

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

**REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE**

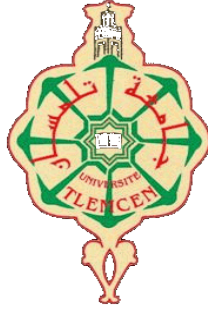
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

**Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique**

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان -

Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –

Faculté de TECHNOLOGIE



## **MEMOIRE**

Présenté pour l'obtention du **diplôme** de **MASTER**

En : **GENIE BIOMEDICAL**

Spécialité : **Instrumentation Biomédicale**

Par : **CHRAIR IKRAM** et **OMERANI MERYEM**

**Sujet**

**Acquisition du signal phonocardiogramme avec le  
PIC 16F877 via la carte son du PC**

Soutenu publiquement, le / 06 / 2022 , devant le jury composé de :

M DIB NABIL	MCA	Université de Tlemcen	Président
M BENALI REDOUANE	MCA	Université de Tlemcen	Examinateur
M HAMZA CHERIF LOTFI	Prof	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire : 2021 /2022

# Remerciement

*Tout d'abord, nous tenons à remercier dieu clément et miséricordieux de nous avoir donnée la force et le courage de mener ce modeste travail.*

*Nous adressons nos sincères remerciements à notre Encadrent **Mr Hamza Cherif Lotfi**, pour l'aide, l'assistance et les conseils qui nous a donnée, en saluant ses compétences et ses connaissances dont il nous a fait profiter.*

*Nous tenons à remercier vivement les enseignants membres du jury, d'avoir bien voulu accepter d'examiner ce travail. Nous devons aussi beaucoup, aux membres de nos familles, pour leurs encouragements.*

*Nous remercions chaleureusement aussi tous nos enseignants qui nous ont enseigné au cours des études primaires jusqu'aux années du cursus universitaire pour l'obtention du diplôme de Master 2, et tout personne nous a aidé de près ou de loin pour réaliser ce projet.*

*Enfin, merci à tous les travailleurs de l'université de Tlemcen et à tous mes amis avec qui je garde des souvenirs très agréables des bons moments vécus ensemble.*

# Dédicace

Tout mon gratitude, grâce et remerciement à *Allah* le plus puissant qui m'a donnée la force, le courage et la volonté pour élaborer ce travail

Je dédie ce modeste travail à :

Mes parents *Abdelkader* et *Karima* qui représentent pour moi le symbole d'excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi. Votre prière et votre bénédiction m'ont été d'un grand secours pour mener à bien mes études. Aucune dédicace ne saurait être assez éloquente pour exprimer ce que vous méritez pour tous les sacrifices que vous n'avez cessé de me donner depuis ma naissance, durant mon enfance et même à l'âge adulte. Vous avez fait plus qu'une mère et un père puissent faire pour que ses enfants suivent le bon chemin dans leur vie et leurs études.

Puisse Dieu, le tout puissant, vous préserver et vous accorder santé, longue vie et bonheur. Aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour, l'estime, le dévouement et le respect que j'ai toujours eu pour vous. Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon bien être. Ce travail est le résumé de ces sacrifices que vous avez consentit pour mon éducation et ma formation.

À mes chères sœurs *Imène, Sara, Bouchra, Hadjer* et *Asmaa* pour leurs encouragements permanents, et leur soutien moral.

À mon cher *Mohamed* et mes chères amies intimes *Khadoudj, Afaf,* et *Chaima*, Je ne peux trouver les mots justes et sincères pour vous exprimer mon affection et mes pensées, vous êtes pour moi des frères et des sœurs sur qui je peux vraiment compter. En témoignage de l'amitié qui nous uni et des souvenirs de tous les moments que nous avons passés ensemble, je vous dédie ce travail et je vous souhaite une vie pleine de joie et de bonheur.

À toute ma promotion Master 2 Instrumentation et maintenance biomédicale, sans oublier la personne qui m'a vraiment sauvé dans pas mal de fois par rapport aux pannes de mon ordinateur portable *Lokmane*.

Enfin mon remerciement s'adresse également à toutes les personnes qui m'ont aidées et soutenue de près ou de loin

CHRAIR IKRAM

# *Dédicace*

*Je rends grâce à dieu de m'avoir donné le courage et la volonté ainsi que la conscience d'avoir pu terminer mes études.*

*Je dédie ce modeste travail à :*

*- Ma très chère mère source de ma réussite et de bonheur.*

*- Mon père qui m'encourage et qui sacrifie toujours pour me voir réussir.*

*Mon respect et mes profonds sentiments envers eux, que dieu me les protèges.*

*- Mon mari ma force.*

*- Mes grands-parents ma joie.*

*- Ma sœur Khaoula et mon frère Abdou et toute ma famille.*

*- Mes amis et toute personne qui m'a aidée de loin ou de près.*

*- Mon encadrant Hamza Cherif Lotfi et tous mes enseignants de filière génie biomédical.*

*OMRANI MERYEM*

## Résumé

Le signal PCG est l'enregistrement au niveau de face antérieure de thorax des vibrations produites par les bruits cardiaques (Les sons cardiaques), il permet donc d'enregistrer les bruits normaux (B1, B2), les bruits surajoutés et les souffles.

Dans ce mémoire le travail abordé consistait à concevoir et acquérir le signal phonocardiogramme avec le PIC 16F877 via la carte son du PC. Cela nécessite une compréhension des divers éléments responsables de la transmission de données (liaison). Et explorera les connexions entre les ordinateurs et leurs composants, ou entre les ordinateurs et les périphériques (PIC).

Après une étude de simulation de la carte d'acquisition et la connexion avec les logiciels Hyper Terminal et MATLAB. Nous avons réussi à acquérir un signal contenant le mouvement de l'environnement entouré et le signal PCG.

## الملخص

مخطط ال PCG هو تسجيل للاهتزازات الناتجة عن أصوات القلب على مستوى الوجه الامامي للصدر، وبالتالي فإنه يجعل من الممكن تسجيل الصوت العادي (B1، B2)، والصوت المتركب والهمهمة.

في هذه الأطروحة، يتألف العمل المغطى من تصميم والحصول على إشارة مخطط صوتي للقلب مع PIC 16F877 عبر بطاقة صوت الكمبيوتر. وهذا يتطلب فهما للعناصر المختلفة المسؤولة عن نقل البيانات (Liaison) واستكشاف الروابط بين أجهزة الكمبيوتر ومكوناتها، أو بين أجهزة الكمبيوتر والأجهزة الطرفية (PIC).

بعد دراسة محاكاة بطاقة المعلومات وطريقة تبادل المعلومات مع البرامج مثل Hyper Terminale و MATLAB. لقد حصلنا على إشارة تحتوي على حركة البيئة المحيطة و إشارة PCG.

## Abstract

The PCG signal is the recording at the level of the anterior face of the thorax of the vibrations produced by the heart sounds (the heart sounds), it therefore makes it possible to record the normal noises (B1, B2), the superimposed noises and the murmurs.

In this thesis, the work covered consisted in designing and acquiring the phonocardiogram signal with the PIC 16F877 via the PC sound card. This requires an understanding of the various elements responsible for transmitting data (linking). And will explore the connections between computers and their components, or between computers and peripherals (PIC).

After a simulation study of the acquisition card and the connection with Hyper Terminal and MATLAB software. We have acquired a signal containing the movement of the surrounding environment and the PCG signal.

# Introduction générale

## INTRODUCTION GENERALE

Le signal Phono cardiographique (PCG) est riche en informations qui est en relation avec l'hémodynamique cardiovasculaire moins perceptible par l'oreille humaine, notamment pour la détection des souffles diastoliques de faible intensité.

L'examen d'auscultation des bruits cardiaques est un outil fondamental dans le diagnostic des maladies cardiaques.

Il est considéré comme la technique la plus couramment utilisée comme un outil de diagnostic primaire et dans les cas d'indisponibilité des équipements médicaux sophistiqués (comme dans les pays sous-développés).

Cependant, la détection des symptômes pertinents constituant un diagnostic basé sur les bruits cardiaques auscultés dans un stéthoscope est une tâche compliquée et difficile pour les médecins et qui demande des années d'entraînement pour à l'acquérir et l'affiner.

Une partie de cette difficulté provient du fait que les bruits cardiaques sont souvent séparés les uns des autres par moins d'une période de 30 millisecondes. En outre, les bruits cardiaques caractérisant les troubles cardiaques ont généralement beaucoup moins d'énergie que les sons cardiaques normaux. Cela rend la tâche de détection acoustique plus difficile pour le médecin.

De plus, même si la capacité d'effectuer l'auscultation est acquise par un médecin, il n'existe pas de manière organisée pour faire apprendre cette compétence aux autres médecins notamment les médecins stagiaires en apprentissage. Cela constitue un défi supplémentaire pour apprendre à écouter les bruits du cœur. Il serait intéressant que les avantages de l'auscultation puissent être illustrés sur un tracé graphique en utilisant un équipement qui est peu coûteux, robuste et facile à utiliser. Les stéthoscopes souvent utilisés par les médecins sont des dispositifs acoustiques purement passifs qui permettent d'ausculter les bruits générés par le cœur. La simplicité de ces dispositifs est éclipsée par une qualité sonore peu convaincante. Ces dispositifs sont également difficiles à s'interfacer avec des technologies modernes telles que des ordinateurs pour enregistrer et analyser les bruits cardiaques.

Le but de ce travail est de concevoir et développer une acquisition du signal phonocardiogramme avec le **PIC 16F877** via la carte son du pc qui a une meilleure réponse acoustique, et en plus peut s'interfacer avec les technologies modernes mieux que le stéthoscope acoustique ordinaire.

Le manuscrit de ce mémoire de projet de fin d'étude suit cette organisation :

## INTRODUCTION GENERALE

Dans le Chapitre I, nous présentons un aperçu sur l'origine des bruits cardiaques en décrivant l'hémodynamique cardiaque. En vue la description de la nature et l'allure du signal des bruits cardiaques connu par le signal phono cardiogramme PCG et l'état de l'art sur l'auscultation numérique.

Dans le deuxième chapitre, nous présentons le fonctionnement général du PIC 16F877 avec ses fonctionnalités et l'interfaçage Matlab ISIS.

Dans le troisième et dernier chapitre est consacré à l'acquisitions du son à base du PIC16F877 + Matlab + ISIS + MikroC et du signal PCG.

Enfin, nous concluons notre travail avec une conclusion générale et un résumé.



# TABLE DES MATIERES

# TABLE DES MATIERES

## Table des matières

### **CHAPITRE I : L'activité cardiaque sonore et l'état de l'art sur l'auscultation numérique**

I.1	Introduction : .....	3
I.2	LA RÉVOLUTION CARDIAQUE : .....	3
I.3	Les bruits cardiaques : .....	5
I.4	Description des sons cardiaques et quelques pathologies : .....	5
I.5	L'Auscultation et Les Maladies Cardiaques : .....	7
I.6	Foyer d'auscultation cardiaque et les sites d'auscultation Carotide et pulmonaire : .....	8
I.7	Le Stéthoscope : .....	9
I.8	Le capteur .....	10
I.9	Les types de microphones : .....	11
I.10	Le conditionnement du signal .....	14
I.11	Conclusion.....	21

### **CHAPITRE II : Interfaçage Matlab, Isis, principe d'utilisation**

II.1	Introduction .....	23
II.2	Présentation d'un microcontrôleur PIC .....	23
II.3	Microcontrôleur PIC 16F877.....	24
II.4	Structure interne .....	24
II.5	Structure externe.....	26
II.6	Lecture et écriture dans la carte son de l'ordinateur(microphone ou haut parleur) par Matlab .....	30
II.7	Conclusion.....	32

### **CHAPITRE III : acquisition du son à base du PIC16F877**

III.1	INTRODUCTION : .....	34
III.2	Les paramètres de lecture de la carte son : .....	34
III.3	Les paramètres de liaison série : .....	35

## TABLE DES MATIERES

III.3.1 Les paramètres principaux du projet MicroC : .....	36
III.4 Calculer l'intensité du son : .....	37
III.5 PROTEUS : .....	38
III.6 Schéma électronique du projet : .....	39
III.7 Code MicroC du projet : .....	46
III.8 Code Matlab : .....	52
III.9 Affichage des résultats : .....	57
III.10 Conclusion : .....	62

## LISTE DES FIGURES ET DES TABLEAUX

### **Chapitre I : L'activité cardiaque sonore et l'état de l'art sur l'auscultation numérique**

Figure I. 1 vue en Coupe d'un cœur humain.....	3
Figure I. 2 Signal phonocardiographique.....	5
Figure I. 3 bruits cardiaque B1 B2.....	6
Figure I. 4 Bruits cardiaques B3 B4.....	6
Figure I. 5 auscultation cardiaque .....	8
Figure I. 6 stéthoscope numérique .....	9
Figure I. 7 schéma de la réalisation d'un stéthoscope numérique .....	10
Figure I. 8 schéma technique du capteur.....	10
Figure I. 9 Micro dynamique .....	11
Figure I. 10 Microphone à condensateur.....	12
Figure I. 11 Microphones piézoélectriques.....	12
Figure I. 12 Micro électret .....	13
Figure I. 13 Brochage du PIC16F877 .....	16
FIGURE I. 14 Schéma bloc à réaliser .....	21

### **Chapitre II : Interfaçage Matlab, Isis, principe d'utilisation**

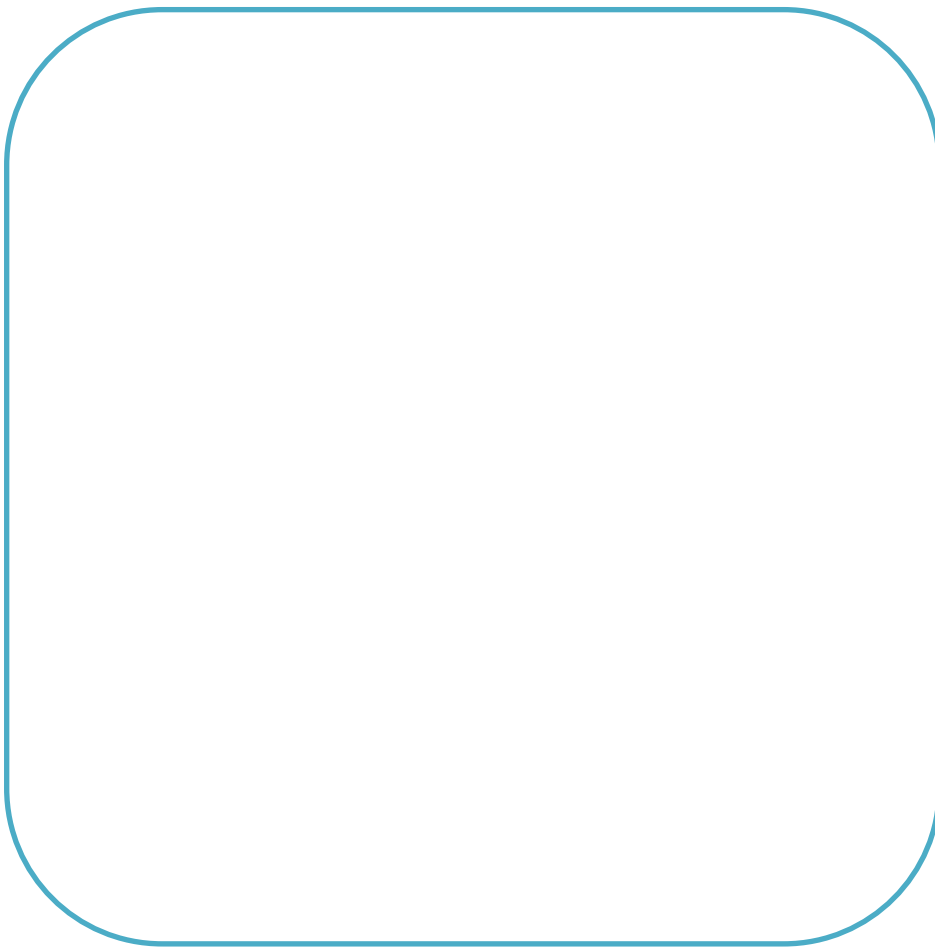
FIGURE II. 1 Architecture interne du PIC 16F877 .....	25
Figure II. 2 II.4 Structure interne du PIC16F877.....	26
FIGURE II. 3 Brochage du pic16f877 .....	26
FIGURE II. 4 Circuit RESET et oscillateur d'un PIC 16F 877.....	28
FIGURE II. 5 Affichage des données reçues en temps réel de la carte son sur matlab .....	31

### **Chapitre III : acquisition du son à base du PIC16F877**

FIGURE III. 1 Les paramètres de lecture de la carte son sur Matlab .....	35
FIGURE III. 2 création d'un objet audio (stéréo).....	35
Figure III. 3 Les paramètres de liaison série .....	36
Figure III. 4 Les paramètres principaux du projet MicroC .....	37

## LISTE DES FIGURES ET DES TABLEAUX

Figure III. 5 calculer l'intensité du son .....	37
Figure III. 6 Schéma synoptique de notre travail.....	38
Figure III. 7 Schéma électronique du projet .....	39
Figure III. 8 Le circuit d'horloge .....	40
Figure III. 9 Configuration du composant port COM.....	41
Figure III. 10 le bloc COMPIM pour la liaison UART.....	42
Figure III. 11 Configuration du VSPE(1) .....	43
Figure III. 12 Configuration du VSPE(2) .....	43
Figure III. 13 Connexion virtuelle entre les ports COM1 et COM2 par VSPE.....	44
Figure III. 14 console terminale.....	44
Figure III. 15 Configuration de l'Hyper Terminal .....	45
Figure III. 16 transmission d'un message.....	45
Figure III. 17 création et initialise du port .....	46
Figure III. 18 signal avant l'application du son de battements cardiaques.....	57
Figure III.19 Signal acquis avec une valeur inférieur au seuil (LED éteinte) .....	58
Figure III.20 signal acquis avec une valeur qui dépasse le seuil (LED allumée) .....	58
Figure III. 21 affichage LCD après le lancement du programme sans dépassement du seuil .....	59
Figure III. 22 signal après le lancement du son cardiaque dans un état du repos .....	59
Figure III. 23 Affichage LCD et allumage de la LED après le dépassement du seuil .....	60
Figure III. 24 signal +affichage LCD+allumage de la LED après l'application du son dans l'état actif .....	60
Tableau 1 Types de microphones.....	14
Tableau 2Types de stethoscopes .....	20



## I.1 Introduction :

Le système cardiovasculaire assure la circulation du sang dans l'organisme et permet ainsi son alimentation en oxygène et en nutriments. Il est composé de double pompe, qui assure la circulation dans deux réseaux complémentaires : celui des artères et celui des veines.

