



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bekr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

présenté par : BOUZID Asma et CHERGUI Ahlem

**CARTE ELECTRONIQUE DE MISE EN FORME
ET D'ACQUISITION DES SIGNAUX
PHONOCARDIOGRAPHIQUES THORACIQUES**

Soutenu le 14 juin 2016 devant le Jury

M. HADJ SLIMANE Zineddine	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Président
M. KHOLKHAL Mourad	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Examinateur
M. DJEBBARI Abdelghani	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2015-2016

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.DJEBBARI Abdelghani 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.HADJ SLIMANE Zineddine pour nous avoir fait l'honneur de présider notre jury et Dr. KHOLKHAL Mourad pour avoir accepté d'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.

Asma & Ahlem

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail :

À mon père Azzedine, l'homme de ma vie, mon exemple éternel, mon soutien moral et source de joie et bonheur, celui qu'est toujours sacrifié pour me voir réussir, que Dieu te garde dans son vaste paradis.

À ma mère Samia, la flamme de mon cœur, ma vie et mon bonheur, la source de tendresse et l'exemple de dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager, que Dieu te préserve pour nous.

À ma chère sœur Assia, je ne peux exprimer à travers ses lignes tous mes sentiments d'amour et de tendresse envers toi. Je te souhaite la réussite dans ta vie personnelle et professionnelle.

À mon frère Abdelghani, tu as toujours présent pour les bons conseils, l'affection et ton soutien m'ont été d'un grand secours au long de ma vie. Avec tout l'amour que je te porte je te souhaite beaucoup de réussite, de bonheur et prospérité.

À mes frères Talal et Tedj eddine, je vous souhaite un avenir plein de joie, réussite et de sérénité. Je vous exprime à travers ce travail mes sentiments de fraternité et d'amour.

À mon binôme Ahlem, tu es une amie et une sœur pour moi, tu es toujours là pour me soutenir, m'aider et m'écouter. Merci pour ton amour et ton amitié, que Dieu te protège et te procure joie et bonheur et que notre amitié dure à jamais.

À mes collègues de la promotion Master 2 INB.

À tous ceux ou celles qui me sont chers et que j'ai omis involontairement de citer.

Asma

Dédicaces

Je dédié Ce modeste travail :

A mes chers parents : **TAZGHAT & AICHA** Sources de mes joies, secrets de ma force Vous serez toujours le modèle. Papa, dans ta détermination, ta force et ton honnêteté Maman, dans ta bonté, ta patience et ton dévouement pour nous.

Merci pour tous vos sacrifices .Merci de trimer sans relâche, malgré les péripéties de la vie. Merci d'être tout simplement mes parents. C'est à vous que je dois cette réussite. Et je suis fière de vous l'offrir.

Puisse Dieu, le tout puissant vous accorder sa clémence, sa miséricorde, et vous accueillir dans son saint paradis.

A mon cher frère : **MOUHAMED** Je ne saurais exprimer ma gratitude seulement par des mots. Que Dieu te protège et te garde pour nous.

A mes précieuses sœurs : **AMIRA & SARRA**, Votre aide, générosité ont été pour moi une source de courage et de confiance. Qu'il me soit permis aujourd'hui de t'assurer mon profond amour et ma grande reconnaissance. J'implore Dieu qu'il vous apporte bonheur, et vous aide à réaliser tous vos vœux.

Sans oublier mes sœurs et mes fillettes **CHAIMA & MARIA** que j'aime

Toute mon amitié A ma chère : **ASMA** Qui m'a supporté durant ces cinq dernières années et qui j'ai trouvé l'entente dont j'avais besoin. Je te souhaite une vie pleine de santé et de Bonheur.

Une spéciale dédicace à cette personne qui compte de la énormément pour moi, et pour qui je porte beaucoup de tendresse et de respect à toi **BENAISSA**.

A tous ceux qui me sens chers et que j'ai omis de citer.

Ahlem

Sommaire

Liste des figures.....	vi
Liste des tableaux.....	viii
Introduction générale.....	9
Chapitre I Système cardiovasculaire et phonocardiographie.....	10
I .1Système cardiovasculaire.....	10
I 1.1 Anatomie de cœur.....	10
I 1.2 Physiologie de cœur	11
I. 1.3 Les valvules cardiaques	12
I. 1.3 Le système vasculaire	13
I. 2 Système circulatoire	13
I. 3 Cycle cardiaque	14
I. 4 Technique d'auscultation.....	15
I. 5 Phonocardiographie	16
I.5.1 Phonocardiogramme.....	17
I .5.2 Principe de la phonocardiographie.....	17
I.5.3 Bruits cardiaques.....	17
I.5.4 Bruits anormaux.....	19
I.5.5 Paramètres de caractérisation des bruits cardiaques.....	21
I. 6Conclusion.....	23
Chapitre II Mise-en-forme des signaux phonocardiographiques.....	24
II .1 Introduction	24
II. 2 Mise en forme du signal PCG.....	24
II.2 .1. Microphones dynamiques.....	25
II.2 .2. Microphones statiques ou à condensateur.....	26
II.2 .3. Microphones piézoélectriques.....	26
II.2 .4. Microphones électret	27
II .2.1 Etage d'amplification.....	29
II .2.2 Etage de filtrage.....	29
II .2.3 Montage d'offset.....	33
II .3 Mise en forme de signal électrocardiographique ECG	33

II.3.1 Amplificateur d'instrumentation.....	36
II .3.2 Amplificateur d'instrumentation à base du AD620.....	37
II .3.3 Filtre réjecteur de l'interférence du réseau électrique.....	38
II.3.4Circuit d'offset.....	40
II.4L'alimentation	40
II.5 Conclusion.....	41
Chapitre III. Acquisition de données.....	42
III.1.Hardware.....	43
III.2.Partie Software.....	45
III.2.1. Partie Firmware.....	45
III.2.2. Lecture des données numérisées.....	47
III.3.Conclusion.....	47
Chapitre IV Enregistrement des signaux phonocardiographiques	49
IV 1 Introduction	49
IV.2 Mesures analogiques.....	49
IV.2.1 Calibrage des sondes PCG	49
IV.2.2étage d'amplification.....	50
IV.2.3 l'étage de filtrage.....	51
IV.2.4 L'étage de l'offset.....	52
IV.3. Acquisition des signaux phonocardiographie.....	54
IV.4 Conclusion.....	56
Conclusion générale.....	57
Bibliographique.....	58
Annexe 1 –Circuit de mise en forme réalisé.....	59
Annexe 2 – Fiches techniques	60

Liste des figures

Figure I.1 - Anatomie du cœur	11
Figure I.2 - Révolution cardiaque.....	12
Figure I.3 - Les quatre valves cardiaques (coupe transversale).....	13
Figure I.4 - Circulation sanguine.....	14
Figure I.5 - Exploration du système cardiovasculaire.....	15
Figure I.6 – stéthoscope.....	16
Figure I.7 Foyers d'auscultation cardiaques	16
Figure I.8 Représentation schématique des signaux ECG et PCG d'un sujet normal normal.....	17
Figure I.9 - Position temporelle du bruit S1 par rapport au signal ECG	18
Figure I.10 - Position temporelle du bruit S2 par rapport au signal ECG	18
Figure I.11 - Position temporelle du bruit S3 par rapport au signal ECG	18
Figure I.12 - Position temporelle du bruit S4 par rapport au signal ECG	19
Figure I.13 - Insuffisance aortique.	20
Figure I.14 -Rétrécissement mitral (COM : Claquement d'Ouverture Mitral).	20
Figure I.15 - Rétrécissement Aortique.....	21
Figure I.16 - Morphologie d'un signal PCG pour différentes pathologie cardiovasculaire.....	21
Figure I.17 - contenu fréquentiel des bruits cardiaques	22
Figure II .1 - Schéma synoptique de la carte de mise en forme du signal PCG ET ECG.	24
Figure II .2 - Microphone dynamique	25
Figure II .3 - Microphone statique.....	26
Figure II .4 - Microphone piézoélectrique	26
Figure II .5 - Microphone à électret.....	27
Figure II .6 - Microphone à électret à capsule de deux pattes	27
Figure II .7 - Microphone à électret à capsule de deux pattes	27
Figure II .8 - Capteur ECM à deux pattes	28
Figure II .9 - Sonde phonocardiographique	28
Figure II.10 - Amplificateur non inverseur	29
Figure II .11 - Filtre passe-haut passif	30
Figure II .12 - Réponse fréquentielle du filtre passe-haut ; $f_c \approx 15$ mHz	31
Figure II .13 - Filtre passe-bas actif de premier ordre.....	31
Figure II .14 - Réponse fréquentielle du filtre passe-bas	33
Figure II .15- Signal ECG normal	33
Figure 16 - triangle de d'Einthoven.....	34
Figure 172 - triangle de Gold berger.....	34
Figure II .18 - Dérivations précordiales	35
Figure II .19 - Fluctuations de la ligne de base dans un signal ECG	35
Figure II .20 - Signal ECG affecté par l'interférence du réseau électrique à 50 Hz	35
Figure II .21 - amplificateur d'instrumentation à base de 3 AOP de type uA741	36
Figure II .22 - un circuit de mise en forme de signal ECG à base d'AD620 avec un pilotage de pied droit	38
Figure II .23 - filtre réjecteur de l'interference de reseau electrique en double T.....	39
Figure II .24 - Diagramme de Bode de filtre réjecteur	39
Figure II .25 - circuit d'offset utilisé pour la mise en forme du signal électrocardiographique.....	40
Figure II .26 - Alimentation symétrique de $\pm 5V$	41

Figure.III-1 - Système d'acquisition de données.....	42
Figure.III-2 - Carte Arduino Uno.....	44
Figure.III-3 - Carte Arduino Uno vue de face (à gauche), vue arrière (à droite)	45
Figure.III-4 - Interface graphique de l'IDE de Arduino.	46
Figure.III-5 - Barre de boutons Arduino.....	46
Figure.III-6 - Environnement de développement d'Arduino : sélection de la carte Arduino Uno.....	46
Figure.III-7 - Environnement de développement intégré (IDE) de Arduino.	47
Figure IV.1 - Signal de la sortie de la sonde phonocardiographique (couplage AC).....	50
Figure.IV-2 - les deux Signaux montrent la sortie du deux capteurs (Foyer pulmonaire (bleu)-foyer aortique (jaune)).....	50
Figure.IV-3- les deux Signaux montrent la sortie de l'amplificateur (Foyer pulmonaire (bleu)-foyer aortique (jaune))	51
Figure.IV-4 -les deux Signaux montrent la sortie de l'amplificateur (Foyer mitral (jaune)-foyer tricuspide (bleu)).....	51
Figure.IV-5 - les deux Signaux montrent la sortie de l'amplificateur (Foyer pulmonaire (bleu)-foyer aortique (jaune)).....	51
Figure.IV-6 - les deux Signaux montrent la sortie de l'amplificateur (Foyer mitral (bleu)-foyer tricuspide (jaune)).....	52
Figure .IV-8 - Signal PCG au niveau du foyer pulmonaire.....	52
Figure .IV-7 - Signal PCG au niveau du foyer aortique.....	52
Figure .IV-9 - Signal PCG au niveau du foyer tricuspide.....	53
Figure .IV-10 - Signal PCG au niveau du foyer mitral	53
Figure .IV-11- Signal ECG à la sortie de filtre réjecteur	53
Figure.IV-12 - Signal ECG et Signaux PCGs acquis depuis les foyers (1) aortique, (2) pulmonaire, (3) mitral, et (4) tricuspide, d'un sujet normal	54
La Figure.IV-13 - Interface graphique d'acquisition des signaux ECG & PCGs depuis les foyers aortique, pulmonaire, mitral et tricuspide.....	55
Figure.IV-14 Densités spectrales de puissance des signaux PCGs de la figure IV-13.....	56

Liste des tableaux

Tableau I .1- Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques.....	22
Table II .1 - Comparaison de caractéristiques selon le type des microphones.....	28
Tableau II .2 - Réponse fréquentielle du filtre réjecteur de l'interférence du réseau électrique à 50Hz.....	39

Introduction générale

Le corps humain forme tout un système qui dépend un ensemble d'organes et d'appareils indispensables aux différentes fonctions vitales de l'organisme. Le cœur est l'organe vital d'une importance majeure au corps humain. Son rôle est de pomper le sang pour irriguer tous les tissus de l'organisme en favorisant par son passage leur oxygénation, leur nutrition, et l'élimination des déchets produits par les différents organes. Il peut être affecté par de nombreuses pathologies sévères pouvant altérer son fonctionnement mécanique ou électrique.

Avec l'évolution des techniques, le médecin dispose aujourd'hui d'outils performants pour examiner l'activité cardiaque du patient. Toutefois, l'examen clinique antique qui persiste à trouver son importance lors du premier contact du médecin avec son patient est l'auscultation cardiaque effectuée à travers un stéthoscope. Cette auscultation permet la perception des phénomènes vibratoires appelés bruits cardiaques.

L'analyse de ces bruits cardiaques en se basant uniquement sur l'ouïe humaine reste insuffisante pour un diagnostic médical fiable permettant à un clinicien d'obtenir toute l'information qualitative et quantitative sur l'activité cardiaque. Les informations en relation avec l'hémodynamique intracardiaque délivrée par l'auscultation sont représentées sous forme d'un tracé graphique représentant l'activité acoustique du cœur connu comme signal phonocardiographique (PCG).

L'objectif de ce projet est de concevoir et réaliser une carte de mie en forme et d'acquisition de quatre signaux phonocardiographiques détectés simultanément depuis les quatre foyers d'auscultations, aortique, pulmonaire, mitral et tricuspide. Cela permet de localiser l'origine des bruits surajoutés et de détecter la valvule qui est à l'origine de la pathologie.

Ce projet est formé par deux parties essentielles ; une partie analogique qui présente la conception de la carte de mise en forme analogique du signal PCG, et une partie numérique conçue autour de la carte Arduino Uno exploitée pour l'acquisition des données.

Ce mémoire est subdivisé en quatre chapitres. Le premier chapitre intitulé « Système cardiovasculaire et phonocardiographie » présente une étude bibliographique sur le fonctionnement du système cardiovasculaire et la phonocardiographie. Le deuxième chapitre intitulé « Carte de mise en forme du signal phonocardiographique » est consacré à l'étude analogique des différents blocs de la carte de mise en forme des signaux phonocardiographiques et d'un signal électrocardiographique à utiliser comme référence pour une éventuelle segmentation. Le troisième chapitre intitulé « Acquisition de données » présente la partie numérique permettant d'acquérir ces signaux PCGs et ECG, et ce à travers une carte multifonction Arduino Uno. Un quatrième chapitre intitulé « Enregistrement des signaux phonocardiographiques » est dédié à la mesure et l'interprétation des résultats obtenus à partir de la carte que nous avons réalisée.

Chapitre 1

Système cardiovasculaire et phonocardiographie

Dans ce chapitre, nous présentons le fonctionnement général du système cardiovasculaire suivi d'une description de la phonocardiographie. Nous montrons le lien de la phonocardiographie avec l'étude du système cardiovasculaire et son intérêt pour l'évaluation de pathologie valvulaire dans l'aide au diagnostic médical.

I. 1. Système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire est un système fermé composé du cœur et des vaisseaux sanguins (artères, veines, capillaires) son rôle est de faire circuler le sang dans tout l'organisme afin d'assurer les échanges respiratoires et substances nutritives nécessaires à leur fonctionnement et à évacuer les déchets nuisibles.

I.1.1 Anatomie du cœur

Le cœur est un muscle puissant qui fonctionne comme deux pompes coordonnées propulsant continuellement du sang dans l'ensemble du corps. C'est un muscle creux qui par sa contraction rythmique assure la progression du sang à l'intérieur des vaisseaux. Il se situe dans la cavité thoracique entre les poumons, au-dessus du diaphragme, immédiatement en arrière du sternum et du gril costal. L'axe anatomique du cœur est généralement peu mobile avec les battements. Leur poids est proportionnel au poids du corps. Le poids d'un cœur humain adulte normal est aux alentours de 250 g.

Le cœur est composé de deux parties fonctionnelles et anatomiquement distinctes ; le cœur droit et le cœur gauche. Chacune de ces deux parties est elle-même subdivisée en oreillette et ventricule et fonctionnent de façon synchrone. Il existe entre ces différentes parties du cœur un système de valves qui empêche le sang de refluer (Figure I.1).

Comme l'ensemble des organes du corps, le cœur possède des artères et des veines dites coronaires qui assurent son alimentation.

