



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

PROJET DE FIN D'ETUDES

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité :Instrumentation Biomédicale

Présenté par : Abdellaoui Rim et Siguerdjidjene karima

Encadreur : M. Dib Nabil

Conception et réalisation d'un phono cardiogramme

Présenté le 1 juillet 2019 devant le Jury

Mr Debbal .S *Professeur* Université de Tlemcen Président

Mr Taouli.S *MCB* Université de Tlemcen Examineur

Sommaire

Sommaire	1
Liste des tableaux	3
Liste des figures	3
Dédicaces.....	5
Dédicace	6
Remerciements	7
Introduction générale.....	8
Chapitre 2 Notions de base	
1.1 Introduction.....	9
1.2. L'anatomie du cœur.	9
1.3. L'activité mécanique.....	10
1.4. L'auscultation cardiaque.	11
1.4.1. Les bruits cardiaques.....	12
1.4.2. L'auscultation cardiaque.	13
1.5. Le signal phonocardiogramme.	15
1.5.1 Définition.....	15
1.5.2 les caractéristique temporelles et fréquentielles du signal PCG.....	15
1.6. La pression artérielle.	16
1.6.1. Définition.....	16
1.6.2. Méthodes de mesure de la pression artérielle.	16
1.7 Conclusion.	17
Chapitre 2 Description du circuit électronique	
2.1 Introduction.....	18
2.2. Le schéma bloc général.	18
2.3. Le capteur.....	18
2.3.1. Définition.....	18
2.3.2. Les types de microphones.	19
2.3.3. Le choix du microphone.	21
2.4. L'étage d'amplification.	22
2.5. L'étage de filtrage.....	23
2.6. L'étage d'offset.....	24
2.7. Le circuit d'alimentation.....	24
2.8. La conversion analogique-numérique.....	26
2.9 Conclusion.	27

Chapitre 3 Résultats et interprétations

3.1 Introduction.....	28
3.2. Le capteur.....	28
3.3. L'étage d'amplification.....	28
3.4. L'étage du filtrage.....	30
3.5. Alimentation.....	31
3.6. Mesure de la pression artérielle.....	33
3.6.1. Problématique.....	33
3.6.2. Algorithme de segmentation des bruits cardiaques.....	34
3.6.3. Résultats et interprétations.....	34
3.7. Conclusion.....	36
Conclusion générale.....	37

Liste des tableaux

Tableau 1. Foyers d'auscultation cardiaques.	14
Tableau 2. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques [7].....	15
Tableau 3. Les caractéristiques des différents microphones.	21
Tableau 4. Caractéristiques du circuit intégré TL081.	22
Tableau 5. Mesure de la pression moyenne.	35

Liste des figures

Figure 1. Schéma en coupe de l'anatomie d'un cœur.....	9
Figure 2. Les valvules cardiaques.	10
Figure 3. Le cycle cardiaque.	11
Figure 4. Les bruits cardiaques.	12
Figure 3. Foyers d'auscultation cardiaques : foyer aortique (en bleu), foyer pulmonaire (en jaune), .	14
foyer mitral (en vert) , foyer tricuspide(en rouge).	14
Figure 6. Le signal PCG.....	15
Figure 7. La méthode auscultatoire.....	16
Figure 8. La méthode oscillatoire.	17
Figure 8. Le schéma bloc général du circuit développé.	18
Figure 9. Microphone dynamique.	19
Figure 10. Le microphone électrostatique.	19
Figure 11. Le microphone piézoélectrique.....	20
Figure 12. Le microphone à électret.	21
Figure 13. Types de microphone ECM : (a) deux pattes, (b) trois pattes.....	22
Figure 14. Le capteur réalisé.	22
Figure 15. L'étage de l'amplification.	23
Figure 16. Le filtre passe bas passif menu d'un suiveur.....	24
Figure 17. Le circuit d'alimentation.....	25
Figure 18. La carte Arduino.	26
Figure 19. Le capteur réalisé.	28
Figure 20. La réponse en fréquence du capteur réalisé.....	28
Figure 22. Simulation de l'amplificateur.	29
Figure 23. Circuit d'amplification sur la plaque d'essai.....	30
Figure 24. Etage de filtrage.	30

Figure 25. Réponse en fréquence du filtre passe-bas	31
Figure 26. Test du filtre.	31
Figure 27. Le schéma électrique le circuit imprimé d'alimentation.....	32
Figure 28. Visualisation 3D du circuit d'alimentation.	33
Figure 29. Circuit d'alimentation.....	33
Figure 30. Enregistrement des signaux PCGs.	33
Figure 30. Détection de bruits cardiaques.	35
Figure 32. Mesure de la pression moyenne.	36

Dédicaces

Je dédie ce travail

A mes chers parents qui m'ont soutenu et encouragé durant ces années d'études

Qu'ils trouvent ici le témoignage de ma profonde reconnaissance.

A ma sœur, mes grands-parents et ceux qui ont partagé avec moi tous les moments d'émotion lors de la réalisation de ce travail ils m'ont chaleureusement supporté tous au long de mon parcours.

A ma famille, mes proches et à ceux qui me donnent de l'amour et de la vivacité.

A tous mes amis qui m'ont encouragé et à qui je souhaite plus de succès.

Merci !

Abdellaoui Rim

Dédicace

Je dédie ce travail à :

Tous ceux qui m'aiment.

Tous ceux que j'aime

Siguerdjidjene karima

Remerciements

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

Nous commençons par exprimer notre profonde reconnaissance et nos vifs remerciements au monsieur *DIB NABIL* d'avoir nous encadrer, pour ses encouragements, ses conseils, sa disponibilité et surtout pour sa patience.

On réserve aussi ces lignes de remerciements aux membres de jury qui ont honoré par leur

acceptation à évaluer ce modeste travail, notamment :

Nous tenons à remercier vivement monsieur Mr *Debal Sidi Mohamed* d'avoir accepté de présider le jury de ce mémoire.

Nous adresserons nos vives remerciement à Mr *Hamza Cherif Lotfi* d'avoir accepté de participer dans ce jury et d'examiner ce travail.

Nos remerciements vont également à tous les enseignants et les responsables de notre département qui ont contribué à notre formation.

Nous dédions ce travail à nos familles, berceaux de notre culture. Sans elles nous ne serons pas ce que nous sommes Aujourd'hui. Nous remercions nos parents pour leurs soutiens tout au long de nos Cheminement scolaire.

Enfin, mes remerciements les plus sincères à toutes les personnes qui ont participé de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

Merci

Introduction générale

La première cause de mortalité provient des maladies cardiovasculaires. Même si les connaissances acquises en cardiologie sont grandes, le cœur n'a pas dévoilé tous ses secrets. Pourtant les médecins disposent de nombreux moyens pour l'étudier et vérifier son bon fonctionnement.

La majorité des anomalies cardiovasculaires sont dus à la tension artérielle d'où cette grandeur représente une tache fondamentale dans le diagnostic des anomalies cardiovasculaires. Classiquement, elle a été mesurée par la méthode pneumatique des bruits sur l'auscultation.

Récemment, d'autres techniques non invasives ont été développées afin de mesurer d'une manière continue la pression artérielle. Les méthodes basées sur l'estimation du temps de transit de l'onde de poule (PTT) apparaissent les plus efficaces parmi ces techniques récentes.

Les travaux menés dans le cadre de ce mémoire et les résultats obtenus sont structurés en trois chapitres.

Le premier chapitre présente l'anatomie du cœur et son activité mécanique ainsi à l'auscultation cardiaque et ces différents bruits qui constituent le signal phonocardiogramme (PCG)

Le deuxième chapitre consiste à étudier les différents étages électroniques permettant la conception et la réalisation d'un circuit destiné à la détection du signal PCG.

Dans le troisième chapitre, les résultats obtenus seront présentés.

1.1 Introduction.

Ce chapitre a pour but de remettre en place, sous forme simple l'anatomie du cœur et son activité mécanique ainsi l'auscultation cardiaque. Les différents bruits qui constituent le signal phonocardiogramme (PCG) sont aussi décrits. Les différentes méthodes de pression de la mesure de la pression artérielle sont aussi citées. Il est aussi de noter les caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG puisque ces dernières sont très importantes lors de la conception de notre circuit électroniques.

1.2. L'anatomie du cœur.

Le cœur est un organe vital, qui assure la circulation du sang, enveloppé du péricarde, est situé dans le médiastin antérieur. Il est situé entre les deux poumons, sur la coupole diaphragmatique gauche, en arrière du sternum et on avant du médiastin postérieur, notamment de l'œsophage.

Le cœur 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 (Fig.1). Les cavités droite et gauche sont totalement séparées par une cloison : (septum) [1].

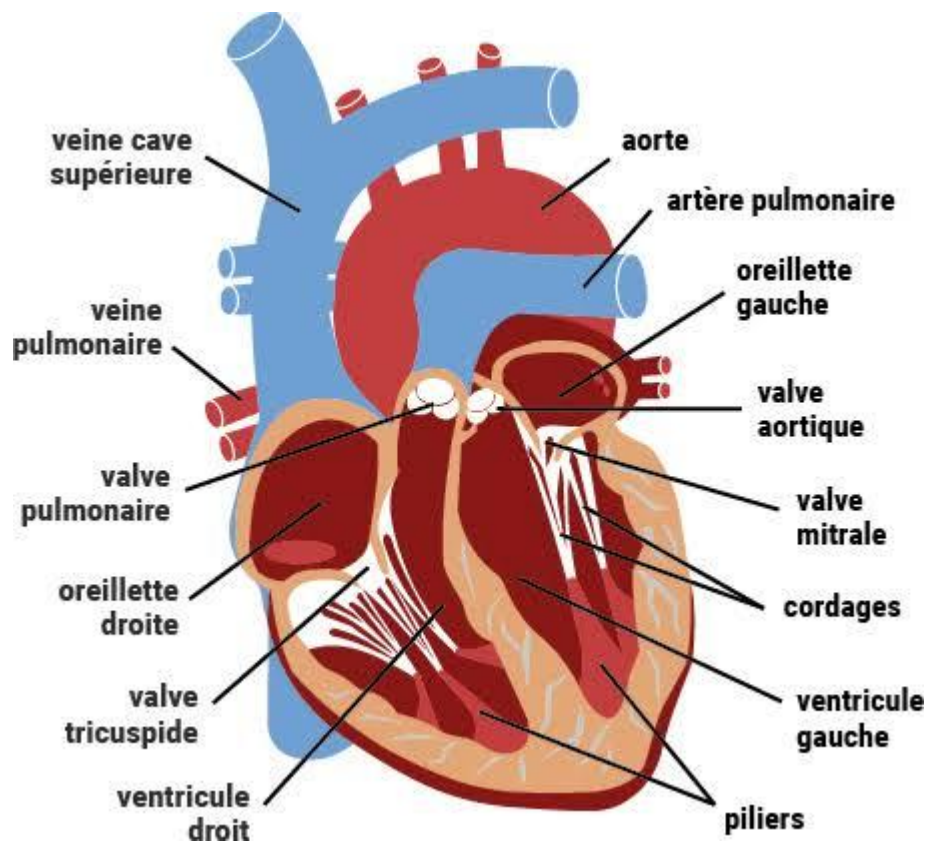


Figure 1. Schéma en coupe de l'anatomie d'un cœur.