Le cœur est un organe creux et musculaire. Il peut être vu comme étant constitué de deux pompes placées en série. En effet, il se divise en deux parties (gauche et droite) composées chacune d'une oreillette en haut et d'un ventricule en bas qui communiquent à travers une valve. Un mur musculaire, le septum divise l'oreillette et le ventricule gauche de l'oreillette et du ventricule droit, évitant le passage du sang entre les deux moitiés du cœur.

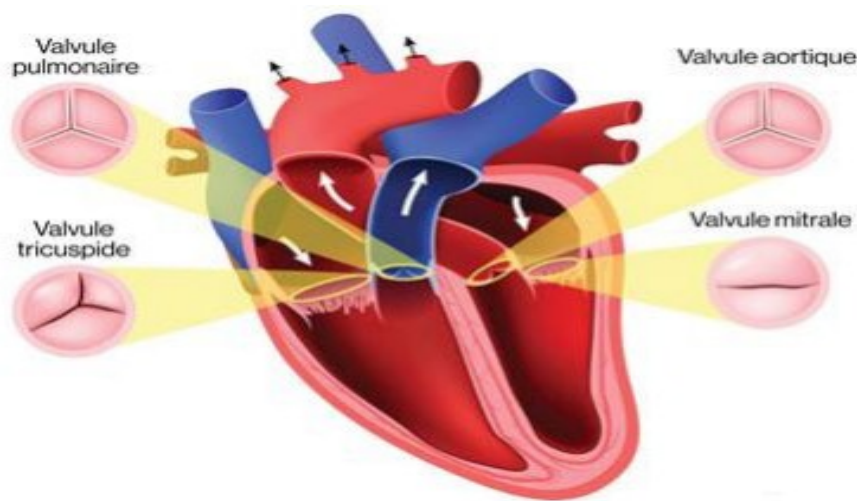


Figure I. 1 vue en Coupe d'un cœur humain

## I.2 LA RÉVOLUTION CARDIAQUE :

### I.2.1.1 LA SYSTOLE VENTRICULAIRE :

Se déroule en deux phases :

#### **Contraction isovolumétrique :**

Elle met fin à la diastole et survient lorsque les ventricules sont pleins de sang. Cette phase initiale de la contraction ventriculaire ferme les valves auriculo-ventriculaires (mitrale et tricuspide) et élève la pression intra-ventriculaire jusqu'à ce que les valves sigmoïdes (aortiques et pulmonaires) s'ouvrent : ventricules et artères forment alors une chambre commune.

**Contraction isotonique ou phase d'éjection :** Le sang contenu dans les ventricules est chassé , d'abord rapidement, puis à vitesse décroissante lorsque la quantité de sang à éjecter se réduit. À la fin de l'éjection, les sigmoïdes se referment, car la pression dans les ventricules devient inférieure à la pression artérielle.

### ***1.2.1.2 LA DIASTOLE VENTRICULAIRE :***

Se déroule en deux phases :

La phase de relaxation isométrique très courte :

La pression dans les ventricules, vides de sang, s'abaisse pour devenir inférieure à celle des oreillettes. Puis les valvules auriculo-ventriculaires s'ouvrent.

La phase de remplissage ventriculaire :

Correspondant à la plus grande partie de la diastole. Celle-ci se fait en trois temps :

-remplissage rapide initial.

-remplissage lent, l'égalisation des pressions entre les oreillettes et ventricules ralentit la vitesse de l'écoulement sanguin.

-remplissage rapide terminal, la systole auriculaire chasse le sang qui reste dans les oreillettes, dans les ventricules, et un nouveau cycle cardiaque peut reprendre. [1]

\* En règle générale, un PCG se compose de deux sons : un bruit cardiaque et un souffle cardiaque, et jusqu'à quatre sons cardiaques peuvent être trouvés dans un cycle cardiaque : B1, B2, B3 et B4. B1 et B2 étaient couramment retrouvés chez tous les sujets. Alors que B3 et B4 sont normaux chez les sujets jeunes, ils sont pathologiques chez les sujets plus âgés. Les bruits cardiaques sont des signaux transitoires de courte durée, tandis que les souffles cardiaques sont relativement longs et ressemblent à des signaux aléatoires. Ils sont généralement causés par un dysfonctionnement des valves cardiaques, en plus des souffles inoffensifs qui peuvent survenir pendant la systole chez les jeunes ayant un cœur fort et normal. Les souffles cardiaques sont généralement divisés en deux types en fonction du rythme du cycle cardiaque : les souffles systoliques qui se produisent entre B1 et B2 et les souffles diastoliques qui se produisent entre B2 et B1.



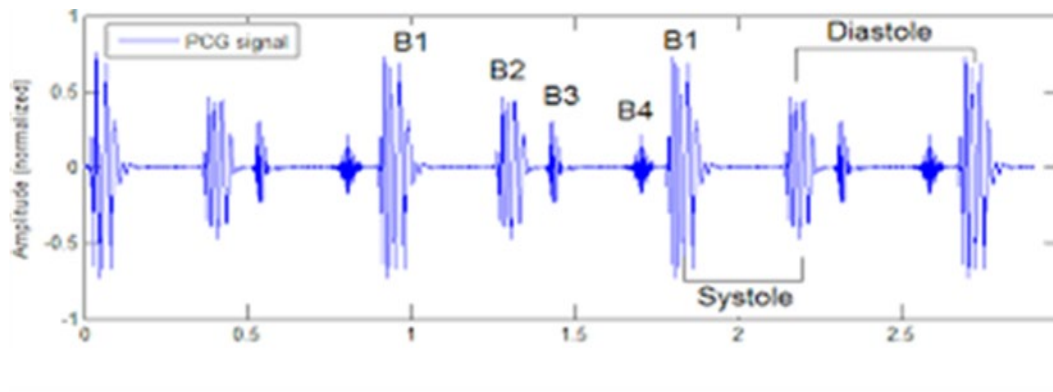


Figure I. 2 Signal phonocardiographique

### I.3 Les bruits cardiaques :

Les bruits des battements cardiaques sont principalement des bruits de fluides (sang) et de matériaux (valves), plus précisément : Des événements dynamiques, La contraction et la relaxation des oreillettes et des ventricules ; Le mouvement des valves, L'écoulement du sang, la turbulence du sang au moment de la fermeture des valves.

Ces bruits cardiaques sont des vibrations mécaniques provoquées par la pression systolique et diastolique du myocarde, l'ouverture et la fermeture des valvules cardiaques ainsi que l'impact de l'écoulement sanguin dans la paroi ventriculaire et les différents vaisseaux sanguins qui entoure le cœur.

### I.4 Description des sons cardiaques et quelques pathologies :

#### I.4.1.1 Bruit B1

Ce bruit cardiaque est caractérisé par son contenu fréquentiel de basses fréquences par rapport au bruit B2 du même cycle cardiaque. Marquant le début de la systole ventriculaire, ce bruit se trouve, en sa grande proportion en termes d'énergie, généré par la fermeture des valvules auriculo-ventriculaires mitrale et tricuspide.

#### I.4.1.2 Bruit B2

Ce bruit cardiaque est caractérisé par son contenu acoustique de fréquences aigues. Il est plus sec et plus claquant que le bruit B1, et de tonalité plus élevée et peut atteindre des fréquences jusqu'à 200Hz . Il correspond aux fermetures des sigmoïdes aortique et pulmonaire. Ce deuxième bruit marque le début de la diastole ventriculaire, sa durée ne dépasse pas généralement 100 ms.

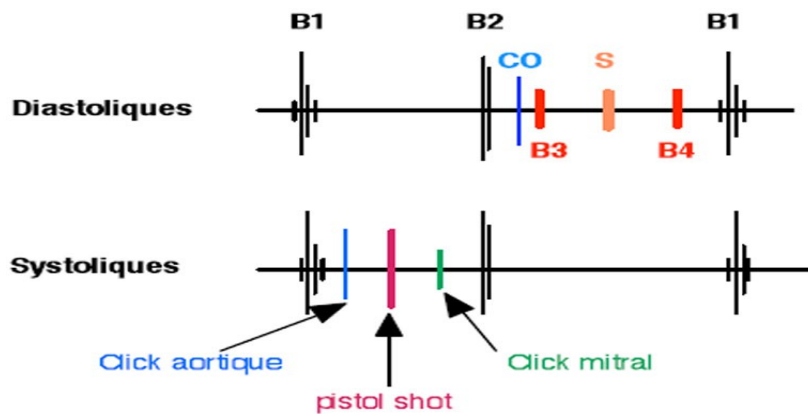


Figure I. 3 bruits cardiaque et les souffles diastoliques et systoliques

### **I.4.1.3 Bruit B3 et bruit B4**

Il y a également un troisième et un quatrième bruit cardiaque (B3 et B4) qui peuvent parfois être visibles sur un signal phono cardiogramme PCG.

Le troisième bruit B3 survient à la fin de la phase de remplissage ventriculaire rapide, et son apparition est après le bruit B2, Il est habituellement de basse fréquence et peut s'entendre normalement chez l'enfant ou chez l'adulte au-dessous de 30 ans. Au-delà de cet âge, sa présence témoigne le plus souvent d'un état pathologique.

Par contre, le quatrième bruit B4 débute juste avant le premier bruit B1, Il est habituellement de basse fréquence, il répond à la contraction auriculaire.

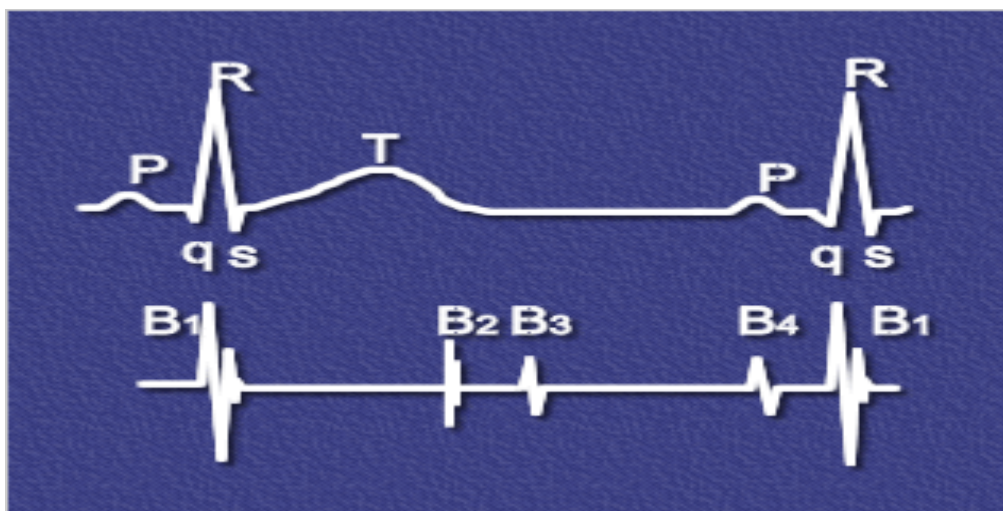


Figure I. 4 Signal ECG et signal PCG des Bruits cardiaques B3 B4

### **I.5 L'Auscultation et Les Maladies Cardiaques :**

Les pathologies cardio-vasculaires sont vastes et constituent un handicap chez un homme ; ces anomalies se propagent d'une façon progressive et rapide dans ces derniers temps ; elles se différencient les unes des autres. C'est pour cette raison que l'auscultation cardiaque joue un rôle très important dans l'exploration fonctionnelle cardio-vasculaire.

#### ***I.5.1.1 Auscultation cardiaque :***

C'est une des techniques les plus utiles pour le diagnostic des maladies cardiaques (valvulopathies); elle s'intéresse principalement à l'écoute des bruits qui se produisent à l'intérieur de l'organisme par l'intermédiaire d'un stéthoscope. Cette dernière est suivie par un chemin rigoureux et fondamental à travers des sites de mesure (foyer d'auscultation), de diagnostic et de monitoring (l'affichage et la visualisation du signal PCG avec ou sans un traitement numérique). [3]

#### ***I.5.1.2 Les pathologies valvulaires :***

Au cours d'une vie humaine, les valves s'ouvrent et se ferment environ 2.5 à 3 milliards de fois. Le volume total de sang déplacé est de l'ordre de 200 millions de litre. L'efficacité de la pompe cardiaque peut être entravée en cas de dysfonctionnement d'une des valves. Ce qui rend les anomalies les plus rencontrées liées aux valves aortique et mitrale. Les pathologies majeures qui peuvent compromettre les fonctionnalités des valves sont la sténose et l'insuffisance cardiaques.

#### ***I.5.1.3 Les souffles cardiaques :***

Les souffles sont des vibrations prolongées dues à un écoulement turbulent du sang, ce sont des sons de haute fréquence résultant de la circulation sanguine turbulente. Le flux turbulent est causé par des anomalies telles que la constriction ou les fuites des valves cardiaques, ils sont décrits selon la position dans le cycle cardiaque qui se divisent en deux ; le Souffles systoliques qui se produisent entre S1 et S2 qui occupent toute la systole, et le Souffles diastoliques qui se produisent entre S2 et S1 et sont classés comme début, milieu ou fin de diastole.

Les souffles et les bruits cardiaques sont relativement de faible intensité, leur gamme de fréquence peut s'étendre de 10-1000Hz.

## **I.6 Foyer d'auscultation cardiaque et les sites d'auscultation Carotide et pulmonaire :**

Les foyers les plus importants utilisés pour ausculter des différents souffles cardiaques sont basés sur quatre foyers : foyer aortique, foyer pulmonaire, foyer tricuspide et foyer mitrale (Apex), ce sont les régions d'auscultation optimale.

### ***I.6.1.1 - Région Aortique :***

Entre le deuxième et le troisième espace intercostal. Les Sons proviennent de la valve aortique, s'entendent mieux à cet endroit.

### ***I.6.1.2 -Région pulmonaire :***

Symétrique par rapport à la région aortique entre le deuxième espace et le troisième espace intercostal gauche. Depuis S2 est causé par la fermeture des deux valves semilunaires, ce son est aussi entendu mieux à cet endroit, ainsi que des murmures provenant de la valve pulmonaire.

### ***I.6.1.3 -Région tricuspide :***

Située entre le quatrième espace et le cinquième espace intercostal, il fournit une bonne audibilité pour S1, S2 et S3, ainsi que d'autres sons provenant de la valve tricuspide.

### ***I.6.1.4 -Région Mitrale :***

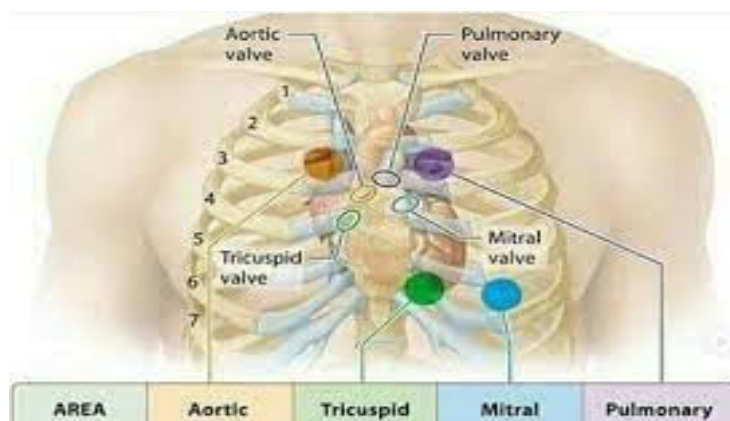


Figure I. 5 auscultation cardiaque

Située entre le cinquième espace et le sixième espace intercostal gauche à l'apex cardiaque.[6]

Tout comme la région tricuspide les deux sons S1 et S2 peuvent être entendus, cependant, S1 est généralement plus fort que S2. Lorsqu'ils sont présents, S3 et S4 sont également audibles dans cette zone. [6] Cette région vise directement la pointe du cœur (l'apex).

### **I.7 Le Stéthoscope :**



Figure I. 6 stéthoscope numérique

C'est un petit appareil (instrument acoustique appartenant aux dispositifs médicaux) servant principalement dans le domaine médical, pour une utilisation par les médecins durant l'auscultation d'un patient. Il sert à écouter les sons internes d'un corps humain (sons produits par le cœur), notamment le rythme cardiaque, les poumons, les intestins, et même durant la période de la grossesse de la femme (auscultation abdominal et fœtal (utilisation du modèle stéthoscope pinard)), ainsi que la pression artérielle.

Le stéthoscope est composé d'un dispositif qui permet de capter, d'amplifier et de transmettre le son à l'oreille du médecin qui ausculte. Il est constitué de plusieurs organes réunis qui vont donner un modèle ou une structure spécifique pour sa fonction entière.[7]

Le circuit proposé s'articule autour du principe d'un stéthoscope numérique. Il ainsi constitué principalement d'une partie capteur (microphone), d'une partie de mise en forme et d'une partie d'acquisition et de traitement numérique :

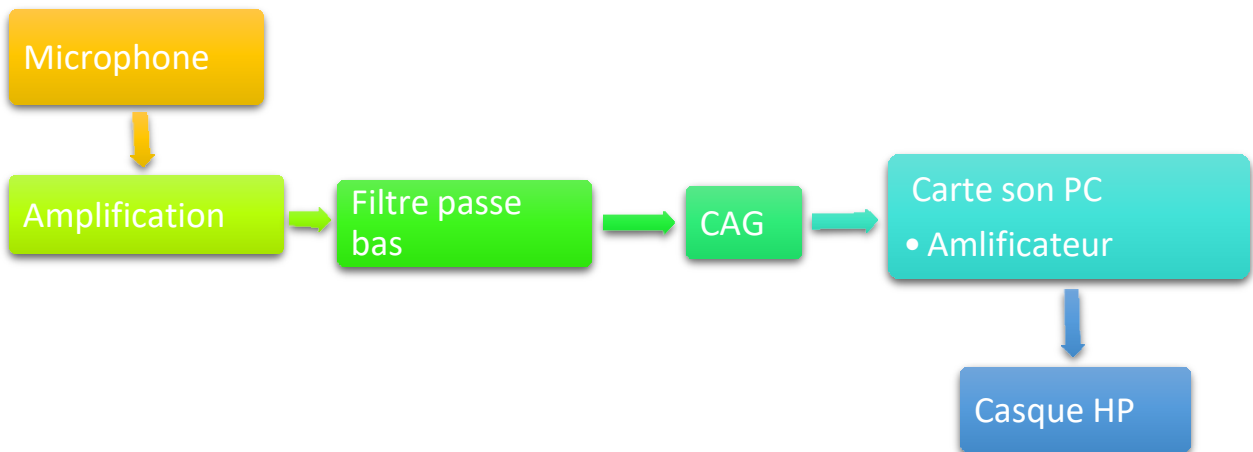


Figure I. 7 schéma de la réalisation d'un stéthoscope numérique

## I.8 Le capteur

Tout système de mesure contient un ensemble d'éléments importants ; la grandeur physique à mesurer sont appelées la mesurande qui est une valeur analogique non exploitable directement. Dans notre cas, la mesurande est purement physique (signal physiologique). Le capteur est élément primaire dans une chaîne de mesure, sensible au phénomène physique qui transforme ce grandeur physique non exploitable vers une grandeur exploitable généralement d'une nature électrique.[11]

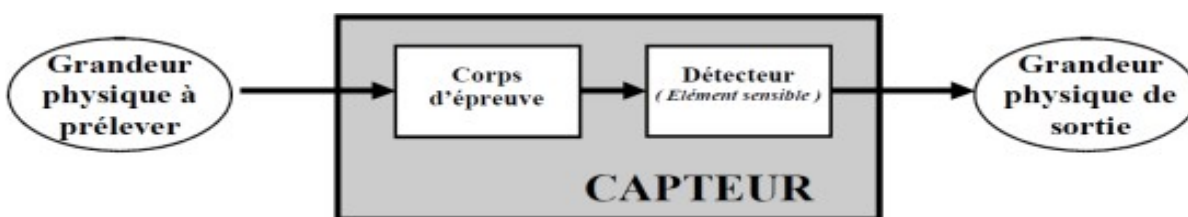


Figure I. 8 schéma technique du capteur

On distingue deux types de capteur :

- Les capteurs passifs : qui nécessitent une alimentation en énergie électrique.
- Les capteurs actifs : qui utilisent une partie de l'énergie fournie par la grandeur physique à mesurer. Les caractéristiques d'un capteur sont :
  - Étendue de mesure : Valeurs extrêmes pouvant être mesurée par le capteur.

