
- [Stethoflux 08] Stethoflux, <http://www.odvi.com/> , accessed on septembre **2008**.
- [Stethographics 08] Stethographics, <http://www.stethographics.com/>, accessed on septembre **2008**.
- [Suki 01] B. Suki, A.M. Alencar, Z. Hantos, H.E. Stanley. “Generation and propagation of crackle sound and it’s relation to lung structure”. *Bioengineering Conference, BED- ASME* **2001**; 50: 639-640.
- [Suzuki 05] K. Suzuki, F. Li, S. Sone, K. Doi, « Computer-Aided Diagnostic Scheme for Distinction Between Benign and Malignant Nodules in Thoracic Low-Dose CT by Use of Massive Training Artificial Neural Network », *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 24, NO. 9, September **2005**.
- [telemedecine 08a] plateforme Bluetooth, <http://www.cetic.be/article591.html> , septembre **2008**.
- [telemedecine 08b]plateforme à Madagascar, http://www.sante.gov.mg/index.php?option=com_content&task=view&id=75&Itemid=49, septembre **2008**.
- [Telesante 08] plateforme télésanté, http://www.sixi.be/Constitution-et-organisation-de-la-plate-forme-eHealth_a679.html, mars **2008**.
- [Thinklabs 08] Stéthoscope Thinklabs, <http://www.thinklabsmedical.com/>, accessed on septembre **2008**.

- [Tolias 97] Y. Tolias, L. Hadjileontiadis, S. Panas. "A fuzzy rule-based system for real-time separation of crackles from vesicular sounds". *Engineering in Medicine and Biology Society IEEE* **1997**; 3: 1115-1118.
- [Ubiko 08] http://www.futura-sciences.com/fr/sinformer/actualites/news/t/robotique/d/ubiko-un-robot-receptionniste-qui-repond-a-vos-questions_10017/, septembre **2008**.
- [Vacheron 99] André Vacheron, Claude Le Feuvre, Jean Di Matteo, « cardiologie », *3ème édition, Expansion scientifique publications*, **1999**.
- [Van Hirtum 02] A. Van Hirtum, D. Berckmans, "Automated recognition of spontaneous versus voluntary cough", *Medical Engineering and Physics* 24 (7-8) pp. 541-545, **2002**.
- [Vannuccini 98] L. Vannuccini, M. Rossi, G. Pasquali. "A new method to detect crackles in respiratory sounds". *Technology and Health Care* **1998**; 6: 75-79.
- [Vannuccini 00] L. Vanuccini, J.E. Earis, P. Helisto, B.M. Cheetham, M. Rossi, A.R. Sovijarvi, J. Vanderschoot. "Capturing and pre-processing of respiratory sounds ». *Eur Respir Rev* **2000**; 10: 616-620.
- [Vanzetto 02] G Vanzetto, « Surveillance des porteurs de valves et de prothèses vasculaires », *Collège National des Enseignants de Cardiologie*, novembre **2002**.
- [Vesselle 03] H. Vesselle, E.Turcotte, L.Wiens, D.Haynor, "Application of a neural network to improve nodal staging accuracy with 18F-FDG PET in non-small cell lung cancer", *Journal of nuclear medicine* 44 (12),pp. 1918-1926,**2003**.
- [Vitaphone 08] Vitaphone, <http://www.vitaphone.de/en/medical-professionals/cardiac-arrhythmias/> , septembre 2008.
- [Vukanovic 06] J M. Vukanovic-Criley,S Criley, C-M Warde, J R. Boker,L Guevara-Matheus W Hallowell Churchill, W P. Nelson,J M Criley, "Competency in Cardiac Examination Skills in Medical Students, Trainees, Physicians, and Faculty", *American Medical Association* , Arch Intern Med, Vol. 166, March **2006**.
- [WelchAllyn 08] WelchAllyn, <http://www.welchallyn.com/medical/>, accessed on septembre **2008**.
- [Welsby 03] P.D Welsby, G. Parry, D Smith. "The stethoscope : some preliminary investigations". *PMJ Online* **2003**; 79: 695-698.
- [Yadollahi 06] A. Yadollahi, Z.M.K. Moussavi, "A robust method for heart sounds localization using lung sounds entropy", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **2006** ; 53(3) : 497-502.
- [Yeginer 04] M.Yeginer, K.Ciftci, U. Cini, G.Kilinc, Y.P.Kahya, "Using lungs sounds in classification of Pulmonary diseases according to respiratory subphases", *Biosensors and Bioelectronics* 22(6), **2004**; 1121-1125.
- [Yeginerand 05] M. Yeginerand, Y.P. Kahya. "Modeling of pulmonary crackles using wavelet networks". *Engineering in Medicine and Biology Society IEEE-EMBS* **2005**; 8: 7560-7563.
- [Yi 04] G.A. Yi. "A software toolkit for respiratory analysis". *MIT Computer Sound and Artificial Intelligence Laboratory* **2004**; 1: 215-216.
- [Zargis 08] Zargis, <http://medgadget.com/archives/2006/09/cardioscan.html> , accessed on septembre **2008**.
- [Zhao 01] S.G Zhao, S.P Wang, Y. Zou, H.J Niu, M.X Wan, "Study of non- gaussian ARMA model and bispectrum of lung sounds", *Hsi- An Chiao Tung Ta Hsueh/ Journal of Xi'an Jiotong University* 35 (4) pp. 355-359, **2001**.
- [Zheng 05] H.Zheng, H.Wang, L.Y Wang, G.Yin, "Lung sounds pattern analysis for anesthesia monitoring", *Proceedings of the American control conference* 3, **2005**;1563-1568.

