

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou



Faculté de Génie Electrique et d'Informatique

Département d'électronique

Mémoire de fin d'études

En vue de l'obtention du diplôme de Master Académique en électronique

Option : électronique biomédicale

Thème

**Réalisation d'un stéthoscope électronique à
base d'un Microcontrôleur et un afficheur
électronique**

Réalisé par:

MAHAMMED OUSAID Ouezna

AMEYE Ali

Dirigé par :

Mr: LAZRI.M

Promotion 2016/2017

Remerciements

Louange à Dieu, le Tout Puissant, sans qui rien de tout cela n'aurait été accompli.

Nous tenons à remercier vivement nos chers parents et nos familles respectives pour leur soutien, conseils et encouragements très appréciés qui nous ont toujours réconfortées jusqu'à l'aboutissement de ce travail.

Nous adressons nos vifs remerciements accompagnés de toute notre gratitude à notre chère promoteur **Mr.LAZRI** de nous avoir consacré un temps précieux et de nous avoir accompagné avec un sérieux exemplaire tout au long de la réalisation de ce mémoire. Nous la remercions également pour ses bons conseils et orientations, sa disponibilité et son aide indéfectibles qui ont enrichi notre modeste expérience et nous ont permis de mener à bien ce projet.

Nous remercions très respectueusement les membres de jury .

Nous tenons à remercier vivement **Mr.OUALOUCHE** pour ses aides .

Nous ne manquerons pas aussi de remercier nos amis et collègues avec qui nous avons partagé des moments inoubliables pendant notre cursus universitaire et pour lesquels nous garderons de merveilleux souvenirs gravés à tout jamais dans nos mémoires.

Ouezna et Ali

Dédicaces

Je dédie Ce mémoire

*A mes chers parents, ma mère **ZOHRA** ET Mon père **NACER***

pour leur patience, leur amour leur soutien et leur encouragements.

*A mes adorables frères **SOFIANE** et sa femme **DIYA** , **AZEDDINE** et sa fiancé **KATIA**.*

*Et ma plus cher unique sœur **YASMINA**.*

*Et mes petits anges **ILYAS** et **ANIS**.*

*A mes grand parents que j'aime beaucoup **VAVA LALOU** ,*

YAMA DJOHRA**, **WAYA** et à la mémoire de **DJEDI BRAHIM

*A la brave femme khalti **LILOUDJ** et ses filles et leur enfants .*

*A mes tantes et oncles maternels avec leur famille **HOURIA**, **OUARDIA**,
FATMA, **TASSADITH** , **DJILALI** ,**MOUMOUH**, **MALIK**, **MEZIANE** et **ABI**.*

*A mes tantes et oncles paternels avec leur famille **NOURA**, **NACERA**
NOURDINE, **MEHDI**, **ABED NOUR ET** sans oublier **DADA OMAR** à qui je
remercie énormément, il m'aider vraiment dans ce mémoire.*

*A mon binôme **ALI**.*

*J'adresse mes sincères remerciements à mon professeur **KHATI SAMIR** qui
nous a facilité notre travail .*

*A mes chères copines **HAYET**, **ROSA**, **SANA**, **FADHILA**, **FARYEL**.*

*A mes collègues de **CLS** et ma promotion d'électronique bio médicales 2017 .*

*Sans oublier tout les professeurs que ce soit du primaire, du moyen , du
secondaire ou de l'enseignement superieur.*

A toute personne qui aime ouazna.

ouazna

Dédicaces

Je dédie Ce mémoire

A mes chers parents, ma mère DAHBIA ET Mon père AHCENE

Pour leur patience, leur amour leur soutien et leur encouragements.

Et mes plus chères sœurs.

A mon binôme ouazna.

J'adresse mes sincères remerciements à mon professeur KHATI SAMIR qui nous a facilité notre travail.

A mes chères copins Mohamed, amine, azdine .

A mes collègues de CLS et ma promotion d'électronique bio médicales 2017.

Sans oublier tout les professeurs que ce soit du primaire, du moyen, du secondaire ou de l'enseignement supérieur.

A toute personne qui aime Ali.

ALI

Listes des figures

CHAPITRE I : GÉNÉRALITÉS SUR LE STÉTHOSCOPE

I.1 : le stéthoscope et leur utilisation médicale.....	4
I.2. Une auscultation immédiate(b) Auscultation médiate avec un stéthoscope en bois(a)	6
I.3. Stéthoscope du Dr Littmann	7
I.4. Les éléments constituant d'un stéthoscope	8
I.5. Exemple d'un stéthoscope double.....	9
I.6. Foyer d'auscultation pulmonaire.....	10
I.7. Anatomie et le fonctionnement du cœur	13
I.8. Le signal phonocardiogramme pendant un cycle cardiaque	14
I.9. Relation entre les bruits cardiaque et la contraction cardiaque	16
I.10. Les foyers d'auscultation.....	17

CHAPITRE II : ETUDE ET CONCEPTION DE STÉTHOSCOPE ÉLECTRONIQUE

II.1. Le schéma bloc du circuit de détection du PCG.....	19
II.2. Alimentation symétrique de $\pm 05 Vol$	20
II.3. Un microphone piézoélectrique	21
II.4. Le microphone dynamique	22
II.5. Le microphone a condensateur	22
II.6. Le microphone a électret	23
II.7. Photo du capteur ECM	24
II.8. Les éléments nécessaires pour le capteur des bruits cardiaque	25
II.9. Brochage de LM386	25
II.10. schéma électrique de l'amplificateur.....	26

II.11. filtre RC.....	29
II.12. les broches du pic 16f877a.....	30
II.13. Brochage et architecture interne du PIC16F877A.....	31
II.14. synoptique simplifié du pic 16f877A.....	31
II. 15.Un afficheur GLCD (128x64 pixels).....	36
II .16. Alimentation du GLCD.....	37

CHAPITRE III : LA SIMULATION ET LA RÉALISATION

PRATIQUE D'UN STÉTHOSCOPE

III.1.organigramme de fonction « plotAxes »	42
III.2. le résultat obtenu avec la fonction «PlotAxis» simulé sur PROTEUS.....	43
III.3. organigramme de fonction « plotXY ».....	43
III.4. le résultat obtenu avec la fonction «PlotXY» simulé sur PROTEUS.....	44
III.5. organigramme principal.....	45
III.6. Configuration du programmeur géré par PICkit 2 v2.61	46
III.7. schéma de la carte alimentation	47
III.8. schéma de la carte d'amplification et filtrage.....	48
III.9. schéma de la carte d'acquisition des données.....	48
III.10. circuit imprimé et d'implantation de la carte d'alimentation.	49
III.11. circuit imprimé et d'implantation de la carte d'amplification et filtrage	49
III.12. circuit imprimé et d'implantation de la carte d'acquisition de signal	50
III.13. visualisation en 3D de la carte d'alimentation.....	50
III.14. visualisation en 3D de la carte d'alimentation.....	51
III.15. visualisation en 3D de la carte d'alimentation.....	51
III.16. le circuit général réalisé sur la plaque d'essai pendant la phase du test	52
III.17.test du stéthoscope électronique.	53

III.18. l'allure de signal obtenue	54
III.19 : utilisation de ce système comme un oscilloscope	55

Listes des tableaux

II.1. Comparaison entre les caractéristiques des microphones.....	24
II.2. Le registre ADCON0.....	32
II .3. Le registre ADCON1.....	33
II.4. Configuraon des convertisseurs A /N.....	34
II .5. Le registre PIR1.....	34
II.6. Brochages du GLCD	36

Liste des abréviations

PCG : Phonocardiographie.

ECG : Electrocardiographie.

EMG : Electromyographie.

EEG : Electroencéphalographie.

Mm hg : Millimètre mercure.

B1.2.3.3 : Bruit 1.2.3.4.

Ms : Milliseconde.

M1 : Mitrale.

T1 : Tricuspide.

A : Aortique.

PIC : **microcontrôleurs** de la marque Microchip.

CAN : convertisseur analogique numérique.

PWM: La modulation de largeur d'impulsions (MLI), en anglais: Pulse Width Modulation).

LCD: (ACL pour affichage à cristaux liquides, ou en anglais: **LCD**: liquid crystal display).

USB: Le **Universal Serial Bus** (**USB**, en français Bus Universel en Série).

GLCD: Graphical LCD ou afficheur a cristaux liquide graphique.

EEPROM: (Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory ou mémoire morte effaçable électriquement et programmable)

3D: Trios Dimension.

AC: Courant Alternative.

ECM : Microphone a Condensateur Électret.

SOMMAIRE

Dédicaces	
Remerciement	
Listes des figures	
Liste des tableaux	
Introduction générale.....	1

CHAPITRE I : GÉNÉRALITÉS SUR LE STÉTHOSCOPE

I.1. Introduction	4
I.2. Historique.....	5
I.3. Définition d'un stéthoscope	7
I.4. Anatomie de stéthoscope	8
I.4.1. les embouts	8
I.4.2. les tubes auriculaires.....	8
I.4.3. la tubulure.....	8
I.4.4. la base	9
I.4.5. le pavillon	9
I.5. Principe de fonctionnement d'un stéthoscope	9
I.6. Les différentes utilisations médicales du stéthoscope	10
I.6.1. L'auscultation pulmonaire.....	10
I.6.2. L'auscultation vasculaire.....	11
I.6.3. L'auscultation abdominale	11
I.6.4. L'auscultation cardiaque	12
I.6.4.1. Notion de cœur	12
I.6.4.2. Anatomie et fonctionnement du cœur	12
I.6.4.3. Description des bruits cardiaques.....	13
a- Bruit B1	14
b- Bruit B2	15
c- Bruit B3	15
d- Bruit B4	16
I.7. foyers d'auscultation	16
I.8. Autres utilisation	17
I.9. Conclusion	17

CHAPITRE II : ÉTUDE ET CONCEPTION D'UN STÉTHOSCOPE ÉLECTRONIQUE

II.1. Introduction.....	19
II.2. Alimentation du circuit.....	19
II.3. Le Capteur	20

II.3.1. Le Microphone à contact (accéléromètre piézoélectrique).....	21
II.3.2. Microphone Dynamique	21
II.3.3. Le Microphone à Condenseur	22
II.3.4 .Le microphone Electret(ECM).....	22
II.4. L'amplification	25
II.4.1.Explication des composants externes supplémentaire	25
II.5. Le filtrage	27
II.6.Acquisition du signal	29
II.5.1 Généralités sur le microcontrôleur 16f877a.....	29
a-Description et brochages.....	29
b-Conversion analogique/numérique.....	32
b-1- Définition	32
b-2-Constitution et fonctionnement des registres	
CAN	32
b-3-différents étapes pour programmé CAN35	
II.6. Affichage du signal.....	35
II.6.1. Généralités sur l'écran GLCD.....	35
II.6.2. Les broches de GLCD.....	36
II.7. Conclusion.....	37

CHAPITRE III : SIMULATION ET RÉALISATION PRATIQUE D'UN STÉTHOSCOPE

III.1.Introduction	40
III.2. Les parties constituants notre réalisation	40
• Partie I : la simulation	40
✚ Etape 1 : la programmation	40
1. Logiciel utilisé.....	40
2. L'organigramme	41
2.1. La fonction « plotAxis »	41
2.2. La fonction « Plot XY »	43
2.3. L'organigramme principal	44
✚ Etape 2 : le proteus	47
• Partie II : La réalisation pratique	48
1. Circuit imprimé	49
2. Implantation des composants.....	51
3. Test et mise en marche.....	52
a- Circuit général	52
b- Test sur un patient.....	53
III.3. Conclusion	55
Conclusion générale	56

Introduction générale :

Le signal Phonocardiographique (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 l'auscultation des bruits cardiaques à l'aide d'un stéthoscope qui est une tâche compliquée et difficile pour les médecins et qui demande des années d'entraînement pour l'acquérir et l'affiner. Une partie de cette difficulté provient du fait que ces bruits sont souvent séparés les uns des autres par moins d'une période de 30 millisecondes. En outre, ces bruits 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, ou des afficheurs électroniques

Le but de ce travail est de concevoir et développer un stéthoscope électronique de moindre coût et 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'études est composé de trois chapitres, dans le premier nous présentons un aperçu sur l'origine des bruits cardiaques en décrivant l'hémodynamique cardiaque. En vue de quantifier l'apport de chacune des valvules, et d'avoir une brève description sur la nature et l'allure du signal des bruits cardiaques connu par le signal phonocardiogramme, comme nous présentons des généralités sur le stéthoscope ordinaire. Dans le deuxième chapitre nous illustrons les différentes parties utiles pour la conception de notre stéthoscope électronique ainsi que les résultats de tests de chaque circuit pour un choix judicieux de chaque circuit. Dans le troisième chapitre nous résumons le circuit final de notre stéthoscope électronique avec l'organigramme de notre programme et les logiciels que nous avons utilisés et qui permettent l'acquisition, et la simulation du signal phonocardiographique acquises à travers notre circuit.

CHAPITRE I

Généralités sur le stéthoscope

I.1. Introduction :

Suivant la nature du phénomène à étudier et à afficher, il existe des appareils aux caractéristiques particulières.

L'électrocardiographe (ECG) s'adresse à l'activité du cœur, l'électromyographie (EMG) permet d'étudier d'une façon plus générale l'activité musculaire, l'électroencéphalographe (EEG) permet d'enregistrer les variations du potentiel du cerveau et lorsque les circonstances le permettent notamment au cours d'intervention neurochirurgicales, l'électroticographe enregistre l'activité électrique des structures profondes du cerveau.

Il y a aussi le stéthoscope, l'appareil le plus utilisé par les médecins qui permet d'écouter les bruits cardiaques et pulmonaires, afin de dépister certaines maladies ou de déceler un souffle au cœur.

Un médecin expérimenté peut diagnostiquer un large éventail d'anomalies cardiovasculaires à l'aide d'un stéthoscope, y compris les sténoses mitrales et aortiques ainsi que les souffles systoliques

L'auscultation des bruits générés par le cœur au moment de ses contractions est l'une des méthodes les plus couramment utilisées par les médecins pour diagnostiquer les maladies cardiovasculaires et respiratoires. L'outil d'auscultation le plus répandu dans le domaine médical est **le stéthoscope**.

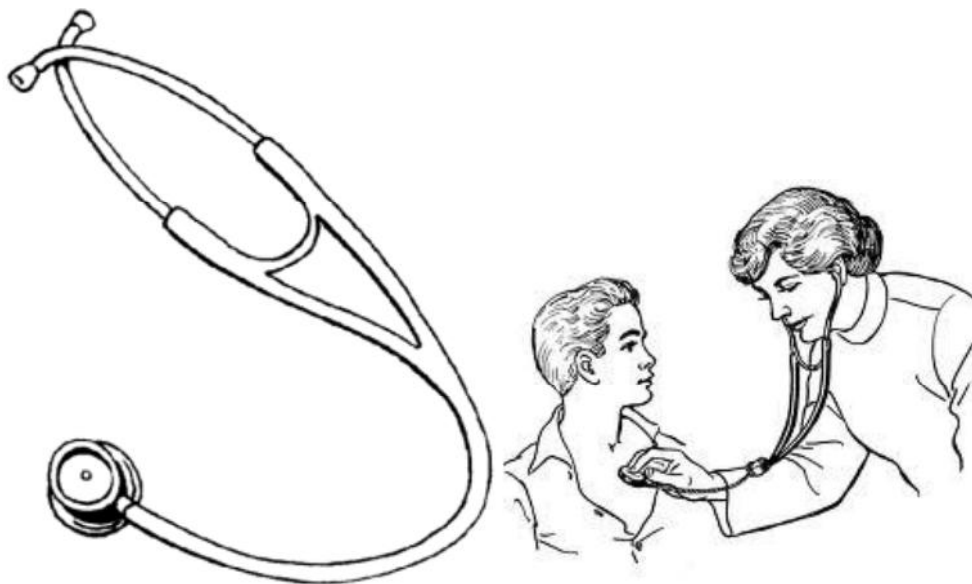


Figure I.1 : le stéthoscope et leur utilisation médicale.

I.2. Historique :



L'évaluation des sons émis par le corps humain, pour autant que les documents en notre possession nous laissent en juger, remonte à l'Égypte ancienne. Des papyrus datant du 17^{ème} siècle avant Jésus Christ mentionnent déjà l'écoute des sons intérieurs du corps en fonction des maladies. C'est jusqu'au début du 19^{ème} siècle que les médecins examinent leurs patients de façon directe, c'est à dire l'oreille collée au thorax afin de percevoir les bruits internes. C'est ce que l'on appelle l'auscultation immédiate. Gêné de devoir ausculter directement une femme de 40 ans, le jeune docteur Laennec utilise 24 feuilles de papier qu'il roule en cornet. Il constate non seulement que cela lui permet d'écouter les bruits internes sans toucher la patiente, mais également que ces bruits sont perçus fortement et clairement. En 1817, Laennec crée ainsi l'auscultation médiate. Il perfectionna sa découverte en fabriquant le premier stéthoscope (dérivé littéralement des mots grecs « voir » et « thorax ») en bois.



(a)

(b)

Figure I.2: Une auscultation immédiate(b). Auscultation médiate avec un stéthoscope en bois(a).

Ce concept fut ensuite amélioré par d'autres confrères. L'une des avancées notables fut celle de Pierre Adolphe Piorry qui donna une forme évasée au stéthoscope. On retrouve encore aujourd'hui cette forme typique pour les stéthoscopes fœtaux (dit stéthoscopes de Pinnard). De rigide, le stéthoscope passera également à flexible en 1832. La partie évasée étant reliée à celle appliquée au patient par un tuyau souple.

Les premières ébauches de stéthoscopes biauriculaires furent réalisées dès 1829 par Nicholas Comins. Mais elles restèrent à l'état de croquis. Ce n'est qu'en 1851 que le premier modèle commercial fait son apparition. C'est aussi la première fois que la partie en contact avec le patient est recouverte d'un diaphragme. Ce modèle fragile, fut supplanté en 1852 par une évolution plus robuste.

C'est vers 1870 que l'on retrouve des stéthoscopes qui ressemblent déjà beaucoup aux outils contemporains que nous utilisons. Le stéthoscope double pavillon était né et devait permettre de comparer les bruits audibles à deux endroits différents. La forme définitive du stéthoscope contemporain est donnée par le Dr David Littmann, un cardiologue qui, en 1961 décrit le stéthoscope idéal. Double pavillon réversible et biauriculaire. La marque Littmann (sous marque de la société 3M) est aujourd'hui une référence en ce qui concerne les stéthoscopes.



Figure I.3: Stéthoscope du Dr Littmann.

Traditionnellement, le son est transmis de façon aérienne via un conduit. La dernière génération de stéthoscopes est électronique et utilise un système de microphone et de hauts parleurs pour transmettre les sons.

Le hasard veut que Laennec ait découvert les propriétés de transmission des sons en observant des enfants taper sur une planche de bois et en écouter le résultat à l'extrémité.[b.1]

I.3. Définition d'un stéthoscope :

Le stéthoscope est destiné à l'auscultation et à l'écoute des sons internes du corps humain. Il s'agit donc d'un dispositif médical acoustique qui permet aux professionnels de la santé d'entendre le murmure respiratoire, les battements cardiaques, les sons émis par les intestins ou le bruit produit par le sang lors de son passage dans les vaisseaux sanguins.

I.4. Anatomie de stéthoscope :

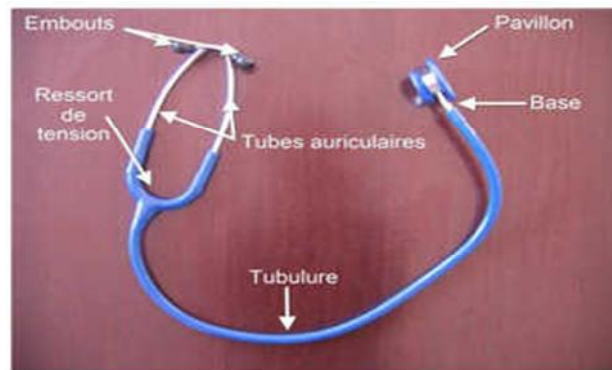


Figure I.4 : les éléments constituant d'un stéthoscope.

Le stéthoscope est composé de :

I.4.1. Les embouts :

Ce sont les parties qui vont se loger au niveau du pavillon auditif de l'utilisateur souples (plus confortables) ou rigides, ils sont généralement amovibles soit par un système de clips, soit avec un pas de vis. Cette caractéristique permet de respecter des règles élémentaires d'hygiène (changement d'embout entre utilisateurs, nettoyage).

I.4.2. Les tubes auriculaires :

Les embouts sont vissés ou clipsés sur cette partie métallique rigide et non déformable. Elle fait le lien entre les embouts et la tubulure souple. Les tubes sont solidarisés par un ressort de tension qui permet de régler l'écartement de ces derniers afin de l'adapter au mieux à l'utilisateur. On peut ainsi les croiser pour resserrer l'écart entre les embouts ou au contraire les écarter afin d'améliorer le confort.