- Résolution : Plus petite variation de grandeur mesurable par le capteur.
- Sensibilité : Variation du signal de sortie par rapport à la variation du signal d'entrée.
- Précision : Aptitude du capteur à donner une mesure proche de la valeur vraie.
- Rapidité : Temps de réaction du capteur. La rapidité est liée à la bande passante.
- Linéarité : représente l'écart de sensibilité sur l'étendue de mesure.

Dans le domaine médical, on utilise plusieurs types de capteur ; pour notre cas, on s'intéresse au capteur électronique qui est le microphone.[12]

### I.9 Les types de microphones :

#### I.9.1.1 *Micro dynamique :*

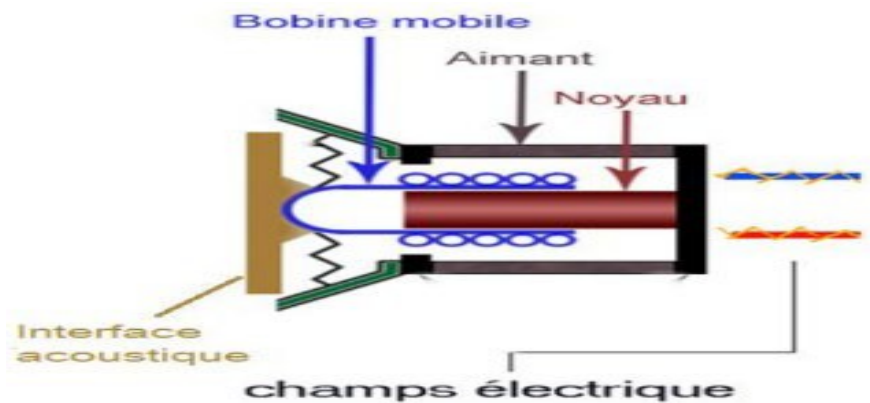


Figure I. 9 Micro dynamique

Ce type de microphone est constitué d'un diaphragme en plastique ou en métal relié à un aimant situé au milieu d'une bobine de cuivre. Les vibrations sonores frappent la membrane, provoquant le mouvement d'avant en arrière des aimants, créant une tension variable aux bornes de la bobine.

Cette tension est une image du mouvement de l'aimant et donc du mouvement de la membrane. Ce type de microphone est capable de supporter une pression acoustique élevée mais est moins sensible.

#### I.9.1.2 *Condensateur ou microphone à condensateur :*

Contrairement aux microphones dynamiques, les microphones électrostatiques n'impliquent pas de dispositif mobile relié à une bobine, mais consistent plutôt en un diaphragme flottant formé de deux plaques de condensateur. Ses deux derniers peuvent se rapprocher et s'éloigner par l'impact de la

variation de pression provoquée par l'onde sonore, ce qui résulte d'une variation de distance entre les deux plaques qui modifie la capacité du condensateur. A la sortie, un signal électrique dont les variations sont à l'image de celles de la pression acoustique est récupéré.

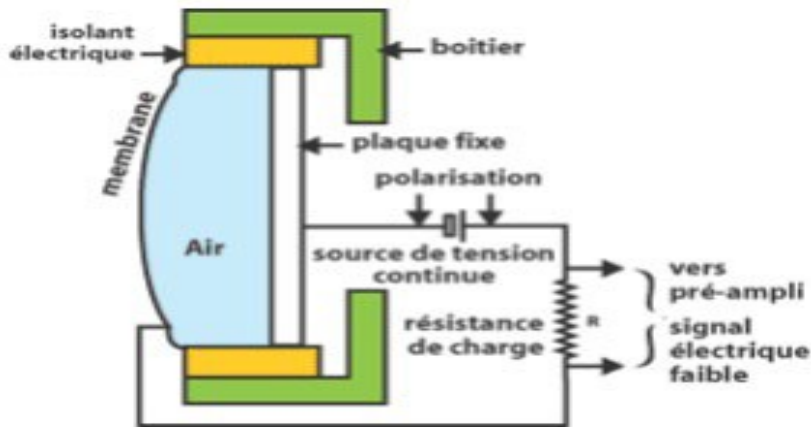


Figure I. 10 Microphone à condensateur

### 1.9.1.3 Microphones piézoélectriques :

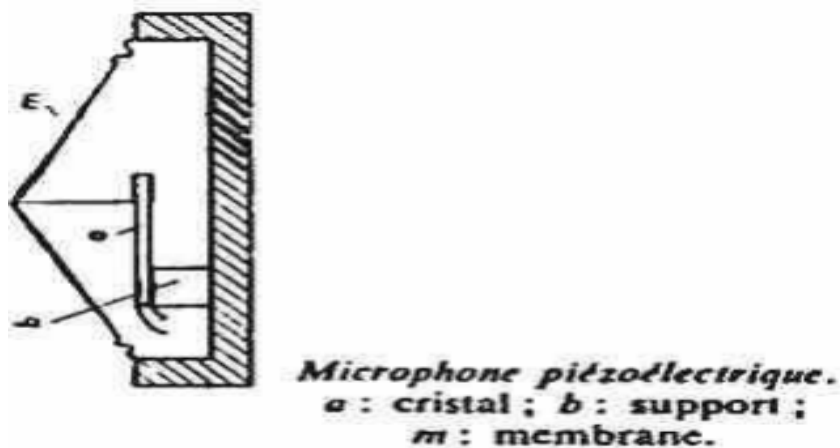


Figure I. 11 Microphones piézoélectriques

Un microphone piézoélectrique est un transducteur sonore basé sur la propriété des cristaux piézoélectriques de générer une polarisation électrique à leur surface lorsqu'ils subissent une déformation mécanique. Cette particularité est par ailleurs réversible : excité par une tension électrique, un cristal piézoélectrique se déforme mécaniquement. Ils ont une bande passante plus réduite que celle du microphone dynamique ou statique mais sont adaptés à certaines utilisations spécifiques.



### I.9.1.4 Micro électret :

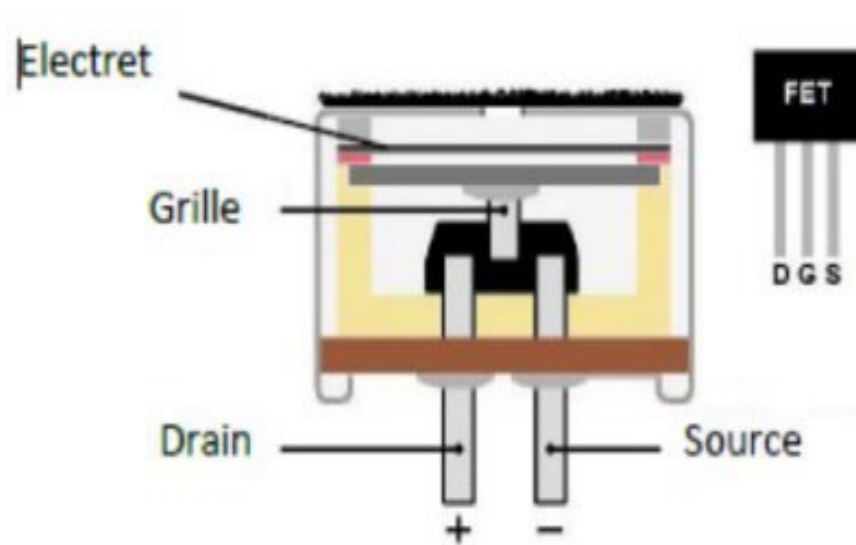


Figure I. 12 Micro électret

Microphone appartient à la série électrostatique. Ce type de microphone a un matériau diélectrique appelé électret, qui a un état polarisé en permanence où la charge diminue avec le temps. La polarisation confère aux électrets des propriétés capacitives. L'impédance de sortie est alors très élevée, ce qui nécessite l'utilisation d'un convertisseur courant-tension pour collecter le signal de sortie. Les microphones à électret sur le marché incluent un transistor à effet de champ intégré qui agit comme un convertisseur courant-tension et permet une bonne adaptation d'impédance. Par conséquent, ce type de microphone nécessite une alimentation externe et tient compte de la bonne polarisation lors de l'utilisation. Les microphones à électret se caractérisent par leur petite taille et leur coût relativement faible. [2]

## ***I.9.1.5 Le choix du microphone :***

Tableau 1 Types de microphones

	MICROPHONE ECM	MICROPHONE DYNAMIQUE	MICROPHONE PIEZOELECTRIQUE	PREFERANCE
<b>Cout</b>	Faible	Faible	Important	ECM/DYNAMIQUE
<b>Sensibilité</b>	Bonne	Faible	Bonne	PIEZO
<b>Dimension</b>	Petit	Grand	Petit	ECM/PIEZO
<b>Bande de fréquence</b>	20hz-20khz	50hz-20khz	10hz-20khz	ECM/PIEZO

D'après ces caractéristiques présentées dans le tableau précédant, notre choix est vite

Tourné vers l'utilisation d'un microphone à électret ECM. Ce choix est aussi consolidé par La grande sensibilité , la bonne résolution, la linéarité l'étendue et la petite dimension de ce type de capteur. [3]

## **I.10 Le conditionnement du signal**

En instrumentation électronique, Les signaux issus directement des capteurs sont souvent des signaux incompatibles avec l'étage d'acquisition de ces données. Pour surmonter cette incompatibilité, le signal du capteur doit être conditionné. De plus, le type de conditionnement de signaux requis dépend du capteur utilisé.

Sachant que le signal sonore des mouvements cardiaques est de très faible amplitude et ne peut pas être détectée clairement donc, la sortie du capteur nécessite premièrement une amplification et ensuite elle doit être traitée par des filtres appropriés. [4]

### ***I.10.1.1 L'amplification :***

Compte tenu que le signal détecté par le microphone est très faible, de l'ordre de quelques microvolts une amplification est nécessaire. [5]

### *I.10.1.2 Le filtrage :*

Le filtrage est une technique la plus importante dans les chaînes de mesure, de mise en forme et même dans les chaînes d'acquisition des signaux issu d'un capteur pour un objectif bien Le filtre est un dispositif électronique qui joue le rôle de frontière pour une fréquence ou bande de fréquences (passage ou blocage et même atténuation). Il existe deux familles de filtre : les filtres analogiques et les filtres numériques. [6]

#### **Les filtres passifs :**

Les filtres passifs sont réalisés autour des composants passifs (ils n'ont pas besoin d'une alimentation pour leur fonctionnements) ; ce sont des impédances résistif (ZR) ou capacitif (ZC) ou inductif (ZL), sont à base des composant classiques : des résistances, des capacités et des bobines. A-a-1 filtre passe-bas passif Un filtre passe bas ne laisse passer que les fréquences au-dessous de sa fréquence de coupure. Il atténue les hautes fréquences. [10] La bande passante est la gamme de fréquence non filtrée : BP = [0, fC].[13]

#### **Filtre passe-haut passif :**

Un filtre passe haut ne laisse passer que les fréquences au-dessus d'une fréquence déterminée, appelée fréquence de coupure. Il atténue les bases fréquences. [10] Ce filtre ne laisse passer que les hautes fréquences. BP = [fC].

#### **Filtre passe-bas :**

Bande passif Ce filtre ne laisse passer qu'une bande de fréquences. Il possède deux fréquences de coupure : la fréquence de coupure basse et la fréquence de coupure haute On peut limiter la BP pour une seul fréquence pour utiliser un filtre sélectif.[14]

#### **Les filtres actifs :**

Ce sont des filtres à base des amplificateurs opérationnels et des composants des filtres passifs ; ils ont besoin d'une alimentation externe. Les filtres actifs sont meilleurs que les filtres passifs, ils ont une grande sensibilité, ainsi qu'une bonne fiabilité par rapport aux autres.

#### **Filtres actif passe-bas :**

En basses fréquences, le condensateur dans le filtre passe-bas actif du 1er ordre agit comme circuit ouvert et un circuit fermé dans les hautes fréquences.et il existe aussi les filtres actifs passe-haut.

## Les filtres numériques :

C'est une technique de filtrage à base des algorithmes et des logiciels plus avancés avec des outils informatiques puissants. Le signal doit être codifier et numérisé afin de le filtrer. Cela nécessite une segmentation et échantillonnage du signal (de modifier les valeurs numérisées du signal à l'aide d'opérateurs numériques : des convertisseurs analogiques numériques, des multiplieurs, des additionneurs, etc.). Les fonctions mathématiques comme l'estimation la corrélation ou auto corrélation agissent sur la forme du signal afin de le purifier. On peut même simuler ou générer un signal, ainsi de le comparer avec d'autre signaux.[15]

## Le contrôle automatique du gain (CAG) :

La partie suivante dans notre projet est le contrôle automatique du gain, cette étape est nécessaire afin d'éviter la saturation de l'ampli audio ou l'écrêtement du signal pendant son acquisition. [7]

L'utilisation d'un microcontrôleur dans un système le rend très puissant. Le cœur de notre carte d'acquisition est un microcontrôleur **PIC16F877** :

C'est un convertisseur Analogique/Numérique qui permet de contrôler de mieux les systèmes analogiques ainsi que des modules de commande des moteurs et il est connu par sa forte puissance et peut fonctionner avec une horloge allant du continu jusqu'à 20 MHz. Il est caractérisé par :

Tension d'alimentation 2,0-5,5 V/Mode veille d'économie d'énergie/368 octets de mémoire RAM/Convertisseur A / N :14-canaux, Résolution de 10 bits, 3 Timers / compteurs indépendants, Commande PWM de direction de sortie, Amélioration du module USART, Supporte RS-485, RS-232, 35 broches entrée / sortie. [8]

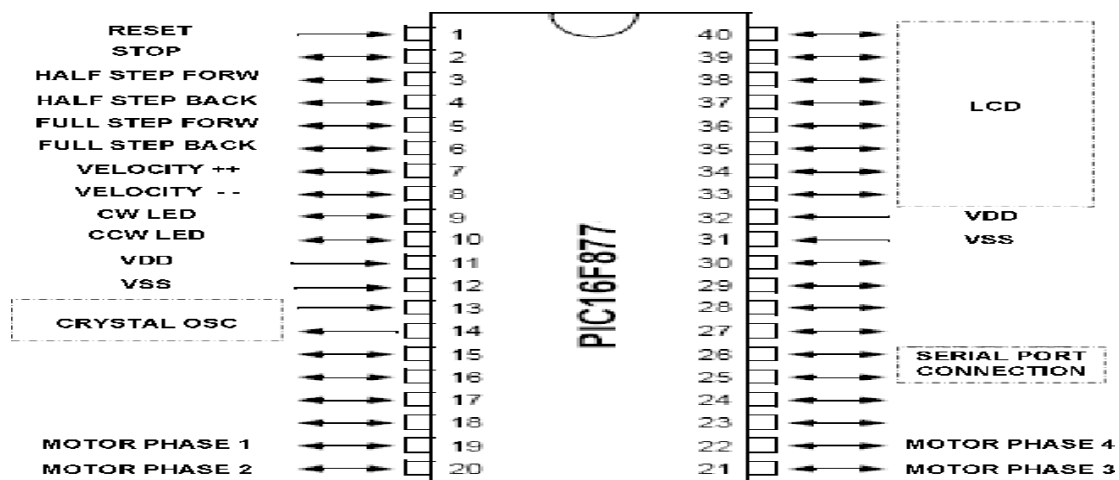


Figure I. 13 Brochage du PIC16F877

Le stéthoscope numérique est dédié à la détection et l'acquisition des bruits cardiaques sous forme d'un signal électrique connu du signal phono cardiogramme PCG. Ce stéthoscope digital est constitué principalement de deux parties Analogique (capteur qui est le microphone dans notre cas) et la partie numérique (traitement numérique du signal acquis).[15]

Les stéthoscopes électroniques actuellement disponibles sont susceptibles de communiquer et d'interagir avec leur environnement électronique : ordinateurs, Smartphone, via la technologie Bluetooth voire Wifi (stéthoscope communicant). Pour les plus avancés, ils bénéficient en outre de systèmes d'analyse mathématique et informatique et de description des sons auscultatoires, permettant la visualisation de ces derniers, et une aide au diagnostic (stéthoscopes intelligents).[16] Les caractéristiques principales et données utiles pour nous seront présentées dans la suite :

### **Adscope :**

Le stéthoscope électronique Adscope propose une amplification acoustique sans bruits parasites avec 3 modes de fréquence (Cloche [15-200 Hz] : pour les sons cardiaques ; Diaphragme [100-500 Hz] : pour les sons pulmonaires, et Large Bande [15-4000 Hz]) et 8 niveaux de volume. Il permet une amélioration des caractéristiques de transmission des sons à hautes et basses fréquences, grâce à l'utilisation d'un film piézopolymère breveté sur le microphone. Il est disponible au prix de 180 €.

### **Endoscope i-stethosMC :**

Un stéthoscope électronique qui permet l'auscultation à distance du cœur et des poumons Ce dernier peut être raccordé au module d'enseignement Endoscope pour l'écoute simultanée de sons biologiques. Andromède a également développé un capteur complémentaire : Androsonix 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. La fréquence haute de 4000 Hz est un bon compromis, dans la mesure où les signaux que nous avons pu observer ont très peu d'énergie au-delà de 4 kHz.[17]

### Biosignetics :

Stricto sensu Biosignetics ne commercialise pas de stéthoscope mais des outils logiciels utiles dans le domaine de l'auscultation.

Le système proposé par Biosignetics est un système non-invasif conçu pour: la visualisation, la mémorisation, l'écoute et l'impression des données sonores cardiaques (à travers le logiciel Word). Il faut souligner que les logiciels Biosignetics ne sont pour l'instant que disponibles sur PC.

