



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

présenté par : Boudejllal Houssam et Moussali Abdelaziz

**REALISATION D'UNE CARTE DE MISE EN
FORME DE SIGNAL PHONOCARDIOGRAMME
(PCG)**

Soutenu le 17 septembre 2017 devant le Jury

| | | | |
|-------------------------|-----|-----------------------|-----------|
| M. BEREKSI REGUIG Fethi | PRO | Université de Tlemcen | Président |
| M. KHOLKHAL mourad | MCB | Université de Tlemcen | Encadreur |
| M. TAOULI Sidi Mohamed | MCB | Université de Tlemcen | Examineur |

Année universitaire 2016-2017

Remerciements

Avec l'aide de Dieu clément et miséricordieux, nous avons pu achever ce travail, nous le remercions de nous avoir donné la force, le courage et la patience pour finaliser ce projet.

En premier lieu, nous exprimons notre reconnaissance à notre encadreur Dr. TAOULI SID AHMED pour la grande qualité scientifique de son encadrement, sa disponibilité, ses précieux conseils et son encouragement qui ont contribué efficacement à l'avancement de travail et particulièrement pour ses qualités humaines.

Tous nos respects et nos remerciements s'adressent également à Prof. BREKSI REGUIG FETHI pour nous avoir fait l'honneur de présider notre jury et Dr. Kholkhal MOURAD pour examiner notre travail.

Nos remerciements les plus vifs vont également aux personnes qui nous ont apporté leur aide et soutien durant toute cette année universitaire.

Dédicaces

Avec un énorme plaisir et un cœur ouvert et une immense joie, que je dédis mon travail

J'adresse en premier lieu ma reconnaissance à notre DIEU tout puissant, de m'avoir Permis d'en arriver là.

A tous ceux qui me sont chers, A ma mère qui a toujours éclairé mon chemin et soutenue tout au long de mes études.

A mon père qui a toujours été un exemple pour moi et qui a fait de moi l'homme que je suis aujourd'hui.

A mes frères WALID et KARIM

Toute la promotion 2eme année Master INB.
Tous mes enseignants durant mon cursus.
Et en fin a mon binôme et mon frère AZIZ.

Dédicaces

Je dédie ce travail :

J'adresse en premier lieu ma reconnaissance à notre DIEU tout puissant, de m'avoir Permis d'en arriver là.

A mes très chers parents qui ont toujours été à mes côtés, qui n'ont jamais cessé de m'encourager et de prier pour moi et qui m'ont donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance.

A mes chers frères : DJILALI, KRIMO, SOUAD, ABBES, HOUARI
et ABD EL HAK

Présents dans tous mes moments par leurs soutien et encouragements. Toute la promotion 2^{ème} année Master INB.

Tous mes enseignants durant mon cursus.

Et en fin a mon binôme et mon frère HOUSSAM.

Sommaire

| | |
|---|----|
| liste des figures | 7 |
| liste des tableaux | 9 |
| introduction generale | 10 |
| Chapitre 1 : Le système cardiovasculaire et la phonocardiographie | |
| I.Introduction | 12 |
| II/Systeme cardio-vasculaire | 12 |
| II.1/Le coeur | 12 |
| II.1.1/L'anatomie du cœur | 12 |
| II.1.2/Localisation du cœur | 13 |
| II.1.3/les valves cardiaque | 13 |
| II.1.4/ fonctionnement du cœur | 14 |
| II.1.5/ revolution cardiaque | 14 |
| II.1.5.1/ la phase systolique | 15 |
| II.1.5.2/La phase diastolique | 16 |
| II.1.6/La propagation de l'excitation | 18 |
| II.1.7/Le circuit électrique | 18 |
| II.2/La circulation sanguine | 19 |
| II.3/phonocardiographie | 20 |
| II.4/Auscultation cardiaque | 21 |
| II.4.1/ Foyers d'auscultation | 21 |
| II.4.2/Auscultation normale | 22 |
| II.4.3/ Auscultation pathologique | 24 |
| II.4.3.1/Les bruits surajoutés | 24 |
| II.4.3.2/les souffles cardiaques | 24 |
| II.4.3.3/: Le frottement péricardique | 25 |
| II.4.3.4/exemples d'auscultation pathologiques | 25 |
| III/Conclusion | 30 |

Chapitre 2 :étude théorique de circuit de mise en forme

| | |
|--|----|
| I/Introduction | 32 |
| II/ La chaine d’acquisition | 32 |
| II.1/le capteur | 33 |
| II.1.1/Types des microphones | 33 |
| II.1.2/Sonde phono cardiographique | 37 |
| II.2/Mise en forme du signal PCG | 38 |
| II.2.1/ Etage d’amplification | 38 |
| II.2.2/Etage de filtrage | 39 |
| II.2.2.1/Généralité | 39 |
| II.2.2.2/Définition d’un filtre | 39 |
| II.2.2.3/Notions de filtrage | 39 |
| II.2.2.4/Choix des filtres | 40 |
| II.3/Amplificateur audio | 44 |
| II.3.1/Définition | 44 |
| II.3.2/Caractéristique de l’ampli LM386 | 45 |
| II.4/Détection de bruit B1 | 46 |
| II.5/Montage de la circuit d'offset | 47 |
| II.6/Circuit d’alimentation symétrique | 48 |
| III/Conclusion | 48 |
| Chapitre 3 : l’acquisition de donnée | |
| I/Introduction | 50 |
| II /Schéma bloc de l’acquisition numérique | 50 |
| II.1/Définition du module Arduino | 50 |
| II.2/Les gammes de la carte Arduino | 50 |
| II.3/Pourquoi Arduino UNO | 51 |
| II.4/Applications | 52 |
| II.5/ Caractéristiques techniques | 52 |
| II.6/Description d’une carte ARDUINO | 52 |
| II.6.1/Hardware | 53 |

| | |
|---|----|
| II.6.1.1/Le Microcontrôleur ATmega328 | 53 |
| II.6.1.2/Les entrées/ sorties | 53 |
| II.6.1.3/L'alimentation | 54 |
| II.1.6.4/Les shields | 54 |
| II.1.6.5/Connexion | 54 |
| II.6.2/Partie Software | 54 |
| II.6.2.1/Logiciel de programmation Arduino | 55 |
| II.6.2.2/Structure générale du programme | 55 |
| II.6.2.3/Correspondance | 56 |
| II.6.2.4/Les étapes de développement d'un programme | 56 |
| III/Conclusion | 59 |
| Chapitre 4 : réalisation pratique de circuit | |
| I/Introduction | 61 |
| II/Mesures analogiques | 61 |
| II.1/Première phase | 61 |
| II.1.1/Calibrage de sonde phono cardiographique | 61 |
| II.1.2/Etage d'amplification | 61 |
| II.1.3/Etage de filtrage | 62 |
| II.1.4/Etage d'offset | 65 |
| II.2/Deuxième phase | 66 |
| III/Conclusion | 71 |
| Conclusion générale | 72 |
| bibliographie | 73 |
| Annexe | 76 |

Liste des figures

Chapitre I : Le système cardiovasculaire et la phonocardiographie

Figure I.1 : coupe du cœur

Figure I.2 : localisation du cœur

Figure I.3: Les valves cardiaques.

Figure I.4 : la contraction ventriculaire

Figure I.5 : la décontraction ventriculaire

Figure I.6: Système spécialisé de conduction

Figure I.7 : L'excitation, la propagation et la contraction cardiaque

Figure I.8: La circulation sanguine

Figure I.9 : Signaux phonocardiographique (PCG) et électrocardiographique (ECG) d'un sujet normal

Figure I.10 : Schéma avec la projection des points d'auscultation

Figure I.11 : le moment des deux bruits cardiaques B1 et B2

Figure I.12 : bruits du cœur normaux

Figure I.13 : le rétrécissement mitral (RM)

Figure I.14: l'insuffisance mitrale rhumatismale

Figure I.15 : les insuffisances aortiques (IA).

Figure I.16 : le rétrécissement aortique

Chapitre II : étude théorique de circuit de mise en forme

Figure II.1 : Schéma bloc de la chaîne de mise en forme

Figure II.2 : Microphone piézoélectrique (à contact)

Figure II.3 : Microphone dynamique

Figure II.4 : Microphone statique

Figure II.5 : Microphone à électret

Figure II.6 : Microphone à électret à capsule de deux pattes

Figure II.7 : Microphone à électret à capsule de trois pattes

Figure II.8 : Capteur ECM à deux pattes

Figure II.9 : circuit d'alimentation de microphone

Figure II.10 : Sonde phono cardiographique

Figure II.11 : le symbole d'amplificateur opérationnel

Figure II.12 : l'étage d'amplification

Figure II.13 : types des filtres.

Figure II.14 : Réponse fréquentielle du filtre passe haut.

Figure II.15: Filtre passe haut.

Figure II.16 : Circuit de filtrage passe haut.

Figure II.17 : Réponse fréquentielle du filtre passe haut.

Figure II.18 : Filtre actif passe bas Sallen-Key

Figure II.19 : filtre actif (Sallen –Key)

Figure II.20: Filtre actif passe bas Sallen-Key
Figure II.21 : Réponse fréquentielle du filtre passe bas

Figure II-22 : Amplificateur audio LM386
Figure. II-23 : Amplificateur audio à base du LM386
Figure. II-24 : Le comparateur à un seuil non inverseur
Figure. II-25 : réponse de comparateur
Figure. II-26: circuit de comparateur
Figure. II-27 :Circuit d'offset
Figure. II-28 :Circuit d'alimentation symétrique

Chapitre III : l'acquisition de donnée

Figure III.1 Schéma bloc de la transmission filaire du signal PCG.
Figure III.2- Carte Arduino Uno (vue de face et vue d'arrière
Figure.III-3 Carte Arduino Uno
Figure.III-4 Microcontrôleur ATmega328
Figure.III-5 Interface IDE Arduino
Figure III.6 Les différents boutons de command
Figure III.7 Ouvrir le programme Blink
figure III.8 Contenu du programme Blink
Figure III.9: Choix de la carte Arduino
Figure III.10: Choix du port de connexion de la carte
Figure III.11 :Les étapes de téléchargement du code

Chapitre IV : réalisation pratique de circuit

Figure IV.1: Signal de sortie de la sonde phono cardiographique Foyer mitral
Figure IV.2 : signal d'entrée et de sortie d'étage d'amplification
Figure. IV.3: Signal PCG à la sortie de l'amplificateur foyer aortique
Figure IV.4 : signal d'entrée et de sortie du filtre passe-bas ($f=200\text{Hz}$)
Figure IV.5 : signal d'entrée et de sortie du filtre passe-bas ($f_c=600\text{Hz}$)
Figure IV.6 : signal d'entrée et de sortie du filtre passe-bas ($f=1.2\text{KHz}$)
Figure. IV.7 Signal PCG à la sortie de filtre
Figure. IV.8 circuit de mise en forme(plaque d'essai)
Figure. IV.9 signal d'entrée et de sorti du comparateur
Figure. IV.10 Signal d'entrée V_e et de sortie V_s de circuit d'offset
Figure. IV.11 les circuits d'amplification audio, comparateur de tension et de circuit d'offset sur plaque d'essai
Figure. IV.12 :circuit complet de signal PCG sur plaque DC
Figure. IV.13 Le circuit imprimé de circuit de mise en forme
Figure. IV.14 Signal PCG à la sortie de l'amplificateur
Figure. IV.15 Signal PCG à la sortie de filtre foyer aortique
Figure. IV.16 Les circuits imprimés d'amplification audio, comparateur de tension et de circuit d'offset
Figure. IV.17: circuit imprimé d'alimentation

Figure. IV.18 : le signal pcg acquis (en utilisant arduino)

Figure. IV.19 : utilisation d'Arduino avec la plaque DC

Figure. IV.20 : utilisation d'Arduino avec le circuit imprimé

Liste des tableaux

Tableau 1 : illustration de fonctionnement des chambres et valves cardiaque durant la phase systolique.

Tableau 2 : illustration de fonctionnement des chambres et valves cardiaque durant la phase diastolique

Tableau3 : Comparaison de caractéristiques selon le type des microphones

Introduction générale

Les statistiques mondiale annonce qu'un grand nombre de décès est causée souvent par des maladies cardiaques, c'est la ou la science est toujours en recherche d'améliorer les inventions et de créer des solutions afin de diminuer ces maladies cardiaques

L'auscultation est une méthode clinique standard utilisée comme un premier diagnostique pour détecter un trouble de rythme cardiaque en utilisant le stéthoscope qui est inventé en 1816 afin de distinguer les différents bruits cardiaques : B1, B2, B3, B4 ainsi que des souffles cardiaques (normal ou pathologiques, cette dernière est causée par des valvulopathie ou autre). 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 milli secondes. En outre, les bruits cardiaques (B3, B4) caractérisant les troubles cardiaques ont généralement beaucoup moins d'énergie que les sons cardiaques normaux (B1, B2). Cela rend la tâche de détection acoustique plus difficile pour le médecin.

Le signal PCG confirme, et surtout, affine les données de l'auscultation et apporte des renseignements complémentaires des activités sonores et s'avère très important pour le diagnostic des différentes pathologies cardiaques.

Le but de ce travail est de réaliser une carte d'acquisition du signal PCG et de transmission série avec le PC.

Ce mémoire est réparti en quatre chapitres :

- Le premier chapitre fait l'objet d'un rappel sur l'anatomie du cœur et son fonctionnement et la phonocardiographie et ses caractéristiques temporelles et fréquentielles ainsi qu'un aperçu sur les différentes pathologies cardiaques.
- Le deuxième chapitre présente une étude théorique du circuit de mise en forme.
- Le troisième chapitre présente une étude théorique de la carte d'acquisition de type Arduino Uno.
- Le dernier chapitre est consacré pour la réalisation pratique de notre circuit. Dans ce chapitre, nous avons prélevé des mesures de chaque bloc et visualisé le signal PCG par un oscilloscope numérique et le transmettre au pc par l'intermédiaire d'une carte d'acquisition de type Arduino Uno.

Chapitre 1

Le système cardiovasculaire et la phonocardiographie

I.Introduction :

Ce chapitre représente certaines notions fondamentales sur la phonocardiographie, l'anatomie du cœur, la révolution cardiaque ainsi qu'un aperçu sur l'auscultation cardiaque, les souffles cardiaque en citant quelques pathologies existants dans le but de prendre un aperçu sur la phonocardiographie comme étant un nouvel aspect pour le diagnostique des maladies.

L'activité cardiaque est accompagnée par l'apparition d'un ensemble de bruits lie au fonctionnement du cœur. Ces vibrations acoustiques générées au cours de la révolution cardiaque ne sont pas toutes audibles par l'être humain. C'est la raison pour laquelle l'auscultation effectuée par les cardiologues envers leurs patients est toujours subjective. L'ensemble de ces bruits constitue le signal Phonocardiographique (PCG).

C'est un moyen peu couteux permettant de véhiculer l'information physiologique cardiaque sous forme de vibrations acoustiques.

Lorsqu'il s'agit de pathologies cardiovasculaires, des souffles (murmures) sont alors enregistrés sur le trace phonocardiographique et leurs amplitudes sont en corrélation avec la sévérité de l'anomalie cardiovasculaire.

II/Système cardio-vasculaire :

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

II.1/Le coeur :

Le cœur est l'organe central du système cardiovasculaire, il agit grâce à ses contractions autonomes. Il est le moteur du système de circulation sanguine dans le corps humain, c'est le propulseur du sang aux organes.

II.1.1/L'anatomie du cœur :

Le cœur est formé essentiellement d'un muscle, le myocarde. Il repose sur le diaphragme, Il comprend quatre cavités : deux cavités droites, formées par l'oreillette et le ventricule droit et deux cavités gauches, formées par l'oreillette et le ventricule gauche. Les cavités droite et gauche sont totalement séparées par le septum.

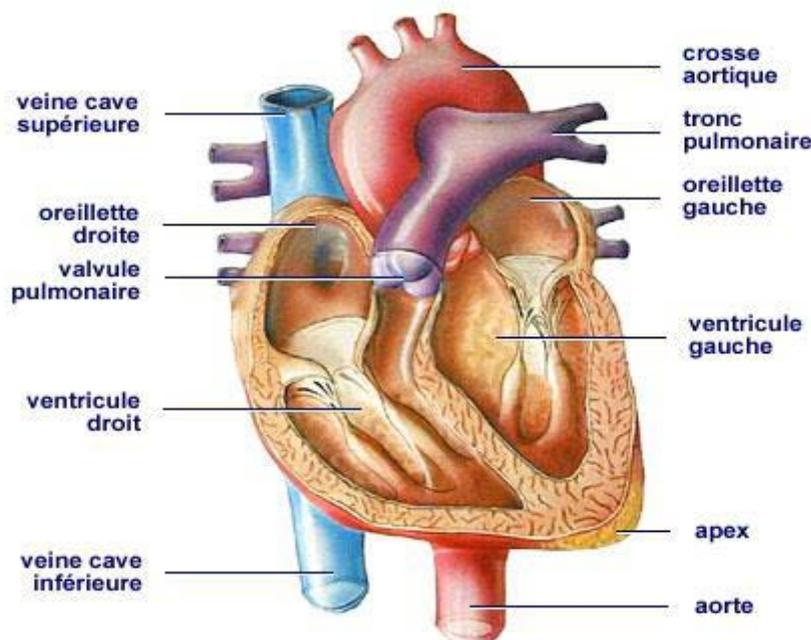


Figure I.1 : coupe du cœur

II.1.2/Localisation du cœur [1]:

Le cœur est logé à l'intérieur du médiastin, la cavité centrale du thorax. Il s'étend obliquement de la deuxième côte au cinquième espace intercostal, il repose sur la face supérieure du diaphragme, à l'avant de la colonne vertébrale et à l'arrière de sternum ; latéralement, il est bordé et partiellement recouvert par les poumons.

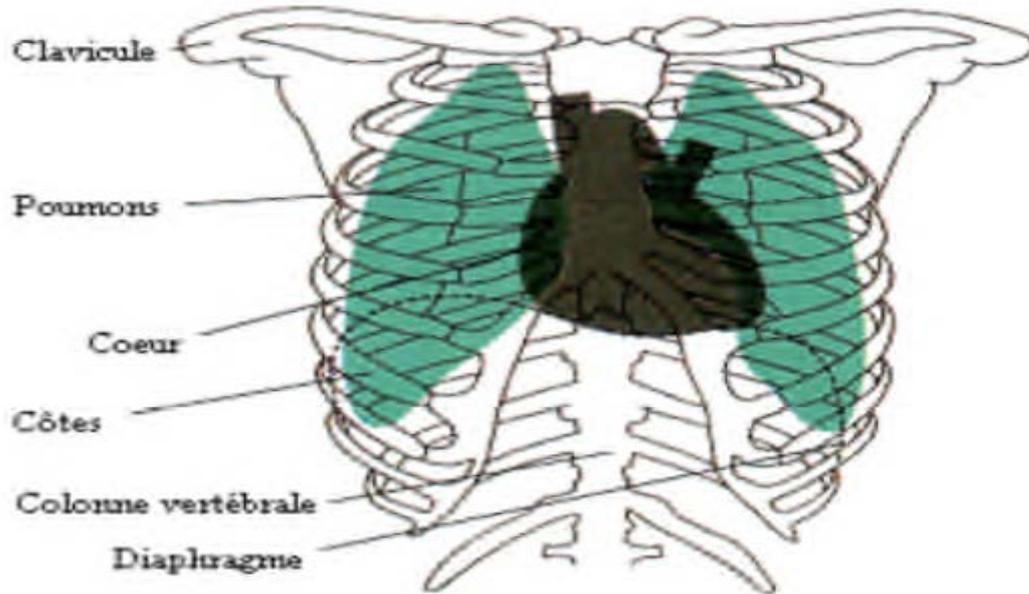


Figure I.2 : localisation du cœur

II.1.3/les valves cardiaque :

Les valves cardiaques jouent un rôle très important dans la circulation sanguine. En effet pour qu'une pompe ait son maximum d'efficacité, il faut une valve d'admission et une valve d'échappement. Ces valves qui ne doivent jamais être ouvertes en même temps, empêchent le sang de refluer et assurent ainsi un écoulement unidirectionnel dans le cœur. Seuls les ventricules possèdent les deux types de valves.

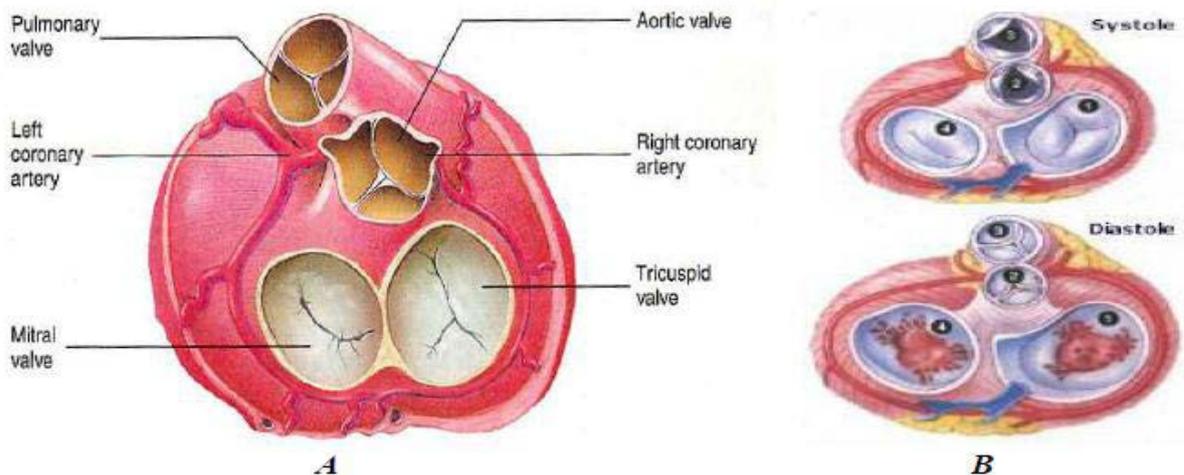


Figure I.3: Les valves cardiaques.

Les valves d'admission (Les valves auriculo-ventriculaires) : Celle du ventricule gauche est formée de deux lames et dénommée valve mitrale et du ventricule droit est formée de trois lames et dénommée valve tricuspide. Sont appelés auriculo-ventriculaires puisque ils gardent l'entrée des oreillettes aux ventricules.

Les valves d'échappement (Les valves semi-lunaires) : se trouvent à l'entrée de l'aorte et de l'artère pulmonaire. Il s'agit de la valve aortique et la valve pulmonaire sont appelés semi-lunaire en raison de leur forme demi-lune une structure qui empêche le reflux du sang de l'aorte et l'artère pulmonaire dans les ventricules ayant leur ouverture dirigée vers l'extérieur du cœur

II.1.4/ fonctionnement du cœur :

Le cœur agit comme une pompe double. Chaque moitié du cœur fonctionne séparément de l'autre. Le côté droit du cœur est chargé de renvoyer le sang pauvre en oxygène aux poumons pour éliminer le dioxyde de carbone et réoxygéner le sang. L'oreillette droite reçoit le sang veineux apporté par la veine cave. Le sang est ensuite propulsé dans le ventricule droit. Lorsque ce dernier se contracte le sang pénètre dans l'artère pulmonaire et dans les poumons. L'artère pulmonaire est la seule artère de l'organisme à transporter du sang pauvre en oxygène.

Le côté gauche du cœur reçoit le sang fraîchement oxygéné provenant des poumons et le redistribue dans tout le corps. Le sang oxygéné pénètre dans l'oreillette gauche par les quatre veines pulmonaires. Ce sont les seules veines de l'organisme à transporter du sang oxygéné.

Le sang est ensuite propulsé dans le ventricule gauche et doit traverser la valve mitrale, qui contrôle le débit. Les parois du ventricule gauche sont trois fois plus grosses que les parois du ventricule droit. L'épaisseur du muscle cardiaque donne au ventricule gauche la puissance nécessaire pour pomper le sang dans tout le corps, de la tête aux pieds. Lorsque votre cœur se contracte, le sang est propulsé à travers la valve aortique dans l'aorte, qui est le plus gros vaisseau de l'organisme, et distribué dans le corps par l'intermédiaire d'un réseau d'artères .

Cette fonction mécanique cardiaque est la conséquence d'une activation électrique organisée du myocarde. Pour accomplir cette fonction de pompe, le myocarde est constitué principalement de deux types de tissus :

- **Le tissu de conduction ou tissu nodal :**

ce tissu est constitué de cellules présentant des propriétés spécialisées d'excitabilité, de conductibilité et d'automaticité. Ces propriétés permettent la génération régulière et spontanée des impulsions électriques et la conduction de ces impulsions d'une manière organisée au travers du myocarde, afin d'assurer une contraction adéquate et un pompage efficace.

- **Le tissu myocardique contractile :**

ce type de tissu est largement majoritaire et présente aussi des propriétés d'excitabilité et de conductibilité cellulaire. Cependant, à la différence du tissu nodal, il est constitué des cellules pourvues d'un grand nombre de fibres musculaires capables de se contracter.

II.1.5/ 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.

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.

II.1.5.1/ la phase systolique se deroule en deux phases :

✓ Contraction ventriculaire :

Cette phase est subdivisee en deux sous-phases :

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

Cette phase correspond a l'apparition du premier groupe de vibrations acous- tiques note B1.

✓ Ejection ventriculaire :

L'ejection du sang ventriculaire vers les artères se réalisé en trois phases :

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

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

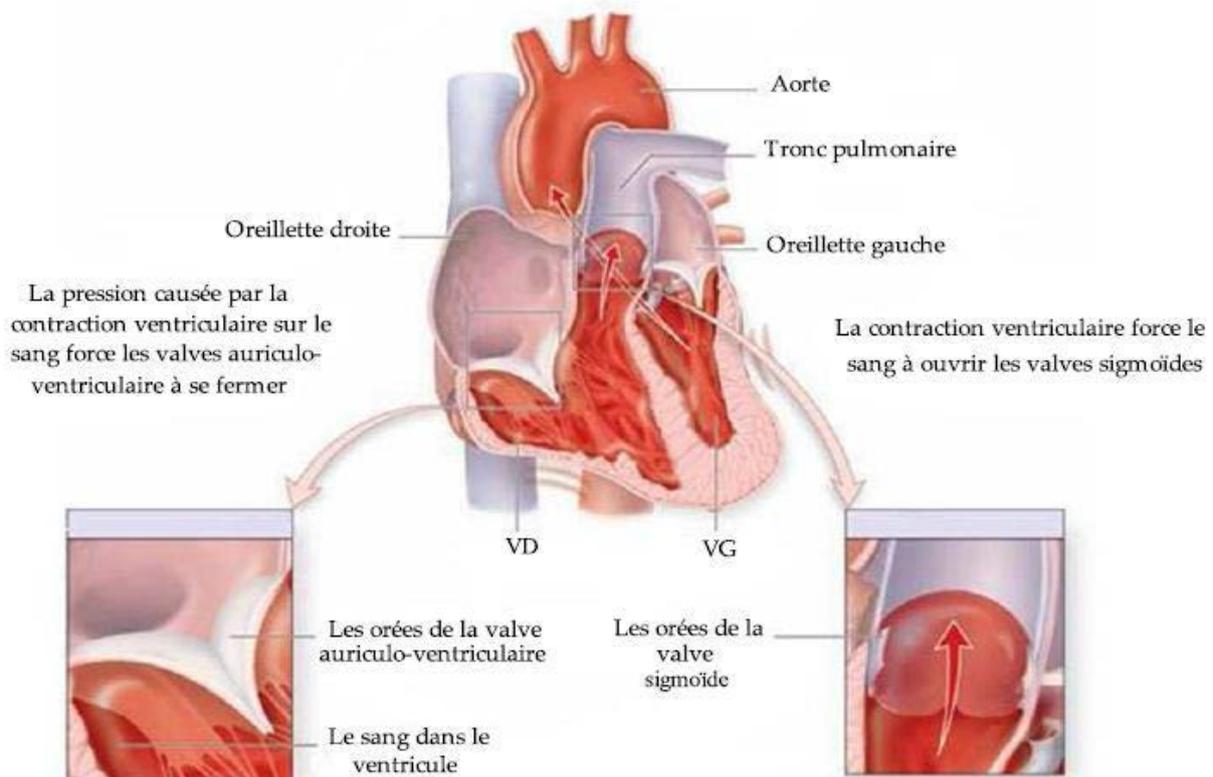


Figure I.4 : la contraction ventriculaire

| | Au début | Au cours | A la fin |
|-------------------------------|----------|--|----------|
| Les atriums | Vides | Remplissage | Remplis |
| Valves mitral et tricuspide | Ouvert | Fermées | Fermées |
| Les ventricules | Remplis | Vidange | Vide |
| Valves pulmonaire et aortique | Fermé | Ouvertes | Ouvertes |
| Direction du sang | | Les ventricules pompent les artères et l'aorte, les veines pompent les atriums | |

Tableau 1 : illustration de fonctionnement des chambres et valves cardiaque durant la phase systolique.