Les embouts, les tubes auriculaires et le ressort de tension sont les éléments qui constituent ce que l'on appelle la lyre du stéthoscope. Cette partie ressemble effectivement à l'instrument de musique du même nom.

I.4.3. La tubulure :

Entre la lyre et le pavillon se trouve un tube souple généralement en PVC (on évite le latex en raison des risques allergiques). Sur les stéthoscopes de qualité cette tubulure

est double, C'est à dire que dans le même tuyau, on trouvera deux conduits distincts (un pour chaque oreille) qui procurent une meilleure qualité d'écoute.

I.4.4.La base :

C'est le lien entre le pavillon et la tubulure. Cette partie rigide, tout comme les tubes permet sur certains modèles de choisir entre une écoute à la cloche ou à la membrane du pavillon.

I.4.5.Le pavillon :

Même si toutes les parties d'un stéthoscope sont importantes, celle-ci est probablement la plus sensible. C'est la qualité du pavillon et de ses parties amovibles (les membranes) qui font en grande partie la qualité d'écoute des bruits. Le pavillon peut être simple sur les modèles les plus basiques ou double lorsqu'il y a également une cloche. Le côté membrane permet d'écouter les bruits à haute fréquence (bruits ventilatoires par exemple) et le côté cloche les bruits à basse fréquence (certains bruits cardiaques). [b.1]

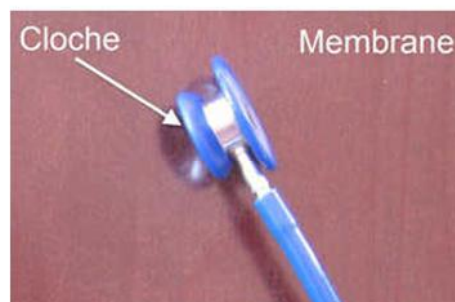


Figure I.5 : Exemple d'un stéthoscope double.

I.5. Principe de fonctionnement d'un stéthoscope :

Le stéthoscope est basé sur le principe des techniques de transmission des sons du corps, il est constitué de plusieurs éléments qui facilitent l'auscultation. Il s'agit notamment du pavillon qui est appliqué sur la peau du patient.

Les vibrations sonores internes du patient ausculté sont perçues par la membrane qui est situé au niveau du pavillon. La membrane est la partie amovible du pavillon. Le

son est propagé jusqu'à l'oreille du médecin par le biais de la lyre qui est la partie métallique du stéthoscope. Ce composant du stéthoscope amplifie le son. Les embouts auriculaires contribuent au confort des oreilles et à la réduction des bruits ambiants, ils acheminent les sons amplifiés jusqu'au canal auditif.

I.6. Les différentes utilisations médicales du stéthoscope :

Le stéthoscope permet de réaliser plusieurs auscultations dans le but d'écouter les bruits émis par divers organes, le cœur (auscultation cardiaque), les poumons (auscultation pulmonaire), le tube digestif (auscultation abdominale), les vaisseaux sanguins (auscultation vasculaire). Ces auscultations contribuent à l'évaluation de la fonction physique d'un organe et permettent de mettre en évidence la présence de certaines pathologies.

I.6.1. L'auscultation pulmonaire :

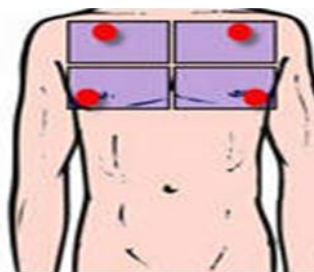


Figure I.6 : foyer d'auscultation pulmonaire.

L'auscultation des poumons vise à entendre et à interpréter les différents bruits produits par le passage de l'air pendant les cycles ventilatoires. Elle s'effectue sur quatre cadrans sur le thorax antérieur et postérieur.

Le stéthoscope est utilisé pour l'évaluation du murmure respiratoire en vue d'effectuer une analyse fonctionnelle des organes tels que les poumons. Le bruit produit par le passage de l'air au niveau de la trachée (murmure vésiculaire) peut être également écouté. Par le biais de l'auscultation pulmonaire, les bruits respiratoires modifiés permettront de mettre en évidence un tableau clinique.

Ainsi, le bruit respiratoire modifié, notamment une diminution du murmure vésiculaire, révèle alors un emphysème pulmonaire. L'état du fonctionnement des poumons est mis en évidence grâce aux informations utiles fournies par le stéthoscope et à l'interprétation des bruits liés au passage de l'air lors des cycles ventilatoires.

I.6.2.L'auscultation vasculaire :

Le stéthoscope peut être utilisé pour l'auscultation des artères appliqué sur leur trajet, il permet de repérer un anévrisme, une sténose. Utilisé avec un brassard, le stéthoscope permet d'évaluer la pression artérielle.

- Mesure de la fréquence cardiaque (pression artérielle) :

La pression artérielle est la force du sang qui pousse contre les parois des artères, cette force est plus élevée lorsque le cœur se contracte et plus faible lorsqu'il se relâche. De même, elle est plus élevée dans les artères et plus faible dans les veines.

Cette pression se mesure grâce à deux nombres :

- 1^{ère} : la pression systolique au moment de la contraction du cœur.
- 2^{ème} : la pression diastolique au moment du relâchement du cœur.

-EX : dans l'artère humérale :

Systole=14 mm Hg.

Diastole=8 mm Hg.

Enfin, la mesure de pouls fait indiscutablement partie des processus de physiologie expérimentale, et son contrôle est impératif lors des examens d'aptitude physique et d'exploration fonctionnelle.

I.6.3. L'auscultation abdominale :

L'auscultation abdominale au stéthoscope est un examen clinique qui permet d'écouter les bruits émis par les organes du tube digestif, notamment les intestins. Par ailleurs, l'écoute de l'abdomen contribue à l'évaluation de l'activité des intestins, de la motricité intestinale. Elle permet d'identifier les bruits anormaux qui indiquent la

présence d'une maladie au niveau de l'abdomen avec notamment des bruits liés à la contraction des intestins, les bruits hydro-aériques. L'absence de bruit peut être le signe manifeste d'une péritonite ou d'un iléus paralytique.

I.6.4. L'auscultation cardiaque :

Le stéthoscope est indiqué pour l'écoute du battement du cœur. L'auscultation au stéthoscope fournit des informations sonores qui permettent d'analyser les battements cardiaques en vue de déceler des pathologies au niveau du cœur. Elle facilite le diagnostic en mettant en évidence les bruits anormaux, notamment les bruits physiologiques ou les bruits surajoutés. [b.1]

I.6.4.1. Notion de cœur :

Le cœur est un organe musculaire essentiel, à l'origine de la circulation du sang dans l'organisme. Par contractions rythmiques, le cœur agit comme une pompe et assure la distribution du sang vers différents organes du corps (cerveau et autres organes essentiels, muscles) par les Veines et les Artères .le cœur et ses différents organes peuvent être affectés par différentes pathologies, plus ou moins graves.

I.6.4.2. Anatomie et fonctionnement du cœur :

Principalement le cœur est constitué de quatre cavités contractiles, au niveau supérieur on trouve côte à côte les deux oreillettes gauche et droite, et au niveau inférieur les deux ventricules droit et gauche, chaque oreillette est reliée au ventricule correspondant par des valves. L'oreillette droite reçoit le sang désoxygéné provenant du corps, lors de sa contraction le sang passe à travers les valves tricuspides dans le ventricule droit qui se contracte à son tour pour expulser le sang reçu vers les poumons. L'oreillette gauche reçoit le sang ré oxygéné provenant des poumons, lors de la contraction de cette dernière, le sang est expulsé via la valve dans le ventricule gauche qui se contracte à son tour pour expulser le sang à travers tout le corps (voir FigureI.7).

Le mouvement du cœur suit donc quatre phases qui sont : le remplissage, la contraction, l'éjection et le relâchement.

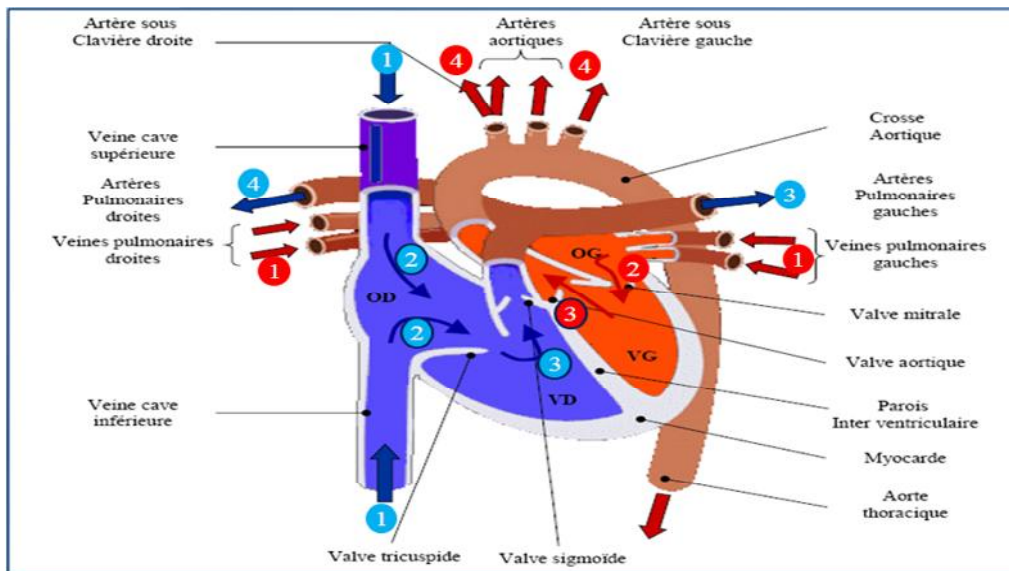


Figure I.7 : Anatomie et le fonctionnement du cœur. [b.2]

I.6.4.3. Description des bruits cardiaques :

Les bruits cardiaques sont des vibrations mécaniques et acoustiques 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, et qui produit un signal appelé phonocardiogramme (PCG) qui peut être visualiser à l'aide d'un stéthoscope électronique.

Le phonocardiogramme (PCG) : est un enregistrement des bruits du cœur, où le signal sonore est transformé en impulsions électriques de façon à pouvoir être enregistré sur un tracé. Cet examen permet de préciser ce que le cardiologue détecte à l'oreille avec son stéthoscope.

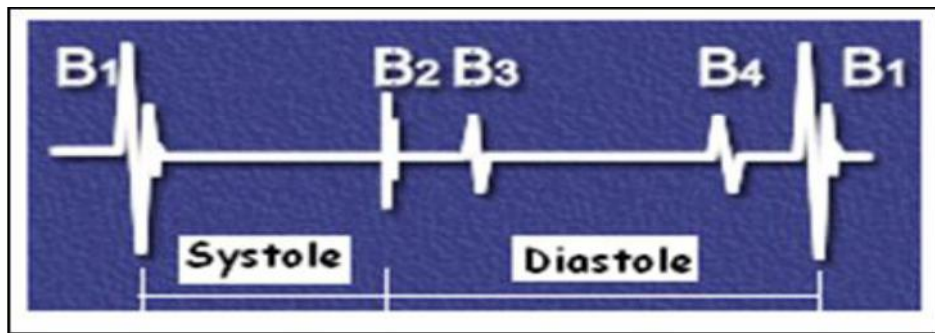


Figure I.8: Le signal phonocardiogramme pendant un cycle cardiaque.

Ce signal peut mettre en évidence quatre bruits cardiaques notés respectivement B1, B2, B3 et B4 qui peuvent être auscultés et visualisés (figure I.8).

a- Bruit B1 :

Il correspond à la contraction du myocarde au début de la systole ventriculaire.

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

Le bruit cardiaque **B1** est constitué par quatre groupes de vibrations, comme illustré dans la figure I.8:

1. Oscillations de faible amplitude et de basse fréquence, non audibles, elles correspondent au début de la contraction ventriculaire.
2. Oscillations de grande amplitude, audibles correspondant aux fermetures des valvules auriculo-ventriculaires mitrale (M1) et tricuspide (T1).
3. Oscillations de grande amplitude, audibles correspondant à l'ouverture des sigmoïdes.
4. Oscillations de faible amplitude et de basse fréquence, non audibles, dues à l'écoulement turbulent du sang dans l'aorte et l'artère pulmonaire, brusquement dilatée au début de l'éjection ventriculaire.

b-Bruit B2 :

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

Le bruit B2 est essentiellement composé de deux groupes de vibrations :

1. vibrations de faible amplitude non audible à cause des tourbillons sanguins précédant la fermeture des sigmoïdes.

2. vibrations audibles de hautes fréquences dues aux fermetures des sigmoïdes aortique et pulmonaire, notées respectivement A2 et P2. Chacune des composantes A2 et P2 dure moins de 50 ms, et sont généralement séparées par un intervalle de temps de 3 à 4 ms qui augmente lors de l'inspiration.

Remarque :

Les bruits **B1** et **B2** sont les deux principaux bruits entendus dans une auscultation d'un sujet sain. L'intervalle entre le premier et le deuxième bruit définit la systole (éjection ventriculaire), tandis que l'intervalle entre le deuxième et le premier bruit suivant définit la diastole (remplissage ventriculaire).

c-Bruit B3 :

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. Il s'enregistre fréquemment chez le sujet jeune, sa présence témoigne le plus souvent d'un état pathologique.

d-Bruit B4 :

Ce bruit débute juste avant le premier bruit B1. Il est habituellement de basse fréquence, il répond à la contraction auriculaire, et son accentuation témoigne d'une hyperactivité auriculaire, droite ou gauche, chez les personnes, âgés de plus de 50 ans.[b.3]

Cette figure illustre un schéma qui montre les différentes composantes des bruits cardiaques B1, B2, B3 et B4 ainsi une illustration de leurs causes physiologiques. Uniquement le côté gauche du cœur est affiché dans cette figure.

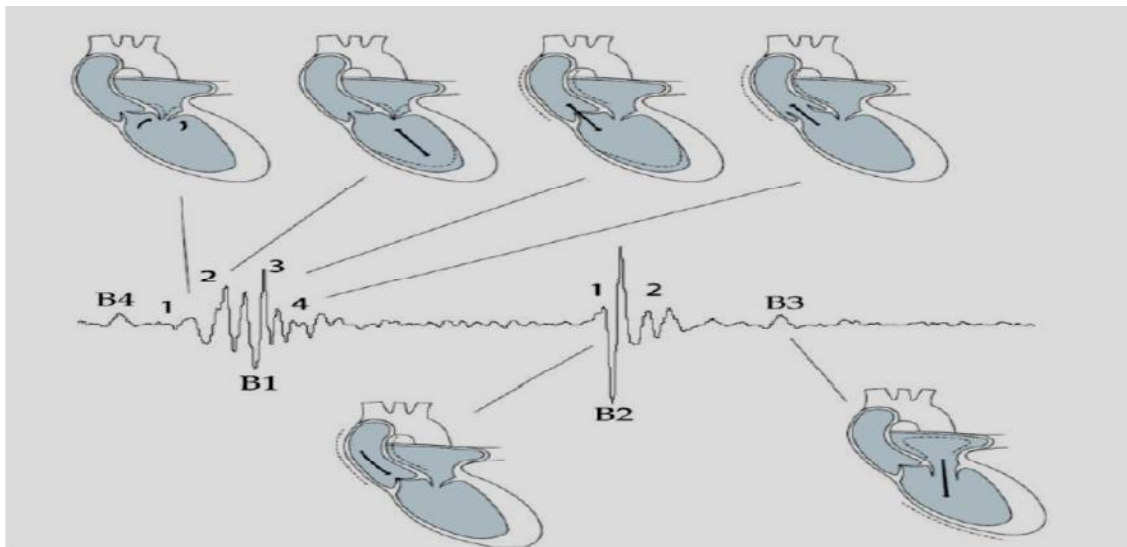


Figure I.9 : Relation entre les bruits cardiaques et la contraction cardiaque.[b.3]

I.7.Foyers d'auscultation :

Les zones d'audition optimale pour l'auscultation cardiaque figure xx sont :

- Pour l'orifice artériel pulmonaire : le deuxième espace intercostal gauche;
- Pour l'orifice aortique : le deuxième espace intercostal droit;
- Pour l'orifice mitral : la région de la pointe du cœur;
- Pour l'orifice tricuspide : la partie inférieure du corps du sternum.

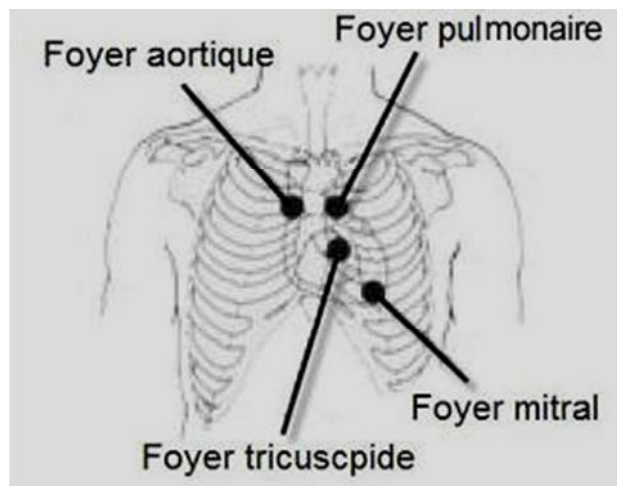


Figure I.10 : les foyers d'auscultation.[b.3]

I.8. Autres utilisations :

Comme il peut être utilisé par le vétérinaire pour écouter les bruits du cœur et la respiration des animaux. Pour étudier le son et pour la mesure de la tension artérielle.

I.9. conclusion :

L'étude de l'hémodynamique intracardiaque menée dans ce chapitre nous a renseignés sur les différents bruits cardiaques, leur forme et leurs origines de formation. , Comme elle nous a permit de savoir les caractéristiques temporelles et fréquentielle de ces bruits.

Le signal enregistré au cours d'une auscultation des sons cardiaques est le signal phonocardiogramme PCG. Ce signal nous permet de diagnostiquer certaines pathologies cardiaques en relation avec le mécanisme cardiaque.

D'où la nécessité de développer un système d'auscultation électronique qui permettra aux médecins d'enregistrer ces bruits cardiaques sous forme d'un signal phonocardiogramme PCG. Le prochain chapitre présente une étude des différentes parties électriques qui compose notre circuit et qui sont nécessaires dans la réalisation de notre stéthoscope électronique.

Chapitre II

Étude et conception de stéthoscope électronique

II.1- Introduction :

Ce chapitre est consacré à l'étude des différents blocs de notre stéthoscope électronique dédié à la détection et l'acquisition des bruits cardiaques sous forme d'un signal électrique connu par le signal phonocardiogramme PCG.

Si nous regardons nos appareils électroniques une vision d'électronicien, que ce soit le ménage ou les appareils personnels, nous trouvons que le microcontrôleur est l'élément le plus important dans ces dispositifs. Donc, nous allons donner l'idée générale sur microcontrôleur 16F877A qu'on utilise par ce que c'est lui le cœur de ce projet.

Le schéma bloc illustré dans la figure II.1 présente la plateforme à partir de notre circuit qui été réalisé. Il est constitué principalement d'un Capteur (Un microphone), Un amplificateur (lm386), un filtrage (passe bas), acquisition du signal (pic 16f877a), affichage (GLCD) et un casque (sans fil ou avec fil).

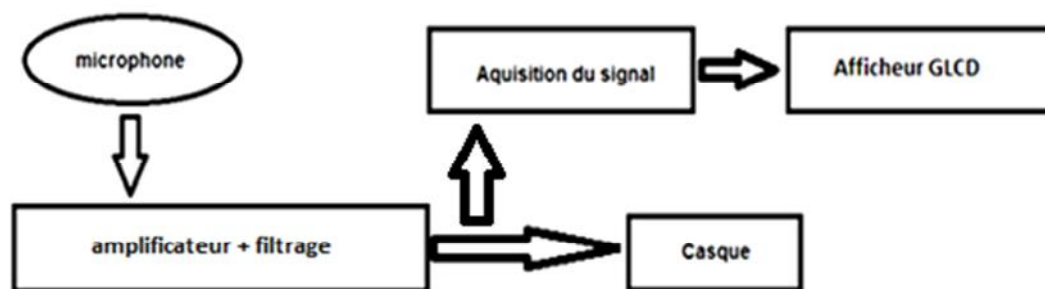


Figure II.1 : Le schéma bloc du circuit de détection du PCG.