Les logiciels Biosignetics permettent surtout une détection et une visualisation de B1, B2, des souffles cardiaques et des marqueurs B3 et B4. Ils permettent une suppression des bruits parasites.[17]

### 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). 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 à 335 \$ et un modèle EMS avec casque pour 575 \$. Ce dernier a été développé pour une utilisation en environnement bruité, tel que les ambulances et autres véhicules d'intervention. La notice du stéthoscope développé par Cardionics indique une amplification dans la plage entre 100 et 200 Hz.[18]

### CADIScope :

Le stéthoscope électronique CADIScope permet une auscultation selon les modes : cœur, poumons ou entéro. Il est couplé à un ECG dont les 3 bornes sont sur le pavillon du stéthoscope. Il permet la visualisation des bruits du cœur (cardiogramme) et de l'ECG. Il est disponible au prix de 510 \$.

### CareTone :

Le stéthoscope offre un mode cloche (20-250 Hz) et un mode diaphragme (20-500 Hz). Le constructeur insiste sur la compression qui est faite sur les signaux auscultatoires, pour ne

consommer que 9 600 bits/s sur le réseau. C'est une solution propriétaire et un peu obsolète ! La solution complète s'appuie sur un émetteur, un récepteur, un adaptateur réseau et un serveur, le tout accessible à 2 695 \$.

### **JABES Electronic Stéthoscope, RDSM :**

JABES Life Sound System est un système auscultatoire utilisant le stéthoscope électronique JABES Electronic Stéthoscope et logiciel JABES Life Sound Analyzer. Il permet d'amplifier les sons corporels jusqu'à 20 fois.

Le logiciel JABES Life Sound System permet au médecin d'enregistrer les sons corporels des patients directement sur son PC pour la consultation du cardio ou pneumophonogramme. De plus, les sons du cœur, des poumons et la pulsation cardiaque peuvent être visualisés en temps réel. Les sons corporels captés en analogique peuvent être enregistrés sur un PC, via la liaison micro et la carte son du PC, en format MP3, directement stockés ou enregistrés sur CD.

### **3M Littmann :**

La société 3M Littmann, qui est un acteur leader dans le domaine des stéthoscopes médicaux, propose un stéthoscope électronique le 3M Littmann Electronic Stéthoscope Model 4100WS qui est commercialisé au prix de 465 à 674 \$. Ce dernier propose une amplification de 18 fois le signal capté, ainsi qu'une solution brevetée par 3M pour supprimer le bruit du pavillon. On y retrouve les possibilités d'imiter le fonctionnement des stéthoscopes acoustiques, avec des filtres Bell (20-200 Hz), Diaphragme (100-500 Hz), and Extended Range (20-1000 Hz).

Le 4100 permet bien sûr d'enregistrer et de stocker jusqu'à 6 signaux, puis de les transmettre en infrarouge vers un autre stéthoscope 4100 (éducation, diagnostic partagé). La visualisation, l'écoute et le partage des sons peuvent se faire par la suite, une fois que les sons auront été transmis vers un équipement de type PC. Cela signifie que l'aide indéniable qu'apporte la « visualisation » des sons ne semble pas être possible pendant l'auscultation.

### **3M Littmann 3200 :**

Le 3M Littmann 3200 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. Le Littmann 3200 possède toutes les fonctionnalités du Littman 3100, mais il a toutefois une fonctionnalité supplémentaire qui est sa capacité à enregistrer

des sons, les partager et les analyser. L'auscultation peut simplement être enregistrée pour être réécoutée plus tard en toute tranquillité. A l'aide de la connexion Bluetooth, ces sons enregistrés peuvent être envoyés vers un PC. Zargis Médical fournit un logiciel qui permet une première analyse rapide. Ensuite, il est possible de partager les bruits avec des collègues qui peuvent procéder à une analyse plus poussée et donner leur diagnostic. Le logiciel se compose de deux parties. La première partie permet de visualiser le signal audio et peut être très pratique pour un réglage fin. La seconde partie aide le médecin à identifier des souffles soupçonnés et à les classifier. Avec le logiciel développé par Zargis Cardioscan, qui est fourni gratuitement avec le stéthoscope, le 3M Littmann 3200 offre donc les mêmes fonctionnalités que celles qui avaient été démontrées par Alcatel-Lucent, à savoir: la connexion Bluetooth, la visualisation des représentations temporelles (phonogramme) et spectrales (spectrogramme) du signal, la possibilité d'enregistrer un signal, l'affichage du rythme cardiaque, l'enregistrement de paramètres supplémentaires relatifs au patient et à l'auscultation, permettant de classer les signaux, le playback et le playback ralenti dans les 3 modes (Bell [20 – 200 Hz], Diaphragme [100 – 500 Hz], Extended [20 - 1000 Hz])

Par ailleurs, le logiciel développé par ZargisCardioscan permet de mettre en évidence certaines pathologies cardiaques. Il fournit un nouveau système de détection de souffle cardiaque et des marqueurs B3/B4 d'intensité, de fréquence et de temps, développé des scientifiques Biosignetics. Ce stéthoscope est disponible au prix de 379 à 500 \$. [9]

Tableau 2 Types de stethoscopes

	<b>Adscope</b>	<b>Cardionics</b>	<b>CareTone</b>	<b>3M Littmann</b>	<b>3M Littmann 3200</b>
<b>Cout</b>	206 \$	E-Scope à 335 \$ EMS à 575 \$	2 695 \$	465 à 674 \$	379 à 500 \$
<b>Bande de fréquence</b>	15-4000 Hz	100-200 Hz	20-500 Hz	20-1000 Hz	20-1000 Hz



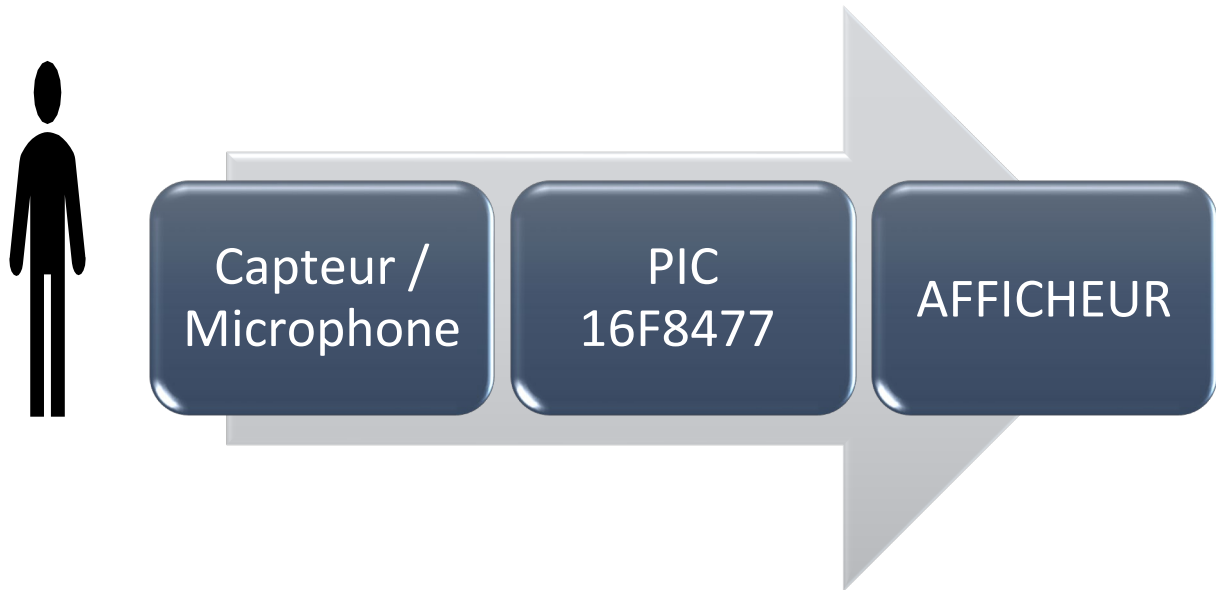


FIGURE I. 14 Schéma bloc à réaliser

### **I.11 Conclusion**

L'utilisation croissante des ordinateurs, Les techniques de traitement numérique du signal, l'introduction de stéthoscopes électroniques qui fournissent des signaux PCG de haute qualité et les limites (difficulté) de l'électrocardiographie dans la détection des pathologies impliquant un dysfonctionnement valvulaire et un dysfonctionnement ventriculaire (communication interventriculaire), ainsi qu'un dysfonctionnement auriculaire (défaut septal auriculaire) , l'augmentation a développé la puissance et les performances de l'analyse du signal PCG et a conduit à ce que nous appelons aujourd'hui un "phono cardiogramme numérique". Les progrès de la phonocardiographie combinés aux techniques de traitement numérique du signal ont ravivé l'intérêt pour l'étude de la transmission acoustique des sons cardiaques et ouvert la porte à de nouvelles applications. Les chercheurs et les scientifiques ont obtenu des résultats prometteurs en utilisant des techniques modernes de traitement du signal dans l'analyse du signal PCG.

Dans ce chapitre nous avons étudiés les différents étages du circuit d'acquisition du signal PCG du capteur jusqu'au circuit de filtrage, amplification, la conversion analogique numérique et l'affichage

**Chapitre II**

**Interfaçage Matlab**

**ISIS, Principe**

**d'utilisation**

### II.1 Introduction

Dans ce chapitre notre travail sera focalisé sur la possibilité de la lecture de la carte son de l'ordinateur par Matlab et l'utilisation des échantillons acquis qui correspondent à l'intensité du son. Ainsi transmettre cette dernière au microcontrôleur via la liaison UART pour affichage sur LCD.

### II.2 Présentation d'un microcontrôleur PIC

Les microcontrôleurs de type PIC sont des composants dits RISC (Reduced Instructions Construction Set), ou encore composant à jeu d'instructions réduit. Chaque instruction complexe peut être programmée par plusieurs instructions simples. Sachant que plus on réduit le nombre d'instructions, plus facile et plus rapide qu'en est le décodage, et plus vite le composant fonctionne.[16]

La famille des PIC à processeur 8 bits est subdivisée à l'heure actuelle en 3 grandes catégories :

**Base-Line** : ils utilisent des mots d'instruction de 12 bits.

**Mid-Range** : ils utilisent des mots d'instruction de 14 bits.

**High-End** : ils utilisent des mots d'instruction de 16 bits.

Il existe aussi des PIC à processeur 16 bits (PIC24F/PIC24H) et 32 bits (PIC32M) aussi. Toutes les PIC Mid-Range ont un jeu de 35 instructions, stockent chaque instruction dans un seul mot de programme, et exécutent chaque instruction (sauf les sauts) en un cycle machine.

On atteint donc de très grandes vitesses, et les instructions sont de plus très rapidement assimilées.

L'horloge fournie au PIC est divisée par 4. C'est cette base de temps qui donne le temps d'un cycle. Si on utilise par exemple un quartz de 4MHz, on obtient donc 1000000 de cycles/seconde ; or, comme le PIC exécute pratiquement une instruction par cycle, hormis les sauts, cela nous donne une puissance de l'ordre de 1MIPS (1 Million d'Instructions Par Seconde). [19]

Pour identifier un PIC, on utilise simplement son appellation du type : wwlxxyyy-zz

WW: Représente la catégorie du composant (12, 14, 16, 17, 18),

## **Chapitre II : Interfaçage Matlab ISIS, Principe d'utilisation**

L: Tolérance plus importante de la plage de tension.

XX: Type de mémoire de programme:

C: EPROM ou EEPROM.

CR: PROM.

F: FLASH.

YYY: Identification.

ZZ: Vitesse maximum tolérable.

Les PIC sont des composants STATIQUES, c'est à dire que la fréquence d'horloge peut être abaissée jusqu'à l'arrêt complet sans perte de données et sans dysfonctionnement.

Ceci par opposition aux composants DYNAMIQUE, donc la fréquence d'horloge doit rester dans des limites précises.

Les microcontrôleurs PIC sont présentés en boîtier DIL (Dual In Line). Un point ou une encoche donne un repérage de la broche 1, ensuite il faut ce déplacé vers la droite pour avoir les autres broches. Ont fait le tour du circuit dans le trigonométrie.[19]

### **II.3 Microcontrôleur PIC 16F877**

C'est un convertisseur Analogique/Numérique qui permet de contrôler de mieux les systèmes analogiques ainsi que des modules de commande des moteurs et il est connu par sa forte puissance et peut fonctionner avec une horloge allant du continu jusqu'à 20 MHz. Il est caractérisé par :

Tension d'alimentation 2,0-5,5 V/Mode veille d'économie d'énergie/368 octets de mémoire RAM/Convertisseur A / N :14-canaux, Résolution de 10 bits, 3 Timers / compteurs indépendants, Commande PWM de direction de sortie, Amélioration du module USART, Supporte RS-485, RS-232, 35 broches entrée / sortie.[20]

### **II.4 Structure interne**

Caractéristiques de la CPU

CPU à architecture RISC (8 bits)

Mémoire programme de 8 Kmots de 14 bits (Flash),

## **Chapitre II : Interfaçage Matlab ISIS, Principe d'utilisation**

Mémoire donnée de 368 Octets,

EEPROM donnée de 256 Octets,

14 sources interruptions

Générateur d'horloge de type RC ou quartz (jusqu'à 20 MHz)

05 ports d'entrée sortie

Fonctionnement en mode sleep pour réduction de la consommation,

Programmation par mode ICSP (In Circuit Serial Programming) 12V ou 5V,

Possibilité aux applications utilisateur d'accéder à la mémoire programme

Caractéristiques des périphériques

Timer0 : Timer/Compteur 8 bits avec un prédiviseur 8 bits

Timer1 : Timer/Compteur 16 bits avec un prédivision de 1, 2, 4, ou 8 ; il peut être incrémenté en mode veille (Sleep), via une horloge externe,

Timer2 : Timer 8 bits avec deux diviseurs (pré et post diviseur)

Deux modules « Capture, Compare et PWM » : Module capture 16 bits avec une résolution max. 12,5 ns, Module Compare 16 bits avec une résolution max. 200 ns, Module PWM avec une résolution max. 10 bits,

Convertisseur Analogiques numériques multi-canal (8 voies) avec une conversion sur 10 bits,

Synchronous Serial Port (SSP) SSP, Port série synchrone en mode I2C (mode maître/esclave),

Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter (USART) : Port série universel, mode asynchrone (RS232) et mode synchrone.[15]

## Chapitre II : Interfaçage Matlab ISIS, Principe d'utilisation

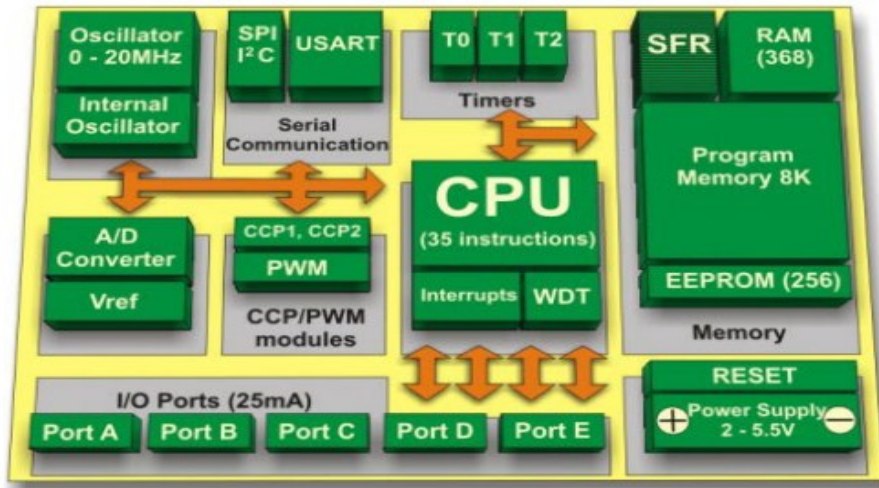


Figure II. 2 II.4 Structure interne du PIC16F877

### II.5 Structure externe

De 40 Le PIC16F877 est un circuit intégré broches

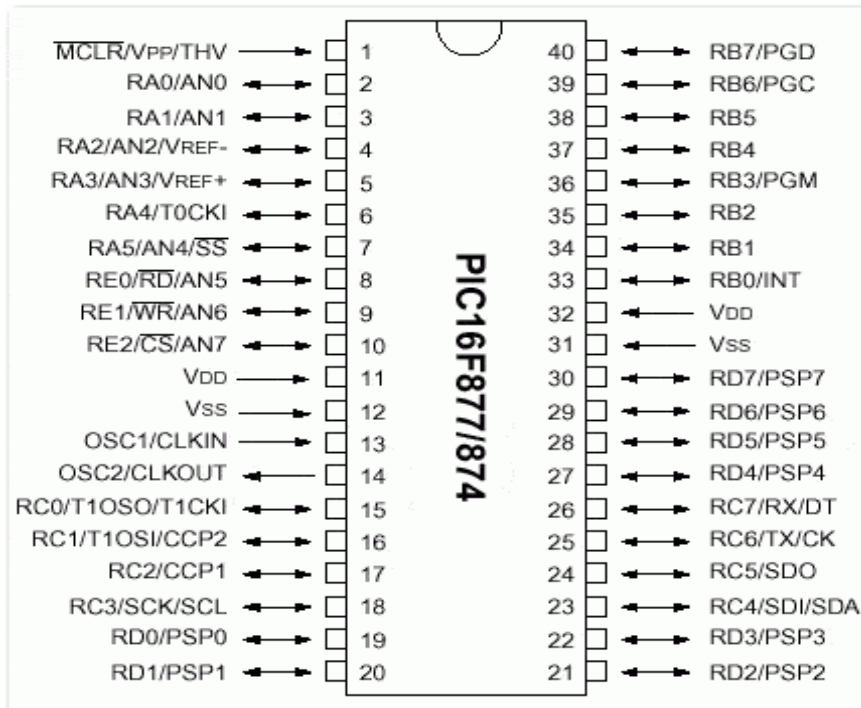


FIGURE II. 3 Brochage du pic16f877

Certaines pattes ont plusieurs fonctions : On dit que les fonctions sont multiplexées.

## **Chapitre II : Interfaçage Matlab ISIS, Principe d'utilisation**

### **L'alimentation**

L'alimentation du circuit est assurée par les pattes VDD et VSS. Elles permettent à l'ensemble des composants électroniques du PIC de fonctionner. Pour cela on relie VSS (patte 5) à la masse (0 Volt) et VDD (patte 14) à la borne positive de l'alimentation qui doit délivrer une tension continue comprise entre 3 et 6 Volts.[17]

### **Cadencement du PIC**

Le PIC 16F877A peut fonctionner en 4 modes d'oscillateur.

LP : Low Power Crystal : quartz à faible puissance.

XT : Crystal/Resonator : quartz/résonateur en céramique.

