



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie électrique et Electronique

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

présenté par : Mr Hamza Mounir
Mr Ziani Cherif Selmen

**Etude et réalisation d'un stéthoscope
électronique**

Soutenu le 23 juin 2013 devant le Jury

M.	Hamza Cherif. Lotfi	MC	Université de Tlemcen	Président
M.	Dib. Nabil	MA	Université de Tlemcen	Examineur
M.	Benali. Redhwane	MC	Université de Tlemcen	Encadreur
M.	Omari. Tahar	MA	Université de Boumerdès	Co-Encadreur

Année universitaire 2013-2014



Dédicaces

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

Je dédie ce modeste travail à :

- *Ma très chère mère, et mon très cher père, à leur grand sacrifice et le dévouement pour mon bonheur.
Mes frères et sœurs, et toute ma famille.*
- *A mes amis et toute personne qui ma aidée de loin ou de près.*
- *A toute ma promotion: ibm.*

Mounir



Dédicaces

Je dédie ce modeste travail

A mes chers parents et mes chers frères.

A toute la famille ZIANI CHERIF

A tous mes amis.

A tous la promotion IBM

*A tous ceux qui m'ont aidé durant ma vie
universitaire.*

SELMEN



Remerciement

✍ Nous remercions tout d'abord, Allah qui nous a donné la force et le courage a fin de parvenir à élaborer ce modeste travail .

✍ Tout d'abord, ce pfe ne serait pas aussi riche et n'aurait pu voir le jour sans l'aide et l'encadrement de notre encadreur **Mr BENALI RADOAUN** nous le remercions pour la qualité de son encadrement, sa rigueur et sa disponibilité, ses remarques fructueuses et ses directives précieuses, qui ont contribué efficacement à l'avancement de ce travail.

✍ Nous adressons de même nos remerciements aux membres du jury et au président du jury qui a accepté les rôles d'examineurs et surtout à cette circonstance se fit un grand honneur pour nous.

✍ Nous adressons en particulier nos remerciements à **Mr OMARI TAHAR** de nous avoir accordé de leur temps avec gentillesse et sympathie permanente et nous en serons très reconnaissants.

✍ Nous profitons à cette opportunité d'exprimer notre gratitude à tous nos enseignants qui ont contribué par leur collaboration, disponibilité et sympathie durant toute notre formation.



SOMMAIRE

Dédicace	
Remerciements	
Liste des figures	
Liste des tableaux	
Introduction générale	

Chapitre 1 : Phonocardiographie et bruits cardiaques

1.1 Introduction	1
1.2 Anatomie du Cœur	1
1.3 Révolution cardiaque	3
1.3.1 Contraction ventriculaire	3
1.3.2 Ejection ventriculaire	4
1.3.3 Relaxation...	4
1.3.4 Remplissage	4
1.4 Description du Signal Phonocardiographique	5
1.4.1.1. Bruit B1	6
1.4.1.2. Bruit B2	7
1.4.1.3. Bruit B3	7
1.4.1.4. Bruit B4	8
1.4.3. Altération du fonctionnement normal du cœur	9
Conclusion	12

Chapitre 2 : Etude de stéthoscope électronique

2.1 Introduction	13
2.2 Le Capteur	14
2.2.1 Le Microphone a contact (accéléromètre piézoélectrique)	14
2.2.2 Microphone Dynamique	15
2.2.3 Le Microphone à Condenseur	16
2.2.4 Le microphone Electret (ECM)	16
2.3 Le conditionnement du signal	18
2.3.1 Capteur	18
2.3.2 L'amplification	19
2.3.3 Le filtrage	21
2.4 Test et validation du circuit	25
Conclusion	28

Chapitre 3 : Réalisation pratique du stéthoscope électronique

3.1. Introduction.....	29
3.2. Le circuit réalisé.....	29
3.2.1 Alimentation du circuit.....	34
3.2.2. Circuit réalisé	36
3.3. Acquisition du signal PCG	37
3.3.1. La carte son du PC.....	37
3.3.2. Développement du logiciel d'acquisition.....	39
3.3.2.1. Les programmes développés.....	40
A) Programme d'acquisition en temps réel	40
B) Programme d'enregistrement de données.....	41
C) Programme d'analyse du Signal PCG	43
Conclusion.....	45
Conclusion générale	46
Annex	
Bibliographie	
Résumé	
Abstract	

Liste des figures

Chapitre 1 : Phonocardiographie et bruits cardiaques

1.1.	Un stéthoscope (a) et son utilisation par un médecin pour écouter les bruits cardiaque (b)	
1.2.	Description anatomique du myocarde.....	2
1.3.	Coupes longitudinales et transversales d'une valvule cardiaque dans les positions (a) ouverte et (b) fermée	3
1.4.	Les Événements et les changements qui se produisent au cours d'un cycle cardiaque .	6
1.5.	Signal Phonocardiographique normal.....	7
1.6.	Relation entre les bruits cardiaque et la contraction cardiaque.....	9
1.7.	Signal PCG avec la présence d'un souffle diastolique.....	10
1.8.	Valvule aortique dans les cas sténose et normal.....	10
1.9.	Sténose au niveau de l'artère en (a) et rétrécissement de l'aorte en (b).....	11
1.10.	Spectre des bruits cardiaques.....	12

Chapitre 2 : Etude de stéthoscope électronique

2.1.	Le schéma bloc du Stéthoscope électronique.....	13
2.2.	Un microphone piézoélectrique.....	15
2.3.	Le microphone dynamique.....	15
2.4.	Le microphone à condensateur.....	16
2.5.	Le microphone à electret.....	17
2.6.	Photo du capteur ECM.....	18
2.7.	Les éléments nécessaires pour le capteur des bruits cardiaques.....	19
2.8.	Capteur réalisé	19
2.9.	Schéma électrique de l'amplificateur.....	20
2.10.	Circuit de l'amplificateur réalisé sur plaque d'essai.....	20
2.11.	Test de l'amplificateur.....	21
2.12.	Filtre RC.....	22
2.13.	Filtre RC sur plaque d'essai.....	22
2.14.	Fonction du transfert du filtre passe bas.....	23
2.15.	Filtre passe haut.....	24
2.16.	Le filtre passe haut réalisé sur plaque d'essai.....	24
2.17.	Fonction du transfert du filtre passe haut.....	25
2.18.	Circuit générale réalisé sur plaque d'essai.....	26
2.19.	Circuit réalisé pendant la phase de test.....	26
2.20.	L'allure du signal obtenu visualisé sur oscilloscope.....	27
2.21.	Le signal PCG obtenu sur oscilloscope.....	27

Chapitre 3 : Réalisation pratique du stéthoscope électronique

3.1. Le circuit électronique du stéthoscope réalisé.....	30
3.2. Régulateur de tension.....	31
3.3. Le circuit imprimé correspondant.....	32
3.4. L'emplacement des composants.....	32
3.5. Circuit réalisé.....	33
3.6. Alimentation symétrique de ± 12 Volt.....	34
3.7. Circuit imprimé de l'alimentation symétrique (a) et l'emplacement des composants électroniques (b).....	35
3.8. Circuit de l'alimentation réalisée.....	35
3.9. Stéthoscope électronique réalisé.....	36
3.10. Signal PCG détecté par notre stéthoscope électronique.....	36
3.11. Carte son du PC (a) et l'emplacement des connecteurs audio sur un ordinateur personnel portable	36
3.12. Fiche jack 3,5 utilisée pour la connexion avec le PC.....	38
3.13. Connexion de notre circuit avec l'ordinateur.....	39
3.14. Logiciel d'acquisition en temps réel sous Labview.....	40
3.15. PCGOnlineView : Logiciel d'acquisition en temps réel sous Matlab.....	41
3.16. PCGrecord Logiciel d'enregistrement de patients avec leurs signaux PCG.....	42
3.17. PCGanalysis Logiciel de traitement du signal PCG.....	44
3.18. Organigramme montrant les étapes de l'algorithme de calcul du rythme cardiaque.....	45

Liste des tableaux

1.1. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques.....	11
2.1. <i>Comparaison entre les caractéristiques des microphones.....</i>	17
3.1 Base de données de signaux PCG sur de différents patients.....	43

Introduction générale

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

L'examen d'auscultation des bruits cardiaques est un outil fondamental dans le diagnostic des maladies cardiaques. Il est considéré comme la technique la plus couramment utilisée comme un outil de diagnostic primaire et dans les cas d'indisponibilité des équipements médicaux sophistiqués (comme dans les pays sous développés).

Cependant, la détection des symptômes pertinents constituant un diagnostic basé sur les bruits cardiaques auscultés dans un stéthoscope est une tâche compliqué et difficile pour les médecins et qui demande des années d'entraînement pour à l'acquérir et l'affiner. Une partie de cette difficulté provient du fait que les bruits cardiaques sont souvent séparés les uns des autres par moins d'une période de 30 millisecondes [Cra'88]. En outre, les bruits cardiaques caractérisant les troubles cardiaques ont généralement beaucoup moins d'énergie que les sons cardiaques normaux. Cela rend la tâche de détection acoustique plus difficile pour le médecin.

De plus, même si la capacité d'effectuer l'auscultation est acquise par un médecin, il n'existe pas de manière organisée pour faire apprendre cette compétence aux autres médecins notamment les médecins stagiaires en apprentissage.

Cela constitue un défi supplémentaire pour apprendre à écouter les bruits du cœur. Il serait intéressant que les avantages de l'auscultation puissent être illustrés sur un tracé graphique en utilisant un équipement qui est peu coûteux, robuste et facile à utiliser.

Les stéthoscopes souvent utilisés par les médecins sont des dispositifs acoustiques purement passifs qui permettent d'ausculter les bruits générés par le cœur. La simplicité de ces dispositifs est éclipsée par une qualité sonore peu convaincante. Ces dispositifs sont également difficiles à s'interfacer avec des technologies modernes telles que des ordinateurs pour enregistrer et analyser les bruits cardiaques.

Le but de ce travail est de concevoir et développer 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'étude suit cette organisation :

Dans le Chapitre I, nous présentons un aperçu sur l'origine des bruits cardiaques en décrivant l'hémodynamique cardiaque. En vue de quantifier l'apport de chacune des valves, et d'avoir une brève description sur la nature et l'allure du signal des bruits cardiaques connu par le signal phonocardiogramme PCG.

Dans le deuxième chapitre, nous présentons 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.

Un troisième et dernier chapitre qui présente le circuit finale de notre stéthoscope électronique avec les différents programmes et logiciels que nous avons développé et qui permettent l'acquisition, l'enregistrement et le traitement numérique du signal phonocardiographique PCG acquis à travers notre circuit.

Chapitre 1 :

Phonocardiographie et bruits cardiaques

Introduction

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 répandue dans le domaine cardiologique est le stéthoscope.

Un médecin expérimenté peut diagnostiquer un large éventail d'anomalies cardiovasculaires, y compris les sténoses mitrale et aortique ainsi que les souffles systoliques, mais de nombreuses anomalies sont souvent manquées en raison d'une incapacité à appliquer une écoute sélective parmi les différentes composantes qui accompagnent le cycle cardiaque, ou une incapacité naturelle à détecter les fréquences en dehors de la gamme de l'audition humaine.

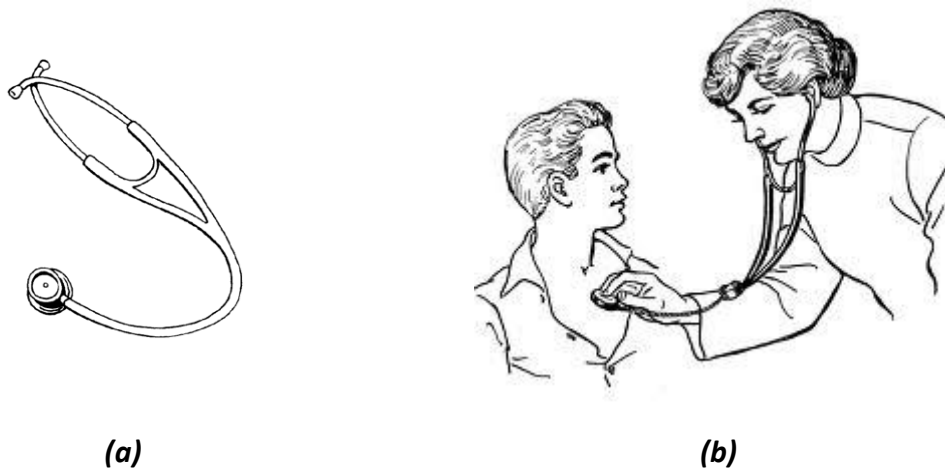


Figure 1.1 Un stéthoscope (a) et son utilisation par un médecin pour écouter les bruits cardiaque (b)

La phonocardiographie offre une visualisation graphique des signaux d'auscultation, permettant l'observation clinique des bruits cardiaques caractérisés par des fréquences en dehors de la plage normale de l'audition humaine [Pel'04].

1.2. Anatomie du Cœur

Le cœur est l'organe le plus important dans le corps humain. Il est considéré comme une pompe musculaire subdivisée en quatre cavités : deux oreillettes et deux ventricules (Figure 1.2), permettant de propulser le sang vers toutes les cellules du corps humain. Les paires oreillette–ventricule droite et gauche constituent respectivement les cœurs droit et gauche.

L'oreillette droite récupère le sang pauvre en oxygène des veines cave supérieure et inférieure, et le propulse après contraction vers le ventricule droit. Cette phase est la systole auriculaire. Cette phase systolique est suivie d'une autre diastolique, permettant d'envoyer le sang dans les poumons à travers les artères pulmonaires. Le dioxyde de carbone véhiculé par ce sang sera évacué par les poumons vers l'extérieur du corps, et par la suite sera rechargé en oxygène. Le sang revient ensuite au cœur dans l'oreillette gauche, puis passe dans le ventricule gauche là où il est envoyé vers les organes dans le réseau artériel à travers l'aorte [Pel'04].

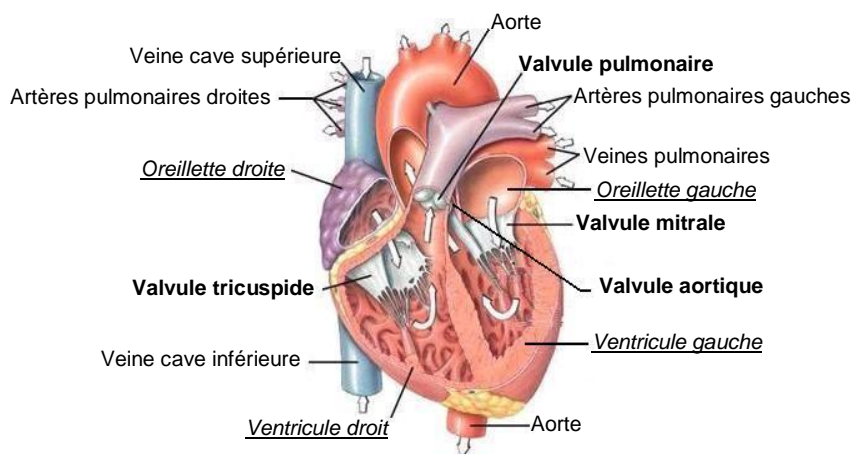


Figure 1.2 Description anatomique du myocarde

Les valvules auriculo–ventriculaires assurent la liaison entre les oreillettes et les ventricules, tandis que les valvules sigmoïdes assurent la communication entre les ventricules et les gros vaisseaux.

Les valvules mitrale et tricuspide permettent la communication entre les paires ventricule–oreillette gauche et droite respectivement. La sigmoïde aortique permet la circulation du sang du ventricule gauche vers l’aorte, et la sigmoïde pulmonaire permet d’assurer la liaison entre le ventricule droit vers l’artère pulmonaire [Deb’04].

Les valvules cardiaques jouent un rôle majeur dans le cycle cardiaque, empêchant le sang de couler en arrière.

Sur la **Figure 1.3** sont illustrées les coupes longitudinales et transversales d’une valvule cardiaque dans les positions ouverte et fermée ;

- **(a) ouverte** ; les feuillets de la valvule cardiaque sont éloignés afin de laisser passer le sang, cette ouverture engendre des turbulences sanguines qui font partie des bruits cardiaques.
- **(b) fermée** ; les feuillets se resserrent afin de ne pas permettre le passage du sang; en cas d’insuffisance la valvule ne se referme pas convenablement ce qui cause une régurgitation sanguine.

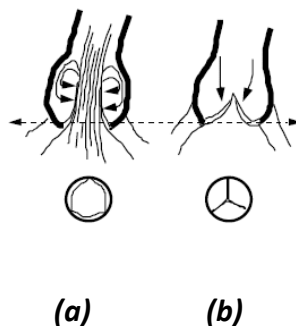


Fig. 1.3 – Coupes longitudinales et transversales d’une valvule cardiaque dans les positions (a) ouverte et (b) fermée

1.3. Révolution cardiaque

La révolution cardiaque se déroule en deux phases. La première phase dite systolique consiste à la contraction des deux ventricules ce qui provoque l’éjection du sang vers la périphérie du cœur à travers l’aorte, et vers les poumons par l’intermédiaire des artères pulmonaires. La deuxième phase dite diastolique permet la relaxation des deux ventricules

en se remplissant de sang à travers les valvules auriculo-ventriculaires après accumulation dans les oreillettes [Dje'14].

L'étude de l'hémodynamique cardiaque peut être divisée en quatre phases essentielles ; la *contraction* et l'*éjection ventriculaire* constituant la *systole ventriculaire*, ensuite la *relaxation* et le *remplissage* lors de *diastole ventriculaire*.

1.3.1. Contraction ventriculaire

Cette phase est subdivisée en deux sous-phases ;

1. **Contraction pré-iso volumétrique** : la pression dans les ventricules augmente d'une façon rapide et devient supérieure à la pression des oreillettes, ce qui provoque la fermeture des valvules auriculo-ventriculaires.
2. **Contraction iso volumétrique** : les valvules auriculo-ventriculaires et sigmoïdes sont fermées. Les deux ventricules poursuivent à se contracter, et la pression devient supérieure à la pression dans les artères d'où l'ouverture des valvules sigmoïdes.

Cette phase correspond à l'apparition du premier groupe de vibrations acoustiques noté B1.

1.3.2. Ejection ventriculaire

L'éjection du sang ventriculaire vers les artères se réalise en trois phases ;

1. **Phase d'éjection rapide** : le sang est propulsé rapidement avec une augmentation graduelle de la pression ventriculaire.
2. **Phase d'éjection lente** : le sang est éjecté légèrement selon la diminution de la pression ventriculaire.
3. **Proto-diastole de Wiggers** : la pression ventriculaire diminue de façon trop rapide mais reste supérieure à la pression dans les artères.