II.1.5.2/La phase diastolique : se déroule en deux phases :

✓ **Relaxation** :

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

✓ **Remplissage** :

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

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

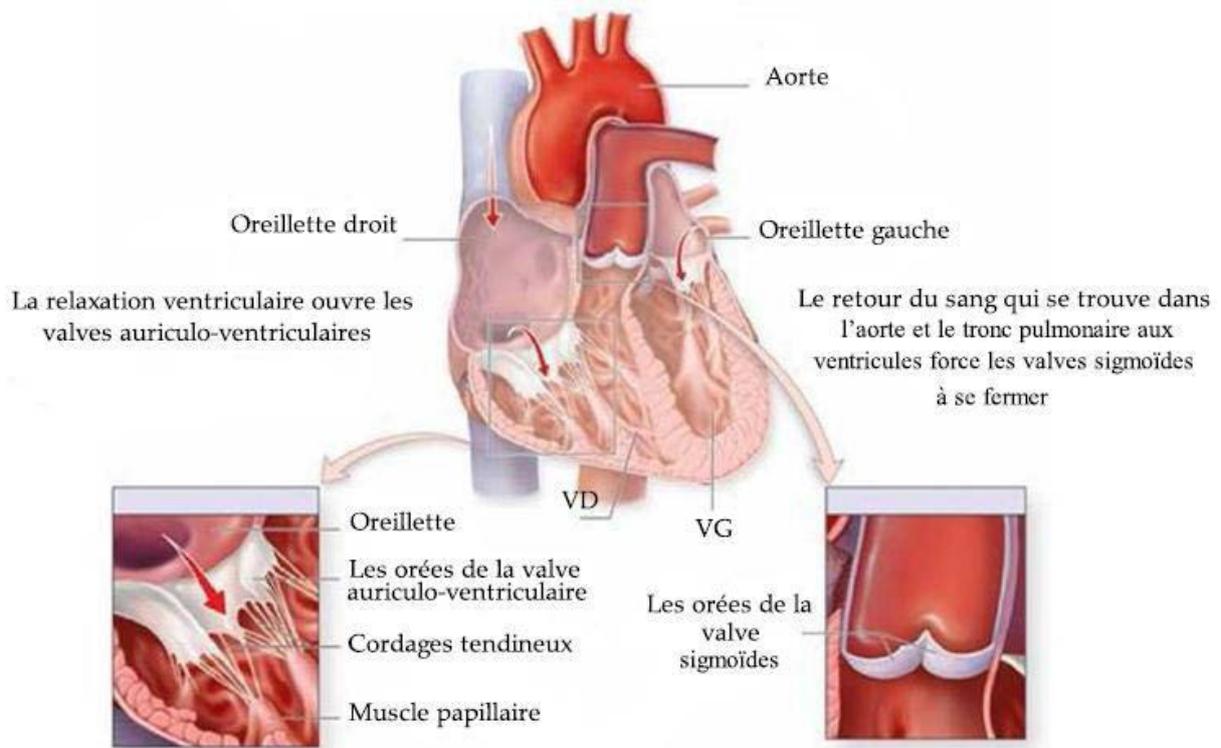


Figure I.5 : la décontraction ventriculaire

| | Au début | Au cours | A la fin |
|-------------------------------|----------|--|----------|
| Les atriums | Remplis | Vidange | Vide |
| Valves mitral et tricuspide | Fermées | Ouvertes | Ouvertes |
| Les ventricules | Vide | Remplissage | Remplis |
| Valves pulmonaire et aortique | Ouvertes | Fermées | Fermées |
| Direction du sang | | Les atriums pompent du sang dans les ventricules | |

Tableau 2 : illustration de fonctionnement des chambres et valves cardiaque durant la phase diastolique

II.1.6/La propagation de l'excitation :

La transmission de l'excitation dans les fibres cardiaques s'effectue de proche en proche. Elle résulte d'un flux de courant entre les cellules qui viennent d'être activées et les cellules adjacentes au repos. L'excitation qui est à l'origine du battement cardiaque prend naissance dans le nœud sinusal. Elle se propage de cellule à cellule dans toute la masse du muscle auriculaire pour produire la contraction des oreillettes. L'excitation atteint alors le nœud auriculo-ventriculaire. Ce nœud a un rôle de régulateur. Il impose à l'onde de propagation un certain retard avant de la transmettre au faisceau de His. Celui-ci transmet l'excitation aux ventricules, plus précisément au Faisceau de His et aux fibres de Purkinje qui cheminent sur toute la surface interne des ventricules. Le nœud auriculo-ventriculaire et le faisceau de His constituent le seul lien fonctionnel normal entre les étages auriculaire et ventriculaire. Grâce au retard imposé par le nœud auriculo-ventriculaire, les ventricules ne sont dépolarisés qu'après la fin de la contraction des oreillettes, donc au moment où les ventricules sont remplis, la conduction dans le réseau de Purkinje est très rapide ce qui permet d'obtenir une contraction à peu près simultanée de l'ensemble des myocards ventriculaires droit et gauche, d'où une expulsion optimale du volume sanguin ventriculaire vers les artères. La repolarisation se produit ensuite de façon plus lente.

II.1.7/Le circuit électrique :

Dans le cas normal, l'activité électrique du cœur suit la séquence d'activation suivante :

- Le nœud sinusal (NS) : l'activité électrique est générée spontanément dans le nœud sinusal. Il est situé dans la partie haute de la paroi intérieure de l'oreillette droite.
- Les oreillettes : l'impulsion cardiaque initiée dans le nœud sinusal est transmise aux deux oreillettes.
- Le nœud auriculo-ventriculaire (NAV) : il est situé en bas de l'oreillette droite et constitué de cellules qui présentent une conduction électrique lente. L'activation électrique qui arrive au NAV est ralentie (approximativement 100 ms) avant d'arriver au faisceau de His. Cette propriété physiologique du NAV permet de protéger les ventricules d'un nombre excessif d'activations auriculaires et concède aux oreillettes un temps de vidange plus grand, optimisant ainsi la contraction ventriculaire.
- Le faisceau de His : il est situé dans la partie haute du septum inter ventriculaire et ses fibres traversent le tissu connectif (non excitable) qui sépare électriquement les oreillettes des ventricules. Dans les cas normaux, le NAV et le faisceau de His constituent la seule voie de propagation de l'activité électrique cardiaque entre les oreillettes et les ventricules. L'ensemble de ces deux structures est souvent appelé la jonction auriculo-ventriculaire. Une fois dans l'étage ventriculaire, le faisceau de His se divise en deux branches, la gauche et la droite.
- La branche droite : elle est située le long de la partie droite du septum inter ventriculaire et facilite la conduction de l'activité électrique dans le ventricule droit.
- La branche gauche : cette branche se subdivise en deux héli branches, l'une antérieure gauche et l'autre postérieure gauche.
- Les fibres de Purkinje : les branches du faisceau de His dans un réseau de fibres qui arrivent dans les parois ventriculaires. Les fibres de Purkinje terminent en anastomoses avec les fibres myocardiques musculaires, facilitant leur excitation

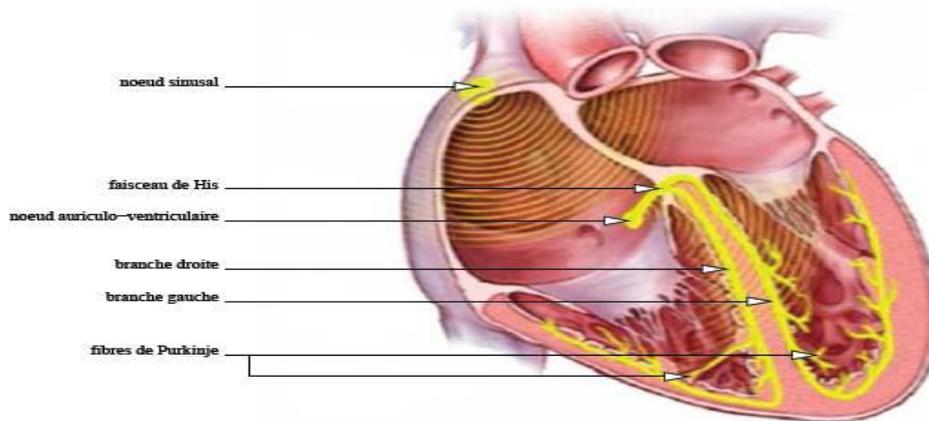


Figure I.6 :Système spécialisé de conduction

Donc le fonctionnement des cellules musculaires se compose de trois étapes principales :

- **Système d'excitation** :c'est le nœud SA qui est le responsable de cette excitation qui participe à la propagation du potentiel d'action.
- **Système de couplage excitation-contraction** : qui transforme le signal d'excitation électrique à un signal chimique et active le troisième système.
- **Système contractile** :c'est un moteur moléculaire.

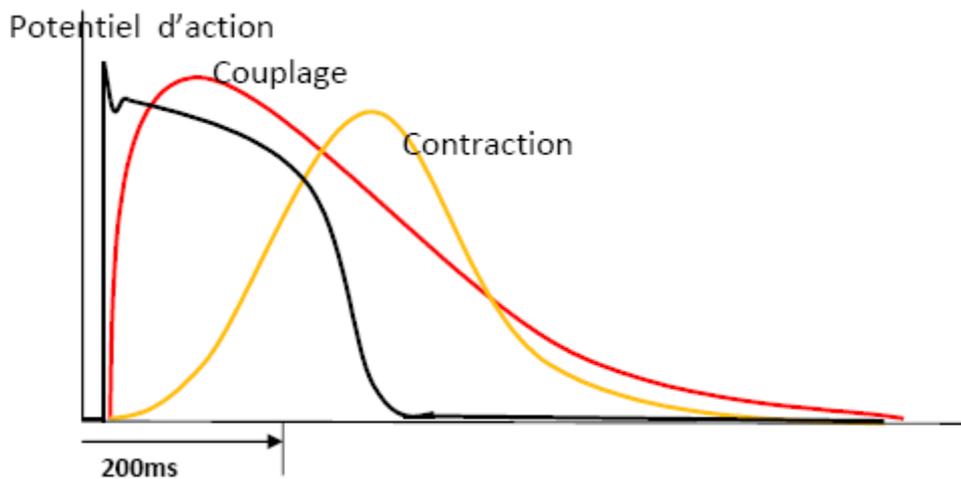


Figure I.7 : L'excitation, la propagation et la contraction cardiaque

II.2/La circulation sanguine :[2]

La circulation sanguine [Figure 9] assure les apports de nutriments et de dioxygène aux organes, elle assure également le transport des déchets vers les reins et du dioxyde de carbone vers les poumons.

La circulation pulmonaire, issue du cœur droit, permet les échanges respiratoires avec les poumons. Le sang quitte le cœur par l'artère pulmonaire, passe dans les réseaux des capillaires

pulmonaires, où il y a des échanges de gaz avec l'air contenu dans les alvéoles pulmonaires puis retourne au cœur gauche par 4 veines pulmonaires.

La circulation générale, issue du cœur gauche, permet les échanges avec tous les autres organes. Le sang quitte le cœur par l'artère aorte, il est conduit dans les capillaires de tous les organes du corps, puis retourne au cœur droit par les veines caves. .

Une bonne alimentation, une pratique du sport et une bonne hygiène de vie sont importantes pour conserver un système circulaire en bon état de fonctionnement, et limiter les risques de maladies cardio-vasculaires, d'athérosclérose et d'infarctus.

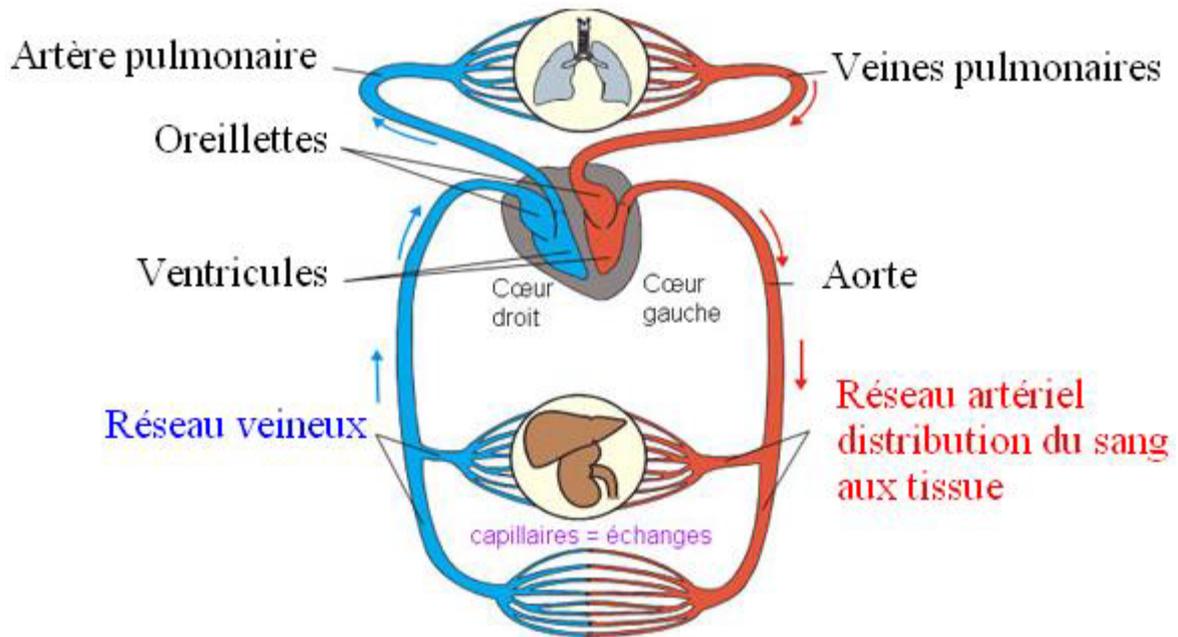


Figure I.8: La circulation sanguine

II.3/phonocardiographie :

definition :

La phonocardiographie est un examen qui a pour but d'enregistrer les bruits cardiaques. Le signal phonocardiographique représente ainsi l'enregistrement acoustique de l'activité intracardiaque, comme illustré en Figure 10.

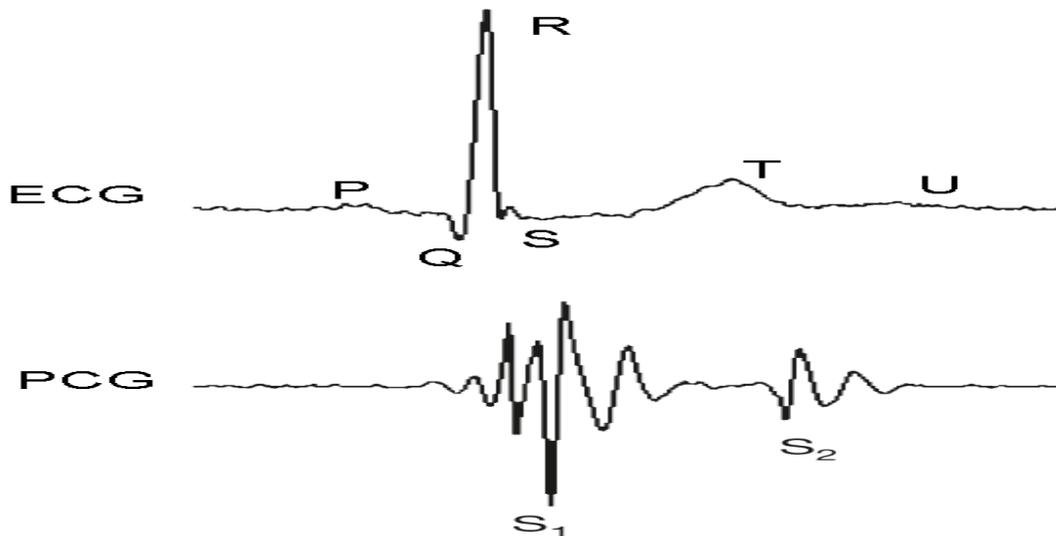


Figure I.9 :Signaux phonocardiographique (PCG) et électrocardiographique (ECG) d'un sujet normal

Un signal phonocardiographique normal comporte quatre groupes de bruits notés S1, S2, S3 et S4. Les bruits S3 et S4 n'apparaissent pas généralement sur un tracé phonocardiographique normal. Le bruit S1 marque le début de la systole synchronisé avec l'onde R du signal ECG. Le bruit S2 est synchronisé avec la fin de l'onde T sur le signal ECG.

Une phonocardiographie est prescrite lorsque le médecin perçoit à l'auscultation au stéthoscope des bruits anormaux. Ces bruits surajoutés peuvent être un souffle dû à un rétrécissement d'une valvule ou à une régurgitation du sang en amont de la valvule, ou encore un éclat ou un dédoublement d'un bruit dû à la fermeture retardée d'une des valvules

1.3.2 Technique :

La phonocardiographie consiste à placer sur la poitrine du patient, à la hauteur du cœur, un microphone permettant de capter les sons et les transformer en courant électrique dont les variations sont enregistrées au cours du temps sous forme d'un signal. On peut simultanément enregistrer le signal électrocardiographique (ECG) et comparer les résultats pour établir un diagnostic plus précis. D'autres examens apportent des précisions complémentaires. Par exemple, le Carotidogramme permet d'enregistrer la vitesse et la durée de l'onde de pression qui se propage dans les artères issues de la crosse de l'aorte au moment de la contraction cardiaque.

1.3.3 Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG :

➤ Le bruit B1 : [3][4]

Il est produit au début de la phase systolique et bien entendu si le stéthoscope est placé sur la région mitrale (cœur G), il est dû à la fermeture des deux valves mitrale et tricuspide, et contient deux composants (fermeture de la valve mitrale & fermeture de la valve tricuspide), il est aussi caractérisé par une forte amplitude et une longue durée par rapport aux autres bruits. Ses composantes fréquentielles varient généralement [20-200] Hz.

➤ Le bruit B2 : [4]

Il indique la fin du régime systolique et le début du régime diastolique et bien entendu si le stéthoscope est placé sur la région aortique ou pulmonaire, il est composé de deux composantes (la fermeture de la valve aortique (A2) & la fermeture de la valve pulmonaire (P2)) P2 un peu retardée par rapport à A2, correspondant à une maladie s'il est assez long. Les Valves A2 & P2 se ferment rapidement grâce à leur forme semi-lunaire.

➤ Bruit B3 :

Il survient 12 à 14/100 secondes. Il dure 6 à 8/100 secondes [60 à 80 ms]. Il s'inscrit en basse fréquence (<80Hz). Il correspond à la fin du remplissage rapide du ventricule. Généralement ce bruit n'apparaît pas sur le tracé phono cardiographique, il est d'une importance clinique très limitée.

➤ Bruit B4 :

Sa durée équivalente correspond à celle de B3 [7 à 14/100 secondes après le début de l'onde P de l'électro- cardiogramme]. Il s'inscrit en basse fréquence.

II.4/Auscultation cardiaque :

L'auscultation cardiaque est le temps essentiel de l'examen cardiologique, ou il s'intéresse principalement à l'écoute des bruits qui se produisent à l'intérieur de l'organisme par l'intermédiaire d'un stéthoscope. Les bruits des battements cardiaques sont principalement causés par la turbulence du sang au moment de la fermeture des valves.

II.4.1/ Foyers d'auscultation :

La zone d'intensité maximale des bruits du cœur pour chaque valve ne correspond pas à la projection anatomique, mais à la zone dans laquelle la cavité où siègent les valves est la plus proche de la surface du corps et la plus éloignée des autres valves. Cette zone est également proximale par rapport au système valvulaire, si l'on réfère au sens du courant sanguin. Les zones d'audition optimale sont :

- Foyer mitral: le sang qui travers la mitral va vers la pointe du cœur. La meilleure perception est au niveau du cinquième espace intercostal, sur la ligne médio claviculaire, en position sous-mamelonnaire.
- Foyer tricuspide: la partie inférieure du corps de sternum.
- Foyer aortique: extrémité interne du deuxième espace intercostal droit, correspondant au foyer d'auscultation principal des sigmoïdes aortique.
- Foyer artériel pulmonaire: extrémité interne du deuxième espace intercostal gauche

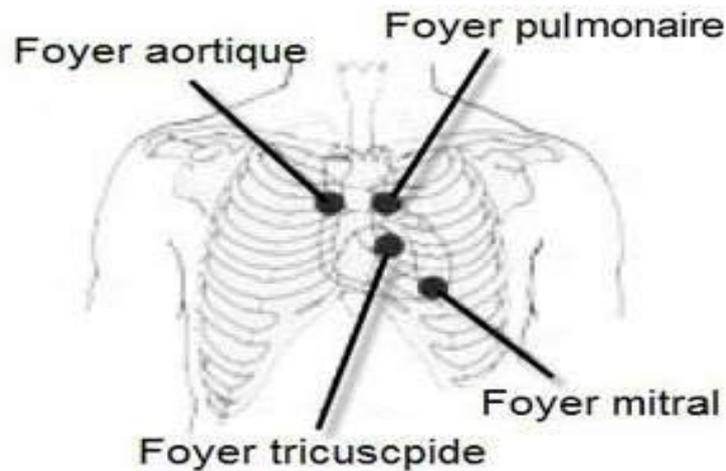


Figure I.10 :Schéma avec la projection des points d'auscultation

II.4.2/Auscultation normale :

Les bruits cardiaques :

Le fonctionnement cardiaque produit deux bruits particulièrement audibles : le premier bruit (B1) qui marque la systole et le deuxième bruit (B2) qui marque la diastole.

➤ B1 pour la systole et B2 pour la diastole :

Le premier bruit, ou B1, est maximum à la pointe, et assez sourd et grave. Il correspond à la contraction du myocarde au début de la systole ventriculaire lorsque la pression qui règne dans le ventricule devient supérieure à la pression régnant dans l'oreillette, ce qui provoque la fermeture des valves auriculo-ventriculaires (mitrale - tricuspide). Il est en général unique et marque le début de la systole ventriculaire.

En poursuivant leur contraction, les ventricules poussent le flux sanguin à travers les valves aortiques et pulmonaires (valves sigmoïdes). A la fin de la systole, les ventricules se relâchent, ce qui cause une baisse de la pression intra ventriculaire avec une fermeture franche des sigmoïdes aortique et pulmonaire. Cette fermeture est à l'origine du deuxième bruit, ou B2. Ce deuxième bruit est plus bref et plus sec que le B1 ; il est maximum à la base, et de tonalité plus élevée. B2 marque le début de la diastole ventriculaire.

B1 et B2 correspondent chacun à la fermeture de deux valves. Dans ce contexte, il est néanmoins utile de connaître l'ordre de fermeture des valves car certaines conditions peuvent séparer les sons. La fermeture de la valve mitrale précède celle de la valve tricuspide durant B1, et la valve aortique se ferme juste avant la valve pulmonaire durant B2. Sachant que la pression dans le cœur gauche est supérieure à celle du cœur droit, il va de soi que les deux valves cardiaques gauches se ferment avant les deux valves cardiaques droite

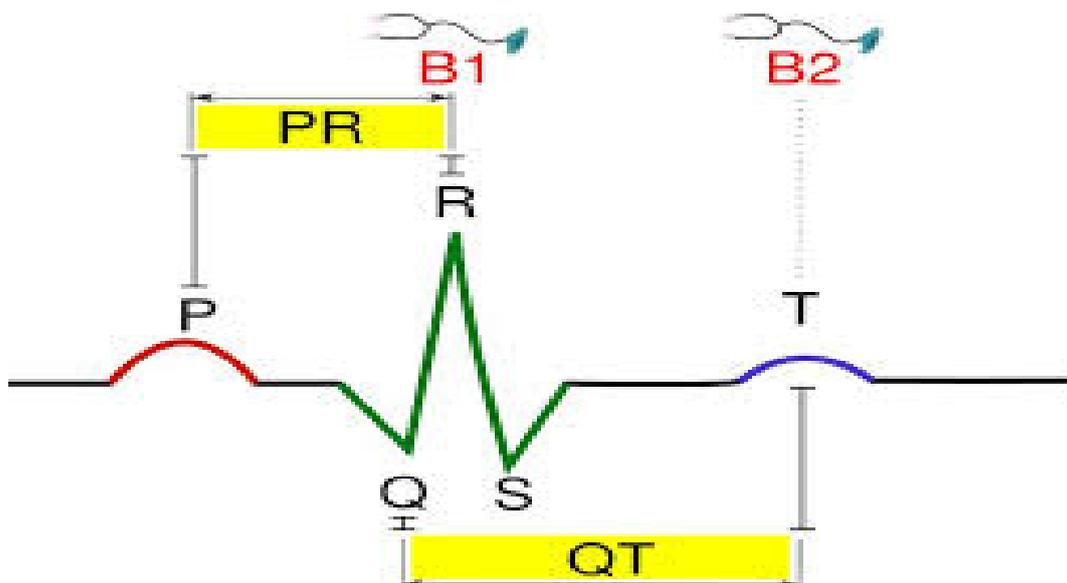


Figure I.11 : le moment des deux bruits cardiaques B1 et B2

➤ Le petit silence :

Il n'est pas constant, il varie faiblement suivant la fréquence cardiaque. Il peut être virtuel ; sur un tracé d'un jeune homme. Bien qu'il existe, les parois thoraciques et l'air pulmonaire sont encore résonants du bruit B1 lorsque le bruit B2 commence. C'est un effet de caisse résonnante.

Il arrive que le tracé montre un click au cours du petit silence. Le mécanisme donnant ces clicks méso systoliques n'est pas clair et est souvent attribué à des causes extra thoraciques.

➤ Le grand silence :

Il varie suivant la fréquence cardiaque. C'est la fraction du cycle qui varie la plus en fonction de la fréquence cardiaque. Le grand silence peut parfois être coupé par deux autres bruits : B3 et B4. Ils sont normalement inaudibles. Leur présence peut être révélée par la PCG ou le phonogramme.

➤ Bruit B3 et bruit B4 :

Il y a également un troisième et un quatrième bruit cardiaque (B3 et B4) qui peuvent parfois être visibles sur un signal phono cardiogramme PCG. Le troisième bruit B3 survient à la fin de la phase de remplissage ventriculaire rapide, et son apparition est après le bruit B2. Il est habituellement de basse fréquence et peut s'entendre normalement chez l'enfant ou chez l'adulte au-dessous de 30 ans. Au-delà de cet âge, sa présence témoigne le plus souvent d'un état pathologique.

Par contre, le quatrième bruit B4 débute juste avant le premier bruit B1. Il est habituellement de basse fréquence, il répond à la contraction auriculaire. 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 phono cardiogramme enregistre constamment (même si l'oreille ne le perçoit pas toujours) un 4ème bruit B4.

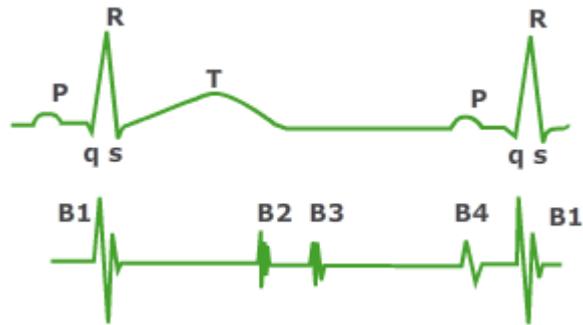


Figure I.12 : bruits du cœur normaux

II.4.3/ Auscultation pathologique :

II.4.3.1/Les bruits surajoutés :

✓ Le bruit de galop :

Il s'agit de B3 et B4. Ce sont des bruits de basse fréquence, ils sont pathologique après 30 ans. Ce bruit surnuméraire forme de rythme à 3 temps (d'où l'expression bruit de galop), il est perçu à la pointe, en décubitus latérale gauche, ou à la xiphoïde. Il existe des galops droits et galops gauche. Les galops gauches sont plus fréquents. En fait il existe trois types de galops :

- Galop pro diastolique : c'est B3 ; il correspond à la vidange rapide et puissante du sang de l'oreillette vers le ventricule, au début de diastole.
- Le galop pré systolique : c'est B4 ; juste avant B1. Il correspond à l'arrivée de l'ondée sanguine dans le ventricule, lors de la systole auriculaire, c'est-à-dire à la fin de la diastole ventriculaire.
- Le galop de sommation : il résulte de l'addition des deux composantes B3 et B4, en cas de la tachycardie.

✓ Le claquement d'ouverture de la mitrale :

C'est un bruit proto-diastolique (entendu au début de la diastole), entendu après B2. Il s'agit d'un bruit surajouté à un bruit B2 normal. Il donne l'impression d'un dédoublement du B2 mais en réalité, il est nettement séparé de celui-ci ; c'est un signe du rétrécissement mitral

✓ Le click :

Le click est claquement systolique sec et bref. Deux types de clicks existent :

- Le click protosystolique est un bruit sec de timbre aigu, entendu juste après B1. Il correspond à l'ouverture des sigmoïdes, marquant le début du souffle systolique du rétrécissement aortique valvulaire.
- Le click mésosystolique s'entend dans la ballonnisation de la valve mitrale et correspond au prolapsus de la valve mitrale au sein de l'oreillette gauche, lors de la contraction du ventricule gauche.

II.4.3.2/les souffles cardiaques [5]:

Correspond à un bruit continu, entendu à l'auscultation, traduisant la perception sonore du flux sanguin caractérisés par une durée prolongée de vibration audible dont l'intensité, la fréquence et la chronologie varient. Un souffle cardiaque peut être systolique ou diastolique.

Les souffles systoliques peuvent être fonctionnels (bénins) ou pathologiques, alors que les souffles diastoliques sont tous anormaux.

✓ Les souffles systoliques [6] :

Bruits continus pendant la systole, les plus fréquents, Ils peuvent être :

- Fonctionnels (anorganiques) traduisant uniquement des turbulences dans le flux sanguin ;
- Ou organiques, liés à une cause anatomique.

✓ Les souffles diastoliques [6] [7] :

Bruits perçus pendant la diastole insuffisance aortique rétrécissement mitral, une cardiopathie congénitale peut également provoquer un souffle diastolique , Ils sont toujours organiques. Siégeant le long du bord gauche du sternum, ils traduisent le plus souvent une : les valves aortiques se ferment mal et le sang reflue de l'aorte vers le ventricule gauche pendant la diastole entraînant un souffle diastolique.

Les souffles continus [8] :

Bruits perçus tout le temps, couvrant totalement les bruits normaux du coeur normaux, et sont souvent dus à une malformation congénitale :

- Persistance d'un canal artériel lorsque le souffle est perçu sous la clavicule gauche
- Ou d'autres cardiopathies congénitales complexes.

✓ Les doubles souffles [8] :

Les doubles souffles systolo-diastoliques le double souffle peut être défini comme la succession au niveau d'un même orifice cardiaque d'un souffle systolique et d'un souffle diastolique bien séparés l'un de l'autre par un intervalle silencieux du à l'association d'un rétrécissement et d'une insuffisance valvulaire.

II.4.3.3/ Le frottement péricardique :

Ce bruit n'est pas un souffle car il n'est pas du à des turbulences sanguines il se produit en cas d'inflammation du péricarde. Il est perçu entre les bruits normaux, au milieu de la systole et la diastole forme de (va et vient). Il est éphémère, plus au moins localisé

II.4.3.4/exemples d'auscultation pathologiques :

A/Le rétrécissement mitral(RM) :

La maladie s'observe de préférence chez la femme (quatre femme pour un homme). La réaction immunitaire est dirigée contre les valves, ce qui explique la durée du processus sur de nombreuses années : 5 à 15 ans après la crise.

Lésions valvulaires :

La surface mitrale normale est de 3,7 cm².

-on parle de RM quand la surface est inférieure à 2 cm².

-on parle de RM serré quand la surface est inférieure à 1 cm².

Lésion sous-valvulaire :

-Épaississement, raccourcissement et fusion des cordages, réalisent un rétrécissement mitral en entonnoir.