HS : High Speed crystal/resonator : quartz à haute fréquence/résonateur en céramique HF.

RC : Circuit RC (oscillateur externe).

Dans le cas du 16F877, on peut utiliser un quartz allant jusqu'à 20Mhz relié avec deux condensateurs de découplage, du fait de la fréquence importante du quartz utilisé.

Quel que soit l'oscillateur utilisé, l'horloge système dite aussi horloge instruction est obtenue en divisant la fréquence par 4. Avec un quartz de 4 MHz, on obtient une horloge instruction de 1 MHz, soit le temps pour exécuter une instruction de 1 $\mu$ s

### **Circuit Reset MCLR**

La broche MCLR (Master Clear) a pour effet de provoquer la réinitialisation du microprocesseur lorsqu'elle est connectée à 0.

Lorsque le signal de "RESET" est activé, tous les registres sont initialisés et le compteur programme se place à une adresse spécifique appelée "Vecteur de RESET".[21]

### **Ports d'entrées/sortie**

Le PIC 16F877 dispose de 5 ports :

Port A : 6 pins I/O numérotées de RA0 à RA5.

Port B : 8 pins I/O numérotées de RB0 à RB7.

Port C : 8 pins I/O numérotées de RC0 à RC7.

Port D : 8 pins I/O numérotées de RD0 à RD7.

## Chapitre II : Interfaçage Matlab ISIS, Principe d'utilisation

**Port E** : 3 pins I/O numérotées de RE0 à RE2.

À chaque port correspondent deux registres :

Un registre direction pour programmer les lignes soit en entrée, soit en sortie TRISA, TRISB, TRISC, TRISD et TRISE.

Un registre de données pour lire ou modifier l'état des broches. PORTA, PORTB, PORTC, PORTD et PORTE

Pour déterminer les modes des ports (I/O), il faut sélectionner leurs registres TRISX:

Le positionnement d'un bit à « 1 » place le pin en entrée.

Le positionnement de ce bit à « 0 » place le pin en sortie.

La plupart des broches des Ports sont partagées avec des périphériques. En général si un périphérique est utilisé, les broches correspondantes ne peuvent pas être utilisées comme broches d'entrée/sortie.

Au reset, les lignes des ports A et E sont configurées en entrées analogiques, les autres lignes sont configurées en entrées digitales.

Le courant absorbé ou fourni peut atteindre 25 mA.[15]

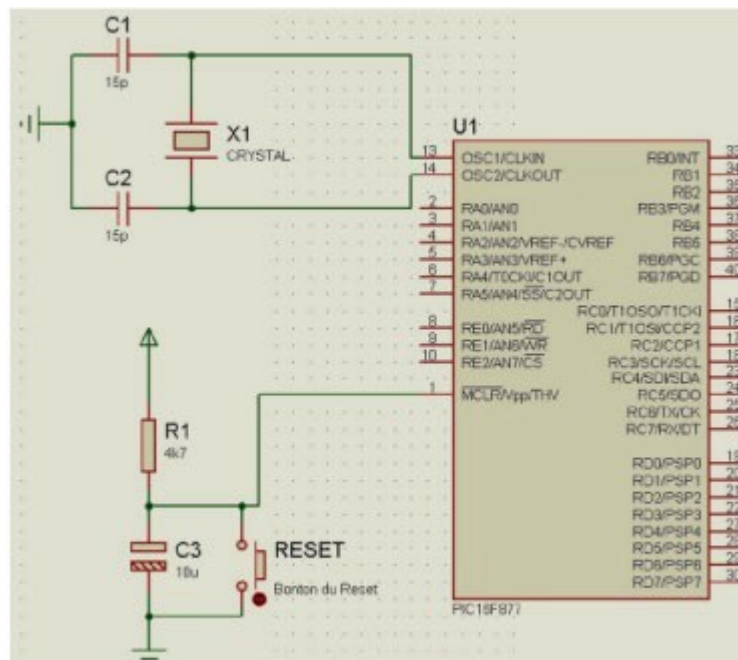


FIGURE II. 4 Circuit RESET et oscillateur d'un PIC 16F 877



## **Chapitre II : Interfaçage Matlab ISIS, Principe d'utilisation**

### **Port A**

Les broches port A, excepté RA4, sont multiplexées, avec les entrées du convertisseur analogique numérique (AN0 ... AN4) .

La broche RA4 est multiplexé avec l'entrée d'horloge externe du timer0 (RA4/T0CKI).

### **Port B**

Le port B peut être programmé pour un tirage à 5V (pull up) de toutes ses lignes que l'on peut mettre ou non en service en mode entrée uniquement. Elles sont automatiquement désactivées quand le port est configuré en sortie.

En mode entrée, chaque broche du PORTB doit être maintenue à un niveau haut par l'intermédiaire de résistances de 10 k pour ne pas déclencher d'interruptions imprévues.

Cette possibilité d'interruption sur un changement d'état associé à la fonction de tirage configurable sur ces 4 broches, permet l'interfaçage facile avec un clavier. Cela rend possible le réveil du PIC en mode SLEEP par un appui sur une touche du clavier.

### **Port C**

Le port C est partagé avec liaisons, les timers 1 et 2 et les modules CCP.

### **Port D et E**

En plus de leur utilisation comme PORTS E/S; les ports D et E, permettent au microcontrôleur de travailler en mode PSP (Parallel Slave Port) c'est-à-dire, qu'il peut être interfacé avec un autre microprocesseur. Dans ce cas le PORTD représente le bus de données et le PORTE les signaux de contrôle (RD\, WR\ et CS\).

Le PORTE peut être aussi, configuré en mode analogique pour former avec le PORTA les 8 entrées du convertisseur analogique numérique. Par défaut, le PORTE est configuré comme port analogique, et donc, comme pour le PORTA.[22]

### **Chien de garde**

Un chien de garde est un circuit électronique ou un logiciel utilisé en électronique numérique pour s'assurer qu'un automate ou un ordinateur ne reste pas bloqué à une étape particulière du traitement qu'il effectue. C'est une protection destinée généralement à redémarrer le système, si une action définie n'est pas exécutée dans un délai imparti .

## **Chapitre II : Interfaçage Matlab ISIS, Principe d'utilisation**

Dans le PIC, il s'agit un compteur 8 bits incrémenté en permanence (même si le  $\mu$ C est en mode sleep) par une horloge RC intégrée indépendante de l'horloge système. Lorsqu'il déborde, deux situations sont possibles :

Si le  $\mu$ C est en fonctionnement normal, le WDT time-out provoque un RESET. Ceci permet d'éviter de rester planté en cas de blocage du microcontrôleur par un processus indésirable non contrôlé

- Si le  $\mu$ C est en mode SLEEP, le WDT time-out provoque un WAKE-UP, l'exécution du programme continue normalement là où elle s'est arrêtée avant de rentrer en mode SLEEP. Cette situation est souvent exploitée pour réaliser des temporisations.[15]

### **II.6 Lecture et écriture dans la carte son de l'ordinateur(microphone ou haute parleur) par Matlab :**

#### **Les paramètres de lecture de la carte son sont définis par le script Matlab :**

-Période de lecture en seconde  $\gg 100$ ms (100ms est le temps nécessaire à Matlab pour faire l'acquisition et l'enregistrement des échantillons), d'où l'importance de choisir une période largement supérieure à 100ms (T en seconde).

-Fréquence d'échantillonnage FS (HZ) : Ce paramètre dépend de votre carte son (8000, 11025, 22050, 44100, 48000 ou 96000 Hz)

-Résolution ADC de la carte son de votre ordinateur en bits : 12,16 ou 24 bits (nBits)

-Nombre de canaux audio : 1 ou 2 , 1 pour mono et 2 pour stéréo

Si vous ne connaissez pas les paramètres de votre carte son ( résolution, fréquence) , vous pouvez choisir les valeurs max et Matlab fera le travail à votre place (FS=96000 et 24 bits de résolution).[7]

## Chapitre II : Interfaçage Matlab ISIS, Principe d'utilisation

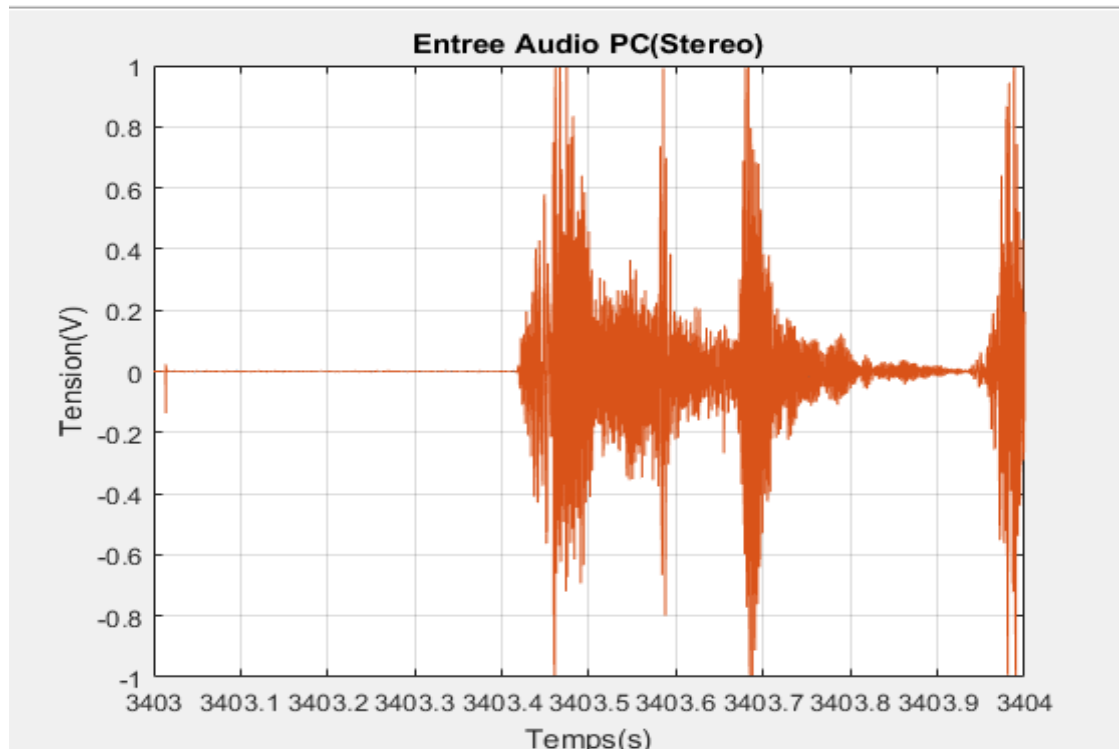


FIGURE II. 5 Affichage des données reçues en temps réel de la carte son sur matlab

### Les paramètres de la liaison série définis par le script Matlab :

-Vitesse de transmission : 110 baud, 300 baud, 1 200 baud, 2 400 baud, 4 800 baud, 9 600 baud, 19 200 baud, 38 400 baud, 57 600 baud ou 115 200 baud

-Nombre de bits : 7 ou 8 bit.

Nous pouvons apporter des modifications sur la configuration de la liaison série (vitesse, nombre de bits), mais les paramètres doivent être les mêmes dans le script Matlab, code mikroC et le circuit d'émulation UART sur ISIS.[21]

### Les paramètres principaux du projet sur MikroC :

-Seuil de déclenchement : Ce paramètre définit la valeur minimale de l'intensité du son qui induit l'allumage de la LED.

La valeur du seuil dépend de la sensibilité du capteur. Si le seuil est trop faible, le capteur peut détecter des valeurs faibles du son

-Vitesse de réception en baud, doit être la même que celle configurée sur le script Matlab.[13]

### **II.7 Conclusion**

L'utilisation d'un microcontrôleur dans un système est très puissante. Le cœur de notre carte d'acquisition est un microcontrôleur PIC16F877. Ce dernier a été détaillé pour bien comprendre ses fonctionnalités. Dans le chapitre suivant, la simulation de notre projet sera présentée, ainsi que la partie acquisition et traitement numérique du signal acquis.

# CHAPITRE III

AQCUISITION DU SON à

BASE DU PIC16F877

### III.1 INTRODUCTION :

Au niveau de cette partie de notre travail nous avons vu comment on interface Matlab et ISIS, la lecture et l'écriture sur la carte son du PC (Microphone ou Haut parleur) par Matlab et comment afficher les données reçues en temps réel de la carte son et par conséquent créer un port COM virtuel ou des liaisons virtuelles entre nos outils de développement (Matlab & ISIS).

Ce chapitre sera consacré à la description des différents outils utilisés au cours de notre travail avec les paramètres choisis pour notre simulation, ainsi ;

1. **Matlab** : pour la lecture de la carte son du PC.
2. **mikroC for PIC** : Écriture des programmes en C.
3. Logiciel de programmation du PIC.
4. **Hyper Terminal** : Lecture et écriture des sur le port série.
5. **VSPE (Virtual Serial Ports Emulators)** : Émulateur de port série pour créer virtuellement des ports séries et faire connections entre ces ports.
6. **PROTEUS** : Simulation de circuits. [11]

### III.2 Les paramètres de lecture de la carte son :

Les paramètres suivants sont définis au niveau du programme Matlab utilisé :

-Période de lecture en seconde  $\gg 100\text{ms}$  (100ms est le temps nécessaire à Matlab pour faire l'acquisition et l'enregistrement des échantillons) , d'où l'importance de choisir une période largement supérieure à 100ms (T en seconde).

-Fréquence d'échantillonnage  $F_s$  (HZ) : Ce paramètre dépend de votre carte son (8000, 11025, 22050, 44100, 48000 ou 96000 Hz)

Résolution ADC de la carte son de votre ordinateur en bits : 12,16 ou 24 bits (nBits)

-Nombre de canaux audio : 1 ou 2 , 1 pour mono et 2 pour stéréo 'Dans notre cas on a choisi 2 canaux stéréo). [10]

## Chapitre III : acquisition du son à base du PIC16F877

Si nous ne connaissons pas les paramètres de notre carte son ( résolution, fréquence) , nous pouvons choisir les valeurs max et Matlab fera le travail à votre place (Fs=96000 et 24 bits de résolution).

[10]

```
% Paramètres du capteur du son (microphone)
Fs=48000;           % 8000, 11025, 22050, 44100, 48000 ou 96000 Hz.
Ts=1/Fs;
nBits=16;          % Résolution ADC carte son (12,16 ou 24 bits)
nChannels=2;       % Nombre de canaux 1 (mono) 2 (stereo)
T=1;               % Période d'acquisition
i=0;
t=0:Ts:T-Ts;      % Vecteur temps pour l'affichage temporelle
```

FIGURE III. 1 Les paramètres de lecture de la carte son sur Matlab

```
% Création d'un objet Audio
recObj = audiorecorder(Fs,nBits,nChannels);

% Paramètres de la liaison série (COM)
delete(instrfind);
pause(0.1);

BaudValue=2400;    % Vitesse
NumBits=8;        % Nombre de bits

% Création d'un objet Serial
s = serial('COM1','BaudRate',BaudValue,'DataBits', NumBits, 'Parity', 'none')
```

FIGURE III. 2 créations d'un objet audio (stéréo)

### **III.3 Les paramètres de liaison série :**

On peut apporter des modifications sur la configuration de la liaison série comme la vitesse et le nombre de bits , mais paramètres doivent être les mêmes dans le script Matlab, code MicroC et le circuit d'émulation UART sur ISIS.

## Chapitre III : acquisition du son à base du PIC16F877

-Vitesse de transmission : 110 baud, 300 baud, 1 200 baud, 2 400 baud, 4 800 baud, 9 600 baud, 19 200 baud, 38 400 baud, 57 600 baud ou 115 200 baud.

-Nombre de bits : 7 ou 8 bits. [10]

```
% Paramètres de la liaison série (COM)
delete(instrfind);
pause(0.1);

BauValue=2400;           % Vitesse
NumBits=8;              % Nombre de bits
```

Figure III. 3 Les paramètres de liaison série

### III.3.1 Les paramètres principaux du projet MicroC :

#### **-Seuil de déclenchement :**

Ce paramètre définit la valeur minimale de l'intensité du son qui induit l'allumage de la LED. La valeur du seuil dépend de la sensibilité du capteur. Si le seuil est trop faible, le capteur peut détecter des valeurs faibles du son.

#### **-Vitesse de réception en baud :**

Doit être la même que celle configurée sur le script Matlab. [12]



```
const int          UART1_Baud =2400;           //Vitesse UART1
const int          Taille = 12;

unsigned char      SoundStr[Taille];
unsigned char      SoundStrTmp[Taille];
unsigned char      LCD_Clear[]="          ";   // Text pour Effacer LCD

int               Value=0;
const int         Seuil=100;                  // Seuil de déclenchement
int               SoundInt=0;
int               i,j=0;
```

Figure III. 4 Les paramètres principaux du projet MicroC

### III.4 Calculer l'intensité du son :

Cette mesure correspond à la variance de la tension absolue acquise par la carte son pendant une période T. C'est une mesure classique pour évaluer le changement de l'intensité du son. Vous pouvez utiliser d'autres mesures statistiques ou effectuez des post-traitements (débruitage, filtrage numérique...) sur le son avant de calculer la valeur de l'intensité. [13]

```
% Début d'enregistrement
recordblocking(recObj, T);

% Stockage de l'audio dans la variable Y
Y = getaudiodata(recObj);

% Moyenne de la valeur abs des deux canaux(son capté)
Y_abs=abs(Y);
Y0 = (Y_abs(:,1) + Y_abs(:,2))/2;

% Calcul de la valeur à transmettre(variance)
Y_var=sqrt(var(Y0));
Sound_Value=round(Y_var*5e3)

% Conversion de la valeur flottante en chaîne de caractère
StrValue =int2str(Sound_Value);
```

Figure III. 5 calculer l'intensité du son

### III.5 PROTEUS :

Le logiciel PROTEUS est un outil convivial facile à apprendre. Il permet de simuler le fonctionnement des circuits électroniques comme s'ils étaient réalisés. Il reconnaît et simule beaucoup de composants électroniques simples (résistances, capacités, transistors, circuits intégrés...) et programmables (microcontrôleur PIC, Atmel, Afficheurs, Clavier...), électriques (relais, moteurs...) et les systèmes définis par leurs fonctions de transfert. Il a aussi des instruments de mesures tels que le Voltmètre, l'Ampèremètre, Oscilloscopes, Terminal virtuel. [11]

Le schéma synoptique de notre projet est composé de plusieurs blocs.

1. Capteur du signal
2. Amplification
3. Filtrage
4. Conversion Analogique/Numérique.
5. Transmission série.
6. Sauvegarde et affichage.