II.2- alimentation du circuit :

Le circuit de notre stéthoscope électronique nécessite une alimentation d'une valeur de +5volts. Le schéma de notre circuit d'alimentation est illustré dans la (figure II.2)

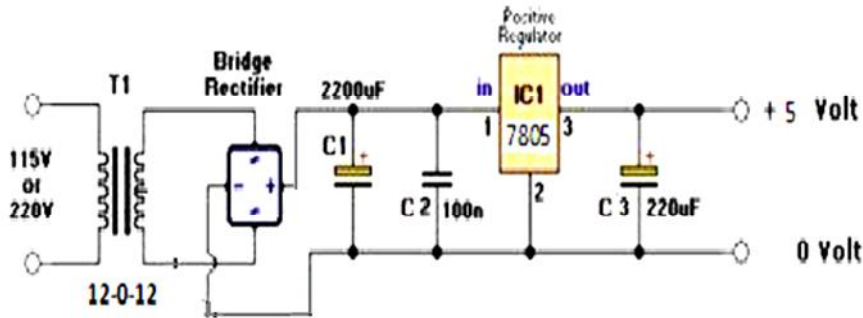


Figure II.2 : alimentation symétrique de ± 05 Volt.

La tension secteur 220v AC est abaissé par un transformateur 220/2x12, le choix d'un transformateur nous permet d'obtenir une tension continue après redressement (pont de redressement) et filtrage (C1). Le condensateur C2 effectue un découplage de l'alimentation, le régulateur 7805 stabilise la tension de sortie tandis que C3 découple l'alimentation issue de ce régulateur.

On ajoute une batterie de 9v placée à l'entrée de régulateur par l'intermédiaire d'une diode, cette dernière laisse la batterie à fonctionner en absence de secteur 220v.

II.3- Le Capteur :

Le capteur est l'élément principal d'un instrument de mesure auquel est directement appliquée la grandeur physique à mesurer. Son rôle est de convertir les valeurs de cette grandeur appelée mesurande, en signaux électriques exploitables par les autres éléments de la chaîne de mesure. Pour cela, ce dernier doit être choisi avec minutie. Le capteur utilisé dans notre projet est un microphone.

Le microphone : est un capteur qui convertit l'énergie du son (sous forme de pression et dépression) en énergie électrique.

Lors d'un enregistrement sonore, les capteurs les plus souvent utilisés sont les microphones ou les accéléromètres (appelé aussi microphone de contact ou microphone piézoélectrique) dans la plupart des cas.

Pour l'enregistrement des bruits cardiaques, les quarts types peuvent être utilisés sont :

II.3.1-Le Microphone a contact (accéléromètre piézoélectrique) :

Ce type de microphone exploite la propriété piézoélectrique d'un Crystal qui va se polariser électriquement lorsqu'il est soumis à une contrainte mécanique. Le principe est de détecter la variation des vibrations d'un solide (dans notre cas, la paroi thoracique) et non pas les variations de la pression de l'air. Ce capteur doit être collé à la cage thoracique près du cœur pour pouvoir détecter les mouvements des vibrations dû aux battements cardiaques

Les vibrations détectées déforment la membrane piézoélectrique change la valeur de la capacité entre elle et une autre plaque métallique fixe, induisant un changement dans la tension de condensateur dans des conditions de charge constante. [b.4]

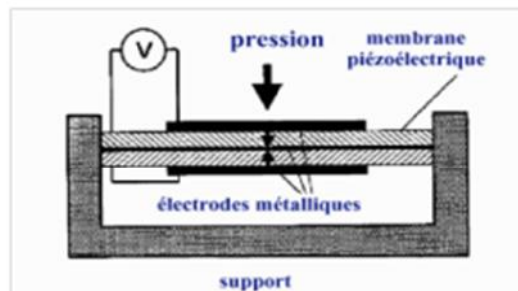


Figure II.3 : un microphone piézoélectrique.

Les microphones à leurs tours se divisent en trois types les plus couramment utilisés :

II.3.2-Microphone Dynamique :

Ce type de microphone est constitué par un diaphragme en plastique ou en métal, ce dernier est fixé à une bobine en cuivre, située dans un champ magnétique créé par un aimant. Les ondes de pression sonore qui percutent le diaphragme provoquent son déplacement, qui entraîne à son tour celui de la bobine située dans le champ magnétique. Les variations magnétiques qui en résultent se traduisent par des variations électriques correspondant généralement aux variations physiques de l'onde sonore d'origine. Les microphones dynamiques sont extrêmement robustes, offrent une réponse en fréquence lisse et étendue, ne nécessitent pas une source DC externe

pour leur fonctionnement. Les micros dynamiques sont largement utilisés dans le discours public, et pratiquement dans toutes les applications d'enregistrement.[b.4]

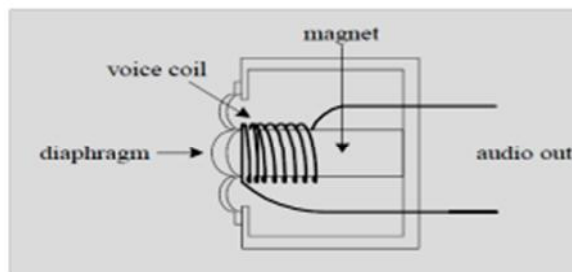


Figure II.4 : le microphone dynamique.

II.3.3-Le Microphone à Condenseur :

Ce type de microphone se compose d'une paire de plaques qui peuvent se rapprocher et s'éloigner par l'impacte de la pression atmosphérique. En effet, les plaques agissent comme un condensateur sensible au son. L'une des plaques est en métal rigide fixé avec la masse. L'autre plaque est en métal ou en plastique métallisé flexible qui est chargé positivement par une source de tension externe. Les microphones à condensateur sont caractérisés par un son de faible bruit et par un enregistrement de haute qualité. [b.4]

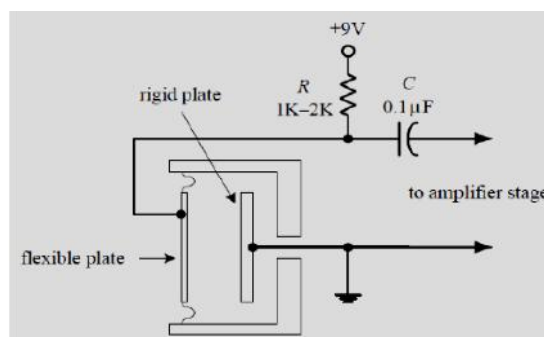


Figure II.5 : le microphone a condensateur.

II.3.4-Le microphone Electret (ECM) ou Un microphone à condensateur électret :

Est une variante du microphone à condensateur. Au lieu d'utiliser une source de tension externe pour charger le diaphragme, il utilise un élément en plastique chargé

de manière permanente (électret) placés en parallèle avec une plaque de métal conducteur. La plupart des microphones électret ont un amplificateur FET intégré dans leur petit amplificateur. Cela nécessite une alimentation externe pour fonctionner, généralement une tension DC comprise entre +4 et +10 V. Cette tension alimente le microphone à travers une résistance (1-10 K) (voir figure II.6). Le microphone électret répond bien aux fréquences moyennes, cependant il a une mauvaise réponse aux les basses fréquences. Pour cette raison, son utilisation se limite aux communications vocales. En outre, la performance des microphones électret diminue au fil des ans à cause de la diminution de la charge d'électret. [b.4]

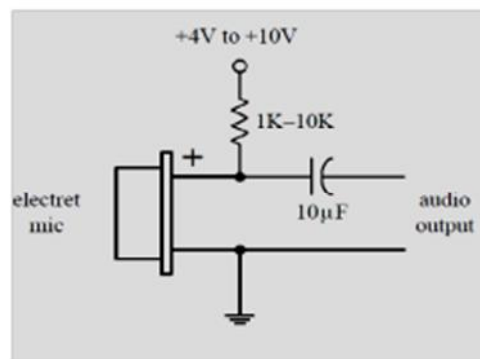


Figure II.6 : le microphone a électret.

Le tableau suivant (tableau II.1) montre une étude comparative des caractéristiques des trois types de microphones :

	<i>Microphone ECM</i>	<i>Microphone dynamique</i>	<i>Microphone piézoélectrique</i>	<i>Preference</i>
<i>Coût</i>	<i>Faible</i>	<i>faible</i>	<i>important</i>	<i>ECM/dynamique</i>
<i>Sensibilité</i>	<i>Bonne</i>	<i>faible</i>	<i>bonne</i>	<i>ECM/Piézo</i>
<i>Dimension</i>	<i>petit</i>	<i>grand</i>	<i>petit</i>	<i>ECM /Piézo</i>
<i>Bande de fréquence</i>	[20Hz-20kHz]	[50Hz-20kHz]	[10Hz-20kHz]	<i>ECM/Piézo</i>

Tableau 2.1 Comparaison entre les caractéristiques des microphones

D'après ces caractéristiques présentées dans le tableau précédant, on a opté vers l'utilisation d'un microphone à électret ECM. Ce choix est aussi consolidé par la grande disponibilité de ce type de capteur dans le magasin de composants électroniques au niveau de la faculté de Technologie de notre université. [b.4]

Ce type de Microphone a été utilisé pour la détection des bruits cardiaques celui illustré dans la figure II.7 Ce microphone ECM a été inséré dans l'extrémité de la tubulure d'un stéthoscope pour acquérir les sons cardiaques comme illustré dans les figures II.8, ce dernier transporté à l'amplificateur par l'intermédiaire d'une fiche jack et l'auxiliaire .

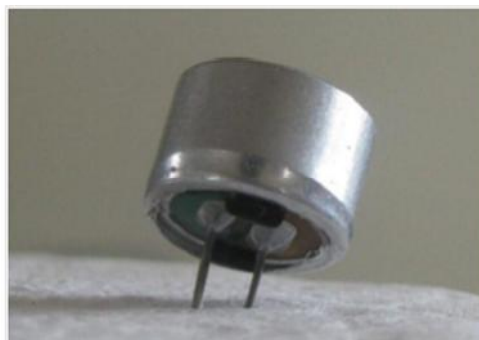


Figure II.7 : photo du capteur ECM.



Figure II.8 : les éléments nécessaires pour le capteur des bruits cardiaques.

II.4-L'amplification :

Sachant que le signal sonore des mouvements cardiaques est de très faible amplitude et ne peut pas être détecté clairement donc, la sortie du capteur nécessite une amplification appropriée.

L'amplificateur employé dans notre circuit est un amplificateur audio réalisé autour d'un amplificateur opérationnel LM386.(voir figure II.9)

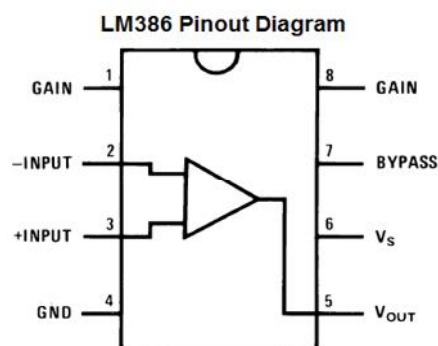


Figure II.9 : brochage de LM386. [b.5].

Le gain du LM386 est fixé à 20 par le constructeur. Toutefois, il est possible d'augmenter le gain à 200 en connectant les broches 1 et 8 du LM386 via un réseau résistance-capacité en série. Cet amplificateur audio est conçu pour conduire un haut-parleur 8- Ω et un casque mp3.

Les caractéristiques de LM386 sont :

- Un minimum de parties externes
- Une large gamme de tension
- Un faible courant de drainage : 4 mA
- Gain de tension de 20 à 200
- Une entrée à référence terrestre
- Une sortie à voltage auto centrée
- Une faible distorsion.

La figure II.10 suivante montre le schéma électrique de l'amplificateur que nous avons utilisé.

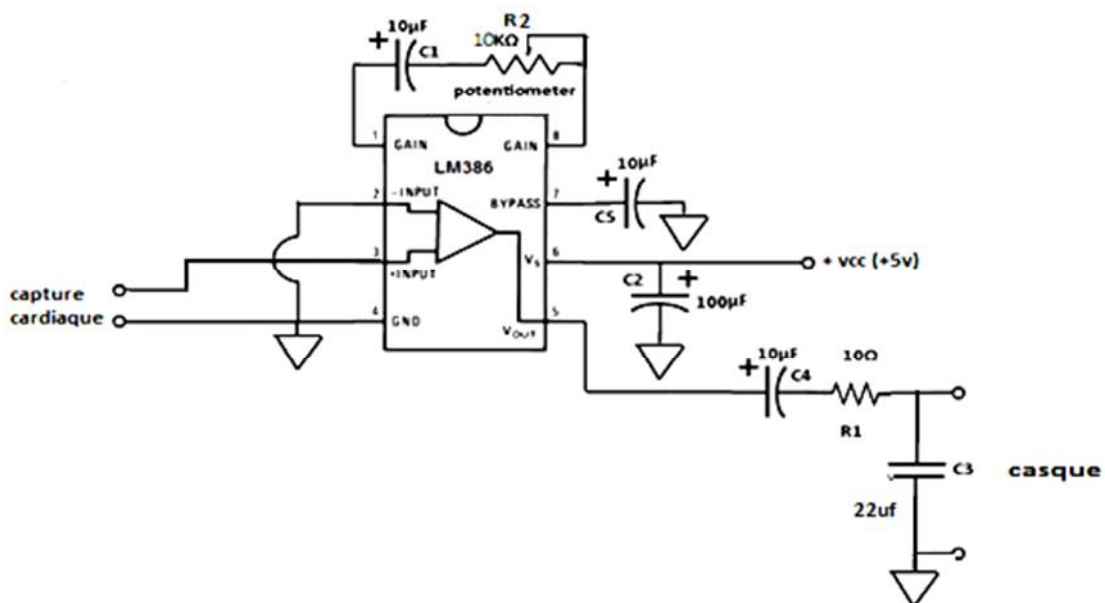


Figure II.10 : schéma électrique de l'amplificateur. [b.5]

II.4.1. Explication des broches de LM386 et les composants externes supplémentaire :

- Les broches 1 et 8 représentent le contrôle de gain de l'amplificateur. Ce sont les terminaux où vous pouvez ajuster le gain en plaçant une résistance variable et un condensateur. Dans notre circuit, nous avons placé un condensateur ($C1=10\mu\text{F}$) et un

potentiomètre ($R_2=10k$) entre ces bornes pour régler le gain de tension donc il nous offre une idée pour varier le volume.

-Les broches 2 et 3 sont les bornes du signal d'entrée du son. Ce sont les terminaux où vous placez le son que vous souhaitez amplifier. Le terminal 2 sera branché à la masse et le signal sonore positif sera placé sur le terminal 3.

-La broche 4 est GND (terre) et sera reliée à la masse dans le circuit.

-La broche 5 est la sortie de l'amplificateur, c'est la broche dans laquelle le filtre passe bas est branché mais avant en plaçant un condensateur de couplage ($C_4=10\mu f$) qui supprime tout décalage DC de la sortie de l'amplificateur LM386 et ne passe que le signal alternatif (AC).

-la broche 6 est le terminal qui reçoit la tension continue positive de sorte que l'amplificateur puisse recevoir la puissance dont il a besoin pour amplifier les signaux, on place un condensateur de lissage ($C_2=100\mu f$) à la masse pour éliminer tous les parasites de l'alimentation.

-la broche 7 est le terminal Bypass. Cette broche est généralement laissée ouverte ou est câblée sur terre par un condensateur ($C_5=10\mu f$) pour améliorer la stabilité de l'amplificateur LM386 pour éviter des problèmes tels que l'oscillation qui peut transformer les sons familiers en méconnaissables.

II.5-Le filtrage :

Le filtrage est une étape essentielle dans une chaîne de mesure et d'acquisition de données. C'est une opération qui consiste à séparer les composants d'un signal selon leurs contenus fréquentiels ce qui va permettre d'isoler une fréquence particulière ou d'éliminer des fréquences parasites.

Le but principal de l'opération de filtrage est de nettoyer le signal traité et écouté en éliminant le plus de bruit possible tout en préservant le maximum d'informations utiles du signal.

Il existe deux types de filtres :

- **Les filtres passifs** : Ils ne sont composés que d'éléments passifs (résistances, condensateurs, bobines).
- **Les filtres actifs** : Il y a en plus une amplification du signal d'entrée par un élément actif (Amplificateur opérationnel, Transistor).

La partie qui concerne le filtrage de notre signal, contient un filtre passe bas qui est un circuit RC comme illustré dans la figure qui suit, L'utilisation de ce filtre va accomplir parfaitement l'enchaînement de notre travail.

Le théorème de Shannon sera utilisé pour sélectionner la fréquence de coupure. La fréquence d'échantillonnage F_e d'un signal doit être égale ou supérieure au double de la fréquence max. En résumant par cette loi :

$$F_e \geq 2F_c.$$

La relation qui permet de donner la valeur pour la résistance et le condensateur est l'équation qui détermine la fréquence de coupure.

- Sachant que la fréquence du bruit cardiaque atteindra 350Hz.

Calcul de RC :

$$f_e \geq 2f_c$$

$$\text{On a: } F_c = 1 / 2\pi RC.$$

$$F_e/2 = f_c \rightarrow f_e/2 = 1 / 2\pi RC \rightarrow f_e = 1/\pi RC$$

$$RC = 1/\pi f_e$$

$$\text{AN: } RC = 1/3.14 * 700\text{Hz}$$

$$RC = 4.545 * 10^{-4} \text{ s}$$

On a pris la valeur de condensateur est $10\mu\text{F} = 10 * 10^{-6}\text{F}$.

Pour trouver la valeur de la résistance R on fait ce simple calcul :

$$RC=4.545*10^{-4} \quad \rightarrow R = 4.545*10^{-4} / C$$

$$\text{AN: } R = 4.545*10^{-4} / 22*10^{-6} = 45.45\Omega$$

$R = 45.45 \Omega$ mais on prend $R = 40\Omega$.

Les valeurs des composants :

$C = 22\mu\text{F}$; $R = 40\Omega$.

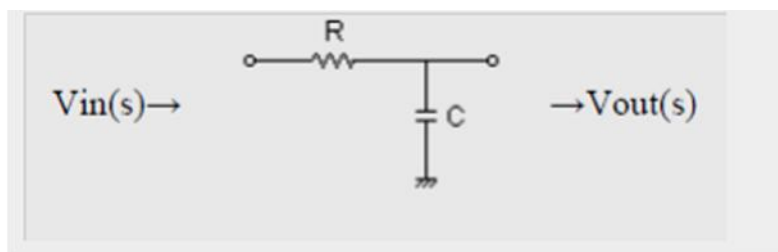


Figure II.11 : filtre RC. [b.6]

II.6-Acquisition de signal :

Pour acquérir le signal PCG on injecte la sortie du microphone dans un microcontrôleur 16f877a.

II.6.1-Généralité sur le microcontrôleur 16f877a :

a-Description et brochages :

Le PIC 16F877A est un pic de la famille "MID-RANGE" et de type 877 il compose d'un CPU qui exécute les instructions du programme (codées sur 14 bits), traite et produit des opérations sur des informations numériques, et d'une mémoire flash de 14 bits qui permet de stocker le programme. et d'une mémoire RAM de 368 octets qui est utilisée pour le stockage temporaire des données et résultats. Et compose aussi d'une mémoire EEPROM de 256 octets qui permet de conserver des données très utiles de manière semi-permanente.