Quand la pression dans les ventricules devient inférieure à la pression dans les artères, les valvules sigmoïdes se ferment, ce qui correspond à l'apparition du deuxième groupe de vibrations acoustiques, noté B2.

1.3.3. Relaxation

Pendant cette phase, la pression ventriculaire continue à diminuer jusqu'à ce qu'elle devient inférieure à la pression dans les oreillettes, ce qui induit l'ouverture des valvules auriculo-ventriculaires.

1.3.4. Remplissage

Durant cette phase, les ventricules se remplissent de sang par les oreillettes à travers les valvules auriculo-ventriculaires. Cette phase est subdivisée en quatre phases ;

1. **Phase de remplissage rapide** : la pression ventriculaire est très réduite par rapport à la pression auriculaire ce qui résulte un remplissage rapide des ventricules.
2. **Phase de remplissage lent** : la pression dans les oreillettes commence à diminuer, par contre la pression ventriculaire continue à augmenter, le remplissage ventriculaire est alors moins rapide.
3. **Phase de Diastasis** : quand les pressions auriculaires et ventriculaires sont égaux, le cœur est en phase de repos.
4. **Phase de remplissage actif** : les ventricules terminent leur remplissage par une augmentation de pression due à la systole auriculaire.

La figure 1.4 suivante illustre les événements successifs que se réalisent pendant un cycle cardiaque au niveau du cœur avec l'évolution temporelle pendant un cycle cardiaque de plusieurs paramètres physiologiques en relation avec le fonctionnement du cœur comme le signal électrocardiogramme ECG et les pressions intracardiaques ainsi que le signal étudié qui est le phonocardiogramme PCG.

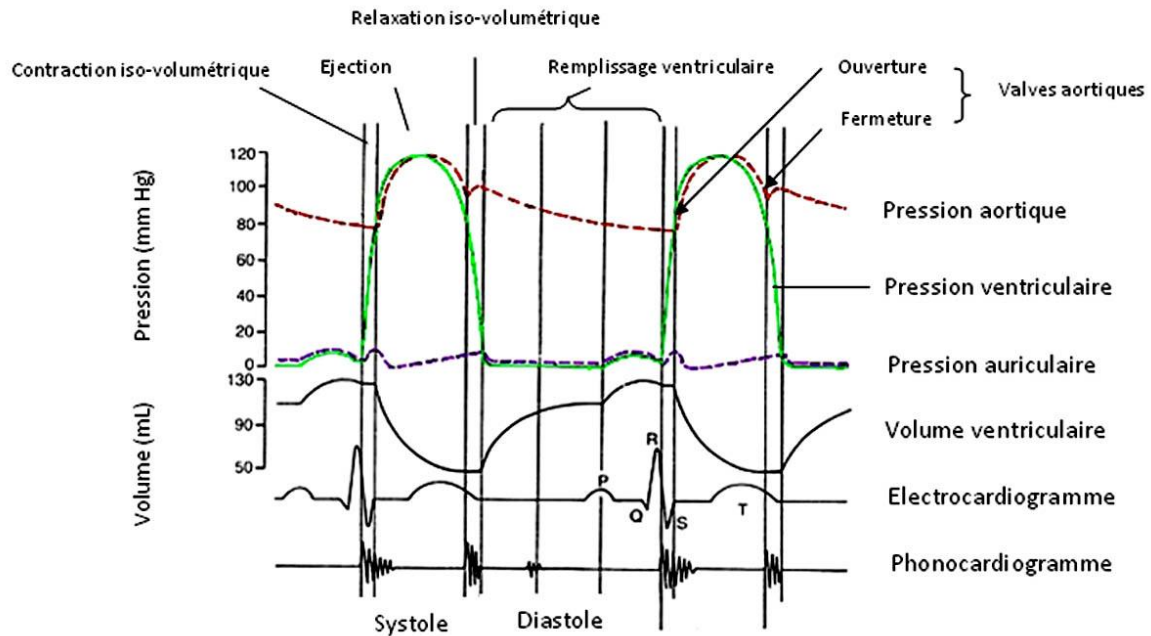


Figure 1.4 Les Événements et les changements qui se produisent au cours d'un cycle cardiaque

1.4. Description du Signal Phonocardiographique

Les bruits cardiaques sont des ondes acoustiques résultantes des battements du cœur ainsi que du flux sanguin qui coule à travers ses cavités. Le signal enregistré est appelé phonocardiogramme PCG.

Ces bruits cardiaques sont des vibrations mécaniques provoquées par la pression systolique et diastolique du myocarde, l'ouverture et la fermeture des valvules cardiaques ainsi que l'impact de l'écoulement sanguin dans la paroi ventriculaire et les différents vaisseaux sanguins qui entour le cœur. [Dje'14]

Ce signal peut mettre en évidence quatre bruits cardiaques notés respectivement B1, B2, B3 et B4. Les bruits B1 et B2 apparaissent respectivement au début des phases systolique et diastolique (Figure 1.5).

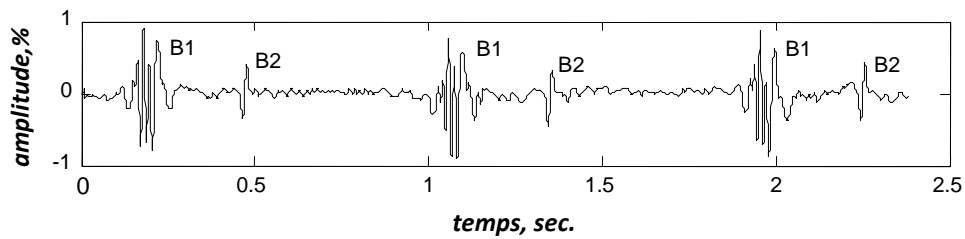


Fig. 1.5 – Signal Phonocardiographique normal

Il existe quatre types de bruits cardiaques connus par B1, B2, B3 et B4, qui peuvent être auscultés et visualisés sur un signal phonocardiographique PCG.

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).

1.4.1 Bruit B1

Ce bruit cardiaque est caractérisé par son contenu fréquentiel de basses fréquences par rapport au bruit B2 du même cycle cardiaque. Marquant le début de la systole ventriculaire, ce bruit se trouve, en sa grande proportion en 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 1.6 :

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 a 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.

1.4.2 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 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 comme illustré dans la figure 1.6

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 [].

1.4.3 Bruit B3 et bruit B4

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

Le troisième bruit B3 survient à la fin de la phase de remplissage ventriculaire rapide, et son apparition est après le bruit B2, comme illustré dans la figure 1.6. Il est habituellement de basse fréquence et peut s'entendre normalement chez l'enfant ou chez l'adulte au-dessous de 30 ans. Au-delà de cet âge, sa présence témoigne le plus souvent d'un état pathologique.

Par contre, le quatrième bruit B4 débute juste avant le premier bruit B1, comme illustré dans la figure 1.6. Il est habituellement de basse fréquence, il répond à la contraction auriculaire. Il n'est jamais audible normalement, et son accentuation témoigne d'une hyperactivité

auriculaire, droite ou gauche (galop pré-systolique). Chez les personnes âgés de plus de 50 ans, le signal phonocardiogramme enregistre constamment (même si l'oreille ne le perçoit pas toujours) un 4ème bruit B4.

La figure 1.6 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 coté gauche du cœur est affiché dans cette figure.

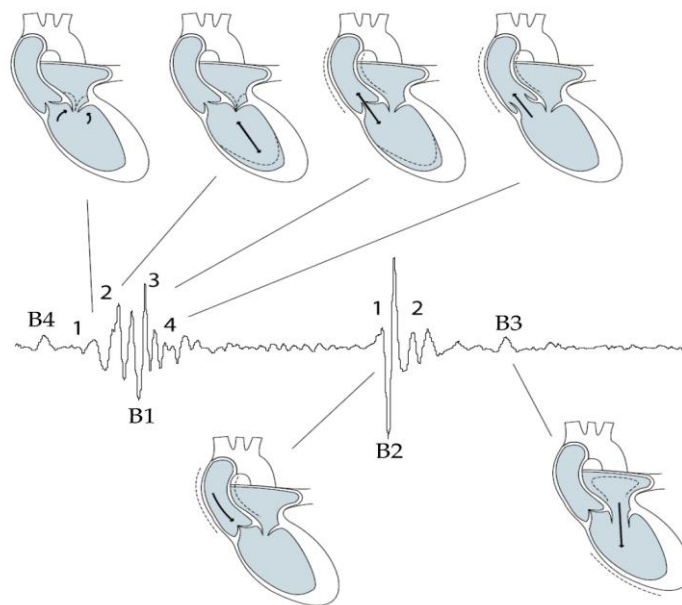


Figure 1.6 Relation entre les bruits cardiaque et la contraction cardiaque

1.4.4 Altération du fonctionnement normal du cœur

Le rôle des valvules cardiaques est l'aiguillage de la circulation du sang dans le cœur ; les valvules mitrale et tricuspide permettent l'acheminement du sang des oreillettes aux ventricules pendant la phase diastolique, tant dis que les valvules aortique et pulmonaire permettent de véhiculer le sang des ventricules vers les gros vaisseaux.

Les valvulopathies sont des déformations des valvules cardiaques en rétrécissements ou insuffisance. Ces anomalies contraignent le fonctionnement normal du cœur et génèrent des souffles surajoutés sur le tracé Phonocardiographique (PCG) comme illustré dans le signal PCG présenté dans la figure 1.7

Les souffles cardiaques sont des sons de plus longue durée que les bruits normaux déjà décrits. Ils sont dus à des vibrations induites par un flux turbulent de sang. Ces turbulences ont diverses [Oma'09] :

- Des insuffisances de fermeture des valves (comme illustré dans la figure 1.8 qui présente les cas d'ouverture et fermeture d'une valve aortique normale et pathologique)
- Des réductions de calibre des passages empruntés par le sang ou sténoses (comme illustré dans la figure 1.9)
- Des communications anormales entre les diverses chambres du cœur
- Des variations de la vitesse et de la viscosité du sang.

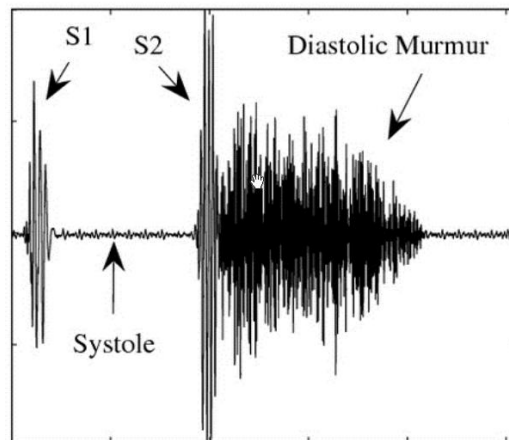


Figure 1.7 signal PCG avec la présence d'un souffle diastolique

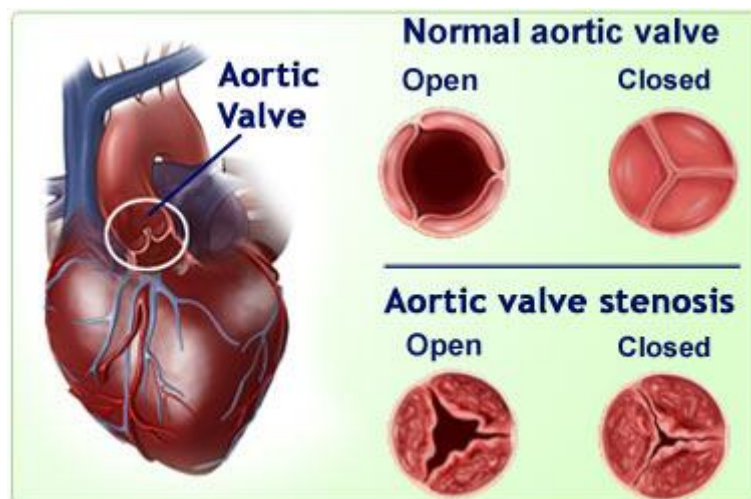


Figure 1.8 Valvule aortique dans les cas sténose et normal

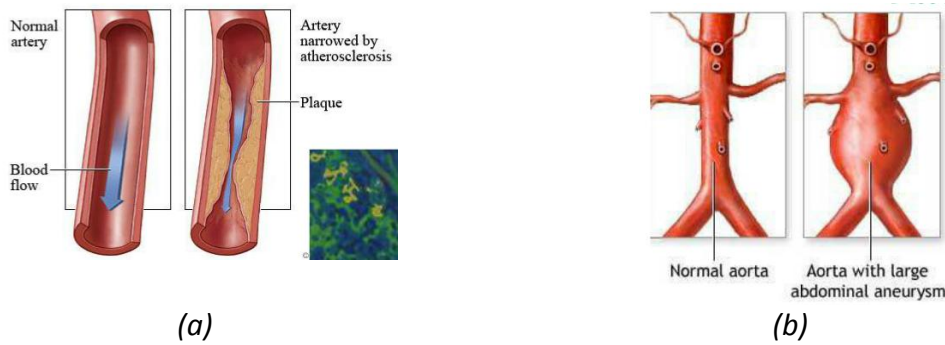


Figure 1.9 sténose au niveau de l'artère en (a) et rétrécissement de l'aorte en (b)

1.5 Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG

Comme déjà vu précédemment, pour chaque anomalie cardiaque correspond un signal PCG pathologique bien spécifique, où les caractéristiques fréquentielle et temporelle diffèrent d'un cas à un autre.

Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des différents bruits sont affichées dans le tableau ci-dessous [Oma'09].

Les bruits	Localité (ms)	La durée (ms)	Bande de fréq.
B1	10-50 après le pic R dans l'ECG	100-160	10-140
B2	280-360 après le pic R dans l'ECG	80-140	10-400
B3	440-460 après le pic R dans l'ECG ou 120-180 après la cloture des valves sigmoïdes	40-80	15-60
B4	40-120 après l'onde P dans l'ECG	30-60	15-45

Tab. 1.1 : Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques.

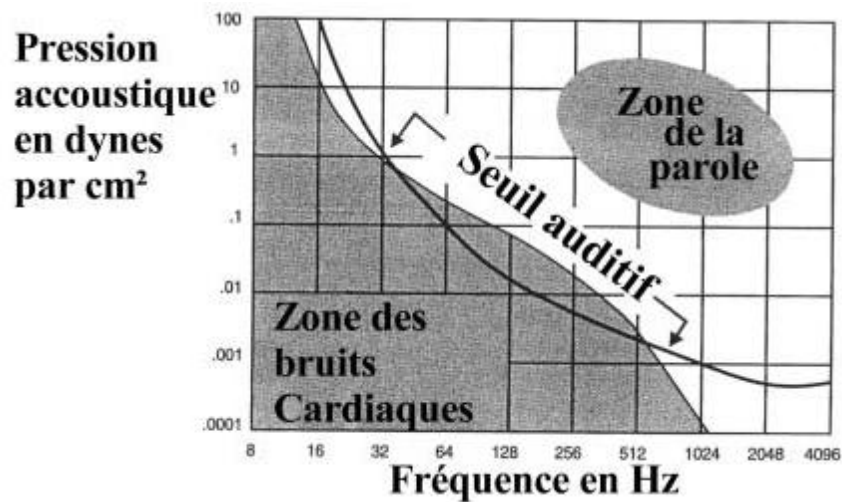


Figure 1.10 Spectre des bruits cardiaques.

Les bruits cardiaques sont essentiellement des sons de fréquences basses à faible niveau. Comme le montre la figure 1.10, seule une petite partie des sons cardiaques se trouvent dans la plage d'audibilité humaine. Cela signifie que nos oreilles sont incapables d'entendre correctement ces sons et donc nous ne serons pas en mesure d'analyser les moindres détails répandus afin de diagnostiquer le patient correctement. Donc, nous devons amplifier ces sons pour entendre et interpréter correctement.

Pour cette raison l'utilisation d'un stéthoscope s'avère une nécessité pour une bonne auscultation des bruits cardiaques.

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 cour 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 conception de notre stéthoscope électronique.

Chapitre 2 :

Etude de stéthoscope électronique

2.1 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.

Ce stéthoscope digital est constitué principalement d'une partie capteur (microphone), d'une partie de mise en forme (amplification et filtrage analogique) et d'une partie d'acquisition et de traitement numérique du signal PCG.

Le schéma bloc illustré dans la figure 2.1 présente la plateforme à partir de laquelle notre circuit a été réalisé. Il est constitué principalement :

- Capteur : Un microphone.
- Mise en forme :
 - Un amplificateur.
 - Un filtre passe-bas.
 - Un filtre passe-haut
- Acquisition du signal

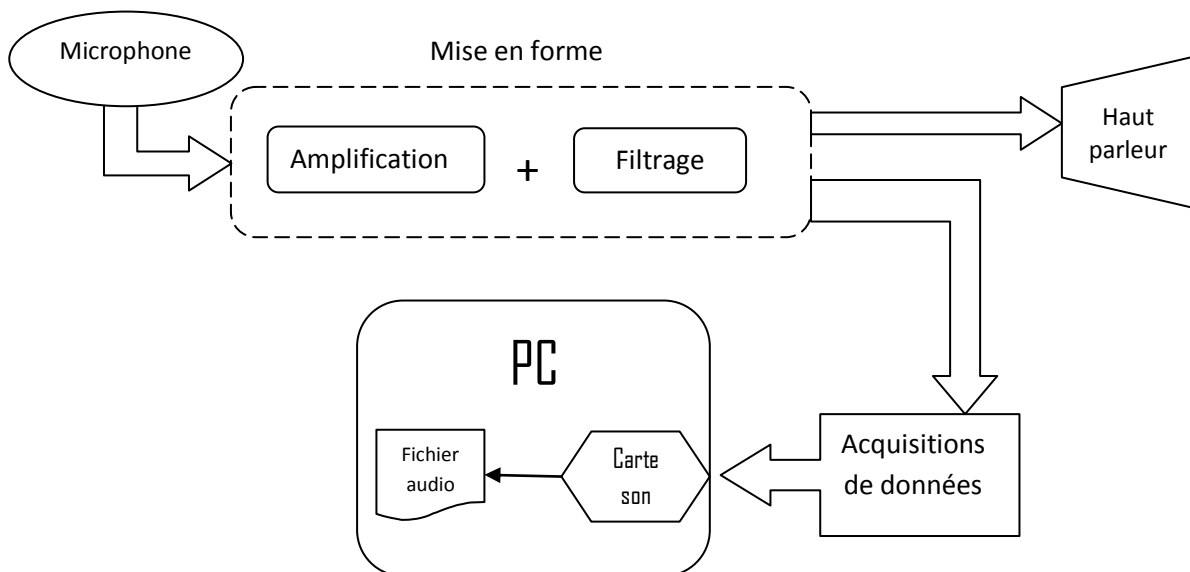


Figure.2.1 Le schéma bloc du Stéthoscope électronique

2.2 Le Capteur

Le capteur est l'élément principal d'un instrument de mesure auquel est directement appliquée la grandeur à mesurer. Son rôle est de transformer 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) en énergie électrique, tandis qu'un haut-parleur est un actionneur qui convertit l'énergie électrique en énergie acoustique.