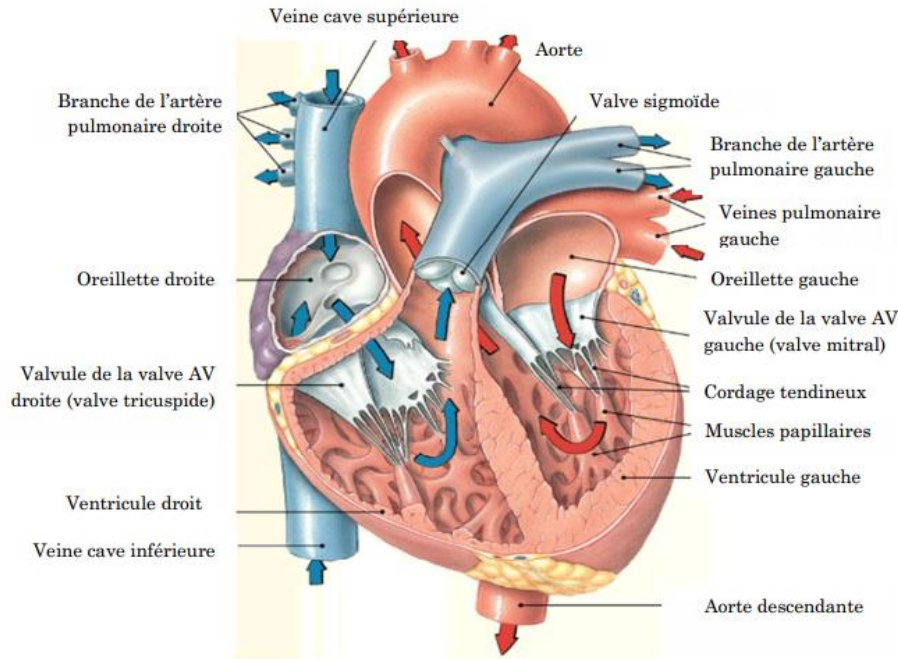


Figure I.1 : Anatomie du cœur

I. 1.2 Physiologie du cœur

Comme illustré sur la Figure I.2, la succession des phases de contraction (systole) et de relâchement (diastole) que l'on observe au niveau du cœur sont résumées comme suit ;

- Les phases d'activité (systole) et repos (diastole) sont contemporaines dans le sens transversal de l'organe c'est à dire que les cavités homologues droite et gauche se contractent et se relâchent d'une manière synchrone.
- Les phases d'activités et de repos sont successives dans le sens longitudinal de l'organe dans le cœur droit comme dans le cœur gauche. La systole de l'oreillette précède la systole du ventricule.
- Il existe une période pendant laquelle les oreillettes et les ventricules sont simultanément en état de relâchement : c'est la diastole générale.
- Dans un cœur normal, ces phases d'activité et de repos se répètent dans un ordre invariable. Chez les sujets au repos, cette fréquence varie chez un même sujet sous certaines conditions physiologiques extrêmes [1].

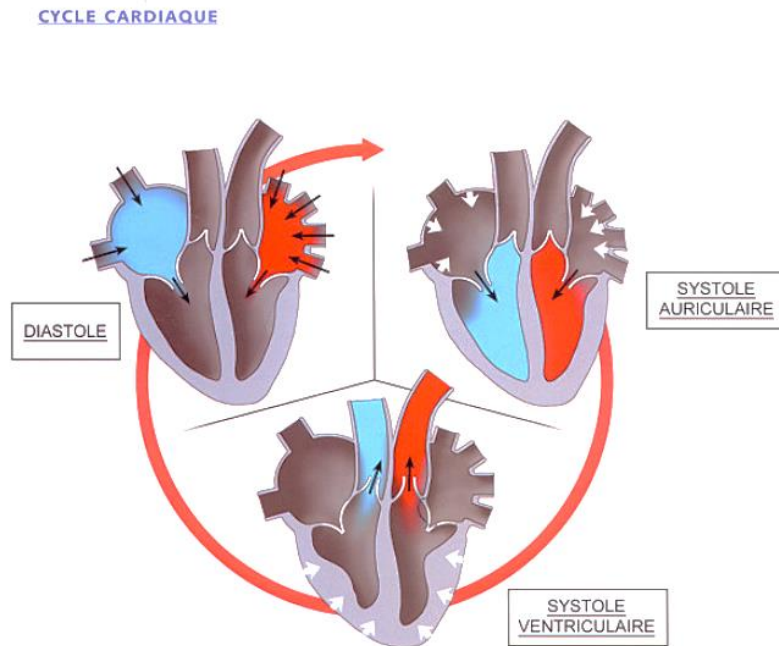


Figure I.2 : Révolution cardiaque

I. 1.3 Valvules cardiaques

Quatre valves permettent au sang de circuler à l'intérieur des quatre cavités cardiaques dans un seul sens. Elles sont constituées de deux ou trois feuillets en tissu fibreux fixées aux parois du cœur. Ces valves s'écartent lorsque le sang s'écoule dans le bon sens, et se referment pour que le sang ne reflue dans le sens opposé. L'ouverture et la fermeture des valves sont régies par le changement de la pression de chaque côté de la valve lorsque le sang la franchit.

Les valvules mitrale et tricuspide sont situées entre les oreillettes et les ventricules : la mitrale dans le cœur gauche, et la tricuspide dans le cœur de droit. Les valvules aortique et pulmonaire se trouvent à la sortie des ventricules : l'une avant l'aorte et l'autre avant l'artère pulmonaire (Figure I.3).

Les valves sont recouvertes d'une membrane lisse appelée endocarde, et sont renforcées par un tissu conjonctif dense. Les valvules aortique, pulmonaire, et tricuspide ont trois feuillets, la valvule mitrale n'en compte que deux.

Les cordages tendineux sont des filaments fibreux fixant les valvules tricuspide et mitrale aux parois ventriculaires. Ils empêchent les valvules d'être repoussées vers le haut par le puissant flux de sang. Les valvules aortique et pulmonaire ne subissent pas les mêmes niveaux de pression et n'ont pas la même structure de cordage tendineux (Figure I.3) [2].

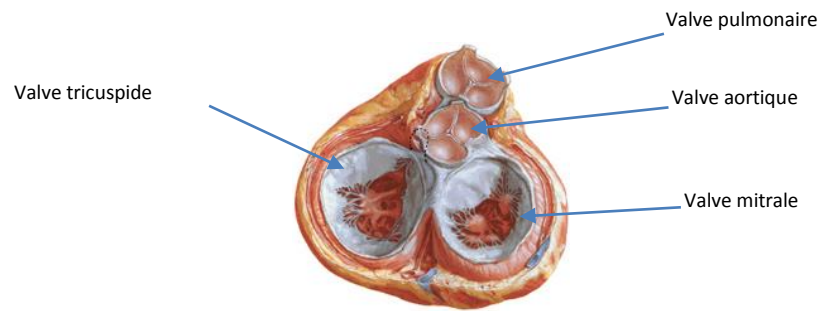


FIGURE I.3- Les quatre valves cardiaques (coupe transversale)

I.1.4 Le système vasculaire

Les vaisseaux sanguins forment un réseau qui commence et finit au cœur. Ils ne sont ni rigides ni statiques. Ce sont des structures dynamiques qui se contractent, se relâchent et même qui prolifèrent suivant les besoins de l'organisme. Ils se divisent en trois grandes catégories : les artères, les veines et les capillaires. Les contractions du cœur chassent le sang dans les grosses artères issues des ventricules. Ensuite, le sang parcourt les ramifications des artères, jusqu'aux plus petites les artérioles. Il aboutit ainsi dans les lits capillaires des organes et des tissus. À la sortie des capillaires, le sang emprunte les veinules, les veines et, enfin, les grosses veines qui convergent au cœur.

Les artères et les veines servent simplement de conduits pour le sang. Seuls les capillaires sont en contact étroit avec les cellules. Leur paroi extrêmement fine permet les échanges entre le sang et le liquide interstitiel dans lequel baignent les cellules. Ces échanges fournissent aux cellules les nutriments et l'oxygène nécessaire à leur physiologie normale [2].

I. 2 Système Circulatoire

Schématiquement, il existe deux systèmes circulatoires (Figure I.4) :

➤ *La grande circulation*

Elle irrigue tout l'organisme, toutes les cellules. Elle véhicule des aliments, de l'oxygène et les déchets:

Le sang riche en oxygène est transporté par l'aorte et ses branches jusqu'au tissu.

Le sang appauvri en oxygène et chargé de déchets est ensuite ramené au cœur (à l'oreillette droite) par les deux grosses veines caves (la veine cave inférieure pour la portion sous-diaphragmatique du corps, la veine cave supérieure pour la portion sus-diaphragmatique).

Sur ce système de la grande circulation, deux petits systèmes particuliers sont branchés en dérivation.

Le système rénal, circuit d'épuration, avec une artère rénale venant de l'aorte et une veine rénale aboutissant à la veine cave inférieure.

Le système hépato-digestif, qui est à la fois circuit d'alimentation et d'épuration. Il est donc plus complexe.

➤ *La petite circulation :*

C'est le circuit d'oxygénation du sang. Il comprend :

- L'artère pulmonaire, qui va du ventricule droit aux poumons et qui conduit du sang désoxygéné.
- Les veines pulmonaires, qui vont des poumons à l'oreillette gauche et qui conduisent du sang oxygéné.

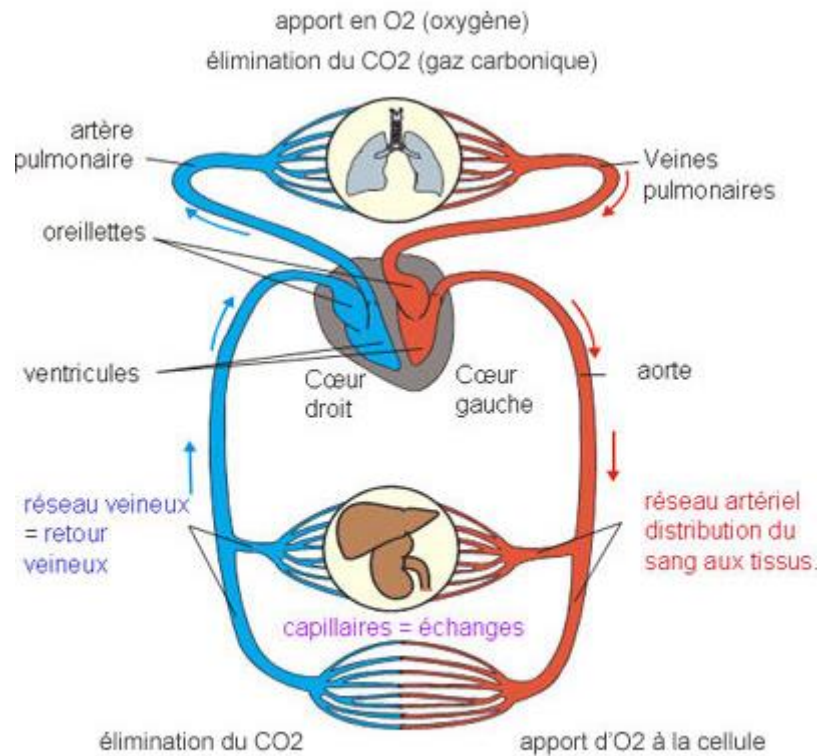


Figure I.4: Circulation sanguine

I. 3 Cycle cardiaque

Chez les adultes en bonne santé, le cœur bat au repos à une fréquence d'environ 70 battements par minute (bpm). A chaque battement (contraction), le sang est éjecté des ventricules dans la circulation pulmonaire et générale. Pour cela, la contraction réduit de manière brutale l'espace intérieur des cavités cardiaques afin que le sang soit expulsé (Figure I.5) [2].

- **Systole ventriculaire**

- a) Phase de contraction : Les ventricules sont remplis de sang et les valvules atrioventriculaires sont déjà fermées. Une pression est exercée sur le sang par contraction du myocarde. La pression n'est pas encore suffisamment élevée pour repousser les valvules sigmoïdes.
- b) Phase d'éjection : la pression dans les ventricules dépasse la pression dans l'aorte et le tronc pulmonaire : les valvules sigmoïdes s'ouvrent et le sang est éjecté dans les troncs artériels. A la fin de la phase d'éjection, les valvules sigmoïdes se referment car la pression

dans les vaisseaux devient supérieure à celle dans les ventricules. La systole est terminée et la diastole commence.

- **Diastole ventriculaire**

- phase de relaxation : Le relâchement du myocarde entraîne une diminution des pressions ventriculaires mais toutes les valvules restent encore fermées.
- Phase de remplissage : Les pressions ventriculaires sont maintenant au dessous de celles des oreillettes, les valvules atrio-ventriculaires sont ouvertes et le sang passe des oreillettes vers les ventricules. Ce phénomène est passif. La contraction des oreillettes évoquée précédemment ne contribue qu'à environ 10% du remplissage des ventricules lorsque la fréquence cardiaque est normale.

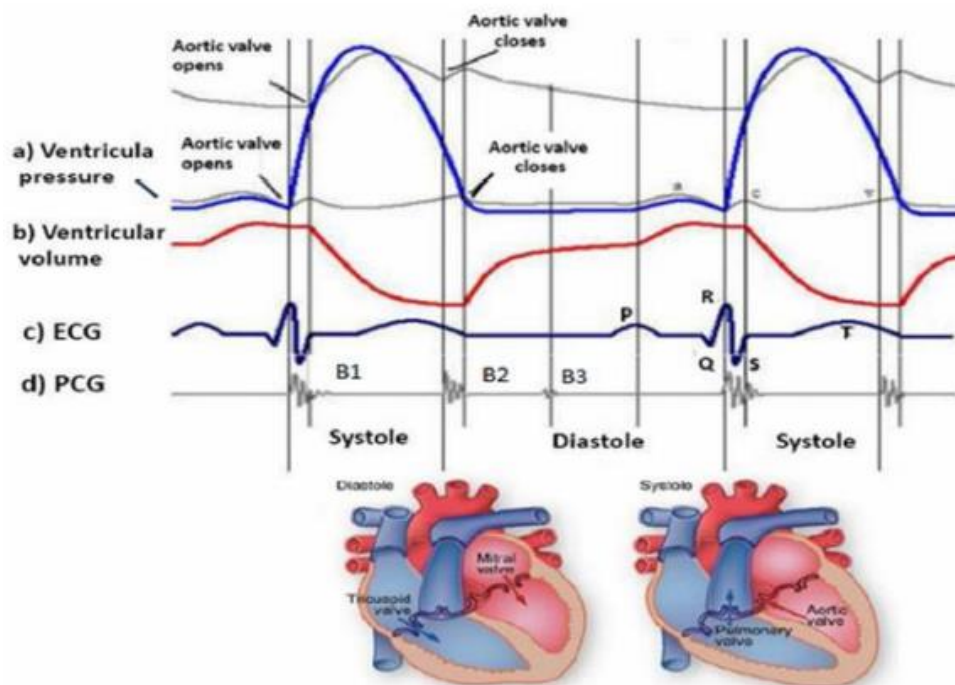


Figure I.5: Exploration du système cardiovasculaire : Pression, volume ventriculaire, ECG, bruits cardiaques

I. 4 Technique d'auscultation

L'auscultation est une étape fondamentale lors de l'examen du patient. Elle consiste à l'écoute des bruits cardiaques par l'ouïe humaine travers un stéthoscope (Figure I.6) ce qui permet au médecin d'apprécier les niveaux d'amplitude acoustique de chacun des claquements valvulaires et par voie de conséquence estimer l'état de santé du cœur du patient.



Figure I.6: stéthoscope

Foyers d'auscultation des bruits cardiaques

Les bruits du cœur s'entendent en tout point de la surface thoracique, avec un maximum d'intensité et de netteté dans la régions précordiale, Cependant, en raison de la position du cœur dans le thorax et des causes des bruits cœur (jeu des valvules), il existe des points particuliers de la surface thoracique au niveau desquels chaque bruit est entendu d'une manière sinon exclusive mais préférentielle. C'est ainsi que le foyer d'auscultation de l'orifice mitral est situé Au niveau de la pointe du cœur (5^o espace intercostal gauche, sous le mamelon), celui de l'orifice aortique sur sternum, à hauteur des 2^o et 3^o espaces intercostaux. Pour les orifices du cœur droit, le foyer tricuspide est situé dans la région de l'appendice xyphoïde et celui de l'artère pulmonaire est voisin de l'orifice aortique [2].

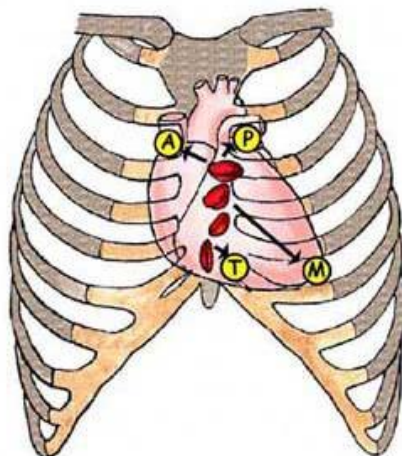


Figure 1.7 : Foyers d'auscultation cardiaques

foyer aortique : 2^{ème} espace intercostal droit, foyer pulmonaire : 2^{ème} espace intercostal gauche,
foyer mitral : 5^{ème} espace intercostal gauche, foyer tricuspide : sous le sternum

I. 5 Phonocardiographie

C'est une technique non invasive permettant l'exploration des vibrations acoustique du cœur. Elle offre une visualisation graphique de ces bruits cardiaques qui sont à l'image de l'état de santé du cœur du patient.

I. 5.1 phonocardiogramme

Le signal phonocardiographique (PCG) est une représentation des bruits cardiaques au cours du temps. C'est un signal non stationnaire qui peut aller jusqu'à 500 Hz dans certaines pathologies cardiovasculaires. Des souffles surajoutés peuvent venir occuper des phases systolique et diastolique, et ce suite au rétrécissement ou à la régurgitation des quatre valvules cardiaques.

Ce signal met en évidence quatre bruits cardiaques notés S1 S2 S3 et S4,



Figure : I.8 : Représentation schématique des signaux ECG et PCG d'un sujet normal

I. 5.2 Principe de la phonocardiographie

Les vibrations acoustiques générées au cours de la révolution cardiaque ne sont pas toutes audibles. La phonocardiographie consiste essentiellement à amplifier et à filtrer les bruits cardiaques afin de pouvoir mettre en évidence la contribution de chacune des valvules cardiaques sous forme d'un signal acoustique, connu comme signal phonocardiographique (PCG).

I. 5.3 Bruits cardiaques

Durant le pompage et l'échange du sang entre les chambres intracardiaques apparaissent des bruits dus aux fermetures des valvules cardiaques, à savoir les bruits S1, S2, S3, et S4.

Le premier bruit (S1) : C'est un bruit sourd, grave et prolongé de 0.02 à 0.15 secondes légèrement plus long que le 2^{ème} bruit S2. Il correspond à la contraction du myocarde au début de la systole ventriculaire et à la fermeture des valvules auriculo-ventriculaires mitrale et tricuspide.

