

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

UNIVERSITE BADJI MOKHTAR - ANNABA
BADJI MOKHTAR – ANNABA UNIVERSITY



جامعة باجي مختار – عنابة

Faculté : Sciences de l'Ingéniorat

Département : Electronique

Domaine : Sciences et Techniques

Filière : Electronique

Spécialité : Electronique des Systèmes Embarqués

Mémoire

Présenté en vue de l'obtention du Diplôme de Master

Thème:

**Portable system for Crackle and Wheeze detection from
lung sounds using Machine Learning algorithmes**

Présenté par : *SEGMANE Sandra*
LAZLI Chahinez

Encadrant : *FEZARI Mohamed* Professeur Université Badji Mokhtar-Annaba

Jury de Soutenance :

MOKHNACHE Azzouz	MCB	Badji Mokhtar-Annaba	Président
FEZARI Mohamed	Professeur	Badji Mokhtar-Annaba	Encadrant
HAMDI Rachid	Professeur	Badji Mokhtar-Annaba	Examineur

Année Universitaire : 2019/2020

REMERCIEMENT

On tient à remercier notre encadrant monsieur Fezari Mohamed, d'avoir su nous orienter sur le choix du thème de notre projet de fin d'étude en évaluant tous les aspects nécessaires pour la faisabilité de ce dernier et le niveau acquis pour son aboutissement, tout en respectant nos penchants pour le domaine biomédical, ainsi que d'avoir été présent avant l'arrivée de cette pandémie du COVID-19 qui a engendré des circonstances exceptionnelles, à savoir dans ce cas précis l'arrêt brusque de tout encadrement.

On croit sincèrement que dans des circonstances normales tout aurait été différent, et qu'on aurait appris énormément aux côtés de monsieur Fezari, si toutefois les rencontres étaient permises.

RESUME

L'identification des bruits pulmonaires normaux et anormaux est une opération importante pour le diagnostic médical des poumons. En effet, les sons respiratoires contiennent de précieuses informations sur la physiologie et les pathologies des poumons et des voies aériennes. De nos jours, le stéthoscope est l'outil le plus utilisé pour l'auscultation pulmonaire; il permet aux spécialistes d'écouter les sons respiratoires du patient pour un usage complémentaire.

Bien que le stéthoscope reste l'instrument le plus utilisé en médecine clinique et guide toujours le diagnostic lorsque d'autres tests de la fonction pulmonaire ne sont pas disponibles, l'auscultation par le stéthoscope a des limites pour détecter les bruits respiratoires accidentels ou surajoutés tels que les crépitants (crackles) et les sibilant (sifflement) qui se produisent couramment dans les maladies respiratoires. Cette auscultation présente d'autres limites, par exemple, il s'agit d'un processus subjectif qui dépend de la capacité et de l'expertise du médecin, elle est limitée par l'audition humaine, le stéthoscope peut être plus adéquat pour l'auscultation cardiaque, et les bruits pulmonaires ne sont pas enregistrés en permanence pour une analyse plus approfondie.

Dans cette étude, un système de surveillance du son respiratoire portable et sans fil pour la détection des sons crépitants (crackles) et sibilants (wheezes) a été proposé. De plus, un algorithme d'analyse des sons respiratoires basé sur le Machine Learning a été conçu pour extraire et analyser en continu les caractéristiques des sons respiratoires afin de fournir des informations objectivement quantitatives sur les sons respiratoires aux médecins professionnels.

Mots clés : Sons respiratoires et pulmonaires, sons pathologiques, crépitant et sibilant, poumons, maladies respiratoires, stéthoscope, auscultation pulmonaire, système de surveillance, algorithmes, Machine Learning.

ABSTRACT

The identification of normal and abnormal lung sounds is an important operation for the medical diagnosis of the lungs. Indeed, respiratory sounds contain valuable information on the physiology and pathologies of the lungs and airways. Nowadays, the stethoscope is the most widely used tool for lung auscultation; it allows specialists to listen to the patient's breathing sounds for additional use.

Although the stethoscope remains the most widely used instrument in clinical medicine and always guides diagnosis when other lung function tests are not available, stethoscope auscultation has limitations for detecting accidental or overmatched respiratory sounds such as Crackles and wheezes commonly occurring in respiratory diseases. This auscultation has other limitations, for example, it is a subjective process that depends on the capacity and expertise of the physician, it is limited by human hearing, the stethoscope may be more suitable for cardiac auscultation, and lung sounds are not permanently recorded for further analysis.

In this study, a portable and wireless respiratory sound monitoring system for the detection of Crackles and Wheezes was offered. In addition, an algorithm for the analysis of respiratory sounds based on Machine Learning was designed to continuously extract and analyze the characteristics of respiratory sounds in order to provide objectively quantitative information on respiratory sounds to professional physicians.

Key words : Respiratory and pulmonary sounds, pathological sounds, crackles and wheezes, lungs, respiratory diseases, stethoscope, pulmonary auscultation, monitoring system, algorithms, Machine Learning.

ملخص

يعد التعرف على أصوات الرئة الطبيعية وغير الطبيعية خطوة مهمة في التشخيص الطبي للرئتين. في الواقع، تحتوي أصوات التنفس على معلومات قيمة عن فسيولوجيا وأمراض الرئتين والمسالك الهوائية، حيث تعتبر السماع الطبية اليوم الأداة الأكثر استخدامًا للتسمع الرئوي، يسمح للمتخصصين بالاستماع إلى أصوات تنفس المريض.

على الرغم من أن السماع الطبية تظل الأداة الأكثر استخدامًا في الطب السريري ولا تزال توجه التشخيص في حالة عدم توفر اختبارات وظائف الرئة الأخرى، فإن تسمع سماع الطبيب له حدود في اكتشاف أصوات التنفس العرضية أو المضافة، مثل الخشخشة والأزيز التي تحدث عادة في أمراض الجهاز التنفسي. هذا التسمع له قيود أخرى، على سبيل المثال، هو عملية ذاتية تعتمد على قدرة وخبرة الطبيب، وهي محدودة بالسمع البشري.

في هذه الدراسة، تم اقتراح نظام مراقبة صوت الجهاز التنفسي (المحمول واللاسلكي) لاكتشاف أصوات الخشخشة والصفير (الأزيز). بالإضافة إلى ذلك، تم تصميم خوارزمية تحليل صوت الجهاز التنفسي القائمة على التعلم الآلي لاستخراج وتحليل خصائص أصوات الجهاز التنفسي بشكل مستمر لتوفير معلومات كمية موضوعية حول أصوات الجهاز التنفسي للأطباء المحترفين.

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Méthode de l'auscultation " immédiate "	5
Figure 1.2 : Méthode de l'auscultation " médiante "	5
Figure 1.3 : Stéthoscope en bois, en ivoire, en caoutchouc, métallique, électronique	6
Figure 1.4 : Courbe de réponse de l'Androscope i-stethosMC d'Andromed	8
Figure 1.5 : Schéma synoptique proposé	13
Figure 2.1 : Anatomie des poumons normaux	15
Figure 2.2 : Foyer d'auscultation pulmonaire	17
Figure 3.1 : Phonopneumogramme prélevé à l'aide d'un prototype Alcatel-Lucent d'une respiration normale (saine)	36
Figure 3.2 : Spectrogramme pulmonaire d'une respiration saine	37
Figure 3.3 : (a) Spectre de puissance de la respiration sifflante (à gauche) et des bruits respiratoires sains (à droite)	38
Figure 3.3 : (b) Spectrogramme de la respiration normale (haut) et de la respiration sifflante (bas)	39
Figure 3.4 : Exemple de phonopneumogramme et spectrogramme d'une respiration sifflante (sibilant) d'un patient asthmatique	40
Figure 3.5 : Exemple de phonopneumogramme et spectrogramme des crépitants dans le contexte d'une pneumonie	41
Figure 3.6 : Forme d'onde d'un crépitant	42
Figure 4.1 : Système de surveillance du son respiratoire	47
Figure 4.2 : Principe de classification des sons respiratoires	48
Figure 4.3 : Photographie du branchement et démarrage de la carte Raspberry Pi	49
Figure 4.4 : Capture d'écran de la partie du programme qui importe les bibliothèques et implémente la base de données	52

Figure 4.5 : Analyse des sons et résultats correspondants	52
Figure 4.6 : Visualisation d'un son respiratoire contenant des sibilants	53
Figure 4.7 : Partie du code qui crée une couche du modèle d'entraînement	55
Figure 4.8 : Code d'affichage des courbes de précision et d'erreur	55
Figure 4.9 : Evaluation de la précision de classification de chaque classe.....	56
Figure 4.10 : Prototype du système de surveillance du son respiratoire réalisé sur plateforme Fritzing	57
Figure 4.11 : Photographie du port du système de surveillance du son respiratoire	58
Figure 4.12 : Photographie de l'intérieur du système.....	59

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 : Récapitulatif et comparaison des stéthoscopes d'aujourd'hui	12
Tableau 2.1 : Caractéristiques et description temporelle et fréquentielle des sons adventices.....	21
Tableau 3.1 : Tableau comparatif des systèmes embarqués	27
Tableau 3.2 : Tableau comparatif des convertisseurs étudiés	29
Tableau 3.3 : Tableau comparatif des amplificateurs étudiés	31
Tableau 3.4 : Tableau résumé : Méthodes de détection des sibilants	33
Tableau 3.5 : Tableau résumé : Méthodes de détection des crépitants	34

LISTE DES ABREVIATIONS

PDA	Personal Digital Assistant.
BPCO	La bronchopneumopathie Chronique Obstructive.
ECG	Electrocardiographie.
CAN	Convertisseur Analogique/Numérique.
CNN	Convolutional Neural Network.
2CD	Durée de deux cycles.
IDW	Initial Deflexion Width.
ADC	Analog digital converter.
LCD	Liquid Crystal Display.
RAM	Random Access Memory.
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor.
MOS	Métal Oxide Semi-conducteur.
LAN	Local Area Networks.
DSP	Digital Signal Processor.
SD	Secure Digital.
OS	Operating System.
OMS	Organisation Mondiale de la santé.

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENT.....	i
RESUME	ii
ABSTRACT	iii
ملخص	iv
LISTE DES FIGURES	v
LISTE DES TABLEAUX	vii
LISTE DES ABREVIATIONS	viii
INTRODUCTION	1
1) Contexte	1
2) Problématiques et objectifs	2
CHAPITRE 1 : ETAT DE L'ART	5
1.1. Introduction	5
1.2. Les stéthoscopes d'aujourd'hui	7
1.2.1 Androscope d'ANDROMED	8
1.2.2 JABES Electronic Stethoscope	8
1.2.3 Littmann 3200	9
1.2.4 Cardionics	10
1.2.5 Thinklabs	11
CHAPITRE 2 : SEMIOLOGIE PULMONAIRE	15
2.1 L'essentiel de l'auscultation pulmonaire	15
2.1.1 Description anatomophysiologique	15
2.1.2 L'auscultation pulmonaire	16

2.2	Qualification et sémiologie des sons pulmonaires	18
2.2.1	Les sons respiratoires normaux	18
2.2.2	Les sons respiratoires pathologiques	18
2.2.2.1	les bruits adventices continus	19
2.2.2.2	Les bruits adventices discontinus	20
CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES		23
3.1.	Choix des composants électroniques	23
3.1.1.	Systèmes embarqués	23
3.1.2.	Convertisseurs analogique/numérique	28
3.1.3.	Amplificateur	29
3.2.	Algorithmes pour la détection des sifflements (sibilants) et des crépitants	32
3.2.1.	Détection des sibilants	32
3.2.2.	Détection des crépitants	34
3.3.	Analyse des sons	36
3.3.1.	Caractéristiques des sons adventices	37
3.4.	Problématique de recherche	43
CHAPITRE 4 : REALISATION		46
4.1.	Introduction	46
4.2.	Architecture	47
4.2.1.	Principe de fonctionnement	48
4.3.	Expérimentations	51
4.3.1.	Programmation	51
4.3.2.	Prototype	57
CONCLUSION GENERALE		60
BIBLIOGRAPHIE		62
ANNEXES		65

INTRODUCTION

1) CONTEXTE

Les maladies pulmonaires représentent un des sujets de préoccupation majeurs pour la santé dans le monde, provoquant environ un sixième de l'ensemble des décès dans le monde. Les deux maladies respiratoires chroniques les plus courantes ont entraîné 3,6 millions de décès dans le monde en 2015, selon un décompte publié dans la revue spécialisée *The Lancet Respiratory Medicine*. Environ 3,2 millions de personnes ont succombé cette année-là à la broncho-pneumopathie chronique obstructive (BPCO, incluant la bronchite chronique grave et l'emphysème), due principalement au tabagisme et à la pollution de l'air, tandis que 400 000 personnes sont mortes d'asthme. L'asthme est deux fois plus fréquent, mais la BPCO est huit fois plus mortelle, selon l'étude [1].

Les maladies respiratoires chroniques posent un grave problème de santé publique en raison de leur fréquence et de leur gravité. Plus de 300 millions de personnes dans le monde vivent avec une maladie respiratoire. C'est la pathologie chronique la plus courante chez les enfants. Selon les estimations de l'OMS (2004), 235 millions de personnes sont asthmatiques. 64 millions ont une broncho-pneumopathie chronique obstructive (BPCO), tandis que des millions d'autres souffrent de rhinite allergique et d'autres maladies respiratoires chroniques qui ne sont souvent pas diagnostiquées [2].

Les maladies respiratoires touchent les voies aériennes, y compris les voies nasales, les bronches et les poumons. Elles vont d'infections aiguës comme la pneumonie et la bronchite à des affections chroniques telles que l'asthme et la broncho-pneumopathie chronique obstructive.

Les sons respiratoires sont employés par le médecin comme indicateurs de l'état physiologique du patient et lui permettant d'établir son diagnostic.

L'étendue des sons que peut produire un organe spongieux comme les poumons est limitée. Néanmoins, ces sons respiratoires contiennent de précieuses informations sur la physiologie et les pathologies des poumons et voies aériennes. Cependant leur identification est rendue très complexe du fait de l'émission simultanée de bruits perturbateurs (par le cœur, les bronchioles, le milieu extérieur...). Savoir distinguer les sons pulmonaires normaux et anormaux est donc important pour le diagnostic médical. Une bonne perception du son est fondamentale pour une analyse précise et fiable de la respiration, et le choix de l'outil utilisé pour capturer le son est donc déterminant.

L'interprétation des sons pulmonaires fait intervenir une grande part de subjectivité, liée à la perception du médecin. Les sons témoignant de la présence d'une pathologie diffèrent selon les caractéristiques du patient (taille, âge, poids...). De plus un diagnostic est la réunion de plusieurs informations collectées en différents points sur le corps du patient, ce qui est une source supplémentaire de complexité pour la prise de décision.

INTRODUCTION

L'auscultation conventionnelle au stéthoscope dépend principalement de l'expérience des médecins, de la variabilité du système auditif humain, des spécifications des stéthoscopes, et ne permet pas aux praticiens de partager leurs connaissances en termes de diagnostics et de sémiologie respiratoire.

L'invention du stéthoscope, aussi simple et logique que cela puisse paraître aujourd'hui, a été une percée dans le diagnostic et la gestion des maladies cardiaques et pulmonaires. Depuis son invention par le Dr. Laennec en 1816 la qualité des outils d'analyse et de visualisation n'a cessé d'accroître. Les nombreux efforts de recherche pour assister les médecins dans leurs diagnostics ont abouti au développement de stéthoscopes numériques capables de filtrer, d'amplifier, ou encore d'offrir une perception visuelle des sons à analyser. Ils donnent également la possibilité d'enregistrer et d'archiver les sons récoltés, en vue de comparaisons et d'analyses plus poussées.

2) PROBLEMATIQUES ET OBJECTIFS

L'objectif principal de notre étude est de créer un prototype permettant l'acquisition, le traitement et la détection de sons pulmonaires adventices.

Notre travail s'intéresse plus particulièrement à la réalisation d'un outil de capture du son auscultatoire. Pour cela, nous proposons d'avoir une approche globale : il s'agit de développer un outil complet, se focalisant sur l'analyse des sons auscultatoires dans le domaine pulmonaire, et s'inscrit dans cette volonté de rendre la médecine plus factuelle.

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.

Ce projet propose le développement d'un système d'auscultation qui permet de :

- Collecter des sons ;
- Visualiser les informations sur des équipements tels que : PC, Smartphone, Tablette... ;
- Transporter et archiver l'information ;
- Exploiter les données.

La réalisation d'un tel prototype soulève des problématiques telles que :

- La programmation du code qui assure le fonctionnement du système.
- Le choix des différents composants les plus adaptés à ce projet.
- La conception finale du système afin qu'il soit facilement portable, facile d'utilisation, et compréhensible par tous.

INTRODUCTION

Le prototype sera composé de:

- **Capteur acoustique (microphone)** : il sera intégré dans un stéthoscope pour augmenter mécaniquement le gain du son;
- **Carte** : pour permettre la communication entre le microphone et un composant tiers qui exécutera des algorithmes pour détecter les sons adventices (crépitants et sifflements);
- **Batterie** : pour une certaine autonomie du système ;
- **Autres composants électroniques** : utilisés pour stabiliser le bruit, éliminer le courant supplémentaire du circuit, amplifier le son, entre autres.

Notre contribution à une telle étude a pour objectif d'augmenter la fiabilité des diagnostics et des prises de décision en se basant sur une analyse des signaux auscultatoires.

CHAPITRE 1 : ETAT DE L'ART

1.1 INTRODUCTION

Le stéthoscope permet de conduire le son émis par le thorax jusqu'aux oreilles du médecin.

Bien avant l'introduction du stéthoscope, l'auscultation était occasionnellement pratiquée par des médecins qui plaçaient leur oreille sur la poitrine du patient (*figure 1.1*), une méthode qui fut plus tard appelée " auscultation immédiate " (c'est-à-dire sans interposition d'un autre objet ou médiateur). L'auscultation ainsi réalisée pouvait être utile dans le diagnostic des maladies des poumons mais était de peu de valeur dans les maladies du cœur.

En 1816, le médecin français Laennec a été invité à examiner une jeune femme en surpoids présentant des symptômes de maladie cardiaque. Il considérait l'auscultation immédiate inadmissible en raison de «l'âge et du sexe du patient». Il se souvient alors d'un phénomène acoustique bien connu: si l'oreille est placée à une extrémité d'une bûche, le tapotement d'une épingle peut être très distinctement entendu à l'autre extrémité. Inspiré par cette observation, il a pris un cahier en papier, en a fait un rouleau serré, a placé une extrémité au précordium du patient et l'autre extrémité à son oreille et a été "aussi surpris que satisfait " de remarquer à quel point il pouvait entendre les bruits du cœur. Laennec a appelé sa nouvelle technique "auscultation médiate " (*figure 1.2*) [3]. Par la suite, le docteur Laennec perfectionna son invention et lui donna le nom de "stéthoscope", du grec stethos, "poitrine" et scope, "examiner".