- Calcifications pouvant donner à l'extrême un bloc calcaire.

➤ Les examens :

- L'exploration fondamentale est l'écho-Doppler cardiaque qui permet d'évaluer le degré de sévérité de l'atteinte valvulaire
- L'échographie trans-oesophagienne peut être indiquée en cas de mauvaise réception ultrasons par le corps ou pour mieux visualiser une thrombose de l'oreillette ou de l'auricule gauche.

- Le cathétérisme cardiaque n'est nécessaire dans le bilan préopératoire que s'il existe un doute entre les données cliniques et celles de l'échographie Doppler.

➤ Traitement :

Le traitement anti-coagulant obligatoire en cas de rythme de coeur irrégulier (arythmie).
Le traitement diurétique au stade de l'insuffisance cardiaque ;

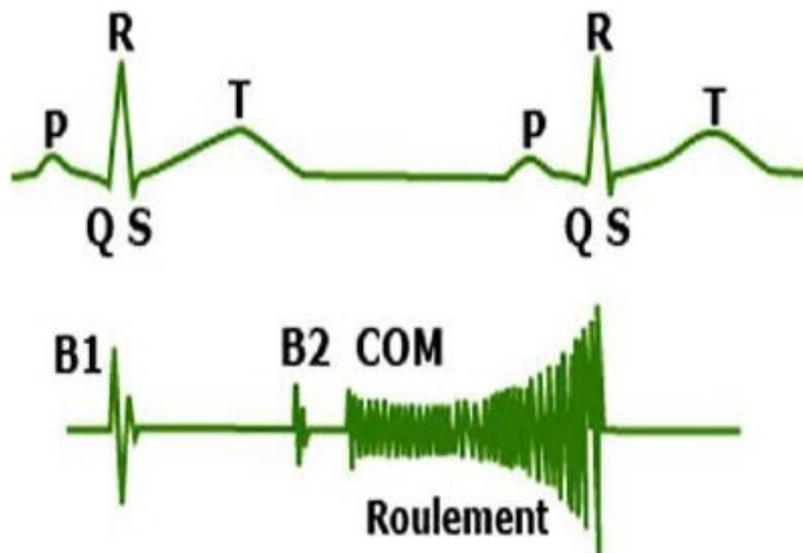


Figure I.13 : le rétrécissement mitral(RM)

COM : Claquement d'Ouverture Mitrale

-Le rétrécissement mitral entraîne :

- Une dilatation de l'oreillette gauche
- Une augmentation de la pression capillaire pulmonaire
- Une augmentation de la pression artérielle pulmonaire
- Une hypertrophie et dilatation du ventricule droit

B/Les insuffisances mitrales(IM) :

On distingue l'insuffisance mitrale rhumatismale, le prolapsus mitral avec valves myxoïdes, les ruptures de cordage, les IM post-infarctus, congénitales, de la myocardiopathie obstructive, post-commissurotomie ou valvuloplastie.

a) l'insuffisance mitrale rhumatismale :

- Lésions valvulaires : elles prédominent sur la petite valve qui est retrécie ; ses cordages sont raccourcis, épaissis, fusionnés.
- Dilatation de l'anneau pratiquement constante.
- Oreillette gauche dilatée avec un jet lésion. Thromboses rares.
- Ventricule gauche dilaté. Hypertrophie modérée

b) Le prolapsus mitral : syndrome de BARLOW

- Dégénérescence myxoïdes des valves.
- Le tissu valvulaire est trop abondant : ballonnisation, valve en parachute. Cordages distendus, amincis.

c) L'insuffisance mitrale par rupture de cordage :

L'IM par rupture de cordage peut être :

- Spontanée chez le sujet âgé.
- Une complication de l'endocardite infectieuse.
- Une complication du prolapsus mitral.
- Une complication de lésions rhumatismales.

➤ Les examens

- L'électrocardiogramme : à la fois pour confirmer le diagnostic mais aussi pour dépister précocement des troubles du rythme signant une évolution de la maladie.
- La radiographie du thorax essentielle à phase aigue pour évaluer l'importance de l'œdème pulmonaire, elle peut donner une première idée de la taille du cœur
- L'écho Doppler cardiaque, facile à réaliser, non douloureux, répété aisément pour suivre l'évolution permet d'affirmer le diagnostic, d'évaluer le degré de sévérité de l'atteinte valvulaire et son mécanisme, de rechercher d'autres atteintes valvulaires associées, de préciser éventuellement l'indication opératoire.

➤ Traitement :

Le traitement chirurgical est le seul véritable traitement de l'insuffisance mitrale. Deux techniques sont possibles :

— La plus ancienne est le remplacement valvulaire par une prothèse.

— Et la Plus récente est la valvuloplastie mitrale

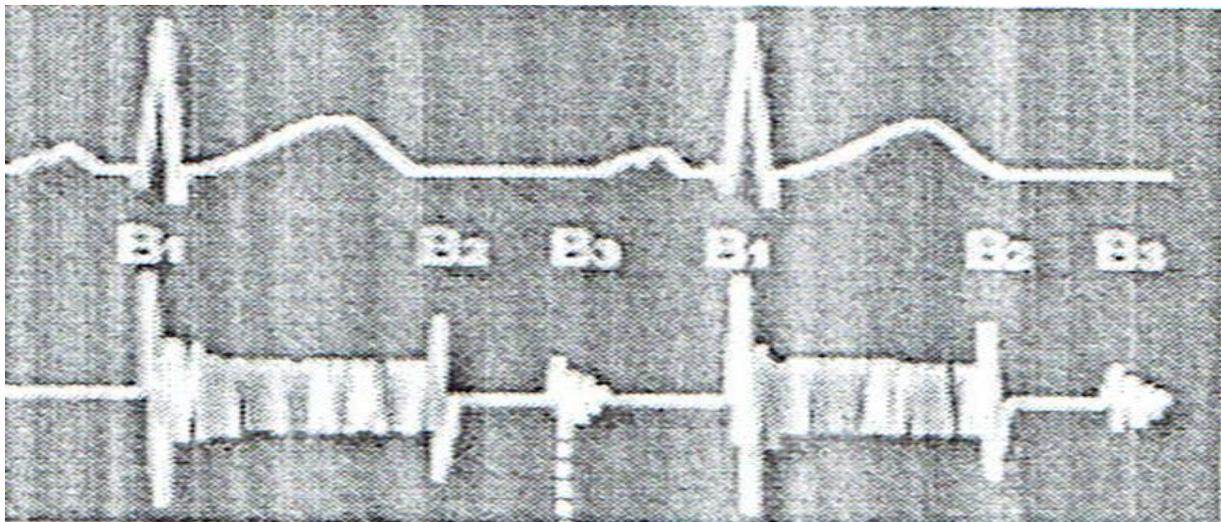


Figure I.14 : l'insuffisance mitrale rhumatismale

C/Les insuffisances aortiques (IA) :

Les signes d'auscultation de l'IA associent :

- Un souffle diastolique accroché à B2 (doux, de tonalité élevée).
- Un souffle mésosystolique d'accompagnement (ce souffle est dû à l'augmentation du flux sanguin durant la systole à travers l'orifice aortique).
- Un roulement de Flint.

Un claquement d'éjection protosystolique .

Les complications de l'IA sont :

- L'endocardite infectieuse.
- La mort subite.
- L'angor de repos.
- L'œdème aigu du poumon.
- L'insuffisance cardiaque congestive.

➤ Les examens :

Si la radiographie de thorax et l'électrocardiogramme donnent quelques informations sur le retentissement de l'insuffisance aortique, l'écho Doppler cardiaque reste l'examen de référence qui permet:

- d'affirmer le diagnostic,
- d'évaluer le degré de sévérité de l'atteinte valvulaire et l'importance de la fuite,
- d'apprécier son retentissement sur le ventricule gauche,
- de rechercher d'autres atteintes valvulaires associées,
- de mesurer le diamètre de l'aorte thoracique ascendante.

En cas d'intervention chirurgicale, une mesure des pressions dans les cavités cardiaques, une visualisation de ces cavités (cathétérisme cardiaque) sont réalisées ; un examen des artères coronaires (coronarographie) est souvent pratiqué après 50 ans à la recherche de lésions coronaires associées.

➤ Traitement :

Le traitement chirurgical consiste à remplacer la valve aortique par une prothèse sous circulation extra corporelle. Il existe deux types de prothèse :

- Les prothèses mécaniques à disque ont une durabilité longue mais nécessitent un traitement anti-coagulant à vie.
- Les prothèses biologiques, hétéogreffes d'origine animale, ou d'homogreffes d'origine humaine, ne nécessitent pas de traitement anticoagulant mais dégénèrent avec le temps, avec souvent une nouvelle intervention à partir de la 8e à la 10e année.

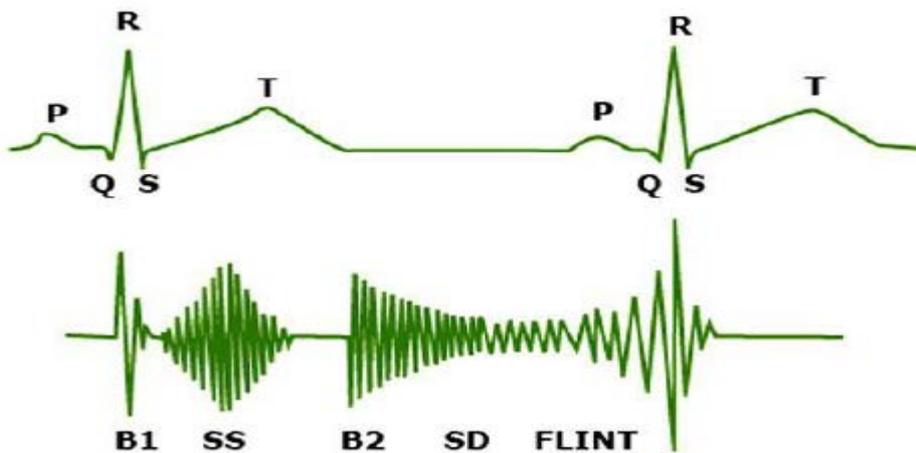


Figure I.15 : les insuffisances aortiques (IA).

- FLINT : roulement de Flint.
- SS : Souffle Systolique fonctionnel.
- SD : Souffle Diastolique.

D/Le rétrécissement aortique (RA) :

L'auscultation du RA se caractérise par :

Un souffle mésosystolique rude, râpeux, erratique.

- Un souffle irradiant dans les carotides et à la pointe.
- Un affaiblissement ou une extinction de B2A.
- Un B4.
- Parfois un claquement d'éjection protosystolique

Les complications du RA sont :

- L'insuffisance cardiaque.
- L'endocardite infectieuse.
- Le bloc auriculo-ventriculaire.
- Les embolies calcaires.
- La mort subite.

➤ Les examens [9] :

L'auscultation du coeur décélère un souffle systolique, râpeux et irradiant vers les vaisseaux du cou.

- L'électrocardiogramme permettra d'avoir une première idée du retentissement sur le coeur : hypertrophie ventriculaire gauche, troubles de la conduction.
- L'écho-Doppler : cardiaque est l'examen de référence qui permet d'affirmer le diagnostic de l'atteinte valvulaire, d'évaluer le degré de sévérité, d'apprécier son retentissement sur la fonction cardiaque et la taille des cavités,. Il permet aussi de rechercher d'autres atteintes valvulaires associées.

➤ Traitement [9] [10] :

La seule solution est la chirurgie de remplacement valvulaire par une prothèse (mécanique ou biologique)

- Les prothèses mécaniques :(autrefois à bille, et aujourd'hui de préférence à disque). Elles présentent l'avantage d'une longue durée de vie. L'inconvénient est la nécessité d'un traitement anticoagulant à vie.
- Les prothèses biologiques : Il s'agit de greffes d'origine animale (hétéogreffes). Elles ne nécessitent pas de traitement anticoagulant. En revanche, elles s'altèrent avec le temps, avec apparition de fuite ou d'obstruction, ce qui peut nécessiter souvent une nouvelle intervention à partir de la 8^e à la 10^e année.

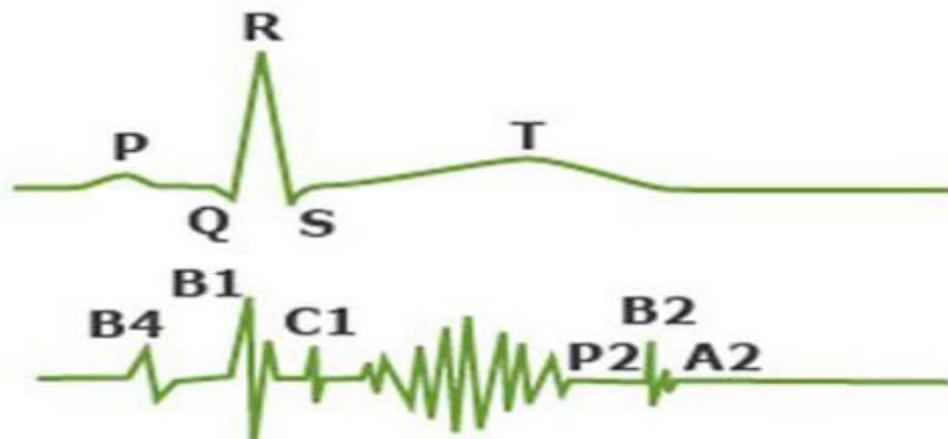


Figure I.16 : le rétrécissement aortique

III/Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons présentés Les notions générales de l'anatomie du système cardiovasculaire et les pathologies qui le touchent ainsi la phonocardiographie et les bruits cardiaques. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG sont aussi discutées. Ces notions apparaissent importantes lors de la réalisation du circuit de mise en forme du signal PCG. Le chapitre suivant est consacré à l'étude du schéma bloc du circuit de mise en forme d'un signal PCG et son principe de fonctionnement.

Chapitre 2

Etude théorique de circuit de mise en forme

I/Introduction :

Ce chapitre est consacré à l'étude des différents blocs de notre appareil phonocardiographe (PCG), favorisant la détection des bruits cardiaques à partir du signal phonocardiographique. Le signal PCG détecté sur la partie thoracique d'un sujet à travers un stéthoscope nécessite un circuit électronique de mise en forme. L'objectif majeur de cette partie est de convenablement mettre en forme le signal physiologique (PCG).

Ce circuit est essentiellement constitué de deux étages, Un premier étage est consacré pour amplifier le signal PCG détecté tandis que le deuxième étage sert pour filtrer les différents bruits contaminant le signal utile.

II/ La chaine d'acquisition :

La chaine d'acquisition comporte en générale :

- Une source d'information (le patient dans notre cas).
- Les capteurs capables de transformer l'information physiologique en une grandeur électrique.
- Les circuits de mise en forme réalisant les fonctions d'amplification, filtrage..
- Un bloc de conversion analogique numérique et l'interfaçage avec micro-ordinateur.
- Un support logiciel réalisant l'acquisition, l'affichage.

Le schéma bloc illustré dans la figure (II.1) présente la plateforme à partir de la quelle 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.
- Ampli-audio basse

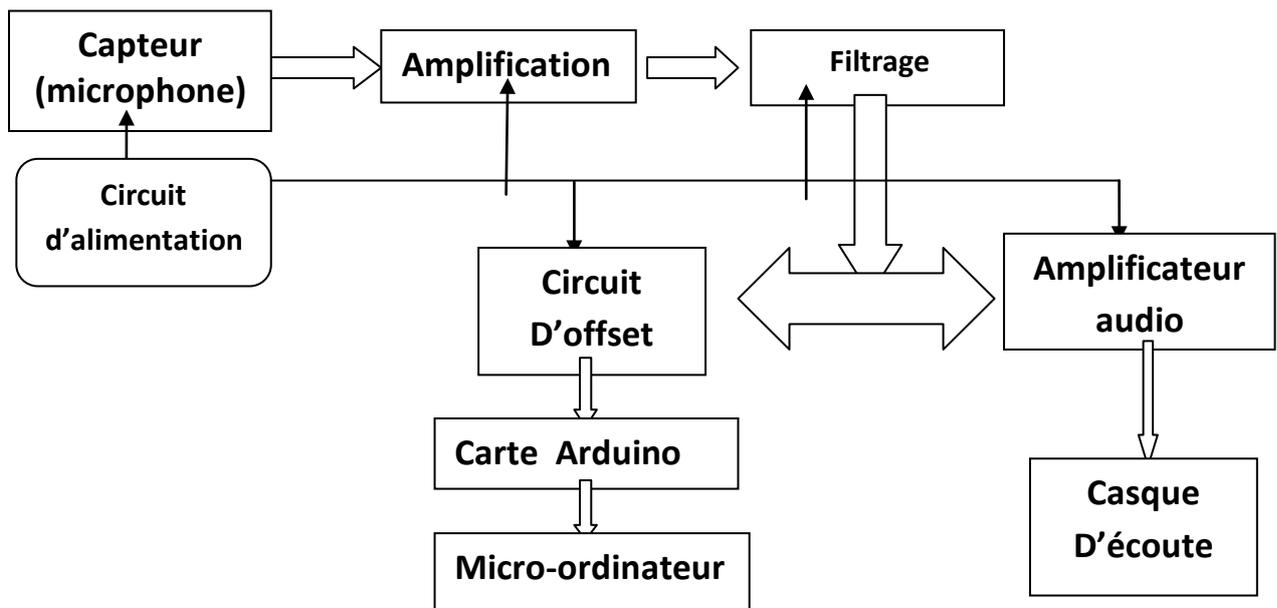


Figure II.1 : Schéma bloc de la chaîne de mise en forme

II.1/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 :

Un microphone est un transducteur électroacoustique réversible, cet appareil sert à convertir un signal acoustique en signal électrique. Un microphone peut détecter des ondes acoustiques dans les milieux gazeux ou liquides, il est donc désigné par le terme générique d'hydrophone, aussi, il est réciproque tant qu'il fonctionne dans sa limite de linéarité.

II.1.1/Types des microphones:

Les microphones destinés à la mesure doivent posséder des caractéristiques spécifiques leur permettant d'être utilisés dans des conditions parfois très différentes avec des écarts de performances aussi faibles que possible.

Les qualités techniques requises pour les microphones sont :

- la linéarité (réponse linéaire en amplitude et en fréquence)
 - la fidélité et la reproductibilité
 - l'absence de distorsion (harmonique, intermodulation, etc.)
 - la stabilité électromécanique à long terme
 - la stabilité en température et en hygrométrie
 - le minimum de bruit de fond
 - la robustesse
 - le faible encombrement
 - la bonne maniabilité.
- Les principaux domaines couverts par ces microphones sont :
- la mesure en champ libre
 - la mesure en champ diffus
 - la mesure en cavités (coupleurs, pistonphones, etc.)
 - la mesure en basses et hautes fréquences (de 1 Hz à 140 kHz)
 - la mesure de très faibles et de très forts niveaux sonores (de 0 à 180 dB) ;
 - la mesure en régime impulsionnel.

✚ 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 (Figure II.2).

Le principe est de détecter la variation des vibrations d'un solide (dans ce 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.

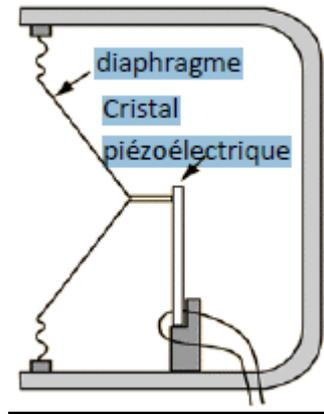


Figure II .2 : Microphone piézoélectrique (à contact)

✚ Microphone Dynamique :

Ce type de microphone se compose d'une membrane en plastique ou en métal qui est liée à un aimant qui se trouve au milieu d'une bobine en cuivre, comme illustré sur la Figure II.2.

Les vibrations sonores percutent la membrane ce qui provoque le déplacement en va et vient de l'aimant, ce qui permet de créer une tension qui varie aux bornes de la bobine. Cette tension est l'image du mouvement de l'aimant et donc de la membrane. Ce type de microphone a une capacité de supporter les fortes pressions sonores mais à une faible sensibilité [11,12].

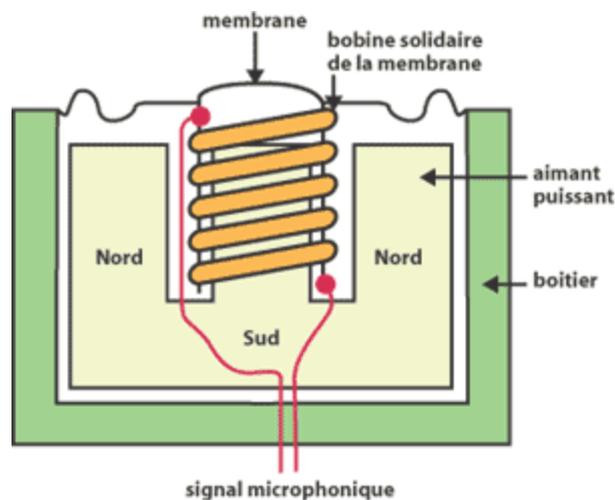


Figure II .3: Microphone dynamique

✚ Le Microphone à Condenseur :

A la différence de microphone dynamique, le microphone électrostatique ne met pas en jeu un dispositif mobile solidaire d'une bobine, mais il se compose d'un diaphragme flottant qui se forme de deux armatures de condensateur, comme illustré sur (la Figure II.4). Ses deux derniers peuvent se rapprocher et s'éloigner par l'impact de la variation de pression provoquée par l'onde sonore, ce qui résulte d'une variation de distance entre les deux plaques qui modifie la capacité du condensateur. A la sortie, un signal électrique dont les variations sont à l'image de celles de la pression acoustique est récupéré [11,12].

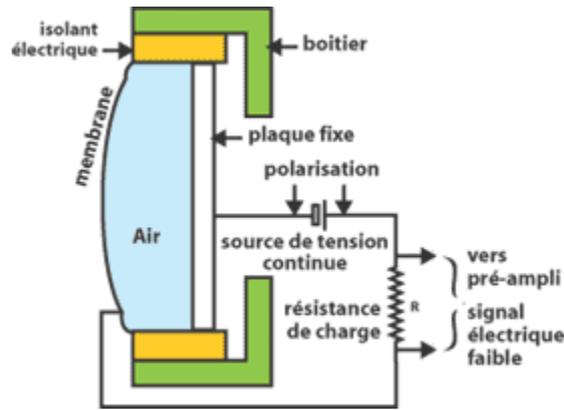


Figure II .4: Microphone statique

Le corps du microphone renferme un préamplificateur et un transformateur de sortie pour d'une part élever le niveau du signal et d'autre part abaisser l'impédance de sortie du microphone.

Ce type de microphone nécessite une alimentation externe pour la polarisation des deux armatures du condensateur.

Ils sont susceptibles de délivrer une tension de sortie très importante à une sensibilité considérable et un faible bruit, ce qui permet un enregistrement de haute qualité.

✦ **Le microphone Electret (ECM) :**

Ce microphone fait partie de la famille électrostatique. Ce type de microphone est doté d'un matériau diélectrique appelé électret qui présente un état de polarisation permanent d'une charge qui diminue au fil du temps (Figure II.5).

La polarisation donne un comportement capacitif à l'électret. L'impédance de sortie est alors très élevée, ce qui requiert l'utilisation d'un convertisseur courant tension afin de pouvoir recueillir un signal en sortie.

Les microphones à électret commercialisés comportent un transistor à effet de champ intégré qui assure le rôle de convertisseur courant tension et permet une bonne adaptation en impédance. Par voie de conséquence, ce type de microphone nécessite une alimentation externe en tenant compte d'une polarisation correcte lors de l'utilisation. Les microphones à électret sont caractérisés par une taille réduite et un coût relativement faible [11,12].

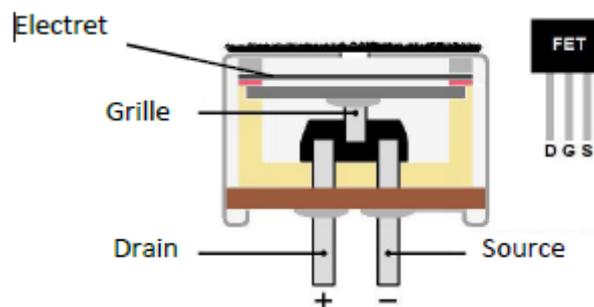


Figure II .5 : Microphone à électret

Deux types de microphones à électret existent : les microphones à électret à capsule de deux et de trois pattes. Pour le premier type, la broche d'alimentation est commune à la broche de sortie, comme illustré sur (la Figure II .6). Pour le deuxième type, une patte spécifique d'alimentation est prévue tout en gardant la possibilité de câbler ce microphone comme étant celui de deux pattes, comme illustré sur (la Figure II.7).

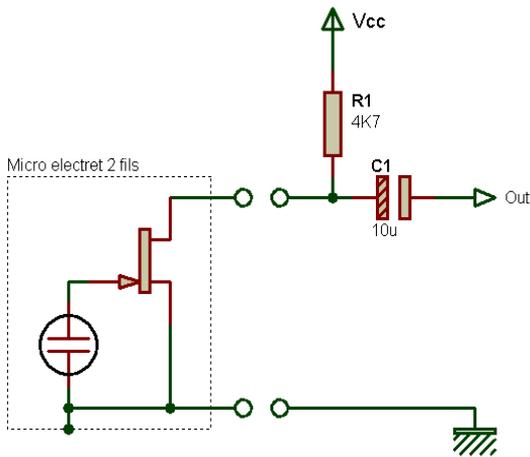


Figure II .6 : Microphone à électret à capsule de deux pattes

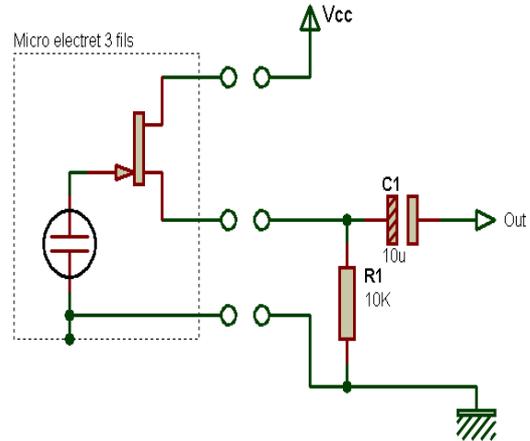


Figure II .7 : Microphone à électret à capsule de trois pattes

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

| | Microphone ECM | Microphone dynamique | Microphone piézoélectrique | Préférence |
|---------------------------|-----------------------|-----------------------------|-----------------------------------|----------------------|
| Coût | Faible | Faible | Important | ECM/dynamique |
| Sensibilité | Bonne | Faible | Bonne | ECM/piézo |
| Dimension | Petit | Grand | Petit | ECM/piézo |
| Bande de fréquence | [20Hz-20KHz] | [50Hz-20KHz] | [10Hz-20KHz] | ECM/piézo |

Tableau II .1: Comparaison de caractéristiques selon le type des microphones

D'après l'étude des microphones et leurs différentes technologies, nous avons opté pour les microphones à électret à deux pattes (Figure II .8). Ce choix est basé sur les performances importantes en termes d'étendue de mesure et de la sensibilité qu'il présente.

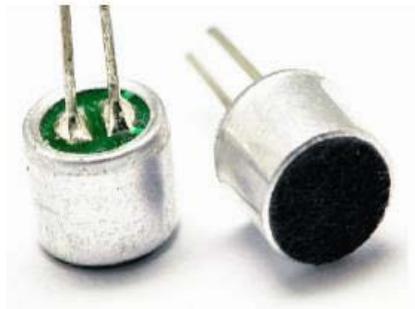


Figure II . 8: Capteur ECM à deux pattes

Pour obtenir une meilleure sensibilité du microphone nous l'avons raccordé à un potentiomètre de 22 K Ω et une tension continue de 9 V (pour l'alimentation), et nous avons fait varier la valeur de résistance jusqu'à obtenir une réponse optimale du microphone.

Le microphone est constamment polarisé par une tension d'alimentation continue. Dans la configuration à deux pattes (Figure II.9), la résistance R2 et condensateur C1 limite à 9v la tension destinée au micro électret, R1 permet de polariser le transistor FET. Le condensateur C2 permet de bloquer la composante continue de la tension recueillie. Par conséquent, le signal de sortie est purement alternatif.

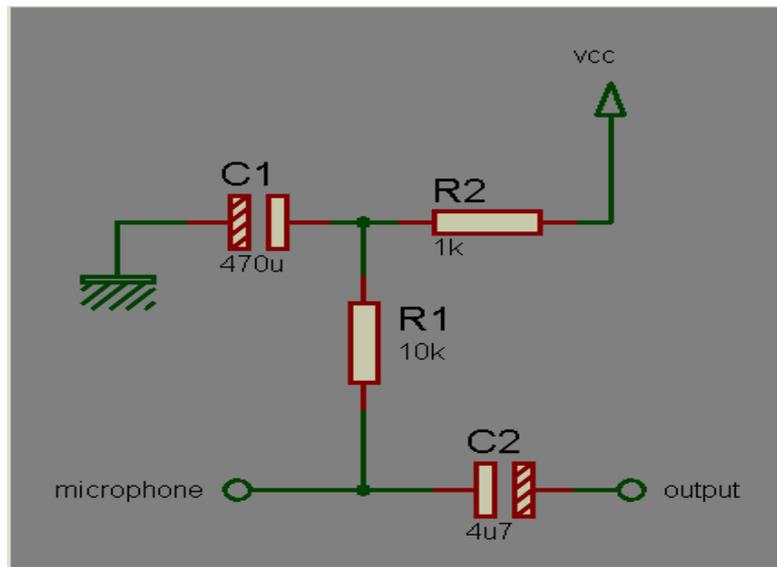


Figure II.9 : circuit d'alimentation de microphone

II.1.2/Sonde phono cardiographique:

La fonction première d'un microphone est de capter des ondes sonores du cœur et de les transformer en un signal électrique appelé signal audio. les bruits cardiaques sont de très faible amplitude, alors nous avons utilisé une amplification mécanique réalisé avant l'étage d'amplification électrique, et ce à travers une membrane de stéthoscope.

La sonde phono cardiographique que nous avons réalisée est composée d'une membrane de stéthoscope, d'un microphone à électret, d'un câble, comme illustré (la Figure II.10).