Il est constitué de deux composantes principales : la composante mitrale (M1) qui précède la composante tricuspide (T1). Le délai temporel qui sépare M1 et T1 pour un sujet sain ne dépasse pas 30 ms. Le contenu spectral du bruit S1 est de basses fréquences. Le bruit S1 coïncide avec l'apparition du complexe QRS dans le signal ECG (Figure I.9).

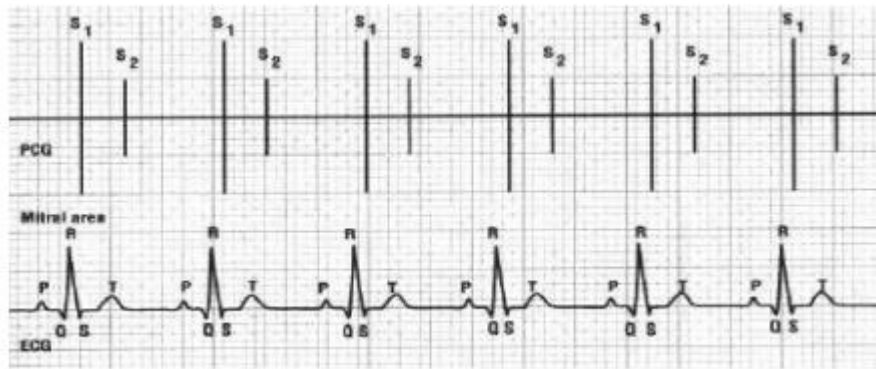


Figure : I. 9 Position temporelle du bruit S1 par rapport au signal ECG

Le deuxième bruit (S2): Ce bruit est bref, plus sec et claqué que le 1^{er} bruit S1. Son analyse montre que les vibrations qui le composent sont d'une fréquence plus élevée que celle du bruit S1 et peut atteindre jusqu'à 200 Hz. Il correspond à la fermeture des sigmoïdes aortique et pulmonaire. Ce 2^{ème} bruit marque le début de la diastole ventriculaire. Sa durée ne dépasse pas généralement 200 ms.

Il est composé de deux composantes A2 et P2 dont la première correspond à la fermeture de la valve aortique et la deuxième est la fermeture de la valve pulmonaire. La composante P2 est un peu retardé par rapport à A2. Ce retard peut être pathologique s'il est assez long. Le bruit S2 se produit juste après l'onde T du signal ECG.



Figure : I. 10 Position temporelle du bruit S2 par rapport au signal ECG

Le troisième bruit (S3) : Le troisième bruit apparaît à la fin de la phase de remplissage ventriculaire rapide juste après le bruit S2. Il est dû à la distension brutale du muscle ventriculaire sous l'effet du flux du sang auriculaire. Il s'enregistre fréquemment en basses fréquences chez l'enfant ou chez l'adulte au-dessous de 30 ans. Au-delà de cet âge, sa présence a un signe pathologique. Le bruit S3 est entendu au début de la diastole et suit S2 par 0,14 à 0,20 secondes. S3 se produit pendant l'intervalle TP juste après l'onde T. Normalement, l'intervalle S2-S3 est constant.

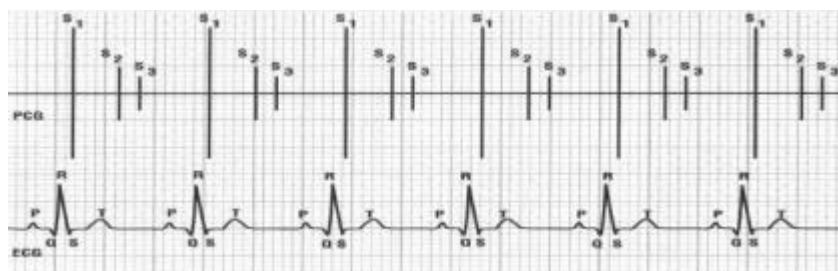


Figure : I. 11 Position temporelle du bruit S3 par rapport au signal ECG

Le quatrième bruit (S4) : Le quatrième bruit correspond à la contraction auriculaire. Il apparaît juste avant le bruit S1. Pour cela, il est difficilement différenciable de S1. Il s'inscrit en basses fréquences et son intensité témoigne d'une hyperactivité auriculaire droite ou gauche. Il se produit au cours de l'intervalle PR et se précède de S1.

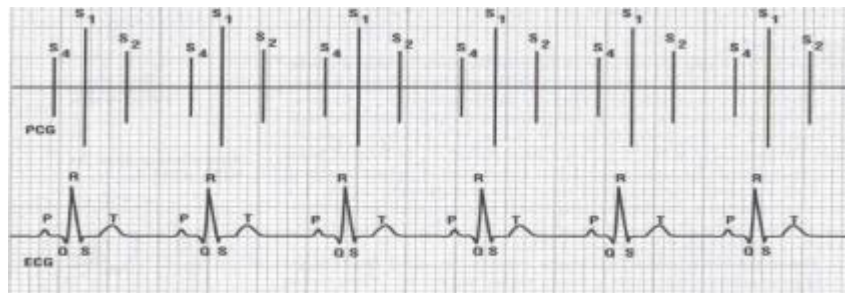


Figure : I. 12 Position temporelle du bruit S4 par rapport au signal ECG

I. 5.4 Les bruits anormaux

Il y a une insuffisance cardiaque lorsque le cœur est incapable d'assurer un débit cardiaque suffisant pour couvrir les besoins énergétiques de l'organisme. Il s'ensuit en aval une diminution de la vascularisation sanguine et en amont un encombrement du sang dans le système veineux de retour : La voie vers le cœur droit et celle vers le cœur gauche sont obstruées.

- Les maladies des valves cardiaques sont groupées selon la valve atteinte, et selon que la valve soit sténosée ou régurgitante. Les valves les plus fréquemment atteintes sont les valves mitrale et aortique.

Insuffisance mitrale

Toute modification anatomique de l'appareil valvulaire mitrale peut causer une insuffisance mitrale (IM). Suite à une IM, la valve mitrale aurait perdu son rôle de clapet, de sorte que la systole ventriculaire gauche entraîne un reflux d'une certaine quantité de sang du ventricule gauche vers l'oreillette gauche due à un manque d'étanchéité de la valve mitrale en systole.

Insuffisance aortique

L'insuffisance aortique (IA) est secondaire à une dilatation de l'anneau associée à une incompétence fonctionnelle de l'étoffe valvulaire. Plus rarement, elle est due à un prolapsus sigmoïdien par éversion. Après fermeture de la valve aortique, la pression aortique diminue relativement lentement, tandis que la pression dans le ventricule gauche chute rapidement à quelques mmHg. Ceci signifie qu'il existe un gradient de pression dirigé en sens inverse. Dans le cas d'une insuffisance aortique, la valve n'est pas hermétique de sorte qu'une partie du sang propulsé durant la diastole revient vers le ventricule gauche.

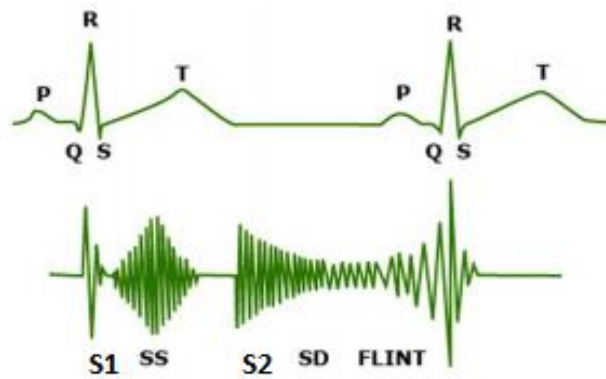


Figure : I. 13 Insuffisance aortique

FLINT : Roulement de Flint

SS : Souffle systolique fonctionnel

SD : Souffle diastolique

Rétrécissement mitral

Il est dû à l'ouverture incomplète de la valve mitrale durant le pompage du sang oxygéné vers le ventricule gauche. Ce rétrécissement est un obstacle face au remplissage ventriculaire gauche et une stase en amont de la diminution du calibre de la valvule mitrale. Le passage forcé du sang à travers cette valve engendre des vibrations et génère un souffle cardiaque diastolique bien entendu autour du foyer mitral.

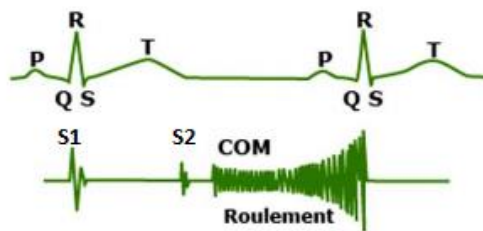


Figure : I. 14 Rétrécissement mitral (COM : Claquement d'ouverture mitral)

Rétrécissement aortique

Son origine est dû au fait que la valve aortique ne peut s'ouvrir complètement (la surface d'ouverture normale de la valve aortique est de 2,5 à 3cm²). Elle suffit de faire passer le sang à une différence de pression relativement faible entre le ventricule gauche et l'aorte. Le ventricule gauche pompe le sang oxygéné à travers la valve aortique. Cette vidange de ventricule gauche est gênée suite au rétrécissement de la valve aortique dont l'ouverture ne peut pas combler le débit du sang pompé. Par voie de conséquence, un souffle de forte intensité apparait dans la phase systolique. (Figure I.15).

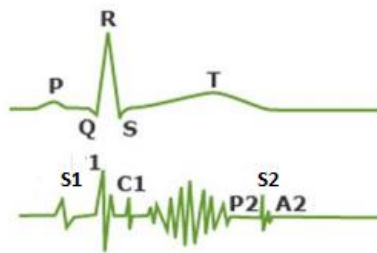


Figure : I. 15 Rétrécissement Aortique

- les conséquences d'une sténose ou d'une insuffisance des valves du cœur droit sont en principe comparables à celles décrites pour le cœur gauche :

Insuffisance tricuspide : l'atteinte de la valvule tricuspide qui sépare l'oreillette droite du ventricule droit provoque une difficulté du passage du sang de l'oreillette vers le ventricule, ce qui provoque une dilatation (hypertrophie) de cette oreillette et par contre le défaut de remplissage, rend le ventricule droit petit.

Insuffisance pulmonaire : la sténose pulmonaire empêche la valvule pulmonaire de s'ouvrir complètement, alors le sang circulant du ventricule droit vers l'artère pulmonaire est restreint.

Rétrécissement tricuspide : c'est la diminution du calibre de la valvule tricuspide, située entre l'oreillette et le ventricule droit ; c'est une valvulopathie rare.

Rétrécissement pulmonaire : la valvule pulmonaire rétrécie n'arrive plus à s'ouvrir complètement. Le ventricule droit n'arrive pas à pomper le sang convenablement pour le faire passer à travers la petite ouverture. Les poumons reçoivent moins de sang désoxygéné qu'ils le devraient.

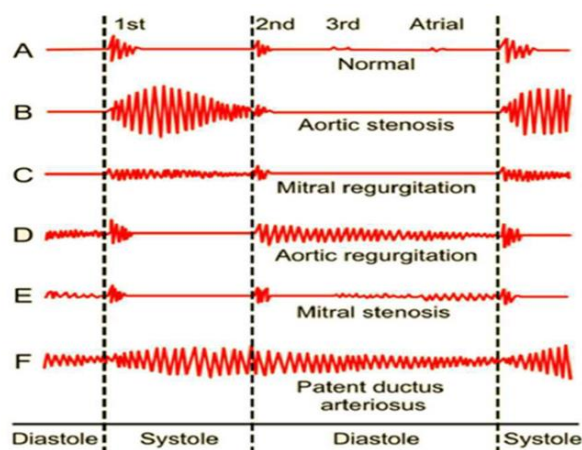


Figure : I.16 : Morphologie d'un signal PCG pour différentes pathologies cardiovasculaires

I. 5.5 Paramètres de caractérisation des bruits cardiaques

- **Intensité**

L'amplitude des bruits cardiaques peut varier ; elle peut être faible (par exemple en cas d'emphysème ou d'obésité à cause d'une mauvaise transmission), ou forte (par exemple chez les enfants). On parle

d'accentuation d'un bruit quand son intensité est supérieure à la normale (par exemple, la composante aortique du 2^{ème} bruit en cas d'hypertension systémique).

- **Fréquence**

Elle varie entre les basses et les hautes fréquences. Les basses fréquences naissent au niveau des grandes structures qui sont mises en vibration par une tension minimale (par exemple, 3^e et 4^e bruits cardiaques).

Les hautes fréquences sont dues à la mise en vibration de petites structures exposée à de plus grandes tensions (par exemple 2^e bruit cardiaque).

- **Timbre**

Est déterminé par l'allure de la forme de l'onde liée aux harmoniques, il est issu de la réunion des fréquences des intensités d'un son. Cliniquement, on caractérise le timbre par certains termes descriptifs, par exemple « claqué » pour le bruit S2 pour exprimer sa nature haute fréquence.

- **Enveloppe du bruit**

La forme du signal dans le temps entre son début et sa fin.

Le tableau I.1 suivant présente les caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG

Les bruits	Localité (ms)	La durée (ms)	Bande de fréquence (Hz)
S1	10-50ms après le pic R dans l'ECG	100-160	10-140
S2	280-360 ms après le pic R dans l'ECG	80-140	10-400
S3	440-460 ms après le pic R dans l'ECG ou 120-180 ms après la clôture des valves sigmoïdes	40-80	15-60
S4	40-120 ms après l'onde P dans l'ECG	30-60	15-45

Tableau I.1 Caractéristiques temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques

Lorsque les vibrations de l'air arrivent à atteindre notre oreille, elle devient du son. L'oreille humaine a la capacité d'entendre les fréquences allant de 20Hz jusqu'à 20kHz. Comme illustré sur Figure I.17, les bruits cardiaques occupent une zone non-audible par l'être humain en basses fréquences et en basses magnitude. Cela signifie que l'oreille humaine est incapable d'entendre correctement ces bruits ce qui rend le diagnostic médical purement subjectif. L'analyse de ces bruits cardiaques par des algorithmes de traitement avancés s'avère alors indispensable.

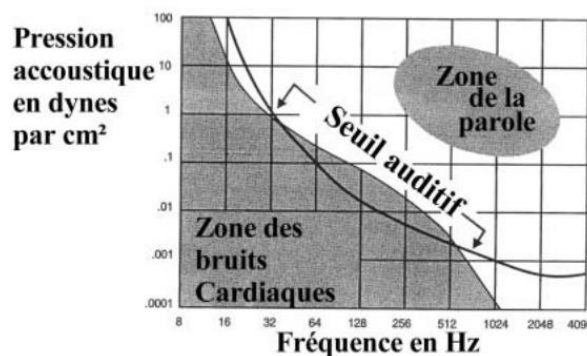


Figure : I.17 contenu fréquentiel des bruits cardiaques

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté l'anatomie du cœur d'un point de vue valvulaire. Nous avons présenté l'activité cardiaque tout en explorant le fonctionnement des valves intracardiaques selon le tracé phonocardiographique (PCG). En observant l'activité cardiaque à travers différents foyers d'auscultation ; à savoir les foyers aortique, pulmonaire, mitral et tricuspide, nous aurons l'opportunité d'étudier le comportement des valvules cardiaques sur le plan acoustique sous forme d'un signal PCG.

Dans les chapitres suivants, nous présenterons la carte de mise en forme des signaux PCG qui lèvera toute subjectivité de diagnostic médical. En effet, les enregistrements phonocardiographiques nous permettront d'aborder une analyse succincte de ces bruits cardiaques sur le plan spectral. Des enregistrements sous forme de fichier de données permettront par la suite d'aborder une analyse avancée par des méthodes de traitement du signal plus élaborées.

Chapitre II

Mise-en-forme des signaux phonocardiographiques

II. 1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons les différents blocs dédiés à la détection et à l'acquisition de quatre signaux phonocardiographiques (PCG) à enregistrer à partir des foyers aortique, pulmonaire, mitrale et tricuspide. La mise en forme de ces signaux PCG est assurée par quatre microphones placés au niveau des foyers d'auscultation. Cette détection nécessite d'une partie analogique de mise en forme constituée essentiellement d'étages d'amplification et de filtrage, et d'une partie d'acquisition de données à base d'une carte multifonction Arduino Uno, comme illustré sur la Figure II.1.

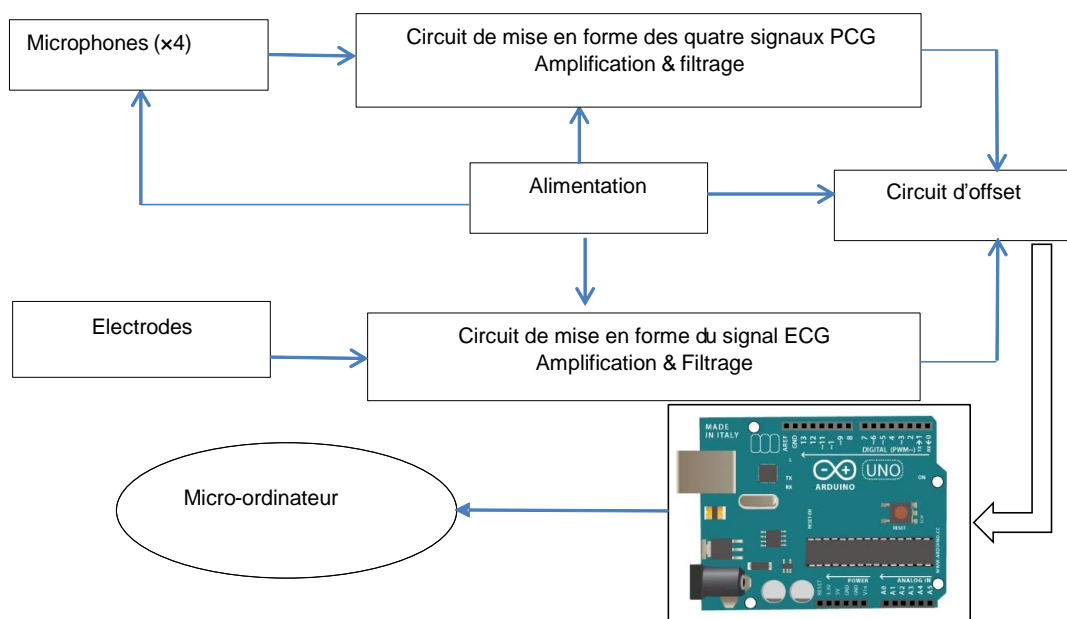


Figure II .1 : Schéma synoptique de la carte de mise en forme des signaux PCGs et ECG

II. 2 Mise en forme du signal PCG

La mise en forme du signal Phonocardiographique est basée sur des circuits de mise en forme permettant la détection de bruits cardiaques par un microphone à électret. La qualité de la mise en forme est basée essentiellement sur le choix judicieux du capteur ayant des performances raisonnables en termes de rapidité, d'étendue de mesure, de résolution, et de précision. Ces grandeurs sont définies comme suit ;

- Etendue de mesure : valeurs extrêmes pouvant être mesurées par le capteur.