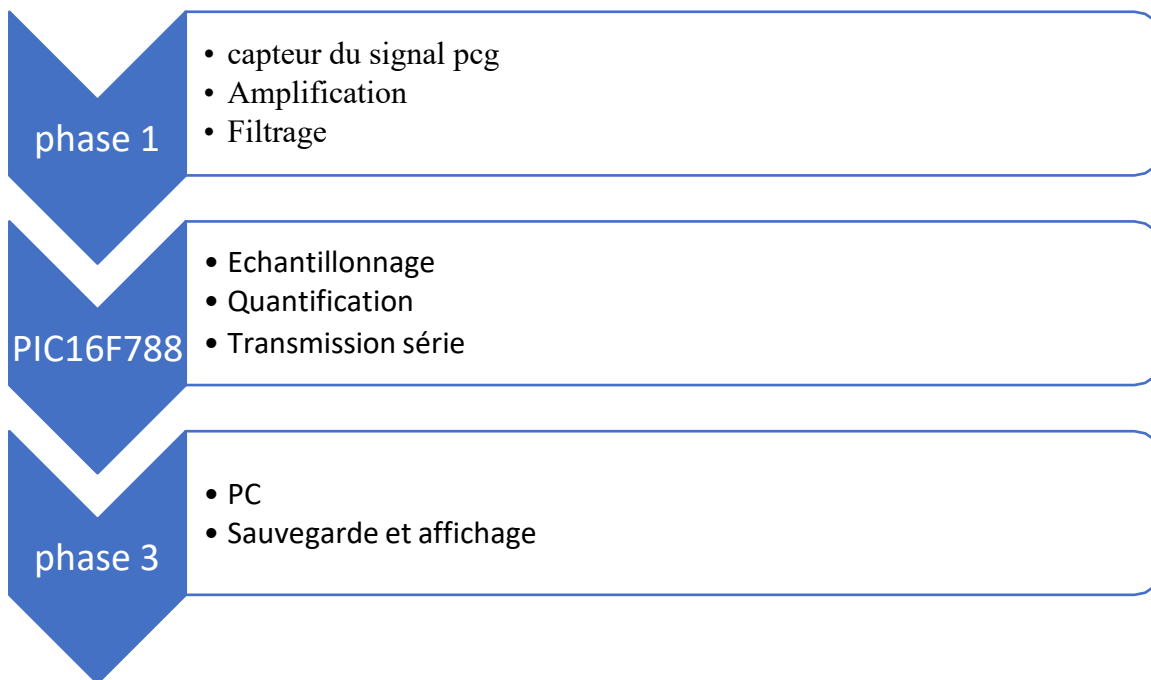


Figure III. 6 Schéma synoptique de notre travail

**III.6 Schéma électronique du projet :**

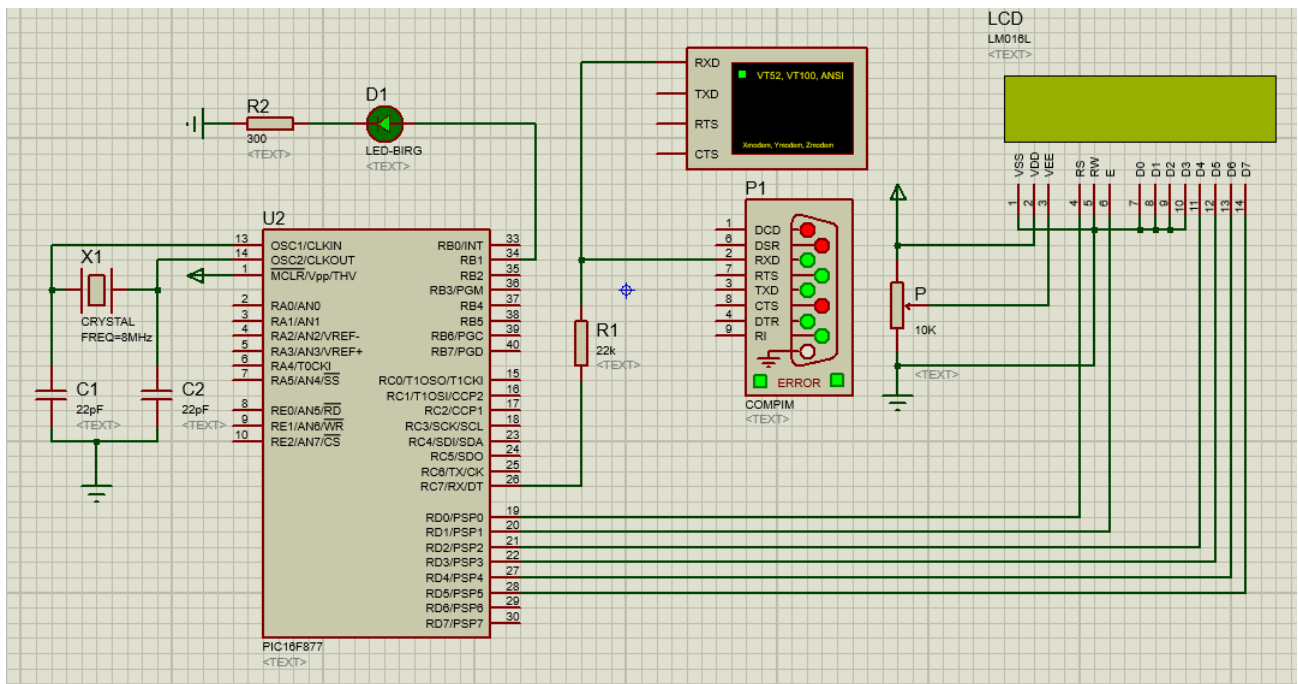


Figure III. 7 Schéma électronique du projet

**Le circuit d'horloge :**

Un signal d'horloge est nécessaire pour piloter le circuit de contrôle et de séquençage du microcontrôleur. Nous avons choisi un quartz de 20 MHz pour lequel nous obtenons un (1) million d'instruction par seconde. Le quartz est branché sur les broches OSC1 et OSC2.[23]

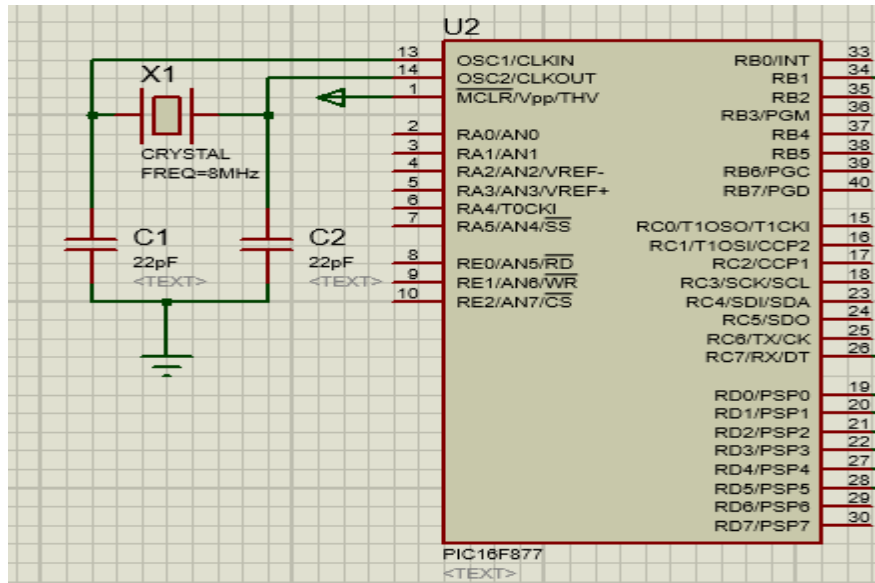


Figure III. 8 Le circuit d'horloge

### La liaison série USART :

Le microcontrôleur PIC 16F877 contient un module dit USART (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter), ce module permet d'envoyer et de recevoir des données en mode série, soit de façon synchrone ou asynchrone. Nous avons utilisé le mode asynchrone UART (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter). [12]

### La bibliothèque de Software UART :

Le mikroC PRO for PIC fournit des fonctions pour l'implémentation de communication UART. Ces fonctions permettent une communication simple avec les périphériques via un protocole DB9.

**Note :** La bibliothèque de Software UART nécessite que les interruptions désactivées. La bibliothèque de Software UART contient les fonctions suivantes [11] :

-Soft\_UART\_INIT : Elle permet l'initialisation du module de communication selon les besoins de l'utilisateur

-Soft\_UART\_READ

-Soft\_UART\_WRITE : Cette fonction envoie un octet via le bus Software UART.

-Soft\_UART\_BREAK

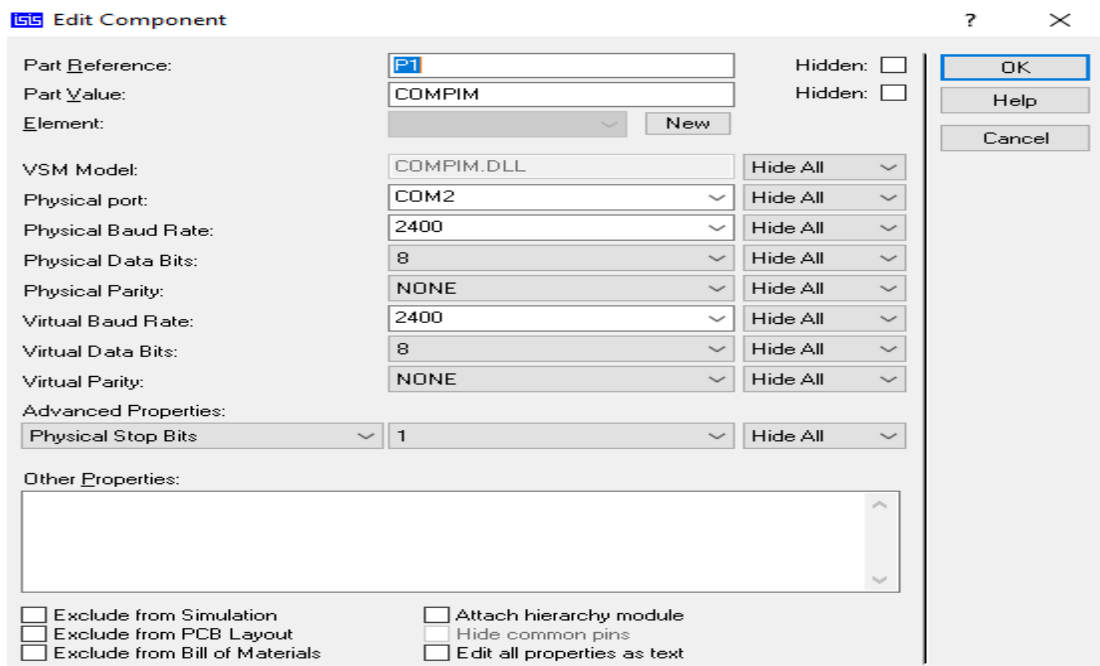


Figure III. 9 Configuration du composant port COM

### La bibliothèque ADC :

L'ADC (Analog to Digital Converter) (Convertisseur Analogique Numérique) est un module disponible sur certain PIC. L'ADC est un circuit électronique qui transfère les signaux continus en signaux discrets numériques. La bibliothèque ADC fournit un nombre de fonctions pour une utilisation confortable de module de conversion.

Les fonctions de la bibliothèque :

-ADC\_Init : Cette fonction initialise le module ADC du PIC.

-ADC\_Get\_Sample

-ADC\_Read : Lecture d'une valeur de 10 ou 12bits à partir de du canal choisi (dépend du PIC utilisé).[22]

Le module USART de notre PIC gère uniquement deux broches TxD et RxD,. Pour relier le PIC au module de réception nous avons utilisé le COMPIM qui contient 9 Pin.

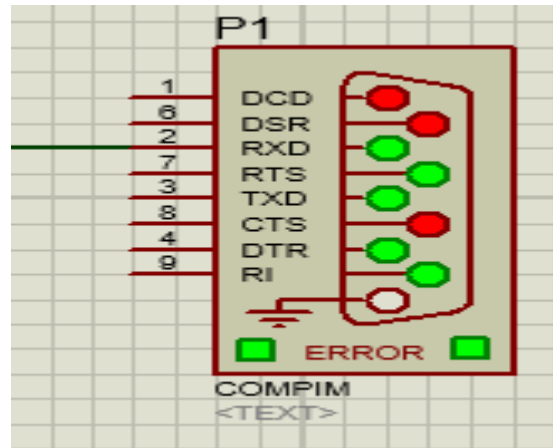


Figure III. 10 le bloc COMPIM pour la liaison UART

**Communication avec le PC :**

Après avoir écrit le programme en C qui permet de transmettre la valeur de la tension analogique (signal PCG) du côté du PIC 16F877A, nous devons recevoir ces données par un logiciel de lecture du port série du PC (généralement COM1 ou COM2). Dans l'étape de simulation, pour réaliser cette communication nous avons utilisé un software qui permet de connecter virtuellement les COM1 et COM2 même si ces derniers n'existe pas au niveau du PC. Le software utilisé est le VSPE (Virtual Serial Ports Emulators) [10].

## Chapitre III : acquisition du son à base du PIC16F877

Les figures et montrent la configuration du VSPE :

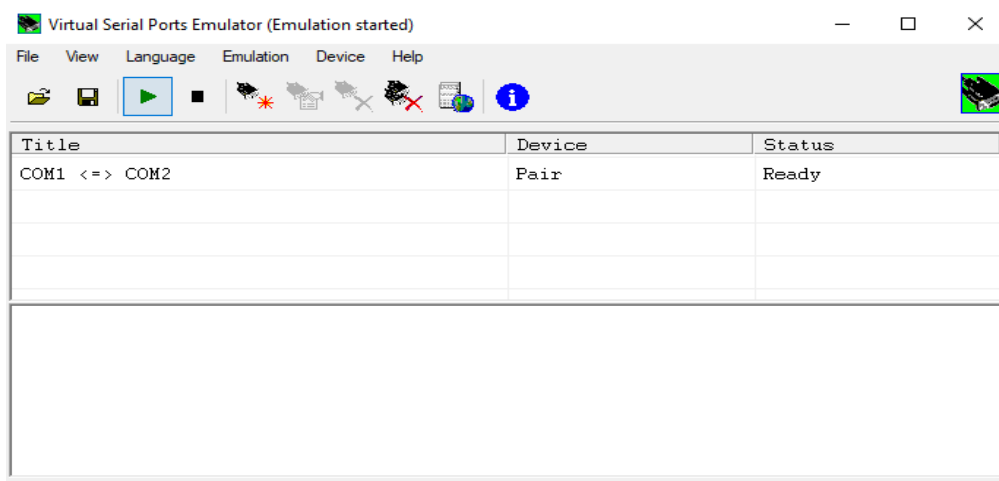


Figure III. 11 Configuration du VSPE(1)

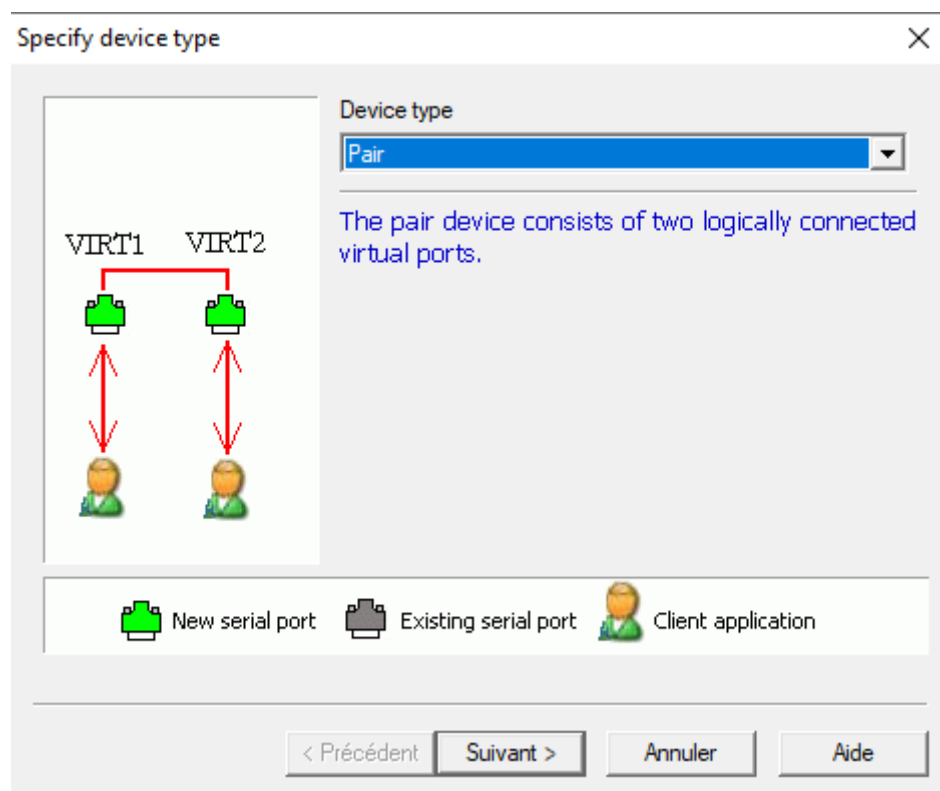


Figure III. 12 Configuration du VSPE(2)

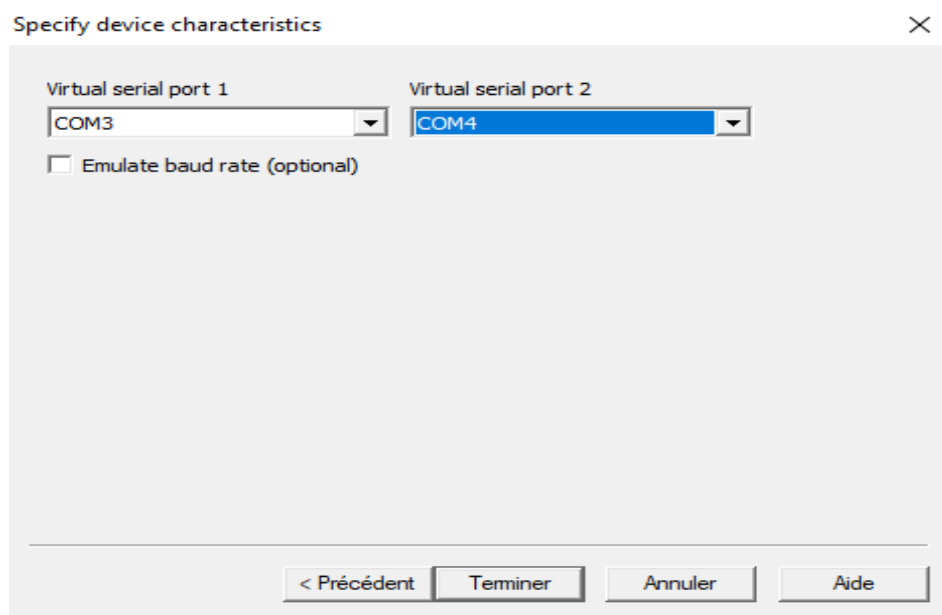


Figure III. 13 Connexion virtuelle entre les ports COM1 et COM2 par VSPE.