Figure II.10 : Sonde phono cardiographique

II.2/Mise en forme du signal PCG:

En instrumentation électronique, Les signaux physiologiques 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 et comme il est caractérisé par une faible amplitude et souvent contaminé par des bruits de différentes natures. Ceci implique un circuit de mise en forme est incontournable. Un étage d'amplification et d'autre de filtrage sont alors indispensables.

II.2.1/ Etage d'amplification :

L'amplification consiste à faire augmenter l'amplitude de signaux de faible amplitude. Le signal amplifié préserve le contenu fréquentiel du signal original. Le signal phono cardiographique recueilli à partir d'un microphone à électret est généralement de l'ordre de millivolts. L'amplification d'un tel signal physiologique de faible amplitude s'avère alors indispensable. Cette amplification rendra exploitable ce signal phono cardiographique au profit des étages de traitement analogique suivants[13] L'amplificateur opérationnel est connu par son impédance d'entrée très haute et son impédance de sortie très faible, ce qui assure l'adaptation en impédance.

Il est représenté dans les schémas électroniques (Figure II.10) par un triangle muni de cinq bornes. La polarisation des transistors qui composent le circuit intégré, est assuré par deux sources de tension continue, de polarité inversé (+VCC ou -VCC). Les deux bornes d'entrée de l'A.O, sont les deux bornes inverseuses (-) et non inverseuses (+) de l'amplificateur de différence. En réalité, un OP est constituée de deux étages : étage d'entrée et un autre de sortie. L'étage d'entrée est un amplificateur de différence et le deuxième étage est un amplificateur de basse impédance de sortie.

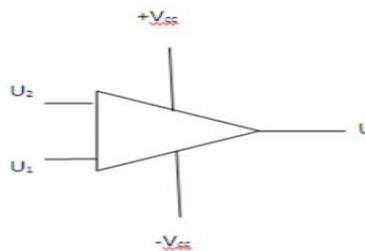


Figure II.11 : le symbole d'amplificateur opérationnel

Dans le cadre de ce projet, nous avons opté pour le circuit intégré TL072 à base de deux amplificateurs opérationnels (fiche technique en annexe) convenant parfaitement à la mise en forme de signal phono cardiographique.

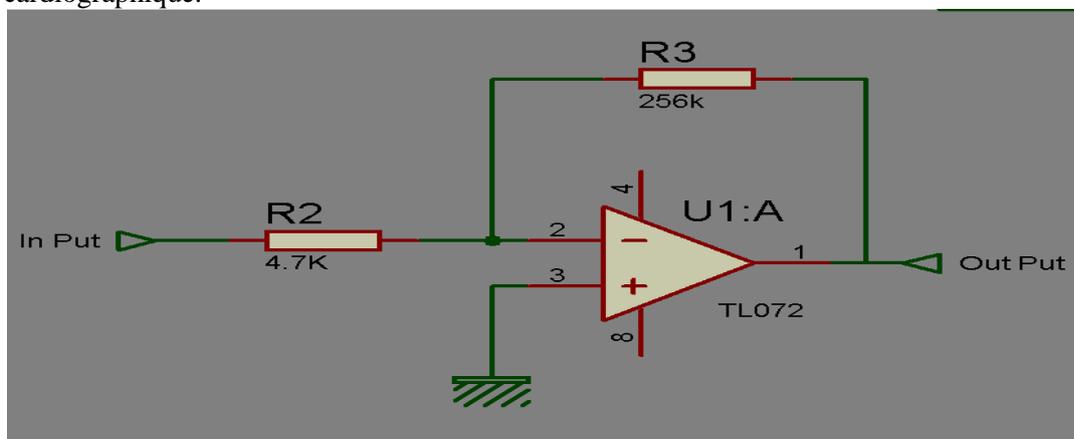


Figure II. 12 :l'étage d'amplification

En analysant le circuit de la Figure(II.11), et en considérant $V_+ = V_-$, nous obtenons ;

$$V_+ = 0 \text{ et } V_- = (-R_3/R_2) * V_s \\ \text{avec } (i_+ = i_- = 0)$$

$$\text{Donc : } G = V_s/V_e = -R_3/R_2$$

Avec : V_e : signal d'entrée

V_s : signal de sortie

G : gain en tension de l'amplificateur.

Le gain du circuit dépend des valeurs des résistances R_2 et R_3 que nous avons adaptées pour avoir un signal d'amplitude de 4V en sortie.

Nous avons choisis la valeur $4.7K\Omega$ pour R_1 et $256 K\Omega$ pour R_3 .

II.2.2/Etage de filtrage :

II.2.2.1/Généralité :

Les signaux physiologiques sont souvent affectés par plusieurs sources de bruit. Le signal phono cardiographique est affecté par l'ambiance acoustique de la salle dans laquelle l'enregistrement est effectué. En plus, les circuits électroniques utilisés pour la mise en forme capte l'interférence du réseau électrique à la fréquence 50Hz. Un étage de filtrage est alors indispensable pour filtrer le signal phono cardiographique de ces éventuelles sources de bruit.

II.2.2.2/Définition d'un filtre :

Un filtre est un quadri pôle linéaire (2 bornes d'entrées, et 2 bornes de sorties), qui ne laisse passer que les signaux compris dans un domaine de fréquence limité, appelé la bande passante du filtre. En sortie de capteur on observe toujours des signaux aléatoires d'origines externes ou internes au capteur qui se superposent à la mesure, à cause des phénomènes du couplage capacitifs et inductifs. [14]

On distingue selon les moyens mis en œuvre pour leur réalisation les filtres passifs et les filtres actifs : (Figure II.12)

Filtre passif : n'est constitué que de dipôles passifs linéaires : résistance, bobine, condensateur.

Filtre actif : est constitué de dipôles passifs linéaires, et de composants actifs linéaires : transistors, amplificateurs opérationnels. Ils nécessitent donc une source d'énergie pour fonctionner.

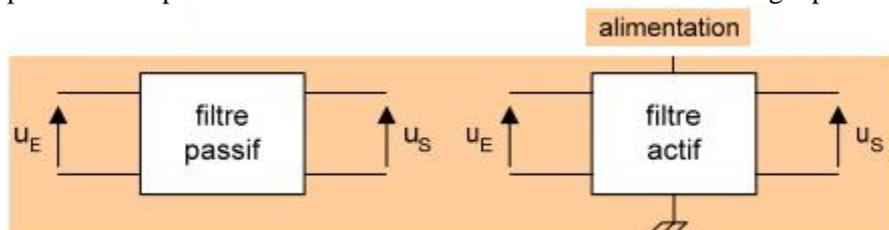


Figure II.13 : types des filtres.

II.2.2.3/ Notions de filtrage:

Filtrer un signal, c'est lui faire traverser un ensemble de dispositifs électroniques, pour :

- Modifier son spectre de fréquence.
- Modifier sa phase.
- Extraire une partie de l'information liée au signal.
- Eliminer des fréquences parasites.

La fréquence de coupure : La fréquence de coupure pour des filtres réels est la fréquence pour laquelle l'amplitude de sortie est à $1/\sqrt{2}$ de la valeur maximale :

$$|H(j\omega_c)| = (1/\sqrt{2}) H_{\max}$$

Pour tout type de filtre, l'atténuation est toujours spécifiée par un nombre suivi de **dB** par octave :

- **6dB** par octave est un filtre du 1er ordre.
- **12dB** par octave est un filtre du 2ème ordre.
- **18dB** par octave est un filtre du 3ème ordre.

Il existe deux types de filtres ; les filtres analogiques et les filtres numériques :

1) Les filtres analogiques : agissent directement sur le signal analogique d'entrée et utilisent des composants analogiques ; à savoir des résistances, des condensateurs et des bobines. Le filtre est dit actif suite à la présence d'un élément actif, tel que les amplificateurs opérationnels [13].

➤ Différents types de filtres analogiques :

On distingue cinq classifications des filtres selon la bande passante :

- Filtre passe-bas.
- Filtre passe-haut.
- Filtre passe-bande.
- Filtre rejeteur (filtre coupe bande).
- Filtre passe tout (filtre déphaseur pur). [14]

2) Les filtres numériques : requièrent une numérisation préalable du signal d'entrée dont il faut modifier les valeurs numérisées à l'aide d'opérateurs numériques (multiplieurs, additionneurs, éléments à retard).

Cette appellation correspond également à des algorithmes de filtrage numérique s'exécutant sur ordinateur, et ce après acquisition [13].

II.2.2.4/Choix des filtres :

Le choix du filtre et de la bande passante dépend essentiellement de la bande spectrale du signal utile. Sachant que le signal phono cardiographique présente un contenu spectral de nature basse fréquence variant de 10 Hz et pouvant aller jusqu'à 500 Hz, nous avons réalisé un filtre passe bande à travers une succession en cascade d'un filtre passe haut passif de fréquence de coupure de 15 Hz et un filtre passe-bas actif de fréquence de coupure de 600 Hz.

✓ Filtre passe-haut :

Un filtre passe-haut est utilisé pour enlever les composantes basses fréquence à partir d'un signal électrique particulier. Le terme «fréquence de coupure», notée 'fc', est la fréquence pour laquelle tous les fréquences en dessous sont éliminées. Toutes les fréquences supérieures à fc sont reportées (Figure II.13).

La gamme de fréquence où la réponse du filtre est égale à '1' et la région de signaux transmis est connue comme «bande passante». Au contraire, la plage de fréquence où la réponse du filtre est "0" et les signaux sont atténués est connu comme la région «de bande d'arrêt ».

Dans notre travail on utilise un filtre passe haut passif du 1er ordre (Figure II.14).

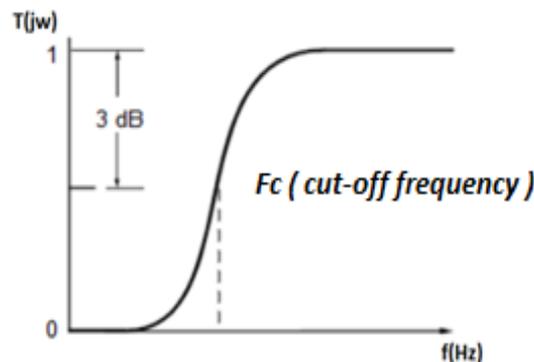


Figure II.14 : Réponse fréquentielle du filtre passe haut.

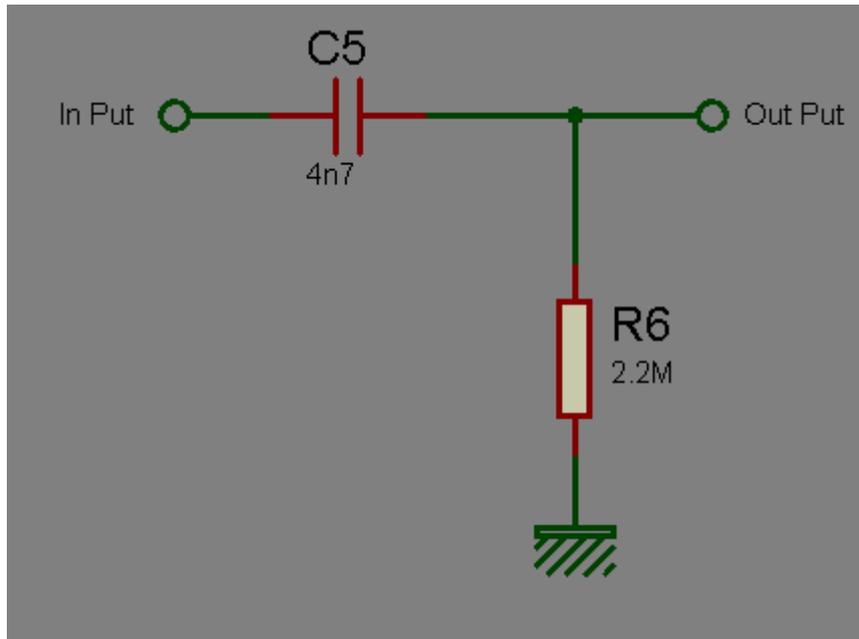


Figure II.15 : Filtre passe haut.

Ce type filtre se caractérise par :

1) sa fonction de transfert :

$$(j\omega) = VS/ Ve = jRC\omega / (1 + jRC\omega)$$

2) sa fréquence de coupure :

$$fc = 1/ 2\pi RC \text{ et donc la pulsation } \omega c = 1 / RC$$

3) le module de sa fonction de transfert :

$$|H(\omega)| = RC\omega / \sqrt{1 + R^2C^2\omega^2} = (\omega / \omega_0) / \sqrt{1 + (\omega / \omega_0)^2} = (f / f_0) / \sqrt{1 + (f / f_0)^2}$$

4) la phase de sa fonction de transfert :

$$\varphi(\omega) = \pi / 2 - \arctg(\omega / \omega_0)$$

Choix des composantes de filtre :

La fréquence de coupure est de: **15 Hz.**

On fixe la capacité **C** à la valeur **C = 4.7nF**, la valeur de la résistance **R** est calculée à partir de la formule suivante :

$$fc = 1 / 2.\pi.R.C$$

$$R = 1/2.\pi.C.fc = 1/ 2.\pi.4.7.10^{-9}*15$$

$$R=2.2M\Omega$$

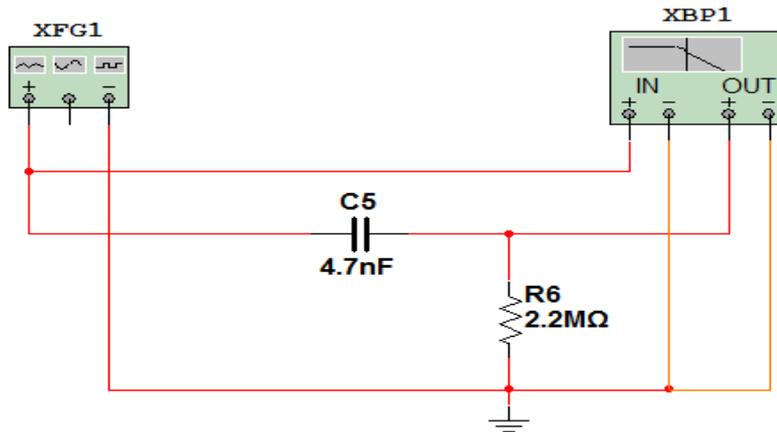


Figure II.16 : Circuit de filtrage passe haut.

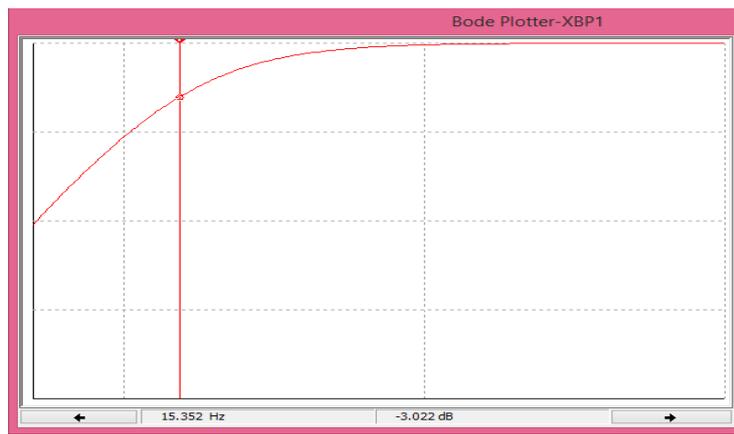


Figure II.17 : Réponse fréquentielle du filtre passe haut.

D'après la réponse fréquentielle du filtre passe haut simulé dans l'environnement Multisim Workbench (figure II.16), on remarque que de la fréquence de coupure F_c est de 15.35Hz, celle-ci correspond à une chute de 3dB de la valeur maximale de la transmission.

✓ Filtre passe-bas :

Dans ce cas là, juste le concept du filtre passe haut est inversé, les fréquences supérieures à F_c sont éliminées et les autres fréquences sont transmises.

On utilise un filtre de deuxième ordre vu leurs bonnes performances : courbure plus accentuée, bon coefficient de qualité par rapport à ceux du premier ordre.

Le filtre employé est un filtre actif de configuration Butterworth structure de Sallen & Key, La (Figure II.17) montre le circuit de filtrage et l'amplification réalisée

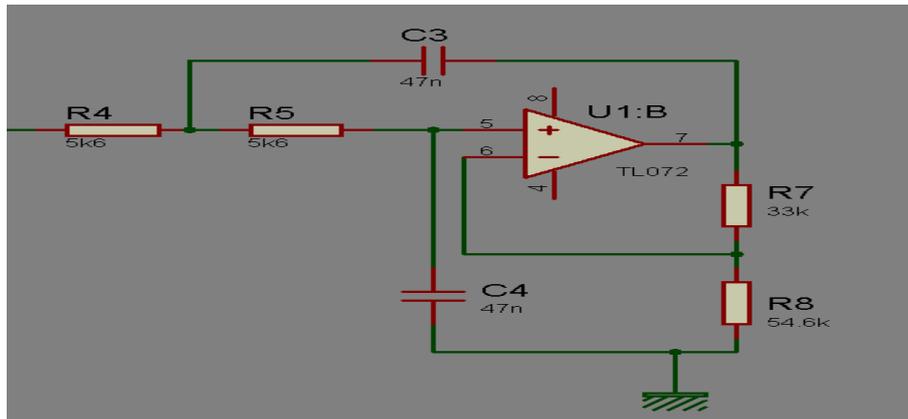


Figure II.18 : Filtre actif passe bas Sallen-Key

Ce filtre se caractérise par :

1) sa fonction de transfert : pour la déterminer, on a (Figure II.18) :

Pour filtre passe-bas : $Z_0 = Z_1 = R$; $Z_2 = Z_3 = 1/jC\omega$ et $K = (R_a + R_b)/R_b$.

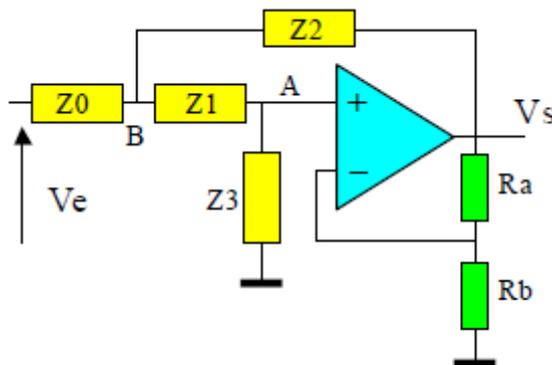


Figure II.19 : filtre actif (Sallen –Key)

$$V_- = R_a \cdot V_s / (R_a + R_b) \rightarrow V_- = V_+ = V_a = V_s / K$$

Z1 et Z3 forment un diviseur de tension idéal et donc

$$V_b = V_a \cdot (Z_1 + Z_3) / Z_3 = V_s \cdot (Z_1 + Z_3) / (K \cdot Z_3)$$

L'application du théorème de Millman en B donne :

$$V_b = (V_e / Z_0 + V_a / Z_1 + V_s / Z_2) / (1 / Z_0 + 1 / Z_1 + 1 / Z_2)$$

En introduisant dans cette relation les valeurs de V_A et de V_B exprimées en fonction de V_S , on tire l'expression de la fonction de transfert du montage :

$$H = K \cdot Z_2 \cdot Z_3 / (Z_0 \cdot Z_3 \cdot (1 - K) + Z_0 \cdot (Z_1 + Z_2) + Z_2 \cdot (Z_1 + Z_3))$$

2) Pulsation propre :

$$\omega_c = 1 / RC$$

3) Fréquence de coupure :

$$f_c = 1 / 2\pi RC$$

4) Amortissement :

$$m = \sqrt{(Z_2 / Z_1) + (1 - K) / 2} \cdot \sqrt{(Z_2 / Z_1)}$$

Choix des composantes de filtre :

En cherchant à ajuster la fréquence de coupure aux alentours de 600Hz, nous fixons la valeur de la capacité à 47nF, ensuite nous calculons la valeur de la résistance R2 en tenant compte de la fréquence de coupure de 700 Hz, ce qui nous mène à la valeur 5.64K Ω de la résistance R2.

Pour l'amplification on a choisi :

Ra=33K Ω et Rb=56K Ω \rightarrow K=1.586 (valeur de transition)

Pour avoir un filtre de Butterworth (réponse plate avant la coupure).

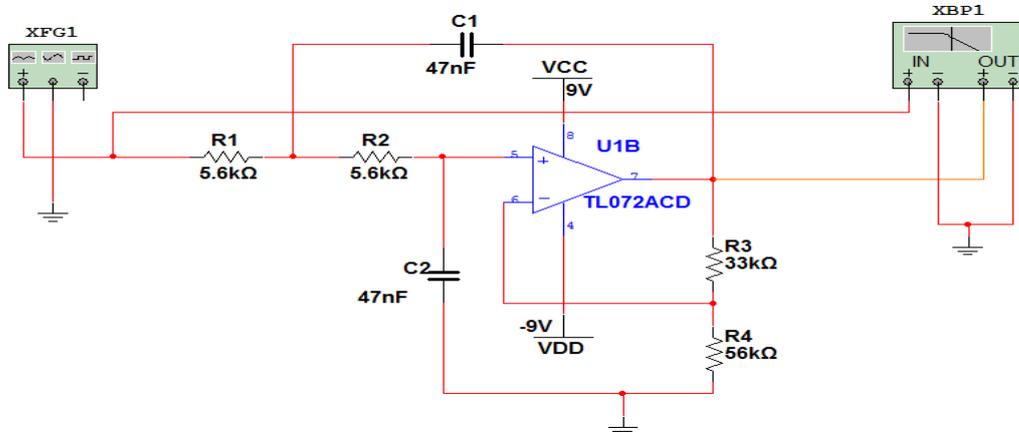


Figure II.20: Filtre actif passe bas Sallen-Key

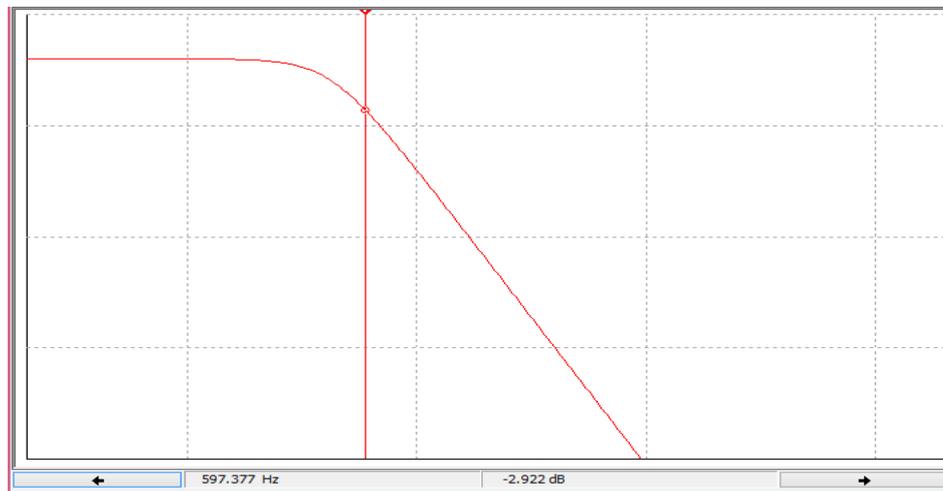


Figure II.21 : Réponse fréquentielle du filtre passe bas

La réponse fréquentiel du filtre passe bas simulé dans l'environnement Multisim Workbench démontre que la fréquence de coupure F_c est égale 600Hz (la fréquence haute du filtre passe bande).

II.3/Amplificateur audio :

II.3.1/ Définition :

Un amplificateur audio est un [amplificateur électronique](#) conçu pour amplifier un signal électrique audio afin d'obtenir une puissance suffisante pour faire fonctionner un [haut-parleur](#) situé dans une [enceinte acoustique](#) ou un [casque audio](#). [16]

Le signal phono cardiographique est un signal acoustique. Nous avons alors prévu un circuit amplificateur audio permettant à l'utilisateur d'entendre les bruits cardiaques lors de l'auscultation de l'activité cardiaque. Pour ce faire, nous utilisons l'amplificateur audio LM386, qui se présente sous forme de circuit intégré à 8 pattes, comme illustré sur la Figure II-21.

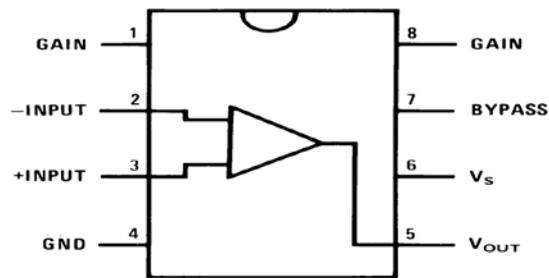


Figure II-22 : Amplificateur audio LM386

Les pattes 1 et 8 du LM386 permettent de contrôler le gain du circuit audio. Lorsque ces pattes ne sont pas connectées, alors le gain se retrouve égal à 20 grâce à la résistance interne qui est de 1.35 k Ω . Si l'on branche un condensateur de 10 μ F entre ces pattes, alors le gain du LM386 passe à 200. Avec une résistance placée en série avec ce condensateur, le gain du circuit audio est réglable entre 20 et 200, comme exemple si on prend une résistance de 1.2K Ω et un condensateur de 10 μ F, le gain se trouve à 50.

Le circuit intégré LM386 est convenable au fonctionnement sous pile batterie de 9V grâce à sa consommation réduite au alentour de 24 mW.

[II.3.2/Caractéristique de l'ampli LM386](#) :[17]

Impédance du haut-parleur

Le LM386 peut fonctionner avec un haut-parleur de 8 ou 4 Ω .

Niveau d'entrée : 400mV max

Impédance d'entrée 50K Ω ., ce qui le rend compatible avec toutes les sources audio (portable ,lecteur mp3,sortie casque)

Courant de repos :4-5 mA

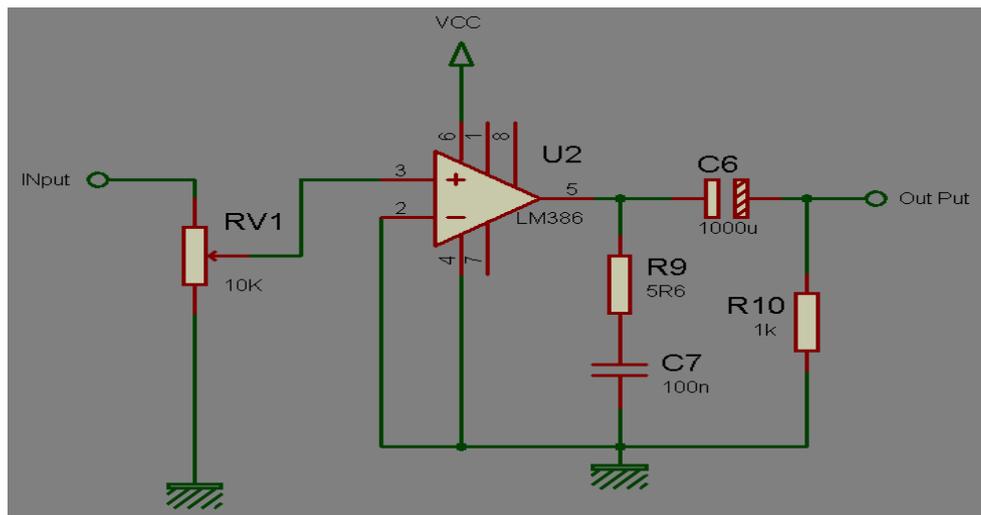


Figure. II-23 : Amplificateur audio à base du LM386

Dans le circuit audio de la Figure II-22, le potentiomètre Pot de 10 k Ω nous permet d'ajuster le niveau de la tension d'entrée à amplifier. Ce potentiomètre joue le rôle de contrôle de volume. La tension de sortie du LM386 à sa patte 5 est automatiquement portée à la moitié de la tension d'alimentation. Cette tension de sortie ne peut être branchée directement avec un haut parleur. Le condensateur électrolytique C6 de valeur égale à 1000 μ F permet de filtrer la composante continue.

La branche C7-R9 fonctionnant en cellule de Boucherot joue le rôle d'un filtre passe bas permettant au circuit d'éviter toute oscillation haute fréquence. Le signal à la sortie de ce circuit audio est alors prêt à être branché avec un haut parleur de 10 Ω .

II.4/Détection de bruit B1:

Pour avoir la possibilité de détecter le moment d'apparition de bruit B1, on a utilisé un simple circuit électrique, il s'agit d'un comparateur à un seuil non-inverseur :

La fonction comparaison consiste à comparer une tension d'entrée V_E , variable au cours du temps, à une tension constante V_{ref} pour le comparateur à un seuil.

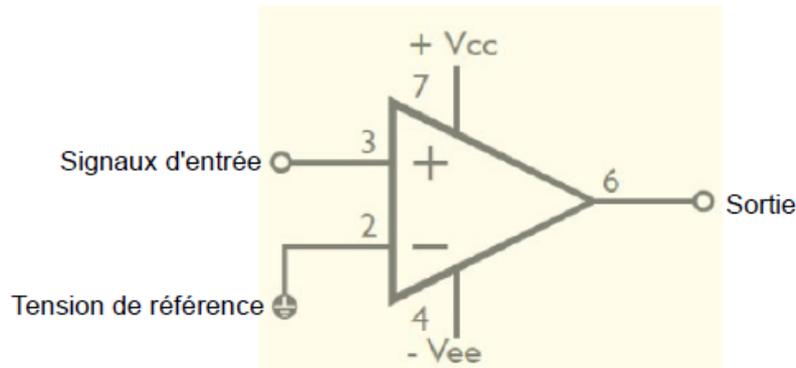


Figure. II-24 : Le comparateur à un seuil non inverseur

- Caractéristique de transfert :

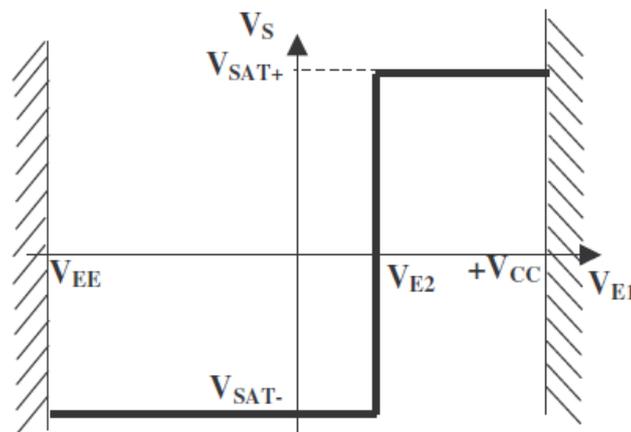


Figure. II-25 : réponse de comparateur

Si $V_{E1} < V_{E2}$, alors $V_S = V_{SAT-}$.