Il s'agit a 5 ports d'E/S de 40 broches, il composé de 33 Ports E/S bidirectionnels (PORT A, PORTB, PORTC, PORTD et PORTE) permettent de communiquer avec

l'extérieur ; les lignes de chaque port peuvent être configuré en entrée ou en sortie et pouvant produire 25 mA par sortie. PORTB et PORTD ont 8 broches pour recevoir / transmettre des données d'E/S 8 bits. Les ports restants ont différents nombres de broches pour les communications de données d'E / S. Il compose aussi de 7 ports d'E/S Unidirectionnel (MCLR, alimentation, oscillateur,...), comme illustre la figure II.12 suivante :

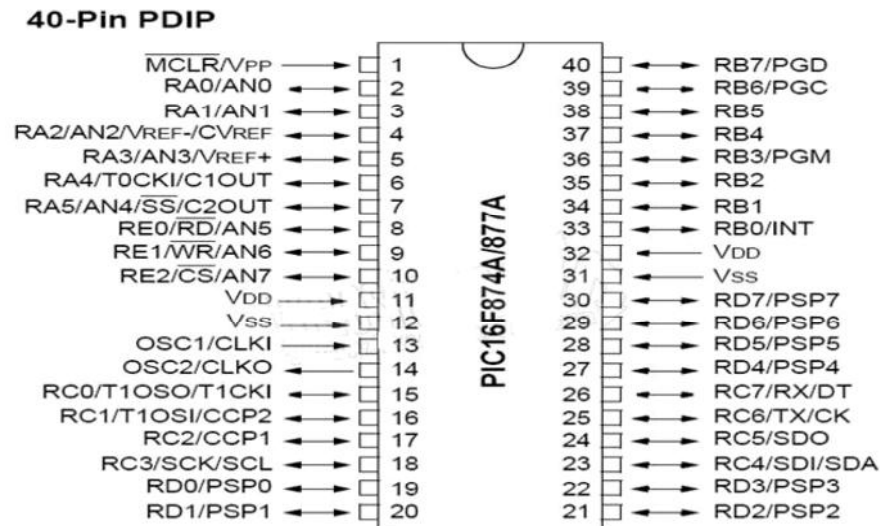


Figure II.12 : les broches du pic 16f877a. [b.7]

Ce PIC est caractérisé par :

- Tension d'alimentation 2,0-5,5 V,
- 3 timers, modules programmables dont les fonctions sont :
 - astable (signaux périodiques)
 - monostable (impulsion)
 - compteur
 - signaux PWM (commande de moteurs à courant continu)
- un convertisseur analogique / numérique 10 bits – 8 entrées disponibles de 0 à 5V ; les résultats des conversions sont stockés dans des registres internes.
- peut fonctionner sur différentes sources d'horloge interne et externe qui génère le signal qui cadence l'exécution des instructions. Il peut fonctionner sur une gamme variée de fréquence de 31 KHz à 48 MHz....etc. [b.7]

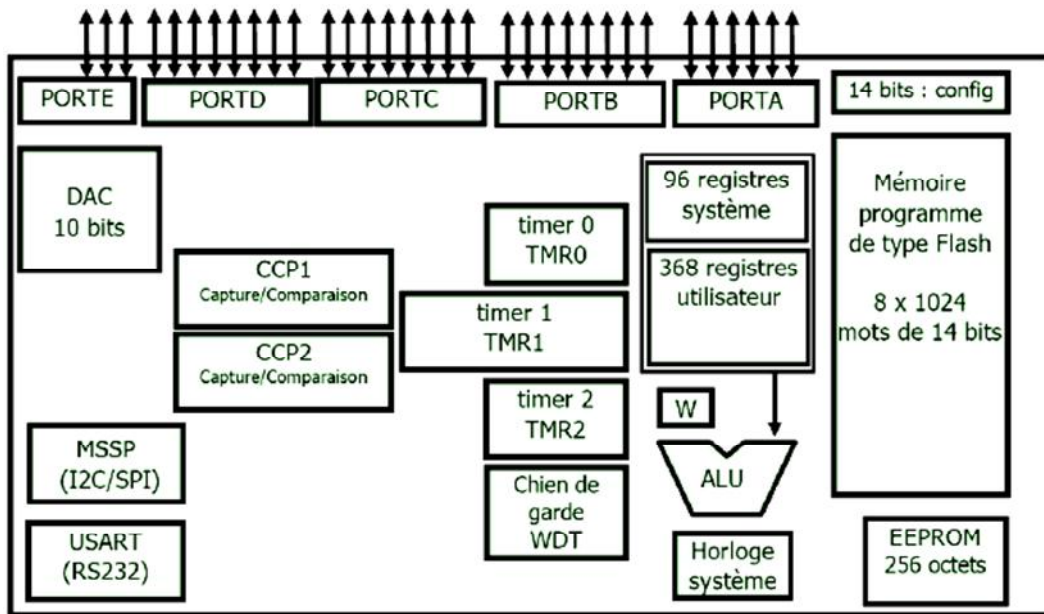


Figure II.13 : Brochage et architecture interne du PIC16F877A. [b.7]

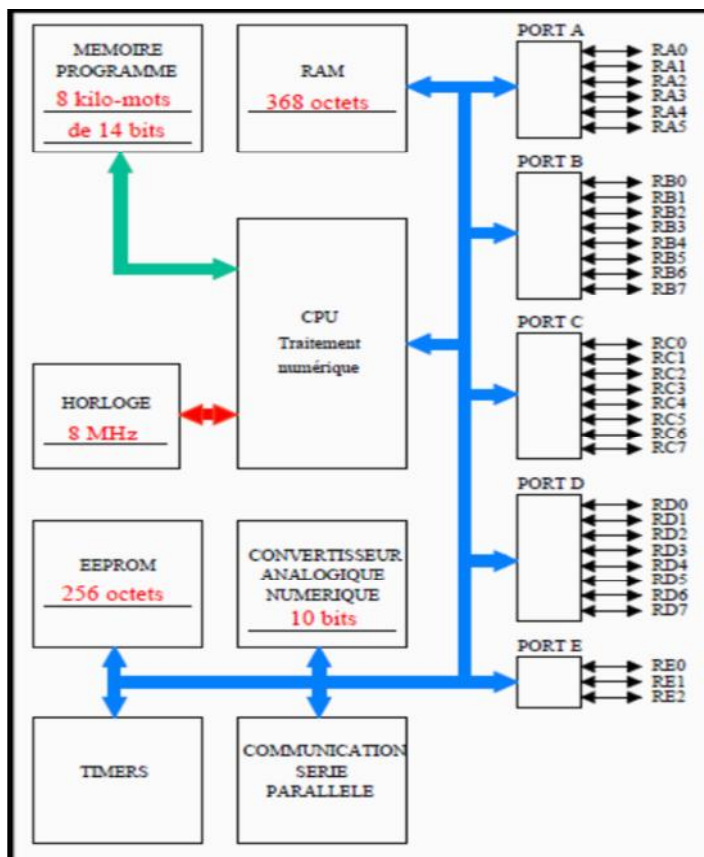


Figure II.14 : Synoptique simplifié du PIC 16F877A [b.7]

b-Conversion Analogique/Numérique :

b.1-Définition :

Un convertisseur analogique / numérique (CAN) est un dispositif électronique permettant la conversion d'un signal analogique en un signal numérique.

Dans notre cas, nous avons utilisé le convertisseur du PIC 16f877a pour convertir le signal analogique du capteur cardiaque en un signal numérique codé sur 10 bits.

Il y a 4 registres associés au module CAN du 16F877A :

- a) ADRESH : le registre de résultat "Haut".
- b) ADRESL : le registre de résultat "Bas".
- c) ADCON0 : premier registre de contrôle du module CAN.
- d) ADCON1 : seconde registre de contrôle du module CAN.

b.2-Constitution et fonctionnement des registres du CAN:

1) Le registre ADCON0 :

Ce registre est le dernier utilisé par le convertisseur analogique/numérique. Il contient les bits à manipuler lors de la conversion.

b7	b6	b5	b4	b3	b2	b1	b0
ADCS1	ADCS0	CHS2	CHS1	CHS0	GO/DONE	-	ADON

Tableau II.2 : Le registre ADCON0.

- **Bit (7-6): ADCS1:ADCS0:** (A/D Conversion Clock Select bits).

C'est 2 bits permettent de sélectionné la valeur d'horloge pour la conversion :

00 = FOSC/2.

01 = FOSC/8.

10 = FOSC/32.

11 = FRC : fréquence d'horloge en provenance de l'oscillateur RC du convertisseur analogique numérique.

- **Bit (5-3): CHS2:CHS0:** (Analog Channel Select bits), permet de

Sélectionné l'un des canaux qui travail avec la CAN afin d'être convertie par ces bits.

000 = canal analogique 0, (RA0/AN0).

001 = canal analogique 1, (RA1/AN1).

010 = canal analogique 2, (RA2/AN2).

011 = canal analogique 3, (RA3/AN3).

100 = canal analogique 4, (RA5/AN4).

101 = canal analogique 5, (RE0/AN5).

110 = canal analogique 6, (RE1/AN6).

111 = canal analogique 7, (RE2/AN7).

- **Bit 2:GO/DONE** : ce bit indique la fin de la conversion analogique et permet de lancer la conversion :

1 : lorsque l'on met au niveau logique 1 ce bit alors la conversion est lancée.

0 : lorsque ce bit passe à 0 alors le convertisseur analogique numérique a fini la conversion.

- **Bit 1** : Inutilisés, lu comme « 0 ».
- **Bit 0 : ADON** : (A/D On bit) ce bit permet de « mettre en route » le convertisseur analogique numérique :

1 = Le module convertisseur A/N est active.

0 = Le module convertisseur A/N non active, les broches d'entrées ne consomment pas de courant.

2) Le registre ADCON1 :

Ce registre est constitué des bits suivants :

b7	b6	b5	b4	b3	b2	b1	b0
ADFM	-	-	-	PDFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0

Tableau II.3 : Le registre ADCON1.

- **Bit ADFM** : ce bit permet de sélectionner les registres dans lesquels sera stocké le résultat de la conversion :

ADFM=1 : le décalage ce fait a droit, les 6 bits restant lue comme des 0 sont dans le registre ADRESH.

ADFM=0 : le décalage ce fait a gauche, les 6 bits restant lue comme des 0 sont dans le registre ADRESL.

- **Bit ADCS2** : pour déterminé la valeur d'horloge de module CAN ce bit travail avec les bits ADCS1 et ADCS2 de registre ADCON0.
- **Bit 5 et 6** : n'est pas utilisé.

- **Bit (PCFG3-PCFG0) :** ces 4 bits permettent de configurer les broches du PIC comme étant des entrées analogiques ou numériques :

Le tableau suivant montre la configuration des pins (AN0-AN4) :

PCFG3: PCFG0	AN7 ⁽¹⁾ RE2	AN6 ⁽¹⁾ RE1	AN5 ⁽¹⁾ RE0	AN4 RA5	AN3 RA3	AN2 RA2	AN1 RA1	AN0 RA0	VREF+	VREF-	CHAN/ Refs ⁽²⁾
0000	A	A	A	A	A	A	A	A	VDD	Vss	8/0
0001	A	A	A	A	VREF+	A	A	A	RA3	Vss	7/1
0010	D	D	D	A	A	A	A	A	VDD	Vss	5/0
0011	D	D	D	A	VREF+	A	A	A	RA3	Vss	4/1
0100	D	D	D	D	A	D	A	A	VDD	Vss	3/0
0101	D	D	D	D	VREF+	D	A	A	RA3	Vss	2/1
011x	D	D	D	D	D	D	D	D	VDD	Vss	0/0
1000	A	A	A	A	VREF+	VREF-	A	A	RA3	RA2	6/2
1001	D	D	A	A	A	A	A	A	VDD	Vss	6/0
1010	D	D	A	A	VREF+	A	A	A	RA3	Vss	5/1
1011	D	D	A	A	VREF+	VREF-	A	A	RA3	RA2	4/2
1100	D	D	D	A	VREF+	VREF-	A	A	RA3	RA2	3/2
1101	D	D	D	D	VREF+	VREF-	A	A	RA3	RA2	2/2
1110	D	D	D	D	D	D	D	A	VDD	Vss	1/0
1111	D	D	D	D	VREF+	VREF-	D	A	RA3	RA2	1/2

Tableau II.4: Configuration des convertisseurs A/N. [b.7]

3) Les registre ADRESL et ADRESH :

Le convertisseur du PIC16F877A donne un résultat sur 10 bits sauvegarde dans 2 registres. ADRESL et ADRESH. Chaque de ces registre est a 8 bits comme peut rassembler pour formé un registre 16 bits, ce CAN est de résolution de 10 bits, donc il reste 6 bits libre dans les registres, afin de bien lire l'emplacement de 10 bits de la conversion on fait le décalage a droit ou a gauche de ces 10 bits et les 6 bits restante prend la valeur 0.

Le bit **ADFM** de registre **ADCON1** qui ne permet le sens de décalage.

4) Le Registre PIR1 : c'est un registre associée au module CAN.

Bit 7						Bit 0	
SPIF	ADIF	RCIF	TXIF	SSPIF	CCP1IF	TMR2IF	TMR1IF

Figure II.5 : le registre PIR1.

Le bit le plus utilisé pour la conversion est le bit 6 ADIF (Analog to Digital interrupt Flag), ce bit change son état pour indiquer la fin de conversion. L'utilisation d'un

microcontrôleur dans un système le rend très puissant. Le cœur de notre carte d'acquisition est un microcontrôleur PIC16F877A. Ce dernier a été détaillé pour bien comprendre ses fonctionnalités.

b.3-différentes étapes pour programmé CAN :

La conversion s'effectue en différentes étapes :

- Importation et Initialisation la Library de CAN par l'instruction « ADC_init() ».

- Configuré la ou les pattes utilisées du port A en entrée ; par l'instruction « TRISA=1 »

- défini quelque canaux comme entrée analogique ou numérique a partir de registre ADCON1 (voir tableau II.4).

- Lancement de la conversion

- Attente de la fin de conversion

- Récupération de la valeur numérique par l'instruction « ADC_read (x) » avec x est numéro de la patte de port A. [b.7]

II.7-affichage du signal:

II.7.1-Généralité sur l'écran GLCD :

Un écran LCD graphique (GLCD) fournit une méthode avancée pour afficher des messages visuels. Bien que l'écran LCD de caractères ne puisse afficher que des caractères alphanumériques, le GLCD peut afficher des messages sous la forme de dessins et de bitmaps et affiche aussi des graphs et des signaux, comme il peut afficher des images.

L'écran GLCD le plus couramment utilisé est à 128x64 pixels que signifie la résolution de l'écran voir la figure suivant :

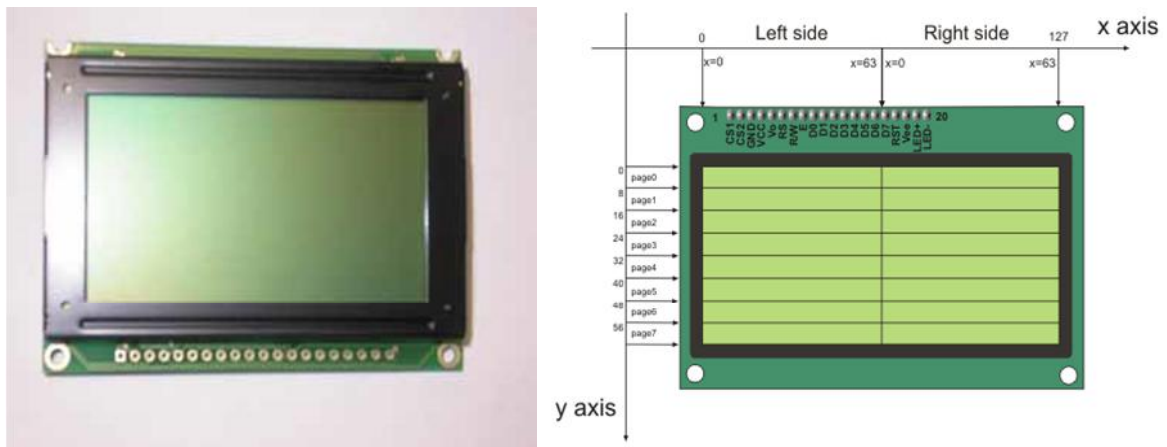


Figure II.15 : un afficheur GLCD (128x64 pixels).

II.7.2-les broches du GLCD :

Un afficheur LCD graphique présente typiquement les 20 broches suivantes :

NO.	SYMBOL	LEVEL	FUNCTION
1	VDD	5V	Power Supply Voltage
2	VSS	0V	Power Supply Ground
3	Vo	-	Contrast Adjustment Voltage
4-11	DB0~DB7	H/L	Data Bus Line
12	CS1	H	Chip Select Signal For IC1
13	CS2	H	Chip Select Signal For IC2
14	/RES	L	Reset Signal
15	R/W	H/L	H : Read / L : Wrtie
16	D/I	H/L	H : Data, L : Instruction Code
17	E	H→L	Enable Signal
18	Vout	-	Power Supply Voltage For LCD
19	A	4.2V	LED Power (+)
20	K	0V	LED Power (-)

Tableau II.6: brochages du GLCD.

Les broches d'alimentation sont : (GND), (VCC), (VO), (VEE), (Anode), (cathode)

Ces 2 broches (VO) et (VEE) doivent être montées de la façon suivante à l'aide d'une résistance variable :

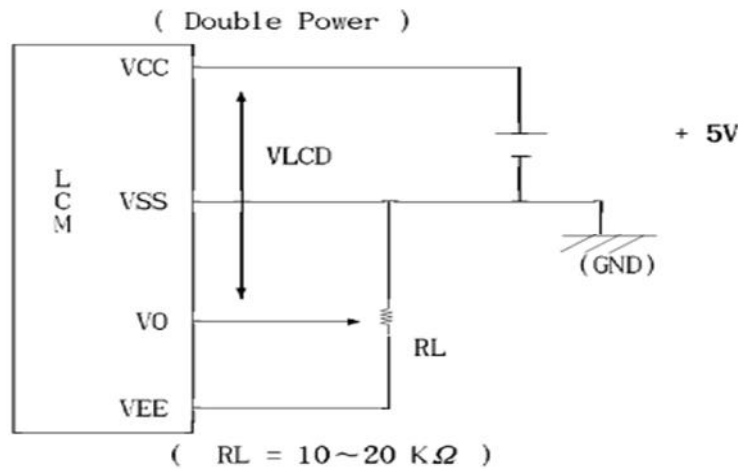


Figure II.16 : alimentation du GLCD.

Les broches logiques de commandes du GLCD sont : (D/I), (R/W), (E), (/Reset),

Les broches logiques de sélection de la partie d'écran utilisée (chaque bloc fait 64x64) sont : (CS1), (CS2).

Les broches logiques de données : (D0-D7).

II.8-Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté les différentes parties de notre stéthoscope électronique que nous avons développé et qui permettent la détection et mise en forme du signal phonocardiogramme PCG, et la partie acquisition et traitement numérique du signal. L'étude et le test de chaque partie du circuit permet de mieux choisir les composants nécessaires pour une meilleure détection du signal PCG.

Un intérêt particulier était porté au capteur ainsi que les circuits de mise en forme comme tenu que c'est la source de détection de l'information recherchée.

Dans le chapitre suivant, la simulation et la réalisation pratique de notre conception sera présentée, à l'aide des logiciels électroniques connus.

Chapitre III

La simulation et la réalisation pratique d'un stéthoscope électronique

III.1-Introduction :

Dans ce chapitre nous nous intéressons à la description de la simulation et de la réalisation de notre stéthoscope électronique.

Ce chapitre commence d'abord par la présentation de la partie simulation de notre projet et dans cette partie nous présentons l'organigramme du programme et logiciels que nous avons développé et qui sont un complément de la deuxième partie qu'elle est la réalisation pratique, à la fin on fait quelque test sur notre stéthoscope électronique a réalisé.

La programmation des microcontrôleurs PIC est supportée par plusieurs langages de programmation tel que : MikroC for PIC, MPLAB, MikroBasic PRO for PIC, HI-TECH C for PIC...etc. Dans notre projet nous avons opté pour le compilateur de MikroC qui est un compilateur en langage C (langage évolué) et qui permet d'intégrer certaines routines en assembleur. Ce choix est à la fois un choix personnel et technologique.

III.2-les parties constituant notre réalisation :

partie I : La simulation :

Pour le développement la simulation de nos cartes, nous avons subdivisé notre travail en deux étapes:

❖ Etape 1 : la programmation:

L'activité de programmation est un jeu d'instructions dans laquelle, il suffit d'enchaîner des instructions élémentaires pour parvenir à exécuter le programme demandé (tache voulue).

A-Logiciel utilisé :

Le logiciel utilisé est MikroC qui est un puissant outil pour les microcontrôleurs Pic et autre. Il est conçu pour fournir au programmeur la solution la plus simple possible pour développer des applications pour les systèmes embarqués, sans compromettre les

performances ou le contrôle. Le MikroC permet de développer et déployer des applications complexes:

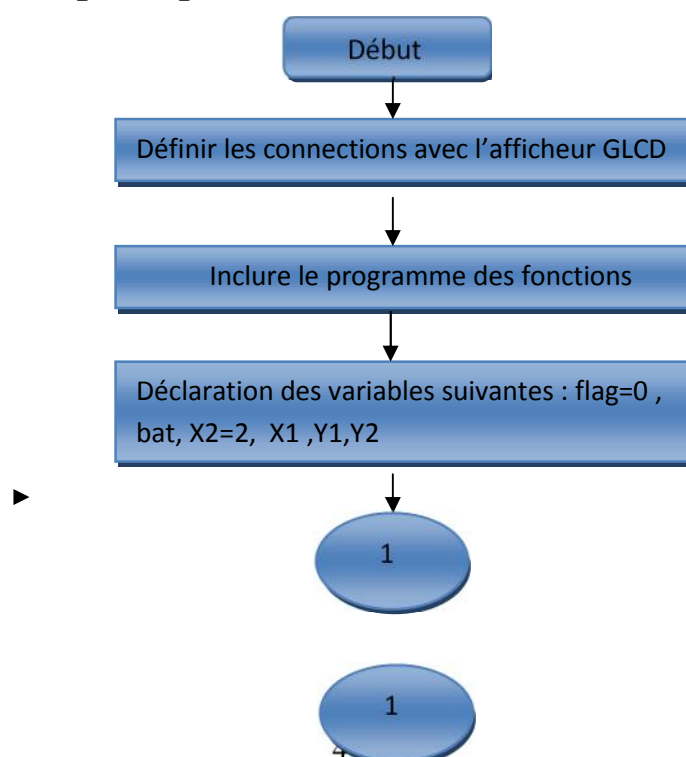
- Écrire un code source C en utilisant le très avancé éditeur de code.
- Utiliser les bibliothèques du MikroC fait accélérer considérablement le développement (acquisition de données, la mémoire, affichage, les conversions, les communications.....etc.).
- Associé à sa capacité à pouvoir gérer la plupart des périphériques rencontrés dans l'industrie (RS232, CAN, USB, PWM, afficheurs LCD alphanumériques et graphiques, afficheurs LEDs à 7 segments, ...etc.).