- Rapidité : temps de réaction du capteur, lié à la bande passante du capteur.
- Résolution : plus petite variation de la grandeur mesurable par le capteur.
- Précision : aptitude du capteur à donner une mesure proche de la valeur vraie.
- Sensibilité : variation du signal de sortie par rapport à la variation du signal d'entrée.

L'information délivrée par le capteur est principalement analogique. La partie analogique de la carte électronique de mise en forme qui sert à traiter le signal de sortie du capteur et qui est souvent placée à proximité du capteur porte le nom d'étage de conditionnement du signal. Ce dernier assure un rôle très important, il convertit en tension la grandeur de sortie du capteur, adapte l'impédance pour le capteur. Il permet d'amplifier le signal et élimine les parasites et les bruits superposés sur le signal utile.

Ce projet est basé sur la détection de bruits cardiaques recueillis à partir de microphones placés dans une chambre acoustique que nous avons développée recueillant une onde acoustique d'une membrane de stéthoscope. Ce stéthoscope est placé minutieusement sur le foyer d'auscultation à étudier. L'auscultation est accomplie simultanément afin de recueillir les quatre signaux PCG émanant des foyers aortique, pulmonaire, mitrale et tricuspide.

La sonde d'auscultation est constituée essentiellement d'une membrane fine, légère, élastique. Lorsque les vibrations sonores percutent la membrane du microphone, elle oscille autour de sa position initiale. Les vibrations de la membrane seront converties en un signal électrique qui sera amplifié et filtré.

La technique utilisée pour transformer l'énergie mécanique en énergie électrique est différente d'un microphone à un autre. On distingue plusieurs types de microphones, notamment : les microphones dynamiques, statiques, piézoélectriques, et à électret [3,4].

II.2 .1. Microphones dynamiques

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 [3,4].

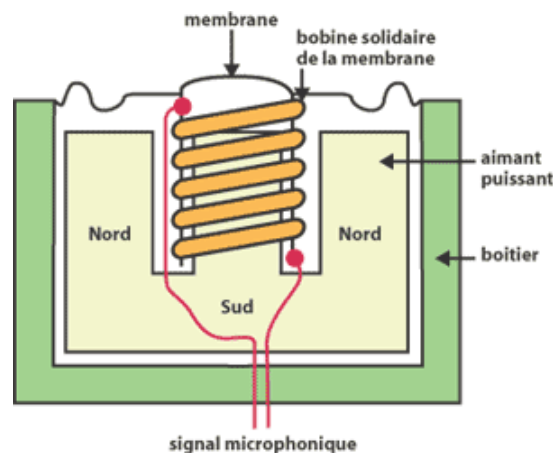


Figure II .2: Microphone dynamique

II.2 .2. 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 forme de deux armatures de condensateur, comme illustré sur la Figure II.3. 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 [3,4].

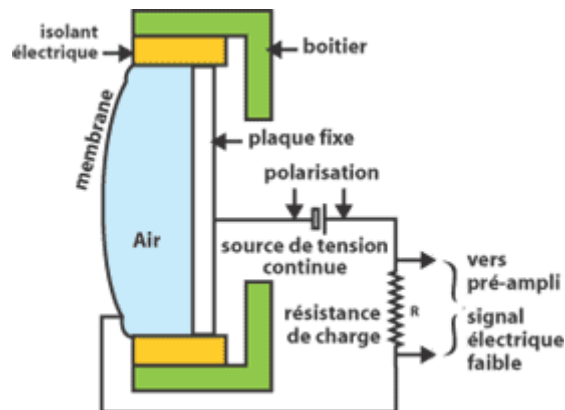


Figure II .3: Microphone statique

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.

II.2 .3. Microphones piézoélectriques

Les microphones piézoélectriques, dits également à contact, exploitent le phénomène décrit et quantifié par l'effet piézoélectrique qui stipule que lorsqu'une force appliquée sur certains matériaux dit piézoélectriques (quartz par exemple), induit une déformation donnant naissance à une tension électrique (Figure II.4).

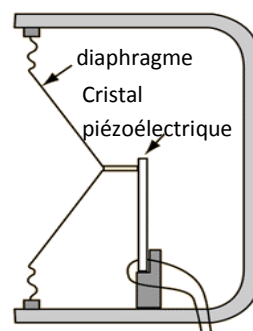


Figure II .4 : Microphone piézoélectrique (à contact)

En subissant le signal acoustique, la membrane vibre et comprime le cristal. Grâce au phénomène de piézoélectricité, une tension est engendrée en sortie. Ce type de microphones est caractérisé par une bonne sensibilité, mais à un coût important [3,4].

II.2 .4. Microphones 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 fils 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 correct lors de l'utilisation. Les microphones à électret sont caractérisés par une taille réduite et un coût relativement faible [3,4].

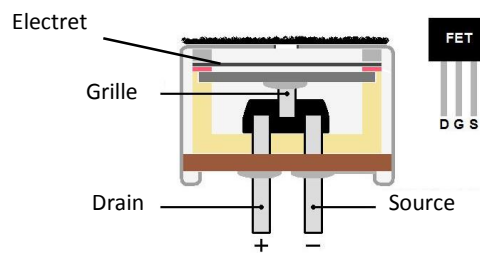


Figure II .5 : Microphone à électret

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.

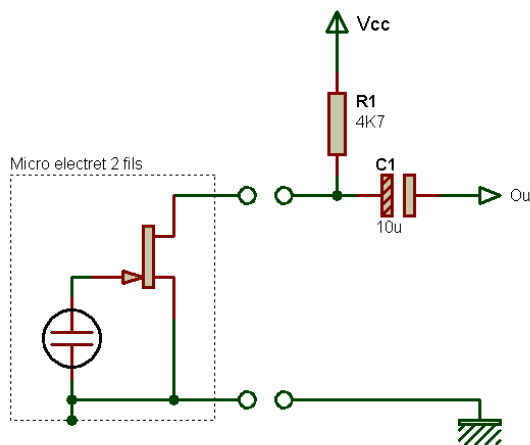


Figure II .6 : Microphone à électret à capsule de deux pattes

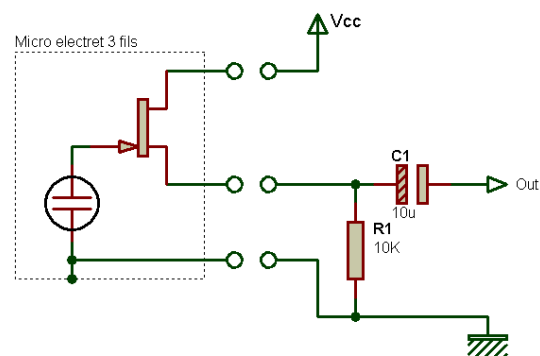


Figure II .7 : Microphone à électret à capsule de deux pattes

Le microphone est constamment polarisé par une tension d'alimentation continue. Dans la configuration à de pattes, la résistance R1 permet de polariser le transistor FET. Le condensateur C1

permet de bloquer la composante continue de la tension recueillie. Par voie de conséquence, le signal de sortie est purement alternatif.

Le tableau II.1 suivant récapitule une comparaison entre les caractéristiques des différentes technologies utilisées pour la réalisation de microphones.

	microphone ECM ¹	microphone dynamique	microphone piézo-électrique	préférence
Coût	Faible	Faible	Important	ECM/Dynamique
Sensibilité	Bonne	Faible	Bonne	ECM/Piézo
Dimension	Petite	Grand	Petit	ECM /Piézo
Bande fréquentielle	[20 Hz-20KHz]	[50Hz-20KHz]	[10Hz-20KHz]	ECM/Piézo

Table 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.

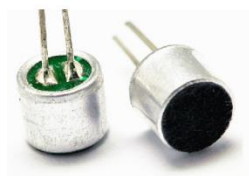


Figure II .8 : Capteur ECM à deux pattes

Pour obtenir une meilleure sensibilité du microphone nous l'avons raccordé à un potentiomètre de 220 K Ω et une tension continue de 5 V (pour l'alimentation), et nous avons fait varier la valeur de résistance jusqu' à obtenir une réponse optimale du microphone. Sachant que 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.

Nous avons réalisé quatre sondes phonocardiographiques, chacune sert à détecter les bruits cardiaques au niveau des différents foyers d'auscultation ; aortique, pulmonaire, mitral, et tricuspide. Les quatre sondes sont composées d'une membrane de stéthoscope, et un microphone à électret reliée à un câble qui se termine par une fiche audio comme illustré sur la Figure II .9 :



Figure II .9 : Sonde phonocardiographique

¹ ECM : Electret Condenser Microphone

II .2.1 Etage d'amplification

L'amplification [5] consiste à faire augmenter l'amplitude de signaux de faible amplitude. Le signal amplifié préserve le contenu fréquentiel du signal original. Le signal phonocardiographique 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 phonocardiographique au profit des étages de traitement analogique suivants.

Dans le cadre de ce projet, nous avons opté pour le circuit intégré LM324 à base de quatre amplificateurs opérationnels (fiche technique en annexe) convenant parfaitement à la mise en forme des quatre signaux phonocardiographiques. 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. Cette préamplification est suivi d'un amplificateur non inverseur (Figure II.10) à amplifier davantage des signaux phonocardiographique à mettre en forme.

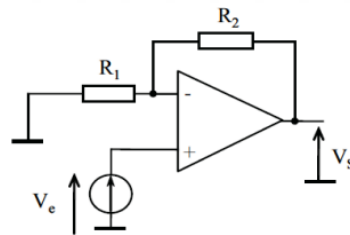


Figure II. 10 : Amplificateur non-inverseur

En analysant le circuit de la Figure II.9, et en considérant $V^+ = V^-$, nous obtenons ;

$$V^+ = \frac{R_1}{R_1 + R_2} V_s \quad \text{avec } (i^+ = i^- = 0) \text{ et } V^- = V_e$$

$$\text{d'ou : } A_v = \frac{V_s}{V_e} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

avec V_e signal d'entrée, V_s signal de sortie, et A_v gain en tension de l'amplificateur.

Le gain du circuit dépend des valeurs des résistances R_2 et R_1 que nous avons adaptées pour avoir un signal d'amplitude de 4V en sortie. Nous avons choisis la valeur $1K\Omega$ pour R_1 et nous avons remplacé la résistance R_2 par un potentiomètre de $1M\Omega$ qui permet d'ajuster le gain et fixer la sortie à un niveau de tension de 4V.

II .2.2 Etage de filtrage

Les signaux physiologiques sont souvent affectés par plusieurs sources de bruit. Le signal phonocardiographique 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 phonocardiographique de ces éventuelles sources de bruit.

Dans ce cadre de mise en forme, nous pouvons distinguer deux types de filtres ; les filtres analogiques et les filtres numériques.

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 [5].

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 [5].

Le choix du filtre et de la bande passante dépend essentiellement de la bande spectrale du signal utile. Sachant que le signal phonocardiographique 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 pass haut passif de fréquence de coupure de 0.0159 Hz et un filtre passe-bas de fréquence de coupure de de 723 Hz.

- **Filtre passe-haut passif de premier ordre**

Ce filtre permet d’atténuer la composante continue du signal phonocardiographique. Le condensateur monté en série fonctionne comme circuit ouvert aux basses fréquences assure cette fonction. En considérant les valeurs du condensateur C et de la Résistance R comme illustré sur la Figure II.11, nous obtenons une fréquence de coupure $f_c \approx 15\text{mHz}$.

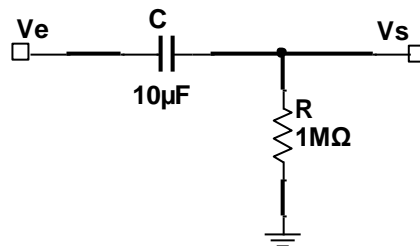


Figure II .11 : Filtre passe-haut passif ;
 $C=10\mu\text{F}$ et $R=1\text{ M}\Omega$, $f_c \approx 15\text{mHz}$

Ce type filtre se caractérise par :

- 1) sa fonction de transfert :

$$H(j\omega) = \frac{V_s}{V_e} = \frac{jRC\omega}{1 + jRC\omega}$$

- 2) sa fréquence de coupure :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \text{ et donc la pulsation } \omega_c = \frac{1}{RC}$$

- 3) le module de sa fonction de transfert :

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

- 4) la phase de sa fonction de transfert est :

$$\varphi(\omega) = \frac{\pi}{2} - \text{arctg}\left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)$$

Nous avons utilisé un condensateur de capacité $C=10\mu\text{F}$ et une résistance $R =1 \text{ M}\Omega$ afin de filtrer la composante continue. Ce filtre est simulé dans l'environnement Workbench et sa réponse fréquentielle est illustrée sur la Figure II.12.

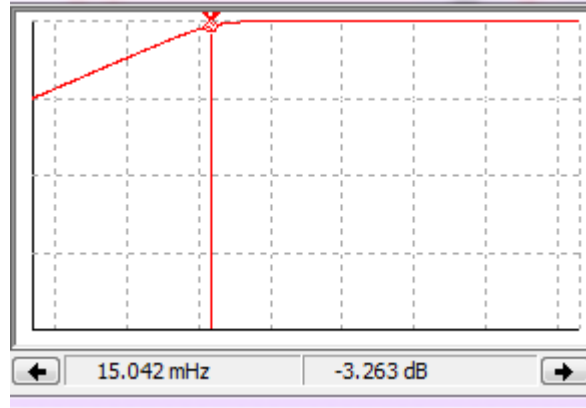


Figure II .12: Réponse fréquentielle du filtre passe-haut ; $f_c \approx 15 \text{ mHz}$

- **Filtre actif passe-bas de premier ordre**

Ce filtre laisse passer que les basses fréquences et atténue toute les fréquences supérieures à la fréquence de coupure que nous avons fixée à 723 Hz (Figure II.13).

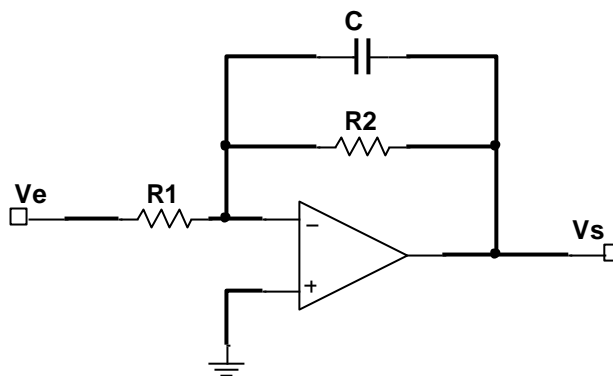


Figure II .13: Filtre passe-bas actif du premier ordre ;
 $C=1\mu\text{F}$, $R_1 =10\text{k}\Omega$, $R_2 =220 \Omega$, $f_c \approx 723 \text{ Hz}$

Ce filtre se caractérise par :

1) sa fonction de transfert :

Pour déterminer la fonction de transfert, notons $Z_2 = R_2 // C$

$$Z_2 = \frac{R_2 \frac{1}{jC\omega}}{R_2 + \frac{1}{jC\omega}} = \frac{R_2}{1 + jR_2 C \omega}$$

$$H(j\omega) = \frac{V_s}{V_e} = -\frac{Z_2}{R_1} = -\frac{R_2}{R_1} \frac{1}{1 + jR_2 C \omega}$$

2) sa fréquence de coupure :

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C} \text{ et donc la pulsation } \omega_c = \frac{1}{R_2 C}$$

3) Le module d sa fonction de transfert est donnée par :

$$|H(\omega)| = \frac{R_2}{R_1} \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2}} = \frac{R_2}{R_1} \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{f}{f_c}\right)^2}}$$

4) la phase de sa fonction de transfert est :

$$\varphi(\omega) = \pi - \arctg(R_2 C \omega) = \pi - \arctg\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right) = \pi - \arctg\left(\frac{f}{f_c}\right)$$

En basses fréquences, le condensateur C dans le filtre passe bas actif du 1^{er} ordre de la Figure II.12 agit comme circuit ouvert. Alors l'expression de la fonction du transfert devient

$$\omega \ll \omega_c \quad H(j\omega) = -\frac{R_2}{R_1}$$

En hautes fréquences, le condensateur C agit comme circuit fermé. Alors l'expression de la fonction du transfert devient

$$\omega \gg \omega_c \quad H(j\omega) \simeq 0$$

En cherchant à ajuster la fréquence de coupure aux alentours de 700Hz, nous fixons la valeur de la capacité à 1μF, 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 227Ω de la résistance R₂. Cette valeur se rapproche de de la valeur normalisée R₂=220Ω. En calculant à nouveau la valeur de la fréquence de coupure f_c en tenant compte de cette nouvelle valeur normalisée de R₂, nous obtenons la fréquence de coupure f_c ≈ 723 Hz.