Ces quatre remplis membraneux canalisent le sang à l'intérieure du cœur pour qu'il s'écoule dans une direction unique grâce à des différents éléments séparant ces cavités qui s'appellent les valvules cardiaques.

Le cœur contient quatre valves (Fig.2). Ces valvules sont :

- **La valve mitrale.** Située entre le ventricule gauche et l'oreillette gauche.
- **La valve tricuspide.** Située entre l'oreillette droite et le ventricule gauche.

- **La valve aortique.** Située entre le ventricule gauche et l'aorte.
- **La valve pulmonaire.** Située entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire [2].

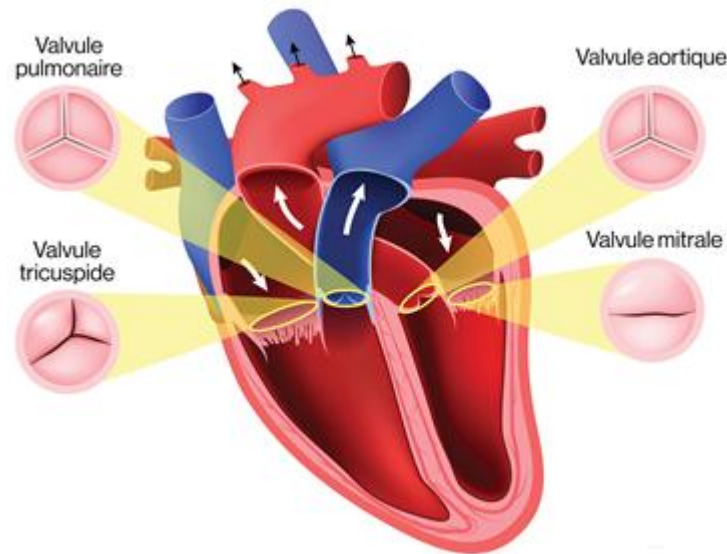


Figure 2. Les valvules cardiaques.

1.3. L'activité mécanique.

Le cycle cardiaque est la succession des phases de contractions (systole) ; éjectant le sang hors du ventricule gauche ; et des phases de relaxation (diastole) permettent le remplissage de la cavité cardiaque (Fig.3).

- **Phase de la systole.**

Cette phase est constituée de deux parties : la systole auriculaire et la systole ventriculaire.

- ✚ **La systole auriculaire :** Pendant la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et éjectent le sang vers les ventricules. Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valves auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valves produit le son de battement de cœur.

- ✚ **La systole ventriculaire :** Cette phase implique la contraction des ventricules, expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valves sigmoïdes et la valve pulmonaire à droite et la valve aortique à gauche se ferment. Ainsi le sang ne reflue pas vers les ventricules. La fermeture des valves sigmoïdes produit un deuxième bruit cardiaque plus aigu que le premier. Pendant cette phase les oreillettes maintenant relâchées, se remplissent du sang.

- **Phase de la diastole.**

La diastole est la relaxation de toutes parties du cœur, permettant le remplissage des ventricules, par les oreillettes droites et gauches et depuis les veines caves et pulmonaires.

Le cœur passe un tiers (1/3) du temps en systole et deux tiers (2/3) en diastole. L'expulsion rythmique du sang provoque ainsi le pouls que l'on peut tâter [3].

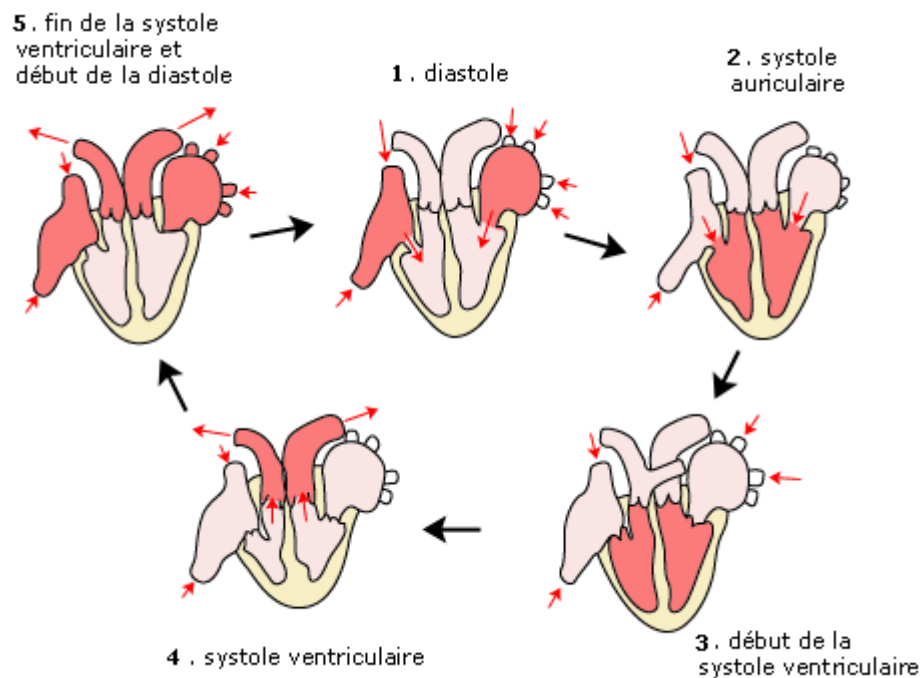


Figure 3. Le cycle cardiaque.

1.4. L'auscultation cardiaque.

L'auscultation est le terme médical qui désigne l'utilisation d'un stéthoscope pour écouter les sons à l'intérieur du corps. Ce test simple ne présente aucun risque ni effet secondaire.

L'auscultation est réalisée dans le but d'examiner les systèmes circulatoire et respiratoire, ainsi que le système gastro-intestinal.

L'auscultation cardiaque est l'examen pratiqué par un médecin au niveau du cœur. L'auscultation cardiaque peut être réalisée par un médecin généraliste ou un cardiologue. C'est un des examens courants lors d'une consultation médicale. L'auscultation cardiaque consiste en l'application d'un stéthoscope sur la poitrine du patient, en position assise ou couchée, afin de repérer des anomalies du rythme cardiaque. Cet examen doit être pratiqué en silence pour se concentrer sur les bruits du cœur.

L'auscultation du cœur nécessite une ouïe excellente et la capacité de faire des distinctions subtiles de tonalité et de durée. Les praticiens à l'audition altérée peuvent utiliser des stéthoscopes amplifiés. Les sons aigus sont mieux entendus avec le diaphragme du stéthoscope.

1.4.1. Les bruits cardiaques.

Les bruits cardiaques sont des sons brefs et transitoires, reflètent l'ouverture et la fermeture des valvules, ils sont classés en bruit systolique et diastolique.

Il existe quatre bruits cardiaques désignés par : B1, B2, B3 et B4 (Fig.4).

- **Le bruit B1.**

Ce bruit correspond à la fermeture des valves mitrale et tricuspide lors de la contraction du myocarde au début de la systole ventriculaire, Il est de tonalité (onomatopée « TOUM »). Le bruit B1 se produit juste après le début de la systole et est préférentiellement dû à la fermeture mitrale mais peut être également le reflet de la fermeture tricuspide. Il est souvent divisé en deux et est aigu. B1 est fort dans le rétrécissement mitral.

- **Le bruit B2.**

Le bruit B2 est produit en début de diastole et est dû à la fermeture des valvules aortique et pulmonaire. Normalement, la fermeture de la valvule aortique précède celle de la valvule pulmonaire, à moins que la première ne soit retardée ou la seconde en avance. La fermeture de la valve aortique est tardive en cas de bloc de branche gauche ou de rétrécissement aortique ; la fermeture de la valvule pulmonaire est précoce dans certaines formes de phénomènes de pré- excitation.

L'intervalle B1-B2 délimite la systole ventriculaire alors que l'intervalle B2-B1 représente la diastole ventriculaire.



Figure 4. Les bruits cardiaques.

- **Le bruit B3.**

Le bruit B3 est un bruit sourd proto-diastolique, correspondant à la phase initiale rapide de remplissage ventriculaire. Il peut disparaître lors du traitement de l'insuffisance ventriculaire [3].

Chez le sujet sain, le bruit B3 est quelquefois désigné comme troisième bruit physiologique. Chez le sujet atteint de maladie cardiaque, on parle de 3^e bruit ou galop proto-diastolique ou ventriculaire. Ce bruit est perçu environ 0,14 - 0,16 s après le deuxième bruit. Le bruit entendu peut être dû à une mauvaise pression de remplissage ventriculaire et, le cas échéant, permet d'affirmer qu'il y a souffrance ventriculaire. D'autre part, ce bruit se rencontre fréquemment chez les enfants ou les jeunes adultes sains, auquel cas il s'agit d'un bruit B3 physiologique. Il est rare de retrouver un troisième bruit chez des sujets sains de plus de trente ans, il est alors le plus souvent d'origine ventriculaire gauche. C'est un bruit de basse fréquence que l'on perçoit le mieux avec le petit pavillon du stéthoscope délicatement appliqué à l'apex, le sujet étant en décubitus dorsal ou latéral gauche.

▪ **Le bruit B4.**

Le B4 est également sourd, télé diastolique, correspondant à la phase de remplissage actif ventriculaire par la contraction de l'oreillette. Il ressemble à B3 et est mieux ou exclusivement entendu par la cloche du stéthoscope. Pendant l'inspiration, le B4 du ventricule droit augmente et le B4 du ventricule gauche diminue. Le B4 est entendu beaucoup plus souvent que B3 et indique un degré moindre de dysfonction ventriculaire, habituellement diastolique. Le B4 est absent dans la fibrillation auriculaire mais est presque toujours présent en cas d'ischémie myocardique active ou peu après un infarctus du myocarde [4].

1.4.2. L'auscultation cardiaque.

L'auscultation cardiaque se fait au mieux dans une pièce silencieuse, le patient bien installé, torse nu ou le thorax facilement accessible, selon les conditions suivantes :

- ✚ Le stéthoscope biauriculaire doit être de bonne qualité.
- ✚ Le patient doit d'abord être ausculté en décubitus dorsal, puis latéral gauche, puis assis, thorax penché en avant.
- ✚ Il est important de demander de temps en temps au patient de bloquer sa respiration ; entre-temps il doit respirer calmement, sans faire de bruit ventilatoire.
- ✚ Durant toutes ces manœuvres, le pavillon du stéthoscope est déplacé progressivement sur toute l'aire précordiale, en faisant varier la pression du pavillon.

Les foyers d'auscultation sont indiqués sur la figure 5 et décrits sur le tableau 1. Noter que ces foyers d'auscultation ne correspondent pas à la situation anatomique des valves correspondantes.