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.

Ces capteurs ont une bonne réponse dans bande des hautes fréquences qui est tout à fait adéquate pour les sons du corps humains. Par contraire, c'est la réponse dans les basses fréquences qui est le principal inconvénient de ces capteurs ultrasonores.

Le microphone est un capteur qui mesure les ondes vibratoire de pression induites par les mouvements de différentes composantes du cœur, tandis que la les accéléromètres sont des capteurs de contact qui mesurent directement les mouvements de la paroi thoracique.

Pour l'enregistrement de bruits cardiaques, les deux types peuvent être utilisés.

2.2.1 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 soum à une contrainte mécanique. Le principe est de détecter la variation des vibrations d'un solide (dans ce ca, la paroi thoracique) et non pas les variations de la pression de l'air. Ce capteur doit être collé a la cage thoracique près du cœur pour pouvoir détecter les mouvements des vibrations dû au battements cardiaques [Oma'09]

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.

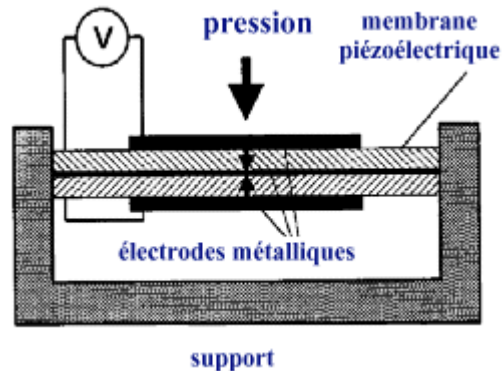


Figure 2.2 Un microphone piézoélectrique

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

2.2.2 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 étendu, 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 [Oma'09].

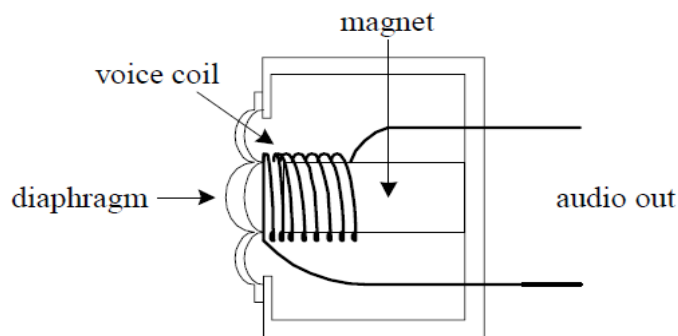


Figure. 2.3 Le microphone dynamique

2.2.3 Le Microphone à Condensateur :

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 caractérisé par un son de faible bruit et par un l'enregistrement de haute qualité [Oma'09].

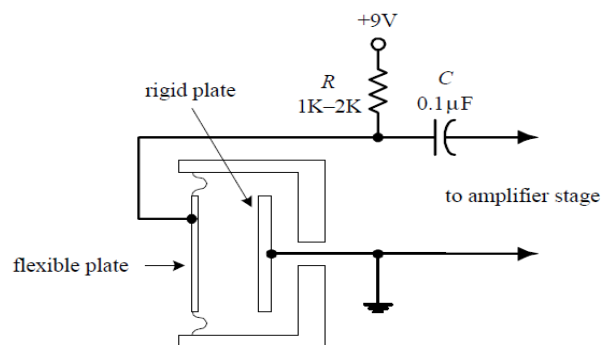


Figure 2.4 Le microphone à condensateur

2.2.4 Le microphone Electret (ECM)

Un microphone à condensateur électret (ECM : Electret Condenser Microphone) 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 2.5). 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 [Oma'09].

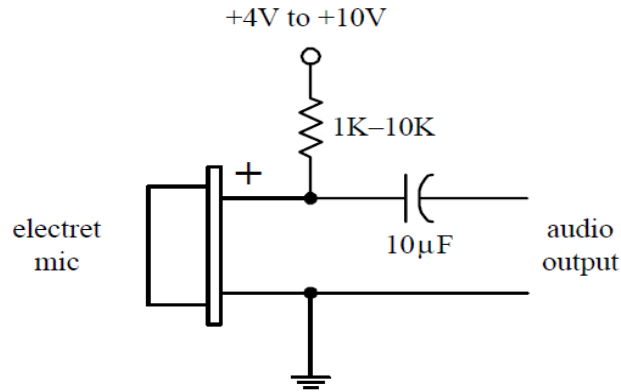


Figure 2.5 Le microphone à electret

Le tableau suivant (tableau 2.1) 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>
Coût	<i>Faible</i>	<i>faible</i>	<i>important</i>	<i>ECM/dynamique</i>
Sensibilité	<i>Bonne</i>	<i>faible</i>	<i>bonne</i>	<i>ECM/Piézo</i>
Dimension	<i>petit</i>	<i>grand</i>	<i>petit</i>	<i>ECM /Piézo</i>
Bande de fréquence	[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, notre choix est vite tourné 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.

2.3 Le conditionnement du signal :

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

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

2.3.1 Capteur

Un Microphone à électret (ECM) a été utilisé pour la détection des bruits cardiaques celui illustré dans la figure 2.6.

Ce microphone ECM a été inséré dans l'extrémité de la tubulure d'un stéthoscope pour acquérir sons cardiaques comme illustré dans les figures 2.7 et 2.8.

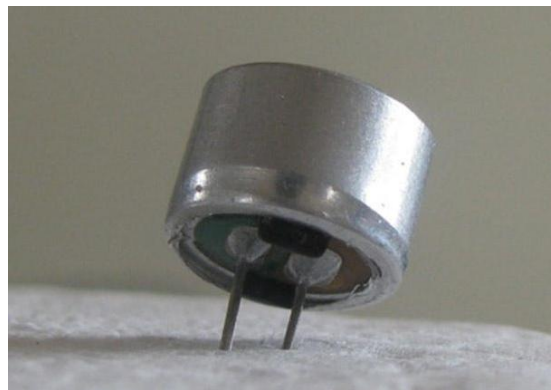


Figure 2.6 Photo du capteur ECM

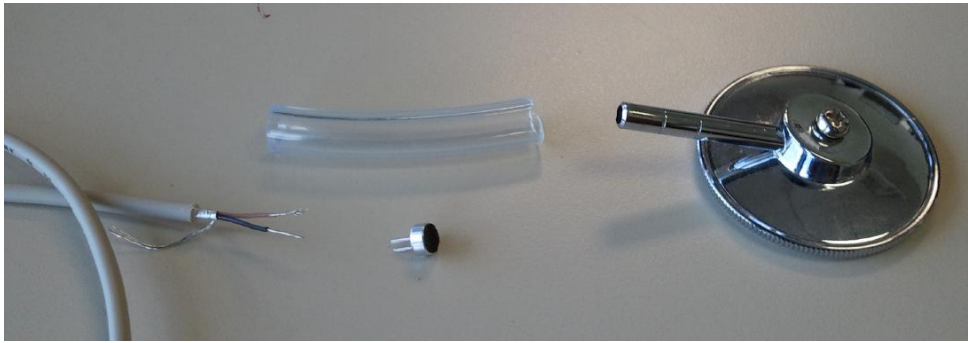


Figure 2.7 les éléments nécessaire pour le capteur des bruits cardiaques



Figure 2.8 capteur réalisé

2.3.2 L'amplification

Compte tenu que le signal détecté par le microphone est très faible, de l'ordre de quelques microvolts une amplification est nécessaire. Différents circuits d'amplification peuvent être utilisés, cependant l'ensemble utilise l'amplificateur opérationnel comme élément principal. L'amplificateur est utilisé pour augmenter le faible niveau du signal du microphone.

L'amplificateur employé dans notre circuit est un amplificateur non-inverseur réalisé autour d'un amplificateur opérationnel TL081 (voir sa fiche technique en annexe) dont le gain est fixé à 100, La valeur de R1 et de R2 est fixée alors par formule suivante :

$$gain = 1 + \frac{R2}{R1} \quad (2.1)$$

L'amplificateur opérationnel TL081 est réalisé à base d'un transistor à effet de champs (FET : Field Effect Transistor). De ce fait, l'entrée non-inverseuse de cet amplificateur offre une impédance d'entrée très élevée qui peut être adaptée facilement à l'impédance de la source en ajustant C1 et R3.

La figure 2.9 suivante montre le schéma électrique de l'amplificateur que nous avons utilisé

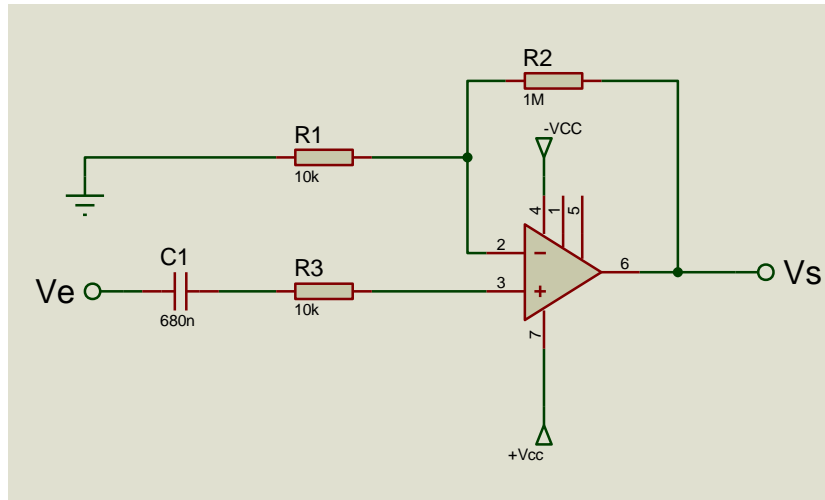


Figure 2.9 schéma électrique de l'amplificateur

La figure 2.10 suivante montre la réalisation de ce montage sur plaque d'essai pendant la période de test pour la validation de ce choix

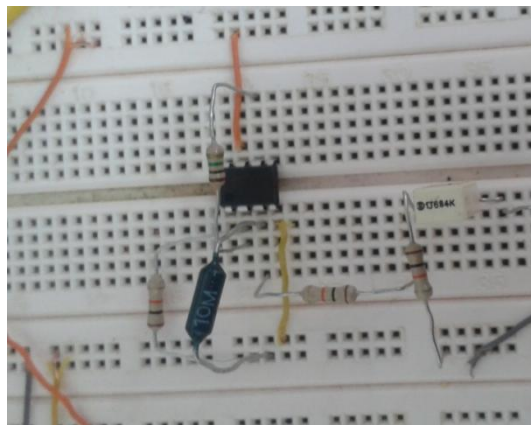


Figure 2.10 circuit de l'amplificateur réalisé sur plaque d'essai

La figure 2.11 suivante montre la phase de test de l'étage amplificateur

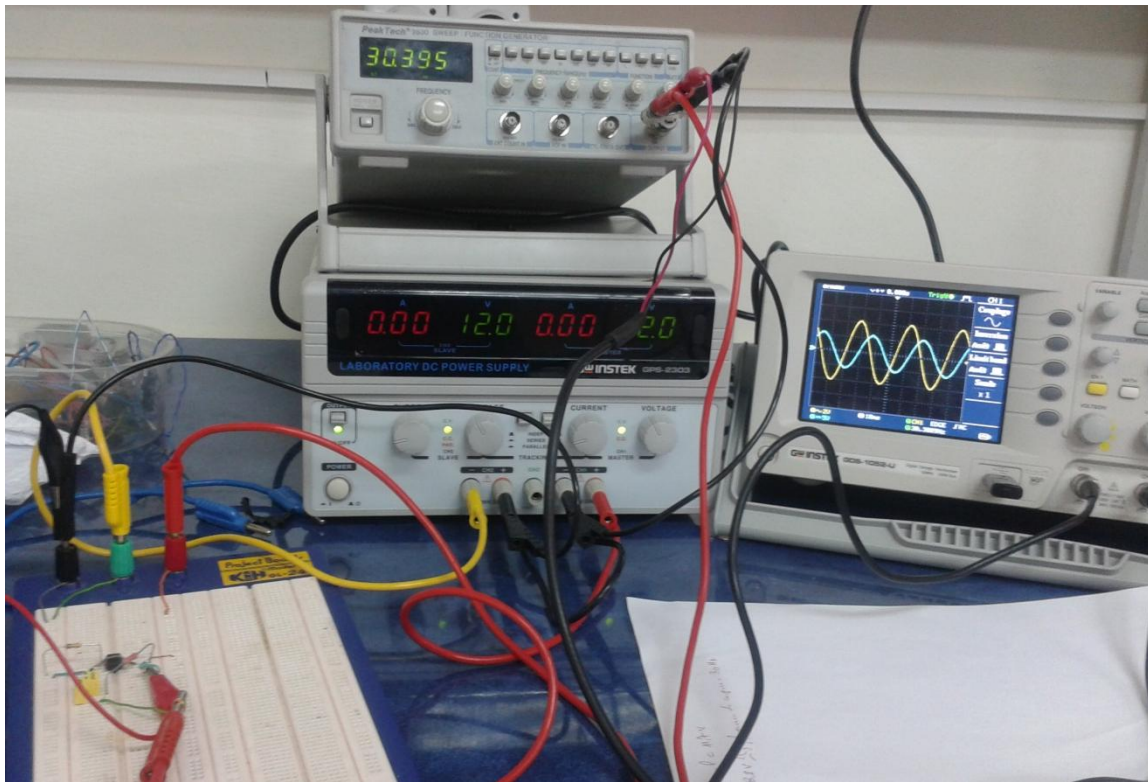


Figure 2.11 Test de l'amplificateur

2.3.3 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 composantes d'un signal selon leurs contenus fréquentiels ce qui va permettre d'isoler une fréquence particulière ou d'éliminer des fréquences parasites.

Le but principale de l'opération de filtrage est de nettoyer le signal traité 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 2 filtres, le premier est un filtre passe bas et le deuxième est un filtre passe haut

Un Filtre passe bas :

Un circuit RC comme illustré dans la figure suivante

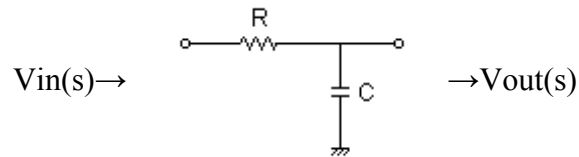


Figure 2.12 Filtre RC

La figure 2.13 suivante montre la réalisation de ce montage sur plaque d'essai pendant la période du test pour la validation de ce choix.

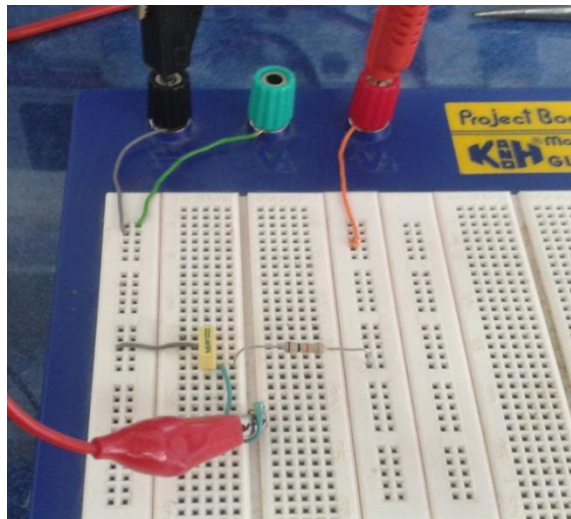


Figure 2.13 Filtre RC sur plaque d'essai

Sa fonction de transfert est donnée par l'équation suivante :

$$\frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{1}{s + \frac{1}{CR}}$$

Et sa fréquence de coupure est donnée par l'équation suivante :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

La réponse fréquentielle de ce filtre est illustrée dans la figure 2.14 suivante

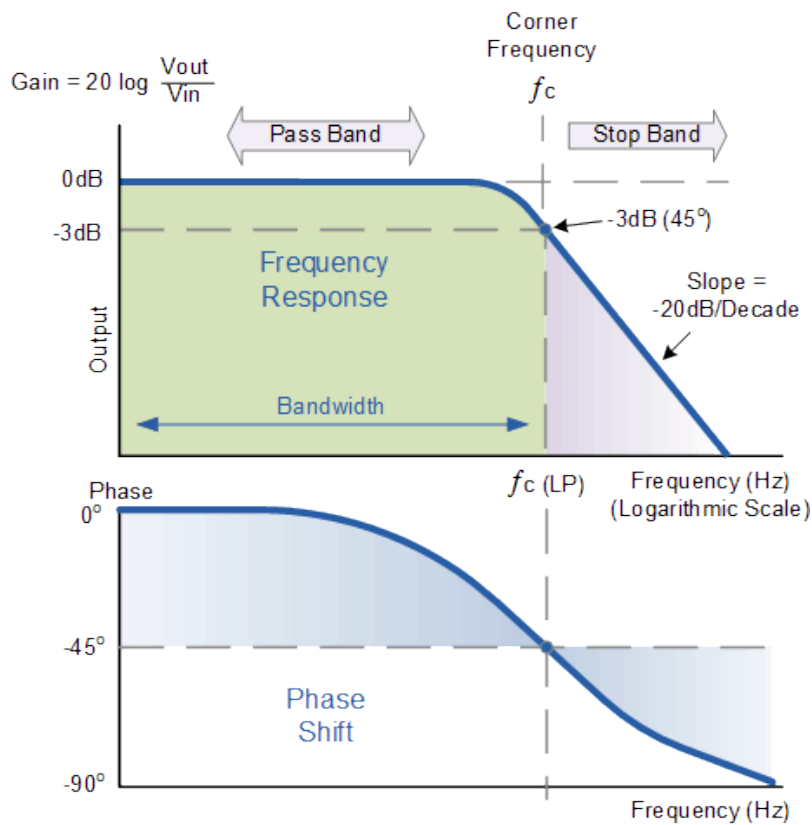


Figure 2.14 Fonction du transfert du filtre passe bas
 (Image extraite du site web <http://www.electronics-tutorials.ws>)

Nous avons choisi une fréquence de coupure $f_c = 500$ Hz, sachant que la bande fréquentielle du signal phonocardiogramme PCG peut atteindre jusqu'à 400Hz dans certain cas pathologiques.