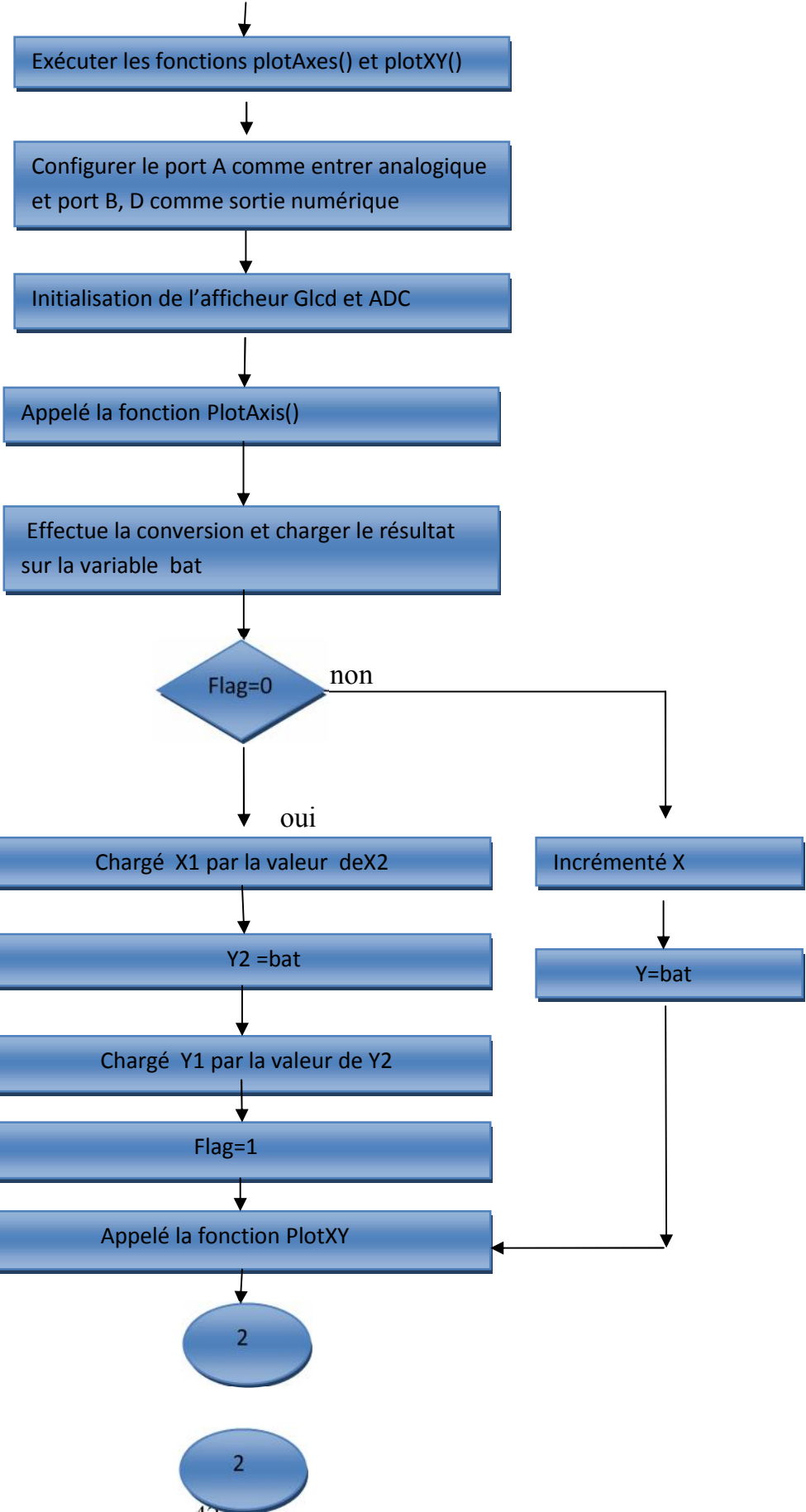
B-l'organigramme :

Ce projet avait comme objectif d'établir un programme qui permet de tracer le signal PCG du cœur (bruit cardiaque). Ces bruits sont sensés arriver au microcontrôleur Pic16F877A sur la patte RB0. Notre organigramme est composé d'un programme principal et deux sous programme qui sont deux fonction jeu un rôle important pour obtenir les résultats final.

❖ Les étapes de notre programme sont :

B.1-organigramme principal:





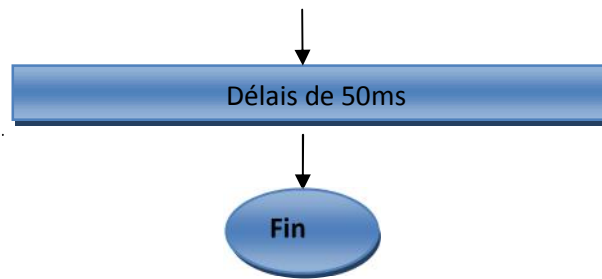
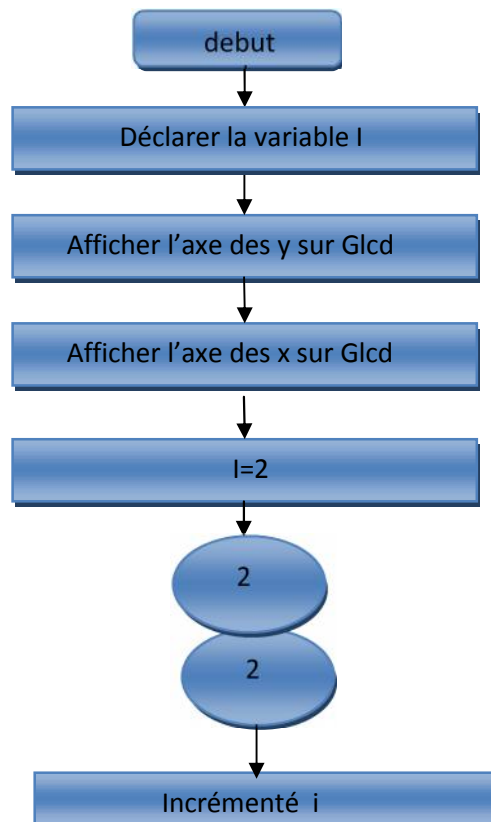


Figure III.5 : organigramme principal.

B.2-la fonction « plotAxis » :

Permet de dessiner les axes des abscisses « x » et des ordonnées « y » et afficher le titre de ce graphe au dessous de l'axe « y » et ainsi que l'échelle sur ces deux axes sur GLCD.



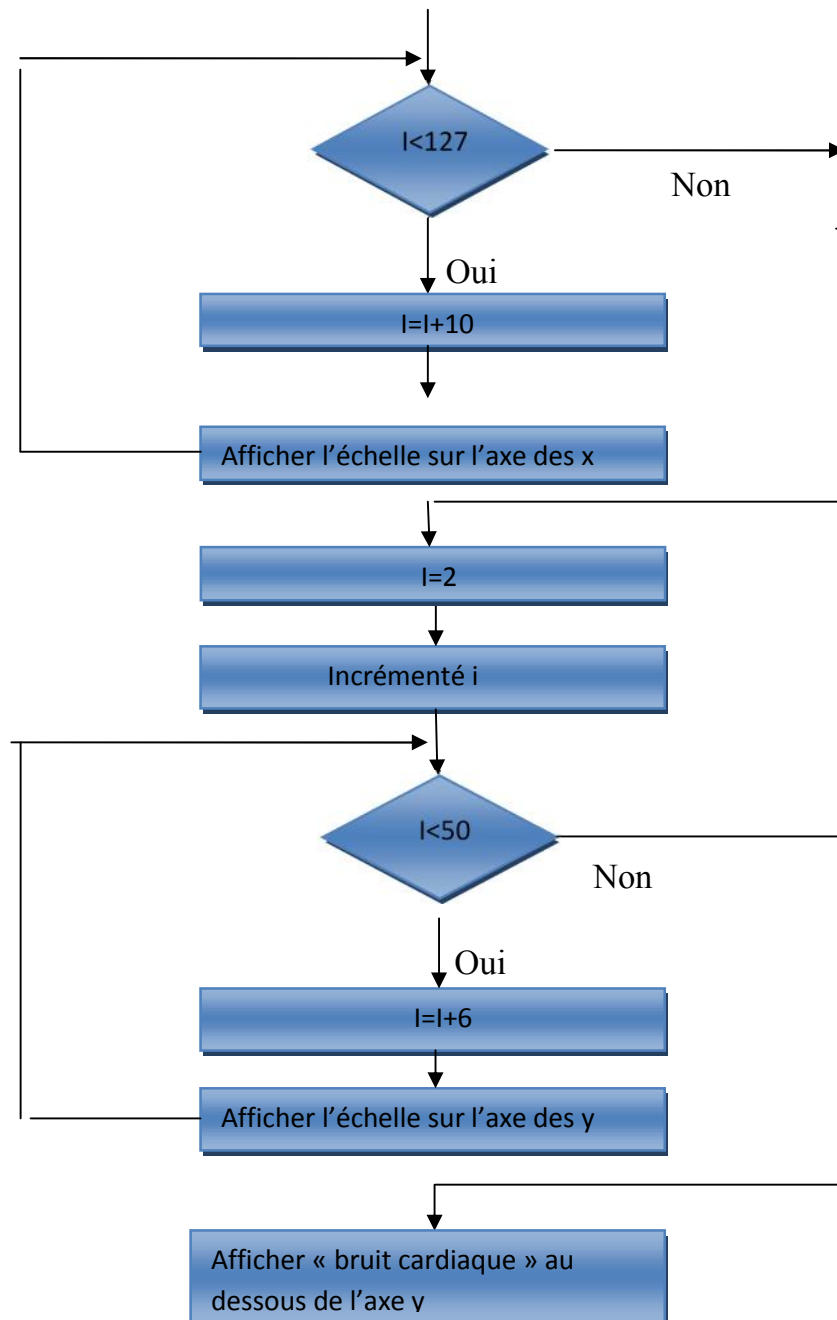


Figure III.1: organigramme de fonction “plotAxes”.

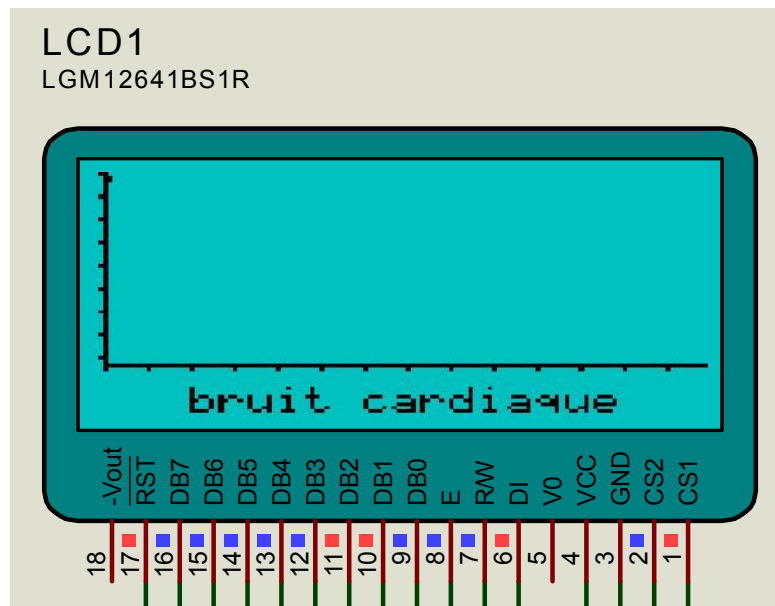


Figure III.2: le résultat obtenu avec la fonction «PlotAxis» simulé sur PROTEUS.

B.3-la fonction « plotXY » :

Permet de dessiner la courbe de PCG

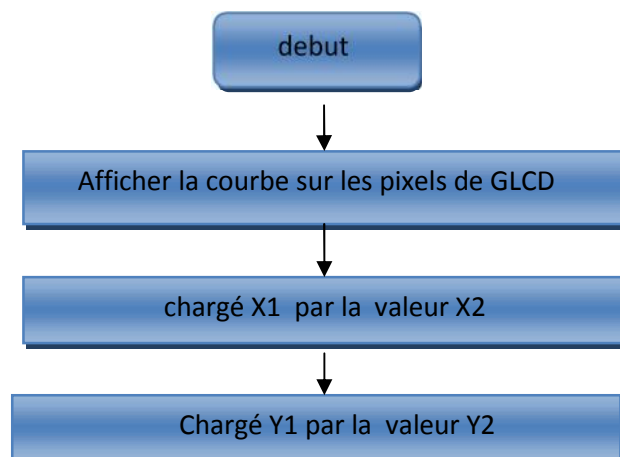


Figure III.3: organigramme de fonction “plotXY”.

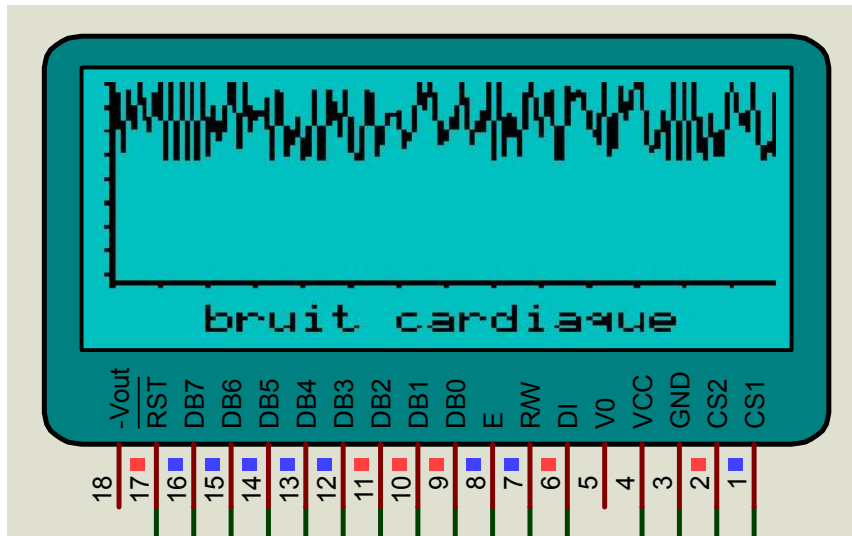


Figure III.4: le résultat obtenu avec la fonction «PlotXY» simulé sur PROTEUS.

Dans la phase terminale, une fois le fichier source compilé et simulé, il va falloir transférer le fichier code-machine dans la mémoire du PIC. Pour cela, nous avons utilisé un programmeur (USB auto alimenté) et son logiciel de transfert adapté connu sous le nom de " PICKit 2 v2.61". La figure au-dessous illustre la fenêtre de configuration du programmeur géré par PICKit2 v2.61.

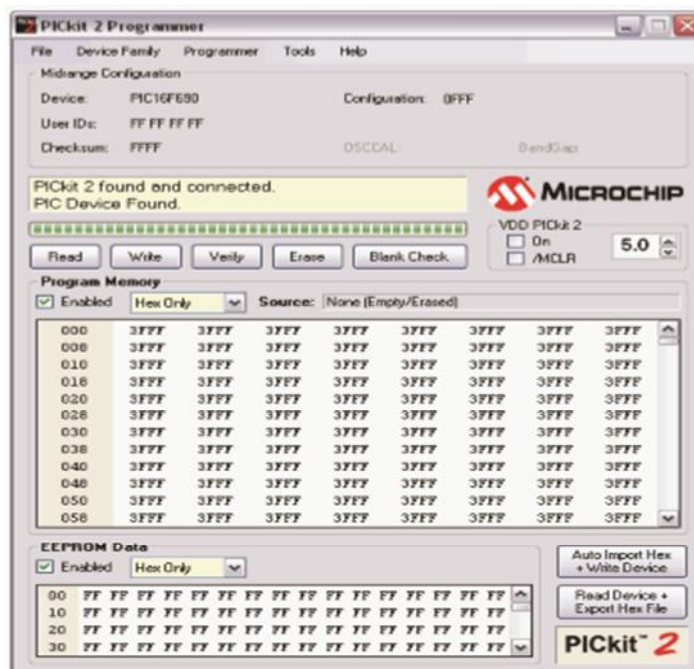


Figure III.6 : Configuration du programmeur géré par PICKit 2 v2.61.

Pour pouvoir transférer le programme dans la mémoire du PIC on procède comme suit :

Ce logiciel peut détecter le PIC automatiquement. La puissance de ce logiciel est capable de programmer une multitude de composants (différent PIC et EEPROM) cependant il est recommandé d'effacer le PIC avant toute nouvelle programmation. On charge ensuite le fichier *.HEX de notre programme en cliquant sur l'icône "Auto Import Hex".

❖ Etape 2 : le PROTEUS:

Après l'obtention du programme compilé, le besoin d'émuler son bon fonctionnement devient une nécessité puisqu'il nous permet d'avoir une idée claire sur le côté matériel, et de pouvoir visualiser le comportement du PIC avec ses périphériques.

Dans notre cas nous avons opté pour le logiciel "PROTEUS" qui nous a permis de charger facilement le programme compilé dans la mémoire du PIC. Il nous a également permis de mieux visualiser le bon déroulement du programme que ce soit en références ou en conception des circuits imprimés.

Durant l'étape d'essai de la carte développée, le signal PCG ont étaient considérées comme des impulsions générées par le générateur des signaux qu'il disponible sur la Library de PROTEUS.

Le schéma que nous avons élaboré par "ISIS" sous "PROTEUS" représente l'ensemble des composants électroniques constituant la carte que nous avons développée. Le microcontrôleur PIC16f877a et l'afficheur GLCD sont visibles sur l'interface graphique donnée sur les figures III.7 qui représente la réalisation de nos cartes sur logiciel PROTEUS.

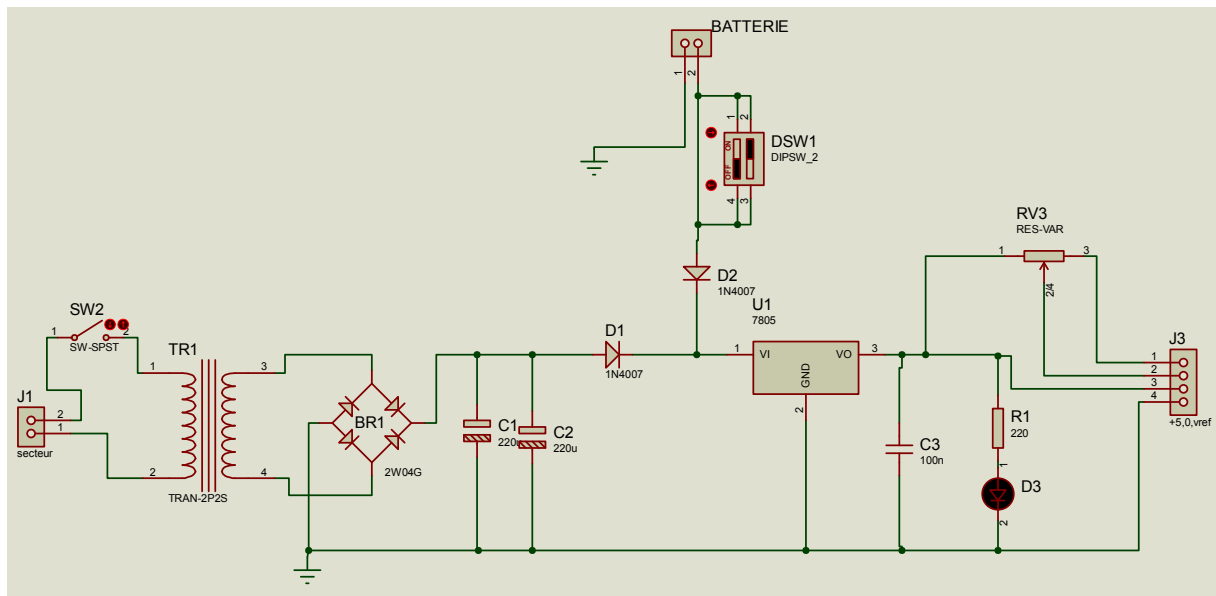


Figure III.7 : schéma de la carte alimentation.