**Communication avec HyperTerminal :**

Après la configuration des ports, nous pouvons lire le contenu du port. COM1. Windows dispose d'un software de lecture du port appelé le HyperTerminal qui fait la transmission sur 8 bits de la valeur acquise qui est constituée de 2 champs la donnée sur 3 octets et le séparateur (#) qui permet de séparer entre chaque échantillon (EX : 125#200#).

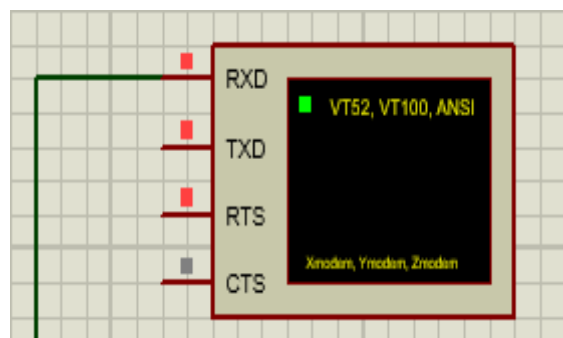


Figure III. 14 console terminale



## Chapitre III : acquisition du son à base du PIC16F877

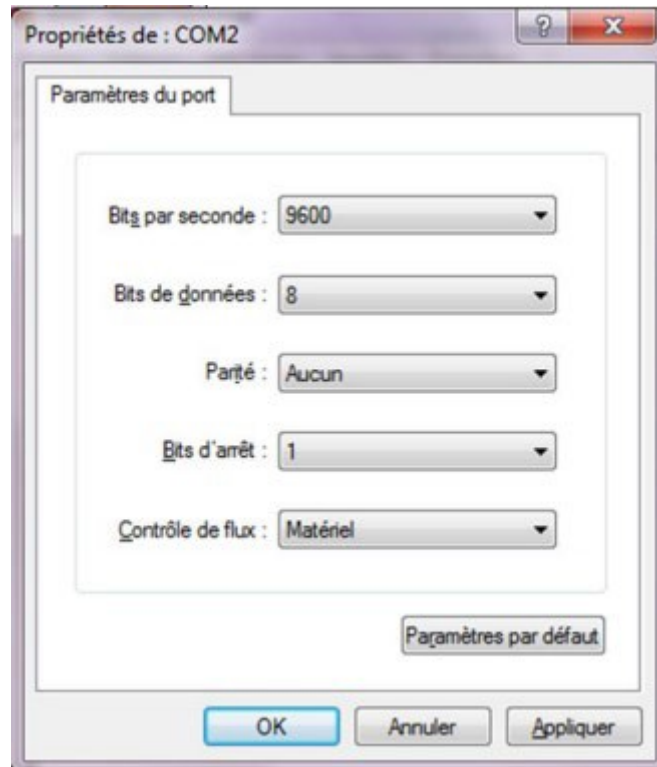


Figure III. 15 Configuration de l'Hyper Terminal

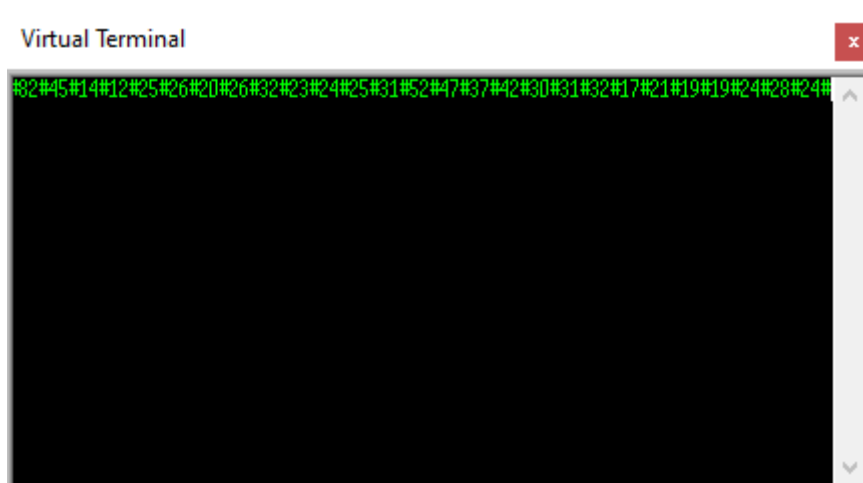


Figure III. 16 transmission d'un message

### Communication avec Matlab :

Le programme suivant permet de lire le contenu du port COM2 (connecté virtuellement avec COM1). la commande serial crée et initialise un port, une fois créé le port peut être ouvert pour la

## Chapitre III : acquisition du son à base du PIC16F877

lecture à travers les fonctions fread et fscanf. Les fonctions fprintf et fwrite permet d'écrire des données sur le port. Les données lues sont ensuite enregistrées dans un fichier [12].

```
% Création d'un objet Serial
s = serial('COM1','BaudRate',BauValue,'DataBits', NumBits, 'Parity', 'none')

% Connexion du port
fopen(s);
```

Figure III. 17 création et initialise du port

### III.7 Code MicroC du projet :

```
// Fonction conversion d'un char en int(0-9 ou -1)
int CharToInt(unsigned char c)
{
    int n ;
    switch (c)
    {
        case '0':
            n=0;
            break;
        case '1':
            n=1;
            break;
        case '2':
            n=2;
            break;
        case '3':
```

```
    n=3;
    break;
case '4':
    n=4;
    break;
case '5':
    n=5;
    break;
case '6':
    n=6;
    break;
case '7':
    n=7;
    break;
case '8':
    n=8;
    break;
case '9':
    n=9;
    break;
default :
    n=-1;
}
return n;
```

```
}  
  
// Fonction calcul de x^y entière  
int powint(int base, int expon)  
{  
    int val =1;  
    int i ;  
    if (expon==0) val = 1;  
    else  
    {  
        for(i=0;i<expon;i++)  
            val=val*base;  
    }  
  
    return val;  
}  
  
// Connexions LCD  
sbit LCD_RS at RD0_bit;  
sbit LCD_EN at RD1_bit;  
sbit LCD_D4 at RD2_bit;  
sbit LCD_D5 at RD3_bit;  
sbit LCD_D6 at RD4_bit;
```

```
sbit LCD_D7 at RD5_bit;

sbit LCD_RS_Direction at TRISD0_bit;
sbit LCD_EN_Direction at TRISD1_bit;
sbit LCD_D4_Direction at TRISD2_bit;
sbit LCD_D5_Direction at TRISD3_bit;
sbit LCD_D6_Direction at TRISD4_bit;
sbit LCD_D7_Direction at TRISD5_bit;

const int      UARRT1_Baud =2400;      //Vitesse UART1
const int      Taille = 12;

unsigned char   SoundStr[Taille];
unsigned char   SoundStrTmp[Taille];
unsigned char   LCD_Clear[]="  ";      // Text pour Effacer LCD

int            Value=0;
const int      Seuil=100;              // Seuil de déclenchement
int            SoundInt=0;
int            i,j=0;

void main()
{
```

```
// Déclaration des fonctions

int CharToInt(unsigned char );

int powint(int , int );

// Initialisation des périphériques

Lcd_Init();

Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

Lcd_Cmd(_LCD_CURSOR_OFF);

UART1_Init(UARRT1_Baud);

delay_ms(100);

ADCON1 = 0x07;           // PORTS en mode digital

TRISA = 0xFF;           // PORTA en entrée

TRISC = 0xFF;           // PORTC en entée

TRISB = 0x00;           // PORTB en sortie

TRISD = 0x00;           // PORTD en sortie

PORTB = 0x00;

do

{

    if (UART1_Data_Ready() == 1)

    {
```

```
UART1_Read_Text(SoundStr, "#", Taille); // Lire le text jusqu'à trouvé le text  
"#"
```

```
Lcd_Out(1,8,LCD_Clear); // Effacer LCD
```

```
Lcd_Out(1,8,SoundStr); // Afficher le text sur LCD
```

```
Lcd_Out(1,1,"Value :");
```

```
/*Extraction de la valeur reçue (conversion String to int)
```

**Format de SoundStr (taille 12):**

1- .C1..... C1=('0'-'9') (.)='\0' Exp: SoundStr=" 1 "

2- .C1C2..... Exp: SoundStr=" 12 ";

3- .C1C2C3..... Exp: SoundStr=" 123 ";

4- .C1C2C3C4C5C6C7.... Exp: SoundStr=" 1234567 ";

**exemple : si SoundStr=" 478 " Après calcul SoundInt=478!! \*/**

```
SoundInt=0;
```

```
j=0;
```

```
for(i=Taille;i>0;i--)
```

```
{
```

```
Value=CharToInt(SoundStr[i]);
```

```
    if(Value<10 && Value>=0)
    {
        SoundInt = SoundInt +(CharToInt(SoundStr[i])*powint(10,j));
        j++;
    }
}

//Alimenter La LED si l'in dépasse le Seuil
if( SoundInt> Seuil) PORTB = 0x02;
else PORTB = 0x00;

delay_ms(300);

}
} while(1);
}
```

### **III.8 Code Matlab :**

```
clear all ;
close all ;
clc ;
```



**% Paramètres du capteur du son (microphone)**

**Fs=48000;            % 8000, 11025, 22050, 44100, 48000 ou 96000 Hz.**

**Ts=1/Fs;**

**nBits=16;            % Résolution ADC carte son (12,16 ou 24 bits)**

**nChannels=2;        % Nombme de canaux 1 (mono) 2 (stereo)**

**T=1;                % Période d'acquisition**

**i=0;**

**t=0:Ts:T-Ts;        % Vecteur temps pour l'affichage temporelle**

**% Création d'un objet Audio**

**recObj = audiorecorder(Fs,nBits,nChannels);**

**% Paramètres de la liaison série (COM)**

**delete(instrfind);**

**pause(0.1);**

**BauValue=2400;      % Vitesse**

**NumBits=8;          % Nombre de bits**

**% Création d'un objet Serial Port**

**s = serial('COM1','BaudRate',BauValue,'DataBits', NumBits, 'Parity', 'none');**

**% Connexion du port**

```
fopen(s);
```

```
while(1)
```

```
% Début d'enregistrement
```

```
recordblocking(recObj, T);
```

```
% Stockage de l'audio dans la variable Y
```

```
Y = getaudiodata(recObj);
```

```
% Moyenne de la valeur abs des deux canaux(son capté)
```

```
Y_abs=abs(Y);
```

```
Y0 = (Y_abs(:,1) + Y_abs(:,2))/2;
```

```
% Calcul de l'intensité du son (variance)
```

```
Y_var=sqrt(var(Y0));
```

```
Sound_Value=round(Y_var*5e3)
```

```
% Conversion de la valeur flottante en chaîne de caractère
```

```
StrValue =int2str(Sound_Value);
```

```
% Transfert de la valeur
```

```
fprintf(s,StrValue);

% Transfert du caractère (fin de transmission)

fprintf(s,'#');

% Affichage du signal acquis

% La base de temps

Tmin = 1e-3;

Tmax = 10e-3;

% Tension

Vmin = -1e-4;

Vmax =1e-1;

% Affichage temporelle

plot(t,Y);

grid on;

xlabel('Temps(s));

ylabel('Tension(V));

title('Entree Audio PC(Stereo));

% xlim([Tmin+i*T Tmax+i*T]);
```

```
%   ylim([Vmin Vmax]);

% Mise à jour de la période T

i=i+T;
t=t+i;

%   wavwrite(Y,Fs,'audio.wav'); % Enregistrement sous format wav

end

% Destruction de l'objet (Port série)

% Note :

%   - Ctrl+C : Arrêter le programme

%   - Exécuter le code si-dessus dans l'espace workspace

%   pour détruire l'objet Serial

fclose(instrfind);

delete(s);

clear s;
```

### **III.9 Affichage des résultats :**

Dans notre projet, ce qu'il faut c'est d'acquérir un signal phonocardiogramme, mais malheureusement nous n'avons pas trouvé les outils nécessaires pour le compléter.

Nous avons donc utilisé une autre méthode pour obtenir le résultat souhaité en lançant deux différents effets du son d'un battement du cœur (dans un état du repos / dans un état actif), et nous avons remarqué que le signal a changé pour un meilleur résultat :

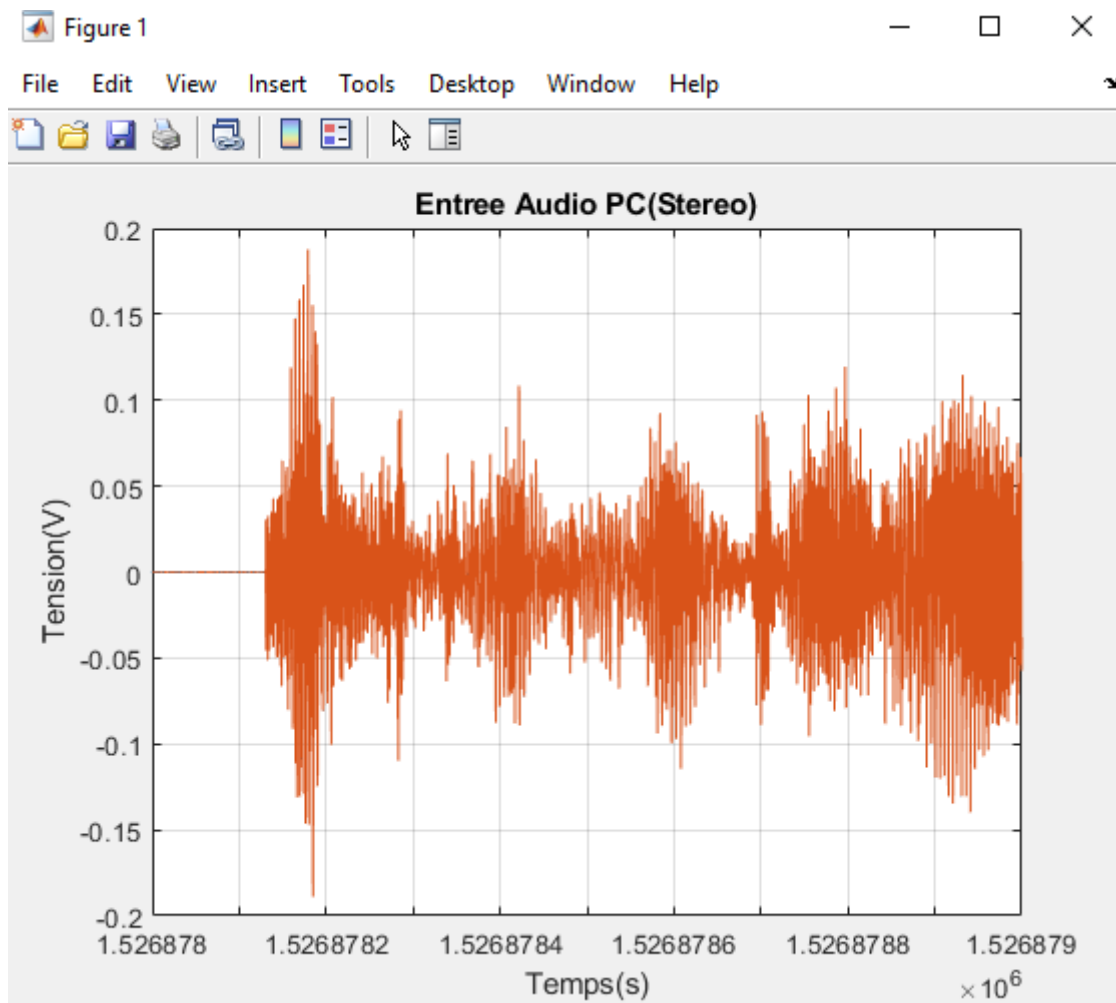


Figure III. 18 signal avant l'application du son de battements cardiaques

### Chapitre III : acquisition du son à base du PIC16F877

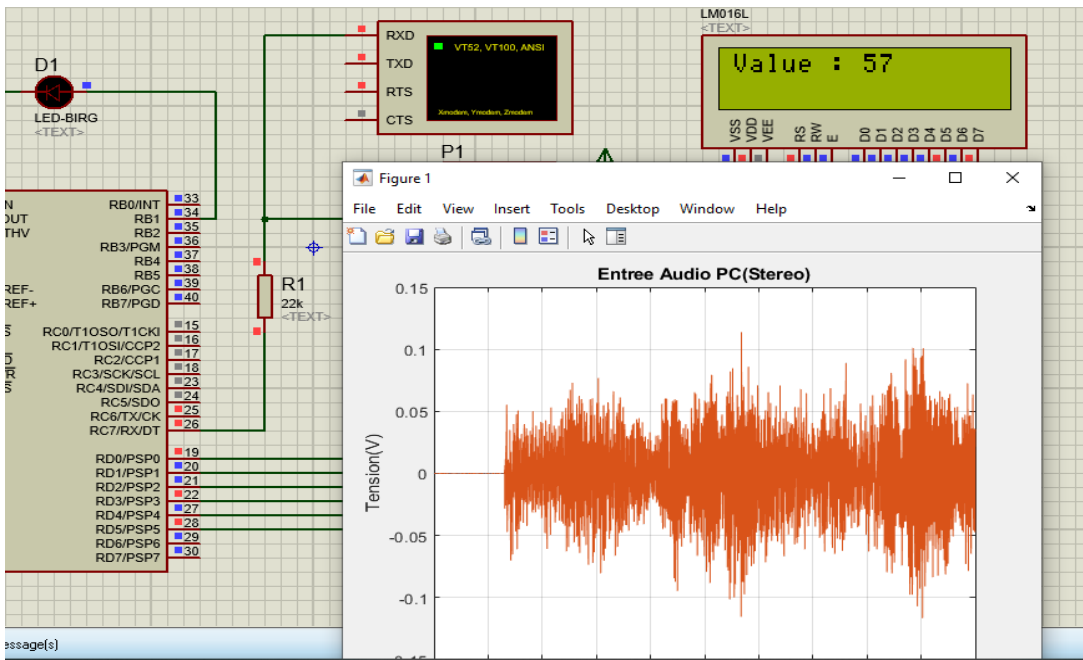


Figure III.19 Signal acquis avec une valeur inférieur au seuil (LED éteinte)