Finalement, nous nous sommes adaptés avec la disponibilité des composants au niveau du magasin de la faculté pour choisir les valeurs suivantes :

$R=10k$

$C=33n$

Pour donner une fréquence de coupure $f_c = 482.29Hz$

Un filtre passe haut

Le filtre passe haut que nous avons utilisé est une structure de Sallen & Key, son schéma électrique est donné par la figure 2.15 suivante

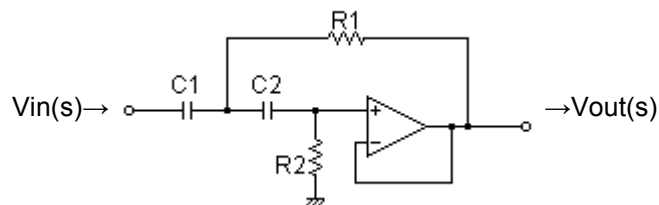


Figure 2.15 Filtre passe haut

La figure 2.16 suivante montre la réalisation de ce montage sur plaque d'essai pendant la période de test pour la validation de ce choix

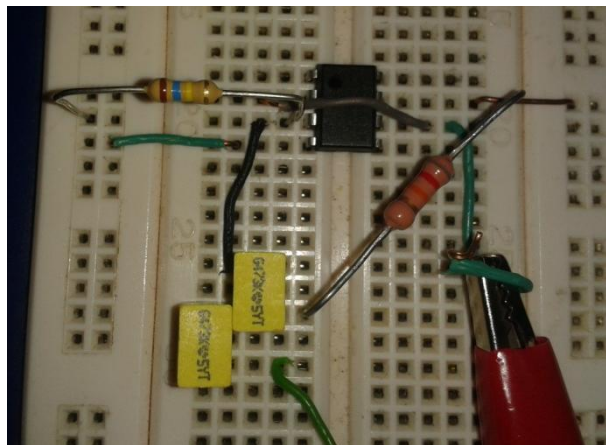


Figure 2.16 Le filtre passe haut réalisé sur plaque d'essai

Sa fonction de transfert est donnée par l'équation suivante :

$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{s^2}{s^2 + s \left(\frac{1}{R_2 C_1} + \frac{1}{R_2 C_2} \right) + \frac{1}{R_1 C_1 R_2 C_2}}$$

Sa réponse fréquentielle est illustrée dans la figure suivante

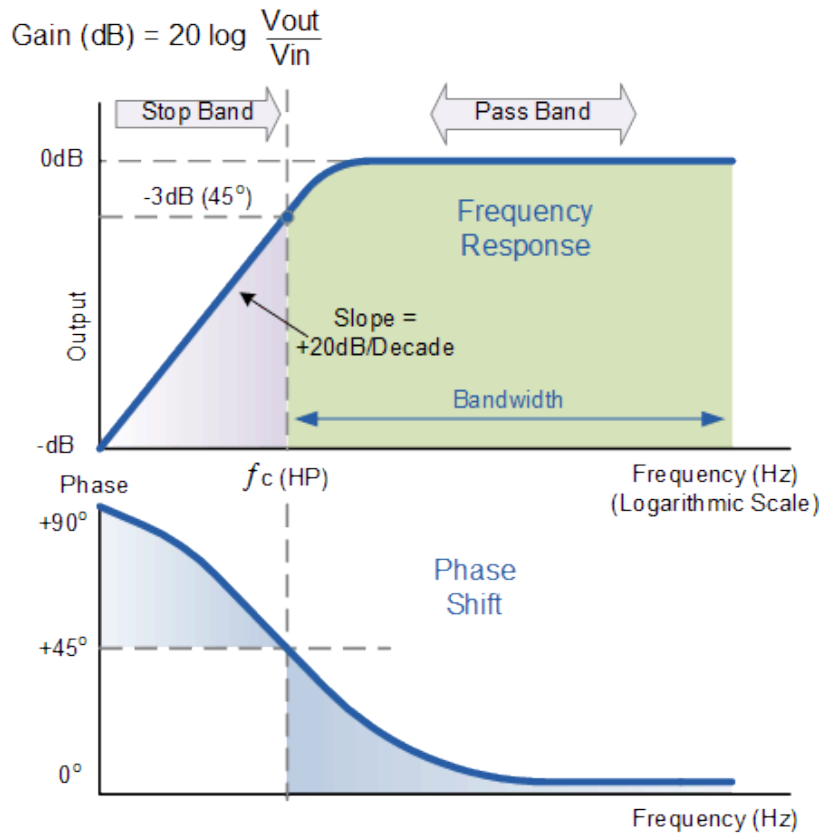


Figure 2.17 Fonction du transfert du filtre passe haut
 (Image extraite du site web <http://www.electronics-tutorials.ws>)

Comme auparavant, Nous avons choisi les valeurs des résistances R_1 et R_2 et des condensateurs C_1 et C_2 en fonction de leurs disponibilité pour approché le maximum vers la valeur de la fréquence de coupure souhaité (dans ce cas c'était 30Hz).

Finalement les valeurs utilisées sont :

- $R_1 = 82\text{k}$
- $R_2 = 160\text{k}$
- $C_1 = 47\text{n}$
- $C_2 = 47\text{n}$

Pour donner une fréquence de coupure $f_c = 29.57 \text{ Hz}$

2.4 Test et validation du circuit

Le schéma général du circuit réalisé sur une plaque d'essai est illustré dans la figure 2.18 suivante :

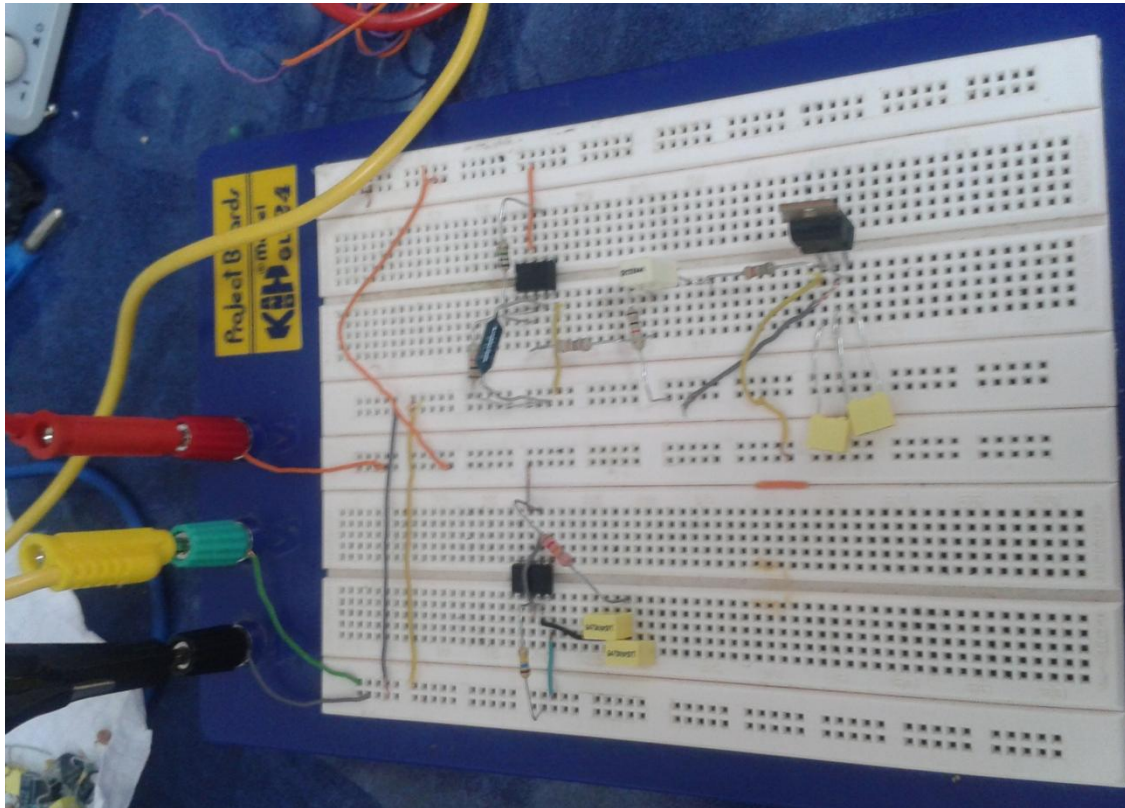


Figure 2.18 Circuit générale réalisé sur plaque d'essai

La figure 2.19 suivante montre le circuit réalisé pendant la phase des tests avec le matériel du laboratoire d'électronique.

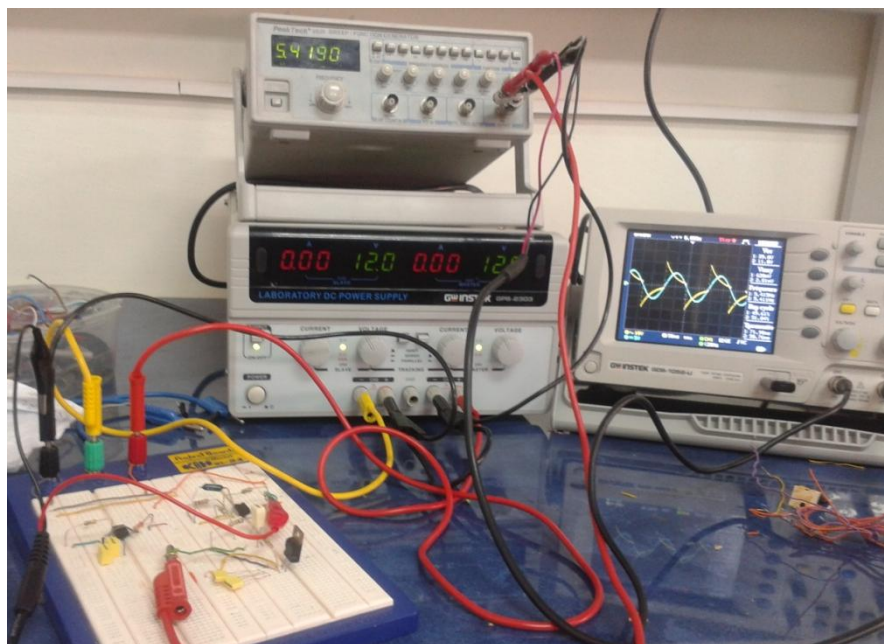


Figure 2.19 circuit réalisé pendant la phase de test

Ainsi le signal obtenu et visualisé sur un oscilloscope digital à mémoire est illustré sur la figure suivante :

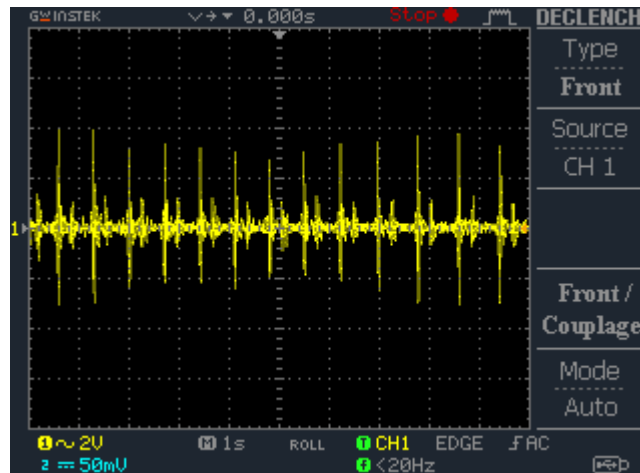


Figure 2.20 L'allure du signal obtenu visualisé sur oscilloscope

Un zoom sur ce même signal avec un changement du calibre nous permet une meilleure visualisation de ce signal comme est illustré dans la figure 2.21 suivante :

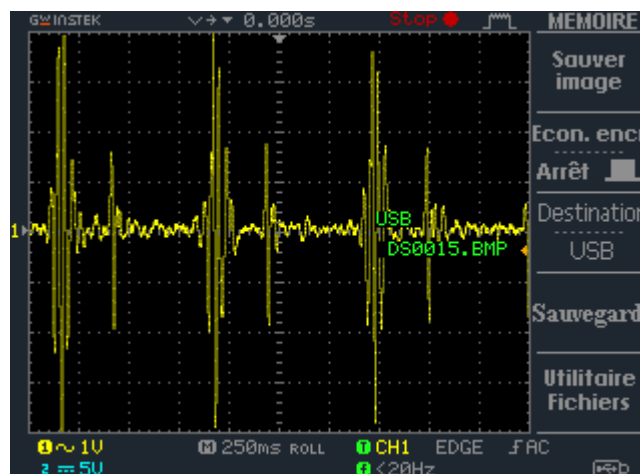


Figure 2.21 Le signal PCG obtenu sur oscilloscope

Sur ces figure, nous remarquons très clairement les deux composants essentiels du signal phonocardiogramme PCG, à savoir les bruits B1 et B2 déjà vu dans le chapitre précédant.

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.

L'étude et le test de chaque partie du circuit permet de mieux choisir les composants nécessaire 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 réalisation pratique de notre conception sera présentée, ainsi que la partie acquisition et traitement numérique du signal acquis.

Chapitre 3

Réalisation pratique du stéthoscope électronique

Introduction

Dans ce chapitre nous nous intéressons à la description et l'étude de notre stéthoscope électronique que nous avons réalisé.

Le chapitre commence d'abord par la présentation de la partie hardware du circuit générale de notre projet et dans la deuxième partie nous présentons les différents programmes et logiciels que nous avons développé et qui sont un complément de la partie hardware.

Le circuit réalisé

Le circuit électronique du stéthoscope électronique que nous avons réalisé est développé sur la base du schéma bloc présenté dans la figure 2 .1 dans le précédant chapitre.

Ainsi l'assemblage des différents circuits précédemment décrits dans le chapitre 2 dans un même boîtier permet d'avoir le circuit finale de notre stéthoscope électronique.

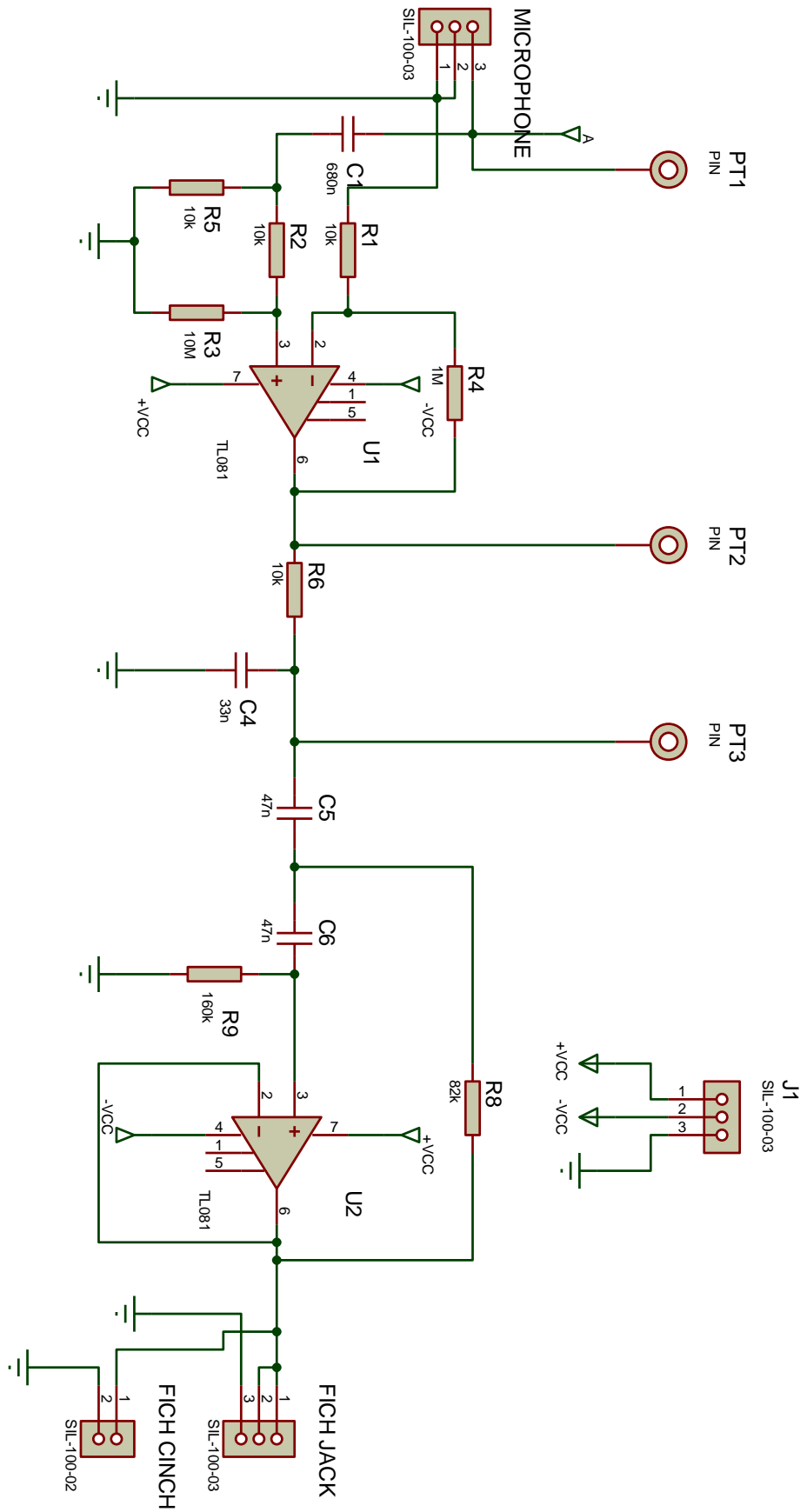


Figure 3.1 Le circuit électronique du stéthoscope réalisé

Le schéma général du circuit complet que nous avons réalisé est illustré dans la figure 3.1 suivante avec en plus la figure 3.2 qui montre le régulateur de tension que nous avons utilisé pour maintenir les valeurs de tension d'alimentation a +12 volt et -12 volt.