Nos publications

Publications internationales

- Reichert S, Gass R, Kehayoff Y, Brandt C, Andrès E. "Analysis of respiratory sounds : state of the art". *Clinical Medicine Circulatory Respiratory Pulmonary Medicine* **2008**.
- Andrès E, Reichert S, Gass R, Brandt C. "A French national research project to the creation of an auscultation's school : the ASAP project". *Eur J Intern Med* **2008**.
- Reichert S, Gass R, Hajjam A, Brandt C, Nguyen E, Baldassari K, Andrès E. "The ASAP project: a first step to an auscultation's school creation", *Respiratory Medicine CME*, Elsevier **2009**.

Publications nationales

- Reichert S, Gass R, Andrès E. « Analyse des sons auscultatoires pulmonaires ». *ITBM-RBM* **2007** ; 28 : 169-180.
- Gass V, Reichert S, Kehayoff Y, Gass R, Andrès E. « Le stéthoscope à l'ère de la médecine factuelle ». *Alsa Med* **2007** ; 55 : 14-16.
- Andrès E, Reichert S, Gass R, Brandt C, Kehayoff Y. « La sémiologie pulmonaire à l'ère de la médecine factuelle ». *Respir.com* **2007** ; 6 : 47-50 (<http://www.respir.com/revue.asp>).
- Andrès E, Reichert S, Gass R, Brandt C, Kehayoff Y. « La sémiologie pulmonaire à l'ère de la médecine factuelle ». *Médecine Thérapeutique* **2008** ; 13 : 353-356.
- Reichert S, Gass R, Brandt C, Andrès E. « L'auscultation pulmonaire à l'ère de la médecine factuelle ». *Rev Mal Respir* **2008**.
- Andrès E, Gass R, Brandt C, Reichert S, Nguyen G, Baldassari C, Collet C. « De nouveaux outils au service de l'auscultation ». *ITBM-RBM* **2008**.