Si $V_{E1} > V_{E2}$, alors $V_S = V_{SAT+}$

Dans notre projet (Figure. II-24), nous avons utilisé le circuit intégré 741 (la vitesse de réponse, (SR.), est de 0.5 V/us) car notre application ne requise pas une comparaison très rapide alors 741 sera plus que suffisant.

Pour fixer la tension de référence, on a utilisé un potentiomètre de 10K Ω , la LED est placée à la sortie de AOP741 et qui s'allume si tension d'entrée est supérieur à la tension de référence.

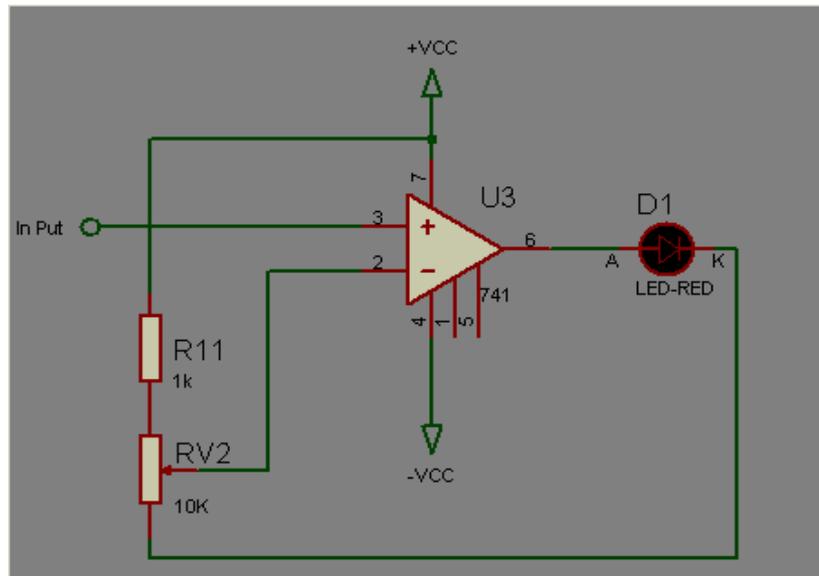


Figure. II-26: circuit de comparateur

II.5/Montage de la circuit d'offset:

Afin de pouvoir accomplir une acquisition de données de signaux phono cardiographiques à travers la carte multifonction Arduino UNO, il est nécessaire de ramener les signaux analogiques allant de $-2V$ a $+2V$ vers un signal unipolaire dans la plage de tension allant de 0 à $5V$ pouvant faire objet d'un signal analogique à acquérir par l'une des entrées analogiques de la carte Arduino. Le potentiomètre de $22k$ branché entre $+VCC$ et la masse permet d'ajuster la tension d'offset. L'AOP TL081 permet d'assurer une adaptation d'impédance entre le circuit de mise en forme et l'entrée analogique de la carte Arduino Uno.

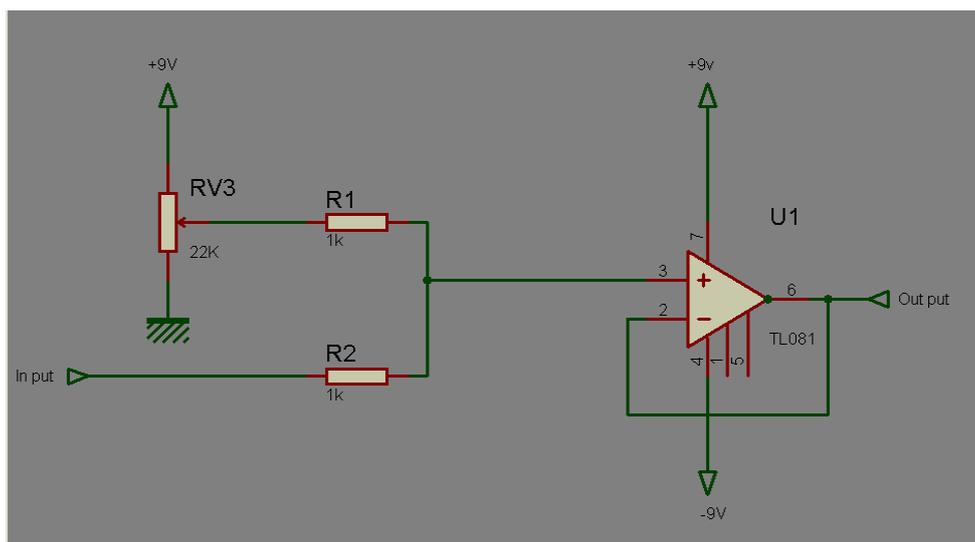


Figure. II-27 : Circuit d'offset

II.6/Circuit d'alimentation symétrique :

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 78L09 stabilise la tension de sortie. La branche négative présente la même caractéristique que la branche positive seulement le régulateur 79L09 utilisé est le même type que le 78L09 mais en version négative, il permet donc d'avoir une tension DC stabilisé d'une valeur de -9 volts.

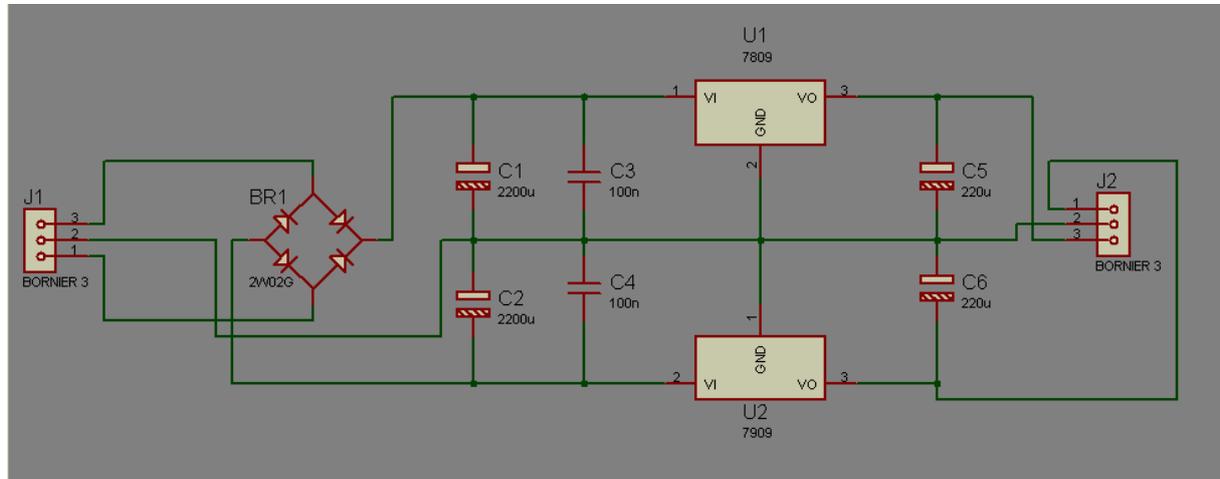


Figure. II-28 : Circuit d'alimentation symétrique

III/Conclusion:

Dans ce chapitre, nous avons étudié le schéma bloc général du circuit de mise en forme du signal PCG. Ce schéma est constitué principalement d'un capteur à base d'un microphone -'un stéthoscope, un étage d'amplification, un bloc de filtrage et d'autre d'amplification audio.

Le chapitre constitue alors une étude théorique de la partie analogique du circuit de mise en forme du signal PCG.

Le chapitre suivant est consacré à l'étude de la partie numérique.

Chapitre 3

l'acquisition de donnée

I/Introduction:

La carte de mise en forme du signal physiologique comporte une partie numérique dédiée à l'acquisition de données qui est la partie responsable de la numérisation du signal pour avoir un signal capable d'être lu par un système numérique (PC) et d'être traité en vue d'extraire les grandeurs physiologiques appropriées pour une aide au diagnostic médical. Elle est conçue autour d'une Carte multifonctions Arduino Uno.

Dans ce chapitre, nous présentons les notions essentielles de l'acquisition de données, les avantages et les applications de la carte arduino uno.

II /Schéma bloc de l'acquisition numérique:

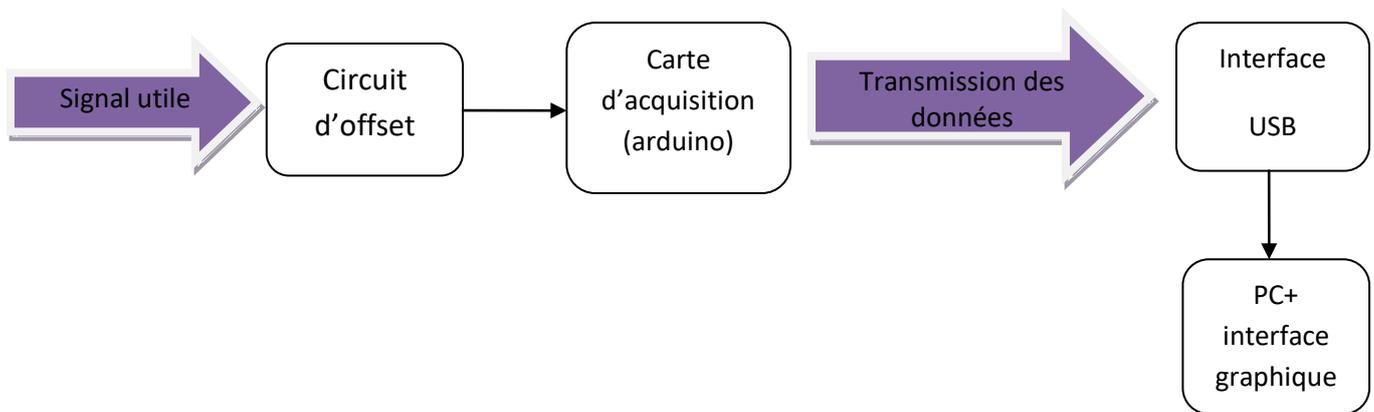


Figure III.1 Schéma bloc de la transmission filaire du signal PCG.

II.1/Définition du module Arduino[17]

Le module Arduino est un circuit imprimé en matériel libre (plateforme de contrôle) dont les plans de la carte elle-même sont publiés en licence libre dont certains composants de la carte : comme le microcontrôleur et les composants complémentaires qui ne sont pas en licence libre. Un microcontrôleur programmé peut analyser et produire des signaux électriques de manière à effectuer des tâches très diverses. Arduino est utilisé dans beaucoup d'applications comme l'électrotechnique industrielle et embarquée ; le modélisme, la domotique mais aussi dans des domaines différents comme l'art contemporain et le pilotage d'un robot, commande des moteurs et faire des jeux de lumières, communiquer avec l'ordinateur, commander des appareils mobiles (modélisme). Chaque module d'Arduino possède un régulateur de tension +5 V et un oscillateur à quartz 16 MHz (ou un résonateur céramique dans certains modèle)

II.2/Les gammes de la carte Arduino

Actuellement, il existe plus de 20 versions de module Arduino, nous citons quelques un afin d'éclaircir l'évaluation de ce produit scientifique et académique:

- ❖ Le NG d'Arduino, avec une interface d'USB pour programmer et usage d'un ATmega8.
- L'extrémité d'Arduino, avec une interface d'USB pour programmer et usage d'un Microcontrôleur ATmega8.
- ❖ L'Arduino Mini, une version miniature de l'Arduino en utilisant un microcontrôleur ATmega168.
- ❖ L'Arduino Duemilanove ("2009"), en utilisant un microcontrôleur l'ATmega168 (ATmega328 pour une plus nouvelle version) et actionné par l'intermédiaire de la puissance d'USB/DC.
- ❖ L'Arduino UNO, utilisations microcontrôleur ATmega328.
- ❖ L'Arduino Esplora : ressemblant à un contrôleur visuel de jeu, avec un manche et des

sondes intégrées pour le bruit, la lumière, la température, et l'accélération. [18]

- ❖ L'Arduino Mega2560, utilisations un microcontrôleur ATmega2560, et possède toute la mémoire à 256 KBS. Elle incorpore également le nouvel ATmega8U2 (ATmega16U2 dans le jeu de puces d'USB de révision 3).

Parmi ces types, nous avons choisi une carte Arduino UNO (carte Basique). L'intérêt principal de cette carte est de faciliter la mise en oeuvre d'une telle commande qui sera détaillée par la suite, cette carte possède un quartz de fréquence de 10 Mhz. C'est pour sa la fréquence d'échantillonnage doit être inférieure à 10Mhz (pour assurer la conversation



Figure III.2- Carte Arduino Uno (vue de face et vue d'arrière

II.3/Pourquoi Arduino UNO:

Il y a de nombreuses cartes électroniques qui possèdent des plateformes basées sur des microcontrôleurs disponibles pour l'électronique programmée. Tous ces outils prennent en charge les détails compliqués de la programmation et les intègrent dans une présentation facile à utiliser. De la même façon, le système Arduino simplifie la façon de travailler avec les

Micro contrôleurs tout en offrant à personnes intéressées plusieurs avantages cités comme suit:

- **Le prix (réduits)** : les cartes Arduino sont relativement peu coûteuses comparativement aux autres plates-formes. La moins chère des versions du module Arduino peut être assemblée à la main, (les cartes Arduino pré-assemblées coûtent moins de 3500 Dinars).
- **Multi plateforme** : le logiciel Arduino, écrit en JAVA, tourne sous les systèmes d'exploitation Windows, Macintosh et Linux. La plupart des systèmes à microcontrôleurs sont limités à Windows.
- **Un environnement de programmation clair et simple** : l'environnement de programmation Arduino (le logiciel Arduino IDE) est facile à utiliser pour les débutants, tout en étant assez flexible pour que les utilisateurs avancés puissent en tirer profit également.
- **Logiciel Open Source et extensible** : le logiciel Arduino et le langage Arduino sont publiés sous licence open source, disponible pour être complété par des programmeurs expérimentés. Le logiciel de programmation des modules Arduino est une application JAVA multi plateformes (fonctionnant sur tout système d'exploitation), servant d'éditeur de code et de compilateur, et qui peut transférer le programme au travers de la liaison série (RS232, Bluetooth ou USB selon le module).
- **Matériel Open source et extensible** : les cartes Arduino sont basées sur les Microcontrôleurs Atmel ATMEGA8, ATMEGA168, ATMEGA 328, les schémas des modules sont publiés sous une licence créative Commons, et les concepteurs des circuits expérimentés peuvent réaliser leur propre version des cartes Arduino, en les complétant et en les améliorant. Même les utilisateurs relativement inexpérimentés peuvent fabriquer la version sur plaque d'essai de la carte Arduino, dont le but est de comprendre comment elle fonctionne pour économiser le coût.[19]

II.4/Applications :

- communiquer avec l'ordinateur
- fabriquer votre propre robot
- faire un jeu de lumières
- contrôler les appareils domestiques
- télécommander un appareil mobile (modélisme) etc. [20]

II.5/ Caractéristiques techniques :

| | |
|-------------------------------|--|
| Microcontrôleur | ATmega328P |
| Tension de fonctionnement | 5V |
| Tension d'entrée (recommandé) | 7-12V |
| Tension d'entrée (limite) | 6-20V |
| E / S numériques Pins | 14 (dont 6 fournissent la sortie PWM*) |
| PWM numérique E / S Pins | 6 |
| Pins d'entrée analogique | 6 |
| DC Courant par I O Pin / | 20 mA |
| Courant DC pour 3.3V Pin | 50 mA |
| Mémoire flash | 32 KB (ATmega328P) dont 0,5 KB utilisé par bootloader** |
| SRAM | 2 KB (ATmega328P) |
| EEPROM *** | 1 KB (ATmega328P) |
| Vitesse de l'horloge | 16 MHz |
| Longueur | 68,6 mm |
| Largeur | 53,4 mm |
| Poids | 25 g |

II.6/Description d'une carte ARDUINO :

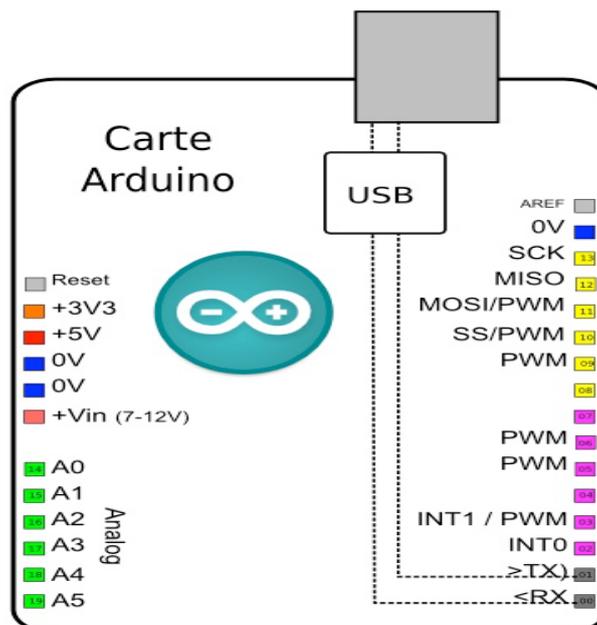


Figure.III-3 Carte Arduino Uno

II.6.1/Hardware

II.6.1.1/Le Microcontrôleur ATmega328

Un microcontrôleur ATmega328 est un circuit intégré qui rassemble sur une puce plusieurs éléments complexes dans un espace réduit au temps des pionniers de l'électronique. Aujourd'hui, en soudant un grand nombre de composants encombrants ; tels que les transistors; les résistances et les condensateurs tout peut être logé dans un petit boîtier en plastique noir muni d'un certain nombre de broches dont la programmation peut être réalisée en langage C. la figure I.2 montre un microcontrôleur ATmega 328, qu'on trouve sur la carte Arduino.[1]



Le composant classique



Le composant CMS

Figure.III-4 Microcontrôleur ATmega328

II.6.1.2/Les entrées/ sorties :

Cette carte possède 14 broches numériques (numérotée de 0 à 13) peut être utilisée soit comme une entrée numérique, soit comme une sortie numérique, en utilisant les instructions `pinMode()`, `digitalWrite()` et `digitalRead()` du langage Arduino. Ces broches fonctionnent en 5V. Chaque broche peut fournir ou recevoir un maximum de 40mA d'intensité et dispose d'une résistance interne de "rappel au plus" (pull-up) (déconnectée par défaut) de 20-50 KOhms. Cette résistance interne s'active sur une broche en entrée à l'aide de l'instruction `digital Write (broche, HIGH)`.

En plus, certaines broches ont des fonctions spécialisées :

- **Interruptions Externes:** Broches 2 et 3. Ces broches peuvent être configurées pour déclencher une interruption sur une valeur basse, sur un front montant ou descendant, ou sur un changement de valeur. -Impulsion PWM (largeur d'impulsion modulée): Broches 3, 5, 6, 9, 10, et 11. Fournissent une impulsion PWM 8-bits à l'aide de l'instruction `analog Write ()`.
- **SPI (Interface Série Périphérique):** Broches 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). Ces broches supportent la communication SPI (Interface Série Périphérique) disponible avec la bibliothèque pour communication SPI. Les broches SPI sont également connectées sur le connecteur ICSP qui est mécaniquement compatible avec les cartes Mega.
- **I2C:** Broches 4 (SDA) et 5 (SCL). Supportent les communications de protocole I2C (ou interface TWI (Two Wire Interface - Interface "2 fils"), disponible en utilisant la bibliothèque Wire/I2C (ou TWI - Two-Wire interface - interface "2 fils").
- **LED:** Broche 13. Il y a une LED incluse dans la carte connectée à la broche 13. Lorsque la broche est au niveau HAUT, la LED est allumée, lorsque la broche est au niveau BAS, la LED est éteinte.

La carte UNO dispose 6 entrées analogiques (numérotées de 0 à 5), chacune pouvant fournir une mesure d'une résolution de 10 bits (càd sur 1024 niveaux soit de 0 à 1023) à l'aide de la très utile

fonction `analogRead()` du langage Arduino. Par défaut, ces broches mesurent entre le 0V (valeur 0) et le 5V (valeur 1023), mais il est possible de modifier la référence supérieure de la plage de mesure en utilisant la broche AREF et l'instruction `analogReference()` du langage Arduino.

La carte Arduino UNO intègre un fusible qui protège le port USB de l'ordinateur contre les surcharges en intensité (le port USB est généralement limité à 500mA en intensité). Bien que la plupart des ordinateurs aient leur propre protection interne, le fusible de la carte fournit une couche supplémentaire de protection. Si plus de 500mA sont appliqués au port USB, le fusible de la carte coupera automatiquement la connexion jusqu'à ce que le court circuit ou la surcharge soit stoppé. [22]

II.6.1.3/L'alimentation :

Ce circuit assure l'alimentation de l'ensemble des composants et des sorties suivant deux modes différents : lorsque la carte est connectée à un ordinateur via USB, c'est le port USB de l'ordinateur qui fournit l'énergie (5V) ; lorsqu'on branche une source d'énergie au connecteur de la carte (batterie, transformateur ou pile), le système peut fonctionner de manière autonome. Ce circuit inclut un régulateur de tension à 5V mais il doit être alimenté entre 6 et 20V. On conseille en général de l'alimenter plutôt entre 7 et 12V pour garder une marge en basse tension et éviter que le circuit ne chauffe trop (car le régulateur de tension disperse toute surtension en chaleur). Sur les premiers modèles de cartes Arduino, un petit sélecteur permettait de choisir le mode mais depuis le modèle Duemilanve, le passage de l'un à l'autre mode est automatique. [23]

II.1.6.4/Les shields :

Il existe de nombreux shields que l'on traduit parfois dans les documentations par « boucliers ». Un (shield) Arduino est une petite carte qui se connecte sur une carte Arduino pour augmenter ses fonctionnalités. Quelques exemples de « shields » :

- Ethernet et carte SD.
- GPS.
- Carte de prototypage (type lab dec).
- Afficheur graphique
-

II.1.6.5/Connexion

Le microcontrôleur ATmega328 de la carte Arduino Uno dispose d'une UART (UniversalAsynchronous Receiver) pour une **communication** série de niveau TTL (5V) et qui est disponible sur les broches 0 (RX) et (TX). La communication avec l'ordinateur se fait à travers un port USB (Universal serialbus) .

La communication avec le microcontrôleur ATmega328 se fait à travers un driver USB standard. Le signal a discrétisé est à envoyer à l'ordinateur en trames ; Chaque trame UART est constituée des bits suivants :

- Un bit start toujours mise à 0
- Les données lues sur 10 bits
- Un bit de parité assurant un codage correcte des données
- Un bit stop, toujours mis à 1

La vitesse de transmission exprimée en baud de la carte Arduino est variable et permet de cadencer l'envoi des données vers l'ordinateur. Etant donné que le convertisseur analogique-numérique de la carte

Arduino fonction sur 10 bits, alors le signal analogique peut prendre des valeurs codées entre 0 et 1023 (2¹⁰ -1) pour une valeur de tension qui varie entre 0 et 5V. La carte Arduino Uno dispose de 6 entrées analogiques ; de A0 jusqu'à A5 [24,25].

II.6.2/Partie Software

Un langage de programmation est un langage permettant à un être humain d'écrire un ensemble d'instructions qui seront directement converties en langage machine par l'intermédiaire d'un compilateur.

L'exécution d'un programme Arduino s'effectue de manière séquentielle, c'est-à-dire que les instructions sont exécutées les unes à la suite des autres [24,25].

La partie software consiste en deux programmes. Un premier programme, développé dans un environnement dédié à Arduino, permet de charger les commandes que doit exécuter la carte Arduino. Le second programme, développé dans un environnement au choix de l'utilisateur, permet de recevoir les données des signaux numérisés. Dans ce présent projet, nous avons opté pour l'environnement MATLAB [26]. C'est un environnement de développement convivial et riche en fonctions regroupés sous forme de boîte à outils (toolbox). Les signaux numérisés peuvent alors être analysés, filtrés et traité par ses fonctions assez développées.

II.6.2.1/Logiciel de programmation Arduino :

Le logiciel de programmation est un logiciel gratuit téléchargeable sur le site web Arduino.cc, l'environnement de programmation Arduino (IDE en anglais) est une application écrite en Java inspirée du langage Processing (Figure III.5). L'IDE permet d'écrire, de modifier un programme et de le convertir en une série d'instructions compréhensibles pour la carte Arduino.

Le logiciel de programmation peut transférer le firmware (et le programme) a travers la liaison série (RS232, Bluetooth ou USB selon le module). [20]

II.6.2.2/Structure générale du programme (IDE Arduino)

Comme n'importe quel langage de programmation, une interface souple et simple est exécutable sur n'importe quel système d'exploitation Arduino basé sur la programmation en C.

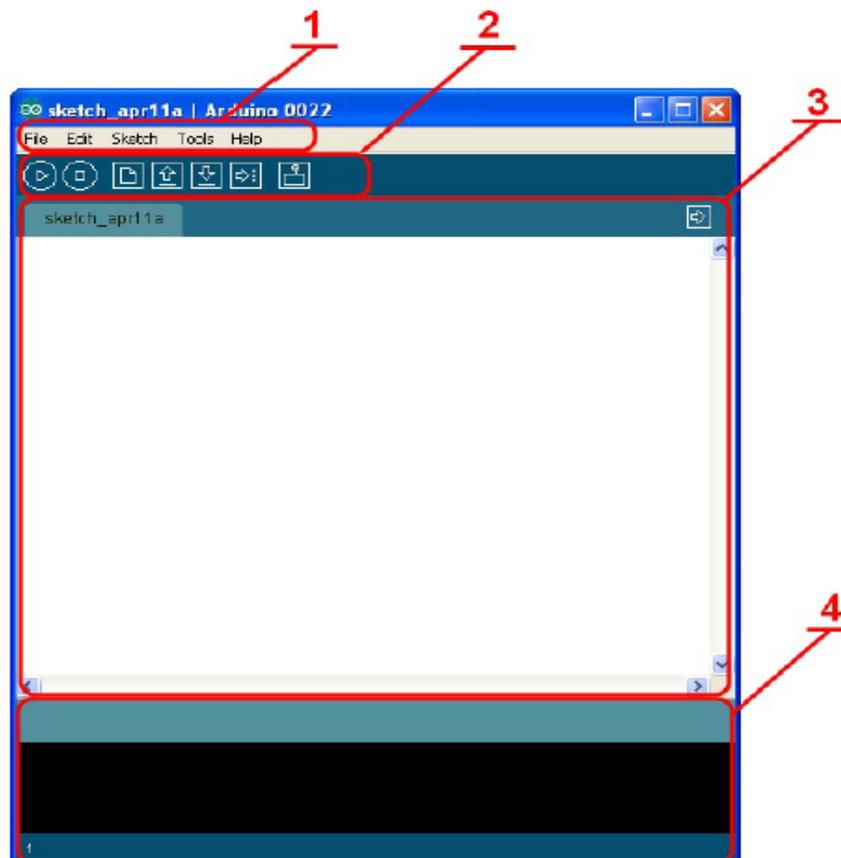


Figure.III-5 Interface IDE Arduin

II.6.2.3/Correspondance

Le cadre numéro 1 : ce sont les options de configuration du logiciel

Le cadre numéro 2 : il contient les boutons qui vont nous servir lorsque l'on va programmer nos cartes

Le cadre numéro 3 : ce bloc va contenir le programme que nous allons créer

Le cadre numéro 4 : celui-ci est important, car il va nous aider à corriger les fautes dans notre programme. C'est le débogueur.

La barre de bouton :

Les différents boutons de commande de la fenêtre Arduino sont illustrés sur la Figure.III-6 s'agit des boutons :

- 1) Vérifier/compiler : permet la compilation et la vérification du programme d'éventuel erreurs .
- 2) Stopper : permet d'arrêter la compilation ou la téléversement .
- 3) Nouveau code: permet d'avoir une page vierge pour écrire un programme.
- 4) Ouvrir fichier : pour chercher un fichier de programme enregistré sur l'ordinateur.
- 5) Sauvegarder fichier.
- 6) Transférer programme vers la carte Arduino : permet d'envoyer le programme vers le microcontrôleur de la carte Arduino .
- 7) Ouvrir Moniteur série : est utilisé pour afficher l'information qui est envoyée par la carte Arduino vers l'application (habituellement par le câble USB). Il permet aussi d'envoyer de l'information à la carte Arduino. Il est également possible de régler le baudrate (vitesse de transfert des données) du moniteur série. Il est également possible d'établir une communication série entre la carte Arduino et d'autre périphériques ou logiciels.

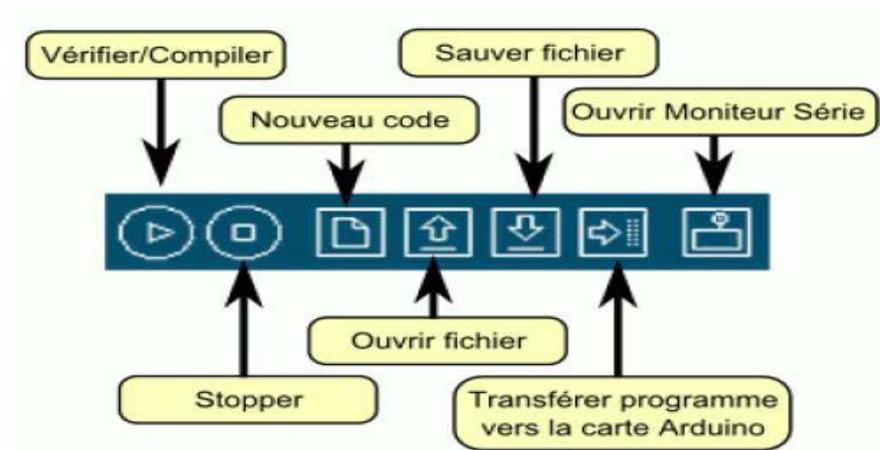


Figure III.6 Les différents boutons de commande.

II.6.2.4/Les étapes de développement d'un programme :

Avant de commencer à programmer la tête baissée, il faut, avant toutes choses, tester le bon fonctionnement de la carte. Car ce serait idiot de programmer la carte et chercher les erreurs dans le programme alors que le problème vient de la carte !, Nous allons tester notre matériel en chargeant un programme qui fonctionne dans la carte.