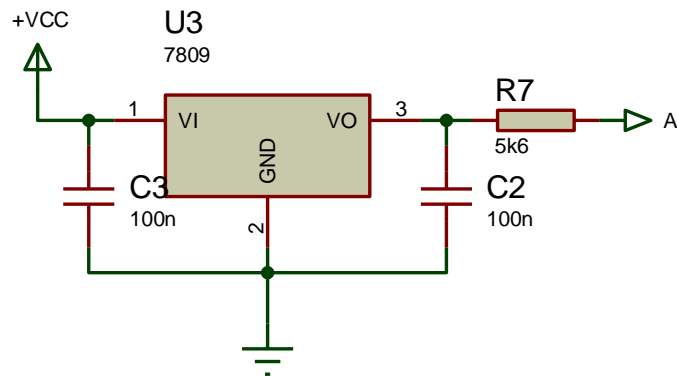


Figure 3.2 Régulateur de tension

Le circuit électronique est réalisé une fois le schéma électronique établi.

Cette phase de développement est faite en faisant appel au logiciel de simulation et réalisation de circuit imprimé « ISIS-PROTEUS ».

Il faut remarquer qu'un ensemble de point tests sont présents sur le circuit électronique. Ceux-ci vont permettre de faire un diagnostic du circuit en cas de défaillance et de vérifier le bon fonctionnement de chaque étage dans le circuit.

Ainsi, le circuit imprimé correspondant à notre circuit est illustré dans la figure 3.3

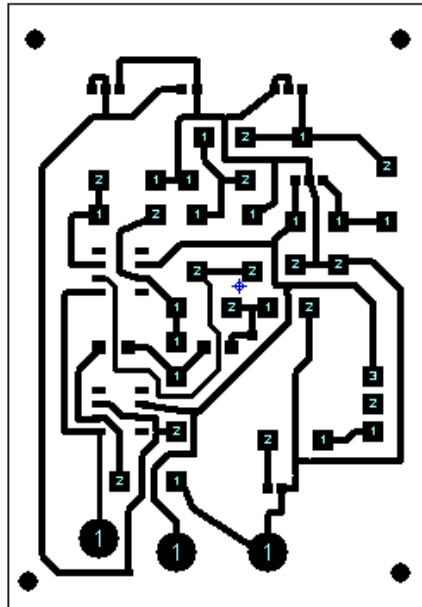


Figure 3.3 Le circuit imprimé correspondant

L'emplacement des composants sur le circuit imprimé ainsi que les différents raccordements réalisés sont illustrés dans la figure 3.4

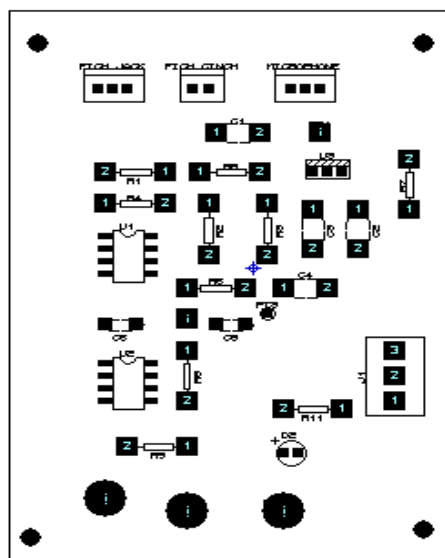


Figure 3.4 l'emplacement des composants

Pendant la réalisation de ce circuit, 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 « sonnette ».
- La soudure des composants se fait étage par étage en testant les points de tests pour vérification de bon fonctionnement de chaque étage dans l'optique de faciliter la maintenance de notre circuit avec un gain de temps énorme.
- Lors de la soudure, ne pas insérer les circuits intégrés dans leurs supports sous peine de les détériorer.
- Lors de la première mise sous tension de la plaque, ne pas installer les circuits intégrés sous peine de les détériorer dans le cas d'un éventuel court circuit dû à une mauvaise connexion.
- 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.

La figure 3.5 ci-dessous montre notre circuit ainsi réalisé.

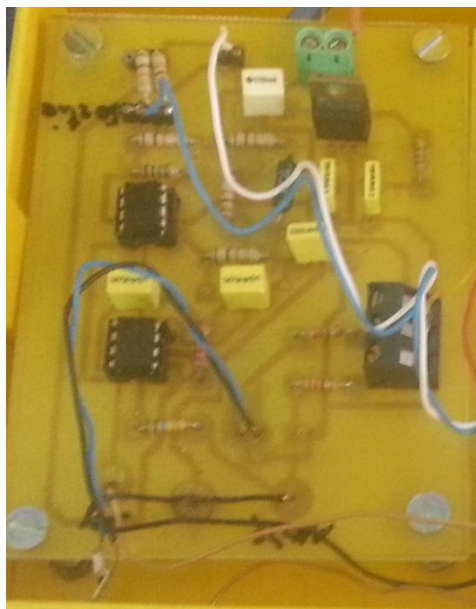


Figure 3.5 Circuit réalisé

3.2.1 Alimentation du circuit

Le circuit de notre stéthoscope électronique nécessite une alimentation symétrique d'une valeur de 12 volts.

Dans l'optique de faciliter l'utilisation de notre stéthoscope électronique, et pour lui donner une portabilité lors de l'utilisation, nous avons réalisé un circuit d'alimentation à trois bornes pour alimenter notre circuit :

- Une borne de tension positive ($V_+ = +12\text{ V}$),
- Une borne de tension négative ($V_- = -12\text{ V}$) et
- Une borne de référence avec un potentiel médian ($V = 0\text{ V}$).

Le schéma de notre circuit d'alimentation est illustré dans la figure 3.6

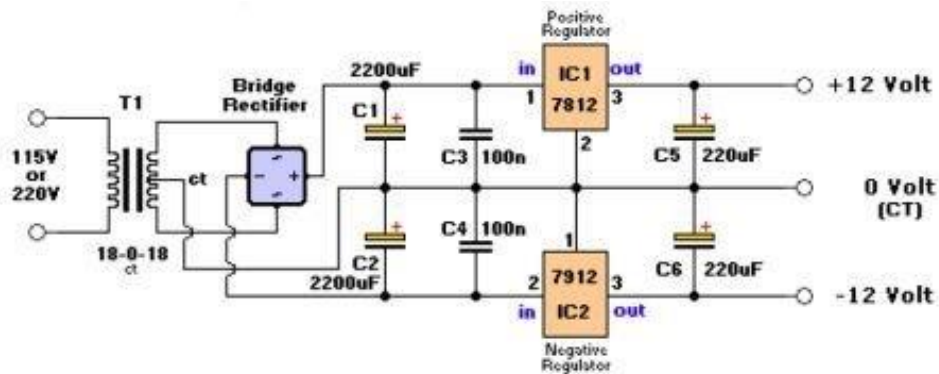
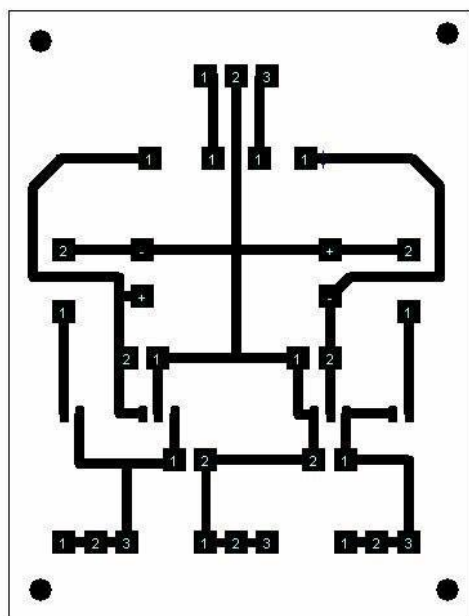


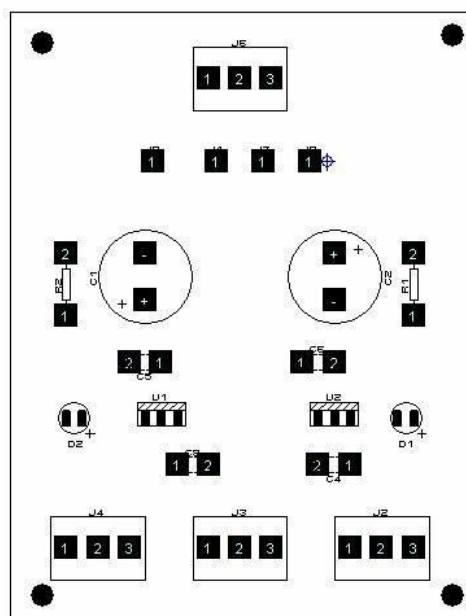
Figure 3.6 Alimentation symétrique de $\pm 12\text{V}$

La Branche positive est obtenue par un montage classique des quatre diodes D1 à D4 montées en pont (redressement double alternance), suivies du condensateur de filtrage C1. Un régulateur de tension à trois pattes, de type 78L12 stabilise la tension de sortie. La Branche négative présente la même caractéristique que la branche positive seulement le régulateur 79L12 utilisé est le même type que le 78L12 mais en version négative, il permet donc d'avoir une tension DC stabilisé d'une valeur de -12 volts.

Ainsi le circuit imprimé de l'alimentation symétrique que nous avons réalisé ainsi que l'emplacement des composants électroniques sur le circuit sont illustré dans les deux figure 3.7.a et 3.7.b



(a)



(b)

Figure 3.7 Circuit imprimé de l'alimentation symétrique (a) et l'emplacement des composants électroniques (b)

La figure 3.8 illustre le circuit de l'alimentation réalisée

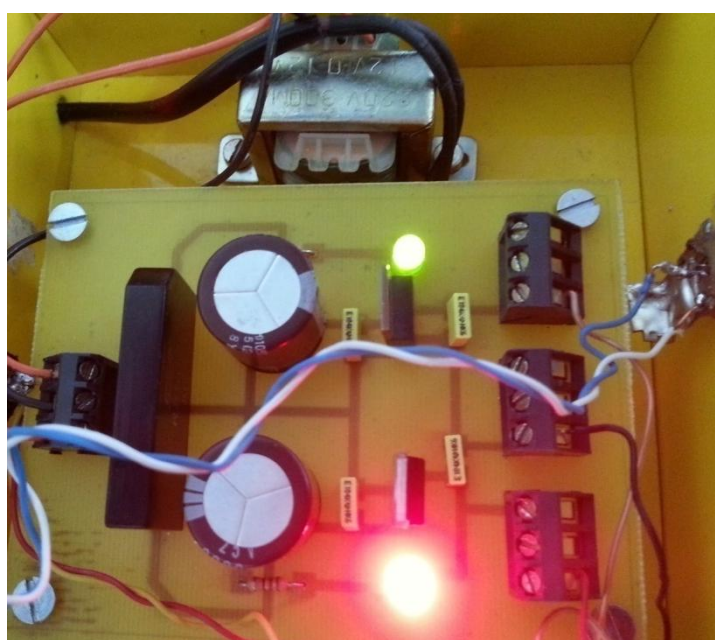


Figure 3.8 Circuit de l'alimentation réalisée

3.2.2 Circuit réalisé

Le circuit final de notre stéthoscope électronique que nous avons réalisé est illustré dans la figure 3.9

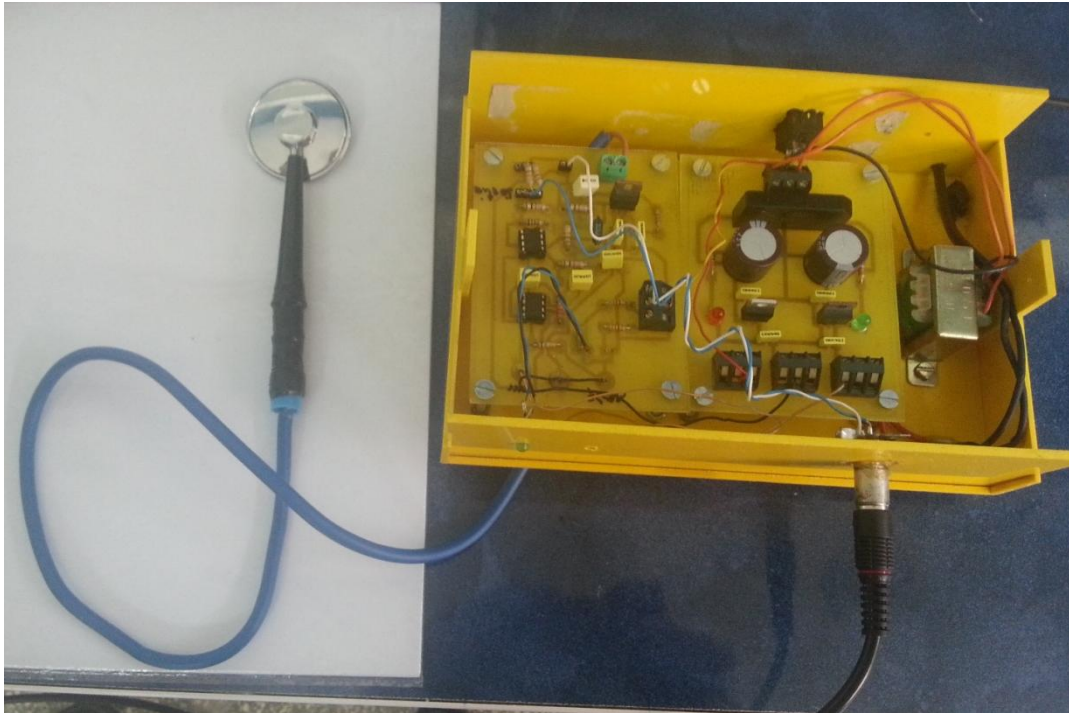


Figure 3.9 Stéthoscope électronique réalisé

La qualité du signal PCG issu sur le circuit final réalisé visualisé sur un oscilloscope digital est illustrée dans la figure 3.10

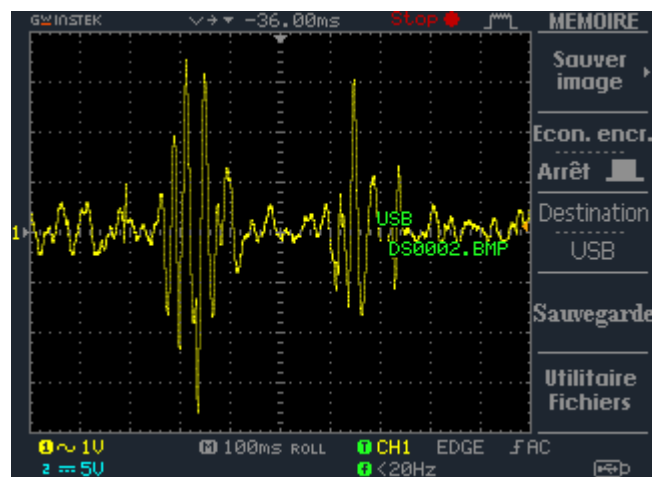


Figure 3.10 signal PCG détecté par notre stéthoscope électronique

Acquisition du signal PCG

Après avoir testé notre stéthoscope électronique et assuré son bon fonctionnement, la partie qui reste à faire est l'acquisition et le traitement numérique. Cette étape est nécessaire dans notre travail afin de permettre une étude plus approfondie sur le signal PCG.

Puisque le signal phonocardiographique PCG est un signal sonore dont la bande spectrale se situe dans la gamme audible, nous avons décidé d'exploiter la carte son du PC pour réaliser la partie d'acquisition du signal. Sachant que cette carte est considérée comme une pièce très importante dans un PC et elle disponible dans la majorité des ordinateurs personnels.

3.3.1 La carte son du PC

La **carte son** est l'élément de l'ordinateur qui permet de gérer les entrées et les sorties sonores de l'ordinateur (figure 3.11.a). Elle peut être soit une carte d'extension (externe) ou une carte intégrée dans la carte mère (interne). Aujourd'hui les carte son sont souvent intégrées aux cartes mères.

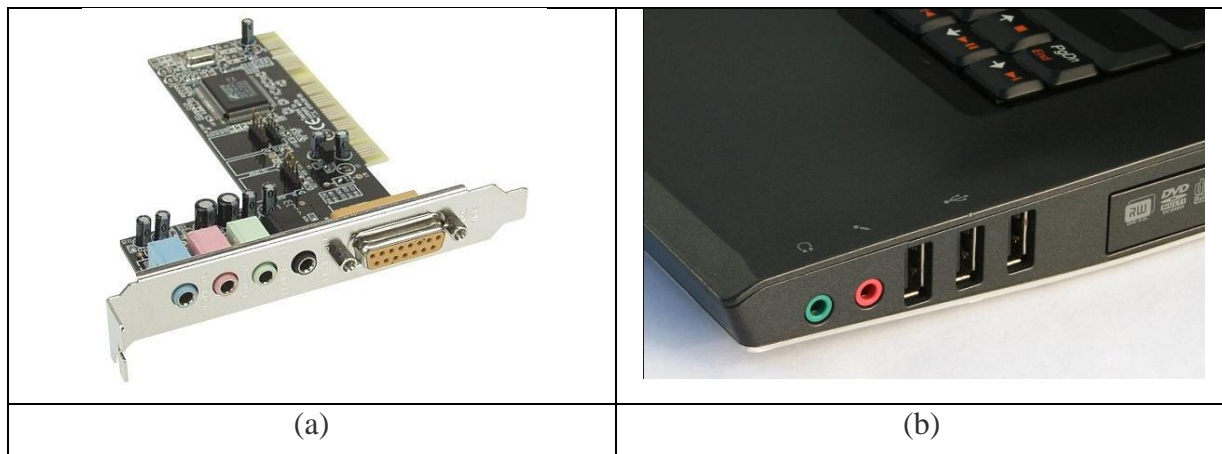


Figure 3.11 carte son du PC (a) et l'emplacement des connecteurs audio sur un ordinateur personnel portable

Les principaux éléments d'une carte son sont :

- Le processeur spécialisé **DSP** (*digital signal processor*) chargé de tous les traitements numériques du son
- Le convertisseur digital-analogique **DAC** (*digital to analog converter*) permettant de convertir les données audio de l'ordinateur en signal analogique

- Le convertisseur analogique / numérique appelé **ADC** (*digital to analog converter*) permettant de convertir un signal audio analogique en un signal digital

Les connecteurs d'entrées-sorties externes :

- Une sortie ligne au format jack standard 3.5 mm (notée *Line Out* ou bien *Speaker output* ou *SPK*, signifiant « *hauts parleurs* » en anglais), habituellement de couleur vert clair.
- Une entrée ligne (*Line in*), de couleur bleu
- Une entrée microphone (notée parfois *Mic*), généralement au format jack 3.5 mm et de couleur rose
- Une sortie numérique SPDIF (*Sony Philips Digital Interface*)
- Une interface **MIDI**, généralement de couleur or permettant de connecter des instruments de musique et pouvant faire office de *port de jeu*

La carte son du PC peut servir comme une carte d'acquisition pour notre signal PCG sachant que notre signal est signal sonore ce qui est très adéquat avec le fonctionnement des cartes sons.