.Afin de conserver le contenu fréquentiel du signal phonocardiographique nous avons utilisé un filtre passe-bas du 1^{er} ordre constitué d'une capacité de 1μF et de deux résistances ; R₁ = 10kΩ et R₂ = 220Ω, ce qui fait une fréquence de coupure adéquate pour notre signal qui est égale à 723 Hz.

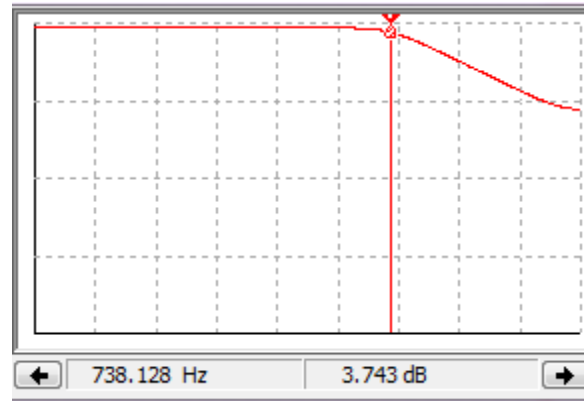


Figure II .14: Réponse fréquentielle du filtre passe-bas

Ce filtre est simulé dans l'environnement Multisim Workbench et sa réponse fréquentielle est illustrée sur la Figure II.14

II .2.3 Montage d offset

Afin de pouvoir accomplir une acquisition de données des quatre signaux phonocardiographiques à travers la carte multifonction Arduino UNO, il est nécessaire de ramener les signaux analogiques allant de $-2V$ à $+2V$ 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.

L'élément utilisé pour additionner une tension continu aux signaux PCG est un potentiomètre de valeur de $100k\Omega$, nous avons ajusté le potentiomètre jusqu'à ce que nous ayons obtenu un offset DC de $2.5V$.

II .3 Mise en forme de signal électrocardiographique ECG

Le signal électrocardiographique ECG (Figure II.15) [6] assure une référence de segmentation pour les quatre signaux phonocardiographique. Ce signal est également mis en forme et acquis à travers la carte multifonction Arduino, et ce à côté des quatre signaux phonocardiographiques.

L'électrocardiographie explore l'activité électrique du cœur qui est due à la dépolarisation et repolarisation de myocarde. En effet, la repolarisation et la dépolarisation s'accompagnent par un déplacement des ions, tels que le calcium et de potassium, ce qui produit une différence de potentiel qui peut être détectée et mesurée en utilisant des électrodes convenablement placées sur le corps humain. Celles-ci peuvent être disposées selon des dérivations [6].

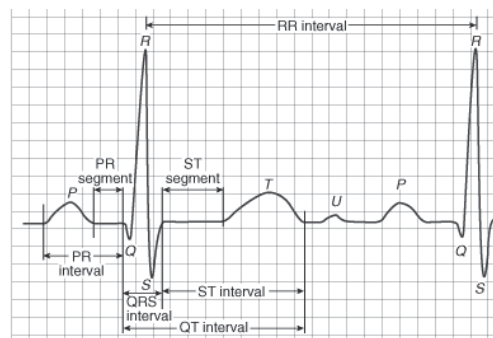


Figure II .15: Signal ECG normal

Le signal ECG s'enregistre à partir de dérivations donnant naissance à des courbes de morphologies différentes, toujours dans l'ordre [6]:

- Onde P - dépolarisation auriculaires
- Interval PR - interval de temps du nœud sino-auriculaire(S-A) au nœud auriculo-ventriculaire (A-V)
- Complexe QRS - dépolarisation ventriculaire
- Segment ST - début de la repolarisation ventriculaire
- Onde T - étapes subséquentes de la repolarisation ventriculaire
- Onde U - composante finale de la repolarisation ventriculaire
- Interval RR - représente le temps pour un cycle cardiaque complet

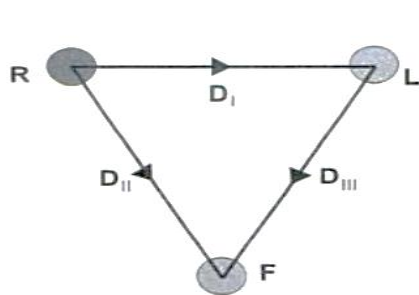


Figure II.16 : triangle de d'Einthoven

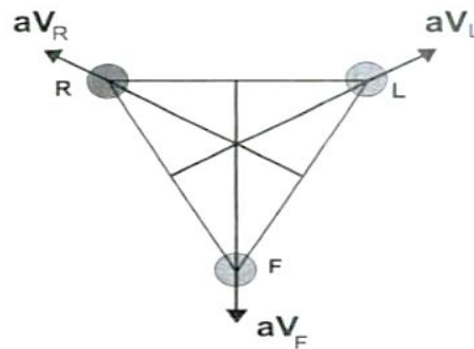


Figure II.17 : triangle de Goldberger

Ils existent différents types de dérivations :

Dérivations frontales : Ce sont les dérivations des membres : DI, DII, DIII, AVR, AVL, et AVF

DI, DII, DIII sont des dérivations bipolaires qui traduisent la différence de potentiel entre deux membres, Ils décrivent le triangle d'Einthoven.

D1 : entre bras droit (pôle -) et bras gauche (pôle +)

D2 : entre bras droit (pôle -) et jambe gauche (pôle +)

D3 : entre bras gauche (pôle -) et jambe gauche (pôle +)

Les dérivations AVR, AVL, et AVF sont des dérivations unipolaires et correspondent au membre avec lequel elles sont connectées soit respectivement le bras droit, le bras gauche, et la jambe gauche [6].

Dérivations précordiales

Ce sont des dérivations unipolaires fixées en des points définis sur la paroi thoracique, comme illustrées sur la Figure II.14, désignés par Wilson [6] et nommées V1 à V6 ;

- V1 est placé sur le 4^{ème} espace intercostal droit, au bord droit du sternum
- V2 est placé sur le 4^{ème} espace intercostal gauche, au bord gauche du sternum
- V4 est placée sur le 5^{ème} espace intercostal gauche, sur la ligne médio claviculaire
- V3 est placée entre V2 et V4
- V5 est placée sur le 5^{ème} espace intercostal gauche, sur la ligne axillaire antérieure
- V6 est placée sur le 5^{ème} espace intercostal gauche, sur la ligne axillaire moyenne

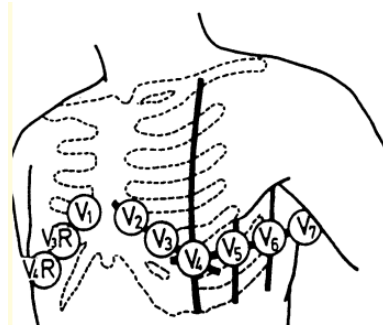


Figure II .18: Dérivations précordiales

La mise en forme du signal électrocardiogramme (ECG) est souvent accompagnée par les bruits de différentes natures qui peuvent altérer le contenu du signal. Elles peuvent être d'origine physiologique (peau, muscle, respiration, etc.) ou environnementale (courant du réseau électrique, perturbation électromagnétique, placement des électrodes, etc.), les bruits couramment rencontrés sont :

Fluctuation de la ligne de base

La fluctuation de la ligne de base signifie une déviation de cette ligne de sa valeur de référence, comme illustré sur la Figure.II.19. La ligne de base est due aux mouvements du patient, à la respiration et aux changements de l'impédance de la peau. Ce type de bruit est très remarquable lors d'un enregistrement d'un ECG d'efforts. Son contenu fréquentiel est de faibles fréquences entre 0.15 Hz et 0.3Hz [6].



Figure II .19 : Fluctuations de la ligne de base dans un signal ECG

Bruit du au réseau électrique

L'interférence du réseau électrique est une source de bruit très répandue lors de la mise en forme de signaux physiologiques dont l'amplitude est très faible ce qui favorise la présence de cette interférence. Ce bruit est courant lors de l'acquisition du signal ECG (Figure II.20). Il est dû aux interférences électromagnétiques du réseau de distribution électrique. Sa fréquence est de 50Hz en Algérie. Un filtre réjecteur ajusté à la fréquence 50 Hz peut être utilisé afin d'atténuer ce bruit.

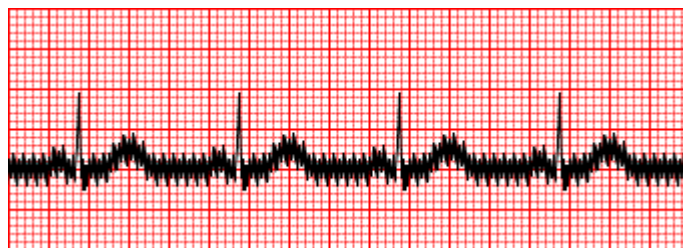


Figure II .20: Signal ECG affecté par l'interférence du réseau électrique à 50 Hz

Le signal électromyogramme (EMG)

Le signal EMG est un signal qui traduit l'activité électrique des muscles. Lors de la détection du signal ECG, le signal EMG est considéré comme source de bruit. Ce bruit peut être atténué en utilisant des filtres passe-bas, et ce puisque la bande spectrale du signal EMG est relativement élevée par rapport à celle du signal ECG [6].

II .3.1 Amplificateur d'instrumentation

Dans un milieu affecté par différentes sources de bruit, une tension vient se superposer à celle délivrée par le capteur, c'est la tension du mode commun. Celle-ci peut avoir plusieurs d'origine tel que le couplage capacitif, magnétique et sachant que les signaux captés par les électrodes sont de faible niveau, ce qui exige un amplificateur d'instrumentation branché à l'extrémité des électrodes qui amplifie le faible signal et rejette l'amplitude élevée de la tension commune [5].

L'amplificateur d'instrumentation possède les caractéristiques suivantes :

- Taux de réjection en mode commun (TRMC) : très élevé de l'ordre de 80 à 100 dB
 $TRMC = 20 \log \frac{A_d}{A_c}$ avec A_d : Gain en mode différentiel et A_c : Gain en mode commun
- Impédance d'entrée très élevée et une impédance de sortie très faible.
- Dérive de température faible.

Un amplificateur d'instrumentation de base comprend trois amplificateurs opérationnels et quelques résistances comme illustré sur la Figure II.21.

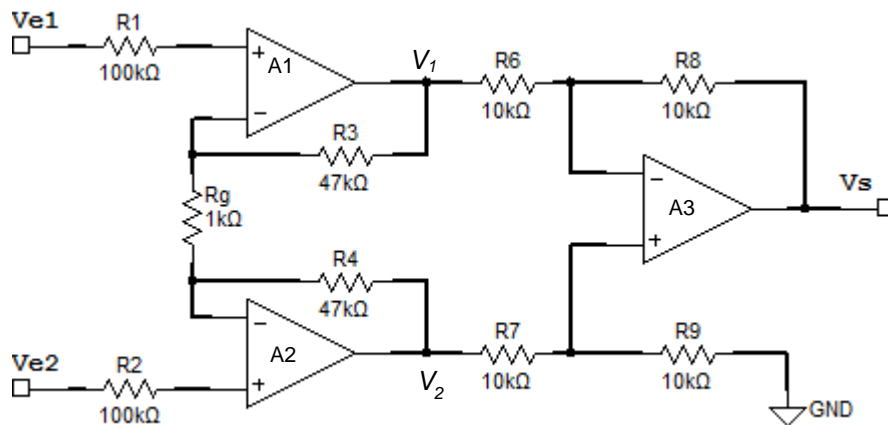


Figure II .21: Amplificateur d'instrumentation à base de 3 AOP de type $\mu A741$

Les amplificateurs opérationnels A1 et A2 forment des configurations sans inversion, fournissant une impédance d'entrée à un gain en tension élevé. Le troisième amplificateur opérationnel A3 est utilisé comme amplificateur différentiel à un gain unitaire. La résistance R_g détermine le gain de l'amplificateur d'instrumentation. Les tensions de sortie des amplificateurs A1 et A2 sont données par :

$$V_1 = \left(1 + \frac{R_3}{R_g}\right)V_{e1} - \frac{R_3}{R_g} V_{e2} \quad (II .10)$$

et

$$V_2 = \left(1 + \frac{R_4}{R_g}\right) V_{e2} - \frac{R_4}{R_g} V_{e1} \quad (\text{II.11})$$

En combinant les expressions de V_1 et de V_2 , et en prenant en considération l'étage différentiel formé par l'amplificateur opérationnel A3, nous aboutissons à l'expression de V_s qui montre clairement le gain de l'amplificateur :

$$V_s = (V_{e2} - V_{e1}) \left(1 + \frac{2R_3}{R_g}\right) \frac{R_6}{R_7}$$

et en considérant $R_6 = R_7$, donc :

$$V_s = (V_{e2} - V_{e1}) \left(1 + \frac{2R_3}{R_g}\right)$$

alors le gain A de de l'amplificateur d'instrumentation est donné par :

$$A = \left(1 + \frac{2R_3}{R_g}\right)$$

Ce qui donne un gain différentiel qui égal à 95. En court-circuitant les entrées de l'amplificateur d'instrumentation, nous mesurons le taux de réjection en mode commun (TRMC) à environs 90 dB sur une bande de fréquentielle qui s'étend jusqu'à 100 kHz. En dépassant cette limite de fréquence du signal d'entrée, l'amplificateur d'instrumentation commence à perdre sa caractéristique majeure, celle de la réjection du mode commun.

II .3.2 Amplificateur d'instrumentation à base du AD620

Le circuit intégré AD620 (voir annexe) de Analog Devices, est très sollicité dans la mesure du signal électrocardiogramme (ECG), et est très performant en comparaison aux circuits d'amplificateurs d'instrumentations réalisés à partir de trois amplificateurs opérationnels discrets. Il peut être alimenté par une pension allant de $\pm 2.3V$ jusqu'à $\pm 18V$ et requiert une consommation d'énergie réduite.

Les électrodes de mesure de l'ECG sont branchées avec les entrées 3 et 2 du circuit intégré AD620 qui assure un gain différentiel qui peut aller de 1 jusqu'à 10000 selon sa fiche technique. Ce dernier est fixé par la résistance externe R_g comme illustré dans la Figure II.22 et selon l'expression :

$$R_g = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1}$$

En choisissant $G=7$ nous obtenons une valeur de résistance $R_g = 8.2 \text{ k}\Omega$.

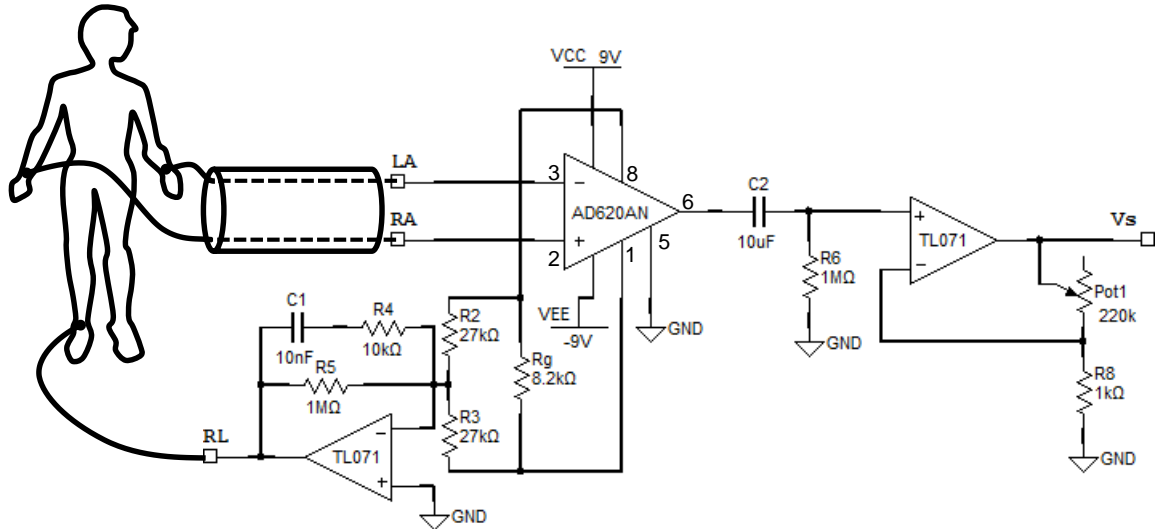


Figure II .22: Circuit de mise en forme du signal ECG à base de AD620 avec pilotage de pied droit

Le patient n’est pas en contact direct avec la terre .L’électrode du pied droit est connectée à un amplificateur auxiliaire inverseur du type TL071. La tension en mode commun sur le corps, due au contact de fuites, est détectée par les deux résistances R2 et R3 et réinjecté par l’intermédiaire de l’amplificateur TL071. La tension négative de contre réaction conduit la tension en mode commun à une valeur inférieure, aussi on trouve le courant de fuite qui peut apparaître dans le corps qui ne circule pas vers la terre mais vers la sortie de l’amplificateur auxiliaire.

Le circuit de pilotage du pied droit est renforcé par une cellule de filtrage pass bas R4-C1 afin d’assurer une meilleure stabilité contre les artefacts de hautes fréquences. En cas d’apparition d’une tension anormale, l’amplificateur auxiliaire se sature ce qui assure une bonne protection au patient. La sortie de l’amplificateur AD620 est reliée à une cellule de filtrage passe-haut C2-R6 du signal ECG qui permet d’éliminer toute fréquence inférieure à la fréquence de coupure égale à 15.9mHz. En suite, le signal ECG est amplifié à travers un amplificateur non-inverseur à base d’un amplificateur opérationnel du type TL071 de gain donné par ;

$$G = 1 + \frac{pot1}{R8}$$

Un potentiomètre de 220 kΩ est utilisé pour ajuster le gain d’amplification afin de cadrer le signal ECG à une amplitude absolue de 4V.