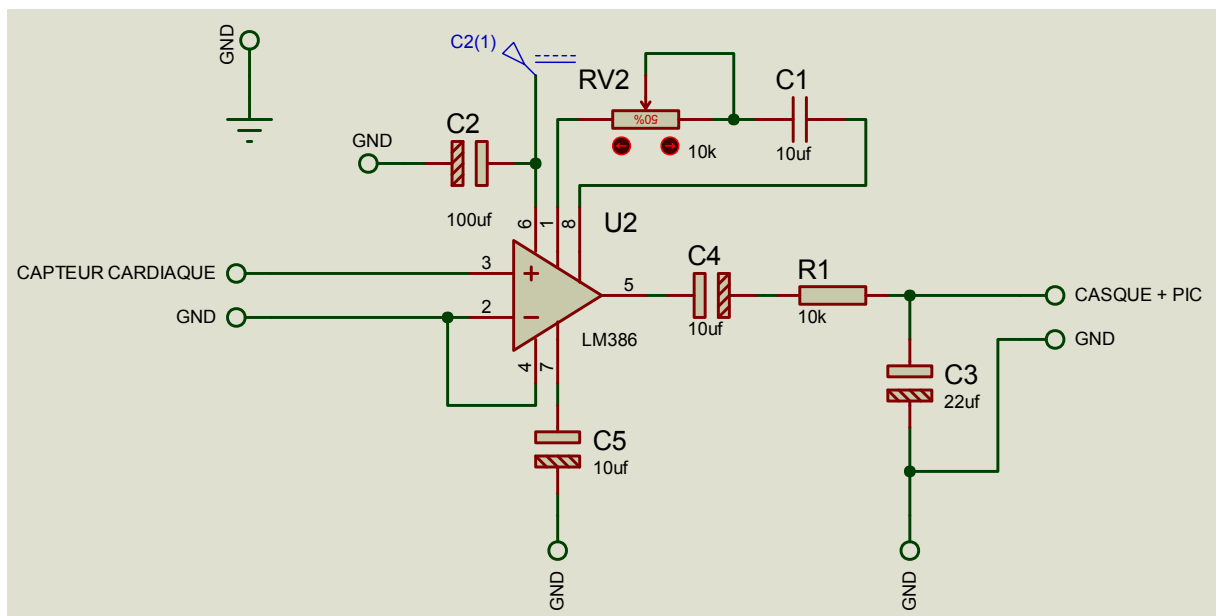


Figure III.8 : schéma de la carte d'amplification et filtrage.

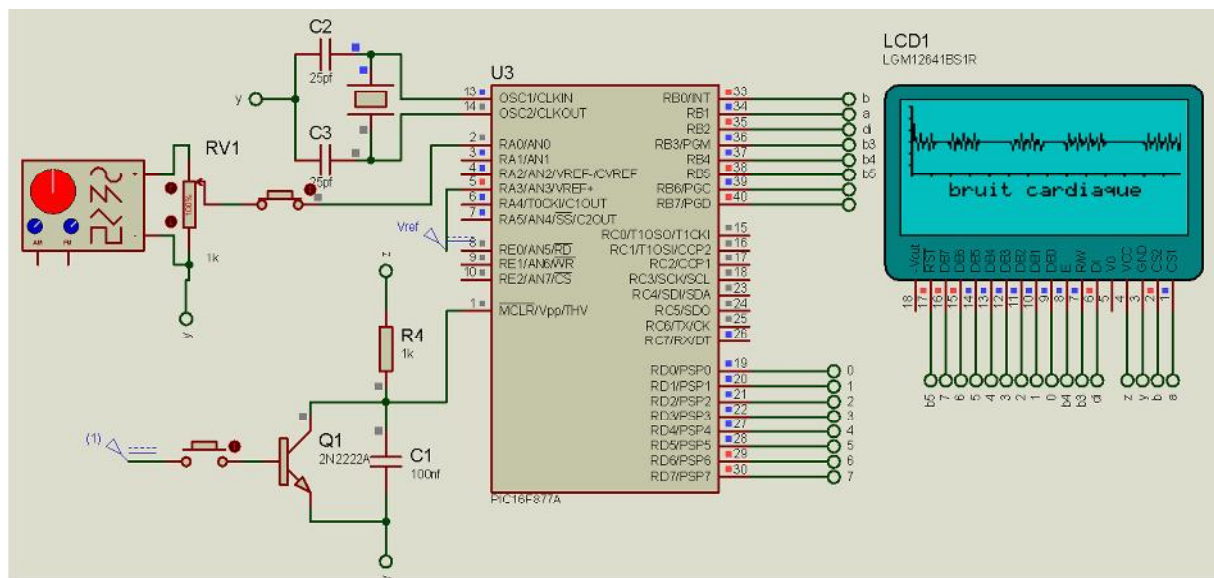


Figure III.9 : schéma de la carte d'acquisition des données.

partie II : la réalisation pratique :

Le circuit électronique du stéthoscope électronique que nous avons réalisé est développé sur la base du schéma bloc présenté dans les figures vue précédemment.

Ainsi l'assemblage de capteur précédemment décrits dans le chapitre II dans un même boîtier permet d'avoir le circuit finale de notre stéthoscope électronique.

1-circuit imprimé :

La réalisation matérielle de notre carte, nous devons réaliser le schéma sous forme d'un circuit imprimé. Pour se faire, nous avons utilisé l'ARES sous PROTEUS pour simuler les connexions de tous les composants implantés sur notre carte qui est illustré sur les figures suivantes :

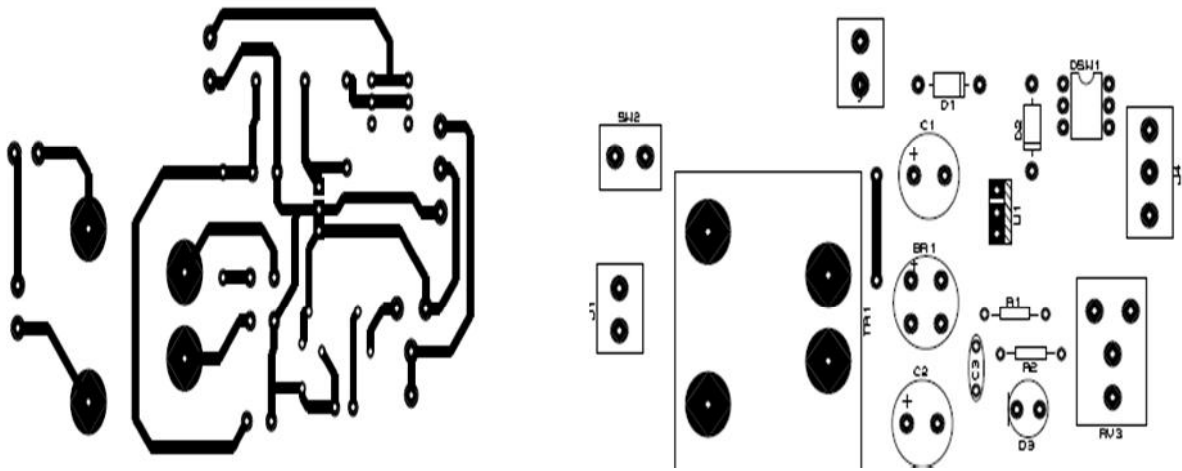


Figure III.10 : circuit imprimé et d'implantation de la carte d'alimentation.

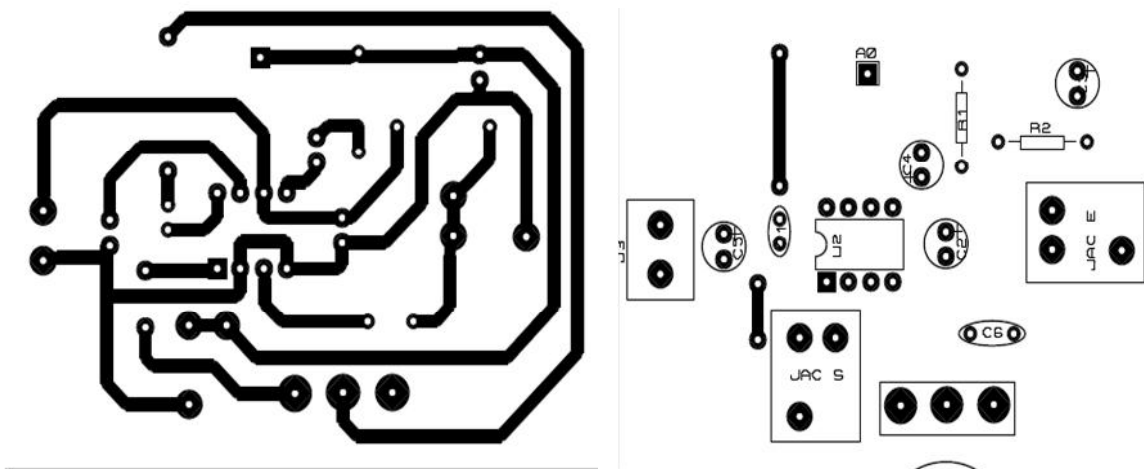


Figure III.11 : circuit imprimé et d'implantation de la carte d'amplification et filtrage.

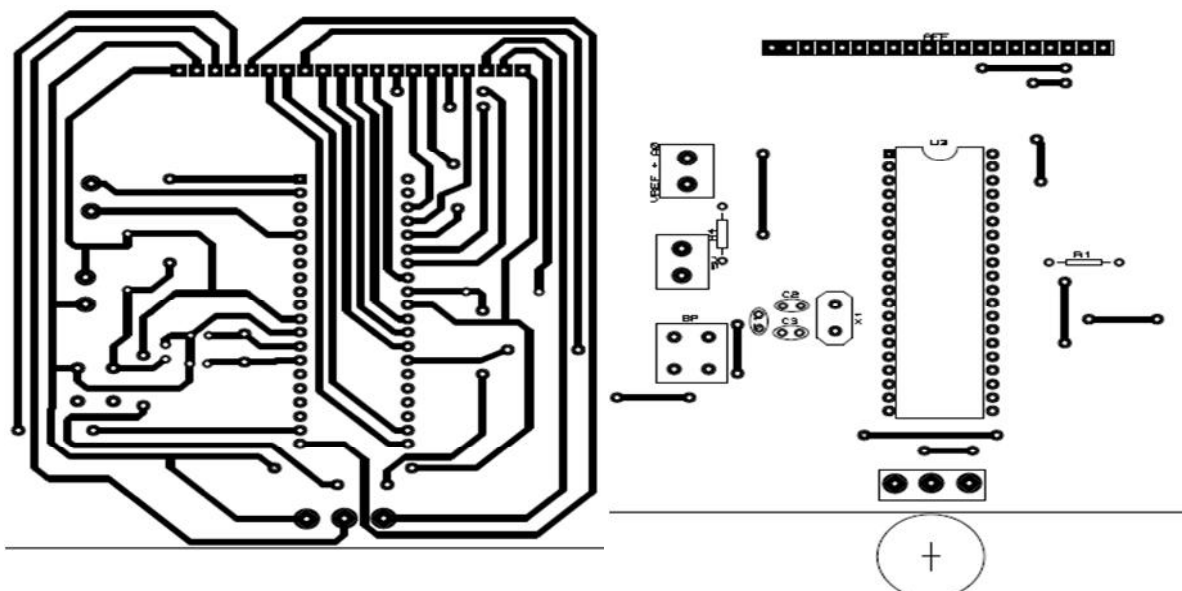


Figure III.12 : circuit imprimé et d'implantation de la carte d'acquisition de signal.

Remarque :

Le simulateur ARES permet au utilisateur de visualisé la carte électronique en 3D, ce qui nous offre la possibilité de voir le produit finie. Les figures qui suivent donnent l'aspect général de nos cartes :

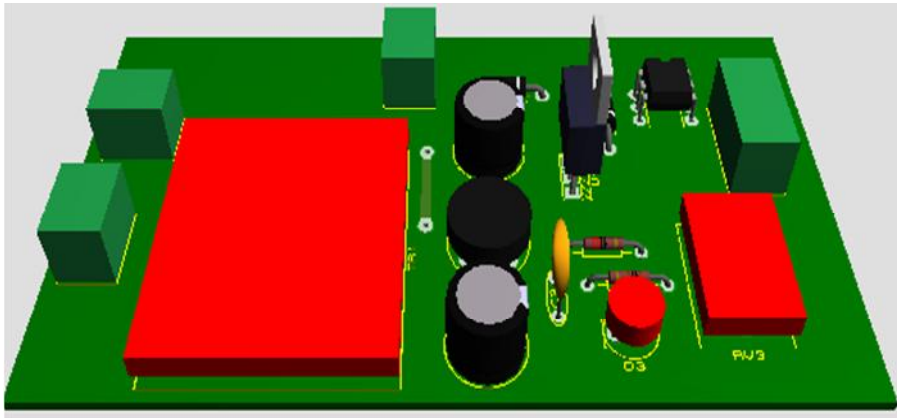


Figure III.13 : visualisation en 3D de la carte d'alimentation.

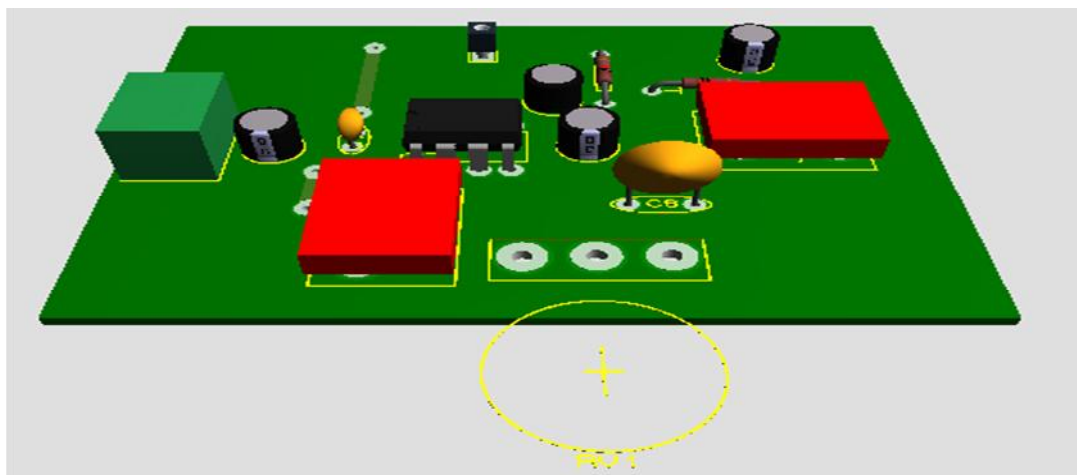


Figure III.14 : visualisation en 3D de la carte d'alimentation.



Figure III.15 : visualisation en 3D de la carte d'alimentation.

2-Implantation des composants :

Pendant l'implantation des composants, un ensemble de précautions doivent être prises en considération pour garantir le bon fonctionnement du système :

Une fois toutes les connexions réalisées, il est obligatoire de les vérifier une par une. Ceci se fait à l'aide d'un multimètre en mode « sonnerie ».

La soudure des composants se fait étage par étage en testant les points de tests pour vérification de bon fonctionnement de chaque étage dont l'objectif est de faciliter la maintenance de notre circuit avec un gain de temps énorme.

Lors de la soudure des supports des circuits intégré ne pas monté ces dernier sur leurs supports, pour évité leur détérioration .aussi ne pas alimenté la carte directement avec les circuits intégré pour évité les courts circuits en cas d'existence des faux contacts.

Avec un multimètre, on pourra vérifier la présence d'alimentation au niveau des broches d'alimentation des circuits intégrés. On pourra vérifier également que tous les points de mise à la masse sont effectivement à la masse. Et l'absence des coupures.

3-Test et mise en marche :

a-Circuit général :

La figure III.16 ci-dessous montre notre circuit général ainsi réalisé sur la plaque d'essai pendant la phase du test :

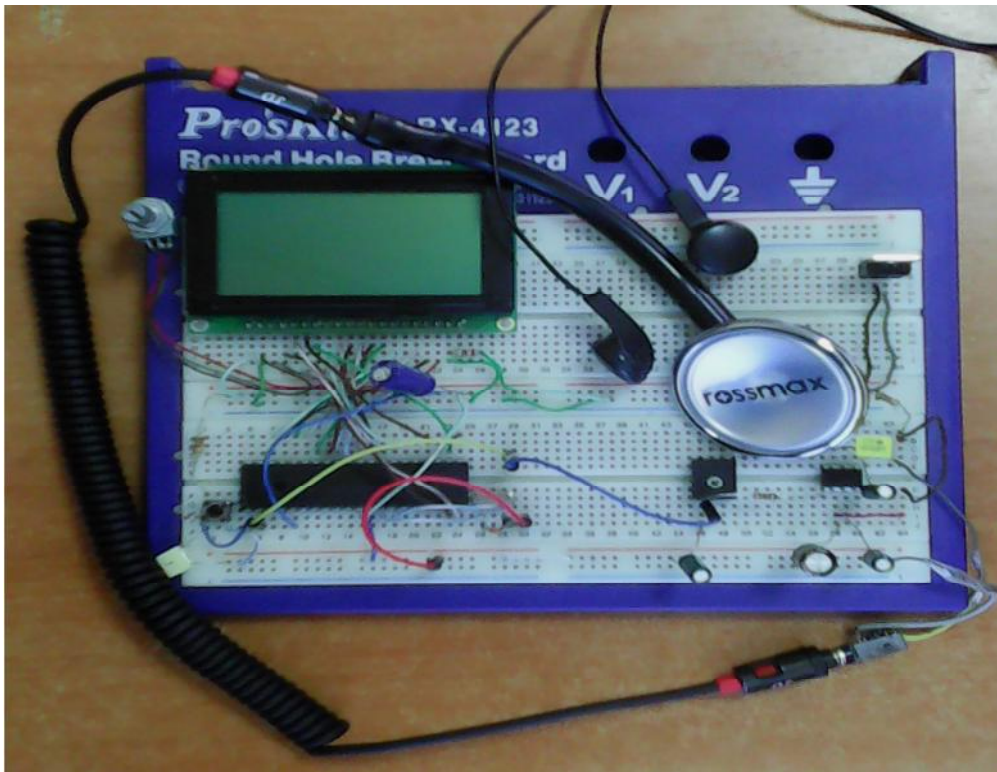


Figure III.16 : le circuit général réalisé sur la plaque d'essai pendant la phase du test.

b-test et validation :

Suite à la réalisation de cet appareil, un ensemble de tests est appliquée pour confirmer son bon fonctionnement, pour cette raison nous avons testé cet appareil sur un enfant de 12ans et la figure suivante montre le résultat.

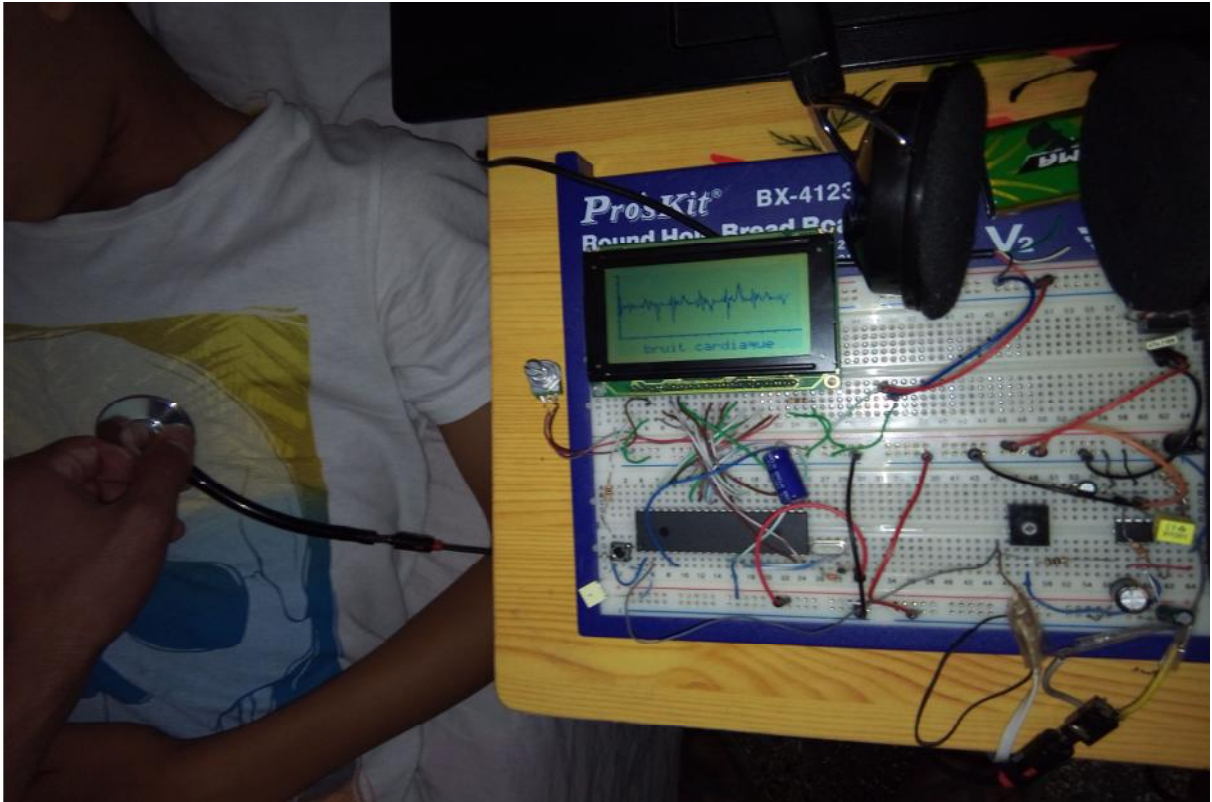


Figure III.17 :test du stéthoscope électronique.