Nous avons connecté la sortie finale de notre stéthoscope électronique avec un ordinateur personnel PC a travers sa carte son en utilisant un câble muni d'une fiche Jack 3,5 mm comme illustré dans les figure 3.12 et 3.13 suivante



Figure 3.12 Fiche jack 3,5 utilisée pour la connexion avec le PC

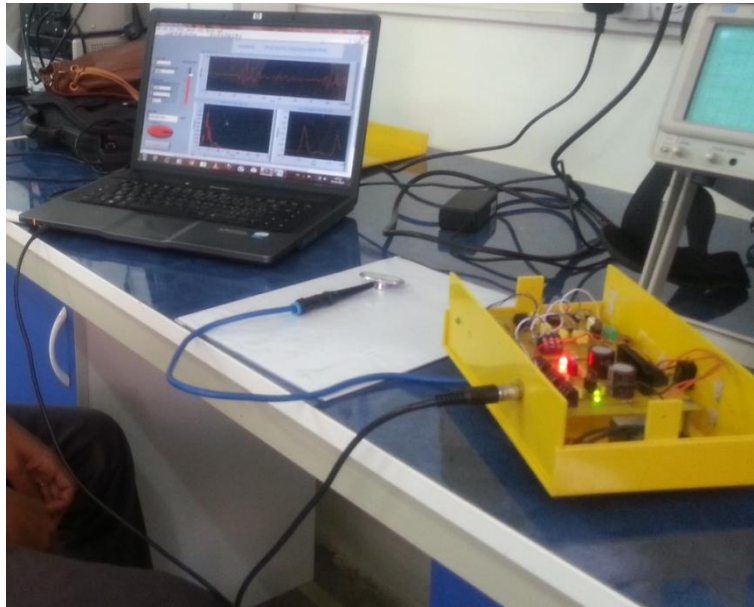


Figure 3.13 Connexion de notre circuit avec l'ordinateur

3.3.2 Développement du logiciel d'acquisition

Le pilotage de la carte son du PC pour l'exploiter comme une carte d'acquisition de notre signal PCG nécessite une partie software qui va gérer tout les calculs nécessaire pour une bonne acquisition.

Il existe plusieurs langages informatiques qui permettent de réaliser ce genre de programme comme le langage java ou le C++.

Nous avons choisi de nous orienter vers des logiciels de calcul scientifique et qui sont destinés à des applications d'ingénierie car ils permettent de gagner beaucoup de temps vu leurs caractéristiques de programmation qui offre des bibliothèques dédiés a des applications spécifique.

Nous avons développé des programmes de traitement qui permettent d'acquérir notre signal PCG en utilisant deux logiciels très utilisés par les ingénieurs que sont Matlab et Labview.

3.3.2.1 les programmes développés

A) Programme d'acquisition en temps réel

Nous avons développé deux programmes d'acquisition du signal PCG qui permet au manipulateur de visualiser le signal avec son spectre calculé avec la transformé de Fourier rapide (FFT : Fast Fourier Transform) en temps réel. Le premier est réalisé avec le logiciel Labview comme illustré dans la figure 3.14 et le deuxième avec Matlab comme illustré dans la figure 3.15.

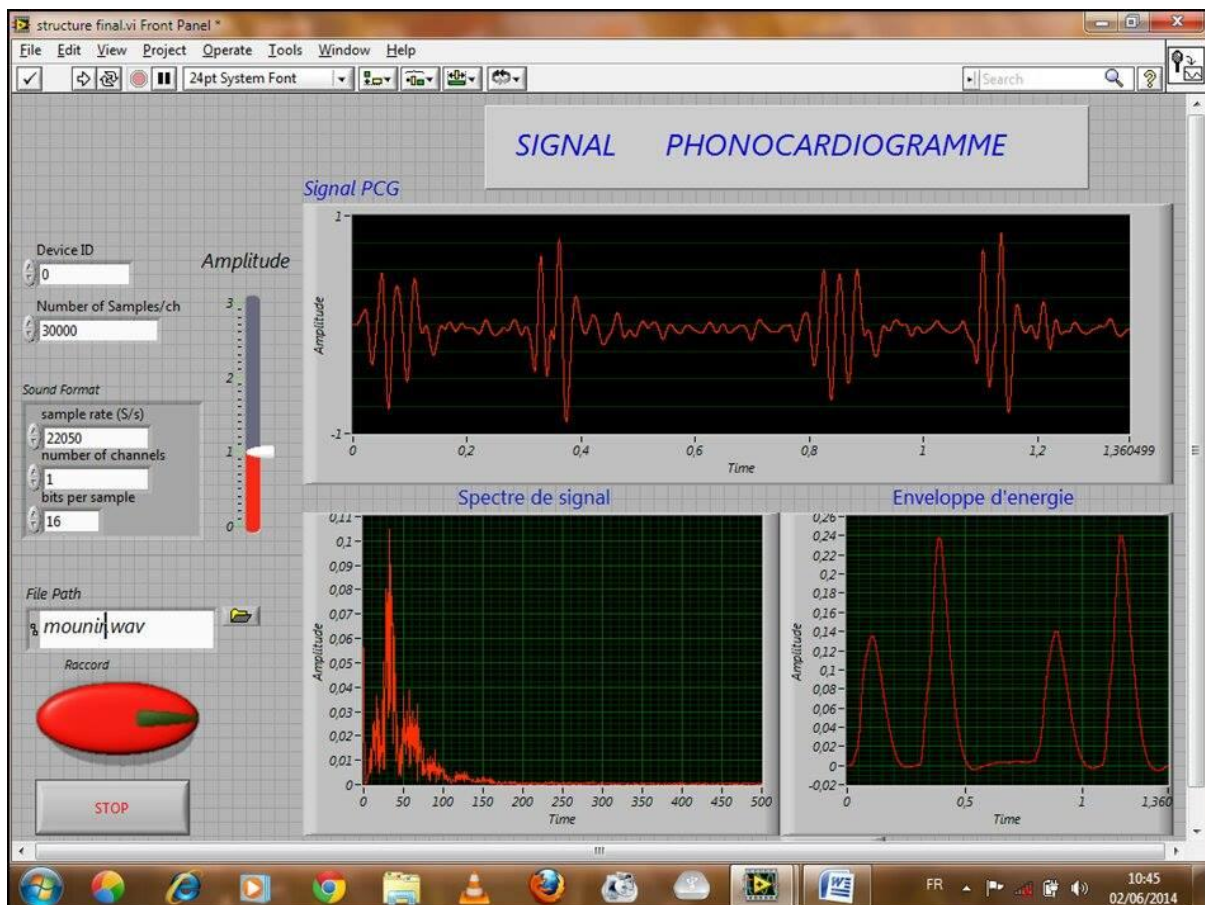


Figure 3.14 Logiciel d'acquisition en temps réel sous Labview

Comme illustré dans la figure 3.14, Le signal PCG acquis est d'une qualité très appréciable, les deux bruits B1 et B2 sont clairement visible sur le signal.

Le programme développé permet d'avoir en plus du signal PCG et son contenu spectral en temps réel, une appréciation de l'énergie des bruits cardiaques B1 et B2 illustrée par la courbe en temps réel de l'énergie du signal PCG.

Le programme permet aussi une sélection de quelque paramètre comme la fréquence d'échantillonnage et permet aussi de faire un enregistrement du signal sous forme numérique de format (*.wav).

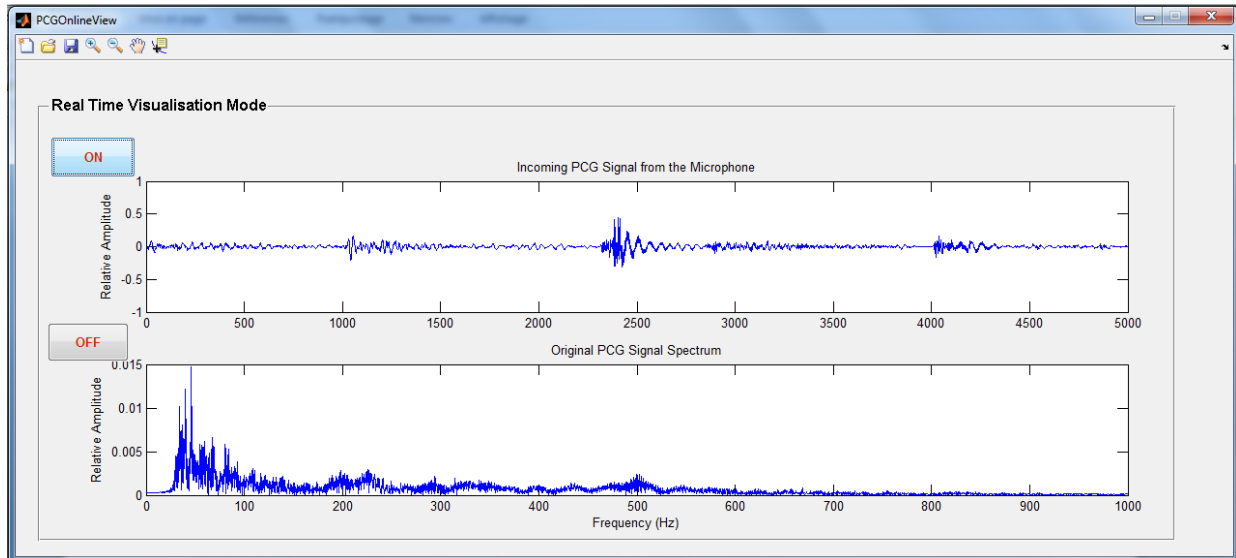


Figure 3.15 PCGOnlineView :Logiciel d'acquisition en temps réel sous Matlab

Le programme sous Matlab offre une acquisition online en temps réel du signal PCG avec son contenu spectral.

Vu que nous n'avons pas beaucoup de temps pour finaliser ce travail, nous avons opté pour une programmation sous Matlab de la suite de nos programmes notamment en calcul des algorithmes pour la simple raison que nous avons des notions de base en programmation Matlab qui fait partie de notre formation Master.

B) Programme d'enregistrement de données

Nous avons développé un programme sous Matlab *PCGrecord* (comme illustré dans la figure 3.16) qui permet de faire une acquisition du signal PCG d'un sujet et d'enregistrer en même temps ses informations personnelles ainsi que d'autres informations médicales qui peuvent présenter un intérêt clinique pour aider en diagnostic.

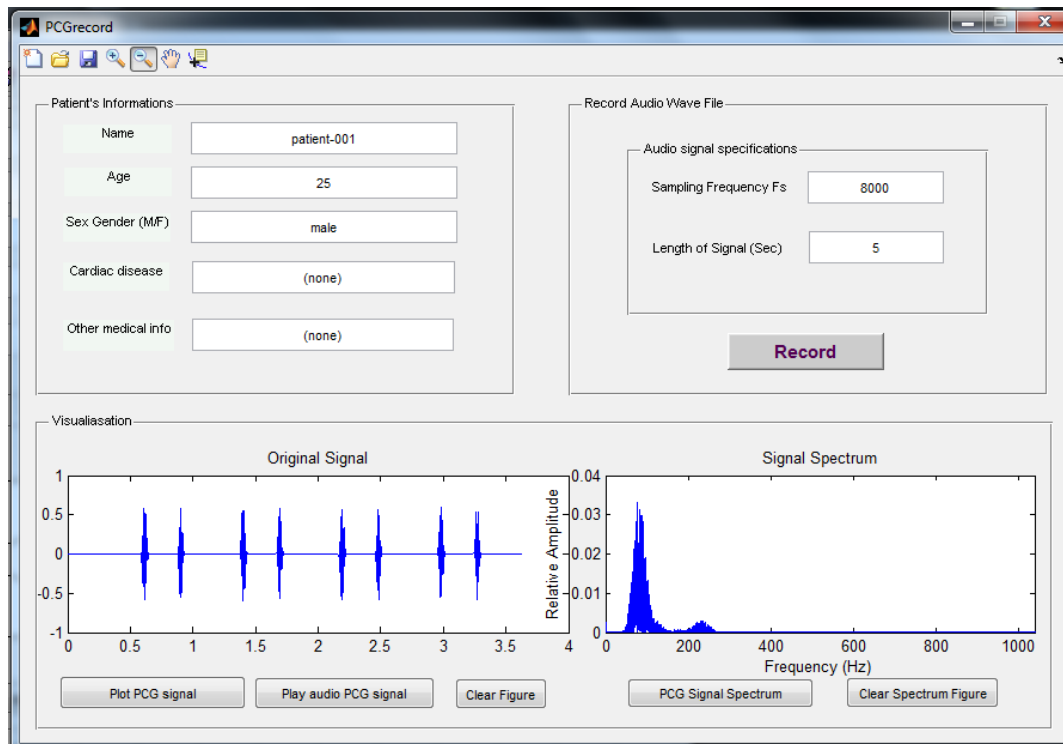


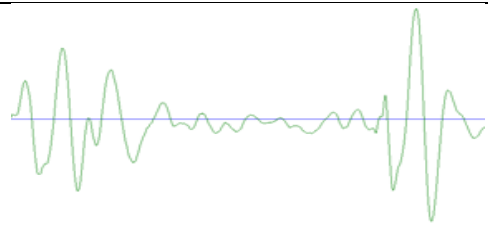
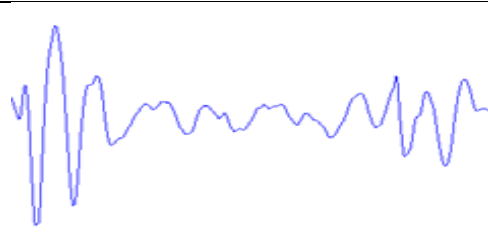
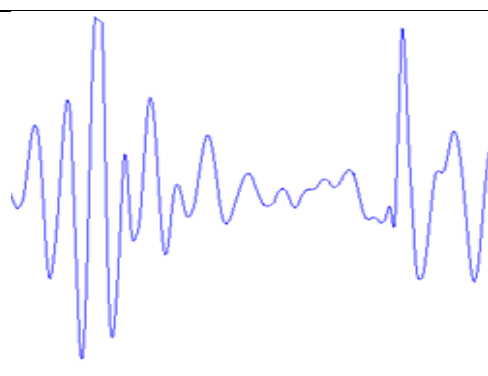
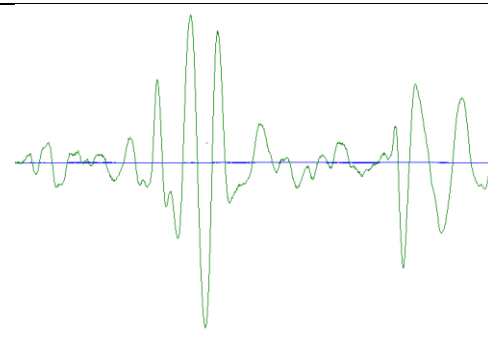
Figure 3.16 PCGrecord Logiciel d'enregistrement de patients avec leurs signaux PCG

Le programme PCGrecord permet aussi de choisir la fréquence d'échantillonnage pour la conversion analogique numérique au niveau de la carte son, et aussi la durée de chaque enregistrement en seconde.

Il permet aussi la visualisation des signaux PCG enregistrés avec leurs spectres respectifs ainsi que pour d'autres signaux au format sonore (*.wav)

Une option pour entendre les bruits cardiaques a été ajoutée a travers le haut parleur du PC, cette option pourrait être utile pour des médecins stagiaires en apprentissage.

Ce programme PCGrecord que nous avons développé a été utilisé pour collecter une petite base de données de signaux PCG sur de différents patients.

Name	Age	Gender	Cardiac disease	Medical info	PCG signal
Patient1	25	masculin	✓	✓	
Patient2	20	masculin	✓	✓	
Patient3	18	feminin	✓	✓	
Patient3	24	masculin	✓	✓	

C) Programme d'analyse du Signal PCG

Nous avons développé un programme sous Matlab *PCGanalysis* (comme illustré dans la figure 3.17) qui permet de charger un signal PCG à partir de la base de données et de calculer le rythme cardiaque en appliquant un algorithme qui se base sur le calcul de l'énergie du signal sur le domaine temporel.

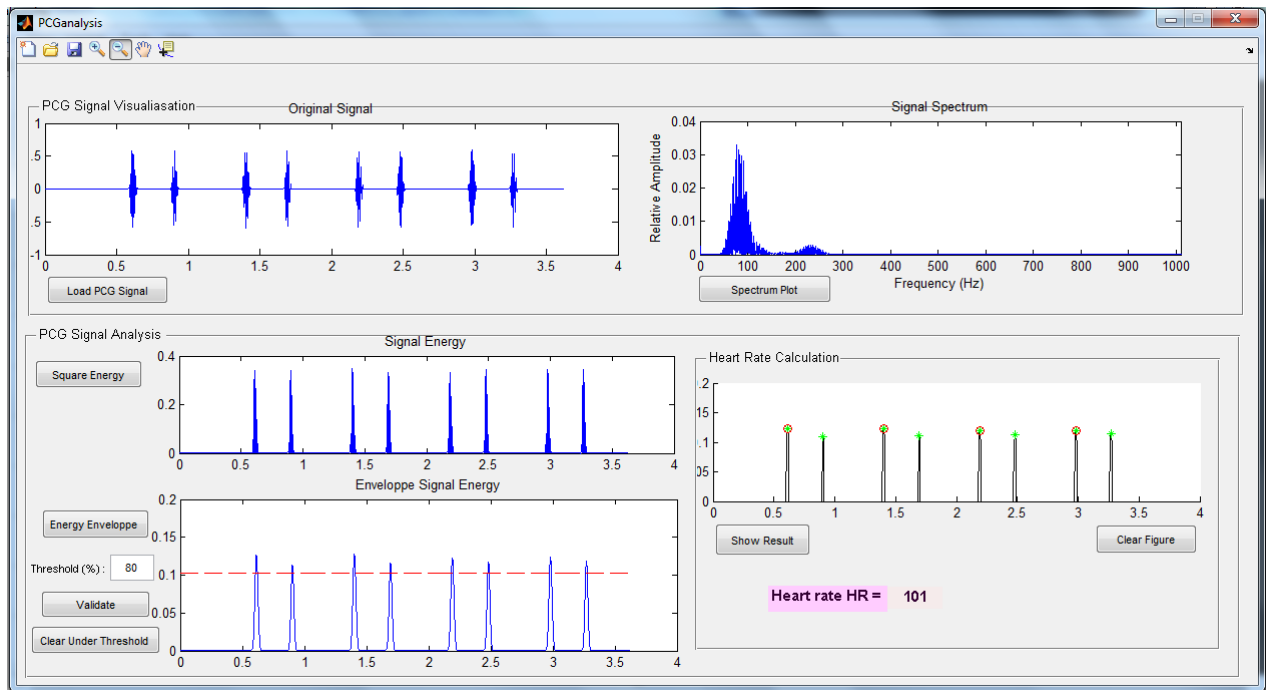


Figure 3.17 PCGanalysis Logiciel de traitement du signal PCG

Nous remarquons que pour un signal PCG d'un sujet normal, le contenu spectrale du signal illustre deux lobes. Le premier est centré sur 80Hz est de forte intensité ce qui correspond au premier bruit B1, le deuxième d'une intensité moins importante et s'étale sur une large bande fréquentielle entre 200Hz et 250Hz.