II .3.3 Filtre réjecteur de l’interférence du réseau électrique

L’interférence du réseau électrique affecte considérablement des signaux physiologiques au cours de leur mise en forme analogique. Afin de remédier à l’effet de cette interférence, nous avons opté pour un filtre réjecteur du 50 Hertz en double T, comme illustré sur la Figure II.23.

Ce filtre est conçu comme la mise en parallèle de deux filtres, l’un passe-haut et l’autre passe-bas dont les fréquences de coupures se rapprochent afin cibler la fréquence du réseau électrique à 50 Hz [5].

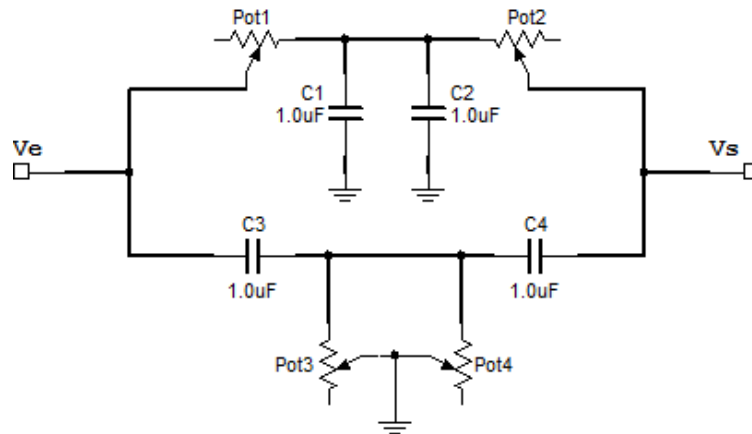


Figure II .23 : Filtre réjecteur de l’interférence du réseau électrique en double T

Le choix des valeurs des résistances et des condensateurs est fait à partir du calcul de la fréquence de coupure qui est égale à 50Hz.

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

Si nous fixons la valeur du condensateur à 1μF, alors nous obtenons une valeur de résistance égale à :

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C} = 3184 \Omega$$

Le tableau II.2 ci-dessous regroupe les mesures de la réponse fréquentielle du filtre réjecteur, la tension d’entrée étant fixée à Ve=1 V.

F (Hz)	15	17	20	24	28	34	40	43	46	48	49	50	53	54	55	60	70	80
$\frac{Vs}{Ve}$	0.9	0.86	0.8	0.78	0.72	0.64	0.45	0.3	0.21	0.13	0.05	0.01	0.049	0.07	0.09	0.15	0.3	0.5

Tableau II .2- Réponse fréquentielle du filtre réjecteur de l’interférence du réseau électrique a 50Hz

La Figure II.24 illustre cette réponse fréquentielle simulé sous Miltisim.

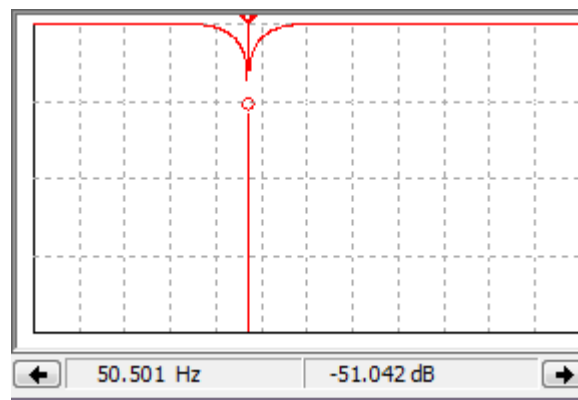


Figure II .24 : Tracé de Bode du filtre réjecteur du 50Hz

II.3.4 Circuit d'offset

Un circuit d'offset est prévu pour préparer le signal ECG mis en forme à être acquis par la carte multifonction Arduino Uno. Puisque les entrées analogiques de la carte Arduino ne peuvent recevoir que des signaux unipolaires allant jusqu'à 5V, donc il suffit d'ajouter une tension continue de 2.5V au signal ECG. Ce signal doit être cadré entre 0 et 5V tout ayant une tension absolue de 4V. L'écart de tension de 1V assurera une marge de sécurité contre tout éventuel écrêtage du signal.

Une tension d'offset de 2.5V est rajoutée au signal ECG par l'entremise du circuit de la Figure II.25. Le condensateur permet d'assurer une fonction de filtrage passe-bas permettant de lisser la tension de sortie contre toute oscillation de haute fréquence subite suite à un offset brusque lors du réglage du potentiomètre. Le potentiomètre de 10 k Ω branché entre +5V et -5V permet d'ajuster la tension d'offset. L'AOP μ A741 permet d'assurer une adaptation d'impédance entre le circuit de mise en forme de la et l'entrée analogique de la carte Arduino Uno.

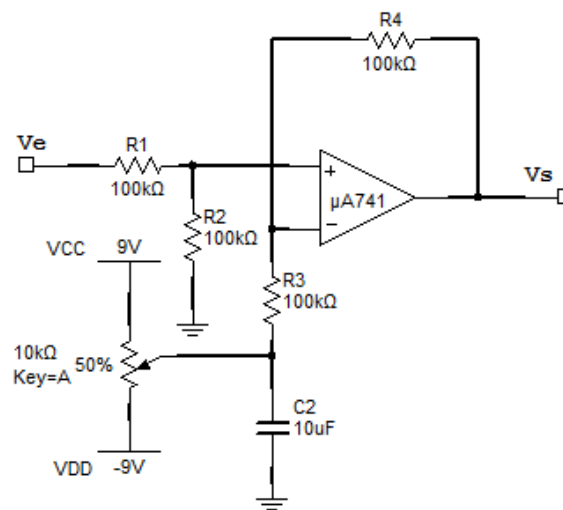


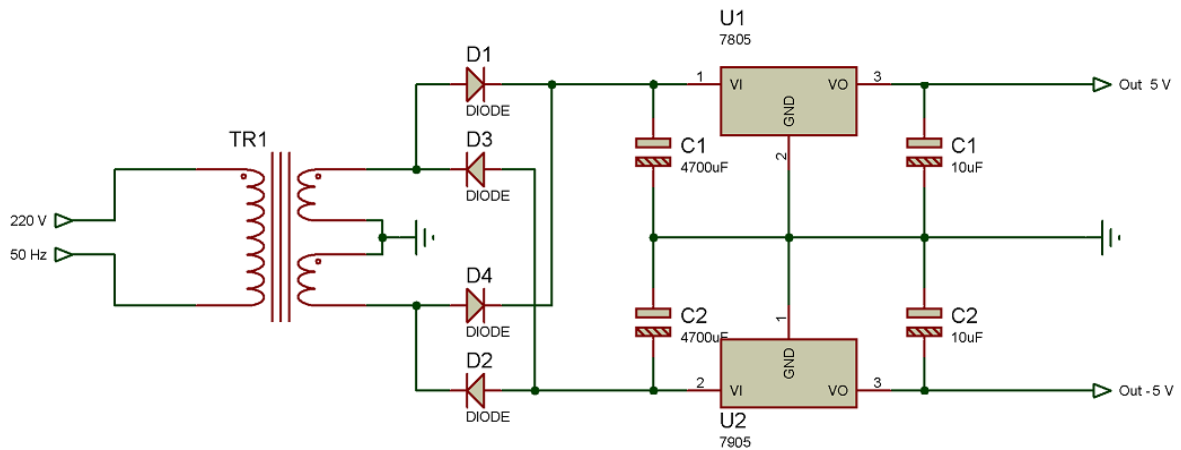
Figure II .25: circuit d'offset utilisé pour la mise en forme du signal électrocardiographique

II .4 L'alimentation

Ce présent projet requiert une alimentation symétrique de $\pm 5V$, comme illustrée sur la Figure II.22. Afin d'assurer une portabilité lors de l'utilisation, nous avons réalisé un circuit d'alimentation qui comporte ;

- 1) Un élément redresseur : (pont de diode) qui fournit une tension continue stable à partir de la tension du réseau électrique.
- 2) Un élément régulateur permettant de stabiliser la tension continue délivrée.

Nous avons choisi deux régulateurs de tension, du type 7805 et 7905 permettant d'avoir des tensions DC de valeurs respectives +5V et -5V [5].

Figure II .26: Alimentation symétrique de $\pm 5V$

II .5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les différents circuits de mise en forme analogique des signaux phonocardiographique et électrocardiographique. Les fonctions essentielles de ces circuits consistent en l'amplification et le filtrage.

La fonction d'amplification essentielle dans ce circuit de mise en forme consiste en l'amplification d'instrumentation. Cette fonction permet la réjection du mode commun, et ce afin d'aboutir à un signal électrocardiographique de très bonne qualité. Le signal Phonocardiographique est amplifié et ajusté à une tension de 4V absolue et est centrée autour de 2.5V entre 0 et 5V.

La mise en forme des quatre signaux phonocardiographique et du signal ECG utilisé comme référence de segmentation est suivie d'une acquisition de données à accomplir par une carte multifonction Arduino Uno.

Chapitre III

Acquisition de données

La carte de mise en forme des signaux PCG comporte une partie numérique dédiée à l'acquisition de donnée. Dans ce chapitre, nous présentons les notions essentielles de l'acquisition de données permettant de convertir un signal analogique en signal numérique, et ce pour pouvoir le traiter dans un micro-ordinateur par des algorithmes de traitement du signal. Lors de la conception de cette partie de numérisation des signaux PCG et ECG, nous avons opté pour la carte multifonction Arduino Uno.

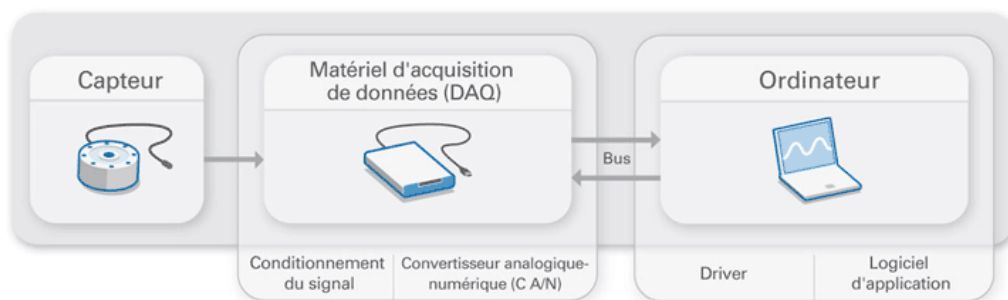


Figure.III-1 Système d'acquisition de données

Le projet Arduino Conçu par une équipe de professeurs et d'étudiants (David Mellis, Tom Igoe, Gianluca Martino, David Cuartielles, Massimo Banzi ainsi que Nicholas Zambetti) de l'école de Design d'Interaction d'Ivrea (Italie) en 2003 par les études électroniques et informatiques. C'est une carte programmable avec un port série USB. De nouvelles versions sous différents formats sont apparues. Ces versions nouvelles sont d'autant plus puissantes, plus économiques, avec USB, avec Internet, compatible Android, etc [7,8].

Arduino permet de programmer des circuits électroniques qui interagissent avec leur environnement. Les cartes multifonction Arduino peut-être connectées à différents types de capteurs ; par exemple sonores, thermiques, de mouvement, etc. La collecte d'informations à partir de capteurs leur permet de pouvoir contrôler cet environnement ; par exemple contrôler des moteurs, communiquer avec un ordinateur, avec un téléphone portable, envoyer et lire des messages sur Internet, éteindre des appareils électriques, piloter un robot mobile, servir de cerveau à un humanoïde [7,8].

III.1.Hardware

La carte multifonction Arduino Uno comporte un microcontrôleur ATMEL du type ATmega328. C'est un microcontrôleur 8bits de la famille AVR dont la programmation peut être réalisée en langage C. Arduino fournit un environnement de développement (IDE : integrated development environment) s'appuyant sur des outils open source. Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur se fait à travers le port USB (Universal serial bus) [7,8].

Cette carte comporte ;

- 14 broches numériques d'entrées/sorties (dont 6 peuvent être utilisées en sorties PWM) (largeur d'impulsion modulée),
- 6 entrées analogiques de A₀ à A₅ (qui peuvent également être utilisées en broches entrées/sorties numériques),
- un connecteur ICSP (programmation "in-circuit")
- un quartz à 16 MHz
- une connexion USB,
- Un connecteur d'alimentation jack
- Un bouton reset

Synthèse des caractéristiques

Microcontrôleur	ATmega328
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'alimentation (recommandée)	7-12V
Tension d'alimentation (limites)	6-20V
Broches E/S numériques	14 (dont 6 disposent d'une sortie PWM)
Broches d'entrées analogiques	6 (utilisables en broches E/S numériques)
Intensité maxi disponible par broche E/S (5V)	40 mA
Intensité maxi disponible pour la sortie 3.3V	50 mA
Intensité maxi disponible pour la sortie 5V	Fonction de l'alimentation utilisée - 500 Ma max si Port USB utilisé seul
Mémoire Programme Flash	32 Ko (ATmega328) dont 0.5 Ko sont utilisés par le Boot loader
Mémoire SRAM (mémoire volatile)	2 Ko (ATmega328)
Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)	1 Ko (ATmega328)
Vitesse d'horloge	16 MHz

Connexion

Le microcontrôleur ATmega328 de la carte Arduino Uno dispose d'une UART (Universal Asynchronous 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 serial bus) [7,8].

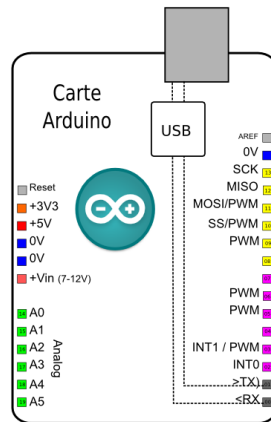


Figure.III-2 Carte Arduino Uno

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 ($2^{10}-1$) 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 [7,8].

Caractéristiques d'alimentation

La carte Arduino peut être alimentée via le câble USB ou par une alimentation externe ;

- un adaptateur secteur qui convertit la tension 220V alternatif en tension continue, aussi connu comme bloc d'alimentation standard.
- une pile ou des accumulateurs rechargeables, très convenable pour un système mobile.

La tension d'alimentation externe doit être comprise entre 7 et 12V.



Figure.III-3 – Carte Arduino Uno vue de face (à gauche), vue arrière (à droite)

III.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 [7,8].

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 [9]. 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 traités par ses fonctions assez développées.

III.2.1. Partie Firmware

Les cartes Arduino sont programmables via un environnement dédié dont l'interface graphique est illustrée sur la Figure III-4. Cet environnement permet une programmation du microcontrôleur en langage C++, ce qui confirme la puissance de ce langage en électronique à pouvoir introduire des instructions bénéficiant d'une bibliothèque de fonctions préprogrammées [7,8].

Après le branchement de la carte Arduino avec un ordinateur, la première étape à effectuer est la sélection du type de carte dans l'environnement de développement, comme illustré sur la Figure III-6.

Une sélection du port USB actif branché avec la carte Arduino et également à considérer. Ce sont des étapes de configuration requises avant tout téléversement de firmware dans le microcontrôleur de la carte Arduino [7,8].

Ensuite, l'utilisateur développe le programme à téléverser dans le microcontrôleur de la carte Arduino dans un environnement dédié. Le programme est compilé et téléversé s'il ne présente aucune erreur de compilation.



Figure.III-4 Interface graphique de l'IDE de Arduino



Figure.III-5 Barre de boutons Arduino.

Cette barre de boutons permet de compiler, d'arrêter la compilation, et de transférer le programme dans la carte Arduino et d'ouvrir une fenêtre spéciale de communication entre l'ordinateur et la carte aussi appelée "console série", et bien sûr d'ouvrir, de sauvegarder et de créer des fichiers.

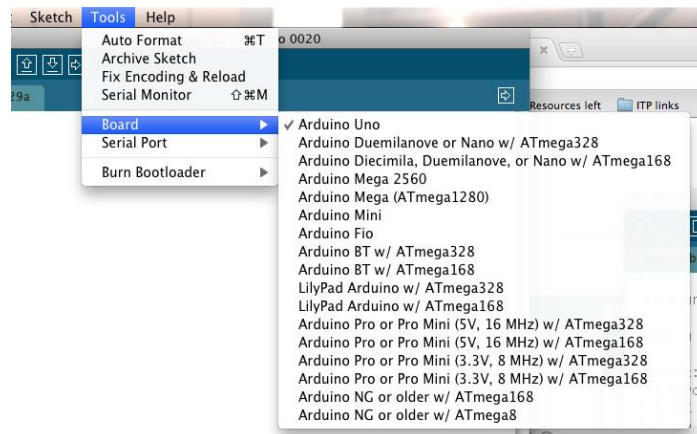


Figure.III-6 Environnement de développement d'Arduino : sélection de la carte Arduino Uno

L'environnement de développement intégré (IDE) de Arduino comporte :

- Une barre de Menus comme pour tout logiciel une interface graphique (GUI),
- Une barre de boutons qui donnent un accès direct aux fonctions essentielles du logiciel
- Un Editeur à coloration syntaxique pour écrire le programme, avec onglets de navigation,
- Une zone de message qui affiche indique l'état des actions en cours,
- Une Console de texte qui affiche les messages concernant le résultat de la compilation du programme

La structure du programme Arduino permettant l'acquisition d'un signal donné comporte trois parties :

- partie déclaration des variables (optionnelle)
- partie initialisation et configuration des entrées/sorties : la fonction setup ()
- partie principale qui s'exécute en boucle : la fonction loop ()

```
programmerArduinoExemple | Arduino 0022
File Edit Sketch Tools Help
programmerArduinoExemple

1 int brocheCapteur = A0; // selection de la broche sur laquelle est connectée le capteur
  int brocheLED = 13; // selection de la broche sur laquelle est connectée la LED
  int valeurCapteur = 0; // variable stockant la valeur du signal reçu du capteur

2 void setup() {
  // broche de la LED configurée en sortie
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
}

3 void loop() {
  // lecture du signal du capteur
  valeurCapteur = analogRead(brocheCapteur);
  // allume la LED
  digitalWrite(brocheLED, HIGH);
  // delai de "valeurCapteur" millisecondes
  delay(valeurCapteur);
  // éteint la LED
  digitalWrite(brocheLED, LOW);
  // delai de "valeurCapteur" millisecondes
  delay(valeurCapteur);
}
```

Fig.III-7- Environnement de développement intégré (IDE) de Arduino.