Communications internationales

- Gras D, Brandt C, Imbs JL, Gass R, Reichert S, Vogel T, Andrès E. "An Evaluation of the « Laennext » Electronic Stethoscope in Measuring the Blood Pressure in General Practice. Looking for a new symptomatology to describe normo and hypertension". *Communication orale au General Medicine Congress, Vilnius*, septembre **2007**.
- Reichert S, Gass R, Hajjam A, Koukam A, Brandt C, Baldassari K, Nguyen E, Andrès E. "ASAP : a platform to collect and validate auscultation sounds". *Second International Conference E-medixys, Sfax*, Tunisia, October 29-31, **2008**.
- Reichert S, Gass R, Hajjam A, Koukam A, Andrès E. "An optimized communication for shared diagnosis and patient monitoring". *Second International Conference E-medixys, Sfax*, Tunisia, October 29-31, **2008**.
- Reichert S., Gass R., Hajjam A., Koukam A., Andrès E. "An optimized communication for emergency health situations. International Conference on eHealth", *Telemedicine, and Social Medicine eTELEMED*, Cancun, Mexico, February 1-7, **2009**.
- Reichert S, Gass R, Hajjam A, Koukam A, Brandt C, Nguyen E, Andrès E. "Acquire, analyze and share auscultation sounds: the ASAP project", *the 39th International Conference on Computers & Industrial Engineering (CIE39)*, Université de Technologie de Troyes, France, July 6-8 **2009**.

Présentations à des événements de télésanté

- « La santé électronique par l'AQESSS (Association Québécoise d'Établissements de Santé et de Services) », *Montréal*, Octobre **2007** ;
- « Forum Alcatel-Lucent », *Paris*, février **2008** ;
- « Forum Medetel », *Luxembourg*, Avril **2008**;
- « Forum HIT (Health Information Technology) », *Paris*, mai **2008**.

GLOSSAIRE

Numérique

3G Troisième génération des technologies de téléphonie mobile.

A

ASAP Analyse de Sons Auscultatoires et Pathologiques. Nom du second projet de la plateforme MERCURE.

Auscultation Examen clinique qui consiste à écouter, à l'aide d'un stéthoscope (auscultation médiate), ou simplement à l'oreille, divers bruits produits par les organes du corps humain, notamment ceux émis par le cœur, les poumons et les bronches, les intestins, les carotides et les artères fémorales.

B

BPCO Broncho-Pneumopathie Chronique Obstructive.

Bluetooth Spécification de l'industrie des télécommunications. Elle utilise une technologie radio courte distance destinée à simplifier les connexions entre les appareils électroniques.

BT MED Bluetooth Medical Device Profile.

BTSIG Bluetooth Special Interest Group.

C

Crépitants Crackles en anglais. Ces sons pathologiques, discontinus, explosifs apparaissent généralement dans la phase d'inspiration. Ils sont caractérisés par leur forme d'onde, leur durée et leur position dans le cycle respiratoire. Un crépitant peut être caractérisé par sa durée totale comme étant un crépitant fin (si sa durée est courte) ou gros (si sa durée est longue). L'apparition de crépitants révèle généralement des pathologies du tissu pulmonaire voire des voies de conduction.

CIFRE Convention Industrielle de Formation par la Recherche.

Courbe de réponse Réponse en fréquence d'un équipement est la courbe représentant le niveau de sortie en fonction de la fréquence du signal en entrée.

D

Dicom Digital Imaging and Communications in Medicine. Standard de communication, de visualisation et d'archivage d'images médicales telles que celles issues des scanner CT (tomographiques), IRM, équipements ultrasons. Il a été créé par le National Electrical Manufacturers Association (NEMA).

DTD Document Type Definition.

E

ECG Électrocardiographe. Appareil médical permettant d'enregistrer l'activité électrique du cœur.

EPIDAURE Équipement Portable Intelligent d'Auscultation Rapide et Efficace. Un des projets de la plateforme MERCURE.

F

FFT Fast Fourier Transform ou Transformée de Fourier Rapide.

G

GPRS General Packet Radio Service.

GSM Global System for Mobile communications.

H

HeadSet Profil Bluetooth, utilisé dans la téléphonie sans fil (oreillette Bluetooth), et permettant d'effectuer une conversation (capturer et diffuser du son) via un périphérique maître.