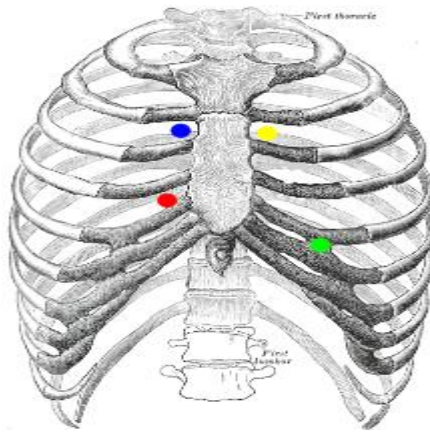


Figure 3. Foyers d'auscultation cardiaques : foyer aortique (en bleu), foyer pulmonaire (en jaune), foyer mitral (en vert) , foyer tricuspide(en rouge).

Foyer d'auscultation	Localisation
Mitral	5 ^e espace intercostal G
Tricuspidien	Sous la xiphoïde
Aortique	2 ^e espace intercostal D
Pulmonaire	2 ^e espace intercostal G

Tableau 1. Foyers d'auscultation cardiaques.

Les variations de bruit peuvent indiquer au médecin que certaines zones peuvent ne pas recevoir suffisamment de sang ou que le patient a une valve anormale. Le médecin peut demander des tests supplémentaires s'il entend quelque chose d'inhabituel.

L'auscultation est donc une compétence des professionnels de la santé qui nécessite une expérience clinique substantielle [4].

1.5. Le signal phonocardiogramme.

1.5.1 Définition.

La phonocardiographie est l'examen qui a pour but d'enregistrer les bruits normaux ou pathologique du cœur et de les visualiser par une représentation graphique [5] (Fig.6).

Le phonocardiogramme est un enregistrement des bruits du cœur ou le signal sonore est transformé en impulsion électrique de façon à pouvoir être enregistré sur un tracé. C'est un signal non stationnaire qui peut aller jusqu'à 500 Hz dans certaines pathologies cardiovasculaire.

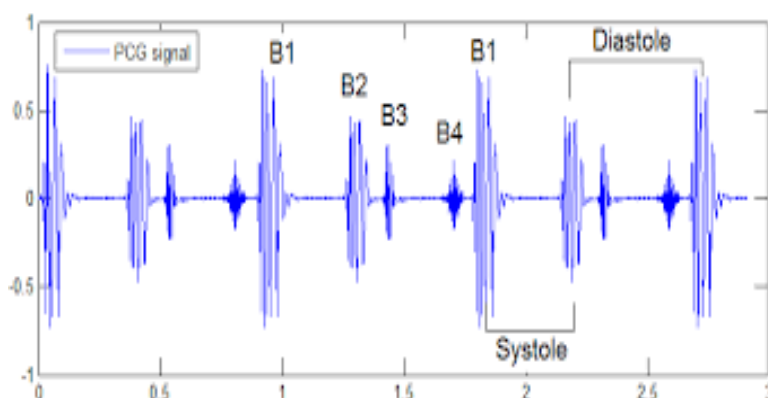


Figure 6. Le signal PCG.

1.5.2 les caractéristique temporelles et fréquentielles du signal PCG.

Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des différents bruits sont affichées sur le tableau 2. Les bruits cardiaques sont essentiellement des sons de fréquences basses à faible niveau. Seule une petite partie des sons cardiaques se trouvent dans la plage d'audibilité humaine. Cela signifie que nos oreilles sont incapables d'entendre correctement ces sons et donc nous ne serons pas en mesure d'analyser les moindres détails répandus afin de diagnostiquer le patient.

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

Tableau 2. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques [7].

1.6. La pression artérielle.

1.6.1. Définition.

La pression artérielle est la pression qu'exerce le flux sanguin dans les artères. Cette pression augmente et diminue en fonction de l'activité du cœur et des muscles du corps.

La pression sanguine artérielle est le produit du débit cardiaque par la résistance concentrée par le sang lorsqu'il circule dans les vaisseaux. Elle est définie en termes de pression systole et pression diastolique.

La pression systolique est la pression maximale produite dans les artères par chaque battement cardiaque. La pression diastolique est la pression constante maintenue dans les artères entre chaque battement cardiaque.

La pression sanguine est mesurée au moyen d'un sphygmomètre (tensiomètre) et est exprimée en millimètre de mercure. La pression artérielle moyenne doit être de 120 pour la systolique et 80 pour la diastolique [8].

1.6.2. Méthodes de mesure de la pression artérielle.

Il existe deux types de méthodes pour mesurer la pression artérielle : directe et indirecte.

- **Méthode indirecte.**

Les méthodes directes regroupent la méthode auscultatoire et oscillatoire.

- ✚ **La méthode auscultatoire** : L'opérateur doit s'équiper d'un brassard ainsi que d'un stéthoscope. Le brassard doit être de taille adaptée à la corpulence du patient. La hauteur doit être équivalente à 40% de la longueur du bras et la circonférence de la poche gonflable doit couvrir 80% de celle du bras. Le brassard est muni d'un manomètre qui doit permettre de visualiser la pression exercée par le gonflement de la poche [9].

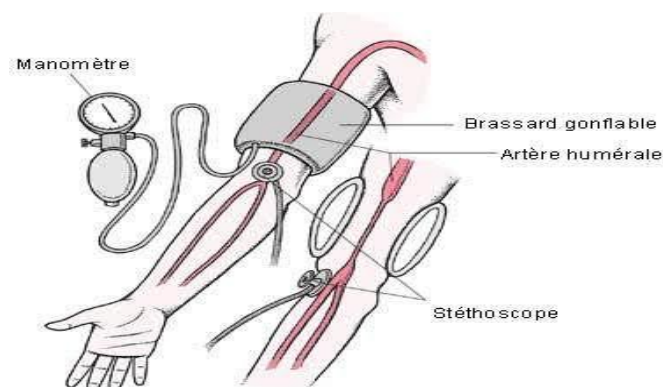


Figure 7. La méthode auscultatoire.

- ✚ **La méthode oscillatoire.** Cette méthode est basée sur l'utilisation d'un capteur électronique de pression avec une lecture numérique de la tension artérielle. Lorsque le manchon se dégonfle, des oscillations sont enregistrées par l'appareil. L'oscillation

débutent avant la valeur réelle de la systolique et prennent fin après la valeur réelle de la diastolique.

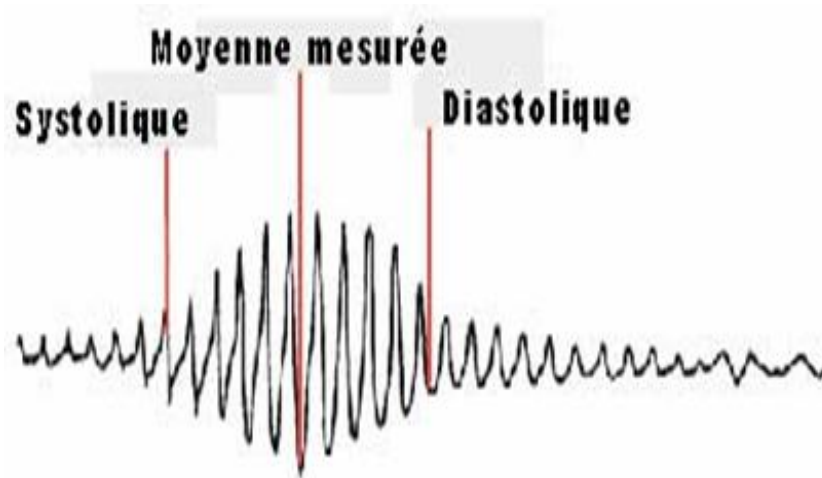


Figure 8. La méthode oscillatoire

- **La méthode directe.**

Dans ce type de techniques, la pression est mesurée « in vivo » en utilisant un capteur de pression couplé à un système vasculaire par un cathéter inséré au niveau d'un vaisseau sanguin. Deux approches sont utilisées pour la mesure de la pression d'une manière directe :

- ✚ **La mesure extravasculaire** : Dans cette approche, la pression est transmise à travers un espace hydraulique vers un capteur de pression. Par une insertion percutanée, on présente le cathéter dans l'espace artériel ou veineux ; la pression du sang et donc transmise via le cathéter et la zone d'échantillonnage puis vers le capteur de pression.
- ✚ **La mesure intravasculaire** : Une membrane est disposée à l'entrée du cathéter, sous l'effet de la pression du sang, la membrane change sa position. Cette déformation est détectée par un moyen optique ; généralement une fibre optique ; qui détecte le déphasage de la lumière traduisant la pression appliquée au capteur.

1.7 Conclusion.

A travers ce chapitre on a parlé brièvement de l'anatomie du cœur et son activité mécanique ainsi les différents foyers d'auscultation des bruits constituant le signal PCG. Nous avons ensuite, décrit les méthodes utilisées pour la mesure de la pression artérielle. Ces notions semblent très importantes pour comprendre le deuxième chapitre.

2.1 Introduction.

La plupart des maladies cardiaques sont associées aux sons produits par le cœur et sont reflétées par ces sons. L'auscultation cardiaque, définie comme l'écoute du son du cœur, a été une méthode très importante pour le diagnostic précoce d'un dysfonctionnement cardiaque. L'auscultation traditionnelle nécessite une expérience clinique substantielle et de bonnes capacités d'écoute. L'émergence du stéthoscope électronique a ouvert la voie à un nouveau domaine de l'auscultation assistée par ordinateur.

Ce chapitre décrit les différents blocs constituant un stéthoscope électronique.

2.2. Le schéma bloc général.

La figure 8 montre le schéma bloc général du circuit que nous avons réalisé. Pour assurer cette détection il est important d'utiliser un capteur correctement choisi. Le système doit disposer aussi d'un circuit de mise en forme constituée d'un étage d'amplification et un autre de filtrage. Ces deux derniers sont très importants puisque le signal acquis est de faible amplitude et souvent contaminé par des bruits. La carte Arduino sera employée pour numériser le signal acquis.

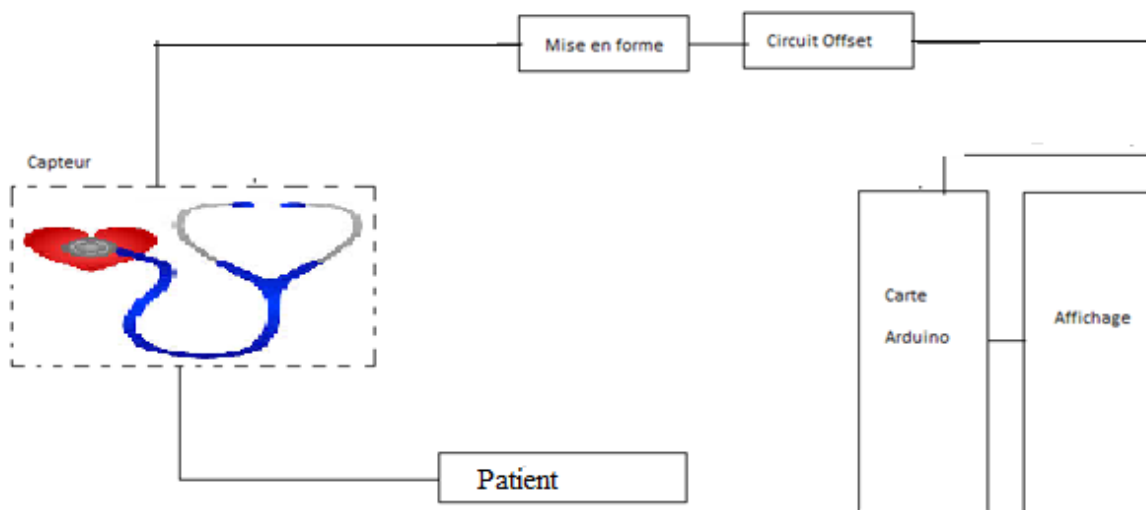


Figure 8. Le schéma bloc général du circuit développé.