III.2.2. Lecture des données numérisées

Afin d'assurer un meilleur traitement de données numérisées nous avons opté à recueillir les signaux Phonocardiographiques dans un environnement Matlab. En effet, l'environnement Matlab dispose de plusieurs boites à outils (toolbox) très riche en fonctions préprogrammées permettant d'effectuer des traitements complexes et diversifiés [9].

La lecture du port série permet de lire les échantillons numérisés. Un signal est alors généré grâce à la juxtaposition des échantillons successifs en respectant la période d'échantillonnage réglable dans le firmware téléversé préalablement dans le microcontrôleur de la carte Arduino.

III.3. 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 en deux parties élémentaires. En premier lieu, la programmation du firmware développé dans l'environnement de développement propre

au module Arduino. En second lieu, la programmation du script de réception de données développé dans un environnement MATLAB.

Chapitre IV

Mesures et acquisition de données

IV .1 Introduction

Ce chapitre est consacré à la présentation des mesures et l'interprétation des résultats obtenus à partir du dispositif que nous avons développé.

La première étape consiste à recueillir les signaux après avoir subi des opérations de conditionnement et de mise en forme à l'aide des circuits électroniques d'amplification et de filtrage présentés en chapitre 2. En premier lieu, ces signaux 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.

Nous avons utilisé les entrées analogiques de A0 jusqu'à A4 pour enregistrer simultanément les quatre signaux phonocardiographiques (PCG) et le signal électrocardiographique (ECG) à utiliser comme moyen de segmentation. Ces entrées analogiques sont cadrées entre 0 et 5V. Il est alors nécessaire d'ajuster la composante continue afin de respecter ces limites de tension. Pour ce faire, nous avons ajusté les signaux à acquérir entre 0.5 à 4.5 V afin d'assurer une marge de sécurité en tension et d'éviter un éventuel écrêtage.

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.

IV.2 Mesures analogiques

Notre projet consiste à mesurer les différents bruits émis par le cœur dans les quatre foyers d'auscultations, en utilisant quatre sondes phonocardiographiques placées au niveau de chaque foyer, ces dernières délivrent quatre signaux analogiques à faible niveau ce qui nécessite un circuit de mise en forme incontournable.

Ces mesures analogiques sont accomplies aux niveaux des différents blocs constituant la carte de mise en forme développée allant du capteur jusqu'au circuit d'offset.

IV.2.1 Calibrage des sondes PCG

En ajustant le potentiomètre du microphone, nous pouvons aboutir à une meilleure sensibilité du capteur. La Figure IV.1 illustre l'écran d'un oscilloscope numérique montrant un signal phonocardiographique à la sortie de la sonde phonocardiographique.

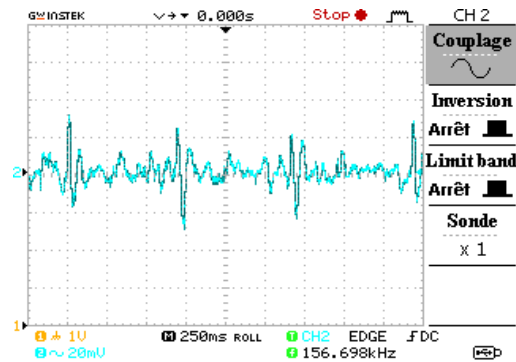


Figure IV.1 Signal de sortie de la sonde phonocardiographique Foyer mitral, Couplage AC

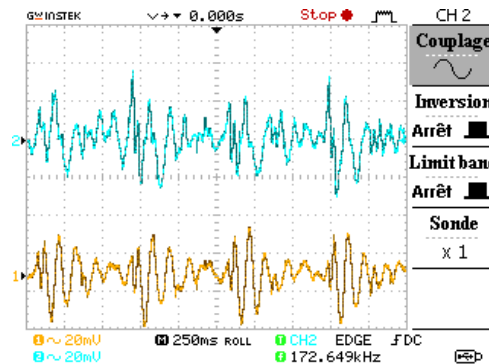


Figure.IV-2 Signaux PCGs à la sortie de la sonde phonocardiographique (Foyer pulmonaire (bleu)-foyer aortique (jaune))

Les deux signaux recueillis ont une morphologie claire montrant les oscillations des bruits cardiaques à une faible amplitude d'environ 40mV en crête-à-crête. Ce signal phonocardiographique requiert un étage d'amplification afin de recadrer sa tension entre 0 et 5V tout en bénéficiant de toute l'étendue de mesure des entrées analogiques de la carte Arduino Uno.

IV.2.2 Etage d'amplification

Nous avons utilisé un amplificateur non inverseur avec un gain ajustable à travers une résistance variable. Après réglage de l'amplificateur, nous avons obtenu un signal phonocardiographique à une tension de 4V 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 phonocardiographique à acquérir.

Les Figures IV-3 & IV-4 illustrent des signaux PCGs visualisés à la sortie du l'étage d'amplification dans les foyers aortique, pulmonaire, mitral, tricuspide.

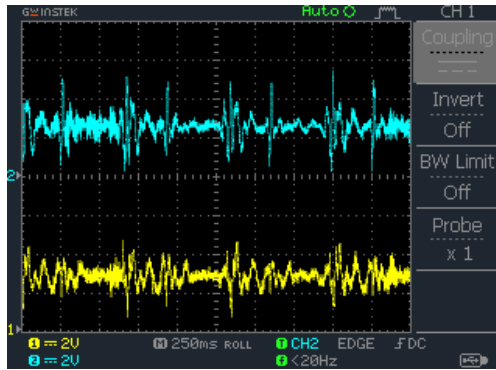


Figure.IV-3 Signaux PCGs à la sortie de l'amplificateur (Foyer pulmonaire (bleu)-foyer aortique (jaune))

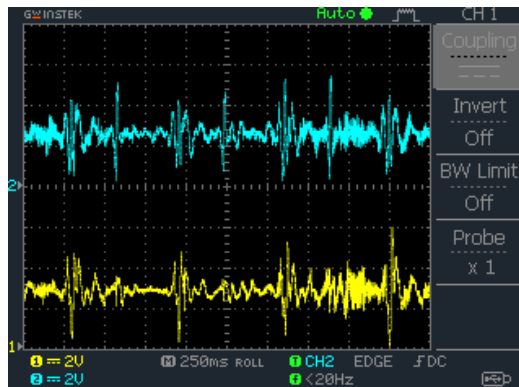


Figure.IV-4 Signaux PCGs à la sortie de l'amplificateur (Foyer mitral (jaune)-foyer tricuspide (bleu))

IV.2.3 Etage de filtrage

En reliant le signal de sortie de l'amplificateur à des filtres passe-haut et passe-bas de fréquences de coupure respectivement égales à 0.015Hz et 723Hz, nous obtenons des signaux de bon rapport signal sur bruit. Les Figures IV-5 et IV-6 suivantes montrent des signaux PCGs filtrés.

Il est à noter que l'ambiance acoustique dans le laboratoire pédagogique dans lequel nous avons effectué la mesure persiste sur les signaux phonocardiographiques 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.

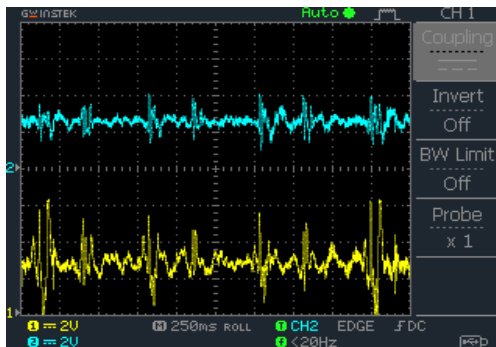


Figure.IV-5 Signaux PCGs à la sortie de l'amplificateur (Foyer pulmonaire (bleu)-foyer aortique (jaune))

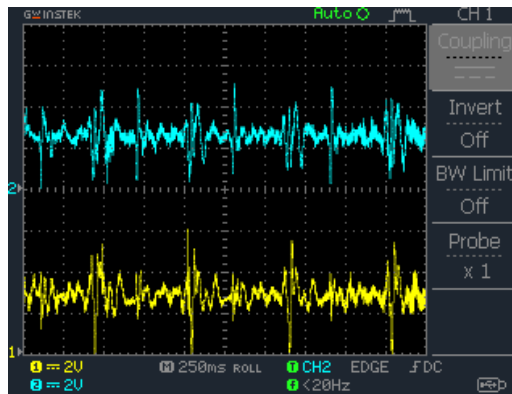


Figure.IV-6 Signaux PCGs à la sortie de l'amplificateur (Foyer mitral (bleu)-foyer tricuspide (jaune))

IV.2.4 Etage d'offset

Le signal phonocardiographique doit être cadré entre 0 et 5V tout en ayant une tension absolue de 4V. L'écart de tension de 1V assurera une marge de sécurité contre toute augmentation soudaine du signal PCG. L'ajout du décalage en tension de 2.5V est nécessaire pour pouvoir digitaliser le signal phonocardiographique par l'entrée analogique de la carte multifonction Arduino Uno. La présence de tension d'offset de 2.5V est montrée dans les Figures IV-7, IV-8, IV-9 et IV-10 suivantes.

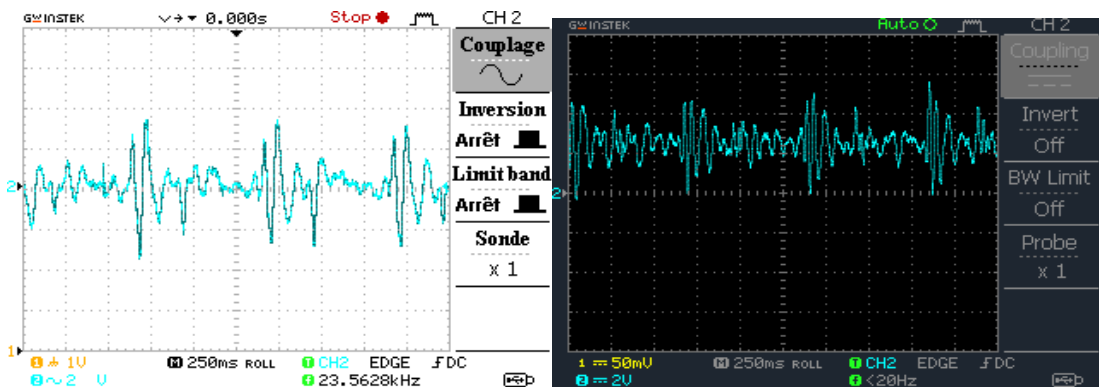


Figure .IV-7 Signal PCG au niveau du foyer aortique

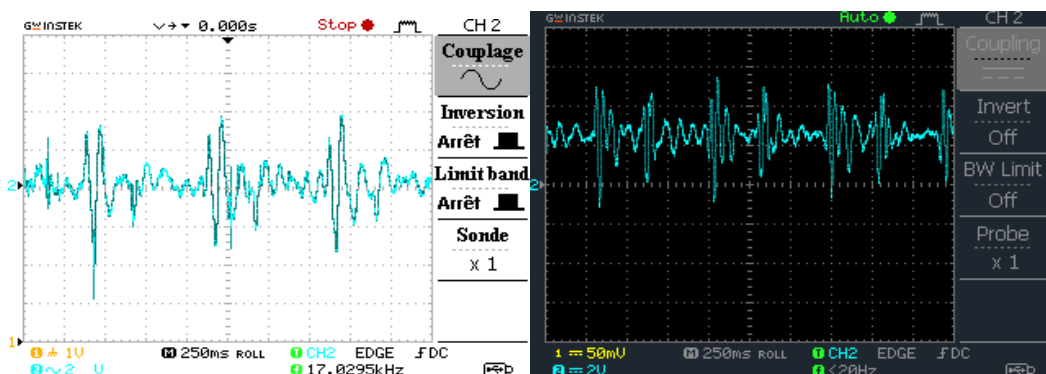


Figure .IV-8 Signal PCG au niveau du foyer pulmonaire

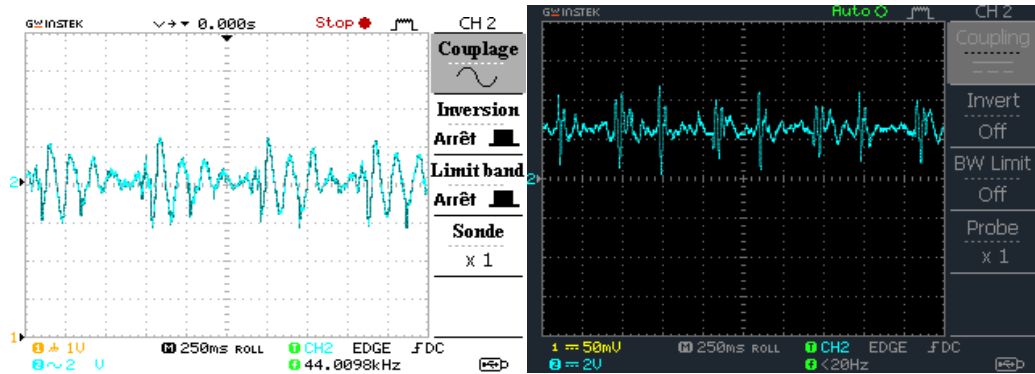


Figure .IV-9 Signal PCG au niveau du foyer tricuspide

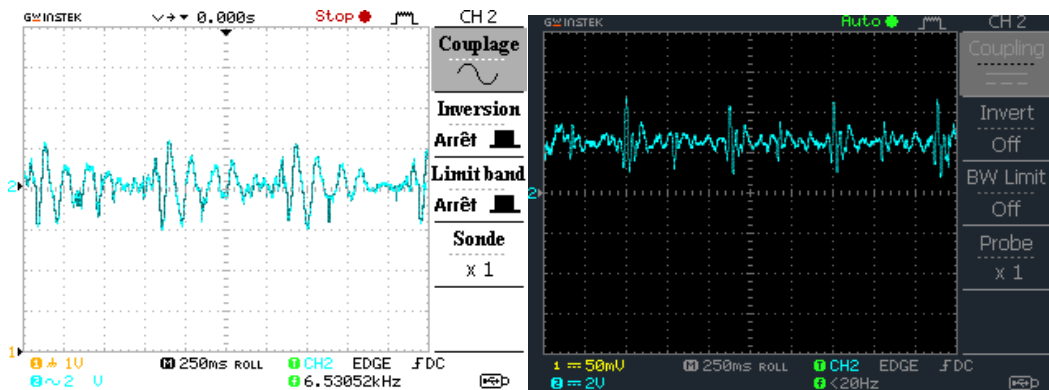


Figure .IV-10 Signal PCG au niveau du foyer mitral

Un signal électrocardiographique est également mis en forme et est préparé à l'étape d'acquisition. La Figure IV-11 illustre un signal ECG à la sortie du circuit réjecteur de l'interférence du réseau électrique. Ce signal est à être amplifié jusqu'à aboutir à une tension en absolu de 4V et centrée autour de 2.5V, et ce afin qu'il soit acquis par l'entrée analogique de la carte multifonction Arduino Uno.

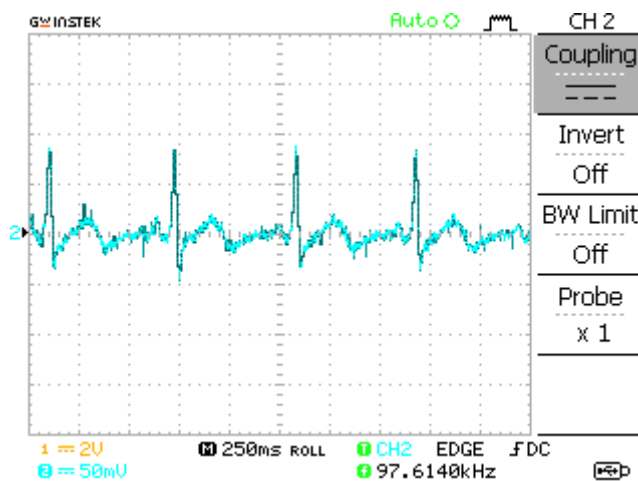


Figure .IV-11 Signal ECG à la sortie du filtre réjecteur

D'après les quatre PCGs détectés au niveau des différents foyers d'auscultation, nous remarquons que les bruits B1 et B2 apparaissent dans ces respectifs foyers à différents niveaux d'amplitude. Le bruit B1 est plus accentué en amplitude que le bruit B2 dans le foyer mitral et tricuspide à cause de la fermeture de la valvule mitrale et tricuspide qui contribue considérablement l'énergie de bruit B1. Le bruit B2 étant généré par la fermeture des valvules semi-lunaires se trouve d'une amplitude réduite que celle du bruit B1.