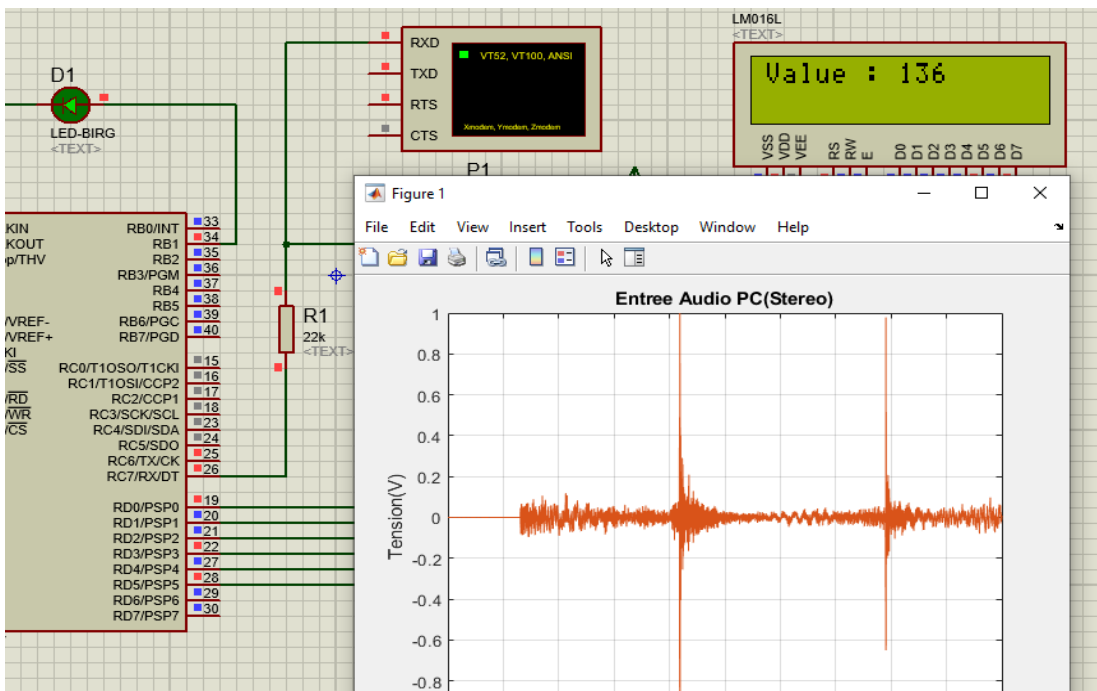


Figure III.20 signal acquis avec une valeur qui dépasse le seuil (LED allumée)

# Chapitre III : acquisition du son à base du PIC16F877

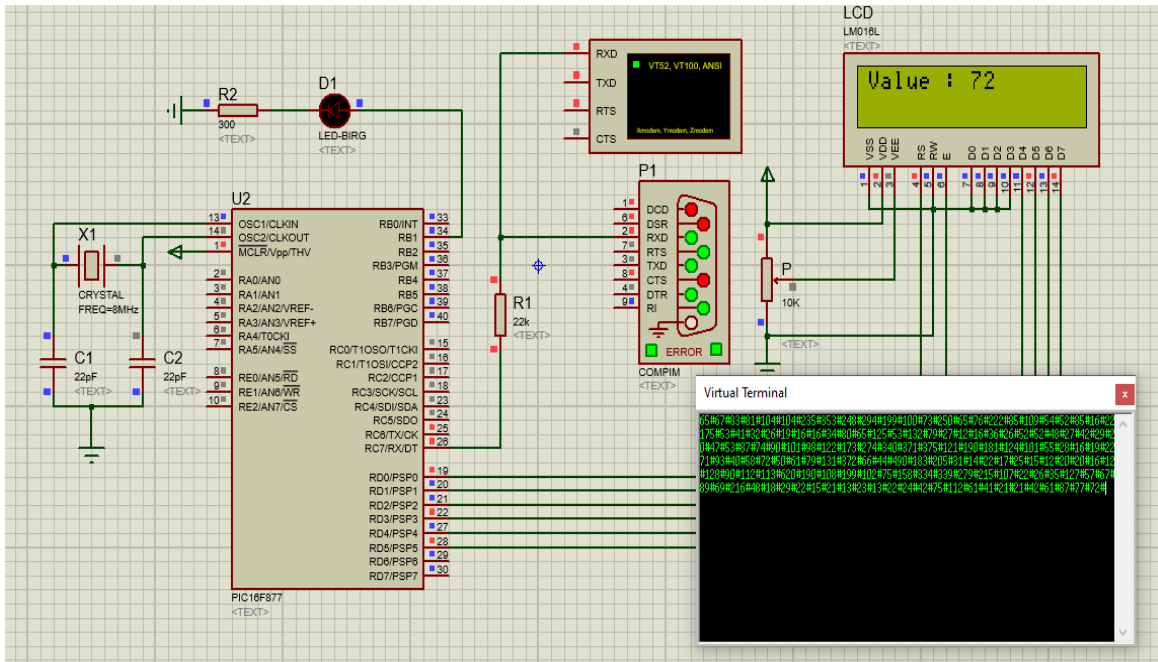


Figure III. 21 l’affichage LCD après le lancement du programme sans dépassement du seuil

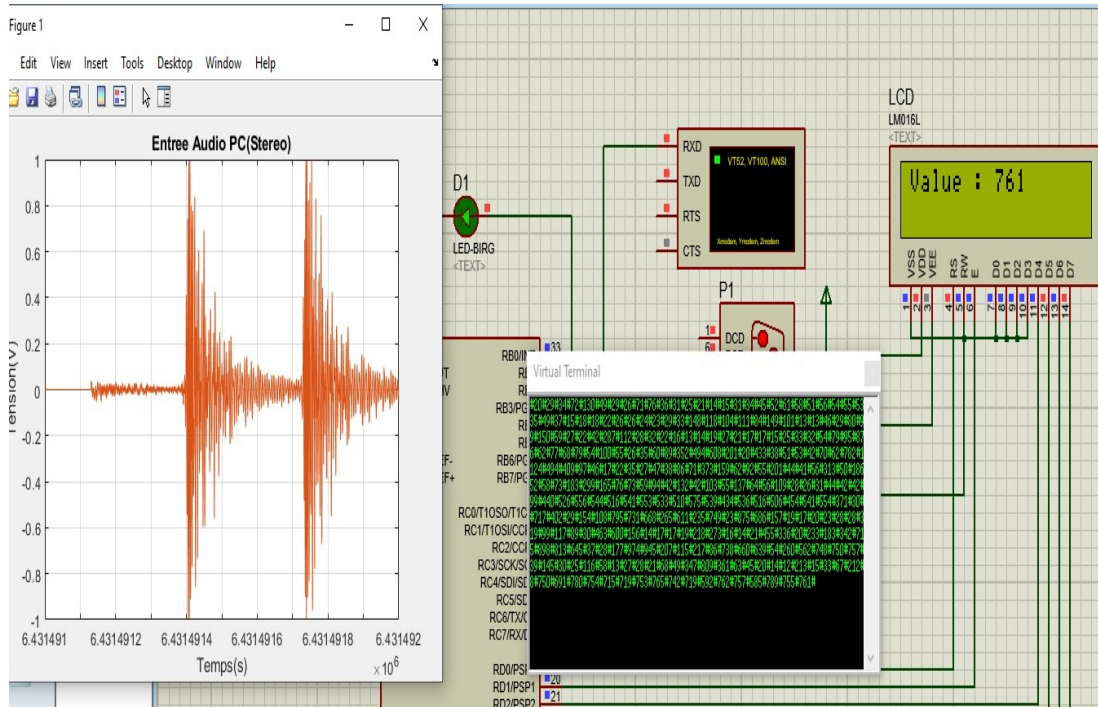


Figure III. 22 le signal après le lancement du son cardiaque dans un état du repos

# Chapitre III : acquisition du son à base du PIC16F877

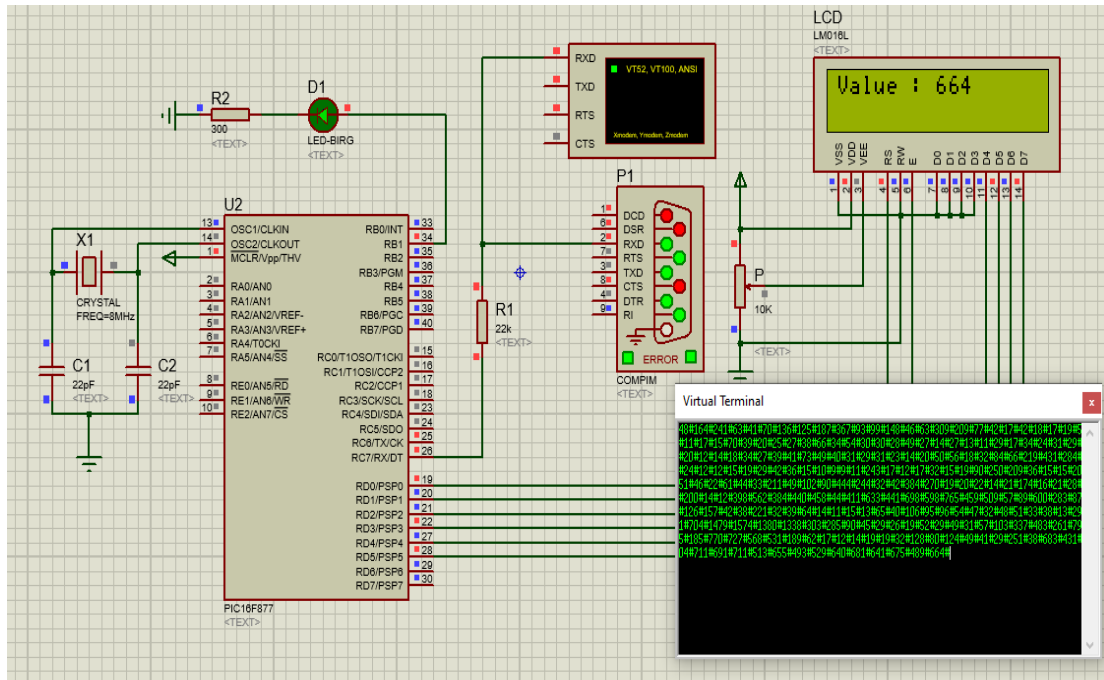


Figure III. 23 Affichage LCD et allumage de la LED après le dépassement du seuil

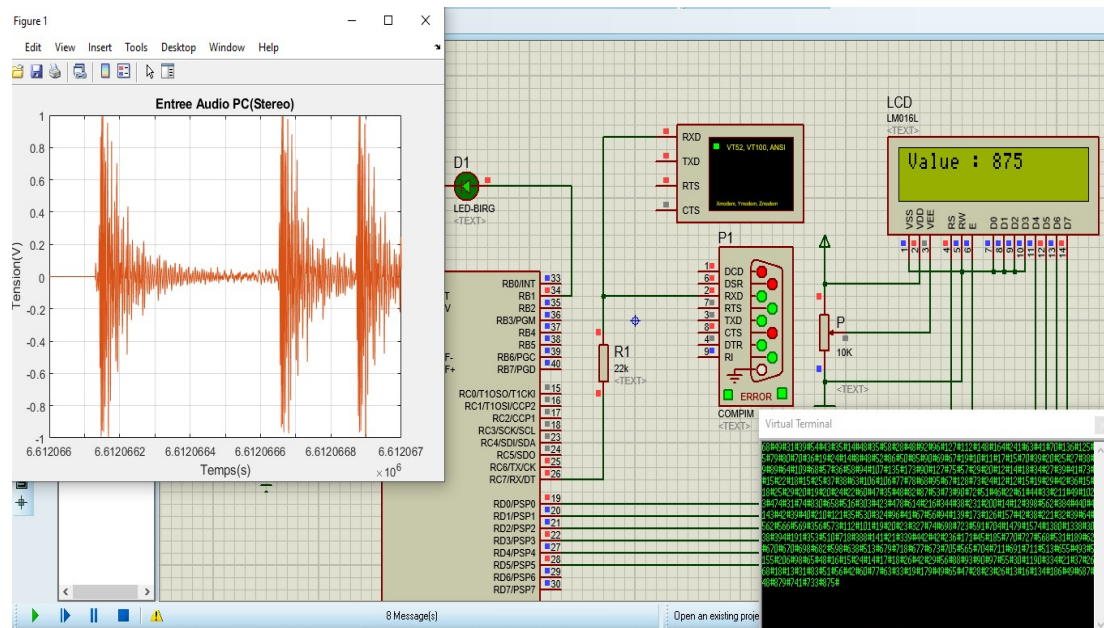


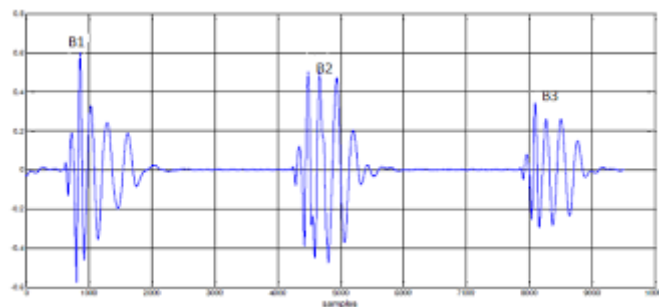
Figure III. 24 signal +affichage LCD+ allumage de la LED après l'application du son dans l'état actif



#### Signal PCG :

Les bruits générés par l'appareil cardiovasculaire ont des fréquences comprises entre 20 et 500 Hz. Chez l'homme le domaine audible s'étend entre 16 et 20 000 Hz avec une zone de sensibilité optimale comprise entre 1 000 et 3 500 Hz. En conséquence, un bruit cardiaque intense sera difficile à entendre et perçu comme faible. L'utilisation d'un PCG pour capter et détecter ces bruits semble être la solution la plus fiable pour une meilleure auscultation cardiaque ce qui peut expliquer l'importance du microphone à électret qui a été mentionné dans le 1er chapitre.

Les résultats qu'on peut trouver avec ce microphone [24] :



*Figure III. 25 Signal PCG*

**III.10 Conclusion :**

Nous avons utilisé des logiciels dans notre réalisation tels que mikroC, PROTUES, VSPE, Hyper Terminal et Matlab. Ces logiciels nous ont permis de développer les programmes au niveau du PIC et de tester et proposer des solutions. La simulation des communications entre les ports virtuellement nous a permis de tester les paramètres de la liaison série sans programmer réellement le PIC.

**CONCLUSION  
GÉNÉRALE**

## CONCLUSION GENERALE

### CONCLUSION GENERALE

L'objectif principal de notre projet est l'acquisition du signal PCG pour être visualiser, analyser et enregistrer.

Une étude approfondie sur les systèmes communication sérielle à été faite et tester.

Pour cela nous avons utilisé plusieurs logiciels tels que PROTUES, mikroC for PIC, MATLAB, VSPE, Hyper Terminal... pour concevoir les programmes de communication et de conversion analogique numérique et tester les schémas électriques utilisés.

Ce projet couvre plusieurs domaines, ce qui nous permet d'approfondir notre Connaissances dans les domaines de la médecine, de l'électronique et de la micro-informatique. L'utilisation d'une connexion USB au lieu d'une connexion série en tant que client potentiel Via COM peut être utilisé, car ce dernier n'existe pas sur le nouveau PC portable. Un traitement numérique du signal enregistré par les différent outils de traitement du signal avancée peut être ajouté comme étude complémentaire a ce travail pour une meilleure interprétations des signaux acquis.

## REFERENCES

### REFERENCES

- [1] «sémiologie et pathologie cardio-vasculaire» "Le cours d'anatomie, chapitre 2 système cardio-circulatoire", 2ème édition 2004.
- [2] L. Millot, «Mémoire de fin d'études Conception et réalisation d'un pcg,» p. 54, 2019.
- [3] . NAWAL, «mémoire\_finale2021.pdf,» ," Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes (PCG) par application des transformées d'ondelettes", p. 67, 2021.
- [4] M. Tani, «Conception et réalisation de carte de mise en forme du signal phonocardiographique,» p. 69, 2014.
- [5] C. ABDELAZIZ, «Conception et réalisation d'un stéthoscope Numérique avec Arduino,» p. 89, 2016.
- [6] M. B. Nayad, «Analyse Temps-Fréquence pour la Segmentation et l'identification des,» p. 144, 2018.
- [7] benali, «CONCEPTION\_VASCULAIRE.pdf,» p. 48, 14/10/2013 12:54:58.
- [8] H. A. elziz, «Conception et réalisation d'un système d'acquisition du signal PCG,» p. 74, 2014.
- [9] R. G. ., C. B. Par Emmanuel Andrès, «Les stéthoscopes électroniques en 2016,» p. 12, 2017.
- [10] ElecM, «projet-capteur-de-son-logiciel-a-base-du-pic16877-matlab-isismikroc».
- [11] C. (1).pdf,  
«file:///C:/Users/wikiinfo/Downloads/ChioukhAbdelaziz\_ChougarRachid%20(1).pdf,»  
p. 89, 16/07/2017.
- [12] <http://archives.univbiskra.dz/bitstream/123456789/6547/1/Conception%20et%20r%C3%A9alisation%20d%E2%80%99un%20syst%C3%A8me%20d%E2%80%99acquisition%20du%20signal%20PCG.pdf>.  
alisation « Conception et réalisation d'un stéthoscope Numérique avec ARDUINO » Mémoire de Master, Université de TIZI-OUZOU 2017.
- [13] <http://archives.univbiskra.dz/bitstream/123456789/6547/1/Conception%20et%20r%C3%A9alisation%20d%E2%80%99un%20syst%C3%A8me%20d%E2%80%99acquisition%20du%20signal%20PCG.pdf>.
- [14] «Mémoire de fin d'études Conception et réalisation d'un microphone,» p. 54, 2019.
- [15] ElecM. projet-capteur-de-son-logiciel-a-base-du-pic16877-matlab-isismikroc..

- [16] [https://sante.journaldesfemmes.fr/fiches-anatomie-et-examens/2526844-coeur-anatomierole-operation- /](https://sante.journaldesfemmes.fr/fiches-anatomie-et-examens/2526844-coeur-anatomierole-operation-/)
- [17] P. SALH HAMMOUDI, "Le cours d'anatomie, chapitre 2 système cardio-circulatoire", 2ème édition 2004.
- [18] P. SALH HAMMOUDI, "Le cours d'anatomie, chapitre 1 système cardio-circulatoire", 2ème édition 2004.
- [19] <https://www.google.com/search?q=Le+coeur&client=firefox-bd&source>
- [20] CHIOUKH ABDELAZIZ et CHOUGAR RACHID, « Conception et réalisation d'un stéthoscope Numérique avec ARDUINO » Mémoire de Master, Université de TIZI-OUZOU 2017.
- [21] SI YAHIA KARIMA & KADDOUR MOKHTARIA, " CONCEPTION ET REALISATION D'UN DISPOSITIF D'EXPLORATION FONCTIONNELLE CARDIOVASCULAIRE ", mémoire de projet de fin d'étude Master, Université de Tlemcen, 15 juin 2016.
- [22] MEZIANI FADIA, " Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes (PCG) par application des transformées d'ondelettes", Thèse de Doctorat, Université de Tlemcen 2013.
- [23] <https://www.mediprostore.com/fonctionnement-stethoscope 2/03/2021 15 :00>
- [24] HAMZA MOUNIR et ZIANI CHRIF SELMEN, "Etude et réalisation d'un stéthoscope électronique "Mémoire de Master, Université de Tlemcen 06/2013.