Ces différentes étapes seront décrites dans la suite de ce chapitre.

2.3. Le capteur.

2.3.1. Définition

Le capteur est l'élément principal d'un instrument de mesure auquel est directement appliquée la grandeur à mesurer. C'est un dispositif permettant de capter un phénomène physique et de le restituer sous forme de signal électrique.

Les microphones et les accéléromètres constituent le choix naturel du capteur lors de l'enregistrement du son. Ces capteurs ont une réponse haute fréquence tout à fait adéquate pour les bruits du corps. Ce sont plutôt les basses fréquences qui pourraient poser un problème.

Le microphone est un capteur couplé à l'air qui mesure les ondes de pression induites par les mouvements de la paroi thoracique, tandis que les accéléromètres sont des capteurs à contact qui mesurent directement les mouvements de la paroi thoracique. Pour l'enregistrement de sons corporels, les deux types peuvent être utilisés.

2.3.2. Les types de microphones.

- **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 (Fig.9). Les vibrations sonores percutent 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 [10].

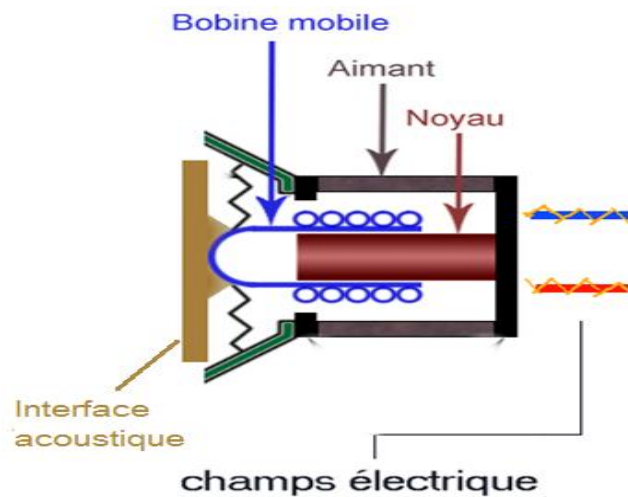


Figure 9. Microphone dynamique.

- **Microphones statiques ou à condensateur**

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 rme de deux armatures de condensateur. Ses deux derniers peuvent se rapprocher et s'éloigner par l'impact de la variation de pression provoquée par l'onde sonore, ce qui résulte d'une variation de distance entre les deux plaques qui modifie la capacité du condensateur. A la sortie, un signal électrique dont les variations sont à l'image de celles de la pression acoustique est récupéré [10].

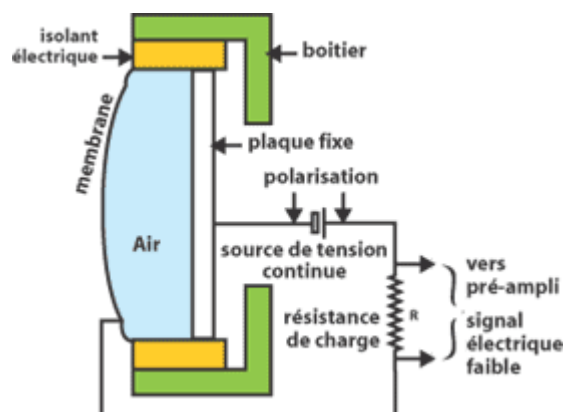


Figure 10. Le microphone électrostatique.

- **Microphones piézoélectriques**

Chapitre 1. Notions de base

Un microphone piézoélectrique est un transducteur sonore basé sur la propriété des cristaux piézoélectriques de générer une polarisation électrique à leur surface lorsqu'ils subissent une déformation mécanique. Cette particularité est par ailleurs réversible : excité par une tension électrique, un cristal piézoélectrique se déforme mécaniquement. Ils ont une bande passante plus réduite que celle du microphone dynamique ou statique mais sont adaptés à certaines utilisations spécifiques [11].

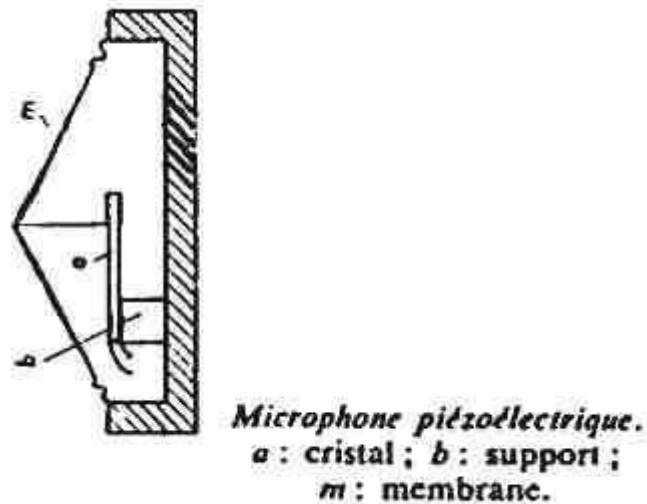


Figure 11. Le microphone piézoélectrique

▪ Microphones à électret.

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 12].

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 [12].

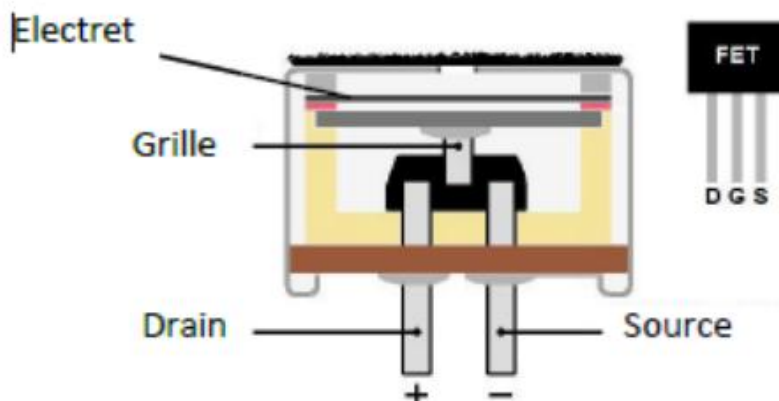


Figure 12. Le microphone à électret.

2.3.3. Le choix du microphone.

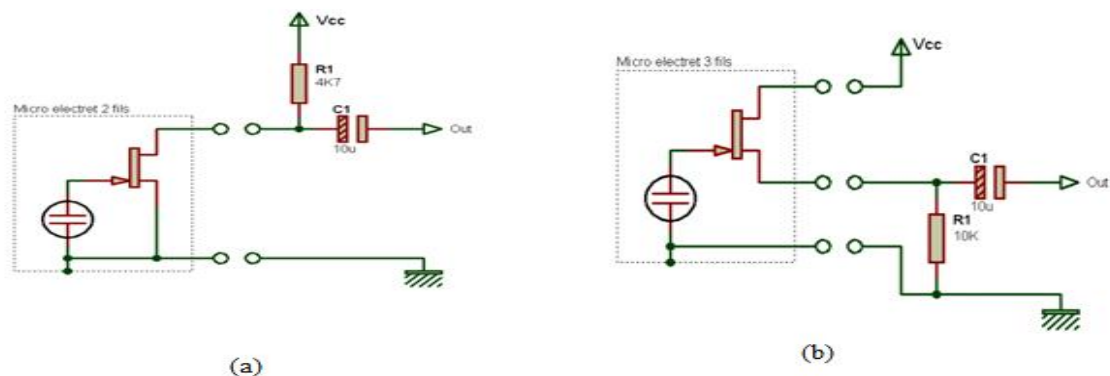
Le choix du capteur est très important. Le tableau 3 montre les caractéristiques principales des différents microphones cités auparavant.

	Microphone ECM	Microphone dynamique	Microphone piézoélectrique	Préférence
Cout	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 3. Les caractéristiques des différents microphones.

Dans ce projet nous utilisons le microphone à électret car il est : peu coûteux, très robuste, a une bonne sensibilité en plus on a la possibilité de miniaturisation extrême. IL a à une faible sensibilité aux bruits de donc il est sensible uniquement aux bruits cardiaques.

Il existe deux types de microphones à électret : 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 13 .a . 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 13.b.



Chapitre 1. Notions de base

Figure 13. Types de microphone ECM : (a) deux pattes, (b) trois pattes.

Les bruits cardiaques sont de très faible amplitude, alors nous avons utilisé une amplification mécanique réalisée avant l'étage d'amplification électrique. Cette amplification est accomplie à travers la membrane de stéthoscope. Le capteur réalisé est illustré sur la figure 14.

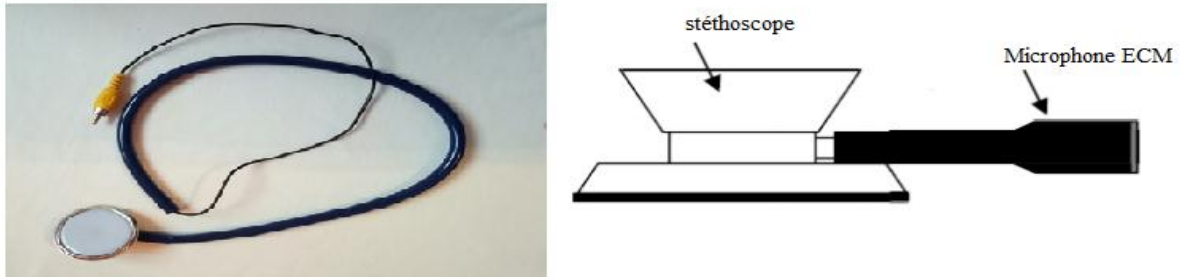


Figure 14. Le capteur réalisé.

2.4. L'étage d'amplification.

Compte tenu que le signal détecté par le microphone est très faible, de l'ordre de quelques microvolts une amplification est nécessaire. L'amplificateur employé dans notre circuit est un amplificateur opérationnel non inverseur.

Dans le cadre de ce projet, nous avons opté pour le circuit intégré TL081. Ce type d'amplificateur convient parfaitement à la mise en forme de signal phono cardiographique. Les caractéristiques de cet amplificateur sont montrées sur le tableau 4.

Propriété	Valeur
Amplification	$2 \cdot 10^5$
Gain dB	106
Impédance d'entrée R_e (Ω)	10^{12}
Impédance de sortie R_s (Ω)	100
Courants de fuite	30 pA
Tension d'offset (mV)	3
TRMC (dB)	86
Tension de bruit (nV/)	18

Tableau 4. Caractéristiques du circuit intégré TL081.

La figure 15 montre le schéma électrique de l'étage de l'amplification.