HL7 *Health Level 7*. Standard qui définit un format pour les échanges informatisés de données cliniques, financières et administratives entre systèmes d'information hospitalier. Initialement américain, ce format s'exporte et tend à s'imposer comme standard international pour ce type d'information. Ce standard définit entre autre la structure et le rôle des messages pour permettre une communication efficace des données liées au système de la santé.

I

IHE *Integrating the Healthcare Enterprise* est une initiative des professionnels de la santé destinée à améliorer la façon avec laquelle les logiciels du domaine échangent leurs informations. IHE propose l'utilisation coordonnée de standards établis, comme Dicom et HL7, afin d'apporter des solutions aux problèmes récurrents d'intégration de différents logiciels de santé. L'objectif est d'assurer une meilleure interopérabilité entre les systèmes qui utilisent IHE. Les développements sont aussi théoriquement facilités.

IHM Interface Homme-Machine.

IP Internet Protocol. Protocole utilisé sur internet pour véhiculer des paquets.

L

LAN Local Area Network. Acronyme regroupant l'ensemble des composants définissant un réseau local.

M

MERCURE Mobile Et Réseau pour la Clinique, l'Urgence ou la Résidence Externe.

MCD Modèle Conceptuel de Données.

N

NEMA National Electrical Manufacturers Association.

P

PABX /PBX Private Automatic Branch eXchange. Autocommutateur téléphonique privé.

PACS Picture Archiving and Communication Systems. Systèmes médicaux créés et utilisés pour présenter des images médicales. Ils sont composés d'équipements d'acquisition d'images médicales, d'archives d'images numériques, et de stations de travail.

PBX Commutateur téléphonique privé.

PRS PResentation Server. Serveur de présentation qui permet d'interagir avec les postes IP.

PDA Personal Digital Assistant.

R

REVES Robot visant à Embellir la Vie des Enfants en chambre Stérile. Un des projets de la plateforme MERCURE.

S

Sibilants Wheeze en anglais. Ce son pathologique, continu présente un caractère musical. Acoustiquement, il est caractérisé par une forme d'onde avec une fréquence dominante généralement supérieure à 100 Hz et une durée supérieure à 100ms. De plus, le son doit inclure au moins 10 vibrations successives. Les sibilants sont généralement associés à l'obstruction des voies aériennes. Le sibilant est qualifié de monophonique s'il n'a qu'une fréquence. S'il en contient plusieurs fréquences, on le qualifie de polyphonique. Prédominant à l'expiration, ce bruit ressemble à celui que l'on entend lorsque que l'on dégonfle un ballon dont on pince l'orifice.

Sémiologie médicale Partie de la médecine qui étudie les symptômes et signes et la façon de les relever et de les présenter afin de poser un diagnostic.

SLR Sending Loudness Rating. Mesure d'atténuation qui compare l'amplitude de la pression du son entrant par le microphone et le signal audio résultant. Il est exprimé en dBV/Pa. Il reflète l'intensité du signal dans la direction de l'émission, c'est-à-dire en partant de la bouche artificielle, à travers l'équipement de téléphonie et jusqu'à la ligne de transmission.

Softphone Logiciel utilisé pour faire de la téléphonie.

STETAU Système et Technologies d'Enregistrement et de Traitement des sons AUscultatoires. Premier projet de la plateforme MERCURE.

T

Télémédecine La télémédecine consiste en l'utilisation des télécommunications et des technologies de l'information pour permettre l'accès aux informations médicales, la prestation de soins et la supervision des patients à distance.

W

Wave / Wav WAVEform audio format.

Wifi Technique de réseau informatique sans fil mise en place pour fonctionner en réseau interne et devenu un moyen d'accès à haut débit à Internet. Il est basé sur la norme IEEE 802.11.

WLAN Wireless LAN. Acronyme définissant les norms régissant les réseaux locaux sans fils.

X

XML Extensible Markup Language.