Conscient de l'utilité et du caractère pratique de cet instrument pour l'écoute des sons internes du corps humain (battements de cœur, respiration et épanchements), il en construisit plusieurs modèles, d'abord en papier puis en bois.



Figure 1.1 - Méthode de l'auscultation "immédiate"



Figure 1.2 - Méthode de l'auscultation "médiate "

CHAPITRE 1 : ETAT DE L'ART

Si son usage n'a pas changé, le stéthoscope a beaucoup évolué. Vers 1830, **Pierre Piorry** perfectionna cette invention en ajoutant un adaptateur en ivoire du côté auriculaire. Les premiers modèles équipés d'un tube flexible (en caoutchouc) entre le pavillon et l'écouteur apparurent vers la même époque.

Le modèle bi-auriculaire (pour les deux oreilles) a été imaginé dès 1829, mais construit seulement en 1851 par le Dr. Nathan B. Marsh. C'est aussi la première fois que la partie en contact avec le patient est recouverte d'un diaphragme. Son équipement était composé de caoutchouc et d'une longue tige à laquelle on fixait une cloche en bois.

Il a fallu attendre encore un siècle pour que le **Dr David Littmann** invente le stéthoscope contemporain, en 1961. Ce modèle avec un double pavillon réversible est toujours utilisé de nos jours par les professionnels de santé.

L'instrument du Dr. Laennec a donc connu plusieurs évolutions avec différents matériaux : ivoire, caoutchouc, métal. [\[3\]](#) . (Figure 1.3)



Figure 1.3 . De gauche à droite : stéthoscope en bois, en ivoire, en caoutchouc, métallique (premier modèle), métallique (modèle actuel), électronique.

CHAPITRE 1 : ETAT DE L'ART

1.2 LES STETHOSCOPE D'AUJOURD'HUI

Le stéthoscope est utilisé par presque tous les professionnels du corps médical dont les cardiologues, les étudiants en médecine, les médecins généralistes et gynécologues, les infirmières, les pneumologues ou encore les urgentistes. Il existe donc plusieurs sortes de stéthoscope allant du stéthoscope classique au stéthoscope électronique en passant par le stéthoscope pédiatrique.

A ce jour, les efforts de recherche en matière de systèmes automatiques d'auscultation sont peu nombreux et relativement communs. Peu de recherches ont été effectuées dans le but de donner de nouvelles fonctionnalités au stéthoscope et de fournir une aide avancée au diagnostic. On notera celle de Mint et Dillard [4] qui ont développé un stéthoscope capable de diagnostiquer les bruits liés à la systole ou la diastole¹. Une équipe a également travaillé sur un stéthoscope capable de diagnostics avec visualisation PDA², ouvrant ainsi la voie au diagnostic à distance [5]. On notera également les travaux de Murphy qui a beaucoup œuvré à la mise au point d'un stéthoscope, et qui a apporté des solutions technologiques intéressantes et innovantes [6]. On citera notamment le projet STETAU, Système et Technologies d'Enregistrement et de Traitement des sons Auscultatoires, porté par Raymond Gass pour Alcatel-Lucent et initialisé par le Dr. Kehayoff pour LaenneXT, ont proposé un prototype de stéthoscope interactif, sous la forme d'un téléphone, permettant l'enregistrement des sons avec une bande passante plate dans la bande fréquentielle d'intérêt pour l'analyse des sons respiratoires [7].

Toutefois, des progrès ont été réalisés ces dernières années tant dans le perfectionnement des outils d'écoute, avec la mise à disposition de stéthoscopes électroniques, que dans l'analyse et la description des signaux auscultatoires, faisant espérer un regain d'intérêt pour la sémiologie auscultatoire. Depuis quelques années, la sémiologie auscultatoire et le stéthoscope sont ainsi entrés dans le XXI^e siècle avec la mise au point de stéthoscopes électroniques communicants et « intelligents », la différence avec le stéthoscope classique réside dans l'amplification des sons qui permet d'obtenir une qualité d'écoute indéniablement supérieure. L'appareil électronique offre également une réduction très sensible des bruits environnants et parasites. Les sons sont donc plus audibles et plus précis. Grâce à cet outil, la performance est appréciable dans l'écoute des battements cardiaques, de la respiration et des bruits abdominaux ou fœtaux.

Dans ce cadre, il nous a donc paru intéressant de réaliser un état de l'art sur les stéthoscopes électroniques actuellement disponibles, avec une analyse de la littérature et d'Internet. Nous allons donc exposer et décrire les systèmes embarqués qui existent, en montrant leurs avantages et leurs inconvénients.

¹ La diastole est la phase de dilatation du cœur, lorsque ses cavités se remplissent à nouveau de sang, avant la phase d'éjection du sang (appelée " la systole ")

² Acronyme anglais de Personal Digital Assistant, un PDA est un appareil électronique destiné à un usage personnel. C'est le cas des téléphones, tablettes...

CHAPITRE 1 : ETAT DE L'ART

1.2.1 Androscope d'ANDROMED

En 2002, la société a mis sur le marché l'Androscope i-stethosMC, un stéthoscope électronique qui permet l'auscultation à distance du cœur et des poumons et qui peut être raccordé au module d'enseignement (Androscope) pour l'écoute simultanée de sons biologiques.

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) ; et un équipement offrant une surveillance en continu (Androlink) [8].

La courbe de réponse de l'Androscope i-stethosMC (*figure 1.4*) montre que cette dernière est acceptable avec un aspect relativement plat entre 150 et 2 500 Hz.

C'est bien meilleur et moins aléatoire que le JABES que l'on verra plus loin, mais ça ne semble pas optimal pour un équipement d'analyse automatique.

En effet, si l'on souhaite restituer les sons de la manière la plus fidèle possible, et si l'on souhaite faire une analyse automatique de signaux (pour une aide au diagnostic), il est utile d'avoir une courbe de réponse plate dans la plage de fréquence qui nous concerne, à savoir à partir d'une vingtaine de Hz (en-dessous, les microphones sont très onéreux !) pour la fréquence basse.

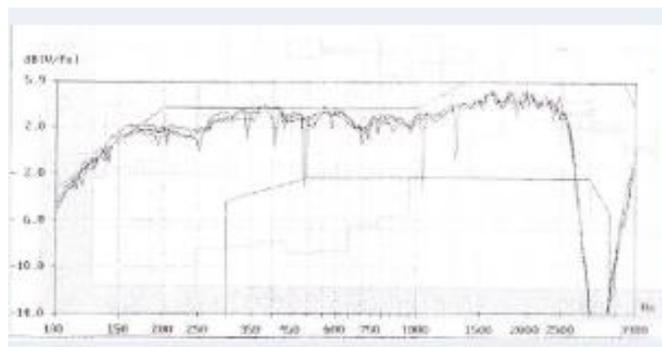


Figure 1.4 - Courbe de réponse de l'Androscope i-stethosMC d'Andromed

1.2.2 JABES Electronic Stethoscope

JABES Life Sound System est un système auscultatoire utilisant le *Stéthoscope Electronique JABES* et le 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 [8].

CHAPITRE 1 : ETAT DE L'ART

Ce stéthoscope possède d'autres fonctionnalités :

- Il offre différents modes d'auscultation: Cloche (Bell), Diaphragme (Diaphragm) ou Large Bande (Wideband) ;
- Il possède 7 niveaux de volumes ;
- Les réglages se font à l'aide de boutons poussoirs sur le manche du pavillon ;
- Il est suffisamment sensible pour que les patients n'aient pas à enlever leurs vêtements ;
- Le logiciel JABES Life Sound System permet au médecin d'enregistrer les sons corporels des patients directement sur son PC pour la consultation du phono-cardiogramme ;
- les sons du cœur, des poumons et la pulsation cardiaque peuvent être visualisés en temps réel ;
- Les bruits parasites induits par le tremblement des mains et le son ambiant sont supprimés ;

Toutes ces fonctionnalités rendent ce stéthoscope un outil intéressant pour l'auscultation pulmonaire, il est toutefois nécessaire de citer quelques aspects qui doivent être pris en considération :

- Ce genre d'équipement peut être satisfaisant pour une utilisation individuelle (médecin dans son cabinet), mais pas pour une opération de collecte, comparaison, et d'analyse des sons (recherche clinique), en raison de leur courbe de réponse
- Il est impossible de connaître l'état du programmeur de mode, et donc la courbe de réponse du stéthoscope au moment de l'enregistrement ;
- Il n'est pas non plus possible de connaître le réglage du volume de l'amplificateur;
- Ce stéthoscope fournit des sons analogiques. Il convient donc de connaître également les caractéristiques de l'équipement de numérisation. En effet, la numérisation par certains équipements de type PC introduit un bruit non négligeable et qui lui est propre ;
- La connexion entre le stéthoscope et l'équipement de type PC est filaire.

1.2.3 Littmann 3200

Le Littmann 3200 est un stéthoscope électronique qui possède de nombreuses fonctionnalités intégrées. Il reprend la technologie brevetée 3M de suppression de bruit, qui permet une amplification 24X de signaux débarrassés des bruits parasites. Il est équipé d'une batterie qui permet un fonctionnement continu de 60 heures [\[9\]](#).

Le Littmann 3200 possède plusieurs autres fonctionnalités, nous citerons certaines d'entre elles :

- Il dispose d'une interface LCD pour une meilleure utilisation de l'appareil;

CHAPITRE 1 : ETAT DE L'ART

- Il possède un panneau de commande simple où l'utilisateur peut interagir avec et modifier certains paramètres (volume, ajuster numériquement la façon dont l'appareil enregistre les sons [mode Bell ou diaphragme]);
- Il peut enregistrer des sons de 30 secondes et les stocker dans la mémoire de l'appareil ;
- Dans cette version, le Bluetooth est ajouté, permettant de transférer les données du stéthoscope vers un ordinateur;
- la visualisation des représentations temporelles (phonogramme) et spectrales (spectrogramme) du signal ;
- Il peut annuler 85% des sons ambiants qui interfèrent avec les mesures, garantissant que les enregistrements n'ont que des sons corporels.
- Le pavillon du stéthoscope dispose d'une technologie pour réduire le bruit de friction généré;

Il est évident que ce stéthoscope possède des fonctionnalités très intéressantes, mais il est aussi nécessaire d'évoquer les points suivants :

- Ce genre d'équipement peut être satisfaisant pour une utilisation individuelle (médecin dans son cabinet), mais pas pour une opération de collecte, comparaison, et d'analyse des sons (recherche clinique), en raison de leur courbe de réponse
- Il est impossible de connaître l'état du programmeur de mode, et donc la courbe de réponse du stéthoscope au moment de l'enregistrement ;
- Il n'est pas non plus possible de connaître le réglage du volume de l'amplificateur;
- Ce stéthoscope fournit des sons analogiques. Il convient donc de connaître également les caractéristiques de l'équipement de numérisation. En effet, la numérisation par certains équipements de type PC introduit un bruit non négligeable et qui lui est propre ;
- La connexion entre le stéthoscope et l'équipement de type PC est filaire [\[9\]](#).

1.2.4 CARDIONICS

La Société Cardionics dispose d'un système d'auscultation avec un stéthoscope électronique, utilisable pour de la télémédecine SimulScope . Le système principal est composé d'un stéthoscope électronique dont les informations sont transmises en infrarouge. La personne désirant écouter les sons utilise un casque infrarouge HeartMan. Le système dispose de 8 filtres qui permettent l'atténuation ou l'augmentation de 8 différentes bandes de fréquences (comme par exemple accentuer le murmure) [\[10\]](#). Par ailleurs, Cardionics dispose également d'un autre système qui met en plus à disposition des praticiens un ECG.

Mise à jour 2013, le site de Cardionics propose : le stéthoscope E-Scope modèle médical et un modèle EMS avec casque. Ce dernier a été développé pour une utilisation en environnement bruyant, tel que les ambulances et autres véhicules d'intervention. La notice du stéthoscope développé par Cardionics indique une

CHAPITRE 1 : ETAT DE L'ART

amplification dans la plage entre 100 et 200 Hz. Nous avons pu constater lors de nos études dans le cadre des projets ICARE, STETAU et ASAP que cette plage était insuffisante pour caractériser un son auscultatoire.

Toutefois, ces produits qui reproduisent le comportement des stéthoscopes acoustiques, sont tout à fait adaptés à une utilisation par un professionnel de santé. Néanmoins, ils ne conviennent pas au déploiement d'outils de prélèvement à des fins de télé-médecine ou de constitution de bases de données pour l'analyse automatique des signaux.

1.2.5 THINKLABS

Le stéthoscope *Thinklabs Medical ds32* permettait une amplification de 50 fois du signal; les possibilités de filtrage sont encore faibles, mais Thinklabs propose depuis 2010 la possibilité de connecter le stéthoscope à un iPhone ou à un iPod.

Un logiciel permet la visualisation des représentations temporelles et spectrales du signal. Les applications visées par Thinklabs sont le stockage ou la transmission du signal, à des fins d'enseignement ou de télé-médecine ; il n'y a pas pour l'instant d'aide au diagnostic.

Une version plus aboutie du système complet Thinklabs One a été développée et est disponible depuis peu , permettant la connexion avec les iPhone, iPad et autres Smartphones Androïde, avec une amplification potentielle du son jusqu'à 100x. Le Thinklabs One est conçu pour éliminer le style des tubes creux vous pouvez facilement ajuster la plage de fréquences que vous entendez et modifier la réponse en fréquence en appliquant plus ou moins de pression sur le diaphragme [\[11\]](#).

CHAPITRE 1 : ETAT DE L'ART

Tableau 1.1 : Récapitulatif et comparaison des stéthoscopes d'aujourd'hui

Stéthoscope	Bande de fréquence Et filtres mis en place	Mode de communication	Informations complémentaires	Amplification	prix
Andromed	Présence de filtres (passe haut à 200 Hz)	Connexion filaire	/	/	/
Jabes	Mode diaphragme (poumon) : 200 à 500 Hz Mode cloche (cœur) : 20 à 200 Hz Mode Wideband : 20 à 1000 Hz	Connexion filaire	/	20 fois	\$299- \$389
Littmann	Mode cloche (cœur) : 20 -200 Hz Mode diaphragme (poumons) : 100 – 500 Hz Mode étendu : 20- 1000Hz	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	24 fois	\$465 - \$674
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	/	\$335-\$575
Thinklabs	Filtre pour ajuster le son en mode cloche/ diaphragme, et mode acoustique	Filaire (prise Jack)	Logiciel d'analyse	50 fois (puis 100 fois)	\$400 -\$500

En résumé, tous les systèmes sont différents, mais l'objectif est le même: fournir de meilleurs systèmes pour mesurer les sons pulmonaires et cardiaques. Pour cela, les chercheurs essaient d'atteindre un équilibre entre confort, consommation électrique et prix.

CHAPITRE 1 : ETAT DE L'ART

Il convient de souligner que les stéthoscopes électroniques actuellement disponibles sur le marché ont tous des amplificateurs analogiques, avec une connectivité possible vers un PC au travers de la prise microphone analogique.

Il existe de nombreux produits mesurant un ou plusieurs paramètres physiologiques ; nous n'avons cité que quelques uns d'entre eux ; et renvoyant l'information à un professionnel de la santé. Cependant, aucun de ces outils ne permet en plus, l'enregistrement, la détection d'anomalie des sons pulmonaires en temps réel, mais surtout aucun d'entre eux n'est nécessairement portable et utilisables depuis n'importe quel lieu, ce qui ne permet pas la surveillance continue du patient, et la récolte des sons respiratoires enregistrés.

Ainsi, la proposition de notre projet va plus loin et serait la réalisation d'un système regroupant les qualités suivantes :

- Un outil mobile, portable, qui fonctionne sur des appareils mobiles de type PDA, tablette PC, téléphone portable, PC portable... ;
- Un outil de partage des données, qui permet l'échange d'informations entre patient/médecin ou expert/expert ;
- Un outil communicant, qui utilise un ou plusieurs médias de communication : Wifi, Bluetooth ;
- Une carte SD pour le stockage d'informations.

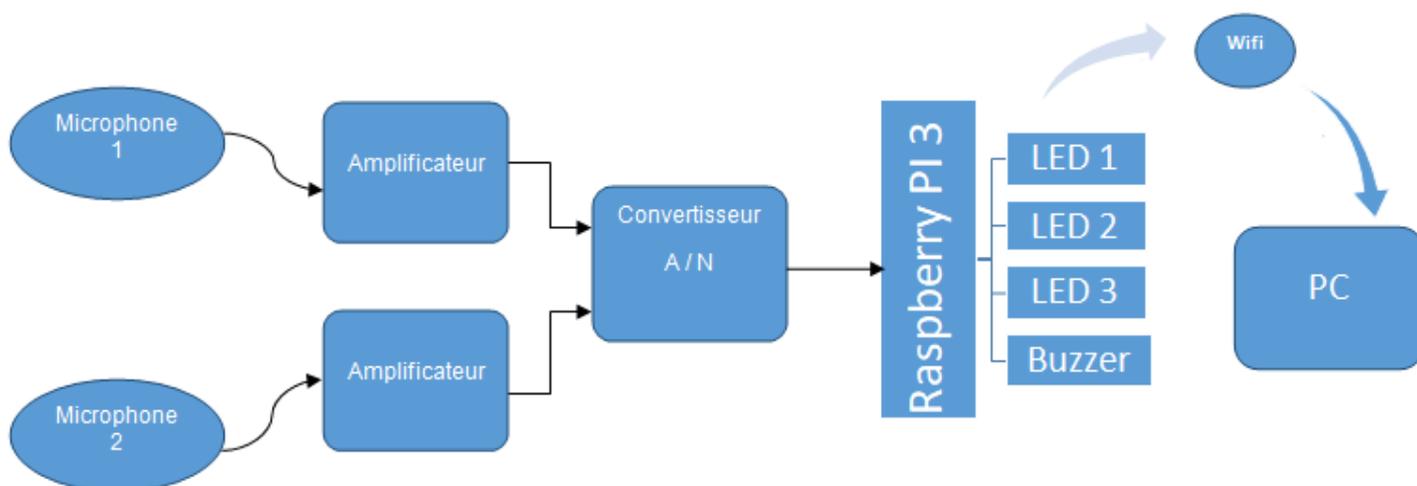


Figure 1.5 - Schéma synoptique proposé

CHAPITRE 2 : SEMIOLOGIE PULMONAIRE

2.1 L'ESSENTIEL DE L'AUSCULTATION PULMONAIRE

2.1.1 Description anatomophysiologique

Chez l'homme, les poumons sont au nombre de deux, un gauche et un droit, protégés par la cage thoracique, et reliés aux voies aériennes supérieures par la trachée. Le poumon est recouvert d'une membrane séreuse, la plèvre, qui est constituée de deux feuillets, le pariétal et le viscéral.

Le poumon droit est séparé en trois lobes (supérieur, moyen et inférieur) et assure environ 55 % de la ventilation pulmonaire, alors que le poumon gauche ne possède que deux lobes (supérieur et inférieur) et assure environ 45 % de la ventilation pulmonaire. Il est aussi plus petit, laissant de la place au cœur.