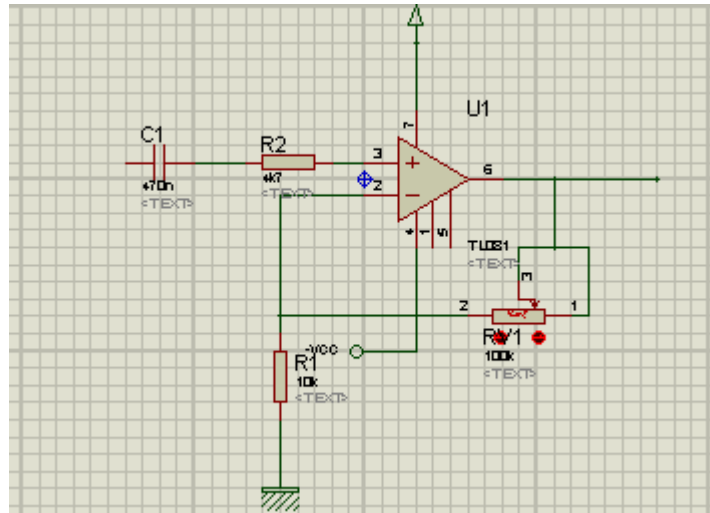


Figure 15. L'étage de l'amplification.

Le gain en tension de cet amplificateur peut être exprimé par l'équation suivante :

$$G = 1 + \frac{RV}{R1} \quad (1)$$

2.5. L'étage de filtrage.

Les signaux physiologiques sont souvent noyés dans différentes sources de bruit. Il est nécessaire de passer par une étape de filtrage pour séparer les signaux utiles des signaux indésirables.

Le choix du filtre et de la bande passante dépend essentiellement de la bande spectrale du signal utile. Sachant que le signal PPG présente un contenu spectral variant de 10 Hz et pouvant aller jusqu'à 450 Hz, nous avons réalisé un simple filtre passe bas passif de fréquence de coupure de 482 Hz. La figure 16 montre le schéma électrique du filtre utilisé dans ce projet de fin d'études.

En utilisant ce principe, on peut écrire :

$$Us(t) = \frac{Z2}{Z1+Z2} \cdot Ue(t) \quad (2)$$

$$\frac{Us(t)}{Ue(t)} = \frac{Z2}{Z1+Z2} \quad (3)$$

Avec : $Z2 = \frac{1}{j\omega C}$ et $Z1=R$

En remplaçant $Z1$ et $Z2$ par leurs expressions, on peut écrire que

$$H(j\omega) = \frac{\frac{1}{j\omega C}}{R + \frac{1}{j\omega C}} \quad (4)$$

$$H(j\omega) = \frac{1}{1+j\omega CR} \quad (5)$$

$$H(j\omega) = \frac{1}{j(\frac{1}{2\pi f_0})(2\pi f)+1} \quad (6)$$

$$H(f) = \frac{1}{j(\frac{f}{f_0})+1} \quad (7)$$

Le filtre est mené d'un suiveur pour faire l'adaptation avec l'étage suivant.

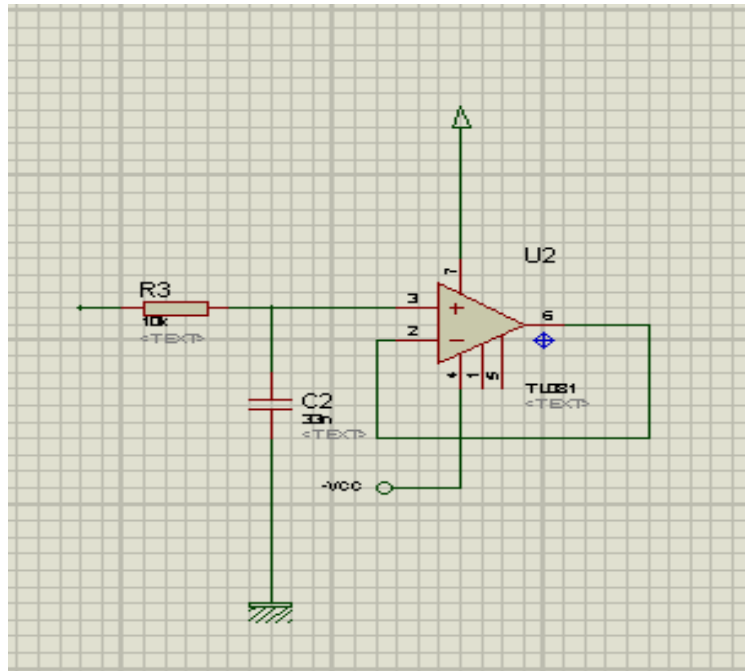


Figure 16. Le filtre passe bas passif menu d'un suiveur.

2.6. L'étage d'offset.

Le circuit d'offset représente le décalage en tension continue à un certain niveau par rapport à la référence.

Les signaux physiologiques sont des signaux bipolaires. La carte Arduino ne permet de lire que les valeurs positives. Un circuit d'offset permet d'ajouter une tension continue et rendre toutes les valeurs positives sans qu'on change l'allure du signal.

2.7. Le circuit d'alimentation.

Ce circuit est utilisé pour fournir une énergie nécessaire qui permet le fonctionnement de certains composants électroniques selon des conditions bien déterminées et adaptées à des besoins. Dans notre projet, on a choisi de réaliser une alimentation isolée symétrique d'une valeur de 5 volts qui comprend trois bornes :

- ✚ Une borne de tension positive ($V+ = +5V$)
- ✚ Une borne de tension négative ($V- = -5V$)
- ✚ Une borne de référence représentant la masse ($V = 0V$).

Le schéma électrique du circuit d'alimentation est représenté sur la figure 17.

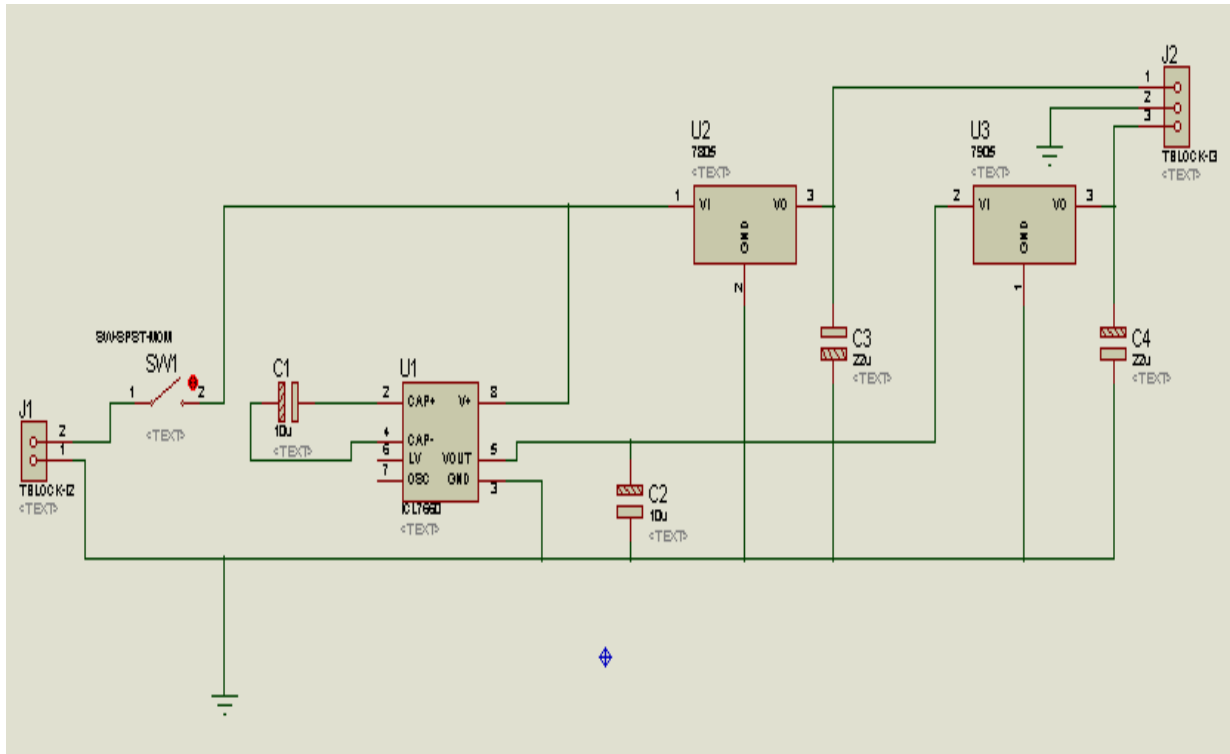


Figure 17. Le circuit d'alimentation.

Le régulateur de tension est l'élément clé dans le circuit d'alimentation. Un régulateur de tension est un circuit intégré. Son rôle est celui d'une source de tension. A savoir qu'il doit fournir une tension constante pour n'importe quel courant de sortie, ou n'importe quelle charge.

Dans ce projet de fin d'études, nous avons utilisé :

- ✚ Le régulateur 7805 est un régulateur de tension fixe. Il peut fournir jusqu'à 1,5 A de courant de sortie. Les fonctions internes de limitation de courant et d'arrêt thermique de ce régulateur le rend essentiellement insensible aux surcharges. Il peut être utilisé avec des composants externes pour obtenir des tensions et des courants de sortie ajustables. Dans notre PFE, il est employé pour convertir la tension de 9V de la pile à une tension stable égale à 5V.
- ✚ Le ICL7660 qui est un convertisseur de tension à condensateur commuté qui inverse, double, divise ou multiplie une tension d'entrée positive. Il est utilisé pour obtenir la tension négative. Il inverse une tension d'entrée positive à une tension négative pour une plage d'entrée de + 1,5V à + 10,0V à tensions de sortie de -1,5V à -10,0V. Il délivre 10mA avec une chute de 0.5V.
- ✚ Enfin, le régulateur 7905 convertit la tension -9V provenant de circuit ICL7660 à une tension stable d'une valeur de -5V volts.

2.8. La conversion analogique-numérique.

Le système Arduino, nous donne la possibilité d'allier les performances de la programmation à celles de l'électronique. Plus précisément, nous allons programmer des systèmes électroniques. Le gros avantage de l'électronique programmée c'est qu'elle simplifie grandement les schémas électroniques et par conséquent, le coût de la réalisation, mais aussi la charge de travail à la conception d'une carte électronique (Fig.18).