L'algorithme que nous avons implémenté dans ce logiciel pour le calcul du rythme cardiaque à partir de l'analyse du signal PCG est résumé dans l'organigramme suivant dans la figure 3.18

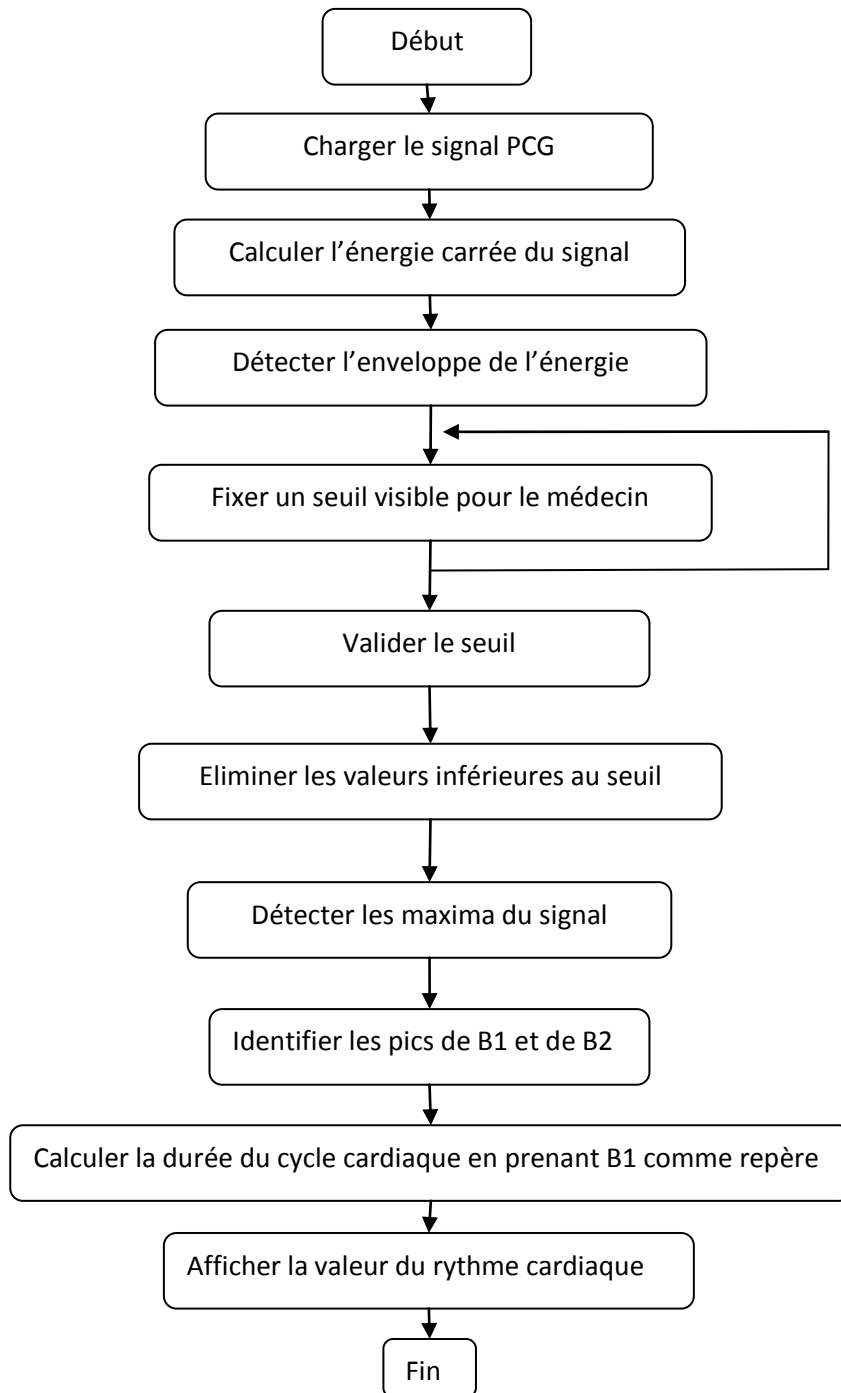


Figure 3.18 Organigramme montrant les étapes de l'algorithme de calcul du rythme cardiaque.

L'organigramme illustré dans la figure 3.18 montre l'algorithme implémenté pour le calcul du rythme cardiaque. Le signal PCG est chargé d'abord puis on calcule son énergie.

L'enveloppe du signal de l'énergie est détectée par l'application d'un détecteur d'enveloppe qui n'est d'autre qu'un filtre passe bas.

Le manipulateur fixe un seuil (souvent au alentour de 80% de l'amplitude maximale du signal de l'énergie) dans l'objectif transpercer les enveloppes des bruits B1 et B2.

Les valeurs de l'énergie inférieures à ce seuil fixé sont éliminées par la suite pour faciliter la localisation des pics correspondants aux bruits B1 et B2.

L'identification et la séparation entre les bruits B1 et B2 se fait en exploitant que les phases systoliques sont plus courtes que les phases diastoliques.

Une fois les bruits B1 et B2 identifiés, le calcul du rythme cardiaque peut être déduit d'une manière très simple.

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 PCG.

Un mode d'acquisition de données exploitant la carte son est établi entre notre stéthoscope digitale et l'ordinateur afin d'assurer un transfert simple et efficace du signal.

Nous avons aussi présenté les résultats de mesure et d'acquisition de signaux PCG sur notre circuit. Les mesures ont été effectuées sur plusieurs sujets.

Plusieurs programmes ont été développés dans l'objectif de proposer aux médecins des outils simples et efficaces pour l'enregistrement, le traitement et l'analyse du signal PCG.

Conclusion générale

Dans notre projet de fin d'études, nous avons réalisé un stéthoscope électronique qui permet de l'acquisition des bruits cardiaques sous forme d'un signal phonocardiogramme PCG et aussi de mesurer le rythme cardiaque.

Le circuit général de notre stéthoscope réalisé consiste en deux parties élémentaires. Une première partie analogique et une autre numérique.

La partie analogique comporte un microphone, des circuits analogique de mise en forme ; en particulier un circuit amplificateur branché a la sortie du microphone afin d'obtenir un signal exploitable par la suite, et un circuit de filtrage est aussi réalisé afin de réduire le bruit pouvant affecter le signal recueilli d'améliorer la qualité du signal.

La partie numérique est basée sur l'exploitation de la carte son de l'ordinateur comme une carte dédié a l'acquisition de notre signal PCG vu qu'il est represente des caractéristique spectrale dans la gamme audible.

Des programmes ont été développés et qui permettent d'acquérir le signal PCG et de l'enregistrer sous format WAV, mais aussi de l'écouter. Un traitement numérique ultérieur est alors possible en vue d'extraire des paramètres en relation avec le diagnostic médical associé à l'examen clinique effectué par le médecin.

Plusieurs mesures ont été effectuées sur différents sujets. Ces mesures se présentent sous forme d'un dossier médical qui contient en plus du signal PCG, des informations personnelles sur le patient. Ces mesures sont enregistrées sous forme d'une base de données. Un autre programme a été aussi développé et qui est dédié au calcul du rythme cardiaque a partir du signal PCG en exploitant l'énergie du signal.

Les résultats que nous avons obtenus sont prometteurs a la fois dans la partie analogique que pour la partie numérique. Dans l'avenir, nous envisageons de mettre en place des méthodes pour améliorer le rapport signal-sur-bruit en utilisant des filtres numériques et de traitement avancé du signal, afin d'obtenir une segmentation automatique et d'extraire plus de paramètres d'intérêt clinique pour les cardiologues.

Annexe

- D Low Power Consumption
- D Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- D Low Input Bias and Offset Currents
- D Output Short-Circuit Protection
- D Low Total Harmonic Distortion . . . 0.003% Typ
- D High Input Impedance . . . JFET-Input Stage
- D Latch-Up-Free Operation
- D High Slew Rate . . . 13 V/μs Typ
- D Common-Mode Input Voltage Range Includes VCC+

description/ordering information

The TL08x JFET-input operational amplifier family is designed to offer a wider selection than any previously developed operational amplifier family. Each of these JFET-input operational amplifiers incorporates well-matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit. The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset-voltage temperature coefficient. Offset adjustment and external compensation options are available within the TL08x family.

The C-suffix devices are characterized for operation from 0°C to 70°C. The I-suffix devices are characterized for operation from –40°C to 85°C. The Q-suffix devices are characterized for operation from –40°C to 125°C. The M-suffix devices are characterized for operation over the full military temperature range of –55°C to 125°C.

ORDERING INFORMATION

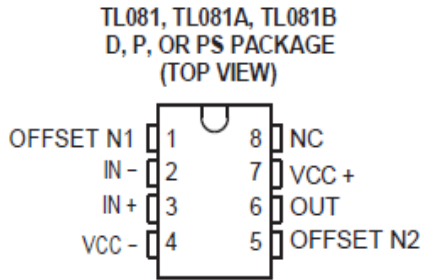
TJ	VIOmax AT 255C	PACKAGE†		ORDERABLE PART NUMBER	TOP-SIDE MARKING
0°C to 70°C	15 mV	PDIP (P)	Tube of 50	TL081CP	TL081CP
			Tube of 50	TL082CP	TL082CP
		PDIP (N)	Tube of 25	TL084CN	TL084CN
		SOIC (D)	Tube of 75	TL081CD	TL081C
			Reel of 2500	TL081CDR	
			Tube of 75	TL082CD	TL082C
			Reel of 2500	TL082CDR	
			Tube of 50	TL084CD	TL084C
		Reel of 2500	TL084CDR		
		SOP (PS)	Reel of 2000	TL081CPSR	T081
		SOP (NS)	Reel of 2000	TL082CPSR	T082
			Reel of 2000	TL084CNSR	TL084
		TSSOP (PW)	Tube of 150	TL082CPW	T082
			Reel of 2000	TL082CPWR	
Tube of 90	TL084CPW		T084		
Reel of 2000	TL084CPWR				

† Package drawings, standard packing quantities, thermal data, symbolization, and PCB design guidelines are available at www.ti.com/sc/package.

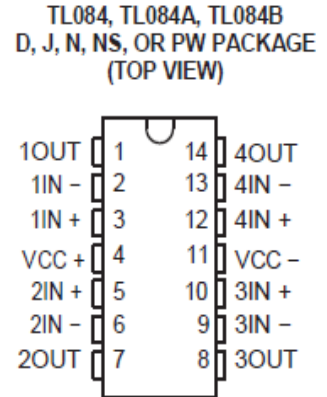
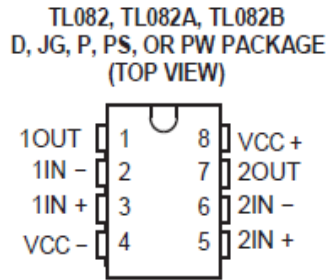


Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

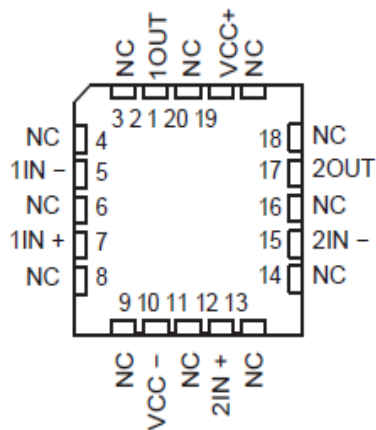
TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
 TL084, TL084A, TL084B
 JFET INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS081G – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 2004



NC – No internal connection

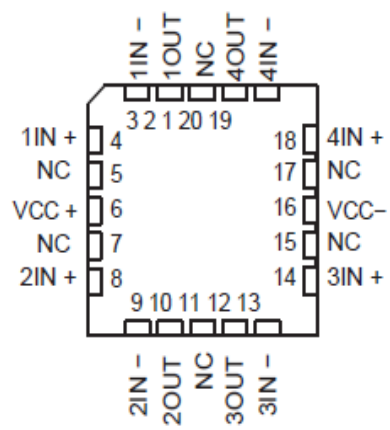


TL082M . . . FK PACKAGE
 (TOP VIEW)



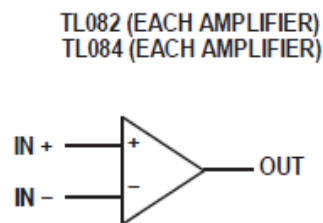
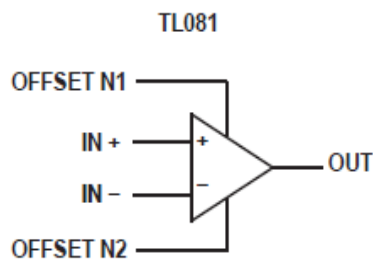
NC – No internal connection

TL084M . . . FK PACKAGE
 (TOP VIEW)

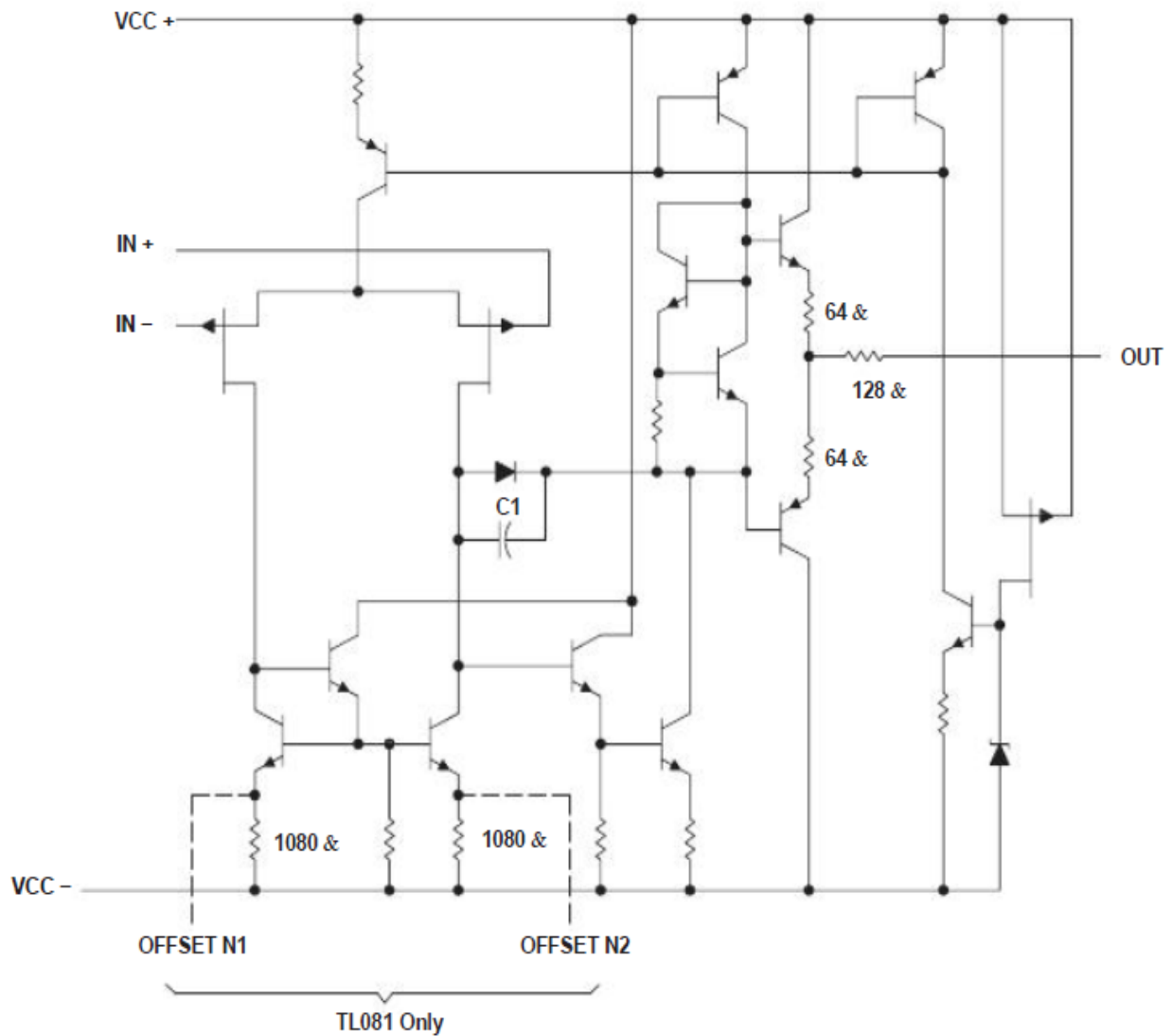


NC – No internal connection

symbols



schematic (each amplifier)



Component values shown are nominal.

absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)†

	TL08_C TL08_AC TL08_BC	TL08_I	TL084Q	TL08_M	UNIT
Supply voltage, V_{CC} (see Note 1)	18	18	18	18	V
Supply voltage V_{CC}^- (see Note 1)	-18	-18	-18	-18	V
Differential input voltage, V_{ID} (see Note 2)	± 30	± 30	± 30	± 30	V
Input voltage, V_I (see Notes 1 and 3)	± 15	± 15	± 15	± 15	V
Duration of output short circuit (see Note 4)	Unlimited	Unlimited	Unlimited	Unlimited	
Continuous total power dissipation	See Dissipation Rating Table				
Operating free-air temperature range, T_A	0 to 70	- 40 to 85	- 40 to 125	- 55 to 125	°C
Package thermal impedance, θ_{JA} (see Notes 5 and 6)	D package (8-pin)	97	97		°C/W
	D package (14-pin)	86	86		
	N package (14-pin)	76	76		
	NS package (14-pin)	80			
	P package (8-pin)	85	85		
	PS package (8-pin)	95	95		
	PW package (8-pin)	149			
PW package (14-pin)	113	113			
Operating virtual junction temperature	150	150	150	150	°C
Case temperature for 60 seconds, T_C	FK package			260	°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 60 seconds	J or JG package			300	°C
Storage temperature range, T_{stg}	- 65 to 150	- 65 to 150	- 65 to 150	- 65 to 150	°C

† Stresses beyond those listed under "absolute maximum ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under "recommended operating conditions" is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

NOTES: 1. All voltage values, except differential voltages, are with respect to the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .