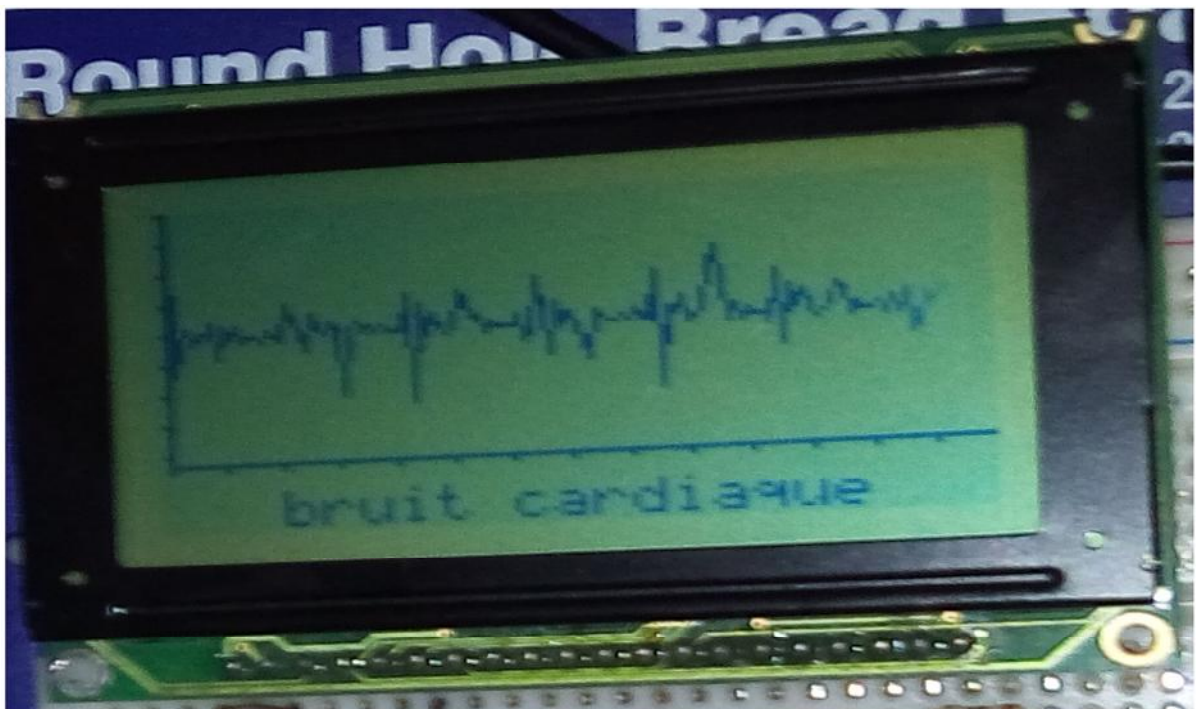


Figure III.18 :l'allure de signal obtenue.

Remarque :

Ce système d’affichage de bruit cardiaque peut utiliser pour afficher d’autres signaux liés au diagnostic médicale (ECG, EEG, EMG,... etc.) ou afficher les signaux électrique et analogique (sinusoïdal, carré, triangulaire, parasite,...etc), la figure suivante montre la possibilité d’utilisation de ce système comme un oscilloscope.

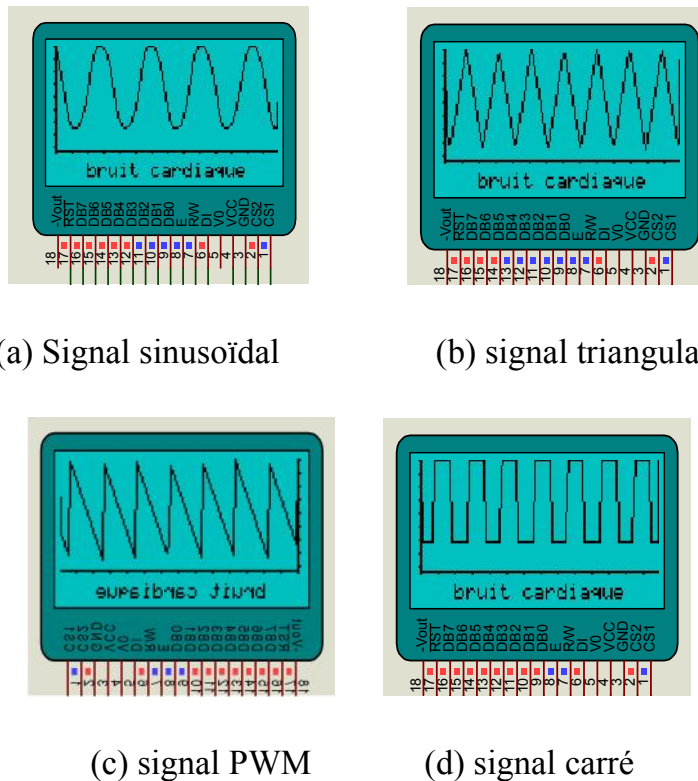


Figure III.19 : utilisation de ce système comme un oscilloscope.

III.3-conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté la partie analogique et digitale de notre stéthoscope électronique développé permettant la mise en forme et l’acquisition du signal Phonocardiogramme.

Ce projet nous a permis d’étudier pratiquement les différents blocs d’un stéthoscope électronique et de comprendre un tel dispositif qui constitue un outil irremplaçable dans le diagnostic médical.

La réalisation de la carte PCG était particulièrement portée sur le choix de composants, permettant de répondre aux différentes caractéristiques auxquelles ce dernier doit répondre.

Conclusion générale :

Le principal objectif de ce travail est la conception et la réalisation d'un stéthoscope électronique permettant aux utilisateurs d'écouter des bruits cardiaques et afficher le signal phonocar diogramme (PCG), afin de faciliter les diagnostics médicales.

Ce circuit constitué d'un capteur microphone a électret, un amplificateur LM386 et un filtre passe bas reliés au microcontrôleur fonctionne sur un patient en posant le capteur sur la partie thoracique. Un signal est donc détecté et transféré vers l'amplificateur via l'auxiliaire. Ce dernier amplifie le signal et ensuite subit un filtrage passe bas pour éliminer les bruits externes. Un convertisseur analogique et numérique est utilisé pour convertir le signal et l'afficher sur GLCD. Aussi, le signal peut être écouté en utilisant des écouteurs avec ou sans fil.

En guise de perspectives, et malgré les diverses fonctionnalités qu'offre cette appareils, plusieurs travaux peuvent être envisagés pour poursuivre ce projet :

- Utilisation du même principe d'acquisition pour afficher d'autres signaux médicale ou afficher les signaux électrique et analogique.
- Utilisation d'un système pour détection quelque pannes qu'ils peuvent arriver au utilisateur (batterie faible, insuffisante de la tension d'alimentation, absence de secteur ou de la batterie, ...etc.).
- Il peut aussi être programmé d'une manière à ce que dès qu'il détecte un anomalie ou une pathologie cardiaque, un message soit envoyé vers l'utilisateur.
- améliorer l'appareil pour qu'elle permette utilisé dans le domaine de télémédecine et d'envoi le signal cardiaque a distance et l'enregistre.

Pour conclure, on souhaite que ce modeste travail puisse répondre favorablement aux besoins des futurs utilisateurs et servir comme outil d'aide et de documentation pour les promotions à venir car la seule et unique chose qui pourra mettre une limite aux perspectives c'est bien notre imagination.

ANNEXES

LM386

LM386 Low Voltage Audio Power Amplifier



Literature Number: SNAS545A

LM386

Low Voltage Audio Power Amplifier

General Description

The LM386 is a power amplifier designed for use in low voltage consumer applications. The gain is internally set to 20 to keep external part count low, but the addition of an external resistor and capacitor between pins 1 and 8 will increase the gain to any value from 20 to 200.

The inputs are ground referenced while the output automatically biases to one-half the supply voltage. The quiescent power drain is only 24 milliwatts when operating from a 6 volt supply, making the LM386 ideal for battery operation.

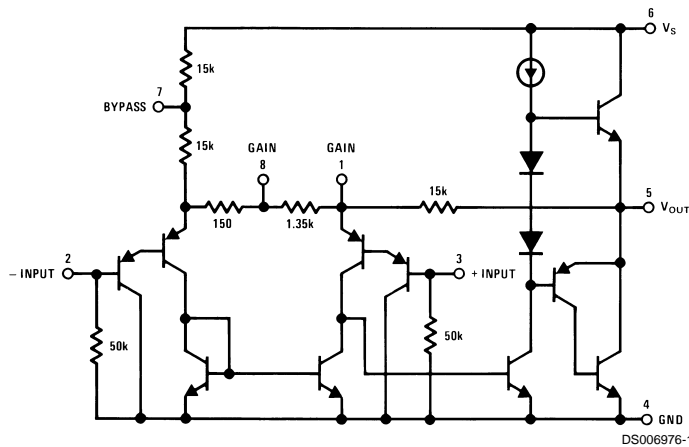
Features

- Battery operation
- Minimum external parts
- Wide supply voltage range: 4V–12V or 5V–18V
- Low quiescent current drain: 4mA
- Voltage gains from 20 to 200
- Ground referenced input
- Self-centering output quiescent voltage
- Low distortion: 0.2% ($A_V = 20$, $V_S = 6V$, $R_L = 8\Omega$, $P_O = 125mW$, $f = 1kHz$)
- Available in 8 pin MSOP package

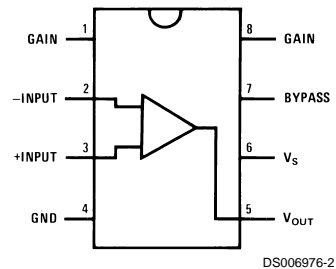
Applications

- AM-FM radio amplifiers
- Portable tape player amplifiers
- Intercoms
- TV sound systems
- Line drivers
- Ultrasonic drivers
- Small servo drivers
- Power converters

Equivalent Schematic and Connection Diagrams



Small Outline,
Molded Mini Small Outline,
and Dual-In-Line Packages



Top View
Order Number LM386M-1,
LM386MM-1, LM386N-1,
LM386N-3 or LM386N-4
See NS Package Number
M08A, MUA08A or N08E

Absolute Maximum Ratings (Note 2)

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

Supply Voltage (LM386N-1, -3, LM386M-1)	15V
Supply Voltage (LM386N-4)	22V
Package Dissipation (Note 3) (LM386N)	1.25W
(LM386M)	0.73W
(LM386MM-1)	0.595W
Input Voltage	±0.4V
Storage Temperature	-65°C to +150°C
Operating Temperature	0°C to +70°C
Junction Temperature	+150°C
Soldering Information	

Dual-In-Line Package

Soldering (10 sec)

+260°C

Small Outline Package
(SOIC and MSOP)

Vapor Phase (60 sec)

+215°C

Infrared (15 sec)

+220°C

See AN-450 "Surface Mounting Methods and Their Effect on Product Reliability" for other methods of soldering surface mount devices.

Thermal Resistance

 θ_{JC} (DIP)

37°C/W

 θ_{JA} (DIP)

107°C/W

 θ_{JC} (SO Package)

35°C/W

 θ_{JA} (SO Package)

172°C/W

 θ_{JA} (MSOP)

210°C/W

 θ_{JC} (MSOP)

56°C/W

Electrical Characteristics (Notes 1, 2) $T_A = 25^\circ\text{C}$

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
Operating Supply Voltage (V_S) LM386N-1, -3, LM386M-1, LM386MM-1 LM386N-4		4 5		12 18	V
Quiescent Current (I_Q)	$V_S = 6\text{V}$, $V_{IN} = 0$		4	8	mA
Output Power (P_{OUT}) LM386N-1, LM386M-1, LM386MM-1 LM386N-3 LM386N-4	$V_S = 6\text{V}$, $R_L = 8\Omega$, THD = 10% $V_S = 9\text{V}$, $R_L = 8\Omega$, THD = 10% $V_S = 16\text{V}$, $R_L = 32\Omega$, THD = 10%	250 500 700	325 700 1000		mW
Voltage Gain (A_V)	$V_S = 6\text{V}$, $f = 1\text{ kHz}$ 10 μF from Pin 1 to 8		26 46		dB
Bandwidth (BW)	$V_S = 6\text{V}$, Pins 1 and 8 Open		300		kHz
Total Harmonic Distortion (THD)	$V_S = 6\text{V}$, $R_L = 8\Omega$, $P_{OUT} = 125\text{ mW}$ $f = 1\text{ kHz}$, Pins 1 and 8 Open		0.2		%
Power Supply Rejection Ratio (PSRR)	$V_S = 6\text{V}$, $f = 1\text{ kHz}$, $C_{BYPASS} = 10\text{ }\mu\text{F}$ Pins 1 and 8 Open, Referred to Output		50		dB
Input Resistance (R_{IN})			50		k Ω
Input Bias Current (I_{BIAS})	$V_S = 6\text{V}$, Pins 2 and 3 Open		250		nA

Note 1: All voltages are measured with respect to the ground pin, unless otherwise specified.

Note 2: Absolute Maximum Ratings indicate limits beyond which damage to the device may occur. Operating Ratings indicate conditions for which the device is functional, but do not guarantee specific performance limits. Electrical Characteristics state DC and AC electrical specifications under particular test conditions which guarantee specific performance limits. This assumes that the device is within the Operating Ratings. Specifications are not guaranteed for parameters where no limit is given, however, the typical value is a good indication of device performance.

Note 3: For operation in ambient temperatures above 25°C, the device must be derated based on a 150°C maximum junction temperature and 1) a thermal resistance of 107°C/W junction to ambient for the dual-in-line package and 2) a thermal resistance of 170°C/W for the small outline package.

Application Hints

GAIN CONTROL

To make the LM386 a more versatile amplifier, two pins (1 and 8) are provided for gain control. With pins 1 and 8 open the 1.35 k Ω resistor sets the gain at 20 (26 dB). If a capacitor is put from pin 1 to 8, bypassing the 1.35 k Ω resistor, the gain will go up to 200 (46 dB). If a resistor is placed in series with the capacitor, the gain can be set to any value from 20 to 200. Gain control can also be done by capacitively coupling a resistor (or FET) from pin 1 to ground.

Additional external components can be placed in parallel with the internal feedback resistors to tailor the gain and frequency response for individual applications. For example, we can compensate poor speaker bass response by frequency shaping the feedback path. This is done with a series RC from pin 1 to 5 (paralleling the internal 15 k Ω resistor). For 6 dB effective bass boost: $R \approx 15$ k Ω , the lowest value for good stable operation is $R = 10$ k Ω if pin 8 is open. If pins 1 and 8 are bypassed then R as low as 2 k Ω can be used. This restriction is because the amplifier is only compensated for closed-loop gains greater than 9.

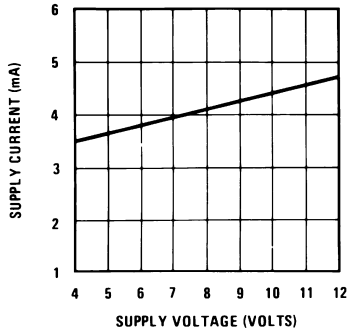
INPUT BIASING

The schematic shows that both inputs are biased to ground with a 50 k Ω resistor. The base current of the input transistors is about 250 nA, so the inputs are at about 12.5 mV when left open. If the dc source resistance driving the LM386 is higher than 250 k Ω it will contribute very little additional offset (about 2.5 mV at the input, 50 mV at the output). If the dc source resistance is less than 10 k Ω , then shorting the unused input to ground will keep the offset low (about 2.5 mV at the input, 50 mV at the output). For dc source resistances between these values we can eliminate excess offset by putting a resistor from the unused input to ground, equal in value to the dc source resistance. Of course all offset problems are eliminated if the input is capacitively coupled.

When using the LM386 with higher gains (bypassing the 1.35 k Ω resistor between pins 1 and 8) it is necessary to bypass the unused input, preventing degradation of gain and possible instabilities. This is done with a 0.1 μ F capacitor or a short to ground depending on the dc source resistance on the driven input.

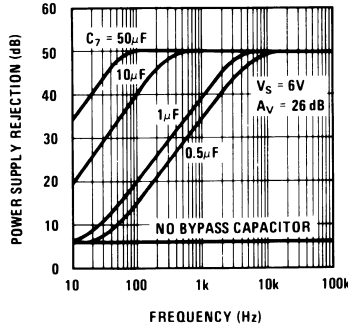
Typical Performance Characteristics

Quiescent Supply Current vs Supply Voltage



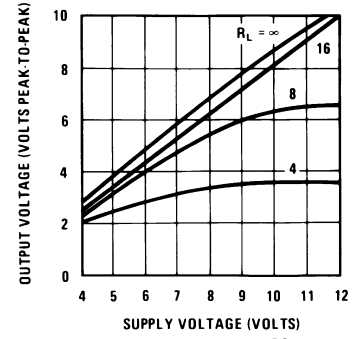
DS006976-5

Power Supply Rejection Ratio (Referred to the Output) vs Frequency



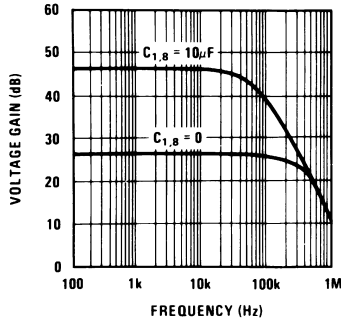
DS006976-12

Peak-to-Peak Output Voltage Swing vs Supply Voltage



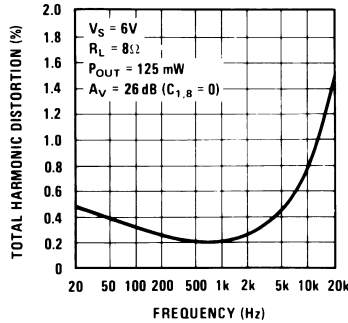
DS006976-13

Voltage Gain vs Frequency



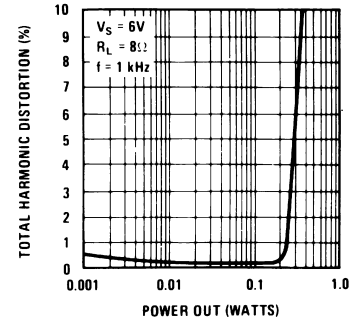
DS006976-14

Distortion vs Frequency



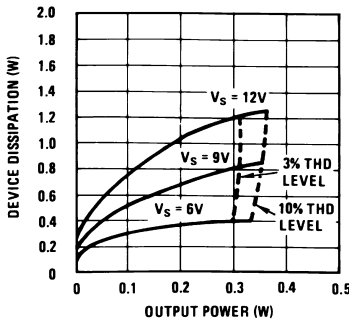
DS006976-15

Distortion vs Output Power



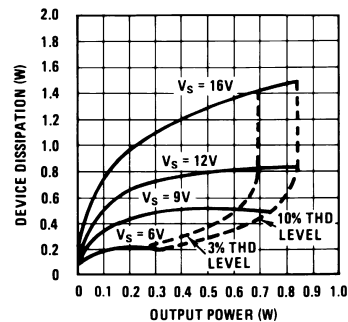
DS006976-16

Device Dissipation vs Output Power—4Ω Load



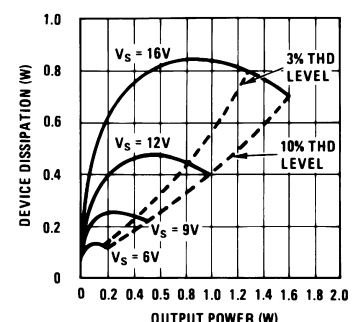
DS006976-17

Device Dissipation vs Output Power—8Ω Load



DS006976-18

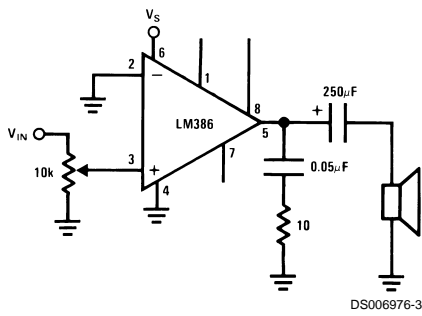
Device Dissipation vs Output Power—16Ω Load