La trachée se sépare en deux bronches, chacune se dirigeant vers un poumon. Les bronches se divisent successivement et de nombreuses fois, formant des bronchioles et finalement des conduits alvéolaires jusqu'aux alvéoles. (Figure 2.1)

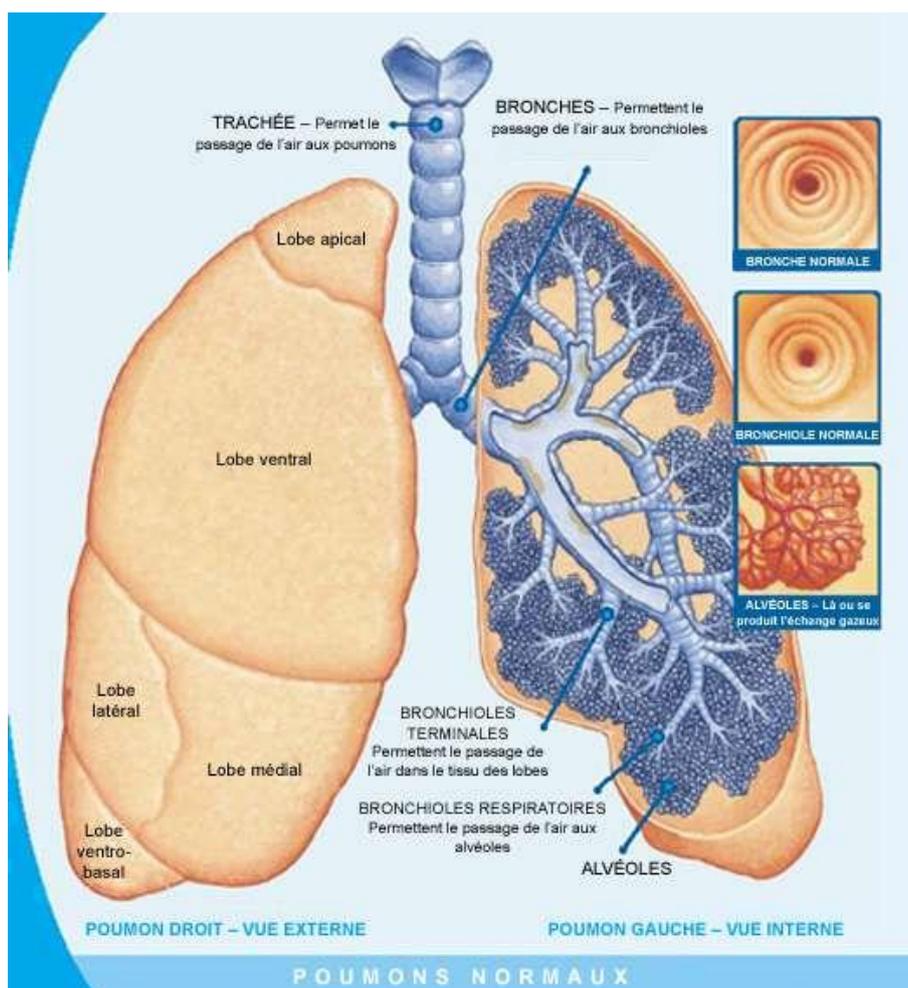


Figure 2.1 – Anatomie des poumons normaux

CHAPITRE 2 : SEMIOLOGIE PULMONAIRE

Le système respiratoire a deux fonctions vitales, à savoir fournir de l'oxygène aux cellules de l'organisme et libérer le gaz carbonique produit par les cellules.

La respiration est un phénomène périodique qui consiste en une succession de mouvements d'inspiration au cours desquels un volume d'air est inspiré et de phénomènes d'expiration au cours desquels un certain volume d'air est rejeté ou expiré. Ce sont donc des processus qui président à l'entrée et à la sortie d'air des poumons.

L'inspiration : un phénomène actif

L'inspiration est un phénomène actif au cours duquel le volume thoracique augmente. Cette pression devient alors inférieure à la pression atmosphérique. Ce phénomène va donc permettre l'entrée de l'air (environ 21% d'oxygène, 78% d'azote et une toute petite partie de CO₂) de la bouche vers les alvéoles. On dit que ce phénomène agit selon un gradient de pression (c'est-à-dire par différence entre les pressions à l'intérieur et à l'extérieur du poumon).

L'augmentation du volume pulmonaire se produit par la contraction des muscles inspiratoires. Ces muscles augmentent la dimension de la cage thoracique dans toutes les directions.

L'expiration : un phénomène passif

L'expiration est un phénomène passif qui résulte de la relaxation des muscles inspiratoires et du retour élastique du tissu pulmonaire. Étiré lors de l'inspiration, le poumon revient ensuite à sa position de base.

A l'expiration de repos on observe donc, grâce au relâchement des muscles inspiratoires, une diminution du volume à l'intérieur du poumon et donc une augmentation de la pression alvéolaire. Cela entraîne une diminution du diamètre des poumons et des bronches [\[12\]](#).

2.1.2 L'auscultation pulmonaire

L'air ambiant inspiré traverse l'arbre trachéobroncho-pulmonaire. Amplifié par le stéthoscope, le son acoustique produit à la surface de la cage thoracique devient le murmure vésiculaire. Il s'agit d'un bruit doux entendu pendant toute la durée de l'inspiration et au début de l'expiration; plus intense chez l'enfant et atténué chez l'individu obèse ou le sujet dont l'amplitude respiratoire est limitée [\[12\]](#).

Puisque l'intensité des bruits entendus varie en regard des régions visées, il est impératif d'ausculter successivement deux zones symétriques au niveau thoracique.

CHAPITRE 2 : SEMIOLOGIE PULMONAIRE

Il existe en théorie plusieurs foyers d'observations pour l'écoute des sons pulmonaires (dix dans le dos, sept sur le torse, et deux sur chaque côté). Où chaque foyer possède son foyer symétrique par rapport à l'axe vertical du torse. (*Figure 2.2*)

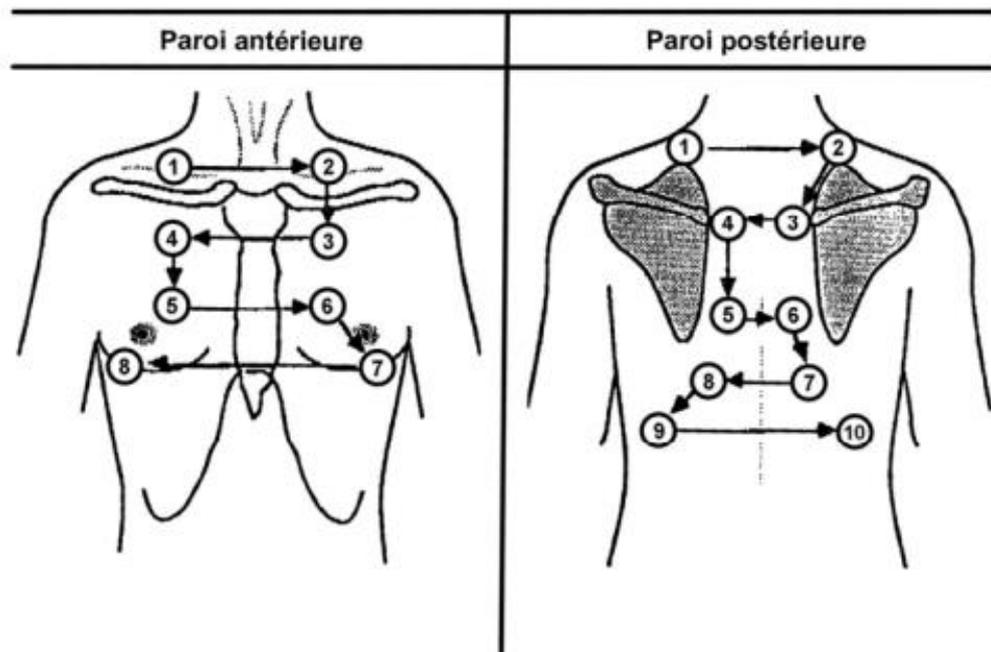


Figure 2.2 - Foyer d'auscultation pulmonaire

L'auscultation des poumons peut commencer d'un côté ou de l'autre, peu importe, l'important étant de les comparer. Le stéthoscope doit être posé sur chaque point d'auscultation pendant au moins la durée d'un cycle respiratoire complet.

Lors de l'auscultation pulmonaire, le médecin entend et interprète les bruits produits par le passage de l'air pendant l'inspiration et l'expiration.

Le bruit entendu sur la plus grande partie du thorax est le murmure vésiculaire. Il s'entend faiblement. La phase inspiratoire est audible trois fois plus longtemps que la phase expiratoire. Le murmure vésiculaire devrait être présent dans toutes les plages pulmonaires. C'est le son le plus important à reconnaître.

CHAPITRE 2 : SEMIOLOGIE PULMONAIRE

2.2 QUALIFICATION ET SEMIOLOGIE DES SONS PULMONAIRES

Les sons respiratoires sont un ensemble de sons, normaux et/ou pathologiques enregistrés au niveau de la trachée, des poumons (lung sound) ou de la bouche. Leur génération est causée par les turbulences du flux d'air dans le système respiratoire. Ils sont caractérisés par un large spectre sonore, avec une fréquence moyenne dépendant du point d'auscultation. Le bruit respiratoire normal correspond au murmure de la respiration, tandis que les sons anormaux dit adventices sont rattachés à un mode de production particulier ou à une pathologie particulière.

Dans cette partie, nous mettrons en exergue les définitions et les caractéristiques des différents bruits respiratoires, ainsi que l'origine de leurs productions.

2.2.1 Les sons respiratoires normaux

Il s'agit de sons pulmonaires capturés sur la poitrine d'une personne en bonne santé, on distingue deux types de sons normaux : le bruit *trachéo-bronchique* et *murmure vésiculaire* et ils sont produits lorsqu'une personne inspire et expire normalement.

Le murmure vésiculaire est produit par les turbulences de l'air dans les bronchioles terminales et les alvéoles qui composent les extrémités inférieures des voies respiratoires, on l'entend à la surface du thorax, il s'agit d'un son de faible intensité, doux et il est présent en inspiration (et en début d'expiration), la bande de fréquence significative par ces sons est située entre 70Hz et 300Hz.

Le bruit trachéo-bronchique est le flux d'air dans la trachée et les grosses bronches, on l'entend en auscultant au-dessus du sternum, sur la face antérieure du cou, il s'agit d'un son intense, rude et il est présent en inspiration et aussi en expiration. Il contient des composantes fréquentielles plus élevées que le murmure vésiculaire, la fréquence significative est située entre 140Hz et 600Hz [\[13\]](#).

2.2.2 Les sons respiratoires pathologiques

Il s'agit de sons respiratoires additionnels, rajoutés aux sons respiratoires normaux. Ils permettent de traduire la présence d'une pathologie et sont répartis en deux classes, selon qu'ils soient continus (les plus souvent rencontrés sont les sibilants) ou discontinus comme les crépitant. Certains possèdent des caractéristiques des deux comme *squawk*. La présence de tels sons est a priori un indicateur de désordres pulmonaires.

2.2.2.1 Les bruits adventices continus

Il s'agit de sons musicaux continus (durée supérieur à 100ms) générés par le rétrécissement ou l'obstruction des voies respiratoires. Ils sont causés par la limitation ou par la réduction du flux respiratoire et sont généralement entendus lors de la phase d'inspiration. Les sons continus les plus souvent rencontrés sont les sibilants, mais on trouve également dans cette catégorie les ronchi, les stridors ou encore les ronflements, qui peuvent se différencier par leur durée ou leur caractéristiques fréquentielles [\[13\]](#).

- **Sibilant (wheeze)**

On peut les entendre à distance du patient, à l'oreille, on parle alors de wheezing, ils sont aigus, sifflants, musicaux, d'intensité variable entendus le plus souvent en fin d'expiration, souvent dans un contexte de bradypnée expiratoire et non modifiés par la toux. Acoustiquement, il est caractérisé par une forme d'onde avec une fréquence dominante généralement supérieure à 100 Hz et une durée supérieure à 100 ms. Il dépasse rarement 1 000 Hz mais il est le plus souvent compris entre 100 et 500 Hz.

- **Squawks**

Il s'agit de sons inspiratoires pathologiques relativement courts, ils sont occasionnellement trouvés chez les patients atteints de désordres pulmonaires interstitiels, leur forme d'onde ressemble à de courts sibilants, et ils sont souvent précédés de crépitants (*voir ci-dessous : bruits adventices discontinus*). La durée des squawks varie entre 50 et 400 ms.

- **Ronchis (rhonchus)**

Il s'agit d'un sibilant au timbre plus grave, contenant des formes d'ondes périodiques avec une durée supérieure à 100 ms et une fréquence inférieure à 300 Hz. Les ronchis traduisent la présence de sécrétions ou des rétrécissements des voies aériennes.

- **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.

CHAPITRE 2 : SEMIOLOGIE PULMONAIRE

- **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.

- **Stridor**

C'est un son fort, de basse fréquence, qui trouve son origine dans le larynx ou dans la 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 trachéale.

2.2.2.2 Les bruits adventices discontinus

Ce sont des sons rapides souvent provoqués par l'ouverture soudaine d'une succession de petites voies aériennes, avec égalisation brutale de pression entre amont et aval, ce qui provoque des explosions. Ils sont connus sous le nom de *crépitants* et apparaissent de façon significative dans la dernière moitié de la phase d'inspiration [\[13\]](#).

- **Crépitant (crackles)**

Les crépitants sont des sons respiratoires discontinus, de courte durée, fins, secs, égaux entre eux, provoqués soit par présence de liquide de type transsudat (œdème pulmonaire) ou exsudat (pneumonie), soit par atteinte des parois alvéolaires dans le cadre d'une fibrose (pneumopathie interstitielle).

On distingue les *crépitants fins*, d'amplitude faible, plus aigu et de très courte durée ; à l'inverse des *gros crépitants* qui se caractérisent par une amplitude et une durée plus importante, généralement accompagnés d'un timbre plus grave. Leurs caractéristiques fréquentielles restent encore mal connues, mais selon quelques études ils varient entre 100 et 1000 Hz.

Ces sons sont généralement présents chez les patients atteints de maladies cardio-respiratoires ou de maladies pulmonaires interstitielles.

CHAPITRE 2 : SEMIOLOGIE PULMONAIRE

Tableau 2.1 : Caractéristiques et description temporelle et fréquentielle des sons adventices

Son associé	Caractéristiques	Description temporelle	Description fréquentielle	Pathologies Principales
Sibilant	Continu	>100ms	[100 - 500Hz]	-Asthme -Bronchite chronique
Crépitant (fins et gros)	Discontinu	<10ms	[100 - 2000Hz]	- Fibrose interstitielle, Pneumonie. - Broncho-pneumonie, Bronchiectasies -Œdème pulmonaire - Bronchite chronique
Squawk	Continu	[50 - 400ms]	/	désordres pulmonaires interstitiels
Ronchis	Continu	>100ms	<300Hz	la présence de sécrétions ou des rétrécissements - des voies aériennes.
Toux	Discontinu		[50 - 3000Hz]	Asthme
Ronflements	Continu	>100ms	[30 - 250Hz]	- les vibrations anormales dans les parois ou l'oropharynx

Dans ce travail de mémoire, nous concentrerons notre étude sur les sons respiratoires *sibilant* et *crépitant*.

3.1 CHOIX DES COMPOSANTS ELECTRONIQUES

Afin de pouvoir réaliser le prototype de ce mémoire, on aura besoin de différents composants tels que : un convertisseur, un système embarqué, un amplificateur, etc.

De ce fait, le choix d'un composant est décisif et important, ce qui nous conduit à cette partie du mémoire qui aura pour objectifs la recherche de différents composants pouvant être utilisés, et les comparer entre eux pour enfin en choisir le plus adapté à notre système.

3.1.1 Systèmes embarqués

Un système embarqué est un système électronique et informatique autonome qui prend une place de plus en plus importante dans notre société, il sert à contrôler et réguler des dispositifs électroniques grâce à des capteurs embarqués, entre autres. Il est piloté dans la majorité des cas par un logiciel, qui est complètement intégré au système qu'il contrôle.

Le système embarqué est conçu pour résoudre un problème de calcul ou une tâche spécifique, utilisant généralement un microprocesseur combiné avec d'autres matériels et logiciel.

La réponse d'un système embarqué est un critère important et par conséquent le choix de ce dernier doit être parfait. Nous allons donc décrire les étapes de notre analyse et ce qui nous a conduits à notre choix final.

Plusieurs choix technologiques auraient été possibles :

- **PIC 16F84**

PIC16F84 dont le numéro 16 signifie qu'il fait partie de la famille "MID-RANGE". C'est la famille de PIC qui travaille sur des mots de 14 bits. La lettre F indique que la mémoire programme de ce PIC est de type "Flash". Il s'agit d'un microcontrôleur 8 bits à 18 pattes, il possède 13 broches configurables, réparties sur deux ports : le port A et le port B, il n'utilise pas de signaux analogiques, mais uniquement numériques, ses caractéristiques principales :

- Vitesse maximum 10 MHz.
- Mémoire de programme : 1KO, type Flash.
- Mémoire de données RAM : 68 octets.
- Mémoire de données EPROM : 64 octets.
- Instructions codées sur 14 bits.
- Données sur 8 bits.
- Tension d'alimentation : 2 à 6 V continu.
- 35 instructions.
- 1 Watch dog.
- 4 sources d'interruption.

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

Le PIC16F85 est tellement miniature qu'il possède donc assez peu de mémoire et un nombre limité de périphériques qu'il peut recevoir en même temps. Cependant, le nombre de ces derniers peut parfois être augmenté en associant, sur les mêmes pattes un périphérique d'entrée et un de sortie.

- **Arduino Uno**

L'Arduino Uno est un microcontrôleur programmable qui permet, comme son nom l'indique, de contrôler des éléments mécaniques (systèmes). Cette carte électronique permet donc à son utilisateur de programmer facilement des choses et de créer des mécanismes automatisés, sans avoir de connaissances particulières en programmation. Il existe plusieurs modèles de cartes Arduino mais le modèle Uno est le plus répandu et permet déjà un large éventail de possibilités.

Il dispose de caractéristiques techniques suffisantes :

- 14 entrées/sorties numériques.
- 6 entrées analogiques.
- Une mémoire flash de 32 KB.
- Un de SRAM 2 KB, un EEPROM de 1 KB.

L'Arduino Uno possède qu'une connectivité USB, il n'est pas possible de se connecter au réseau wifi, ainsi qu'il possède une puissance largement inférieure, qui n'est pas suffisante pour supporter des algorithmes plus lourds.

- **MSP430**

Le MSP430 est une carte de développement à basse consommation et à faible coût, elle a été conçue pour des applications embarquées, et est particulièrement adaptée aux applications sans-fil fonctionnant sur batteries.