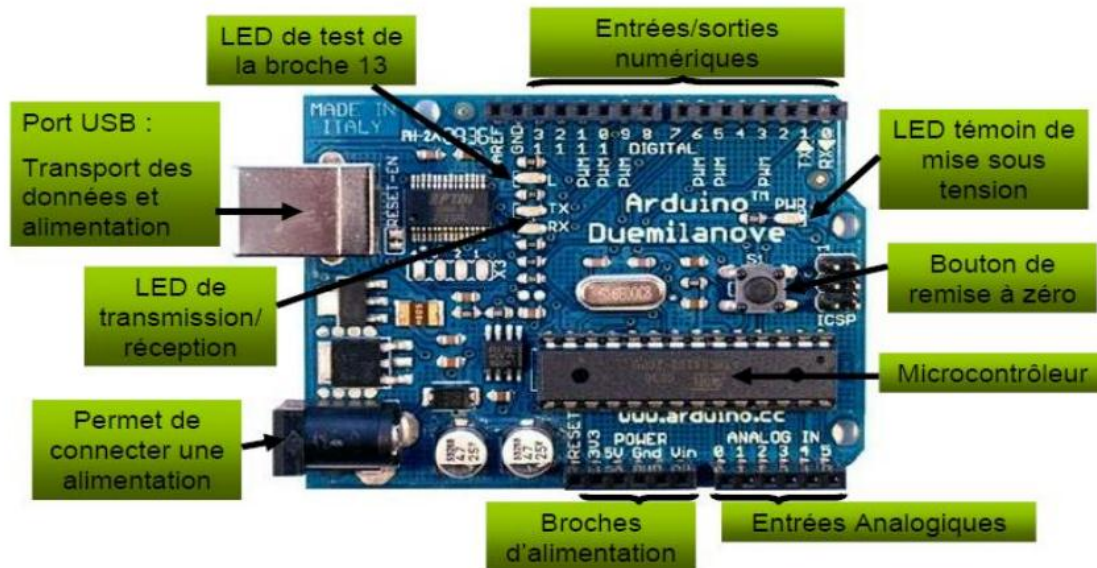


Figure 18. La carte Arduino.

La carte Arduino se caractérise par :

- ✚ Microcontrôleur : ATmega328.
- ✚ Tension d'alimentation interne = 5V.
- ✚ Tension d'alimentation (recommandée)= 7 à 12V, limites =6 à 20 V.
- ✚ Entrées/sorties numériques : 14 dont 6 sorties PWM.
- ✚ Entrées analogiques = 6.
- ✚ Courant max par broches E/S = 40 mA.
- ✚ Courant max sur sortie 3,3V = 50mA.
- ✚ Mémoire Flash 32 KB dont 0.5 KB utilisée par le boot loader.
- ✚ Mémoire SRAM 2 KB.
- ✚ Mémoire EEPROM 1 KB.
- ✚ Fréquence horloge = 16 MHz.
- ✚ Dimensions = 68.6mm x 53.3mm.

2.9 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 et un étage de filtrage. 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 au tests pratique du circuit électronique.

3.1 Introduction.

Ce chapitre est consacré à l'étude pratique détaillée pour le développement et la réalisation du circuit de mise en forme du signal PCG. Cette étude est menée par un ensemble de test sur les différents blocs constituant la chaîne d'acquisition.

Nous avons aussi présenté les résultats de mesure de la tension artérielle à partir de la méthode de temps de transit de pouls.

3.2. Le capteur.

La figure 19 montre le capteur que nous avons réalisé. Rappelons que nous avons utilisé un microphone à électret car il est : peu coûteux, très robuste, on a la possibilité de miniaturisation extrême et il a une bonne Sensibilité. Ce capteur fournit une réponse en fréquence couvrant la plage audible, comme illustré ci-dessous à la figure 20. Cette réponse en fréquence est intéressante, car elle fournit une réponse en bande presque plate pour les fréquences présentant un intérêt bioacoustique.



Figure 19. Le capteur réalisé.

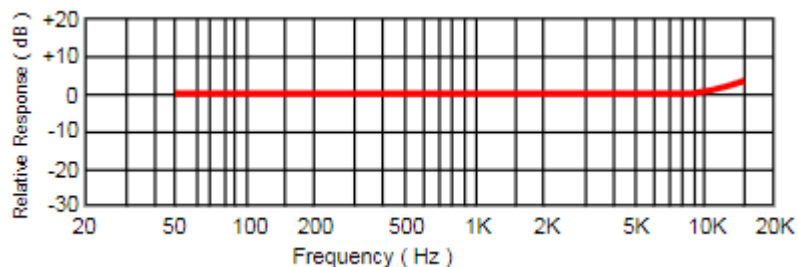


Figure 20. La réponse en fréquence du capteur réalisé.

3.3. L'étage d'amplification.

Le signal détecté par le microphone est très faible, il est de quelques dizaines de mV, donc afin de l'amplifier nous avons utilisé un étage d'amplification basé sur le circuit intégré TL081. La figure 21 montre le schéma électrique et le circuit imprimé de cet étage. La figure 22 représente la simulation du circuit d'amplification.

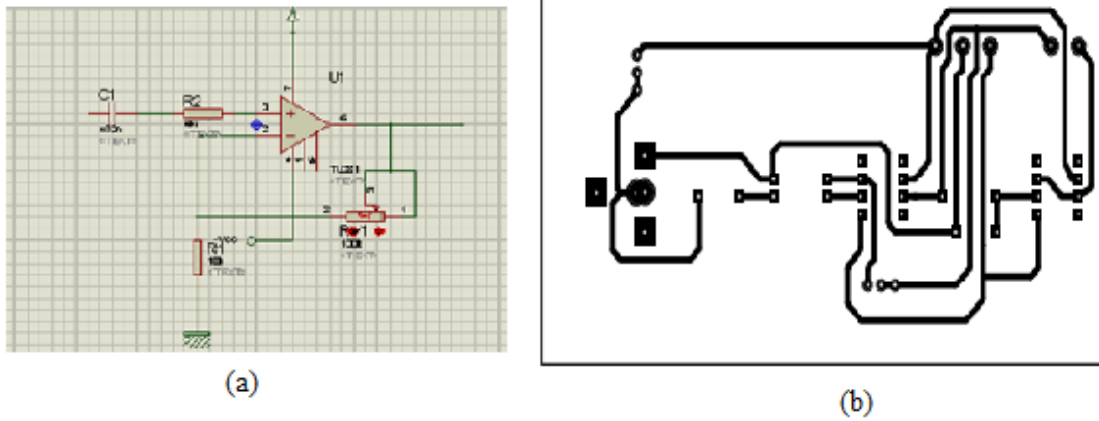


Figure 21. Etage d'amplification : (a) le schéma électrique, (b) le circuit imprimé.

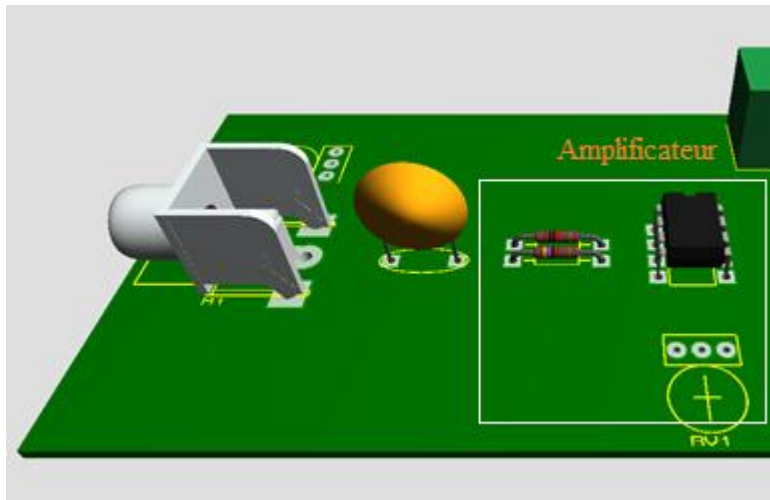


Figure 22. Simulation de l'amplificateur.

Pour vérifier si l'étage fonctionne correctement, nous avons pris une première mesure sur un sujet normal. Le signal est correctement visualisé l'oscilloscope. Il est amplifié comme il est illustré sur la figure 23.

Il est important de noter que le gain de cet amplificateur est un gain réglable puisque nous avons utilisé un potentiomètre dans la contre réaction au lieu d'une résistance fixe.

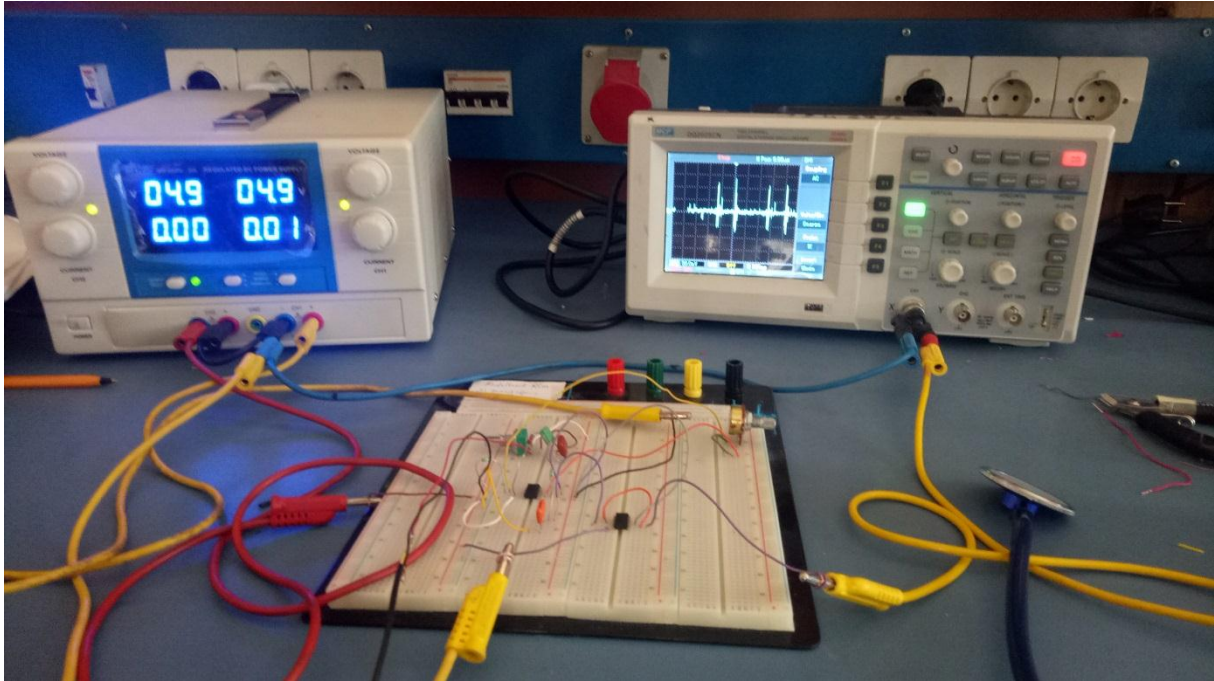


Figure 23. Circuit d'amplification sur la plaque d'essai.

3.4. L'étage du filtrage.

L'étage de filtrage suit directement celui d'amplification. Cet étage est indispensable puisque le signal PCG est influencé par des bruits. Pour filtrer notre signal nous avons réalisé un filtre passe bas de fréquence de coupure de 482Hz . Le schéma électrique ainsi que sa simulation sont montrés sur la figure 24.