✓ ouvrir un programme

Nous allons choisir un exemple tout simple qui consiste à faire clignoter une LED. Son nom est *Blink* et vous le trouverez dans la catégorie *Basics*(figure III.7)

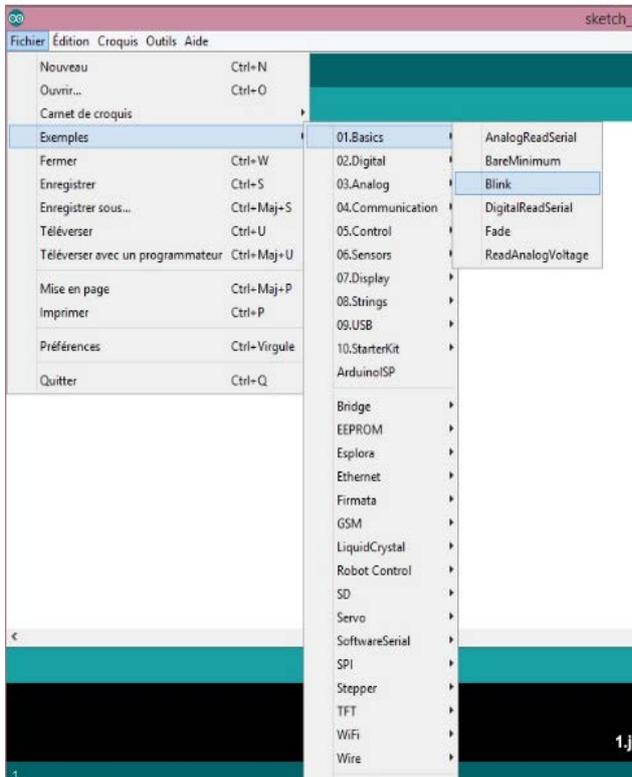


Figure : III.7 Ouvrir le programme Blink

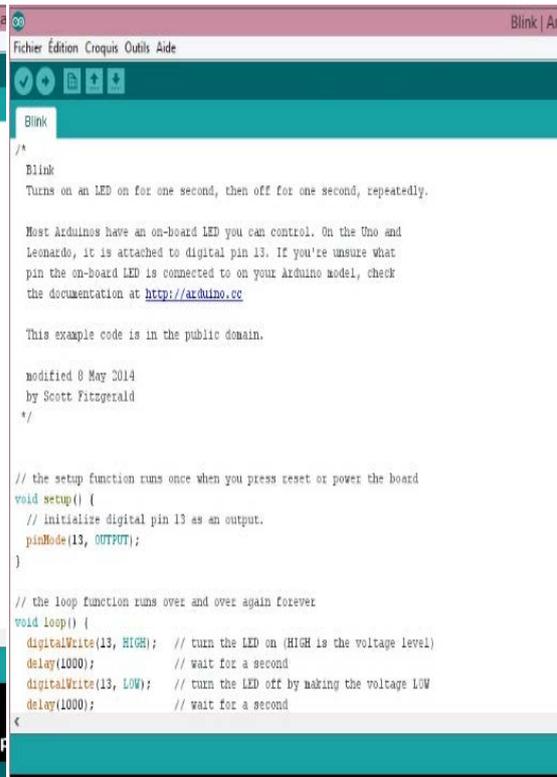


figure III.8 Contenu du programme Blink

Le programme développé comporte trois parties consécutives, à savoir :
Partie déclaration des constantes et des variables.

Partie configuration des entrées et des sorties de l'Arduino en utilisant l'instruction *void setup* ().

Partie programmation des interactions dans laquelle on définit les opérations qui s'exécutent en boucle en utilisant l'instruction *void loop* ().

Les commentaires : Ce sont des lignes de codes qui seront ignorées par le programme.

Les points virgules : Les points virgules terminent les instructions.

Les accents : Il est formellement interdit de mettre des accents en programmation. Sauf dans les commentaires.

Les accolades : Les accolades sont les "conteneurs" du code du programme

✓ 2eme étape

Avant d'envoyer le programme *Blink* vers la carte, il faut dire au logiciel quel est le nom de la carte et sur quel port elle est branchée.



Figure III.9: Choix de la carte Arduino

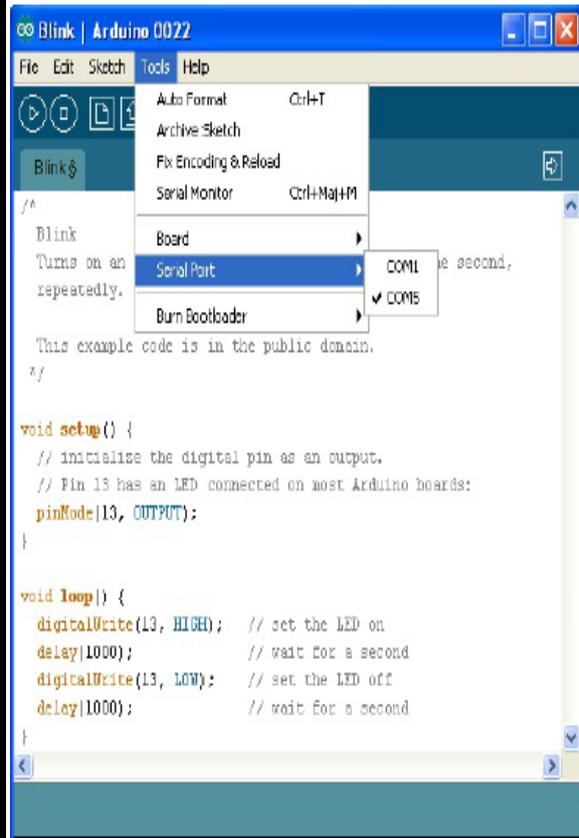


Figure III.10: Choix du port de connexion de la carte

✓ **Dernier étape : téléchargement du programme**

Une simple manipulation enchaînée doit être suivie afin d’injecter un code vers la carte Arduino via le port USB.

- On vérifie ce programme avec le logiciel Arduino (compilation). Si des erreurs sont signalées, on modifie le programme.
- On charge le programme sur la carte.
- On câble le montage électronique.
- L’exécution du programme est automatique après quelques secondes.
- On alimente la carte soit par le port USB, soit par une source d’alimentation autonome
- On vérifie que notre montage fonctionne.

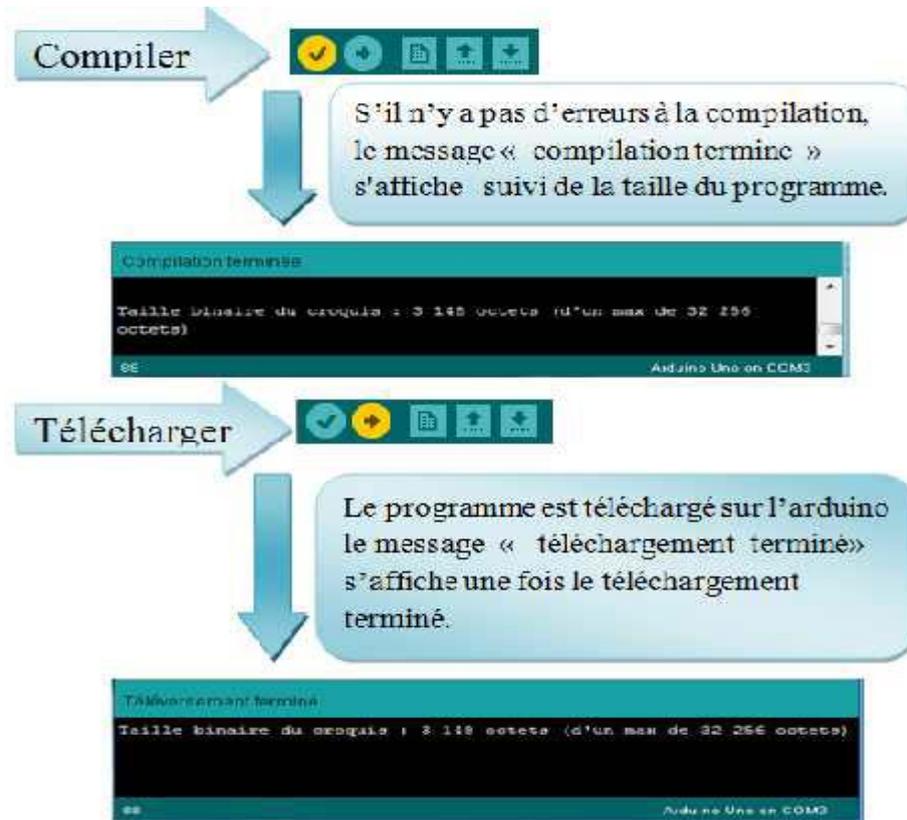


Figure III.11 :Les étapes de téléchargement du code

III/Conclusion:

Le rôle d'une acquisition de données est de transcrire l'information contenue dans un signal donné sous forme de données informatiques. Dans ce chapitre, nous avons présenté un système embarqué d'acquisition de données basé sur les fonctionnalités de la carte Arduino Uno.

Ce système d'acquisition de données informatisé est constitué à la fois d'une partie hardware constitué de la carte multifonctions Arduino Uno ; et d'une partie software qui consiste la programmation du firmware développé dans l'environnement de développement propre au module Arduino.

Chapitre 4

Résultats et Interprétation

I/Introduction :

Ce chapitre est consacré au développement et à la réalisation du circuit de mise en forme du signal PCG. Basant de l'étude théorique faite dans le deuxième chapitre.

En premier étape les différents étages sont testés puis les signaux de sortie de chacune de ces étages sont recueillis à partir de l'écran d'un oscilloscope numérique, la deuxième étape présente le passage de l'analogique vers numérique qui repose essentiellement sur l'acquisition de données par l'intermédiaire d'une carte multifonction Arduino Uno.

Les résultats sont présentés dans une interface graphique développée dans un environnement MATLAB que nous avons développée pour accomplir cette fonction d'acquisition de données.

II/Mesures analogiques:

Notre projet consiste à mesurer les différents bruits émis par le cœur, en utilisant une sonde phono cardiographique placé au niveau de foyer d'auscultation, ce dernier délivre un signal analogique à faible niveau ce qui nécessite un circuit de mise en forme incontournable.

- Première phase : on a testé et pris des mesures des différents étages de notre circuit de mise en forme en utilisant une plaque d'essai.
- Deuxième phase : on a réalisé notre circuit imprimé et repris les mesures .

II.1/Première phase :

II.1.1/Calibrage de sonde phono cardiographique :

Pour assurer une meilleure sensibilité de capteur, il faut l'alimenter par une tension de +9V, l'ajustement de potentiomètre permet de déterminer le bon choix de résistance R1.

La Figure IV.1 montre un signal phono cardiographique à la sortie de la sonde phono cardiographique.

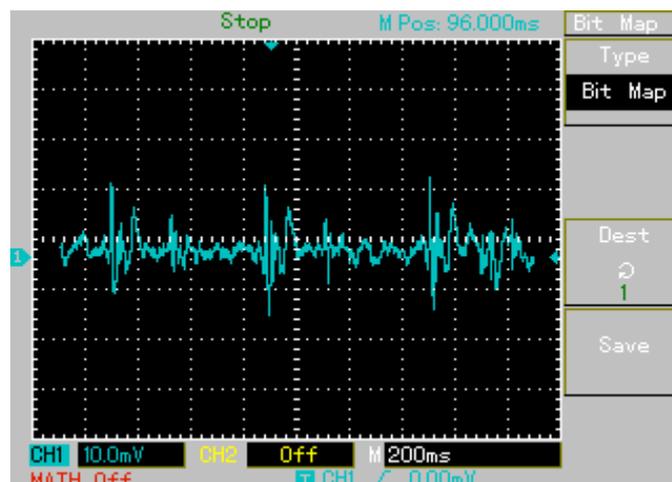


Figure IV.1 Signal de sortie de la sonde phono cardiographique
Foyer mitral

Le signal recueilli a une morphologie claire montrant les oscillations des bruits cardiaques à une faible amplitude d'environ 40mV en crête-a-crête. Ce signal phono cardiographique nécessite un étage d'amplification afin de recadrer sa tension entre 0 et 5V tout en bénéficiant de toute l'étendue de mesure d'entrée analogiques de la carte Arduino Uno.

II.1.2/Etage d'amplification:

Nous avons utilisé une pré amplification réalisée par un amplificateur inverseur avec un gain de 55 et une deuxième amplification dans l'étage de filtrage avec un gain de 1.58, donc le gain total de cette étage est de $G=86$

Cette étage est testée par un signal sinusoïdal d'amplitude $V_e=50\text{mV}$ généré à l'entrée inverseur de l'amplificateur (la Figure IV.2)

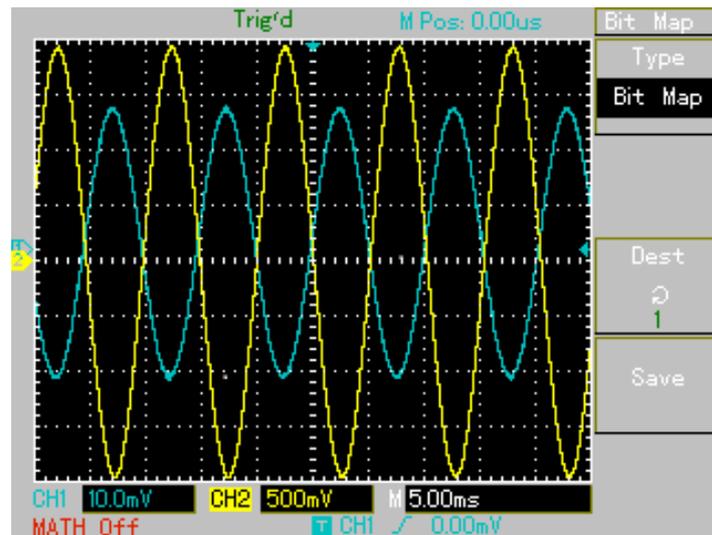


Figure IV.2 : signal d'entrée et de sortie d'étage d'amplification

Après réglage de l'amplificateur, nous avons obtenu un signal phono cardiographique à une tension de 1.3V crête à crête). Une marge de sécurité en tension absolue égale à 1 V est assurée, ce qui permet d'éviter un éventuel écrêtage du signal phono cardiographique à acquérir. (Figure IV.3)

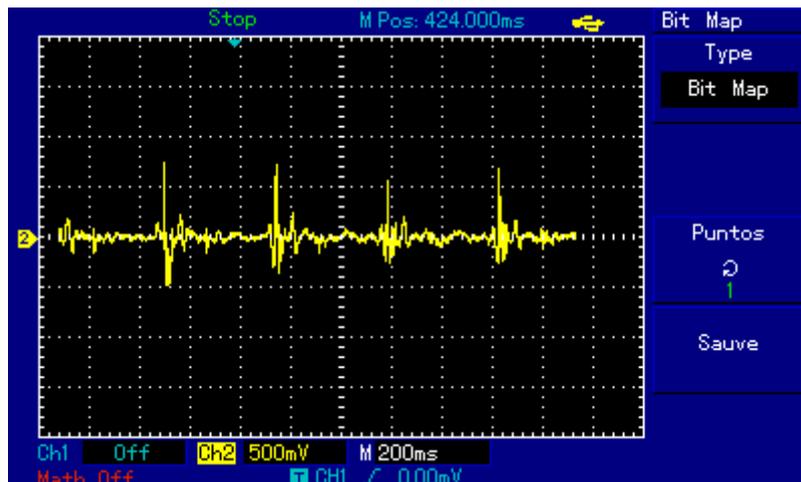


Figure. IV-3 Signal PCG à la sortie de l'amplificateur foyer aortique

II.1.3/Etage de filtrage:

En reliant le signal de sortie de l'amplificateur à des filtres passe-bas et passe-haut de fréquences de coupure respectivement égales à 600Hz et 15Hz, nous obtenons un signal de bon rapport signal sur bruit.

Le filtre passe-bas est testé en générant un signal sinusoïdale d'amplitude égale à 50mV aux fréquences différentes à l'entrée du circuit, le signal de sortie est visualisé sur un oscilloscope numérique comme illustré sur les figures IV-4-5-6 qui présentent le signal d'entrée et de sortie aux fréquences de bande passante, de coupure et hors la bande passante.

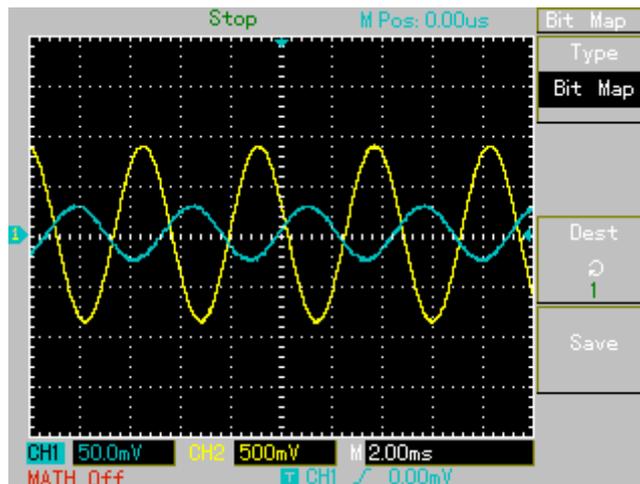


Figure IV-4 : signal d'entrée et de sortie du filtre passe-bas ($f=200\text{Hz}$)

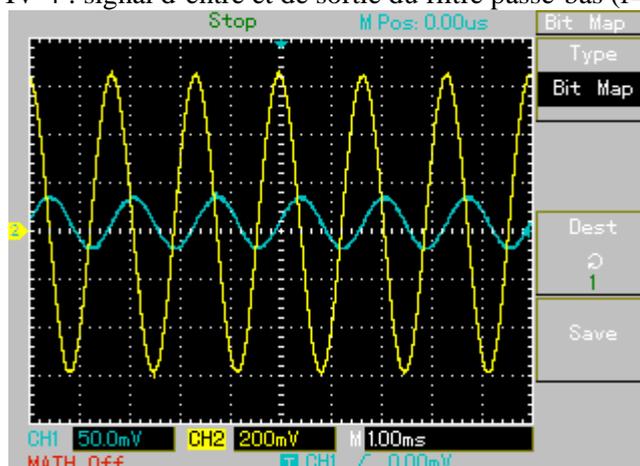


Figure IV-5 : signal d'entrée et de sortie du filtre passe-bas ($f_c=600\text{Hz}$)

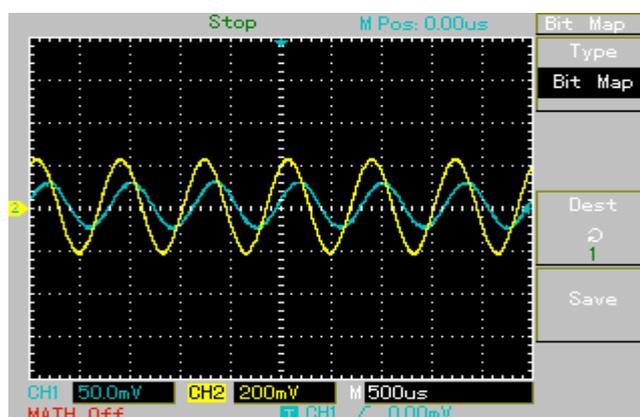


Figure IV-6 : signal d'entrée et de sortie du filtre passe-bas ($f=1.2\text{KHz}$)

Il est à noter que l'ambiance acoustique dans le laboratoire pédagogique dans lequel nous avons effectué la mesure persiste sur les signaux phono cardiographiques que nous avons enregistré. Afin d'obtenir un bon rapport signal sur bruit, il est indispensable d'assurer des conditions acoustiques convenable au cours de l'enregistrement, la Figure IV-7 suivante montre le signal PCG filtré.

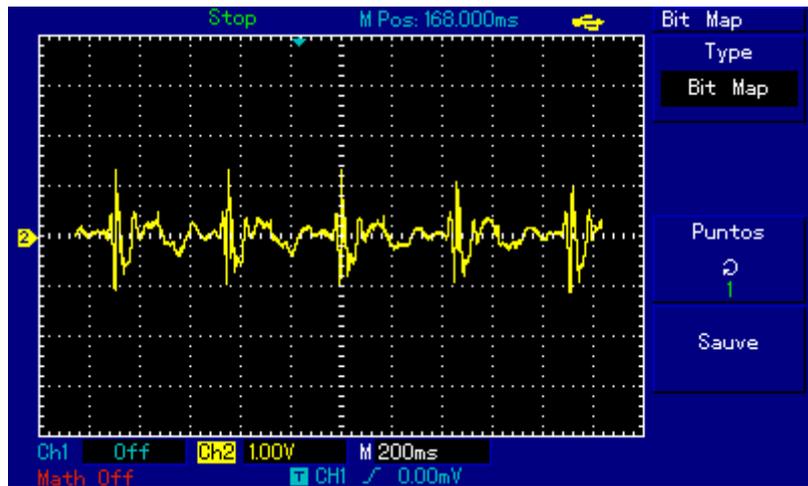


Figure. IV-7 Signal PCG à la sortie de filtre

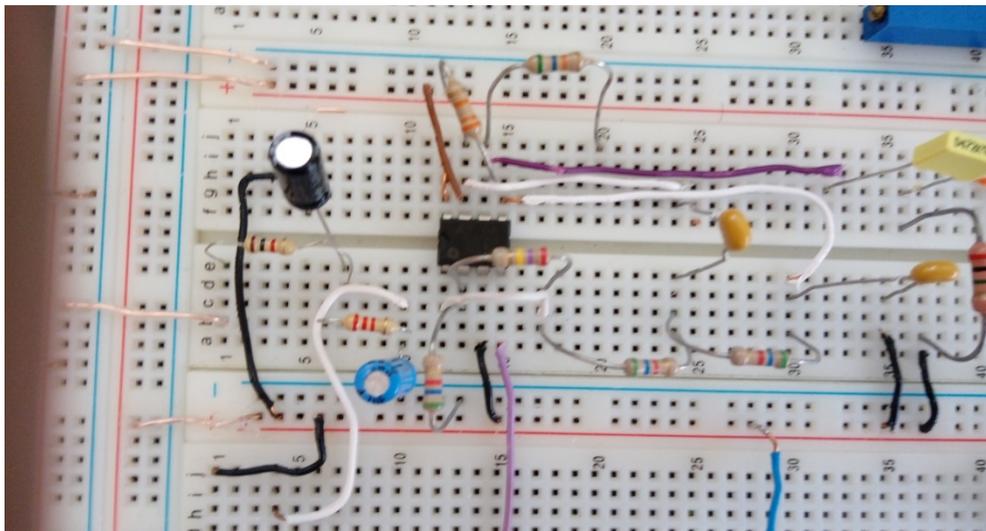


Figure. IV-8 circuit de mise en forme (plaque d'essai)

le moment d'apparition de bruit B1 peut être déterminé à travers un circuit décrit dans le 2^{ème} chapitre, lors la détection de signal phono cardiographique, il faut ajuster le potentiomètre RV2 pour régler la tension de référence. la sortie de comparateur on remarque le clignement de la LED chaque apparition de bruit B1.

La Figure. IV-9 montre un test de comparateur de tension par un signal sinusoïdal de 1.4V

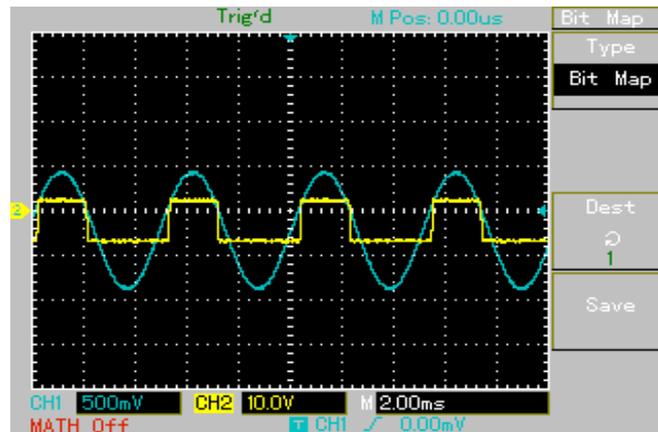


Figure. IV-9 signal d'entrée et de sorti du comparateur

II.1.4/Etage d'offset :

En générant un signal sinusoïdal d'amplitude égale à 1.2VP-P et de fréquence 100Hz à l'entrée du circuit, et en changeant la position du curseur du potentiomètre, nous aboutissons à un offset que l'on visualise sur un oscilloscope numérique comme illustré Figure. IV-10

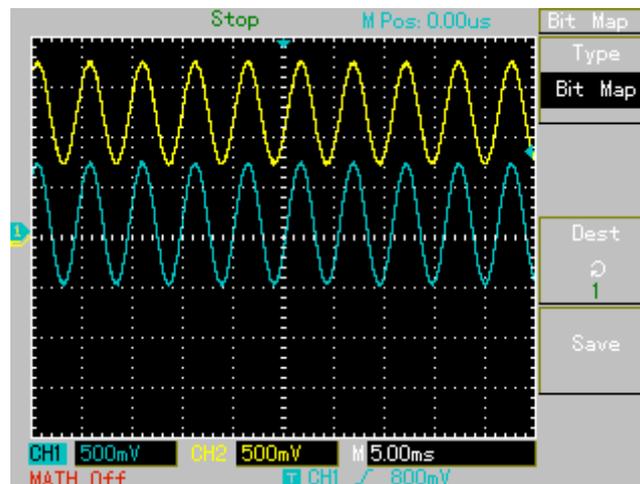


Figure. IV-10 Signal d'entrée V_e et de sortie V_s de circuit d'offset

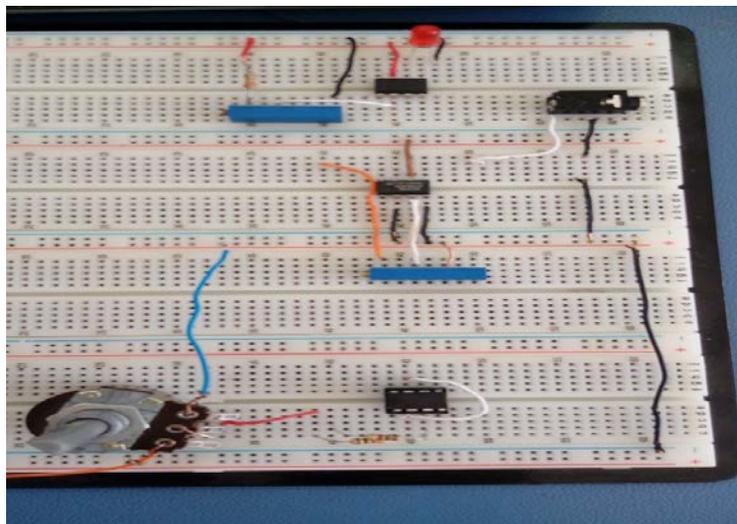


Figure. IV-11 les circuits d'amplification audio, comparateur de tension et de circuit d'offset sur plaque d'essai

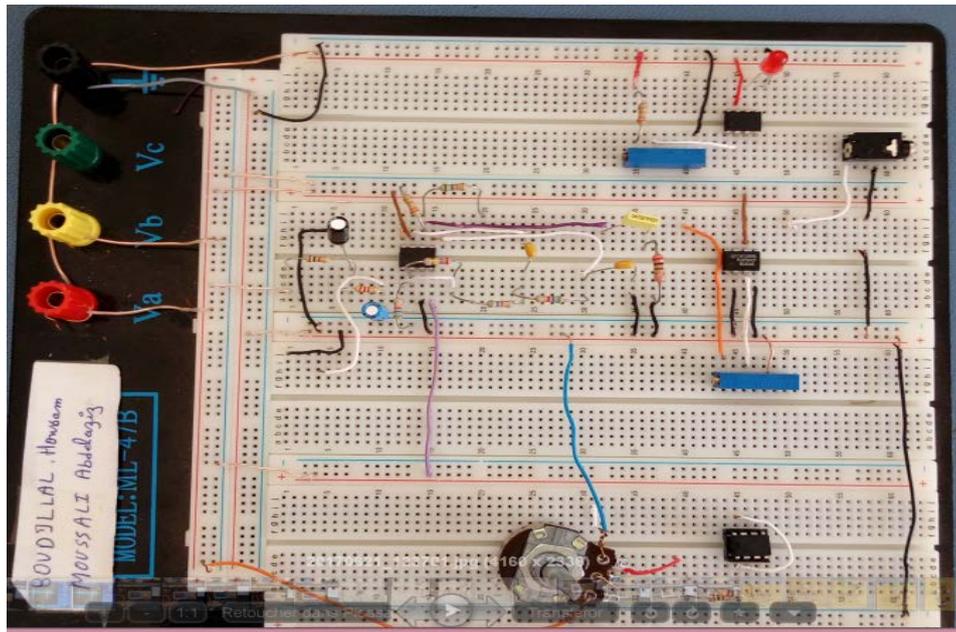


Figure. IV-12 : circuit complet de signal PCG sur plaque DC

II.2/Deuxième phase :

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

L'ensemble de point tests présents sur le circuit électronique, permettent de faire un diagnostic du circuit en cas de défaillance et de vérifier le bon fonctionnement de chaque étage.

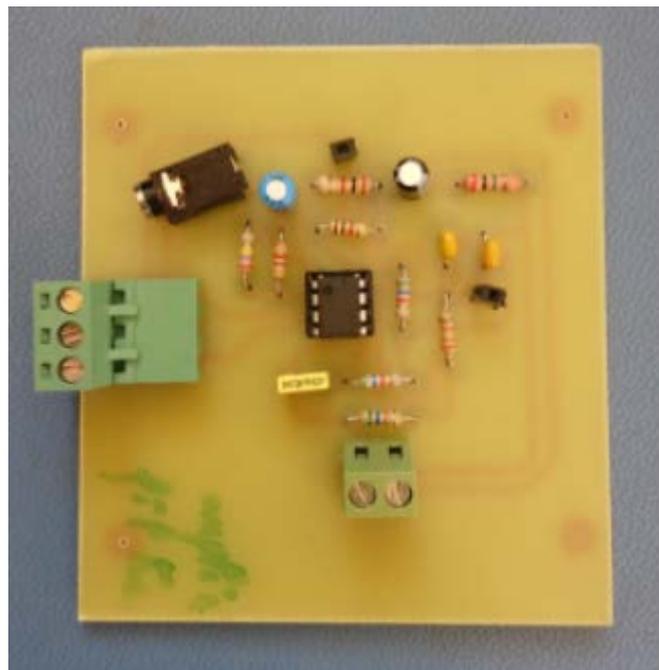


Figure. IV-13 Le circuit imprimé de circuit de mise en forme

Un test de ce système a été fait sur un sujet normal. On constate que notre système détecte correctement les différents bruits constituant le signal PCG.