La carte dispose de :

- FRAM 64 Ko / SRAM 2 Ko.
- Architecture RISC 16 bits jusqu'à un accès FRAM de 8 MHz.
- Vitesse d'horloge du système de 16 MHz.
- 5X timer block.
- Convertisseurs A/D 14/16 bits.
- Convertisseurs D/A 12 bits, comparateurs.
- 20 broches.
- Boutons et 2 LED pour l'interaction avec l'utilisateur.
- UART canal arrière via USB vers PC.

Il a toutefois des limitations qui l'empêchent d'être utilisé dans des systèmes embarqués plus complexes. Par exemple, il n'a pas de bus mémoire externe qui permettrait d'accéder efficacement à des mémoires RAM / ROM externes, et sa

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

capacité de mémoire 8K de RAM, 1Mo de flash pour les mieux dotés, peut se révéler insuffisante pour des applications qui demandent de grandes tables de données.

- **Genuino 101**

La carte Genuino 101 est une carte d'apprentissage et de développement qui offre les performances et la faible consommation d'énergie du module Intel avec la simplicité d'Arduino. Cette plate-forme de développement conserve le même facteur de forme robuste et la liste périphérique de l'UNO avec l'ajout de capacités Bluetooth parfait pour communiquer avec les Smartphones et les ordinateurs.

La carte dispose de :

- Un processeur x86 /un noyau d'architecture ARC 32 bits.
- Deux horloges à 32 MHz.
- 14 broches d'entrée / sortie numériques (dont 4 peuvent être utilisées comme sorties PWM).
- 6 entrées analogiques.
- Un connecteur USB pour la communication série et le téléchargement de croquis.
- Une prise d'alimentation.
- La tension de fonctionnement et les E / S de la carte sont de 3,3 V, mais toutes les broches sont protégées contre les surtensions de 5 V.

- **Raspberry Pi Zero**

Le Raspberry Pi est un nano-ordinateur monocarte à processeur ARM conçu par des professeurs du département informatique de l'université de Cambridge dans le cadre de la fondation Raspberry Pi. Cet ordinateur, de la taille d'une carte de crédit, est destiné à encourager l'apprentissage de la programmation informatique.

Le Raspberry Pi Zero est une version miniature de la carte Raspberry Pi classique, et à un prix très économique. Avec l'ajout de LAN sans fil et Bluetooth, le Raspberry Pi Zero est idéal pour créer des projets Internet des objets intégrés. Le Pi Zero a été conçu pour être aussi flexible et compact que possible.

Le Pi Zero est un membre à part entière de la famille Raspberry Pi, avec:

- Un processeur de 1GHz
- 512 Mo de SDRAM LPDDR2
- Un emplacement pour carte micro-SD
- Une prise mini-HDMI pour une sortie vidéo 1080p60
- Prises micro-USB pour les données et l'alimentation
- Un en-tête GPIO à 40 broches non peuplé
- Brochage identique au modèle A + / B + / 2B
- Plus petite dimensions : 65 mm x 30 mm x 5 mm

Pour utiliser le Raspberry Pi Zero, une carte micro-SD avec un système d'exploitation sera nécessaire ainsi qu'une alimentation 5V de haute qualité pour alimenter la carte.

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

- **Raspberry Pi 3 B+**

Le Raspberry Pi 3 B+ un membre de la famille Raspberry Pi. C'est un ordinateur mono-carte pouvant se connecter à un moniteur, à un ensemble clavier/souris et disposant d'interfaces Wi-Fi et Bluetooth. Cette carte est basée sur :

- Alimentation à prévoir: 5 Vcc/maxi 2,5 A via micro-USB
- CPU: ARM Cortex-A53 quatre 1,4 GHz
- Wi-Fi: Dual-band 2,4 et 5 GHz.
- Bluetooth 4.2
- Mémoire: 1 GB LPDDR2
- Ethernet 10/100/1000: jusqu'à 300 Mbps
- 4 ports USB 2.0
- Port Ethernet 10/100 base T: RJ45
- Bus: SPI, I2C, série
- Support pour cartes micro-SD
- Sorties audio:
 - HDMI avec gestion du 5.1
 - Jack 3,5 mm en stéréo
- Sorties vidéo: HDMI
- Dimensions: 86 x 54 x 17 mm

Ce Pi est environ quatre fois plus rapide que le Raspberry Pi originel, il permet l'exécution du système d'exploitation GNU/Linux/Windows 10 et des logiciels compatibles. Le Raspberry Pi peut effectuer des tâches d'un PC de bureau (feuilles de calcul, traitement de texte, jeux). Il peut également diffuser des vidéos en haute définition.

Les interfaces Wifi et Bluetooth ont été améliorés par rapport à la version précédente et supportent maintenant le Wi-Fi 2,4 et 5 GHz ainsi que le Bluetooth 4.2. L'Ethernet a aussi été amélioré permettant des débits jusqu'à 300 Mbps.

La Raspberry Pi 3 B+ nécessite une carte SD munie d'un OS, une alimentation, un clavier USB, une souris USB, un boîtier et des câbles.

Le tableau 3.1 de la page suivante résume les différents systèmes cité plus haut :

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

Tableau 3.1 – Tableau comparatif des systèmes embarqués

	Arduino Uno	PIC 16F84	Genuino 101	MSP 430	Raspberry Pi zero	Raspberry Pi 3 B+
CPU	8bit	/	32 Bits	16 bits	1GHz	1.2GHz
RAM	SRAM 2 KB	68octet		512 B	512MB	1GB
Ports Analogiques	6 entrées analogiques.	/	6	/	/	/
Ports Numériques	14 entrées/sorties numériques.	13 Branche	14	7	28	28
Voltage	3,3V	2 à 6 V	3.3 à 5V		3.3 à 5V	3 à 5V
Dimensions	68.6 mm × 53.3 mm	1,5cmx 0,5cm	6.5x3cm	6.4 x 6.1 x 1.9 MM	6.5x3cm	65 mm × 30 mm × 5 mm
Suppléments	USB	/	USB	USB	Mini-HDMI Micro USB Bluetooth	Wifi Micro USB Bluetooth
Prix	20 ,99 €	6,8 €	30€	30,50€	30€	42€

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

3.1.2 Convertisseurs analogique/numérique

Avoir des entrées analogiques est très utile pour collecter des données à partir de capteurs (microphone dans ce cas) et parce que le Raspberry Pi n'a pas de convertisseur intégré, nous devons ajouter un convertisseur externe et le connecter à la carte. Nous analyserons deux types de convertisseur à savoir le MCP-3008 et l'ADC-809.

- **MCP3008**

Le MCP3008 est un convertisseur analogique-numérique 10 bits doté d'un circuit échantillonneur-bloqueur intégré. Il est programmable pour fournir quatre paires d'entrées pseudo-différentielles ou huit entrées asymétriques. La communication avec les périphériques est effectuée à l'aide d'une interface série simple compatible avec le protocole SPI. Il consomme 500 μ A (max), mais lorsqu'il n'est pas utilisé, il ne consommera que 2 μ A.

Caractéristiques :

- Circuit intégré CAN 8 bits 10 bits
- Protocole de communication: interface SPI série
- Tension de fonctionnement 2,7 V à 5 V
- Méthode ADC: Approximation successive (SAR)
- Taux d'échantillonnage: 200 kps et 75 kps pour 5 V et 2,7 V resp.
- Disponible en boîtiers PDIP 16 broches et SOIC

- **ADC-809**

Ce convertisseur est un composant d'acquisition de données et un dispositif CMOS monolithique avec convertisseur analogique-numérique 8 bits, un multiplexeur à 8 canaux.

Spécifications :

- Interface facile avec tous les microprocesseurs.
- Multiplexeur 8 canaux avec logique d'adresse.
- Plage d'entrée de 0 V à 5 V avec alimentation unique de 5 V.
- Les sorties répondent aux spécifications du niveau de tension TTL.
- Temps de conversion de 100 μ s.

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

Tableau 3.2 - Tableau comparatif des convertisseurs étudiés

	MCP3008	ADC 809
Résolution	10 bits	8 bits
Canaux	8	8
Consommation (max power)	500 μ A	/
Prix	2€	4€

Dans notre étude, on a opté pour le convertisseur MCP3008 en raison de sa résolution, qui est de 10 bits, et plus élevée que celle de l'ADC 809.

3.1.3 Amplificateurs

Les sons pulmonaires sont normalement associés à un son très faible (c'est-à-dire des respirations normales) et doivent être amplifiés, d'où la nécessité de raccorder un amplificateur à notre montage, et le choix va se baser selon le besoin du projet. La partie ci-dessous montre une étude comparative de quelques amplificateurs pouvant être utilisés dans ce prototype.

- **LM 358**

Les dispositifs LM358 de Texas Instruments sont constitués de deux amplificateurs opérationnels indépendants compensés à fréquence de gain élevée, conçus pour fonctionner à partir d'une alimentation simple ou divisée sur une vaste plage de tensions.

Les applications incluent des amplificateurs à transducteur, des blocs d'amplification CC et tous les circuits d'amplificateurs opérationnels conventionnels qui peuvent désormais être implémentés plus facilement dans les systèmes de tension d'alimentation simple. Par exemple, ces dispositifs peuvent être commandés directement à partir d'une alimentation de 5 V standard, utilisée dans les systèmes numériques et ils peuvent fournir facilement l'électronique d'interface requise sans alimentations supplémentaires ± 5 V.

Caractéristiques :

- Vaste plage d'alimentations
 - o Alimentation simple : 3 V à 32 V
 - o Alimentations doubles : $\pm 1,5$ V à ± 16 V
- Large bande passante gain unité : 0,7 MHz
- La plage de tensions d'entrée en mode commun inclut la masse, ce qui permet une détection directe près de la masse

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

- Plage de tensions d'entrée différentielles égale à la tension d'alimentation nominale maximale : 32 V
- Gain de tension différentielle à boucle ouverte : 100 dB typ.
- Compensation de fréquence interne

- **LM 386**

Le LM386 de Texas Instruments est un amplificateur de puissance conçu pour une utilisation dans les applications grand public basse tension. Le gain est défini en interne sur 20 pour maintenir un petit nombre de composants externes, mais l'ajout d'une résistance externe et d'un condensateur entre les broches 1 et 8 permet d'augmenter le gain sur toute valeur de 20 à 200.

Les entrées sont référencées à la masse, tandis que la sortie polarise automatiquement à la moitié de la tension d'alimentation. Le drain de puissance de repos est de seulement 24 mW lors du fonctionnement à partir d'une alimentation de 6 V.

Caractéristiques :

- Fonctionnement sur batterie
- Nombre minimum de composants externes
- Vaste plage de tensions d'alimentation : de 4 V à 12 V ou de 5 V à 18 V
- Faible drain courant de repos : 4 mA
- Gains de tension de 20 à 200
- Entrée référencée à la masse
- Tension de repos de sortie à centrage automatique

- **LM 324**

Le LM324 est un quadruple ampli-opérationnel dans un boîtier de 14 broches. Il se compose de quatre amplificateurs opérationnels indépendants internes compensés en fréquence à gain élevé qui sont conçus spécifiquement pour fonctionner à partir d'un seul bloc d'alimentation sur une plus large plage de tension. L'utilisation d'alimentations partagée est également possible tant que la différence entre les deux fourni est de 3V à 32V. Les applications typiques comprennent les amplificateurs transducteurs, blocs de gain DC et tous les circuits amplificateurs opérationnels classiques qui peuvent maintenant être facilement mises en œuvre dans les systèmes d'alimentation simples.

Caractéristiques :

- Fréquence compensée en interne pour gain unitaire
- Large Tension DC, gain de 100dB
- Large gamme de tension d'alimentation 3V à 32V et ± 1.5 à $\pm 16V$
- Gamme de tension de mode commun d'entrée inclut la masse
- Large gamme de tension de sortie de 0V à VCC -1.5V

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

- Température d'utilisation de 0°C à 70°C
- Tension d'offset d'entrée de 1.5mV
- Courant de polarisation d'entrée de 40nA
- Courant Offset en entrée de 3nA
- Taux de réjection du mode commun (CMRR) de 75dB

Tableau 3.3 - Tableau comparatif des amplificateurs étudiés

	LM 358	LM 386	LM 324
Plage d'alimentation	3V à 32V et ± 1.5 à $\pm 16V$	4 V à 12 V ou de 5 V à 18 V	3V à 32V et ± 1.5 à $\pm 16V$
Gain	100 dB	200 dB	100 dB
Energie	500 μA	4 mA	700 μA
Coût	0.40€	1.70€	0.30€

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

3.2 ALGORITHMES POUR LA DETECTION DES SIFFLEMENTS (SIBILANTS) ET DES CREPITANTS

Au cours des dernières années, les techniques de traitement de signal ont évolués de façon très rapide, que ce soit dans les domaines de reconnaissance de la parole, de la reconnaissance de formes ou dans le domaine biomédical comme l'analyse des sons respiratoires et de l'électrocardiographie (ECG). La combinaison entre l'auscultation pulmonaire, les techniques de communications récentes et les outils avancés pour le traitement du signal fournissent aux médecins une source d'information supplémentaire à celle du stéthoscope traditionnel. Cette évolution de la science a apporté des progrès dans les traitements de soins de santé, de nouvelles façons de découvrir les maladies, des algorithmes sophistiqués pour détecter les problèmes, entre autres.

De nombreuses méthodes ont été utilisées par les chercheurs au cours des trois dernières décennies pour traiter les sons respiratoires afin d'identifier les sons pathologiques. Nous allons, dans cette partie, citer et décrire les différentes méthodes existantes pour la détection des marqueurs connus à savoir les sibilants et les crépitants.

3.2.1 Détection des sibilants

Les sibilants sont des sons difficiles à percevoir et surtout à quantifier pendant une auscultation, différentes méthodes d'analyse sont alors utilisées pour faciliter leur détection. On retrouve parmi ces méthodes, la 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. Cette difficulté peut être surmontée 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 [14] les paramètres significatifs sont la fréquence et le nombre moyen de sibilants détectés. Il utilise 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.

Une autre procédure de détection automatique des sibilants a été proposée par M.Bahoura [15], 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

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

d'une superposition des domaines spectraux de certains sons normaux avec des sibilants.

L'article de la référence [16], 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 de détection est basé sur la puissance correspondant à une plage de fréquence particulière.

Tableau 3.4 - Tableau résumé : Méthodes de détection des sibilants

Méthode	Description	Résultats	Référence
Le spectrogramme et les caractéristiques musicales	cette méthode utilise l'image que les sifflements provoquent dans le spectrogramme, dans les fréquences les plus élevées, et la nature musicale du son adventice	Le meilleur résultat était de 90,9% (sensibilité) et 99,4% (sensitivité).	[17]
Utilisation d'une analyse temps-fréquence	Etude possible des sifflements dans les domaines temporel et fréquentiel, à la recherche de pics dans les spectres résultants.	Le meilleur résultat était de 95,5%	
Utilisation de la reconnaissance des formes	en utilisant diverses méthodes pour l'extraction d'entités (Transformée de Fourier, codage prédictif linéaire, etc)	La meilleure combinaison donne une sensibilité de 94,6%	
Utilisation de la modélisation auditive - c'est une combinaison temps-fréquence et spectrogramme	L'idée est d'utiliser la matrice temps-fréquence pour détecter les pics	Absences de résultats	
Utilisation d'histogrammes d'échantillon d'entropie	en obtenant le temps de fréquence divisée en deux phases respiratoires (inspiration et expiration),	Les meilleurs résultats donnent une sensibilité de 80,4% (inspiration) et 95,7% (expiration)	

Chaque algorithme a différentes méthodes pour atteindre le résultat, ayant différentes fonctions d'extraction, de sélection des fonctionnalités, de prétraitement, de jeux de données, etc. Le tableau ci-dessous représente une synthèse des

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

méthodes communes pour la détection des sifflements, et regroupe les résultats obtenues pour chaque méthode.

3.2.2 Détection des crépitants

Les crépitants sont des sons respiratoires fortuits qui fournissent des informations précieuses sur différentes conditions respiratoires. À partir des caractéristiques des crépitants tels que le moment et le nombre d'occurrences, le type et la gravité des maladies pulmonaires peuvent être évalués.

La détection automatique des craquements dans un fichier de son respiratoire est difficile, et donc différentes méthodologies de traitement du signal ont été proposées. L'article de M.Bahoura et X.Lu [18] propose un système automatique de détection et de classification (fin/gros) des crépitants. Le système proposé est précédé d'un filtre stationnaire-non stationnaire basé sur la transformée en ondelettes par paquets (WPST-NST) qui permet d'isoler les crépitants des sons vésiculaires. Un autre article de Y.Kayha, S.Yerer et O.Cerid [19] décrit un système à base de DSP, séparant les crépitants des sons stationnaires pulmonaires et permettant de quantifier les caractéristiques. L'algorithme de détection est basé sur l'augmentation des phénomènes transitoires à l'aide d'un filtre adaptatif et l'implémentation d'opérateurs (non linéaires) aux compositions en ondelettes. L'algorithme proposé par Y.Tolias [20] utilise un filtre stationnaire - non stationnaire flou (FST-NST). Tout d'abord, les crépitants ont été séparés du son vésiculaire, puis, 27 règles floues de type « si...alors » ont été utilisées. Les résultats de la séparation sont relativement fiables.

Le tableau ci-dessous représente une synthèse des méthodes communes de détection des crépitants.

Tableau 3.5 - Tableau résumé : méthodes de détection des crépitants

Méthode	Description	Résultats	Référence
Ondelettes (filtres stationnaires-non stationnaires)	Basé sur une transformée en paquets d'ondelettes. (Les crépitants sont séparés du son respiratoire à l'aide d'un filtre WPST NST et classifiés en tant que crépitants fins ou gros.)	Les meilleurs résultats sont obtenus avec 93,9% de réussite	[17]
Transformée en ondelettes	Contient des informations très localisées du signal en temps et en fréquence, et conduit à une représentation parcimonieuse très satisfaisante pour une large classe de signaux.	Détection correcte à plus de 99%	

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

Forme d'onde		les résultats montrent une sensibilité de 84% et spécificité de 89% pour une détection automatique	
Modélisation de Prony	Les paramètres des crépitants obtenus par modélisation de Prony présentent une distribution caractéristique.	Taux de classification correcte 63.89%	
Réseaux de neurones	En utilisant des coefficients autorégressifs, coefficients en ondelettes et paramètres de crépitants).	Les résultats peuvent atteindre une fiabilité, sensibilité et spécificité de l'ordre de 80%	

Les approches actuelles pour la détection automatique des crépitements dans les sons pulmonaires se sont révélées prometteuses et elles ont atteint une spécificité et une sensibilité élevées. Les meilleurs résultats de classification sont obtenus en utilisant l'analyse par ondelettes.

3.3 ANALYSE DES SONS

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.

L'analyse de sons comprend les méthodes permettant l'extraction ou la structuration automatique de divers types d'informations provenant du signal, comme la fréquence fondamentale ou les évolutions spectrales déterminant la hauteur et le timbre du son perçu.