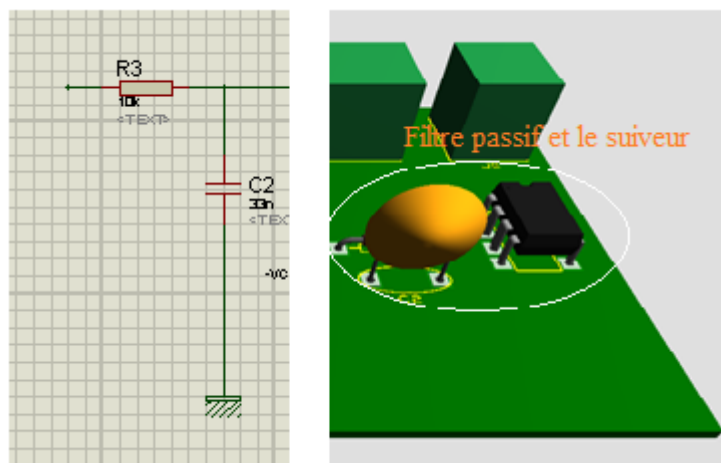


Figure 24. Etage de filtrage.

La réponse en fréquence du filtre passe bas est donnée sur la figure 25.

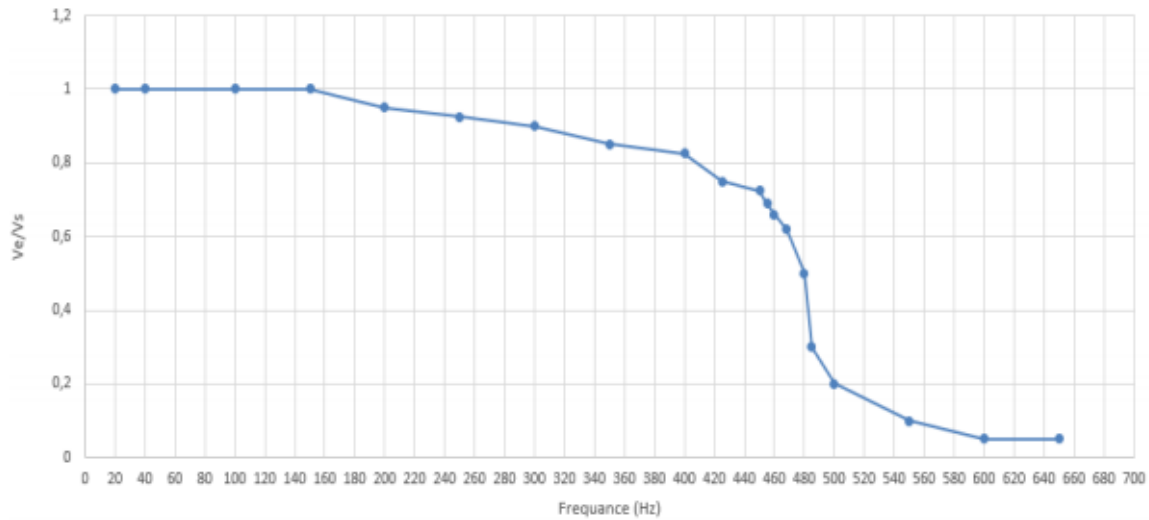
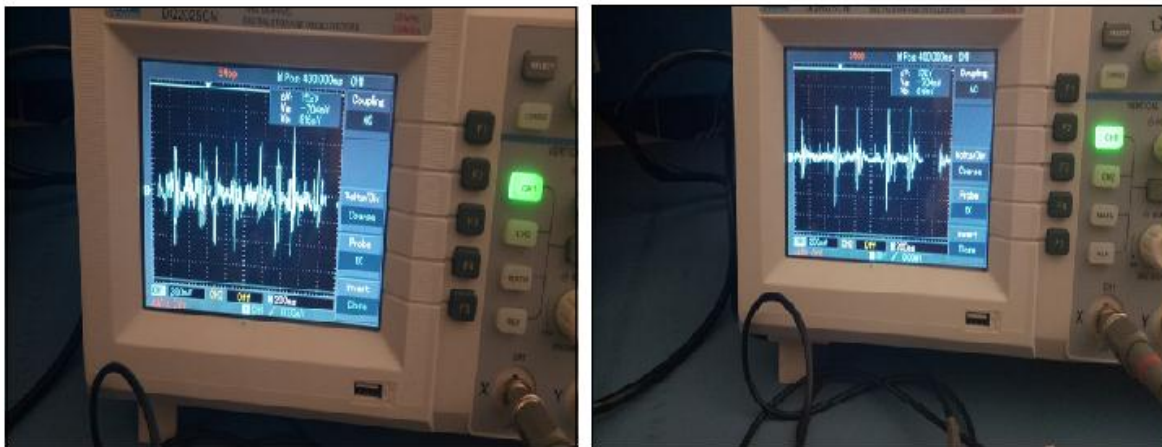


Figure 25. Réponse en fréquence du filtre passe-bas.

La figure 26 montre signal PPG avant et après filtrage. On constate qu'il y a une amélioration du signal puisque les bruit sont fortement réduits après filtrage.



(a)

(b)

Figure 26. Test du filtre.

3.5. Alimentation.

Tous les étages du circuit proposé sont alimentés par une alimentation isolée symétrique d'une valeur de 5 volts. La réalisation du circuit d'alimentation est basée essentiellement sur l'utilisation d'une pile de 9V qui assure l'alimentation positive +VCC. La tension négative (-9V) est obtenue en utilisant le circuit intégré ICL7660. Enfin, On a utilisé des régulateurs 7805 et 7905 pour convertir la tension de (9V) qui ayant dans la pile et la tension qui provenant de circuit ICL7660 (-9V) à une tension stable égale 5V et -5V respectivement. Ces notions sont déjà détaillées dans le chapitre précédent. Les figures 27, 28 et 29 représentent le schéma électrique le circuit imprimé, la visualisation 3D et le circuit réalisé du bloc d'alimentation.

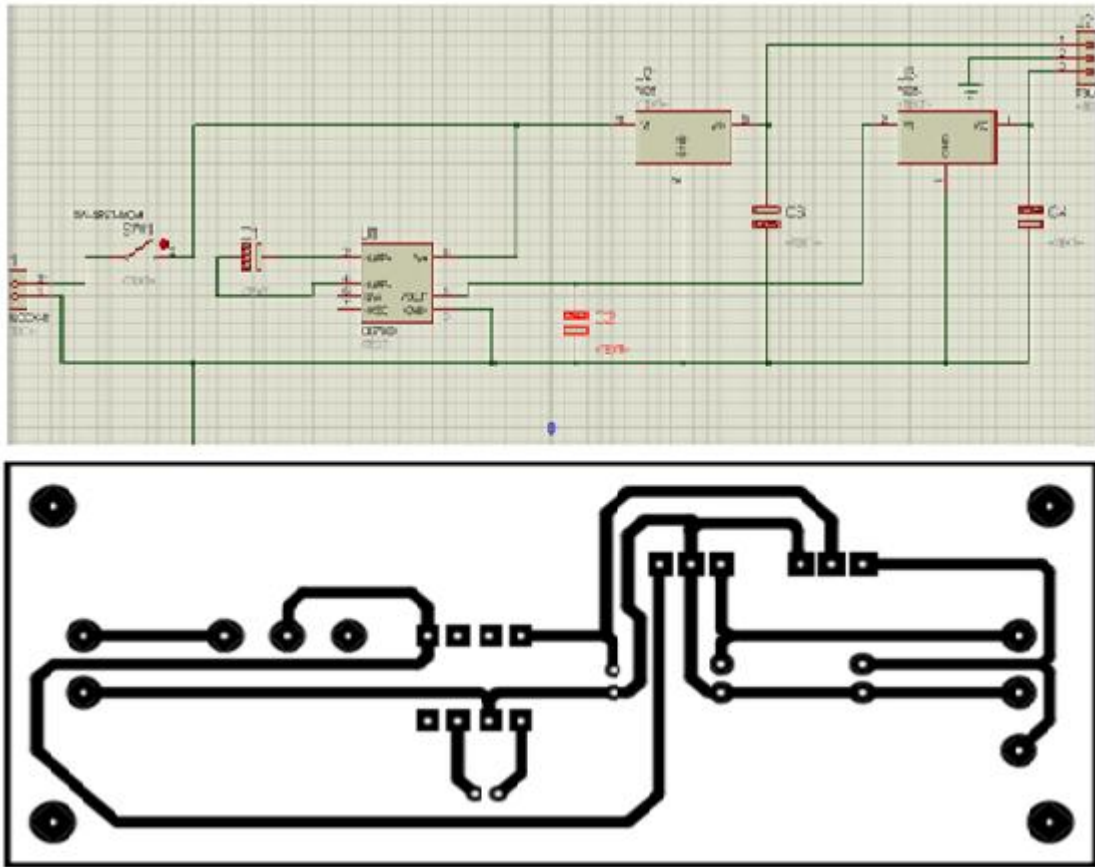


Figure 27. Le schéma électrique le circuit imprimé d'alimentation.

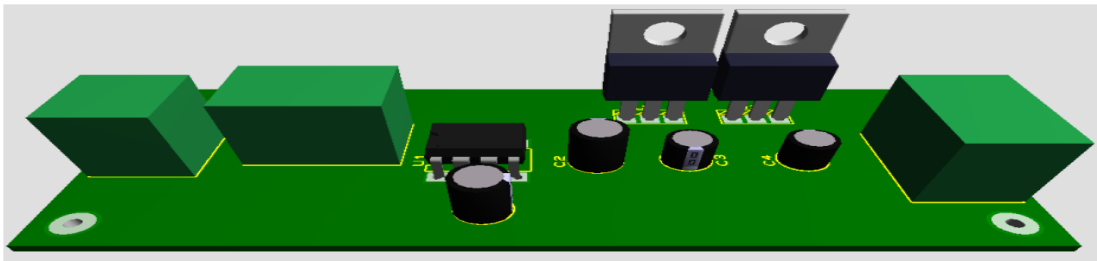


Figure 28. Visualisation 3D du circuit d'alimentation.

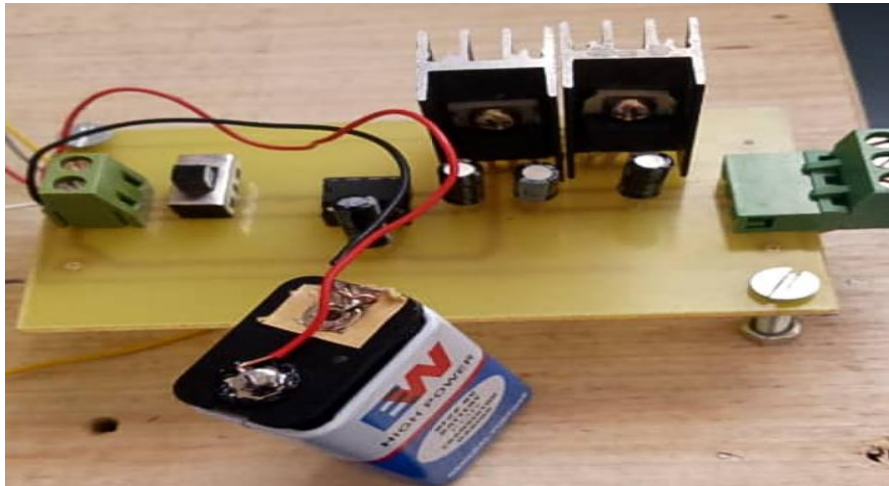


Figure 29. Circuit d'alimentation.