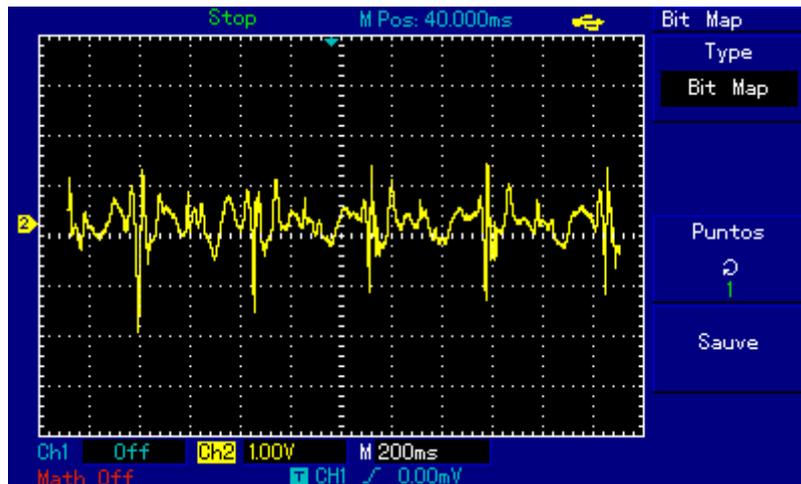


Figure. IV-14 Signal PCG à la sortie de l'amplificateur

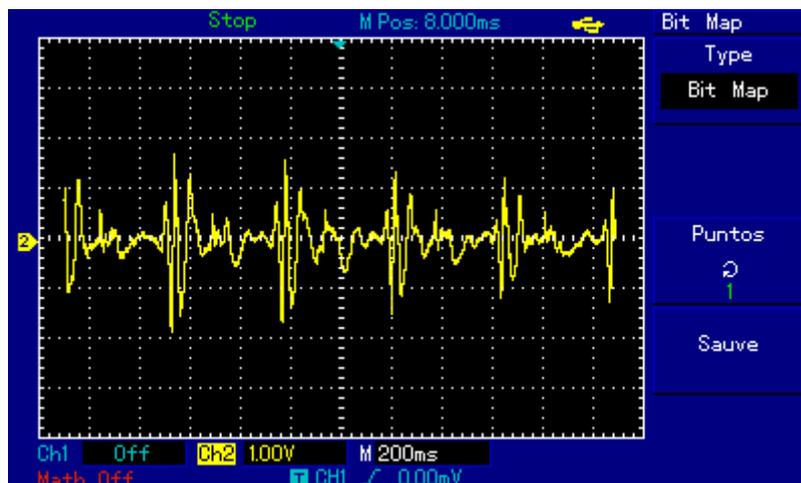


Figure. IV-15 Signal PCG à la sortie de filtre foyer aortique

Les circuits imprimés d'amplification audio, comparateur de tension et de circuit d'offset sont réalisés par le logiciel « ISIS-PROTEUS » sur la même plaque (Figure. IV-16).

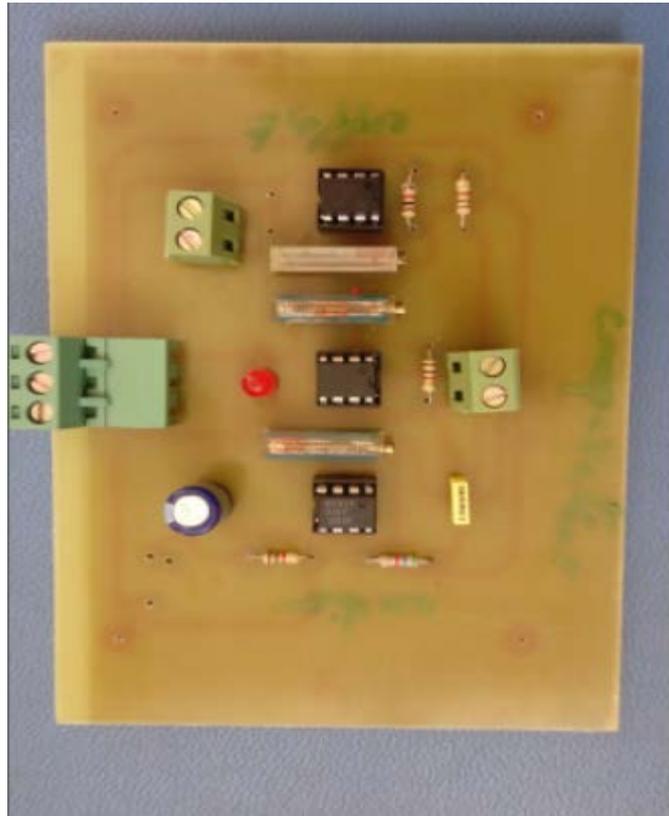


Figure. IV-16 Les circuits imprimés d'amplification audio, comparateur de tension et de circuit d'offset

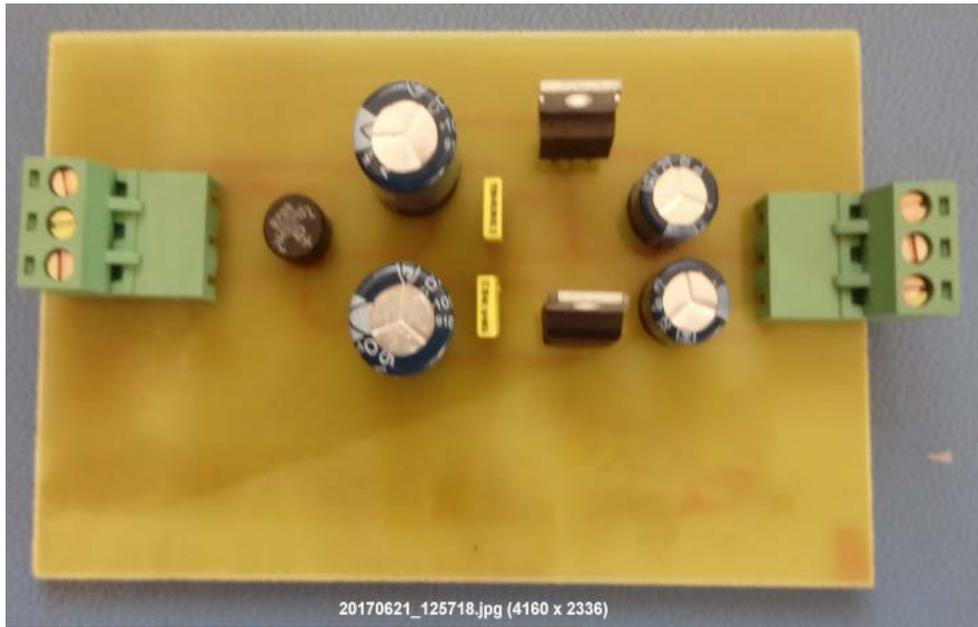


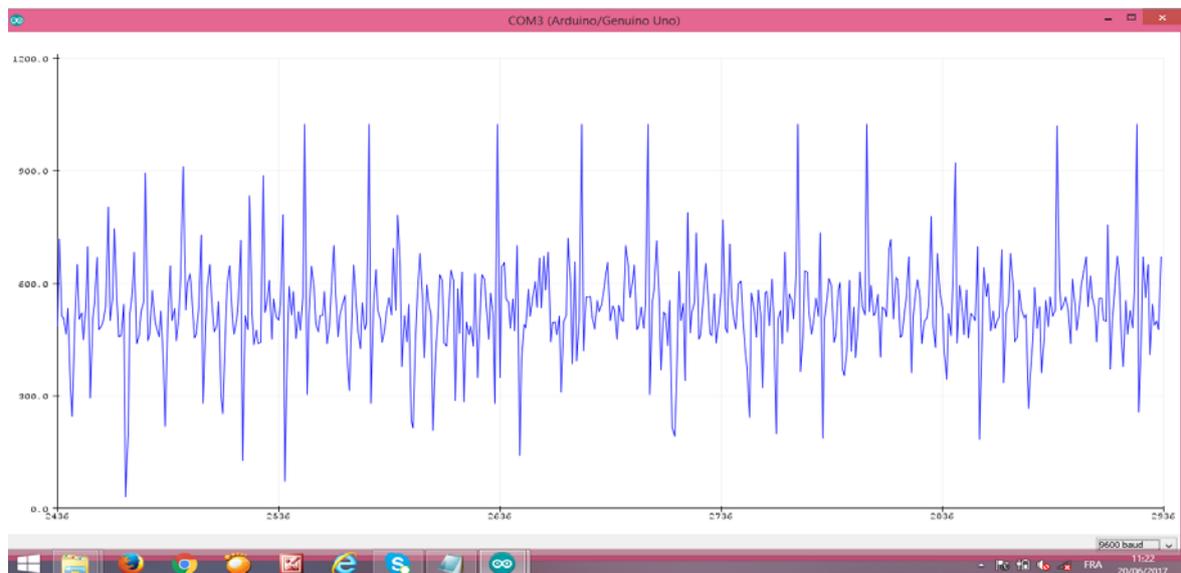
Figure. IV-17: circuit imprimé d'alimentation

Partie de numérisation de signal PCG :

Programme Arduino :

```
test_pcg
const int PCG =0; // initialiser la broche A0 a 0 (pour lire la valeur de l'emg )
//const int PCG=0; // initialiser la broche A1 a 0 (pour lire la valeur de l'eeg )
int valeurLue1; //variable pour stocker la valeur lue après conversion
//int valeurLue2; //variable pour stocker la valeur lue après conversion

float tension1;
//float tension2; //on convertit cette valeur en une tension
void setup()
{
  //on se contente de démarrer la liaison série
  Serial.begin(9600);
  //analogReference(EXTERNAL);
}
void loop()
{
  //on convertit en nombre binaire la tension de sortie PCG
  valeurLue1 = analogRead(PCG);
  //on traduit la valeur brute en tension (produit en croix)
  //tension = valeurLue * 3.3 / 1024;
  //tension1 = map(valeurLue1,0,1023,1000,1100);
  //Serial.println("PCG = ");
  //Serial.print(tension1,5);
  Serial.println(valeurLue1);
  Serial.println(); //on saute une ligne entre deux affichages
  //
  delay(50); //on attend une demi-seconde pour que l'affichage ne soit pas trop rapide
}
```



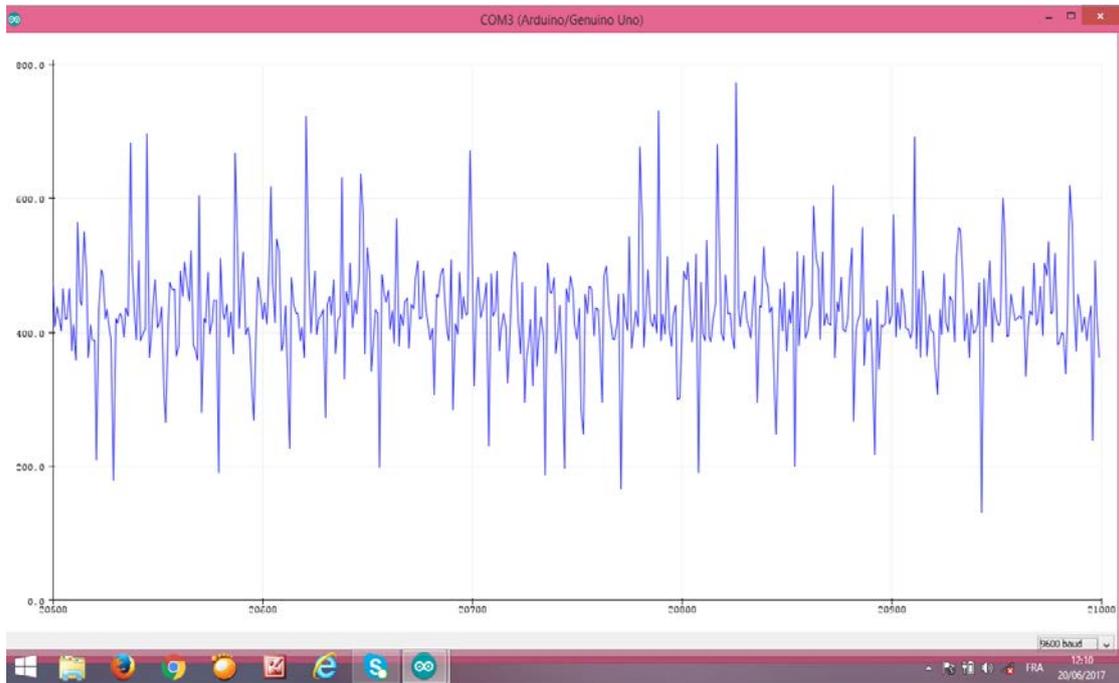


Figure. IV-18 : le signal PCG acquis (en utilisant arduino)

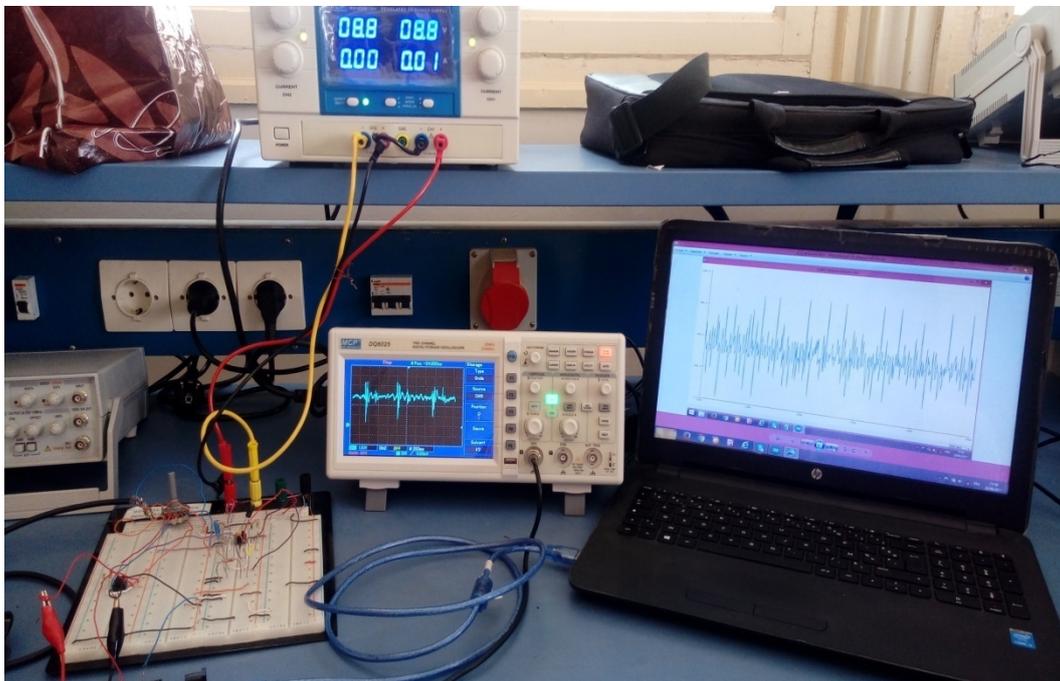


Figure. IV-19 : utilisation d'Arduino avec la plaque DC

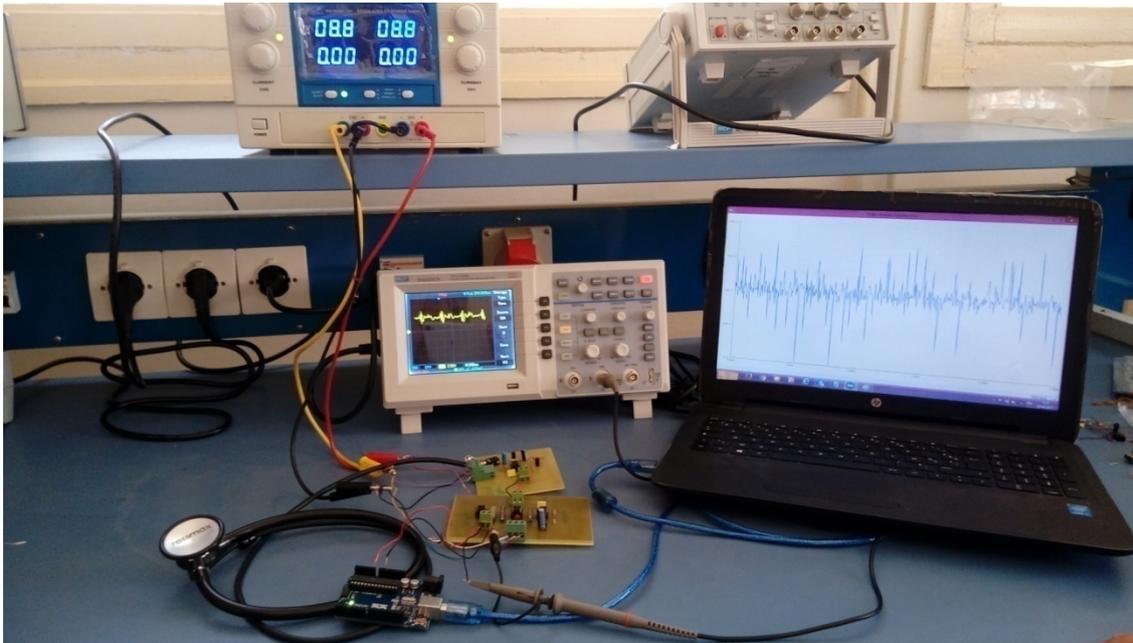


Figure. IV-20 : utilisation d'Arduino avec le circuit imprimé

III/Conclusion:

Ce dernier chapitre a été consacré pour la réalisation pratique du circuit de mise en forme du signal PCG. Un circuit d'alimentation a été aussi proposé et réalisé. En première étape, le circuit de mise en forme a été testé au niveau de chaque blocs par un signal sinusoïdal puis des signaux phono cardiographiques sont recueillis par le biais d'un oscilloscope numérique. En deuxième étape nous avons procédé à l'acquisition des signaux phono cardiographiques depuis les différents foyers d'auscultation.

Conclusion générale

Les bruits cardiaques sont des signaux enregistrés et connus sous le nom de signal phonocardiogramme (PCG). Ces bruits permettent de donner des renseignements sur le fonctionnement mécanique du cœur.

Dans notre projet de fin d'étude, nous avons réalisé une carte d'acquisition qui permet la mise en forme du signal PCG.

Le circuit général réalisé consiste en deux parties élémentaires. Une première partie analogique et l'autre numérique :

La partie analogique comporte une sonde phonocardiographique, des circuits analogiques de mise en forme ; en particulier un circuit amplificateur branché à 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. Une tension d'offset est indirectement rajoutée au signal afin de le préparer à l'entrée analogique d'une carte Arduino. Il doit être cadré entre 1 et 4V afin de respecter le domaine d'acquisition.

La deuxième partie consiste à l'acquisition du signal phonocardiographique par le biais d'une carte multifonctions du type Arduino UNO.

Le foyer d'auscultation a un impact considérable sur les amplitudes des bruits cardiaques enregistrés. C'est la raison pour laquelle la localisation des foyers d'auscultation, à savoir ; aortique, pulmonaire, tricuspide et mitral, et le placement du stéthoscope sur le thorax du sujet doit être soigneusement effectué par un cardiologue expérimenté. Dans le cadre de ce projet, nous avons accompli nous-mêmes les enregistrements phonocardiographiques sans faire appel au médecin.

Bibliographie

[1] Elaine N. MARIEB adaptation française : René LACHAINE « anatomie et physiologie humaines » adaptation de la 6 édition américaine, PEARSON Education, 2005.

[2] <http://www.allodocteurs.fr>

[3] <http://www.laennext.com>

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

[5] <http://www.stacommunications.com>

[6] <http://www.freewebs.com>

[7] <http://www.besancon-cardio.org>

[8] <http://www.doctissimo.fr>

[9] <http://www.sante.lefigaro.fr>

[10] C.Pirlet J.Magne P.Lancellotti L.pierard, « evaluation et traitement de la sténose aortique », Rev Med Suisse 2011;7:1606-11

[11] B. C. Nakra and K. K. Chaudhry, Instrumentation, measurement and analysis. Tata McGraw-Hill Education, 2003.

[12] J. Eargle, The Microphone Book: From mono to stereo to surround-a guide to microphone design and application. CRC Press, 2012.

[13] J.-P Pérez, C. Lagoute, J.-Y. Fourniols, S. Bouhours, Électronique. Fondements et applications, Dunod, , 2012.

[14] FARHAN AMR ABDOU AHMED et ALDJABERI MAJDI JABER " Etude et réalisation d'un électrocardiographe a trois dérivations" . Mémoire de Master-université de TLEMCEM, 2012-2013.

[15] https://fr.wikipedia.org/wiki/Amplificateur_audio

[16] <http://ressources.univlemans.fr/AccesLibre/UM/Pedago/physique/02/electro/sallen.pdf>

[17] <http://www.generationrobots.com/fr/152-arduino>. consulter le: juin 2017.

[19] X.HINAULT. www.mon-club-elec.fr.

[18] S.V.D.Reyvanth, G.Shirish, « PID controller using Arduino

[20] ESKIMON et OLYTE " Arduino pour bien commencer en électronique et en programmation " , 2012.

[21]http://www.microsann.com/images/Atelier_Robotique/Documentation/La_carte_Arduino_UNO.pdf

[22] <http://www.generationrobots.com/fr/152-arduino>. consulter le: juin 2017

[23] BELAIDE BOUMEDYENNE " Etude et réalisation d'une carte d'acquisition des signaux EMG et EEG-en temps réel" , Mémoire de Master-université de TLEMCEM, 2013-2014.

[24 ;25] J.-D. Warren, J. Adams, and H. Molle, Arduino for robotics. Springer, 2011.
M. McRoberts, Beginning Arduino. Springer, 2010.

[26] P. Corke, Robotics, vision and control: fundamental algorithms in MATLAB, vol. 73. Springer, 2011.

Annexe

Annexe 1 – Quelques Circuits réalisés, avec PCB

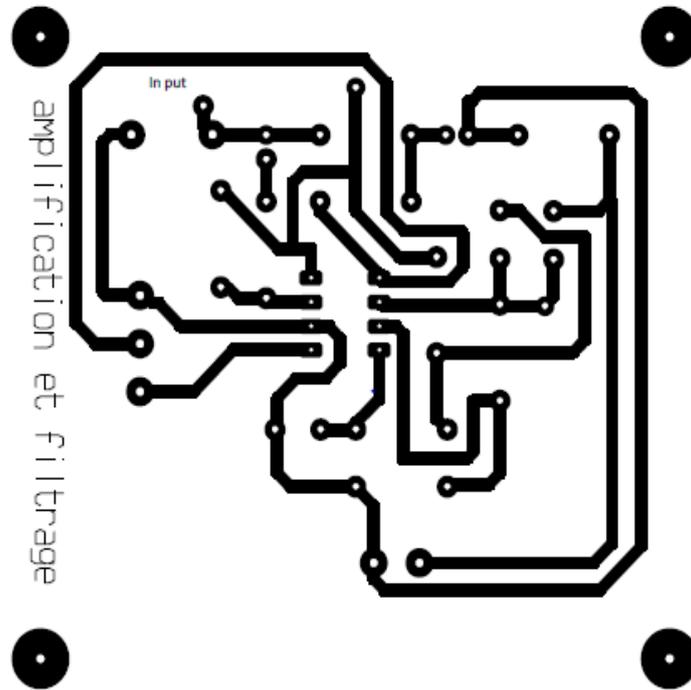


Figure. V-1 La réalisation pratique de mise en forme PCG

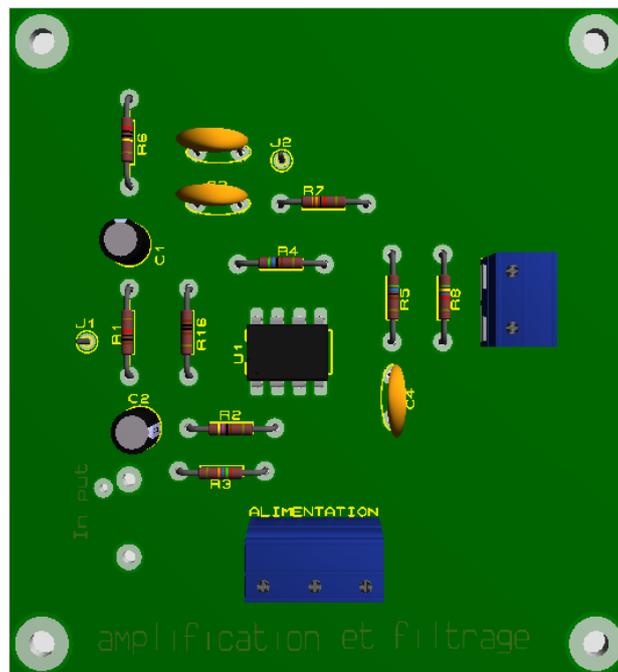


Figure. V-2 image 3D de circuit de mise en forme

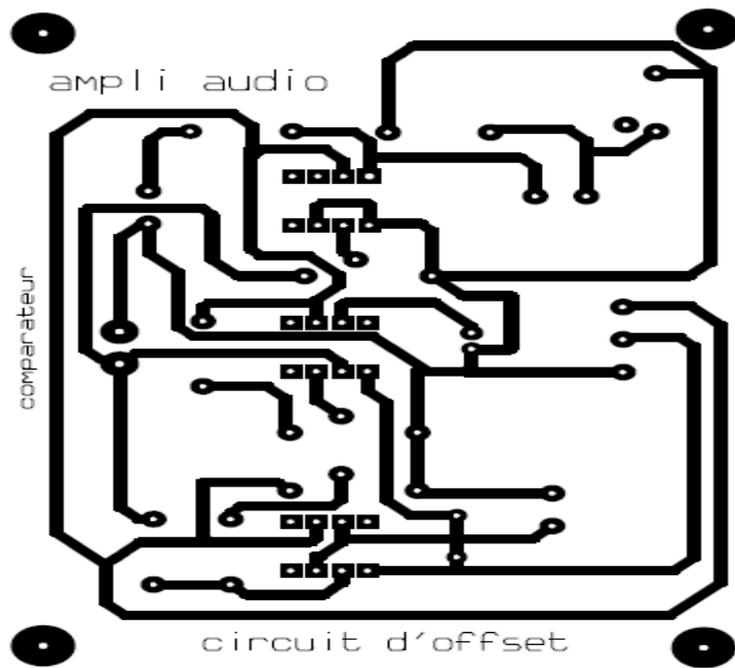


Figure. V-3 La réalisation pratique des circuits d'offset, Comparateur ,ampli audio

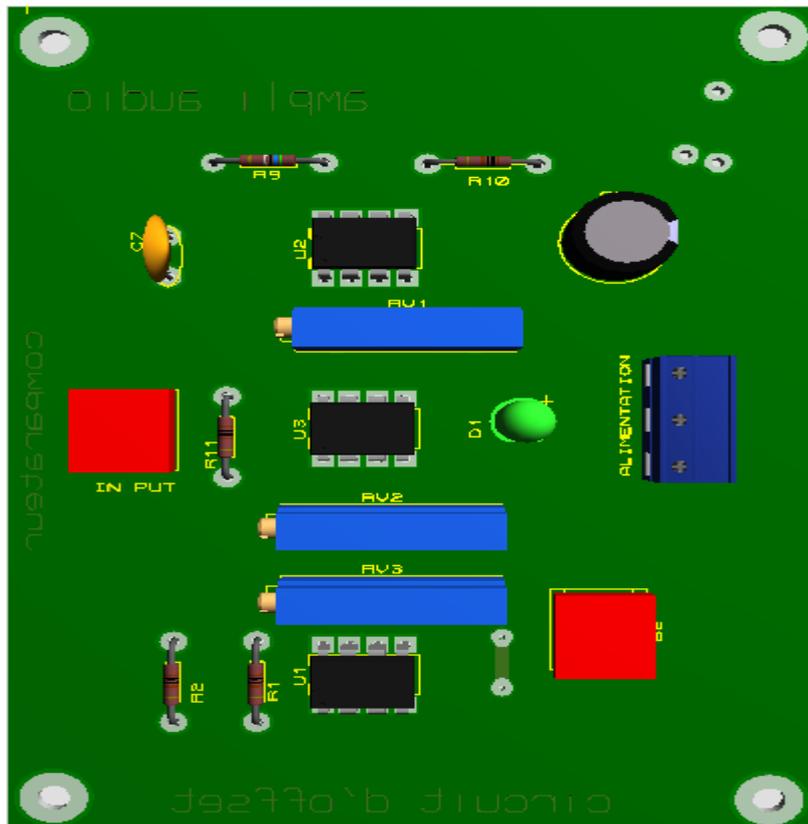
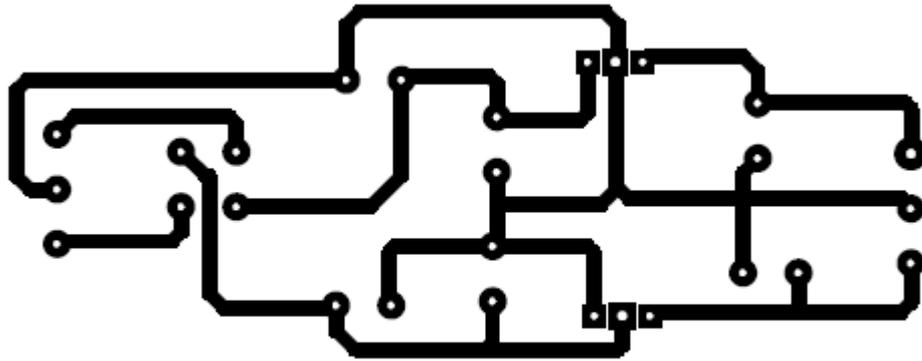