L'analyse automatique des sons se révèle être d'un intérêt majeur, tout d'abord, elle devrait permettre de pallier, au moins en partie, les limites de l'audition humaine.

Avant d'aller plus loin, il est nécessaire de présenter les méthodes de représentation et visualisation du son pulmonaire. La visualisation du son est considérée comme évidente et commune dans son étude scientifique. Les 2 principales expressions graphiques de l'analyse des bruits respiratoires sont le *phonopneumogramme* (*phonopneumogram*) et le *spectrogramme* (*spectrogram*).

- **Phonopneumogramme (phonopneumogram)**: il s'agit de la représentation de l'amplitude du signal d'auscultation en fonction du temps; la figure ci-dessous représente un phonopneumogramme prélevé à l'aide d'un prototype Alcatel-Lucent de stéthoscope et généré par le logiciel propriétaire de la société. La courbe verte est le résultat de détection des phases de respiration (inspiration, apnée, expiration, apnée).

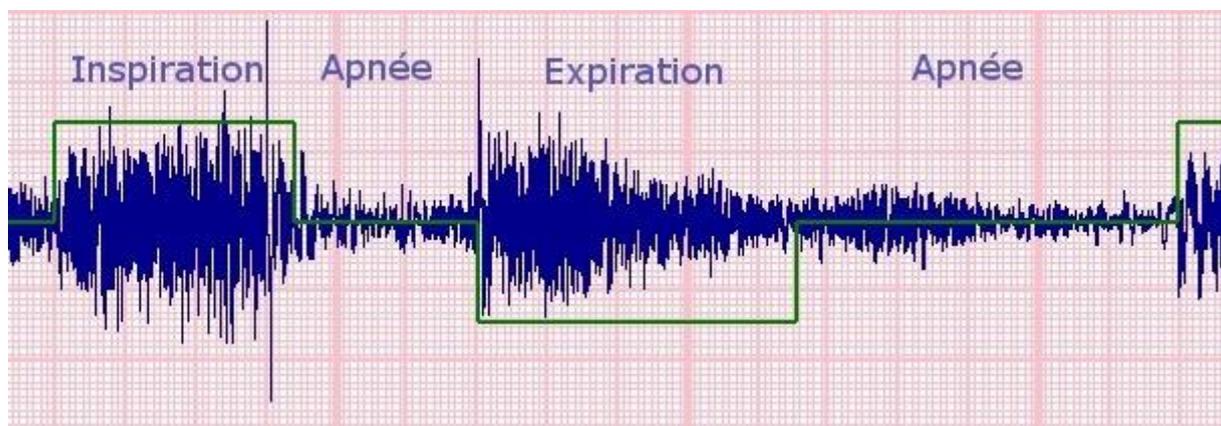


Figure 3.1 - Phonopneumogramme prélevé à l'aide d'un prototype Alcatel-Lucent d'une respiration normale (saine)

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

• **Spectrogramme (spectrogram):** il s'agit d'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; la figure ci-dessous représente un spectrogramme prélevé à l'aide d'un prototype Alcatel-Lucent de stéthoscope et généré par le logiciel propriétaire de la société. Le spectrogramme, c'est la courbe du haut, qu'on a placé en regard du phonopneumogramme précédent. Il s'agit du même enregistrement pulmonaire d'un individu sain. Le choix des couleurs peut être configuré. Sur cet exemple, on va du bleu foncé (aucune énergie) au rouge (énergie maximale) en passant par le jaune.

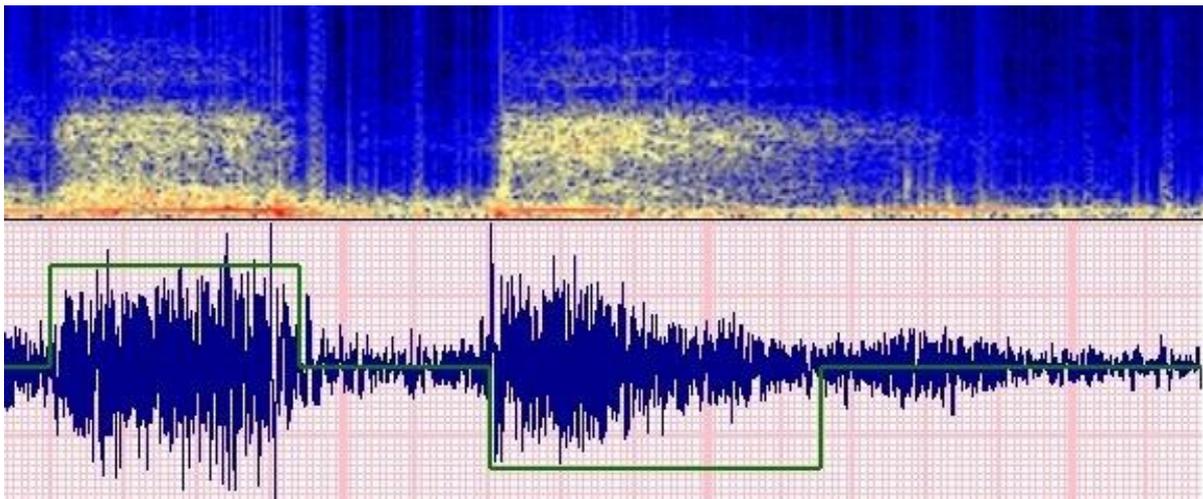


Figure 3.2 – Spectrogramme pulmonaire d'une respiration saine (cycle de respiration)

Pour pouvoir analyser un son, il faut d'abord connaître les caractéristiques de chaque sons adventices, à savoir les sibilants et les crépitants, afin de pouvoir les identifier dans les sons respiratoires.

3.3.1 Caractéristiques des sons adventices

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. [\[21\]](#)

Les sons anormaux peuvent être divisés en deux sous classes:

- 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 étudiés dans ce projet : les sibilants et les crépitants.

- **Caractéristiques des sibilants**

Les sibilants sont des sons adventices continus, ils proviennent de la vibration des parois des voies aériennes étroites (resserrées). Les sibilants sont souvent rencontrés chez les patients ayant une obstruction des voies aériennes, comme pour l'asthme.

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. En effet, *Sovijarvi et coll.* [22] 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.

Dans cette section, les caractéristiques spectrales de la respiration sifflante et des bruits respiratoires sains ont été étudiées. La *figure 3.3 (a)* montre le spectre de puissance de la respiration sifflante et des bruits respiratoires sains. La distribution spectrale des bruits de respiration sifflante était principalement de 250 Hz à 500 Hz, et est relativement plus étroite que celle des sons respiratoires normaux. De plus, l'intensité de crête dans le spectre de puissance des sons de respiration sifflante était également évidemment plus grande que celle des sons de respiration normaux.

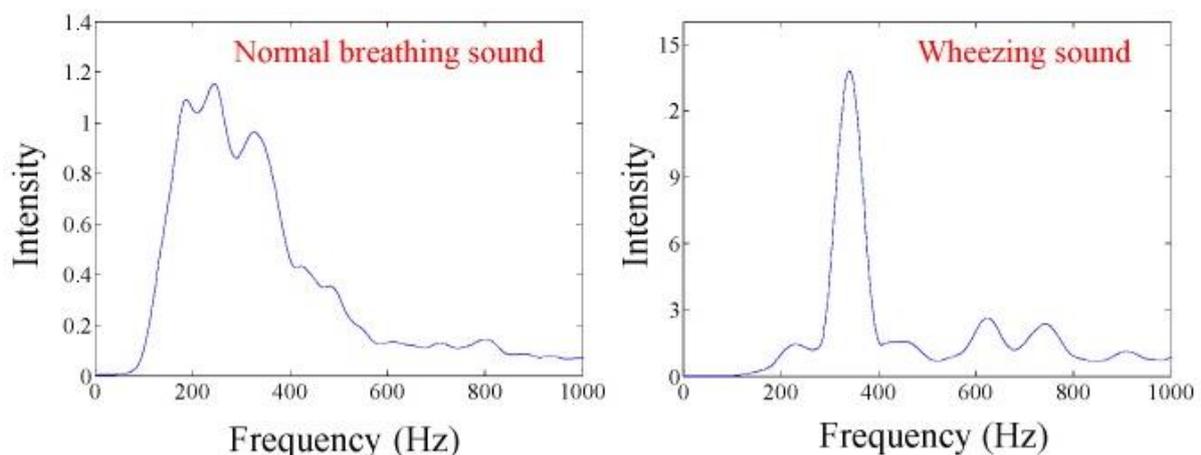


Figure 3.3 (a) - spectre de puissance de la respiration sifflante (à gauche) et des bruits respiratoires sains (à droite).

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

La figure 3.3 (b) montre le modèle de fonction de fréquence temporelle pour une respiration sifflante et des sons respiratoires sains.

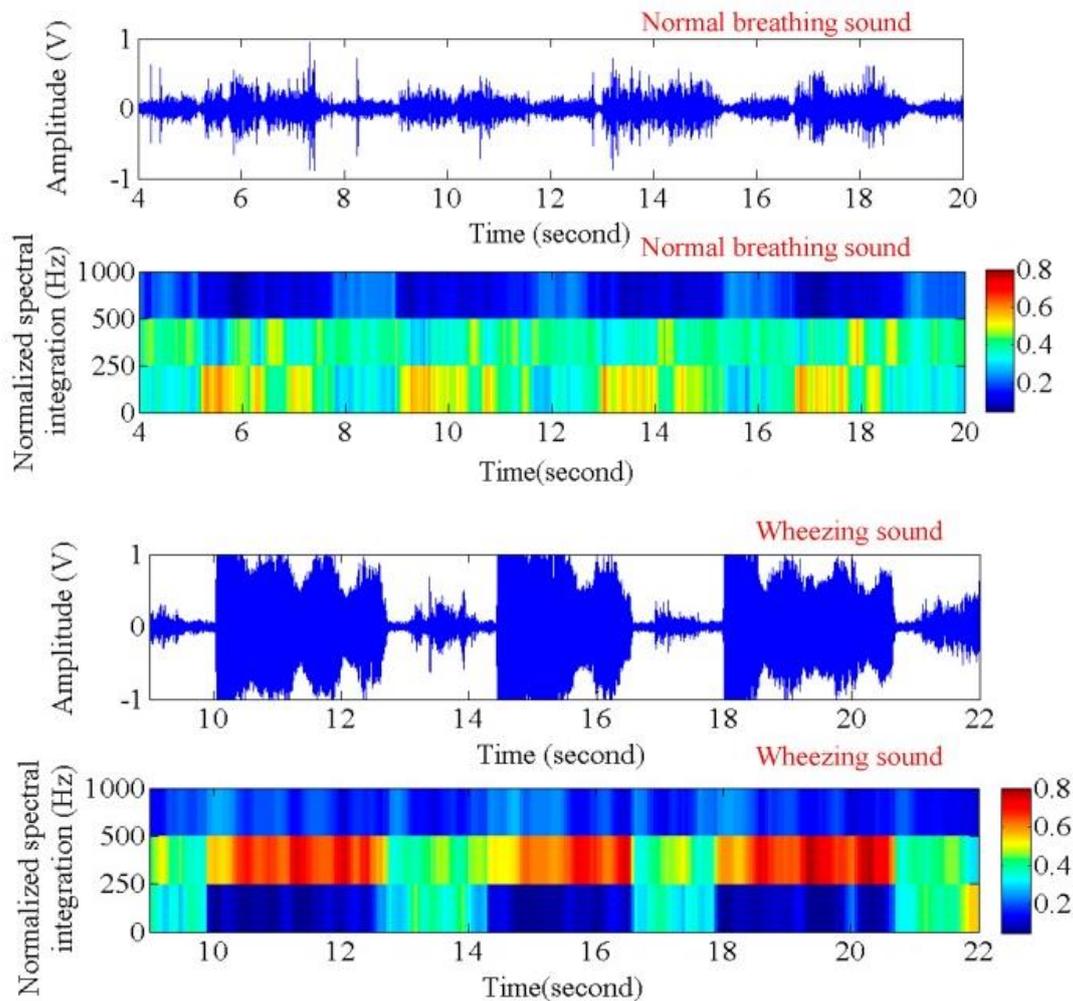


Figure 3.3 (b) – Spectrogramme de la respiration normale (haut) et de la respiration sifflante (bas)

Les sibilants, ou sifflements sont des sons d'une durée supérieure (selon les articles) à 50 ou à 100 ms et inférieure à 250 ms.

La plage de fréquence des sibilants est comprise selon les auteurs entre 100 et 2500 Hz avec un pic de fréquence fondamentale entre 100 (ou 400) et 1000 Hz (ou 1600 Hz). Selon certains auteurs, les sibilants ont une fréquence dominante supérieure à 400 Hz. Enfin, chez les sujets asthmatiques, les sibilants sont présents dans l'expiration, avec une durée comprise entre 80 et 250 ms [17].

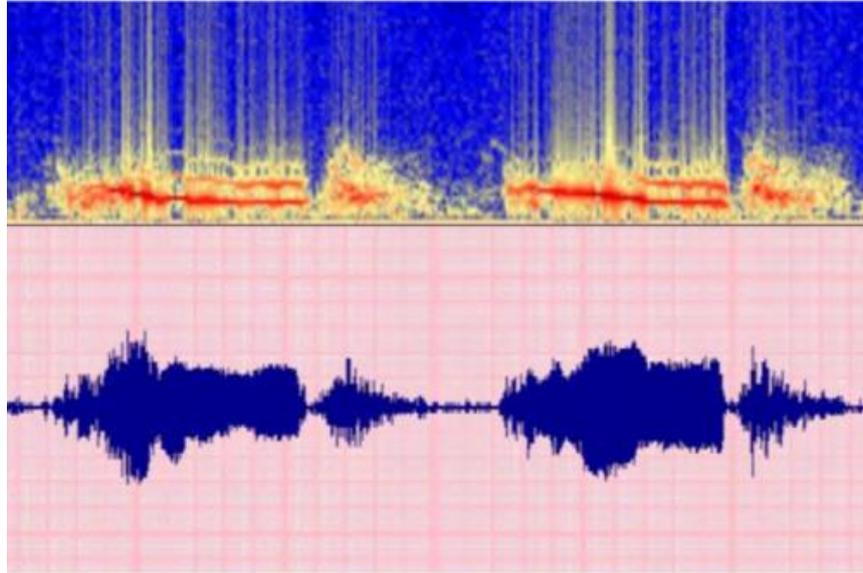


Figure 3.4 – Exemple de phonopneumogramme et spectrogramme d’une respiration sifflante (sibilant) d’un patient asthmatique (données collectées dans le cadre du projet ASAP « Analyse des sons auscultatoires et pathologiques »)

Une respiration sifflante est une sorte de sons musicaux continus contenant une tonalité spécifique et l'apparence d'une onde sinusoïdale, résultant de l'oscillation de la paroi des voies respiratoires et de l'effusion de vortex dans les voies aériennes centrales. En raison des voies respiratoires obstructives, le flux d'air donné, qui traverse la bronche rétrécie, entraînera un changement de vitesse du flux d'air, ce qui est également associé à des sons respiratoires plus forts et à une intensité de crête plus élevée dans le spectre de puissance [23]. D'après l'analyse faite plus haut, la fréquence de crête et son intensité pour les bruits de respiration sifflante étaient plus élevés et plus grands que ceux des bruits respiratoires normaux.

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

- **Caractéristiques des crépitants**

Les crépitants correspondent à des sons courts explosifs, généralement associés à des problèmes pulmonaires du type infection pulmonaire (pneumonie), oedème pulmonaire, etc ...

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, mais plus que leur nombre, leur positionnement dans le cycle respiratoire, et la forme de leur signal sont caractéristiques des cas de pathologies pulmonaires [\[17\]](#).

L'image ci-dessous est celle d'une respiration contenant des crépitants d'un patient atteint d'une pneumonie.

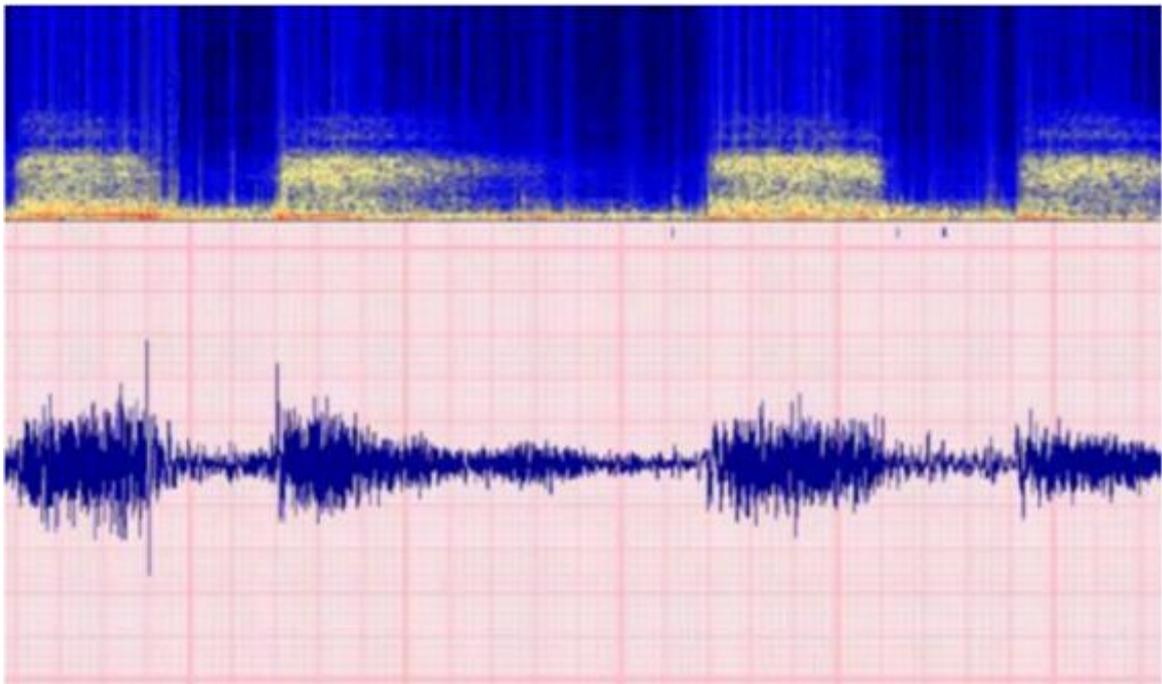


Figure 3.5 – Exemple de phonopneumogramme et spectrogramme des crépitants dans le contexte d'une pneumonie (données collectées dans le cadre du projet ASAP « Analyse des Sons Auscultatoires et Pathologiques »)

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

Les crépitants débutent généralement par une déflexion forte, suivie d'une onde sinusoïdale longue et amortie telles que représentées par la figure ci-dessous :

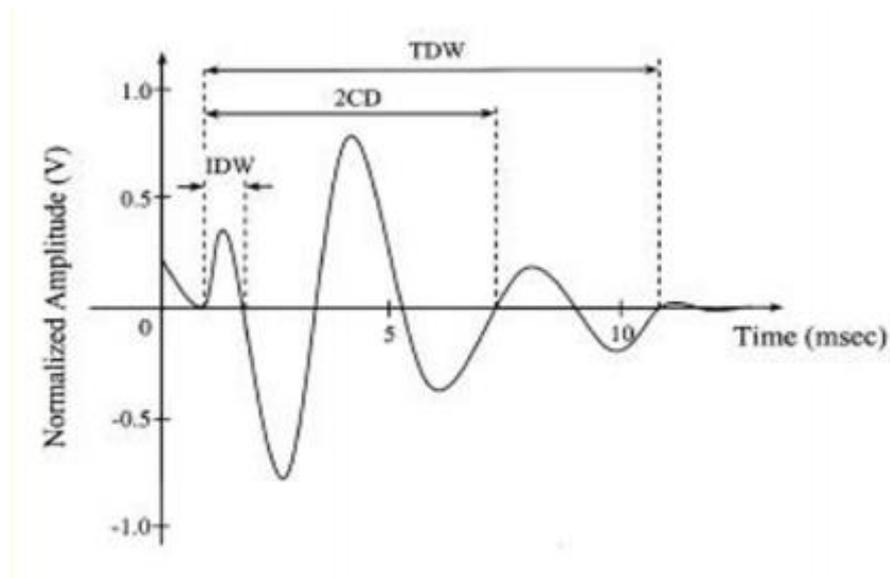


Figure 3.6 – forme d'onde d'un crépissant

Les crépitants sont des sons adventices discontinus dont la durée ne dépasse pas 250 ms. De ce fait, ils sont qualifiés de transitoires ou discontinus. Il est admis que la durée des crépitants est inférieure à 20 ms et que leur fréquence est comprise entre 100 et 200 Hz [17]. Les crépitants sont, généralement, divisés en deux sous-classes: les " crépitants fins" et les " gros crépitants".