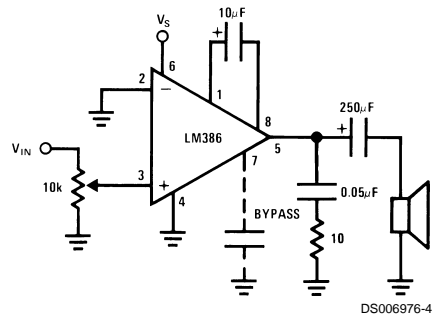
DS006976-19

Typical Applications

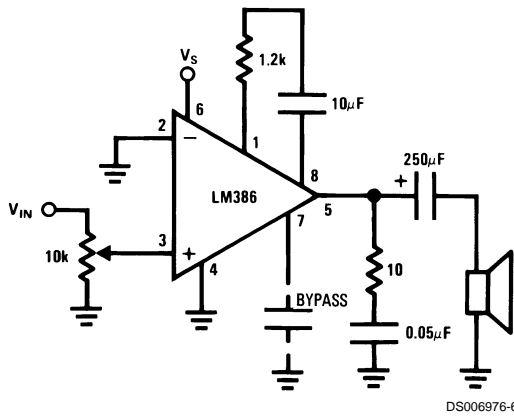
**Amplifier with Gain = 20
Minimum Parts**



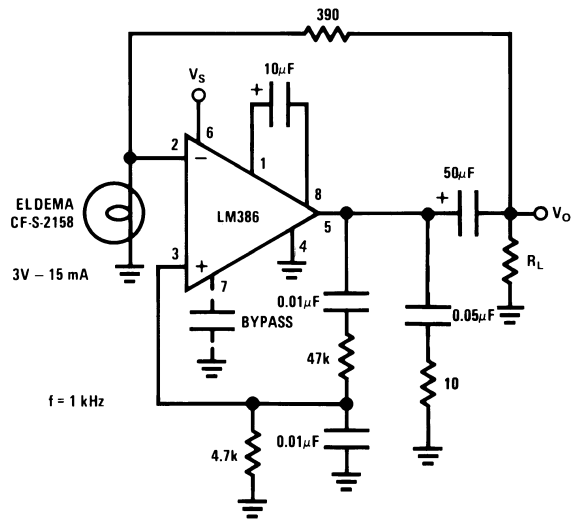
Amplifier with Gain = 200



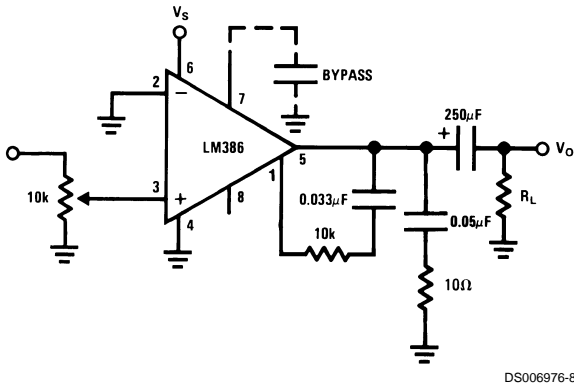
Amplifier with Gain = 50



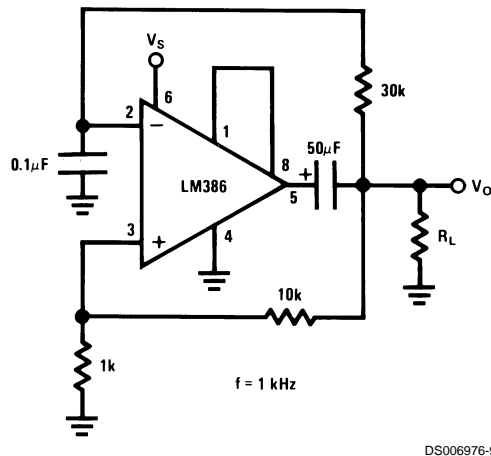
Low Distortion Power Wienbridge Oscillator



Amplifier with Bass Boost

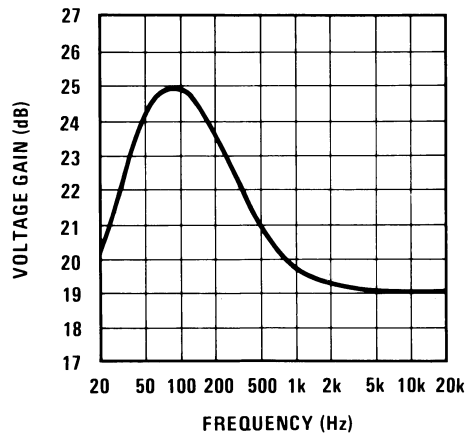


Square Wave Oscillator



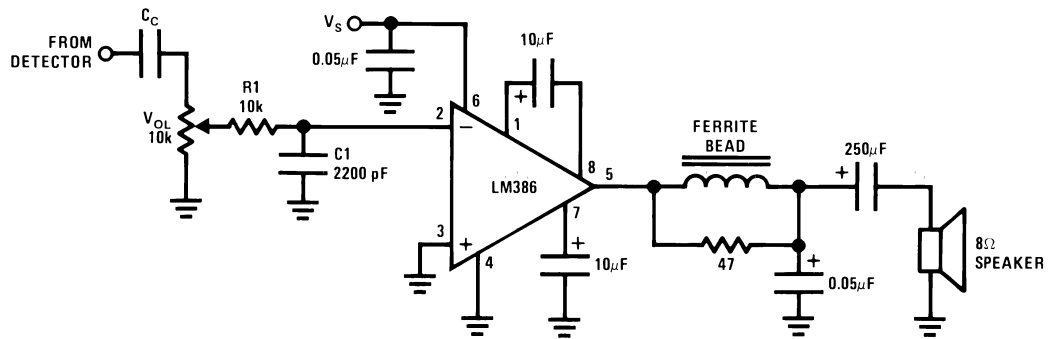
Typical Applications (Continued)

Frequency Response with Bass Boost



DS006976-10

AM Radio Power Amplifier



DS006976-11

Note 4: Twist Supply lead and supply ground very tightly.

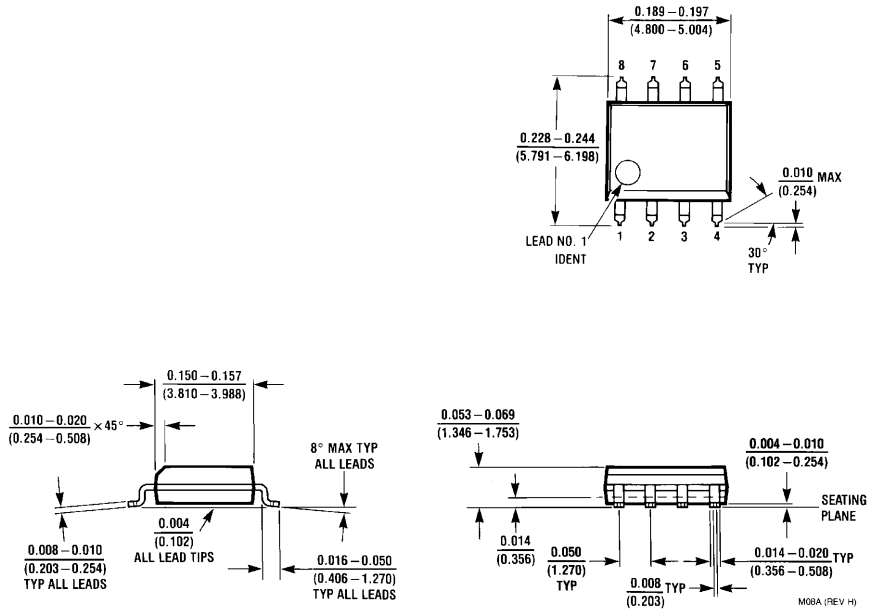
Note 5: Twist speaker lead and ground very tightly.

Note 6: Ferrite bead in Ferroxcube K5-001-001/3B with 3 turns of wire.

Note 7: R1C1 band limits input signals.

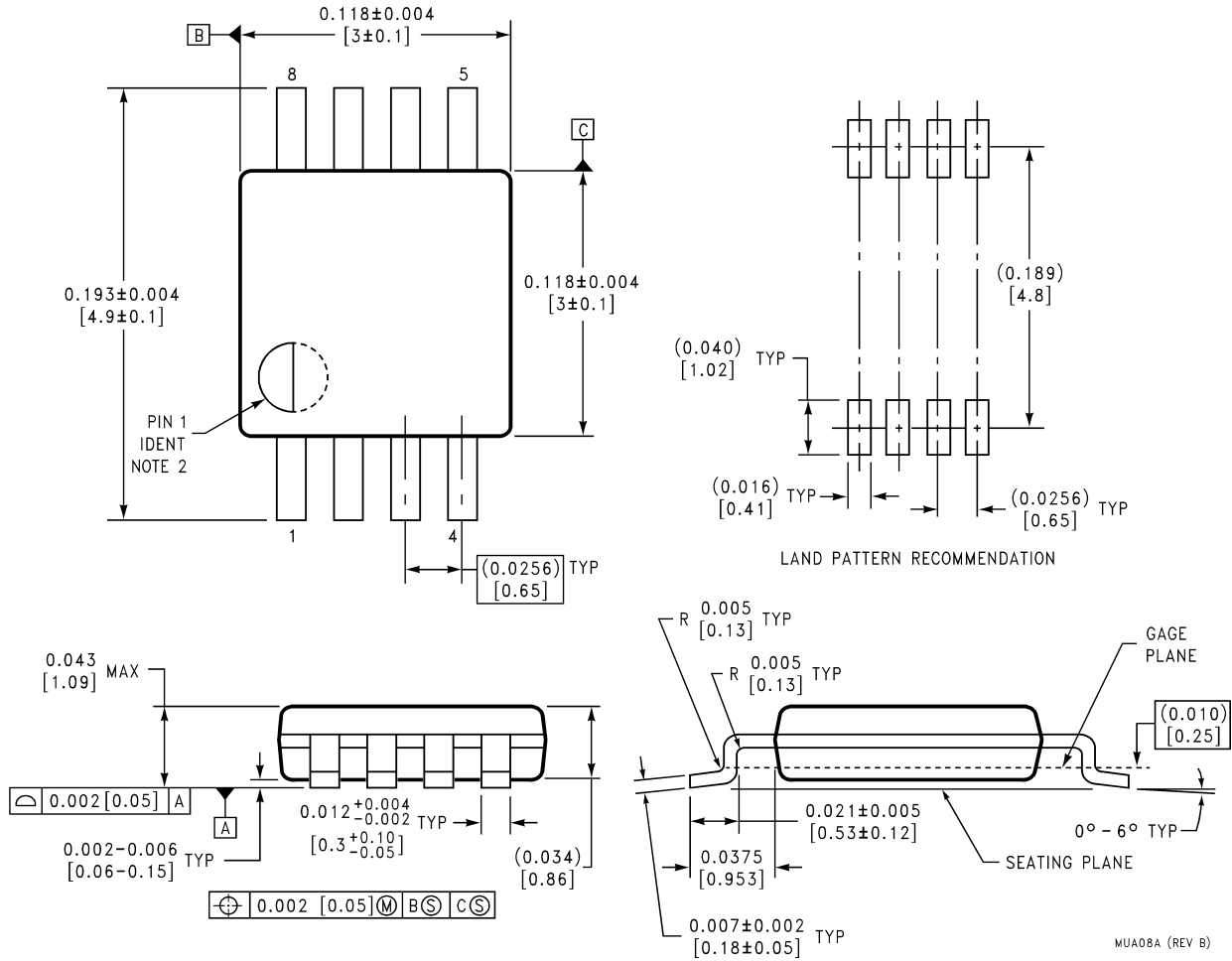
Note 8: All components must be spaced very closely to IC.

Physical Dimensions inches (millimeters) unless otherwise noted



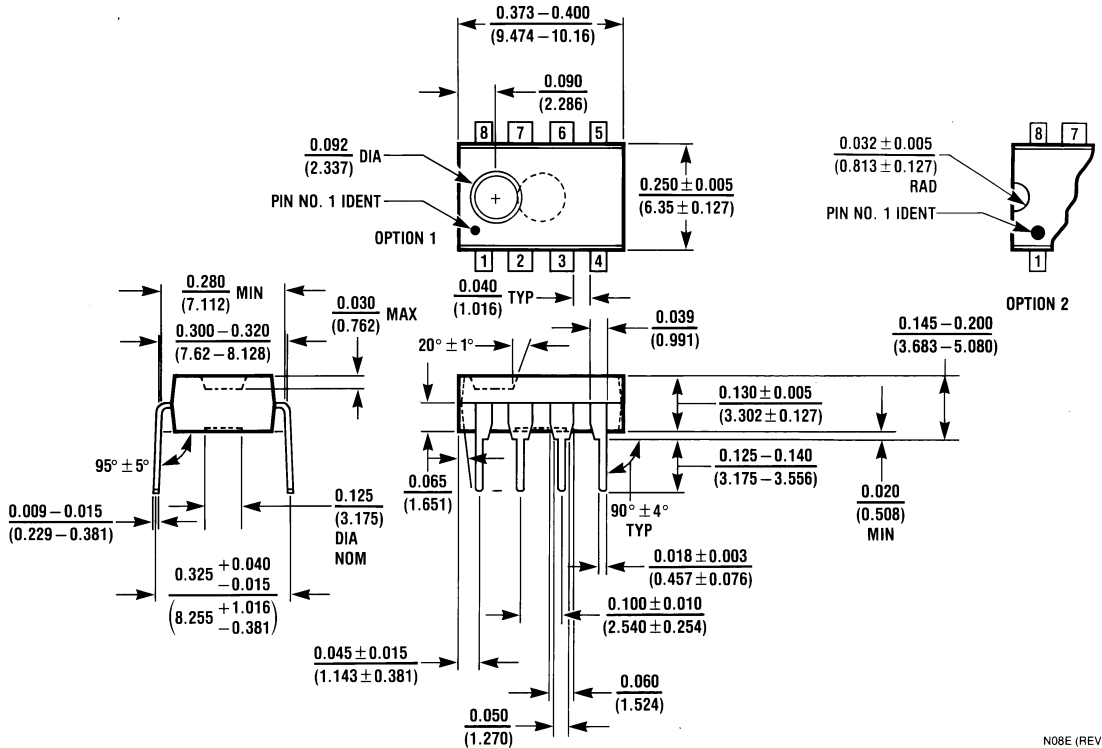
SO Package (M)
Order Number LM386M-1
NS Package Number M08A

Physical Dimensions inches (millimeters) unless otherwise noted (Continued)



8-Lead (0.118" Wide) Molded Mini Small Outline Package
Order Number LM386MM-1
NS Package Number MUA08A

Physical Dimensions inches (millimeters) unless otherwise noted (Continued)



Dual-In-Line Package (N)
Order Number LM386N-1, LM386N-3 or LM386N-4
NS Package Number N08E

N08E (REV F)

LIFE SUPPORT POLICY

NATIONAL'S PRODUCTS ARE NOT AUTHORIZED FOR USE AS CRITICAL COMPONENTS IN LIFE SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS WITHOUT THE EXPRESS WRITTEN APPROVAL OF THE PRESIDENT AND GENERAL COUNSEL OF NATIONAL SEMICONDUCTOR CORPORATION. As used herein:

1. Life support devices or systems are devices or systems which, (a) are intended for surgical implant into the body, or (b) support or sustain life, and whose failure to perform when properly used in accordance with instructions for use provided in the labeling, can be reasonably expected to result in a significant injury to the user.
2. A critical component is any component of a life support device or system whose failure to perform can be reasonably expected to cause the failure of the life support device or system, or to affect its safety or effectiveness.



National Semiconductor Corporation
 Americas
 Tel: 1-800-272-9959
 Fax: 1-800-737-7018
 Email: support@nsc.com
 www.national.com

National Semiconductor Europe
 Fax: +49 (0) 180-530 85 86
 Email: europe.support@nsc.com
 Deutsch Tel: +49 (0) 69 9508 6208
 English Tel: +44 (0) 870 24 0 2171
 Français Tel: +33 (0) 1 41 91 8790

National Semiconductor Asia Pacific Customer Response Group
 Tel: 65-2544466
 Fax: 65-2504466
 Email: ap.support@nsc.com

National Semiconductor Japan Ltd.
 Tel: 81-3-5639-7560
 Fax: 81-3-5639-7507

IMPORTANT NOTICE

Texas Instruments Incorporated and its subsidiaries (TI) reserve the right to make corrections, modifications, enhancements, improvements, and other changes to its products and services at any time and to discontinue any product or service without notice. Customers should obtain the latest relevant information before placing orders and should verify that such information is current and complete. All products are sold subject to TI's terms and conditions of sale supplied at the time of order acknowledgment.

TI warrants performance of its hardware products to the specifications applicable at the time of sale in accordance with TI's standard warranty. Testing and other quality control techniques are used to the extent TI deems necessary to support this warranty. Except where mandated by government requirements, testing of all parameters of each product is not necessarily performed.

TI assumes no liability for applications assistance or customer product design. Customers are responsible for their products and applications using TI components. To minimize the risks associated with customer products and applications, customers should provide adequate design and operating safeguards.

TI does not warrant or represent that any license, either express or implied, is granted under any TI patent right, copyright, mask work right, or other TI intellectual property right relating to any combination, machine, or process in which TI products or services are used. Information published by TI regarding third-party products or services does not constitute a license from TI to use such products or services or a warranty or endorsement thereof. Use of such information may require a license from a third party under the patents or other intellectual property of the third party, or a license from TI under the patents or other intellectual property of TI.

Reproduction of TI information in TI data books or data sheets is permissible only if reproduction is without alteration and is accompanied by all associated warranties, conditions, limitations, and notices. Reproduction of this information with alteration is an unfair and deceptive business practice. TI is not responsible or liable for such altered documentation. Information of third parties may be subject to additional restrictions.

Resale of TI products or services with statements different from or beyond the parameters stated by TI for that product or service voids all express and any implied warranties for the associated TI product or service and is an unfair and deceptive business practice. TI is not responsible or liable for any such statements.

TI products are not authorized for use in safety-critical applications (such as life support) where a failure of the TI product would reasonably be expected to cause severe personal injury or death, unless officers of the parties have executed an agreement specifically governing such use. Buyers represent that they have all necessary expertise in the safety and regulatory ramifications of their applications, and acknowledge and agree that they are solely responsible for all legal, regulatory and safety-related requirements concerning their products and any use of TI products in such safety-critical applications, notwithstanding any applications-related information or support that may be provided by TI. Further, Buyers must fully indemnify TI and its representatives against any damages arising out of the use of TI products in such safety-critical applications.

TI products are neither designed nor intended for use in military/aerospace applications or environments unless the TI products are specifically designated by TI as military-grade or "enhanced plastic." Only products designated by TI as military-grade meet military specifications. Buyers acknowledge and agree that any such use of TI products which TI has not designated as military-grade is solely at the Buyer's risk, and that they are solely responsible for compliance with all legal and regulatory requirements in connection with such use.

TI products are neither designed nor intended for use in automotive applications or environments unless the specific TI products are designated by TI as compliant with ISO/TS 16949 requirements. Buyers acknowledge and agree that, if they use any non-designated products in automotive applications, TI will not be responsible for any failure to meet such requirements.

Following are URLs where you can obtain information on other Texas Instruments products and application solutions:

Products

Audio	www.ti.com/audio
Amplifiers	amplifier.ti.com
Data Converters	dataconverter.ti.com
DLP® Products	www.dlp.com
DSP	dsp.ti.com
Clocks and Timers	www.ti.com/clocks
Interface	interface.ti.com
Logic	logic.ti.com
Power Mgmt	power.ti.com
Microcontrollers	microcontroller.ti.com
RFID	www.ti-rfid.com
OMAP Mobile Processors	www.ti.com/omap
Wireless Connectivity	www.ti.com/wirelessconnectivity

Applications

Communications and Telecom	www.ti.com/communications
Computers and Peripherals	www.ti.com/computers
Consumer Electronics	www.ti.com/consumer-apps
Energy and Lighting	www.ti.com/energy
Industrial	www.ti.com/industrial
Medical	www.ti.com/medical
Security	www.ti.com/security
Space, Avionics and Defense	www.ti.com/space-avionics-defense
Transportation and Automotive	www.ti.com/automotive
Video and Imaging	www.ti.com/video

TI E2E Community Home Page

e2e.ti.com

Mailing Address: Texas Instruments, Post Office Box 655303, Dallas, Texas 75265
Copyright © 2011, Texas Instruments Incorporated

Mouser Electronics

Authorized Distributor

Click to View Pricing, Inventory, Delivery & Lifecycle Information:

National Semiconductor (TI):

[LM386M-1](#) [LM386MX-1](#)

Texas Instruments:

[LM386M-1/NOPB](#) [LM386MMX-1](#) [LM386MMX-1/NOPB](#) [LM386MX-1/NOPB](#) [LM386N-1](#) [LM386N-1/NOPB](#) [LM386N-3](#)
[LM386N-3/NOPB](#) [LM386N-4](#) [LM386N-4/NOPB](#)