La figure 30 montre l'enregistrement des quatre signaux PCG de quatre sujets différents.

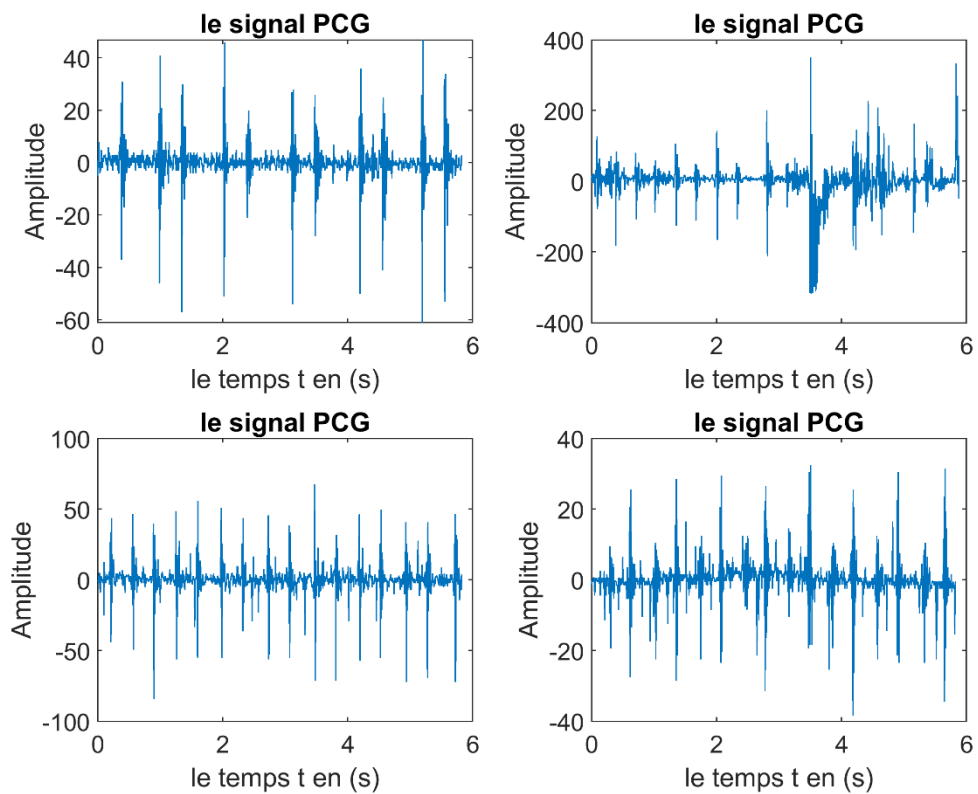


Figure 30. Enregistrement des signaux PCGs.

3.6. Mesure de la pression artérielle.

3.6.1. Problématique.

La mesure de la pression artérielle peut être mesurée en utilisant les méthodes directes ou indirectes décrites en premier chapitre. Malheureusement, ces méthodes présentent certaines limites. Les méthodes directes sont des méthodes qui présente un risque sur le patient puisqu'elles sont des méthodes invasives. Les méthodes indirectes sont des méthodes subjectives puisqu'elles dépendent

de l'expérience du médecin. Elles ne sont pas adéquates pour les patients ayant des arythmies cardiaques. Un autre inconvénient est que la pression artérielle peut être surestimée de façon importante lors de l'emploi d'un brassard de taille inconvenable.

Les chercheurs essayent de déduire la pression artérielle à partir des signaux physiologiques mesurés de manière non invasive tel que le signal ECG, le signal PPG et le signal PCG. Cette approche se base sur le calcul du temps de transit de l'onde de pouls (PTT). Malheureusement, elle est fortement liée au problème de la synchronisation qui peut rendre la mesure peu fiable.

Dans ce PFE, nous essayons d'estimer la pression artérielle en utilisant un seul signal : le PCG. En réalité, c'est la pression artérielle moyenne qui sera estimée.

Pour avoir une estimation correcte de la pression moyenne, il faut tout d'abord estimer le temps de transit (PTT). Ce dernier peut être à son tour calculé à partir du signal PCG. Il représente le temps entre deux bruits B_1 successifs. Une fois ce temps est calculé, on peut déduire la valeur de la pression moyenne en utilisant l'expression suivante :

$$PA_M = \frac{1.947 \cdot h^2}{PTT^2} + 31.84 \cdot (h)$$

Avec :

$$\left\{ \begin{array}{l} PA_M \text{ est la pression moyenne} \\ PTT \text{ temps de tansit} \\ h: \text{ la hauteur entre lecoeur et le bassin} \end{array} \right.$$

3.6.2. Algorithme de segmentation des bruits cardiaques.

Le mesure du temps de transit nécessite la mesure de la durée entre les bruits B1 successifs. Cette mesure doit être automatique d'où la nécessité de développer un algorithme de segmentations des bruits cardiaques.

Dans ce projet de PFE, nous avons développé un simple algorithme pour détecter les différents bruits. L'algorithme est basé sur la détection d'enveloppe.

Diverses approches peuvent être trouvées dans la littérature pour extraire l'enveloppe $E(t)$. Parmi ces méthodes la méthode analytique basée sur l'énergie de Shannon exprimée par l'équation 8.

Un signal analytique est composé par le signal original et sa transformée d'Hilbert. Il est donné pas l'équation 8.

$$E(t) = -S(t)^2 \cdot \log S(t)^2 \quad (8)$$

Cette approche affecte le plus grand poids aux intensités moyennes du signal, par conséquent, le bruit de faible intensité et les perturbations de hautes intensités seront atténués.

Une fois l'enveloppe est estimée, un seuillage en amplitude sera fait. Les pics représentent les centres des différents bruits.

3.6.3. Résultats et interprétations.

La figures 31 montre la segmentation des bruits B1 et B2 de quatre sujets différents.

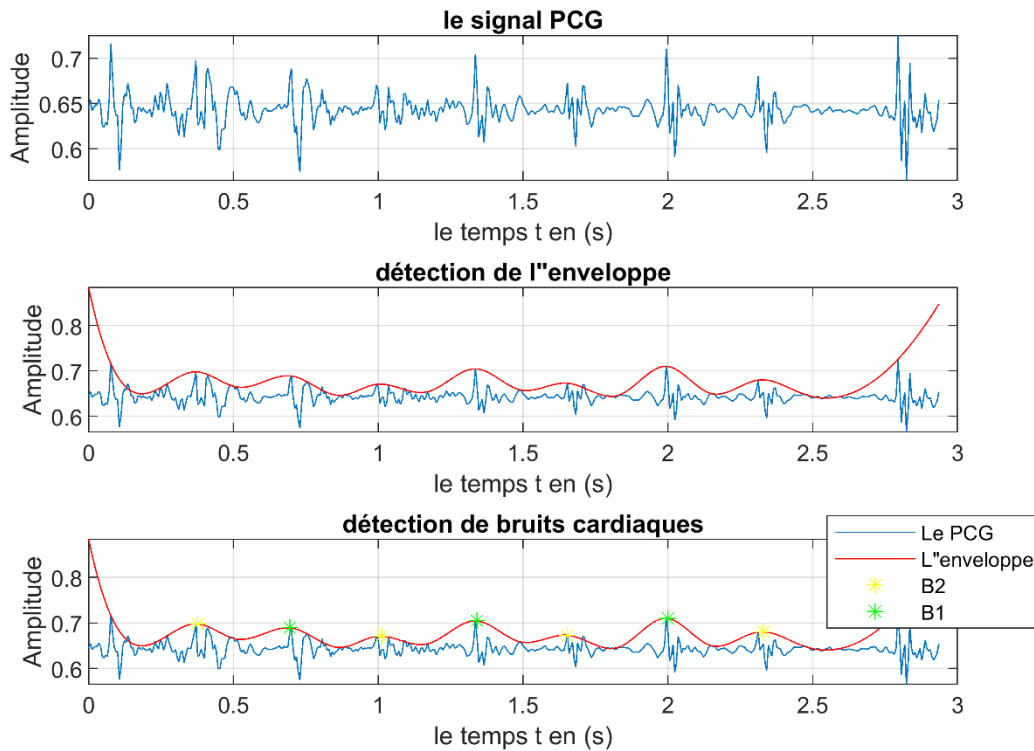


Figure 30. Détection de bruits cardiaques.

Nous pouvons constater que l’algorithme détecte correctement les deux bruit B1 et B2. Une fois le temps de transit est calculé, on peut estimer la pression artérielle.

Afin de valider notre algorithme de calcul ; nous avons choisis des personnes pour mesurer leur pression artérielle par la méthode directe (utiliser un tensiomètre) et comparer les valeurs obtenues avec celles du notre méthode proposée, les résultats des tests sont montrés dans le tableau et l’histogramme suivants.

sujet	PTT	BP(AP)	BP(PTT)
PCG1	0,6765	9	10,25
PCG2	0,8318	9,2	10,47
PCG3	0,7	11	11,08
PCG4	0,9353	10,7	10,7496
PCG5	0,5664	10,7	10,8103
PCG6	0,521	11	10,9233
PCG7	0,4975	11,8	10,26
PCG8	1,07	9,6	10,69
PCG9	0,5681	9,6	9,3882

Tableau 5. Mesure de la pression moyenne.



Figure 32. Mesure de la pression moyenne.

D'après les résultats précédents on constate que les pressions artérielles sont correctement mesurées par la méthode de temps de transit PTT pour les sujets 3 ,4 ,5, 6 et 9. Pour les sujets restants, on remarque une légère différence entre les valeurs et c'est dû aux erreurs lors de la manipulation de l'appareil de mesure ou au mal détection des pics du signal PCG par le circuit.

3.7. Conclusion.

Dans ce troisième chapitre, une réalisation pratique du circuit de mise en forme du signal PCG a été décrite. Le circuit est constitué d'un étage de filtrage d'amplification et de conversion A/D. Les signaux PCG obtenus sont de bonne qualité ce qui nous a permis de mieux détecter les bruits cardiaques pour mesurer la pression artérielle par un algorithme de calcul qui a été proposé. Les résultats obtenus sont satisfaisants puisque les valeurs calculées sont proches de celles mesurées par l'appareil commercialisé.

Conclusion générale

Dans notre projet de fin d'études, nous avons réalisé un dispositif permettant la détection de mouvement mécanique du cœur à travers le signal phono cardiogramme (PCG).

Nous avons abordé notre PFE par une étude théorique sur l'anatomie du cœur. Cette étude a été suivie par une autre sur les différents circuits pouvant être exploités dans la réalisation de ce dispositif. Basant sur cette étude, une réalisation pratique a été faite. Le circuit réalisé contient un étage d'amplificateur, un étage de filtrage, un étage d'offset et un autre étage de conversion analogique numérique basé sur la carte Arduino.

Comme application, nous avons pris la mesure de la pression artérielle. Afin d'accomplir cette tâche, un algorithme de calcul a été développé (explication de la méthode brièvement).

Les résultats obtenus sont très satisfaisants. Ce PFE, nous a permis d'appliquer les notions que nous avons vues durant notre cursus universitaire et de les exploiter afin de réaliser un circuit fonctionnel.