Afin de distinguer les crépitants fins des gros crépitants, on utilise le plus souvent :

- **IDW** (*Initial Deflexion Width*) ou largeur de déflexion initiale est l'instant de début du crépissant jusqu'à la première déflexion.
- **2CD** (durée de deux cycles) représente le début du crépissant à partir du point où la forme d'onde du crépissant a fait deux cycles complets.
- **TDW** correspond à la durée totale du signal crépissant. Il est admis [Bahoura 06] que la durée des crépitants est inférieure à 20ms et que leur fréquence est comprise entre 100 et 200 Hz. (voir la figure 3.6).

Selon la définition de l'ATS, les durées moyennes de IDW et 2CD des crépitants fins sont respectivement de 0.7 ms et 5 ms, et celles des gros crépitants sont respectivement de 1.5 ms et 10 ms. C'est à-dire, les crépitants fins sont caractérisés par une fréquence plus importante occupant une courte durée, alors que les gros

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

crépitants sont caractérisés par une fréquence plus faible occupant une durée plus longue [24].

L'analyse des crépitants est importante, elle donne des informations très utiles pour le diagnostic des maladies pulmonaires. En effet 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. Le type de crépitant indique le nature de la maladie, alors que le nombre de crépitants dans un cycle respiratoire reflète sa sévérité.

Les crépitants peuvent être classés selon leur position dans le cycle de la respiration. Les crépitants fins sont des événements qui apparaissent exclusivement dans la phase d'inspiration et sont souvent présents dans la mi-inspiration et à la fin de l'inspiration. Les gros crépitants peuvent être trouvés au début de la phase d'inspiration, et parfois dans la phase d'expiration.

L'article de *Piirila et coll.* [25] nous indique les principales pathologies dans lesquelles on retrouve des crépitants :

- Fibroses pulmonaires (2CD < 8ms, fréquence de l'ordre de 200 Hz) ;
- Asbestoses (durée des crépitants 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) ;
- Pneumonies (2CD entre 9 et 11ms, ils apparaissent en milieu d'inspiration) ;
- Sarcoïdose.

3.4 Problématique de recherche

En dépit de ses avantages, l'analyse automatique des sons respiratoires n'a pas encore évolué pour atteindre à son utilisation clinique. La complexité des sons respiratoires, la diversification des systèmes d'acquisition (sites de prise de son, type de capteur, fréquences de filtrage, etc.), et l'absence ou la non disponibilité de base de données de référence rend difficile la comparaison entre les méthodes proposées par les différents chercheurs.

D'autre part, l'implémentation matérielle des techniques de reconnaissance/classification de sons respiratoires en vue d'un traitement temps-réel constitue encore un grand déficit pour les chercheurs. La transcription des codes développés sous MATLAB ou en PYTHON en une architecture implémentable sur un Raspberry Pi nécessite généralement une réadaptation de ces codes.

CHAPITRE 3 : MATERIELS ET METHODES

La problématique de recherche consiste à concevoir un outil de détection et d'identification des sons respiratoires adventices, à savoir dans ce projet, les sibilants et les crépitants.

CHAPITRE 4 : REALISATION

4.1 INTRODUCTION

Le chapitre précédent 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 sons respiratoires est importante pour un bon diagnostic. En effet, comme indiqué, 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.

Le chapitre a aussi mis en lumière les différents composants pouvant être utilisés dans ce projet, en effet de bonnes conditions et un équipement adapté seront 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.

Le présent chapitre, avec les informations récoltées et les recherches faites dans les chapitres précédents, propose le prototype imaginé pour ce projet, ainsi que toutes les démarches suivies pour l'aboutissement de celui-ci.

D'un point de vue global, l'objectif est de montrer comment combiner du Machine Learning avec un Raspberry Pi pour aborder une problématique, encourageants ainsi pour aller vers une aide au diagnostic toujours plus fiable et utile au patient et au médecin.

CHAPITRE 4 : REALISATION

4.2 ARCHITECTURE

Le système, illustré dans la *figure 13*, montre le schéma de base du système de surveillance du son respiratoire portable et sans fil proposé. Il consiste, à l'aide du module d'acquisition du son respiratoire, à collecter les sons respiratoires du patient en permanence, une fois le son collecté amplifié et numérisé, il sera alors analysé et enregistré dans le Raspberry Pi pour une exploitation ultérieure du médecin des sons enregistrés.

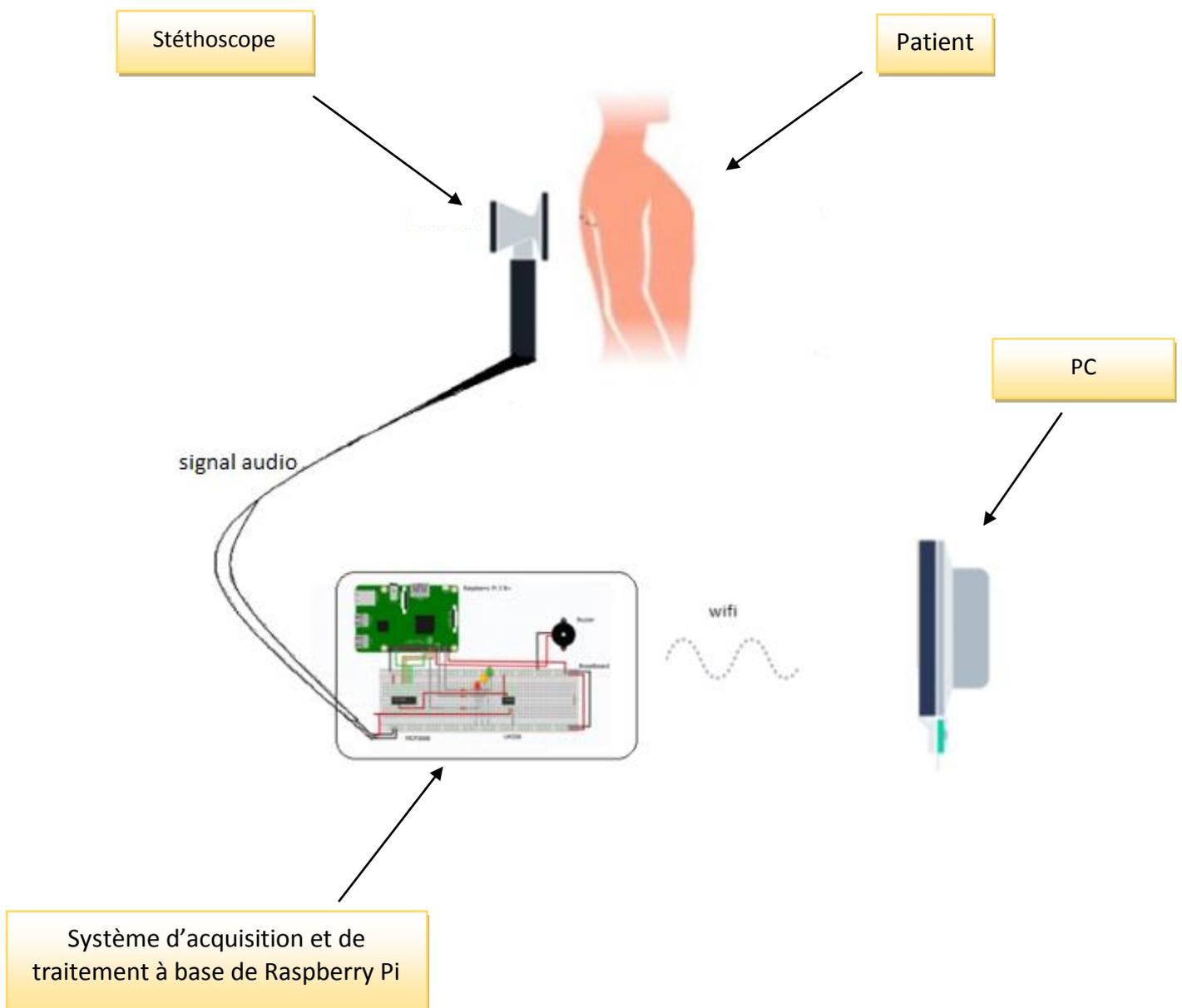


Figure 4.1 - Système de surveillance du son respiratoire portable et sans fil proposé

CHAPITRE 4 : REALISATION

4.2.1 Principe de fonctionnement

- **Du point de vue du Machine Learning**

Nous pensons que le Machine Learning est le meilleur choix pour une analyse automatisée. Le Machine Learning est devenu un standard dans les tâches d'analyse de données, à la fois dans le cas de grandes quantités de données et de reconnaissance dans des données complexes. Il existe trois types d'approches générales de Machine Learning; supervisée, non supervisée et forcée. Pour une tâche où il y a des classes claires (et le but est de classer les données), nous utiliserons l'approche supervisée.

Afin d'atteindre les objectifs de cette recherche, nous utilisons des systèmes de classification appropriés pour l'étude des sons respiratoires. Ces systèmes fonctionnent en deux phases : phase d'apprentissage et phase de test, comme le montre la *figure 4.2*. A partir d'une base de données contenant des sons respiratoires normaux et pathologiques qu'on a téléchargés du site kaggle.com (qui est un site proposant un choix de base de données selon les besoins) et en utilisant une technique d'extraction des caractéristiques, chaque segment temporel des signaux sera analysé. Pendant la phase d'apprentissage, ces données permettent d'obtenir un modèle pour chaque classe de sons. Lors de la phase de test et après extraction des caractéristiques du segment de test, le classificateur prend la décision d'appartenance en se basant sur la ressemblance entre le modèle de la classe établie au cours de l'apprentissage et les caractéristiques du segment test.

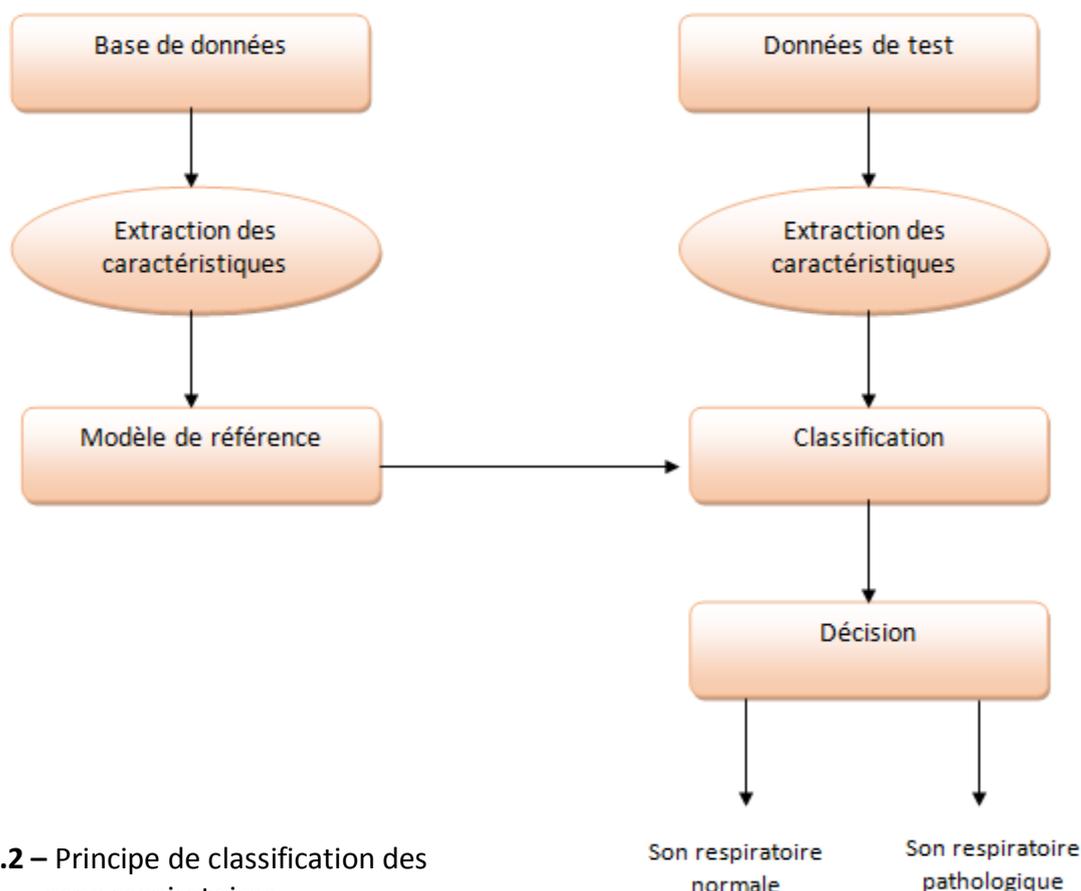


Figure 4.2 – Principe de classification des sons respiratoires

CHAPITRE 4 : REALISATION

- **Du point de vue du Raspberry Pi**

Un Raspberry Pi est un mini ordinateur assez puissant. Initialement, le but était de rendre accessible l'apprentissage des sciences informatiques, mais les applications se sont multipliées et maintenant il est très utilisé dans le domaine de l'IoT. L'avantage d'un Raspberry Pi est qu'il est assez simple d'utilisation. Par contre, il faut tout installer pour pouvoir l'utiliser. Il faut donc commencer par l'installation d'un OS.

La plupart des systèmes qui fonctionnent sur Raspberry Pi sont des versions du système d'exploitation Linux. Parce que Linux est open source, les développeurs peuvent l'adopter pour des buts spécifiques. La distribution recommandée est Raspbian. C'est un système d'exploitation libre basé sur Debian optimisé pour le matériel Raspberry Pi. Cependant Raspbian fournit plus qu'un simple système d'exploitation : il est livré avec plus de 35.000 paquets, des logiciels précompilés qui nous facilitent le développement soft. Nous avons donc installé une distribution classique de Linux bien adaptée au Raspberry Pi, Raspbian dans sa dernière version, sur une carte SD, puis il ne nous restait plus qu'à alimenter le Raspberry et le brancher comme suit :

1. Insérer la carte SD dans son support.
2. Brancher un clavier USB et une souris au Raspberry Pi.
3. Connecter la sortie HDMI au téléviseur ou à un moniteur.
4. Brancher l'alimentation du Pi.

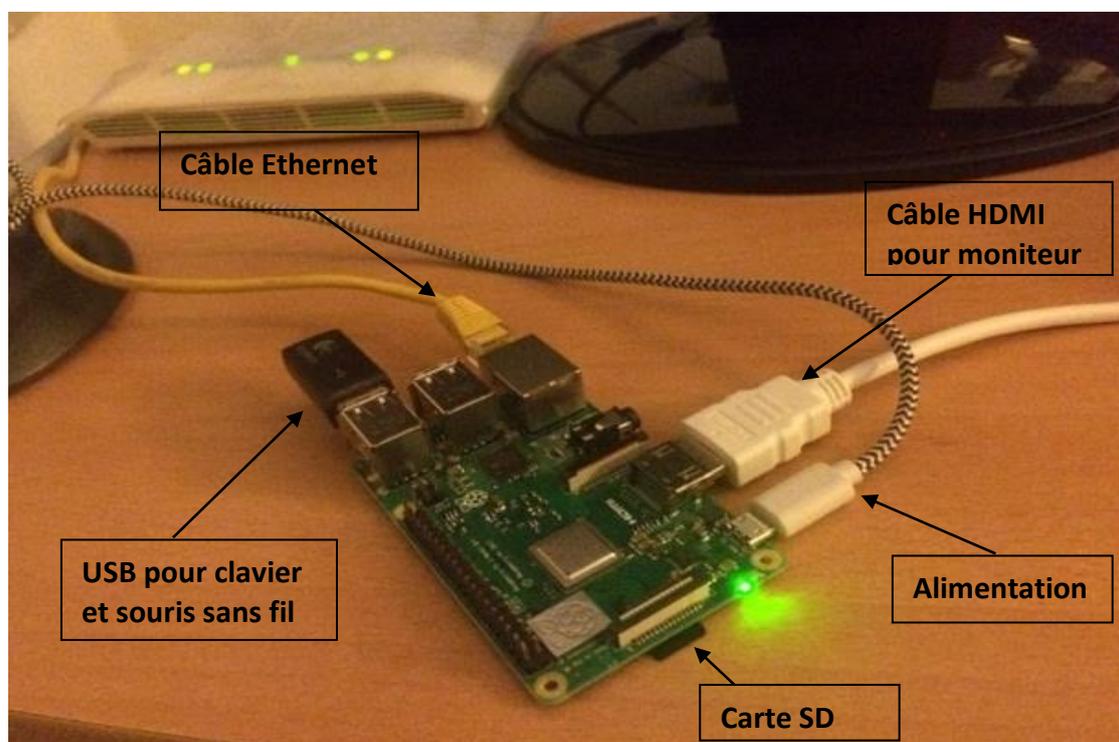


Figure 4.3 – Photographie du branchement et démarrage de la carte Raspberry Pi

CHAPITRE 4 : REALISATION

Si tout se passe correctement, nous devrions nous retrouver devant une interface nous permettant de faire des choix de configuration. Une fois sur cette interface de configuration, nous allons configurer Raspbian pour que nous soyons dans des conditions optimales lors de nos prochaines utilisations, et que nous puissions profiter au mieux de notre Raspberry.