Figure. V-4 image 3D des circuits d'offset, Comparateur ,ampli audio



circuit d'alimentation

Figure. V-5 La réalisation pratique de circuit d'alimentation

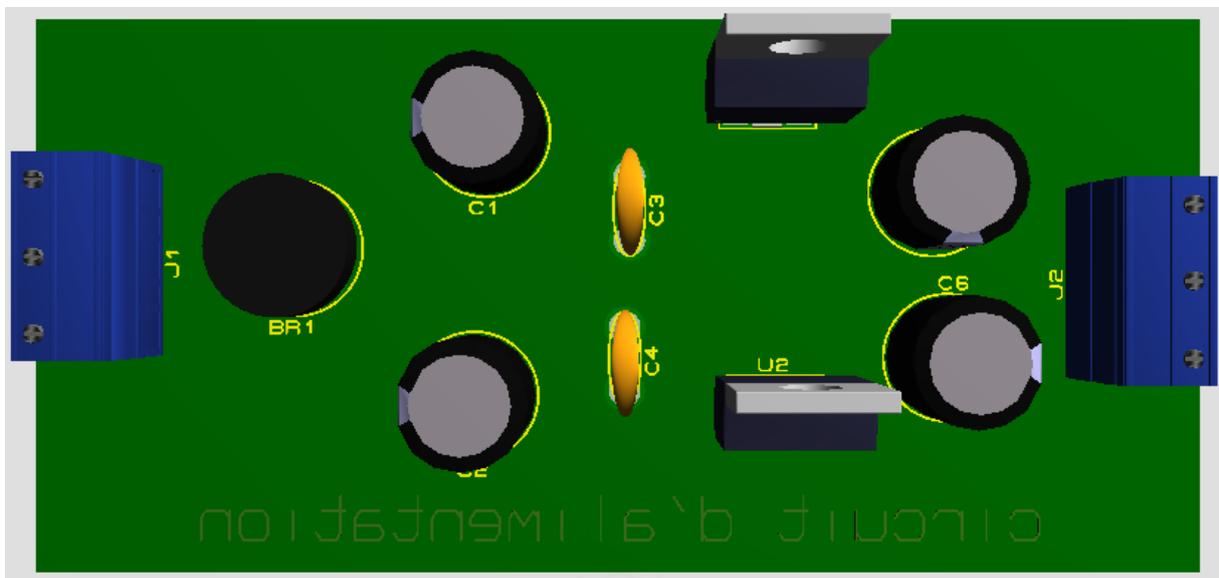


Figure. V-6 image 3D de circuit d'alimentation

Annexe 2 – Cartes Arduino

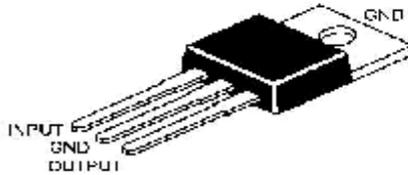
| Arduino | Processeur | Flash ko | EEPROM ko | SRAM ko | Broches d'E/S numériques | Avec PWM | Broches d'entrée analogique | Type d'interface USB |
|-------------|----------------|----------|-----------|---------|--------------------------|----------|-----------------------------|----------------------|
| Diecimila | ATmega168 | 16 | 0,5 | 1 | 14 | 6 | 6 | FTDI |
| Duemilanove | ATmega168/328P | 16/32 | 0,5/1 | 1/2 | 14 | 6 | 6 | FTDI |
| Uno | ATmega328P | 32 | 1 | 2 | 14 | 6 | 6 | ATmega8U2 |
| Leonardo | ATmega32U4 | 32 | 1 | 2,5 | 20 | 7 | 12 | ATmega32U4 |
| Mega | ATmega1280 | 128 | 4 | 8 | 54 | 15 | 16 | FTDI |
| Mega2560 | ATmega2560 | 256 | 4 | 8 | 54 | 15 | 16 | ATmega8U2 |
| Due | Atmel SAM3X8E | 512 | 0 | 96 | 54 | 12 | 12 | SAM3X8E (USB Host), |
| Fio | ATmega328P | 32 | 1 | 2 | 14 | 6 | 8 | Aucune |

Annexe 3 – Fiches techniques

3-TERMINAL POSITIVE VOLTAGE REGULATOR

LM7809

TO-220
Plastic Package



The Voltages Available allow these Regulators to be used in Logic Systems, Instrumentation, Hi-Fi Audio Circuits and other Solid State Electronic Equipment

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ($T_a=25^\circ\text{C}$)

| DESCRIPTION | SYMBOL | VALUE | UNIT |
|---------------------------|-----------|--------------|------------------|
| Input Voltage | V_{IN} | 35 | V |
| | | 40 | |
| Power Dissipation | P_D | 15 | W |
| Operating Temperature | T_{amb} | - 20 to +80 | $^\circ\text{C}$ |
| Storage Temperature Range | T_{stg} | - 55 to +150 | $^\circ\text{C}$ |

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_a=25^\circ\text{C}$ unless specified otherwise)

$V_{IN}=18\text{V}$, $I_O=100\text{mA}$, $T_a=25^\circ\text{C}$

| DESCRIPTION | SYMBOL | TEST CONDITION | MIN | TYP | MAX | UNIT |
|-----------------------------|-----------|---|------|-------|------|----------------------|
| Output Voltage | V_O | $I_O=5\text{mA} \sim 1.5\text{A}$ | 8.65 | | 9.35 | V |
| | | $V_{IN}=12 \sim 24\text{V}$, $P_D 15\text{W}$ | | | | |
| Line Regulation | R_{REG} | $V_{IN}=11.5 \sim 26\text{V}$ | | | 90 | mV |
| Load Regulation | R_{EGL} | $I_O=5\text{mA} \sim 1.5\text{A}$ | | | 90 | mV |
| Quiescent Current | I_Q | | | | 8.0 | mA |
| Quiescent Current Change | I_Q | $V_{IN}=11.5 \sim 26\text{V}$ | | | 1.0 | mA |
| | | $I_O=5\text{mA} \sim 1\text{A}$ | | | 0.5 | mA |
| Input Voltage | V_{IN} | | 11.5 | | 26 | V |
| Ripple Rejection Ratio | R_R | $V_{IN}=12 \sim 22\text{V}$, $f=120\text{Hz}$ | 56 | | | dB |
| Max Output Current | I_{OM} | $T_J=25^\circ\text{C}$ | | 2.2 | | A |
| Output Voltage Drift | V_T | $I_O=5\text{mA}$, $T_J=0 \sim 125^\circ\text{C}$ | | - 0.5 | | mV/ $^\circ\text{C}$ |
| Output Noise Voltage | V_{NO} | $f=10\text{Hz} \sim 100\text{KHz}$ | | 10 | | μV |
| Short Circuit Current Limit | I_{SC} | $T_J=25^\circ\text{C}$ | | 2.0 | | A |

LM7809Rev041004E

LM79XX

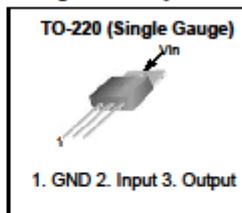
3-Terminal 1A Negative Voltage Regulator

Features

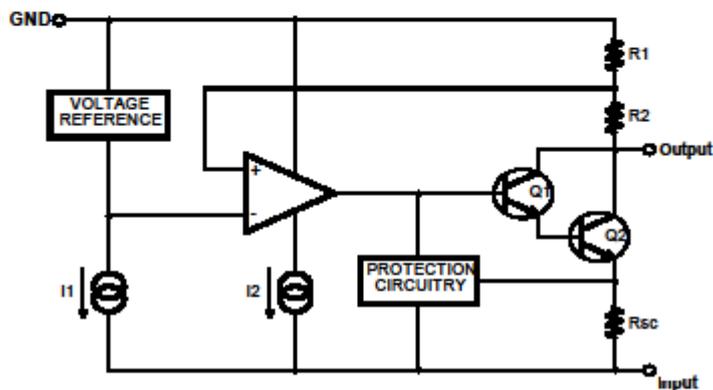
- Output Current in Excess of 1A
- Output Voltages of -5, -6, -8, -9, -10, -12, -15, -18 and -24V
- Internal Thermal Overload Protection
- Short Circuit Protection
- Output Transistor Safe Operating Area Compensation

Description

The LM79XX series of three terminal negative regulators are available in TO-220 package and with several fixed output voltages, making them useful in a wide range of applications. Each type employs internal current limiting, thermal shut down and safe operating area protection, making it essentially indestructible.



Internal Block Diagram



Rev. 1.0.3

LM741 Operational Amplifier

1 Features

- Overload Protection on the Input and Output
- No Latch-Up When the Common-Mode Range is Exceeded

2 Applications

- Comparators
- Multivibrators
- DC Amplifiers
- Summing Amplifiers
- Integrator or Differentiators
- Active Filters

3 Description

The LM741 series are general-purpose operational amplifiers which feature improved performance over industry standards like the LM709. They are direct, plug-in replacements for the 709C, LM201, MC1439, and 748 in most applications.

The amplifiers offer many features which make their application nearly foolproof: overload protection on the input and output, no latch-up when the common-mode range is exceeded, as well as freedom from oscillations.

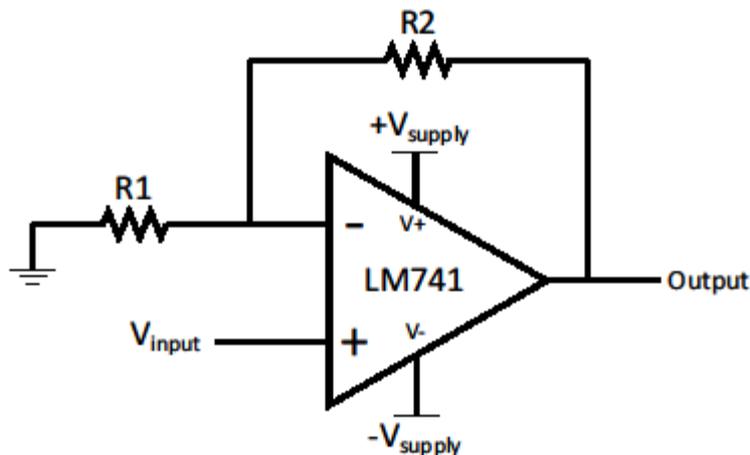
The LM741C is identical to the LM741 and LM741A except that the LM741C has their performance ensured over a 0°C to +70°C temperature range, instead of -55°C to +125°C.

Device Information⁽¹⁾

| PART NUMBER | PACKAGE | BODY SIZE (NOM) |
|-------------|-----------|---------------------|
| LM741 | TO-99 (8) | 9.08 mm x 9.08 mm |
| | CDIP (8) | 10.16 mm x 6.502 mm |
| | PDIP (8) | 9.81 mm x 6.35 mm |

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Typical Application





TL072, TL072A, TL072B

Low noise JFET dual operational amplifiers

Features

- Wide common-mode (up to V_{CC}^+) and differential voltage range
- Low input bias and offset current
- Low noise $e_n = 15 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ (typ)
- Output short-circuit protection
- High input impedance JFET input stage
- Low harmonic distortion: 0.01 % (typical)
- Internal frequency compensation
- Latch-up free operation
- High slew rate: 16 V/ μs (typ)

Related products

- See TL071 for single op amp version
- See TL074 for quad op amp version

Description

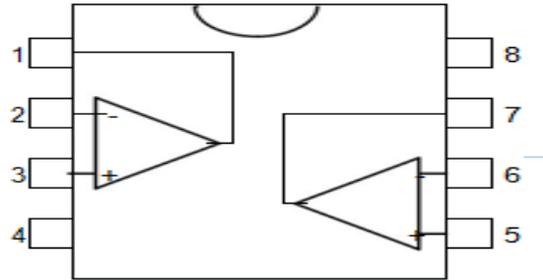
The TL072, TL072A, and TL072B are high speed JFET input dual operational amplifiers incorporating well-matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The devices feature high slew rates, low input bias and offset current, and low offset voltage temperature coefficients.



D
SO8

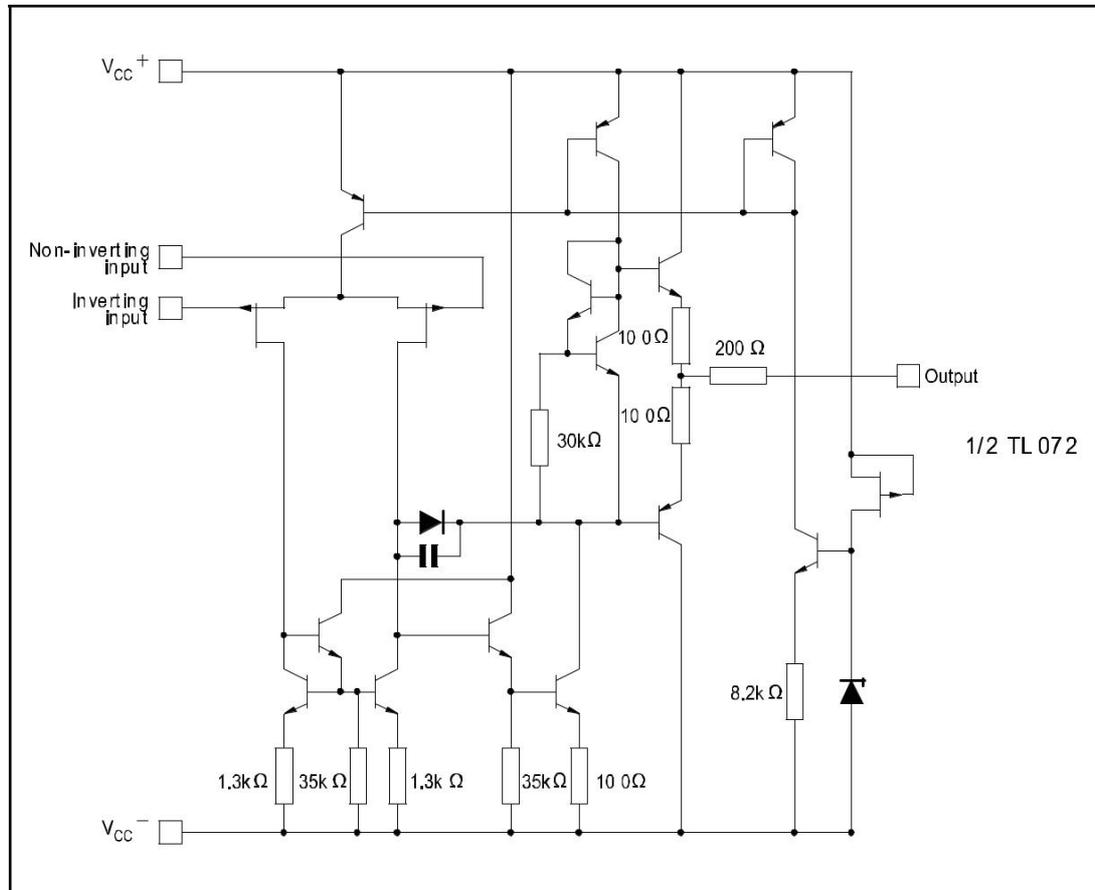
Pin connections (top view)



- 1 - Output 1
- 2 - Inverting input 1
- 3 - Non-inverting input 1
- 4 - VCC^-
- 5 - Non-inverting input 2
- 6 - Inverting input 2
- 7 - Output 2
- 8 - VCC^+

1 Schematic diagram

Figure 1: Schematic diagram



2 Absolute maximum ratings and operating conditions

Table 1: Absolute maximum ratings

| Symbol | Parameter | TL072I, AI, BI | TL072C, AC, BC | Unit |
|-------------------|---|----------------|-------------------|------|
| V _{CC} | Supply voltage ⁽¹⁾ | ±18 | | V |
| V _{in} | Input voltage ⁽²⁾ | ±15 | | |
| V _{id} | Differential input voltage ⁽³⁾ | ±30 | | |
| R _{thja} | Thermal resistance junction to ambient, SO8 ⁽⁴⁾ | 125 | | °C/W |
| R _{thjc} | Thermal resistance junction to case, SO8 ⁽⁴⁾ | 40 | | |
| | Output short-circuit duration ⁽⁵⁾ | Infinite | | |
| T _{stg} | Storage temperature range | -65 to +150 | | °C |
| ESD | HBM: human body model ⁽⁶⁾ | 1 | | kV |
| | MM: machine model ⁽⁷⁾ | 200 | | V |
| | CDM: charged device model ⁽⁸⁾ | 1.5 | | kV |

Notes:

⁽¹⁾ All voltage values, except the differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC}⁺ and V_{CC}⁻.

⁽²⁾ The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.

⁽³⁾ Differential voltages are the non-inverting input terminal voltages with respect to the inverting input terminal.

⁽⁴⁾ Short -circuits can cause excessive heating. Destructive dissipation can result from simultaneous short-circuits on all amplifiers.

⁽⁵⁾ 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.

(6) Human body model: 100 pF discharged through a 1.5 kΩ resistor between two pins of the device. This is done for all couples of pin combinations with other pins floating.

(7) Machine model: a 200 pF cap is charged to the specified voltage, then discharged directly between two pins of the device with no external series resistor (internal resistor < 5 W). This is done for all couples of pin combinations with other pins floating.

(8) Charged device model: all pins plus package are charged together to the specified voltage and then discharged directly to the ground.

Table 2: Operating conditions

| Symbol | Parameter | TL072I, AI, | TL072C, AC, | Unit |
|-------------------|--------------------------------------|-------------|-------------|------|
| | | BI | BC | |
| V _{CC} | Supply voltage | 6 to 36 | | V |
| T _{oper} | Operating free-air temperature range | -40 to +125 | 0 to +70 | °C |

3 Electrical characteristics

Table 3: Electrical characteristics at $V_{CC} = \pm 15\text{ V}$, $T_{amb} = +25\text{ }^{\circ}\text{C}$ (unless otherwise specified).

| Symbol | Parameter | | TL072I, AC, AI, BC, BI | | | TL072C | | | Unit |
|--------------------------|--|--------|------------------------|------|------|--------|------|--------------------------------|------|
| | | | Min. | Typ. | Max. | Min. | Typ. | Max. | |
| V_{io} | Input offset voltage ($R_s = 50\ \Omega$) $T_{amb} = +25\text{ }^{\circ}\text{C}$ | TL072 | | 3 | 10 | | 3 | 10 | mV |
| | | TL072A | | 3 | 6 | | | | |
| | | TL072B | | 1 | 3 | | | | |
| | Input offset voltage ($R_s = 50\ \Omega$) $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ | TL072 | | | 13 | | | 13 | |
| | | TL072A | | | 7 | | | | |
| | | TL072B | | | 5 | | | | |
| $\Delta V_{io}/\Delta T$ | Input offset voltage drift | | | 10 | | | 10 | $\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$ | |
| I_{io} | Input offset current, $T_{amb} = +25\text{ }^{\circ}\text{C}$ ⁽¹⁾ | | | 5 | 100 | | 5 | 100 | pA |
| | Input offset current, $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ | | | | 4 | | | 10 | nA |
| I_{ib} | Input bias current, $T_{amb} = +25\text{ }^{\circ}\text{C}$ ⁽¹⁾ | | | 20 | 200 | | 20 | 200 | pA |
| | Input bias current, $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ ⁽¹⁾ | | | | 20 | | | 20 | nA |
| A_{vd} | Large signal voltage gain ($R_L = 2\text{ k}\Omega$, $V_o = \pm 10\text{ V}$), $T_{amb} = +25\text{ }^{\circ}\text{C}$ | | 50 | 200 | | 25 | 200 | | V/mV |
| | Large signal voltage gain ($R_L = 2\text{ k}\Omega$, $V_o = \pm 10\text{ V}$), $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ | | 25 | | | 15 | | | |
| SVR | Supply voltage rejection ratio | | 80 | 86 | | 70 | 86 | | dB |

| | | | | | | | | |
|---------------|--|--------------------------------|---------------|------|----------|------------------|------|----|
| | ($R_s = 50 \Omega$), $T_{amb} = +25 \text{ }^\circ\text{C}$ | | | | | | | |
| | Supply voltage rejection ratio ($R_s = 50 \Omega$), $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ | 80 | | | 70 | | | |
| I_{CC} | Supply current, no load, $T_{amb} = +25 \text{ }^\circ\text{C}$ | | 1.4 | 2.5 | | 1.4 | 2.5 | mA |
| | Supply current, no load, $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ | | | 2.5 | | | 2.5 | |
| V_{icm} | Input common mode voltage range | ± 11 | -12 to +15 | | ± 11 | -12 to +15 | | V |
| CMR | Common mode rejection ratio ($R_s = 50 \Omega$), $T_{amb} = +25 \text{ }^\circ\text{C}$ | 80 | 86 | | 70 | 86 | | dB |
| | Common mode rejection ratio ($R_s = 50 \Omega$), $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ | 80 | | | 70 | | | |
| I_{OS} | Output short-circuit current, $T_{amb} = +25 \text{ }^\circ\text{C}$ | 10 | 40 | 60 | 10 | 40 | 60 | mA |
| | Output short-circuit current, $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ | 10 | | 60 | 10 | | 60 | |
| $\pm V_{opp}$ | Output voltage swing, $T_{amb} = +25 \text{ }^\circ\text{C}$ | $R_L = 2 \text{ k}\Omega$ | 10 | 12 | | 10 | 12 | V |
| | | $R_L =$ 10 $\text{k}\Omega$ | 12 | 13.5 | | 12 | 13.5 | |
| | Output voltage swing, $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ | $R_L = 2 \text{ k}\Omega$ | 10 | | | 10 | | |
| | | $R_L =$ 10 $\text{k}\Omega$ | 12 | | | 12 | | |

LM386 Low Voltage Audio Power Amplifier

1 Features

- Battery Operation
- Minimum External Parts
- Wide Supply Voltage Range: 4 V–12 V or 5 V–18 V
- Low Quiescent Current Drain: 4 mA
- Voltage Gains from 20 to 200
- Ground-Referenced Input
- Self-Centering Output Quiescent Voltage
- Low Distortion: 0.2% ($A_V = 20$, $V_S = 6\text{ V}$, $R_L = 8\ \Omega$, $P_O = 125\text{ mW}$, $f = 1\text{ kHz}$)
- Available in 8-Pin MSOP Package

2 Applications

- AM-FM Radio Amplifiers
- Portable Tape Player Amplifiers
- Intercoms
- TV Sound Systems
- Line Drivers

3 Description

The LM386M-1 and LM386MX-1 are power amplifiers

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 mW when

operating from a 6-V supply, making the LM386M-1

and LM386MX-1 ideal for battery operation.

Device Information⁽¹⁾

| PART NUMBER | PACKAGE | BODY SIZE (NOM) |
|-------------|-----------|-------------------|
| LM386N-1 | PDIP (8) | 9.60 mm × 6.35 mm |
| LM386N-3 | PDIP (8) | 9.60 mm × 6.35 mm |
| LM386N-4 | PDIP (8) | 9.60 mm × 6.35 mm |
| LM386M-1 | SOIC (8) | 4.90 mm × 3.90 mm |
| LM386MX-1 | SOIC (8) | 4.90 mm × 3.90 mm |
| LM386MMX-1 | VSSOP (8) | 3.00 mm × 3.00 mm |

Pin Functions

| PIN | | TYPE | DESCRIPTION |
|-----------|-----|------|------------------------|
| NAME | NO. | | |
| GAIN | 1 | – | Gain setting pin |
| –INPUT | 2 | I | Inverting input |
| +INPUT | 3 | I | Noninverting input |
| GND | 4 | P | Ground reference |
| V_{OUT} | 5 | O | Output |
| V_S | 6 | P | Power supply voltage |
| BYPASS | 7 | O | Bypass decoupling path |
| GAIN | 8 | – | Gain setting pin |

6 Specifications

6.1 Absolute Maximum Ratings

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)⁽¹⁾

| | | MIN | MAX | UNIT |
|--------------------------------|-----------------------|------|-------|------|
| Supply Voltage, V_{CC} | LM386N-1/-3, LM386M-1 | | 15 | V |
| | LM386N-4 | | 22 | |
| Package Dissipation | LM386N | | 1.25 | W |
| | LM386M | | 0.73 | |
| | LM386MM-1 | | 0.595 | |
| Input Voltage, V_I | | –0.4 | 0.4 | V |
| Storage temperature, T_{stg} | | –65 | 150 | °C |

(1) Stresses beyond those listed under *Absolute Maximum Ratings* may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, which do not imply functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under *Recommended Operating Conditions*. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

6.2 ESD Ratings

| | | VALUE | UNIT |
|-------------------------------------|--|-------|------|
| $v_{(ESD)}$ Electrostatic discharge | Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾ | ±1000 | V |
| | Charged-device model (CDM), per JEDEC specification JESD22-C101 ⁽²⁾ | ±1000 | |

(1) JEDEC document JEP155 states that 500-V HBM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.

(2) JEDEC document JEP157 states that 250-V CDM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.

LM386

SNAS545C – MAY 2004 – REVISED MAY 2017

www.ti.com

6.3 Recommended Operating Conditions

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

| | | MIN | NOM | MAX | UNIT |
|-------------------|--------------------------------|------|-----|-----|------|
| V _{CC} | Supply Voltage | 4 | | 12 | V |
| | LM386N-4 | 5 | | 18 | V |
| Speaker Impedance | | 4 | | | Ω |
| VI | Analog input voltage | -0.4 | | 0.4 | V |
| TA | Operating free-air temperature | 0 | | 70 | °C |

6.4 Thermal Information

| THERMAL METRIC ⁽¹⁾ | | LM386 | LM386 | LM386 | UNIT |
|-------------------------------|--|----------|-------------|----------|------|
| | | D (SOIC) | DGK (VSSOP) | P (PDIP) | |
| | | 8 | 8 | 8 | |
| θ_{JA} | Junction-to-ambient thermal resistance | 115.7 | 169.3 | 53.4 | °C/W |
| $\theta_{JC(top)}$ | Junction-to-case (top) thermal resistance | 59.7 | 73.1 | 42.1 | °C/W |
| θ_{JB} | Junction-to-board thermal resistance | 56.2 | 100.2 | 30.6 | °C/W |
| ψ_{JT} | Junction-to-top characterization parameter | 12.4 | 9.2 | 19.0 | °C/W |
| ψ_{JB} | Junction-to-board characterization parameter | 55.6 | 99.1 | 50.5 | °C/W |

(1) For more information about traditional and new thermal metrics, see the [Semiconductor and IC Package Thermal Metrics](#) application report.

6.5 Electrical Characteristics

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

| PARAMETER | | TEST CONDITIONS | MIN | TYP | MAX | UNIT |
|------------|------------------------------|---|-----|------|-----|------------|
| V_s | Operating Supply Voltage | LM386N-1, -3, LM386M-1, LM386MM-1 | 4 | | 12 | V |
| | | LM386N-4 | 5 | | 18 | |
| I_Q | Quiescent Current | $V_S = 6\text{ V}, V_{IN} = 0$ | | 4 | 8 | mA |
| P_{OUT} | Output Power | $V_S = 6\text{ V}, R_L = 8\ \Omega, THD = 10\%$ (LM386N-1, LM386M-1, LM386MM-1) | 250 | 325 | | mW |
| | | $V_S = 9\text{ V}, R_L = 8\ \Omega, THD = 10\%$ (LM386N-3) | 500 | 700 | | |
| | | $V_S = 16\text{ V}, R_L = 32\ \Omega, THD = 10\%$ (LM386N-4) | 700 | 100 | | |
| A_v | Voltage Gain | $V_S = 6\text{ V}, f = 1\text{ kHz}$ | | 26 | | dB |
| | | 10 μF from Pin 1 to 8 | | 46 | | |
| BW | Bandwidth | $V_S = 6\text{ V},$ Pins 1 and 8 Open | | 300 | | kHz |
| THD | Total Harmonic Distortion | $V_S = 6\text{ V}, R_L = 8\ \Omega, P_{OUT} = 125\text{ mW}$ $f = 1\text{ kHz},$ Pins 1 and 8 Open | | 0.2% | | |
| PSRR | Power Supply Rejection Ratio | $V_S = 6\text{ V}, f = 1\text{ kHz},$ CBYPASS = 10 μF Pins 1 and 8 Open, Referred to Output | | 50 | | dB |
| R_{IN} | Input Resistance | | | 50 | | k Ω |
| I_{BIAS} | Input Bias Current | $V_S = 6\text{ V},$ Pins 2 and 3 Open | | 250 | | nA |

Résumé

Le signal phono cardiogramme est l'enregistrement des bruits cardiaques, en utilisant un microphone placé sur la paroi thoracique du sujet. Ce signal nous fournit des informations précieuses sur l'activité mécanique du coeur. Malheureusement, ce signal est un signal à faible amplitude et il est souvent contaminé par des parasites. Ceci donne nécessité à développer un circuit de mise forme afin de mieux visualiser ce derniers.

Le matériel typique de ce circuit 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 de type arduino Uno. Les résultats obtenus par ce système sont des signaux de bonne qualité visualisés sur oscilloscope numérique puis numérisés et visualisé sur un PC .

Un tel circuit présente l'objectif de ce projet de fin d'étude.

Mots clés : signal PCG, amplificateur, filtrage, Arduino.

Abstract

The phono cardiogram signal is the recording of heart sounds, using a microphone placed on the chest wall of the subject. This signal gives us valuable information on the mechanical activity of the heart. Unfortunately, it is a low amplitude signal and is often contaminated by parasites. This makes it necessary to develop a shaping circuit in order to better visualize. The typical hardware of this circuit can be divided into analog and digital parts, respectively. The first consists of a microphone, an amplifier and a filter stage. The second contains an Arduino Uno signal acquisition card. The results obtained by this system are good quality signals visualized on a digital oscilloscope and then digitized and visualized on a PC.

Such a circuit presents the objective of this end-of-study project.

keywords : PCG signal, amplifier, filtering, Arduino

خلاصة

إشارة تخطيط القلب هي تسجيل أصوات القلب، وذلك باستخدام ميكروفون يوضع على منطقة الصدر. هذه الإشارة تعطينا معلومات قيمة عن النشاط الميكانيكي للقلب. لسوء الحظ، هذه الإشارة منخفضة الشدة وغالبا ما تكون بإشارات دخيلة. وهذا يتطلب تطوير دائرة تسمح برؤية أفضل للإشارة.

مكونات هذه الدارة يمكن تقسيمها إلى أجزاء تناظرية و أجزاء رقمية. الأولى تتكون من ميكروفون، مكبر للشدة، ومصفي الإشارة. والثانية تحتوي على بطاقة معالجة رقمية. النتائج التي تم الحصول عليها من قبل هذه الدارة هي إشارات جيدة. الوضوح يمكن رؤيتها بجهاز راسم الاهتزاز المهبطي و كذلك جهاز الكمبيوتر.

انجاز هذه الدارة هو الهدف من مشروع التخرج هذا.

كلمات مفتاحية : إشارة تخطيط القلب، مكبر الشدة، مصفي الإشارة، بطاقة المعالجة الرقمية.