2. Differential voltages are at $IN+$ with respect to $IN-$.

3. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 V, whichever is less.

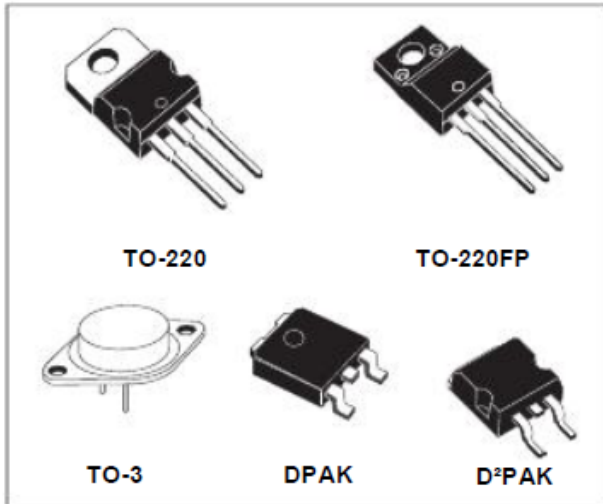
4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

5. Maximum power dissipation is a function of $T_J(\max)$, θ_{JA} , and T_A . The maximum allowable power dissipation at any allowable ambient temperature is $P_D = (T_J(\max) - T_A) / \theta_{JA}$. Operating at the absolute maximum T_J of 150°C can affect reliability.

6. The package thermal impedance is calculated in accordance with JEDEC 51-7.

DISSIPATION RATING TABLE

PACKAGE	$T_A \geq 25^\circ\text{C}$ POWER RATING	DERATING FACTOR	DERATE ABOVE T_A	$T_A = 70^\circ\text{C}$ POWER RATING	$T_A = 85^\circ\text{C}$ POWER RATING	$T_A = 125^\circ\text{C}$ POWER RATING
D (14 pin)	680 mW	7.6 mW/°C	60°C	604 mW	490 mW	186 mW
FK	680 mW	11.0 mW/°C	88°C	680 mW	680 mW	273 mW
J	680 mW	11.0 mW/°C	88°C	680 mW	680 mW	273 mW
JG	680 mW	8.4 mW/°C	69°C	672 mW	546 mW	210 mW



Description

The L78xx series of three-terminal positive regulators is available in TO-220, TO-220FP, TO-3, D²PAK and DPAK packages and several fixed output voltages, making it useful in a wide range of applications.

These regulators can provide local on-card regulation, eliminating the distribution problems associated with single point regulation. Each type employs internal current limiting, thermal shut-down and safe area protection, making it essentially indestructible. If adequate heat sinking is provided, they can deliver over 1 A output current. Although designed primarily as fixed voltage regulators, these devices can be used with external components to obtain adjustable voltage and currents.

Features

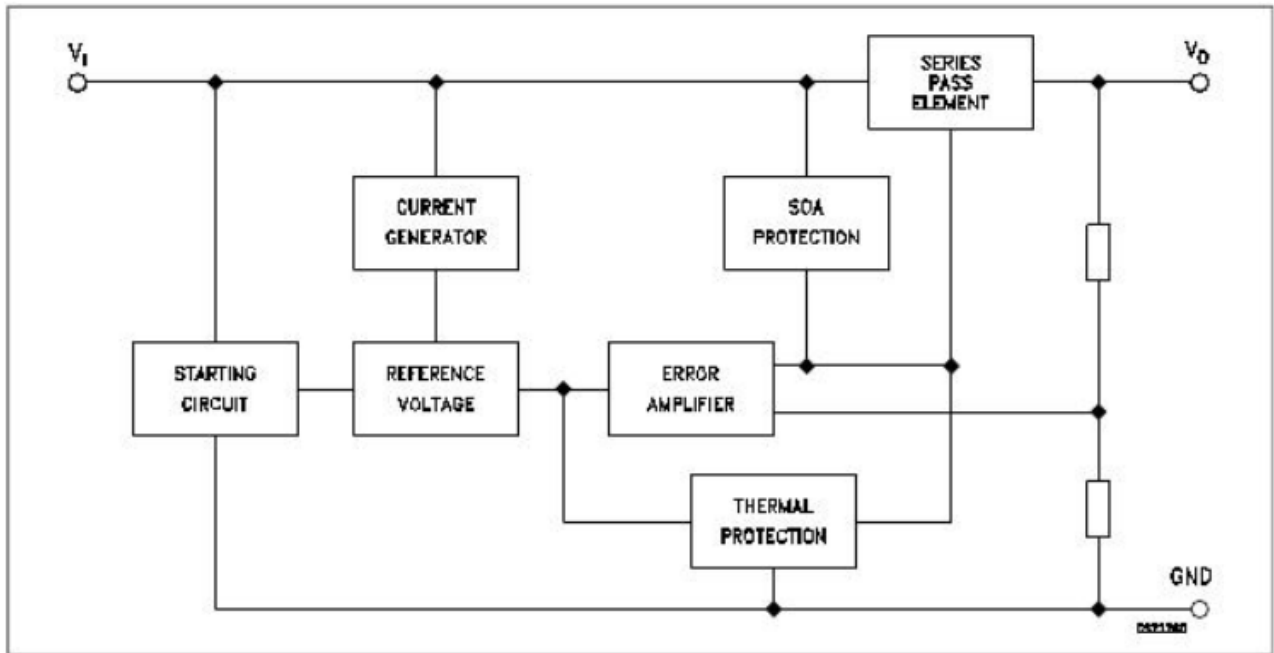
- Output current up to 1.5 A
- Output voltages of 5; 6; 8; 8.5; 9; 12; 15; 18; 24 V
- Thermal overload protection
- Short circuit protection
- Output transition SOA protection
- 2 % output voltage tolerance (A version)
- Guaranteed in extended temperature range (A version)

Table 1. Device summary

Part numbers			
L7805	L7806AC	L7809AB	L7815AB
L7805C	L7808C	L7809AC	L7815AC
L7805AB	L7808AB	L7812C	L7818C
L7805AC	L7808AC	L7812AB	L7824C
L7806C	L7885C	L7812AC	L7824AB
L7806AB	L7809C	L7815C	L7824AC

1 Diagram

Figure 1. Block diagram



2 Pin configuration

Figure 2. Pin connections (top view)

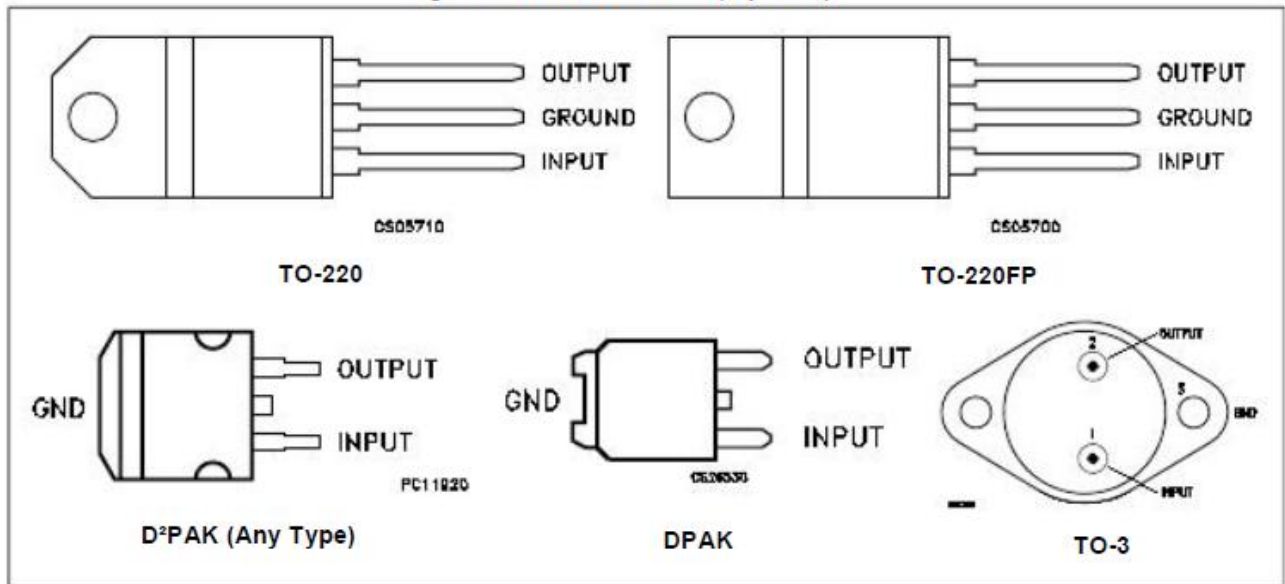
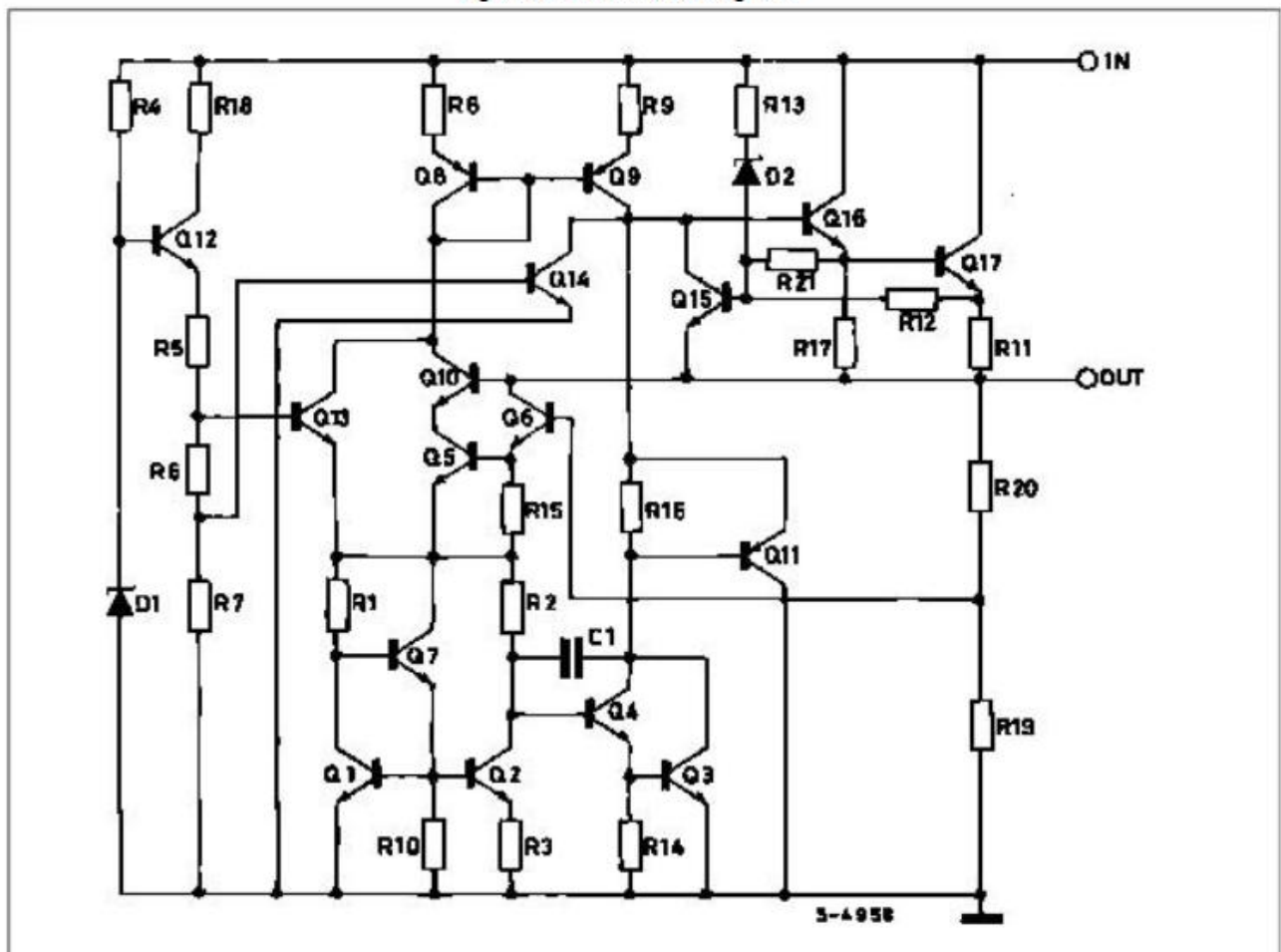


Figure 3. Schematic diagram



3 Maximum ratings

Table 2. Absolute maximum ratings

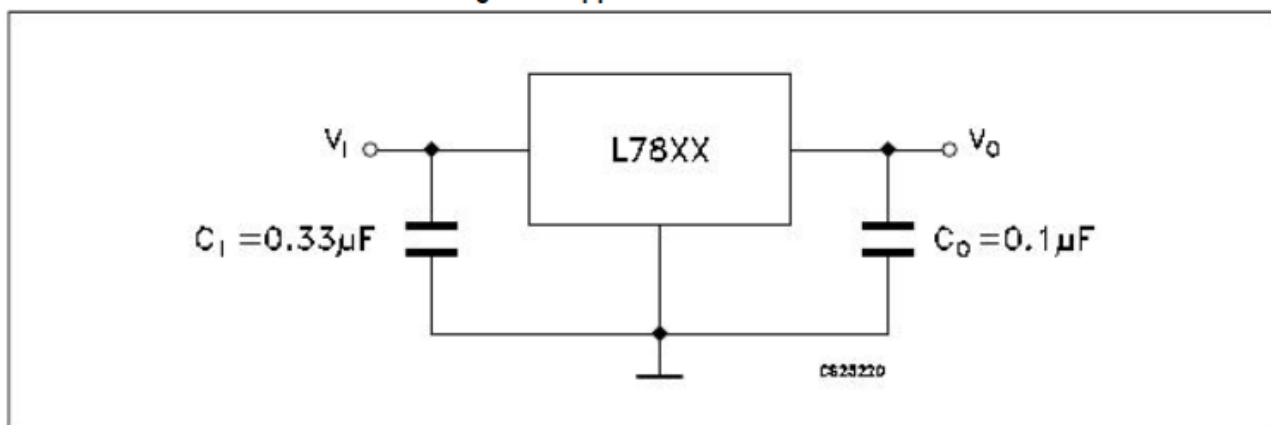
Symbol	Parameter		Value	Unit
V_I	DC input voltage	for $V_O = 5$ to 18 V	35	V
		for $V_O = 20, 24$ V	40	
I_O	Output current		Internally limited	
P_D	Power dissipation		Internally limited	
T_{STG}	Storage temperature range		-65 to 150	°C
T_{OP}	Operating junction temperature range	for L78xx	-55 to 150	°C
		for L78xxC, L78xxAC	0 to 125	
		for L78xxAB	-40 to 125	

Note: Absolute maximum ratings are those values beyond which damage to the device may occur. Functional operation under these condition is not implied.

Table 3. Thermal data

Symbol	Parameter	D ² PAK	DPAK	TO-220	TO-220FP	TO-3	Unit
R_{thJC}	Thermal resistance junction-case	3	8	5	5	4	°C/W
R_{thJA}	Thermal resistance junction-ambient	62.5	100	50	60	35	°C/W

Figure 4. Application circuits



Bibliographie

[Cra'88] Craig E. "*Should Auscultation be Rehabilitated*", New England Journal of Medicine 1988, 318:1611-3

[Pel'04] A. N. Pelech, "*The physiology of cardiac auscultation*," *Pediatr Clin North Am*, vol. 51, pp. 1515-1535, 2004

[Deb'04] S. M. DEBBAL, "*Analyse du signal phonocardiogramme par application des transformées d'ondelette*", Université A.B.Bekr Belkaid, Tlemcen, Thèse de doctorat, Juin 2004.

[Oma'09] M.Omari Tahar, « *Etude de degré de sévérité pathologique des sténoses aortiques* », thèse de magister, Université de Tlemcen, p 101, 2009.

[Dje'14] Djebbari A. "*Synthesis of time frequency analysis methods applied of phonocardiogram signal*" Université de Tlemcen Doctorat thesis Septembre 2014

[Jia'06] Jiang Z, Choi S, "*A cardiac sound characteristic waveform method for in-home heart disorder monitoring with electric stethoscope*", *Expert Systems with Applications* 31, 2006, pp. 286-298.

[Bai'09] Y. Bai, C. Yeh. "*Design and Implementation of a Remoted Embedded DSP Stethoscope with a Method for Judging Heart Murmur*," in *International Instrumentation and Measurement Technology Conference*. May 2009.

Résumé

L'utilisation des stéthoscopes électronique est une nouvelle tendance dans le domaine de l'auscultation cardiaque. Les bruits cardiaques, engendrés par les fluctuations de la vitesse du sang et des vibrations de la structure musculaire, constituent un signal phonocardiographique (PCG) qui très important dans le diagnostic primaire de maladies cardiaques. Ce travail présente un stéthoscope électronique que nous avons développé. Le matériel typique du stéthoscope peut être divisé en parties analogique et numérique, respectivement. Le premier se compose d'un microphone, un étage amplificateur et un étage de filtrage. Le second contient une carte d'acquisition du signal avec des logiciels de pilotage, d'enregistrement et de traitement du signal PCG. Les résultats obtenus par ce système sont des signaux de bonne qualité visualisés sur oscilloscope puis numérisés et visualisé sur un PC grâce aux programmes *PCGrecord* et *PCGanalysis* que nous avons développée. Le signal PCG numérisé est enregistré comme fichier de données sous format WAV pour constitué une base de signaux PCG.

Abstract

The use of electronic stethoscopes is a new trend in the field of cardiac auscultation. Heart sounds, caused by fluctuations in blood velocity and vibration of muscle structure, are very important in the primary diagnosis of heart disease by using of the phonocardiographic signal (PCG). This paper presents an electronic stethoscope that we have developed. The typical hardware stethoscope can be divided into analog and digital parts, respectively. The first consists of a microphone, an amplifier stage and a filtering stage. The second contains a signal acquisition card with software control, recording and processing PCG signal. The results obtained by this system are of good quality signals displayed on oscilloscope and then digitalized and viewed on a PC using the "*PCGrecord*" and "*PCGanalysis*" programs. The digitized PCG signal is stored as a data file in WAV format to collect a PCG signals database.