Programmer sur Raspberry Pi : Le langage principal pour programmer sur un Raspberry est le *Python* : C'est un langage de programmation multiplateforme qui favorise la programmation impérative et orienté objet, il est doté d'un typage dynamique fort et d'une gestion automatique de la mémoire. Il a le grand avantage d'être facile à apprendre tout en étant assez puissant pour créer des programmes intéressants [\[26\]](#). Dans la distribution Raspbian, Python est déjà présent. Par contre, il lui manque beaucoup de libraires qui sont normalement déjà présentes dans un ordinateur plus puissant.

CHAPITRE 4 : REALISATION

4.3 EXPERIMENTATIONS

4.3.1 Programmation

Avant d'entamer la programmation, on a dû se procurer une base de données des sons respiratoires, chose qui n'était pas simple. Grâce au site [kaggle.com](https://www.kaggle.com) qui propose diverses bases de données selon le besoin du programmeur, on a pu trouver la base de données compatible avec nos besoins. La base de données « normal an abnormal lung sounds » est un ensemble des sons pulmonaires qui sont divisés en deux parties : normal et anormal (sibilant, crépitants). Elle se compose de 920 sons en mode audio, de fichier texte explicatif, et de fichier excel.

La plateforme utilisée pour la compilation du programme est Jupyter Notebook (Visual Studio Code), qui a pour avantage d'être facile à manipuler, car tous les codes peuvent être logés dans des cellules indépendantes ce qui permet de tester individuellement des blocs de code particuliers.

- **Importation des bibliothèques**

Dans Python, une bibliothèque est un ensemble logiciel de modules (classes (types d'objets), *fonctions*, *constantes*, ...) ajoutant des possibilités étendues à Python : calcul numérique, graphisme, programmation internet ou réseau, formatage de texte, génération de documents, ... Il existe de nombreuses bibliothèques très pratiques et importantes, on en importera que celle nécessaire pour l'exécution de notre programme. Pour débuter on commence par les indispensables à savoir :

Pandas est l'une des bibliothèques de science des données les plus populaires. Elle offre des fonctionnalités de visualisation permettant de générer des graphiques à partir des résultats des analyses, de lire des données en provenance de nombreuses sources, On peut aussi s'en servir pour la manipulation de tableaux numériques et de séries temporelles [\[26\]](#).

NumPy est un package utilisé pour les calculs scientifiques en Python. Il est idéal pour les opérations liées à l'algèbre linéaire et aux transformations de Fourier [\[26\]](#).

Matplotlib est une bibliothèque destinée à tracer et visualiser des données sous formes de graphiques [\[27\]](#).

CHAPITRE 4 : REALISATION

```
[1] ▶ ▶≡ M4
import wave
import pandas as pd
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
import os

[2] ▶ ▶≡ M4
os.listdir('Database') #implémentation de la base de données

['demographic_info.txt', 'Respiratory_Sound_Database']
```

Figure 4.4 – Capture d'écran de la partie du programme qui importe les bibliothèques, et implémente la base de données

- **Analyse des données**

La figure ci-dessous affiche une partie du programme d'analyse qui fait la classification des sons selon la classe d'appartenance (wheezes (sifflement)/ crackles (crépitant)/ crackles and wheezes). A noter que la durée d'enregistrement des sons est entre [15sec - 20sec] et chaque son est découpé en segment de quelques secondes (+/- 2 secondes) afin d'extraire le mieux possible les caractéristiques.

```
▶ ▶≡ M4
no_label_list = []
crack_list = []
wheeze_list = []
both_sym_list = []
filename_list = []
for f in filenames:
    d = rec_annotations_dict[f]
    no_labels = len(d[(d['Crackles'] == 0) & (d['Wheezes'] == 0)])
.index)
    n_crackles = len(d[(d['Crackles'] == 1) & (d['Wheezes'] == 0)])
.index)
    n_wheezes = len(d[(d['Crackles'] == 0) & (d['Wheezes'] == 1)])
.index)
    both_sym = len(d[(d['Crackles'] == 1) & (d['Wheezes'] == 1)])
.index)
    no_label_list.append(no_labels)
    crack_list.append(n_crackles)
    wheeze_list.append(n_wheezes)
    both_sym_list.append(both_sym)
    filename_list.append(f)
▶ ▶≡ M4
file_label_df = pd.DataFrame(data = {'filename':filename_list,
'no_label':no_label_list, 'crackles only':crack_list, 'wheezes
only':wheeze_list, 'crackles and wheezes':both_sym_list})
file_label_df.head(20)
```

filename	no label	crackles only	wheezes only	crackles and wheezes
101_1b1_A1_sc_Meditron	12	0	0	0
101_1b1_Pr_sc_Meditron	11	0	0	0
102_1b1_Ar_sc_Meditron	13	0	0	0
103_2b2_Ar_mc_LittC25E	2	0	4	0
104_1b1_A1_sc_Litt3200	6	0	0	0
104_1b1_Ar_sc_Litt3200	4	0	10	0
104_1b1_l1_sc_Litt3200	6	1	0	0
104_1b1_lr_sc_Litt3200	5	0	0	0
104_1b1_P1_sc_Litt3200	13	0	0	0
104_1b1_Pr_sc_Litt3200	10	0	0	0
105_1b1_Tc_sc_Meditron	8	0	0	0
106_2b1_P1_mc_LittC25E	1	8	0	0
106_2b1_Pr_mc_LittC25E	2	0	7	0
107_2b3_A1_mc_AKGC417L	1	7	0	0
107_2b3_Ar_mc_AKGC417L	0	1	0	7

Figure 4.5 – Analyse des sons et résultat correspondant

CHAPITRE 4 : REALISATION

- **Visualisation du son**

Cette partie du code permet de lire et de visualiser un son audio, et cela grâce à l'importation d'une bibliothèque le permettant, à savoir **Librosa** qui est une puissante bibliothèque Python conçue pour fonctionner avec l'audio et effectuer des analyses dessus. C'est le point de départ pour travailler avec des données audio à grande échelle pour un large éventail d'applications telles que la détection de la voix d'une personne à la recherche de caractéristiques personnelles à partir d'un audio.

Le son choisi pour cet exemple est un son respiratoire contenant des sibilants (wheezes).

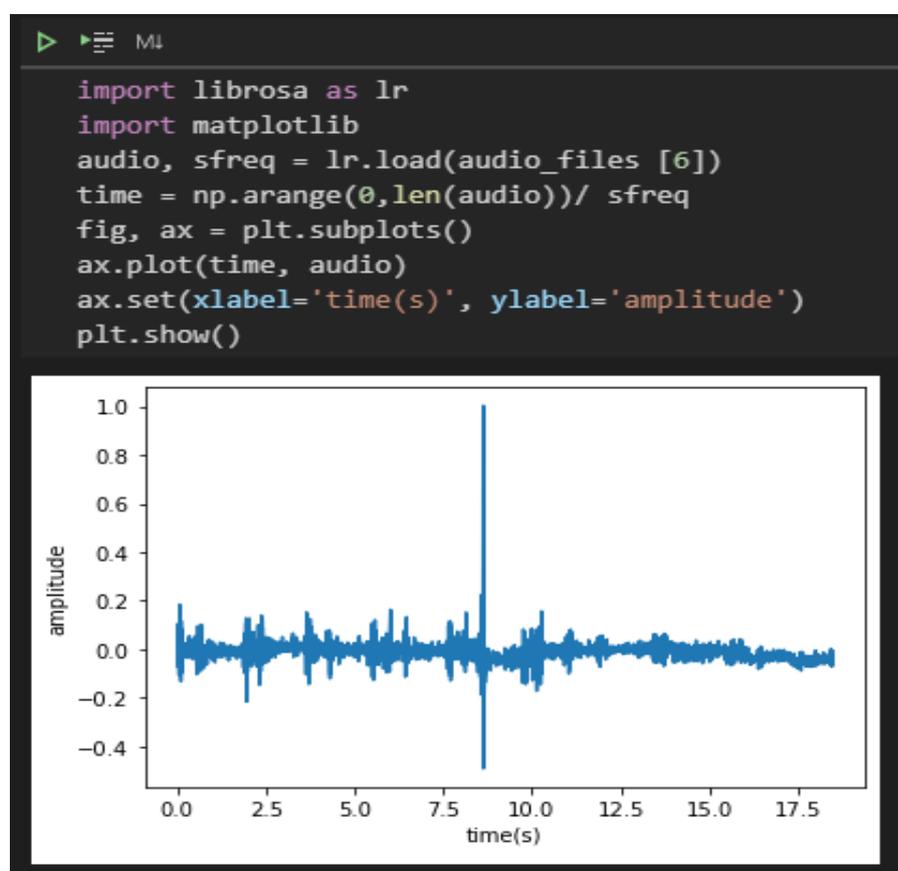


Figure 4.6 – Visualisation d'un son respiratoire contenant des sibilants

CHAPITRE 4 : REALISATION

- **Implémentation d'un modèle d'entraînement avec un réseau de neurones convolutifs CNN**

Un réseau de neurones est un système logiciel ou matériel qui est calqué sur le fonctionnement des neurones humains. Il est généralement réparti en plusieurs couches connectées entre elles (voir annexe), chaque couche reçoit en entrée des données et les renvoie transformées. Pour permettre la construction d'un réseau neuronal ces couches doivent être empilées : la sortie d'une couche correspond à l'entrée de la suivante, cet empilement définit la sortie finale du réseau comme le résultat d'une fonction différentiable de l'entrée. La dernière couche calcule les probabilités finales, et une fonction de perte (*loss function*) lui est le plus souvent associée pour calculer l'erreur de classification.

Les réseaux de neurones convolutifs désignent une sous-catégorie de réseaux de neurones : ils présentent donc toutes les caractéristiques listées ci-dessus. Cependant dans les CNN, les « neurones » sont disposés comme ceux du lobe frontal, siège du traitement des stimuli visuels chez l'homme et d'autres animaux [28]. Les couches de neurones sont organisées de façon à couvrir tout le champ visuel afin d'éviter le problème du traitement d'images fragmentées des réseaux neuronaux classiques. La structure d'un CNN consiste en une succession de couches : une couche d'entrée, une couche de sortie et une couche cachée composée de nombreuses couches convolutives, couches de regroupement, couches entièrement connectées et couches de normalisation. Le CNN est composée de deux blocs principaux, ce qui rend son architecture plus spécifique. Le premier bloc fait la particularité de ce type de réseaux de neurones, puisqu'il fonctionne comme un extracteur de *features* (caractéristiques), pour cela il effectue des filtrages pour faire ressortir les caractéristiques, puis les simplifie, pour alléger les calculs et dégager les informations principales. Le second bloc n'est pas caractéristique d'un CNN : il se retrouve en fait à la fin de tous les réseaux de neurones utilisés pour la classification. Les valeurs du vecteur en entrée sont transformées pour renvoyer un nouveau vecteur en sortie. Ce dernier vecteur contient autant d'éléments qu'il y a de classes [28].

Nous pouvons à présent générer notre modèle d'entraînement conçu dans ce programme : on commence par importer **Keras** (et ses modules) qui est une librairie de deep learning composant des réseaux de neurones. Elle a été développée avec pour objectif de permettre des expérimentations rapides. Être capable d'aller de l'idée au résultat avec le plus faible délai possible étant la clef d'une recherche efficace. Grâce à Keras, nous pouvons simplement empiler les couches en ajoutant une par une la couche souhaitée. une première couche convolutive avec `Conv2D()`. Ensuite, nous ajoutons la fonction d'activation `Leaky ReLU` qui aide le réseau à apprendre les limites de décision non linéaires et elle est beaucoup utilisée dans les architectures de réseaux neuronaux et plus particulièrement dans les réseaux convolutifs. Comme le montre la capture d'écran de la figure 4.9.

CHAPITRE 4 : REALISATION

```
▶ ▶ MI
#Keras implementation
from keras import Sequential
from keras import optimizers
from keras import backend as K
from keras.layers import Conv2D, Dense, Activation, Dropout,
MaxPool2D, Flatten, LeakyReLU
import tensorflow as tf
K.clear_session()
model = Sequential()
model.add(Conv2D(128, [7,11], strides = [2,2], padding = 'SAME',
input_shape = (sample_height, sample_width, 1)))
model.add(LeakyReLU(alpha = 0.1))
model.add(MaxPool2D(padding = 'SAME'))
```

Figure 4.7 – Partie du code qui crée une couche du modèle d’entraînement

Après la création de toutes les couches de notre modèle d’entraînement, avec les mêmes fonctions précédentes en changeant simplement les paramètres pour chaque couche, on aura donc créé notre modèle de CNN (voir annexe).

A présent il est possible de tester notre modèle, et cela en évaluant la valeur de sa précision et son erreur (perte). Et pour une meilleure visualisation et compréhension de ces résultats on les affichera en courbe d’évaluation (voir annexe), en utilisant les fonctions nécessaire pour ce faire. (Figure 4.10)

```
▶ ▶ MI
plt.figure(figsize = (15,5))
plt.subplot(1,2,1)
plt.title('Accuracy')
plt.plot(stats.history['acc'], label = 'training acc')
plt.plot(stats.history['val_acc'], label = 'validation
acc')
plt.legend()
plt.subplot(1,2,2)
plt.plot(stats.history['loss'], label = 'training loss')
plt.plot(stats.history['val_loss'], label = 'validation
loss')
plt.legend()
plt.title('Loss')
```

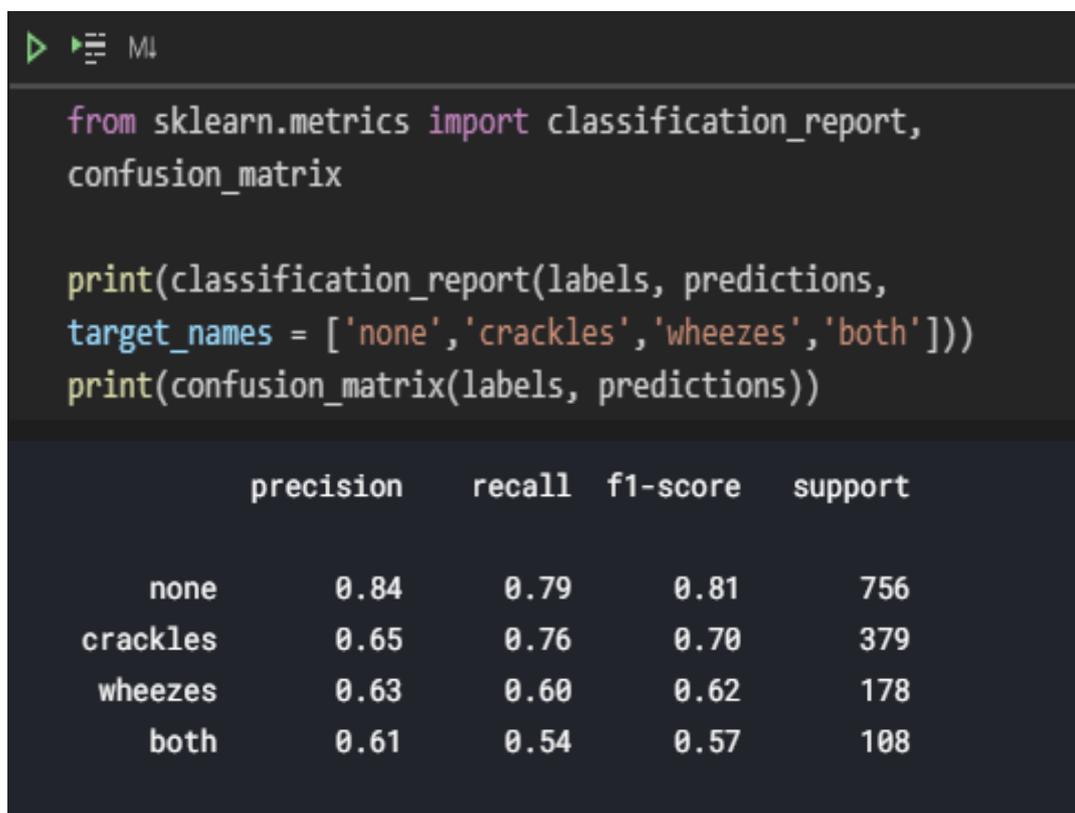
Figure 4.8 – Code d’affichage des courbes de précision et d’erreur

CHAPITRE 4 : REALISATION

- **Test final**

Toutes les parties des codes précédents ont permis de créer, d'implémenter, de valider et enfin d'évaluer la valeur de précision et des pertes du modèle d'entraînement du réseau de neurones convolutifs CNN imaginé pour ce projet.

Afin de s'assurer du bon fonctionnement de notre modèle, il ne nous reste plus qu'à le tester en évaluant la précision de classification de chaque classe (wheeze/ crackle/ wheeze and crackle).



```
from sklearn.metrics import classification_report,
confusion_matrix

print(classification_report(labels, predictions,
target_names = ['none', 'crackles', 'wheezes', 'both']))
print(confusion_matrix(labels, predictions))
```

	precision	recall	f1-score	support
none	0.84	0.79	0.81	756
crackles	0.65	0.76	0.70	379
wheezes	0.63	0.60	0.62	178
both	0.61	0.54	0.57	108

Figure 4.9 – Evaluation de la précision de classification de chaque classe

CHAPITRE 4 : REALISATION

4.3.2 Prototype

La figure 4.5 montre le prototype réalisé, qui est composé de deux microphones issus de deux stéthoscopes, chacun d'entre eux est relié à un amplificateur LM358. D'un convertisseur analogique/numérique MCP3008, d'un buzzer et de LEDs pour signaler une anomalie, le tout est raccordé au Raspberry Pi 3B+.

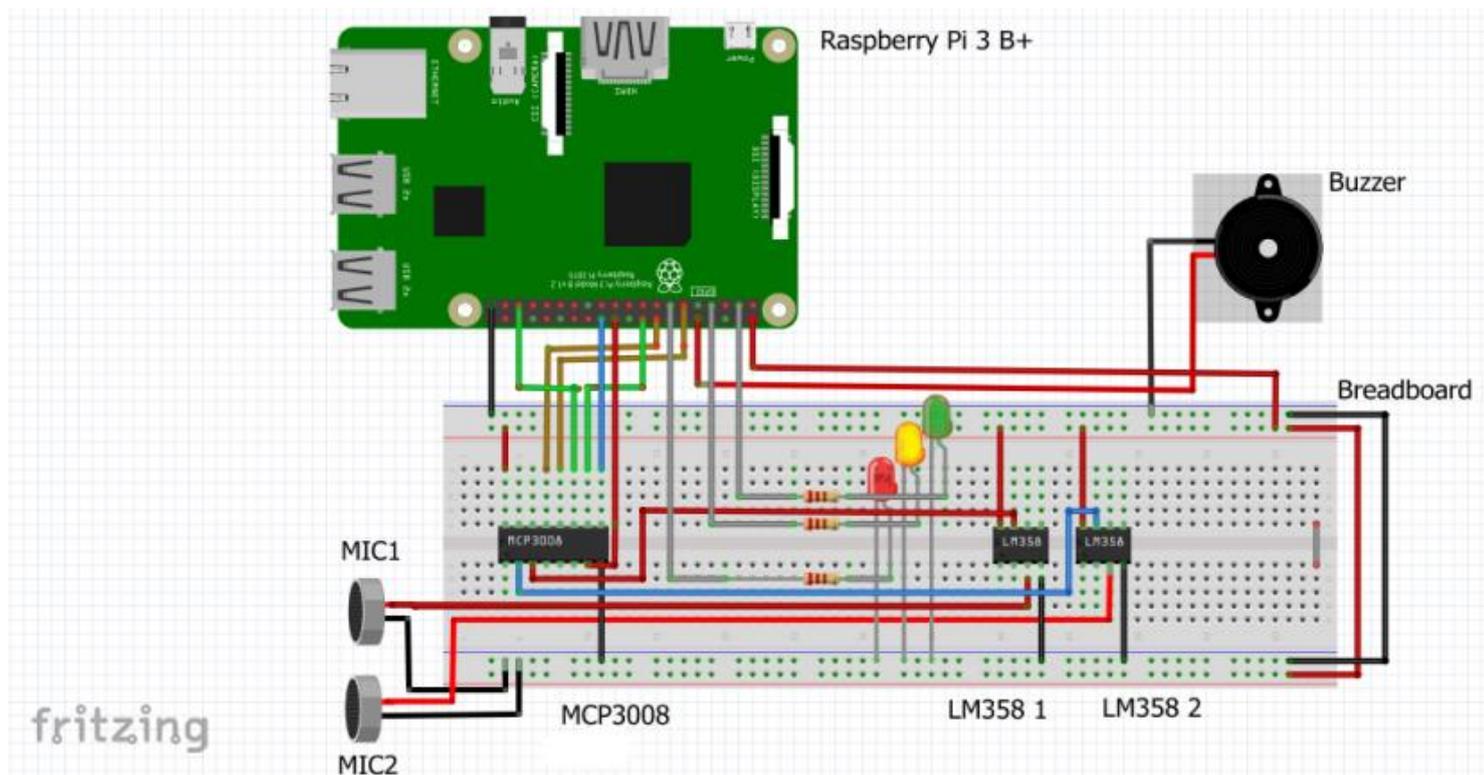


Figure 4.10 – Prototype du système de surveillance du son respiratoire réalisé sur plateforme Fritzing

Le système de surveillance du son respiratoire portable a un principe de fonctionnement relativement simple : en positionnant les deux microphones en mode d'auscultation (c.à.d. sur les zones d'auscultations pulmonaire), l'acquisition du son se fait en permanence. Ces deux microphones, qui sont reliés individuellement à deux amplificateurs LM358, capturent le son pulmonaire et envoient les signaux à ces derniers. Les signaux amplifiés à la sortie des amplificateurs seront transmis et convertis en signaux numériques grâce au convertisseur analogique/numérique MCP3008. Puis enfin, la partie la plus importante, ces signaux numériques seront analysés et traités par le Raspberry Pi.

Dans le cas où y'aura une détection de sons adventices, ici sifflement ou crépitant (wheeze/crackles) au cour du traitement, un système d'avertissement a été

CHAPITRE 4 : REALISATION

mis en place afin de signaler et d'avertir le patient. Ce système est composé de LED et d'un buzzer qui seront déclenchés à la détection d'anomalie dans le son.

La partie intéressante est que toutes ces informations des sons analysés, seront enregistrés sur la mémoire du Raspberry, ainsi le médecin traitant aura accès à plus d'informations concernant son patient, ce qui lui permettra d'établir le diagnostic le plus fiable possible en se basant sur l'analyse approfondie des sons pulmonaires et respiratoires. Cet enregistrement de données facilite aussi l'échange d'informations entre médecins afin d'avoir plusieurs avis médicaux si souhaités.

Au cours de la conception du prototype, plusieurs contraintes devaient être résolues pour que le projet puisse se poursuivre et obtenir les résultats. La principale contrainte était l'absence totale sur le marché d'un composant primordial qui était sensé être utilisé dans ce projet, à savoir le convertisseur analogique/numérique MCP 3008, et cela était dû aux circonstances exceptionnelles qu'a entraîné la pandémie du COVID-19. Et c'est avec amertume qu'on a dû s'arrêter au prototype virtuel montré dans la figure précédente.

Néanmoins, les figures 4.11 et 4.12 montrent la photographie du système de surveillance du son respiratoire sans fil (qui n'est évidemment pas fonctionnel par manque d'un convertisseur MCP3008).



Figure 4.11 – Photographie du port du système de surveillance du son respiratoire

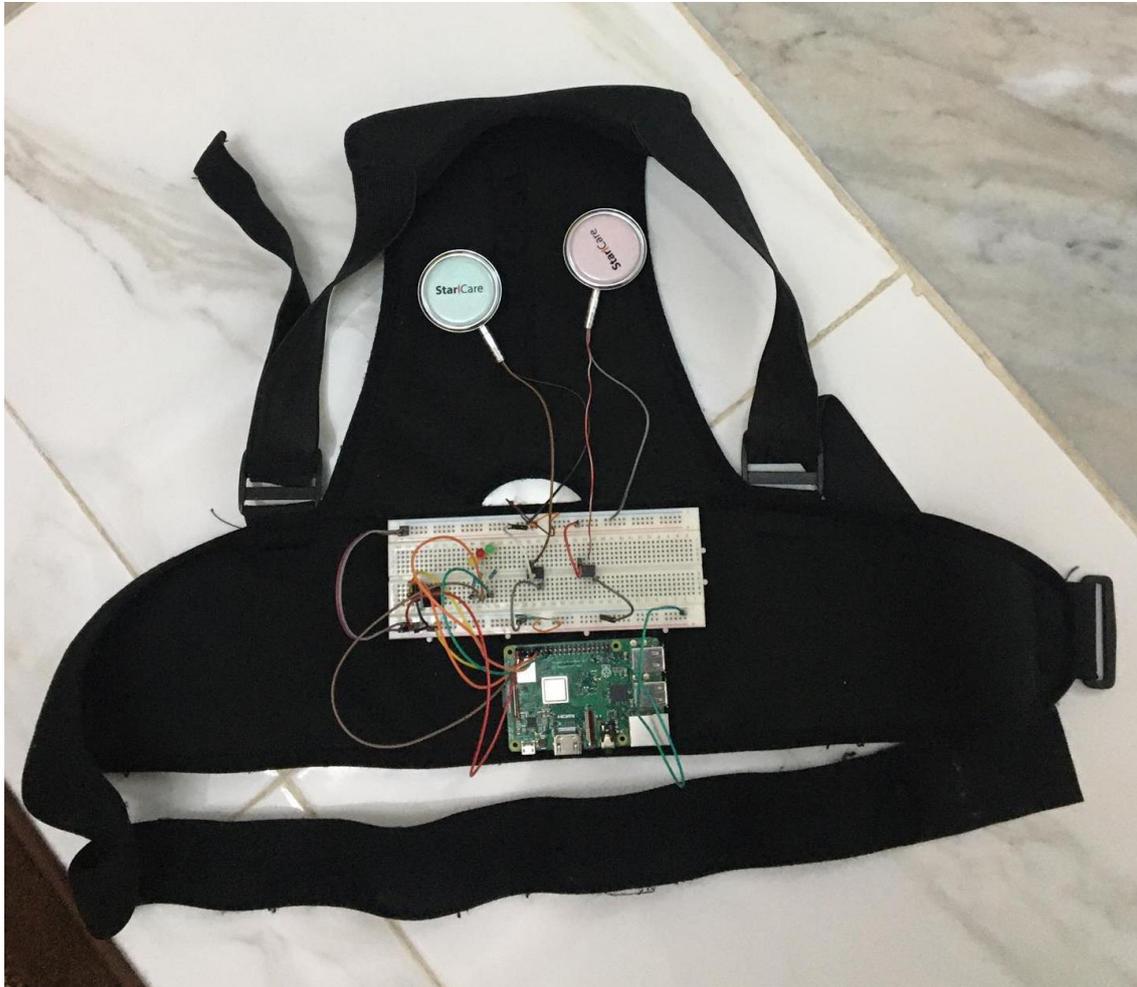


Figure 4.12 – Photographie de l'intérieur du système

CONCLUSION GENERALE

Le travail présenté dans ce mémoire, réalisé dans le cadre du projet de fin d'études, avait pour objectif de créer un système de reconnaissance automatique des sons respiratoires adventices. Nous nous sommes particulièrement intéressés aux crépitants qui sont considérés comme discontinus ou transitoires, et aux sibilants qui sont considérés comme continus ou quasi-stationnaires. Ce projet entre dans le cadre d'une problématique de recherche plus vaste, qui vise à développer des techniques de reconnaissance des sons adventices, dans le but de réaliser un système d'aide au diagnostic des maladies pulmonaires. Notre démarche avait pour but d'utiliser des méthodes et des algorithmes des plus récents et innovants à savoir le Machine Learning, c'est avec enthousiasme que nous nous sommes lancées dans ce projet ambitieux et d'une importance capitale pour la médecine.

Au cours de ce projet, qui a malheureusement été interrompu momentanément par la pandémie du COVID-19 qu'on vit toujours actuellement, et qui a généré des circonstances exceptionnelles, nous avons rencontrés beaucoup de difficultés et de contraintes à tous les niveaux, l'une des plus importantes était le manque de matériels et de composants sur le marché, dans notre cas c'était la rupture de stock des convertisseurs MCP3008, qui est un composant primordial pour le fonctionnement de notre système, et malgré les recherches de solutions de remplacement, mais nos recherches étaient sans résultats.

Certes, c'était très compliqué d'avancer dans des circonstances pareilles, surtout qu'on était livrées à nous mêmes vu que tout encadrement était suspendu à une date inconnue, et que l'encadrement à distance a aussi ses limites, mais d'une autre part ça nous a permis d'apprendre énormément puisqu'on n'avait d'autre choix que de finaliser ce projet. C'était alors une occasion d'apprendre à travailler en binôme d'une façon autonome et efficace. Ceci nous a amené à découvrir le domaine de la programmation, en particulier, la programmation sous le système embarqué (Raspberry Pi) qui est une nouveauté pour nous. De plus, la réalisation d'un tel projet nous a permis de nous familiariser avec plusieurs outils et avec le langage de programmation Python.

Malgré l'absence de réalisation concrète et réelle du système proposé, qui a induit un manque d'expérimentations et de test, ce système a le potentiel d'être développé en tant que système de surveillance utile pour aider au diagnostic des maladies respiratoires à l'avenir.

BIBLIOGRAPHIE

1. Ouest France, Santé, 2017, Une maladie respiratoire, quatrième cause de décès dans le monde en 2015.

Disponible sur : <https://www.ouest-france.fr/sante/une-maladie-respiratoire-quatrieme-cause-de-deces-dans-le-monde-en-2015-5191360>

2. Organisation Mondiale de la Santé, Département des Maladies chroniques et promotion de la santé, Affections respiratoires chroniques.

Disponible sur : <https://www.who.int/respiratory/fr/>

3. Audrey, 2010, Le Stéthoscope : Histoire D'une Invention, GRALON, 30 Avril 2010
URL: <https://www.gralon.net/articles/materiel-et-consommables/materiel-medical/article-le-stethoscope---histoire-d-une-invention-3872.htm>

4. Myint, W., and Dillard, B. An electronic stethoscope with diagnosis capability. Southeastern Symposium on System Theory. Proceeding of the 33rd (2001), 133-137.

5. Hung, K., Luk, B., Choy, W., Tsai, S. Multifunction stethoscope for telemedicine. Medical Devices and Biosensors, 2004 2nd IEEE/EMBS International Summer School on (2004), 87-89.

6. Audrey D, Histoire du stéthoscope, GIROMEDICAL, janvier 2017 URL: <https://www.giromedical.com/blog/histoire-du-stethoscope/>

7. Steven LE CAM, 2009, Analyse temps/fréquence pour l'identification de signatures pulmonaires par modèles de Markov cachés, mémoire de recherche: Doctorat traitement du signal, STRASBOURG.

Disponible sur : http://miv.u-strasbg.fr/collet/ftp/PhD/PhD_LeCam.pdf

8. Emmanuel Andrès , Raymond Gass , Christian Brandt , 2017, Les stéthoscopes électroniques en 2016. Quel outil pour l'Angiologue?, URL : <http://www.telemedecine-alsace.fr/doc/2017Andres.pdf>

9. https://www.mystethoscope.com/PDF/pdf_3200a.pdf , lien consulté en février 2020

10. <https://www.cardionics.com/>, lien consulté en février 2020
11. <https://www.allheart.com/thinklabs-one-digital-stethoscope/p/thtl1001/> consulté en février 2020
- disponible sur : <https://www.em-consulte.com/rmr/article/174447>
12. <http://pneumocourlancy.fr/popup/physiologie-respiratoire.pdf> site consulté en Mars 2020
13. S. Reichert , R. Gass , C. Brandt , E. Andrès, L'auscultation pulmonaire à l'ère de la médecine factuelle Revue des Maladies Respiratoires Vol 25, N° 6 -juin2008pp. 674-682
14. A.Homs-Cabrera, 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.
15. 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.
16. 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.
17. 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.
- Disponible sur : <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00608454/document>
18. M.Bahoura, X.Lu, " **An automatic system for crackles detection and classification**", *Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering*, 2006.
19. Y.Kayha, S.Yerer, O.Cerid, " **A Wavelet-based instrument for detection of crackles in pulmonary sounds**", *Engineering in Medicine and Biology Society IEEE-EMBS vol.4 pp.3175-3178*, 2001.
20. 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 Proceedings of the 19th annual International Conference of IEEE vol.3 pp.1115-1118*, 1997.

21. A.R.A. Sovijirvi, L.P. Malmberg, G. Charbonneau, J. Vanderschoot, F. Dalmasso, C. Sacco, M. Rossi, and J.E. Earis. Characteristics of breath sounds and adventitious respiratory sounds. *European Respiratory Review*, 2000.

22. 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.

23. S.Li, B.Lin, C.Tsai, C.Yang, B.Lin, " **Design of Wearable Breathing Sound Monitoring System for Real-Time Wheeze Detection**", *Sensors* (Basel). 2017 Jan.

24. XIAOGUANG LU, " RECONNAISSANCE AUTOMATIQUE DES CRÉPITANTS ET DES SIBILANTS DANS LES SONS ACOUSTIQUES RESPIRATOIRES", UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À RIMOUSKI, Janvier 2008.

URL : http://semaphore.uqar.ca/id/eprint/298/1/Xiaoguang_Lu_janvier2008.pdf

25. P. Piirila, A.R. Sovijarvi. "Crackles: recording, analysis and clinical significance". *Eur Respir J* 1995; 8: 2139-2148.

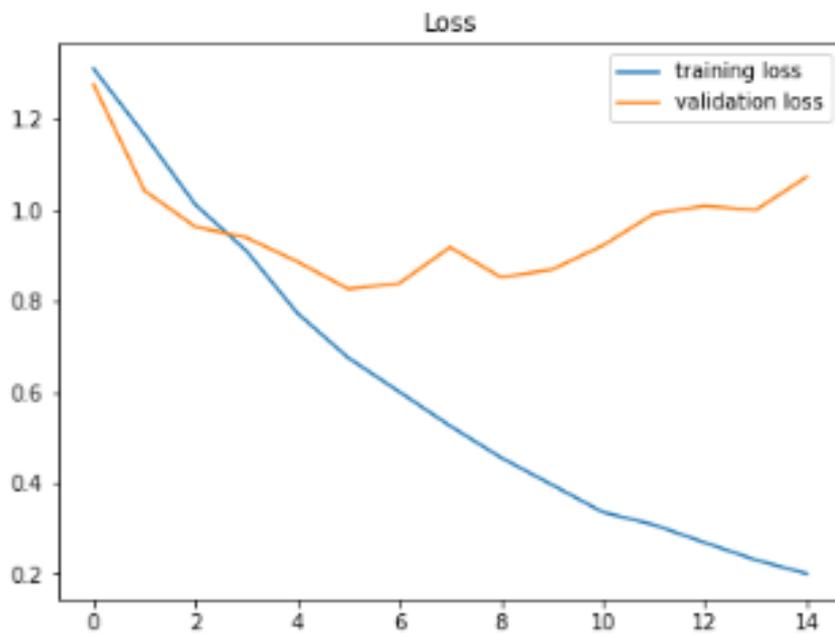
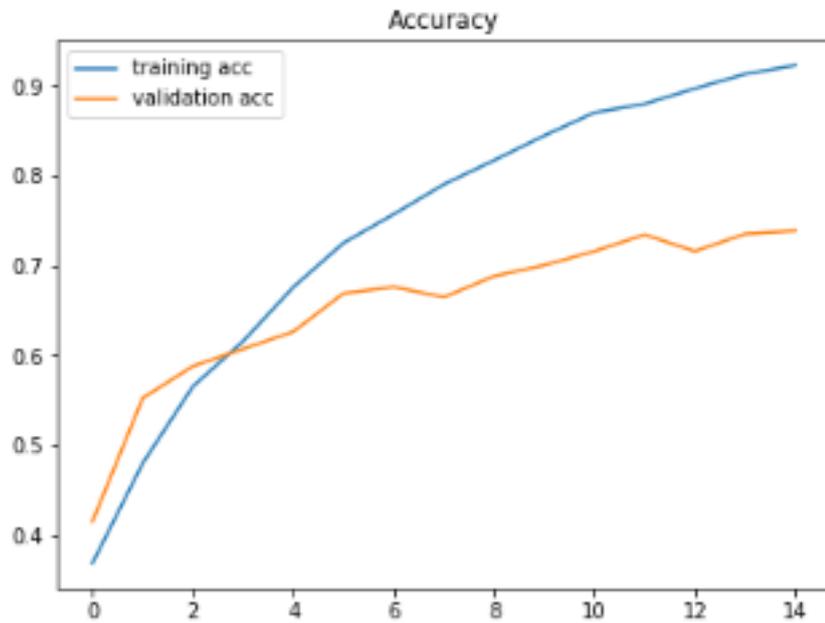
26. Bastien L., Python : tout savoir sur le principal langage Big Data et Machine Learning, *Le big data le magazine I.A, cloud et big data*, 11 juillet 2019. URL: <https://www.lebigdata.fr/python-langage-definition>

27. Wikipédia, l'encyclopédie libre, URL : <https://fr.wikipedia.org/wiki/Matplotlib>

28. Pascal M., Kimia Nadjahi, Qu'est ce qu'un réseau de neurones convolutif (ou CNN) ?, *openclassrooms*, février 2020.

Disponible sur : <https://openclassrooms.com/fr/courses/4470531-classez-et-segmentez-des-donnees-visuelles/5082166-quest-ce-quun-reseau-de-neurones-convolutif-ou-cnn>

ANNEXES



ANNEXE 1 – Courbes de précision et d'erreur de la classification