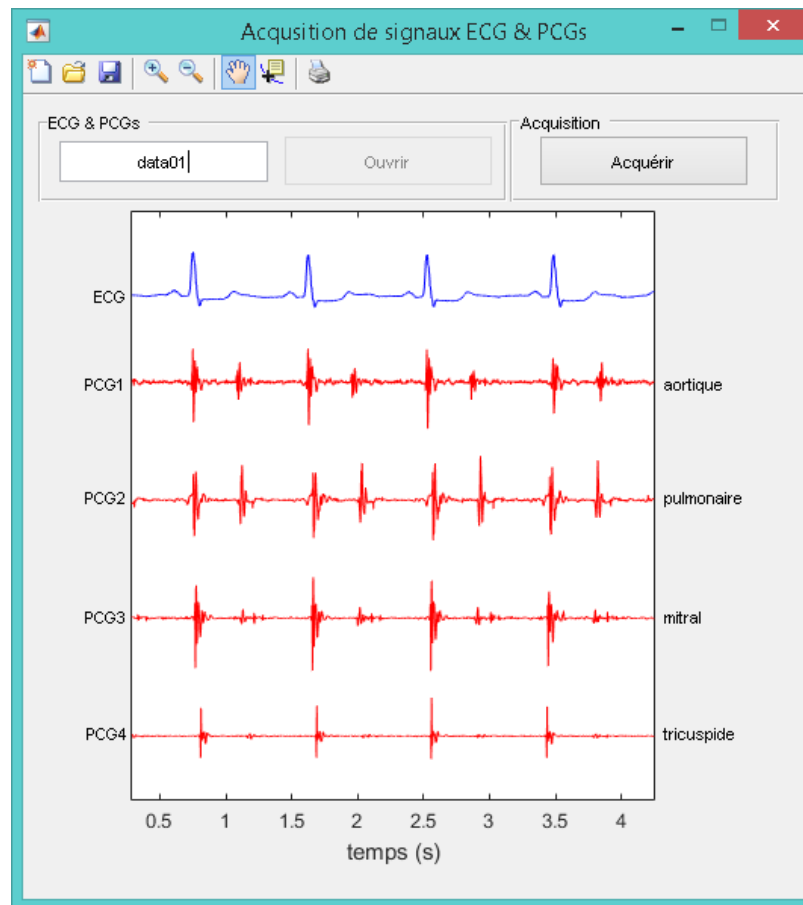
Le bruit B3 apparaît au cours de la phase de remplissage rapide. Sa présence dépend de l'âge. En effet, il est rare chez les enfants de moins de 2 ans, fréquent chez les adolescents, et sa présence devient pathologique après l'âge de 40 ans. Le bruit B4 se situe entre les systoles auriculaire et ventriculaire et n'est pratiquement jamais audible à l'état normal. Les signaux Phonocardiographiques mesurés et visualisés montrent clairement les bruits B1 et B2 synchronisés avec le début des phases systolique et diastolique, avec une absence des bruits B3 et B4. Ces signaux phonocardiographiques sont d'un très bon rapport signal sur bruit malgré l'ambiance acoustique non-négligeable au niveau du laboratoire.

L'enregistrement simultané du signal ECG avec les 4 signaux PCGs constitue un moyen de segmentation fiable des bruits cardiaques. Le signal électrocardiographique est composé de trois ondes de morphologies différentes qui se succèdent dans le temps : la première correspond à l'activité des oreillettes (l'onde P), la deuxième, de grande amplitude, correspond au complexe QRS, et la dernière est la Repolarisation des cellules ventriculaires (onde T). Le complexe QRS est synchronisé avec l'apparition du bruit B1, c'est le début de la phase systolique. La fin de l'onde T correspond à l'apparition du bruit B2, c'est le début de la phase diastolique.

Une étape d'acquisition permettra d'enregistrer ce signal phonocardiographique pour servir d'outil d'aide au diagnostic médical suite à un traitement numérique du signal.

IV.3. Acquisition des signaux phonocardiographiques

La carte multifonction Arduino Uno devient un outil vulgarisé d'acquisition de données. Cette vulgarisation n'exclue en rien la haute qualité de l'acquisition assurée par cette carte multifonction ; pour cela nous avons exploité cette dernière pour acquérir simultanément les quatre signaux PCGs avec un signal ECG.



La Figure.IV-12 Interface graphique d'acquisition des signaux PCGs & ECG depuis les foyers aortique, pulmonaire, mitral et tricuspide

Dans un environnement Matlab, nous avons développé un logiciel permettant l'acquisition de 4 signaux phonocardiographiques avec un signal ECG comme signal de référence. A travers cette interface graphique, l'utilisateur peut acquérir quatre signaux PCG et un signal ECG brancher avec les entrées analogiques allant de A0 jusqu'à à A4 de la carte Arduino Uno. Les signaux acquis sont sauvegardés dans un fichier de données que l'on peut recharger ultérieurement à travers une fonction assurée par le bouton « Ouvrir ». L'utilisateur peut introduire le nom du fichier dans une zone de texte qui sert à la fois à introduire le nom du fichier à ouvrir et également à introduire le nom du fichier dans lequel l'enregistrement sera fait, et ce après avoir cliqué sur le bouton « Acquérir ».

La figure.IV-12 illustre 4 signaux PCGs correspond à 4 foyers d'auscultation (aortique, pulmonaire, mitral, tricuspide) enregistrés en simultanément avec le signal électrocardiographique d'un même sujet normal.

Les signaux PCGs acquis mettent en évidence l'activité cardiaque en relation avec la fermeture des différentes valvules intracardiaques. Ces signaux enregistrés confirment bien la synchronisation du bruit B1 et B2 avec le pic R et la fin de l'onde T du signal électrocardiographique, respectivement.

Nous observons un bruit B2 d'une amplitude élevée par rapport au bruit B1 dans les deux signaux PCG1 et PCG2. Ceci est dû à claquement des valvules aortique et pulmonaire qui donne naissance de bruit B2, et qui indique l'éloignement relatif des valvules mitral et tricuspide par rapport aux foyers d'auscultation aortique et pulmonaire. Dans les deux signaux PCG3 et PCG4, nous remarquons que l'amplitude du bruit B1 plus intense que celle du bruit B2. Les deux signaux PCG3 et PCG4 montrent clairement un bruit B1 mettant en évidence une amplitude importante des deux composantes valvulaires mitrale et tricuspide par rapport aux composantes aortique et pulmonaire. Le bruit B2 est d'une amplitude relativement réduite par rapport à celle du bruit B1.

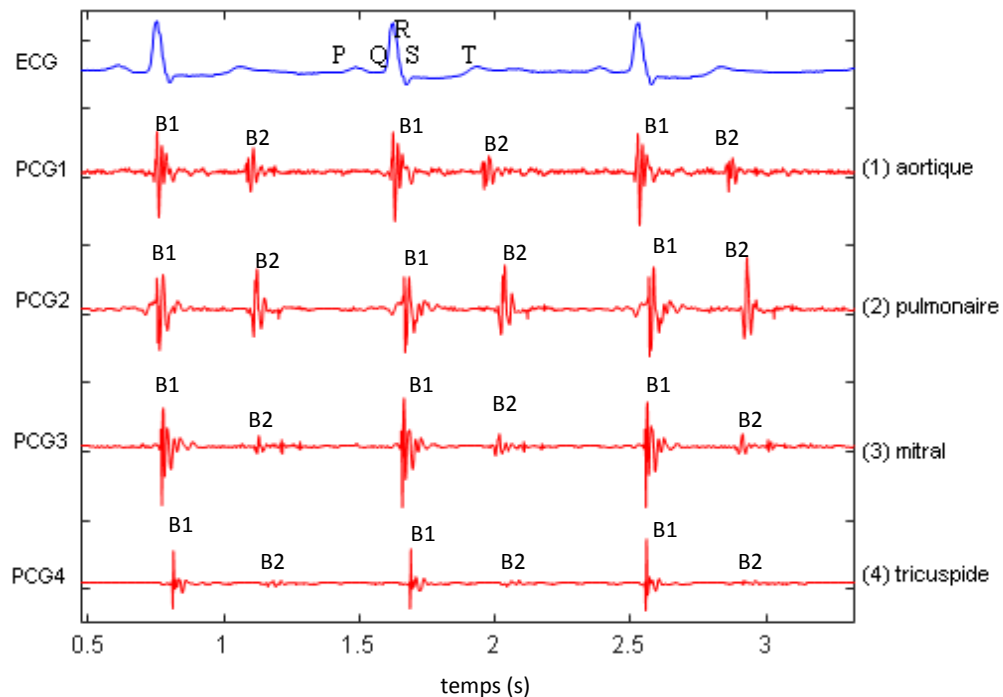


Figure.IV-13 Signal ECG et Signaux PCGs acquis depuis les foyers (1) aortique, (2) pulmonaire, (3) mitral, et (4) tricuspide, d'un sujet normal

Ces cinq signaux ont été acquis à une fréquence d'échantillonnage égale à 1kHz, ce qui remplit la condition sur la bande fréquentielle des signaux tout en respectant le théorème de Shannon qui stipule que la fréquence d'échantillonnage doit être largement supérieure au double de la bande fréquentielle du signal à numériser.

En profitant des fonctions d'estimation de la densité spectrale de puissance (DSP) disponibles dans Matlab, nous procédons à l'estimation des DSP de ces signaux PCG, comme illustré sur la figure

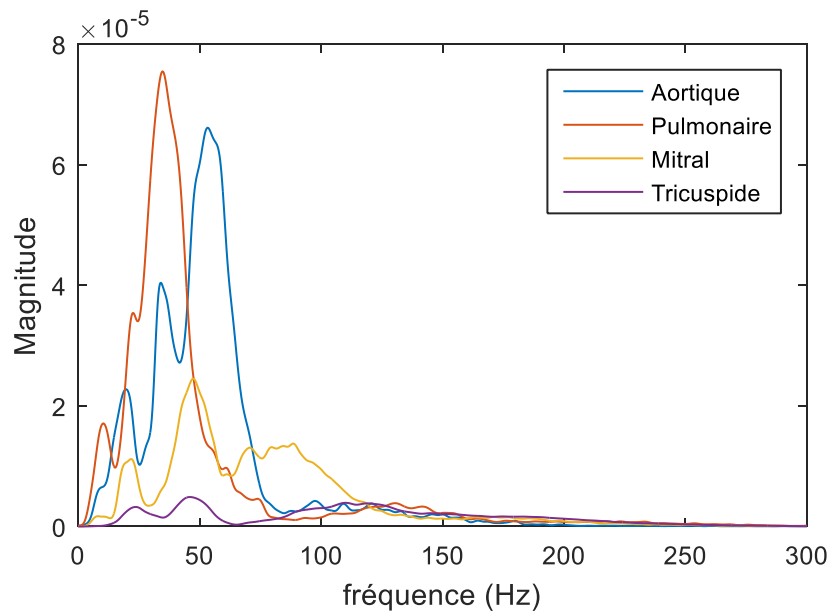


Figure.IV-14 Densités spectrales de puissance (périodogrammes) des signaux PCGs de la figure IV-13

En représentant les périodogrammes de ces différents signaux phonocardiographiques par différentes couleurs, nous constatons facilement la différence de leurs contenus fréquentiels ce qui reflète la différence de l'activité acoustique de chacune des valves intracardiaques. Une étude plus approfondie du contenu fréquentiel de ces différents signaux PCG permettra de révéler la nature de l'activité de chacune des valves.

IV.3 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons abordé la mesure des bruits cardiaques par l'entremise du système d'acquisition que nous avons développé dans le cadre de ce projet. Des mesures purement analogiques nous ont permis de prendre connaissance avec la nature des bruits cardiaques enregistrés depuis les quatre foyers d'auscultation ; aortique, pulmonaire, mitral et tricuspidale. Les signaux phonocardiographiques recueillis par le biais d'un oscilloscope numérique nous ont permis de reconnaître la révolution cardiaque en relation avec la morphologie des signaux mesurés.

Dans une seconde étape de mesures, nous avons procédé à l'acquisition des signaux phonocardiographiques depuis ces quatre foyers d'auscultation ainsi qu'un signal électrocardiographique pouvant servir de référence au cours d'une opération de segmentation des bruits cardiaques. Ces derniers enregistrés dans un environnement MATLAB, sont d'une bonne qualité, et leurs spectres montrent bien la nature acoustique diverse des valves intracardiaques.

Conclusion générale

Le travail présenté dans ce mémoire concerne la conception et la réalisation d'une carte de mise en forme et d'acquisition de signaux phonocardiographiques. Pour ce faire, nous avons étudié des circuits analogiques pour mettre en forme ces signaux qui sont de très faible amplitude et très sensible à différentes sources de bruits.

Ce présent projet a été mené en quatre étapes fondamentales. La première étape concerne la conception et la réalisation des quatre sondes phonocardiographiques permettant de capter les bruits cardiaques à une bonne sensibilité, et ce depuis les foyers d'auscultation aortique, pulmonaire, mitral et tricuspide.

La deuxième étape consiste en la mise en forme de ces signaux phonocardiographiques en termes de mise en forme ; à savoir l'amplification et le filtrage. Ces circuits de mise en forme reçoivent les bruits cardiaques à partir des Ces sondes phonocardiographiques. L'amplification a été conçue et réalisée de sorte à avoir un signal phonocardiographique de 4V en absolu centré autour de 2.5V à travers un circuit d'offset et ce afin de pouvoir attaquer l'entrée analogique de la carte multifonction Arduino Uno. Cette forme de signaux permet de respecter les entrées analogiques de la carte Arduino Uno qui peuvent recevoir des tensions entre 0 et 5V en entrées analogiques pour une éventuelle acquisition.

Un signal électrocardiographique est également mis en forme et est associé aux signaux phonocardiographiques comme signal de référence à acquérir et à utiliser lors d'un futur traitement numérique des signaux phonocardiographiques.

La dernière étape consiste en l'acquisition des quatre signaux phonocardiographiques et du signal électrocardiographique, et ce à travers les entrées analogiques de la carte multifonction Arduino Uno.

Ce signal électrocardiographique est alors enregistré simultanément avec les signaux phonocardiographiques tout en bénéficiant des multiples entrées analogiques de la carte Arduino Uno. Cette partie digitale assure l'acquisition de ces signaux physiologiques qui ont été tout d'abord cadré entre 0.5 et 4.5V, et ce afin de respecter le domaine d'acquisition faite avec la carte multifonction Arduino Uno entre 0 et 5V. La communication entre la carte et le micro-ordinateur a été assurée par le port USB et les données ont été numérisées sur 10 bits donnant des valeurs entre 0 et 1023. Ces données ont été acquises et affichées par l'intermédiaire d'une interface graphique développée dans un environnement MATLAB.

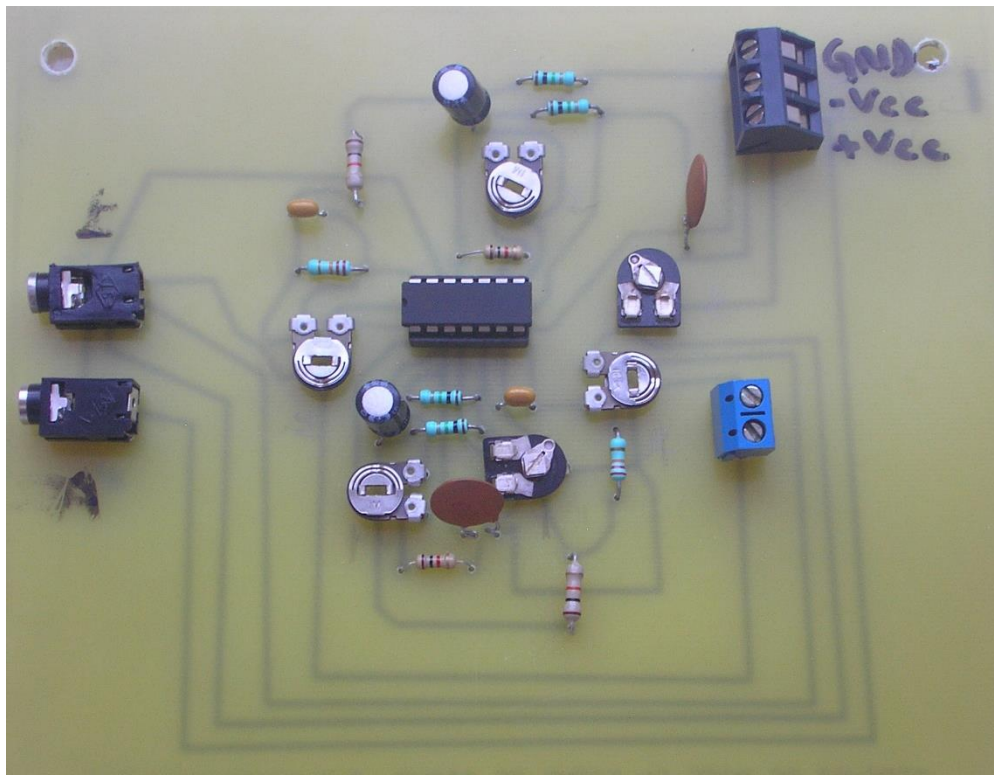
La quatrième et dernière étape de ce projet consiste au traitement numérique des signaux phonocardiographiques. Ce traitement a été effectué à travers une analyse spectrale par la méthode de Welch qui nous a permis de tracer les densités spectrales de puissance des différents signaux PCG acquis depuis les foyers d'auscultation aortique, pulmonaire, mitral et tricuspide. La représentation graphique en simultané de ces spectres nous a permis de différencier entre l'activité valvulaire des valvules intracardiaques.

Suite aux résultats obtenus lors de ce projet de fin d'étude en termes de résultats d'analyse des signaux PCG acquis depuis les quatre foyers d'auscultation cardiaque, nous confirmons, à coté de plusieurs travaux de recherches actuels, que la phonocardiographie numérique est un outil d'aide au diagnostic médical à explorer davantage afin de lever toute subjectivité au cours du diagnostic médical.

Bibliographie

- [1] E. Marieb and K. Hoehn, *Anatomie et physiologie humaines*, Pearson Education France, 2014.
- [2] F. Leclercq, “Anatomie et physiologie du cœur et des artères coronaires,” *Soins*, vol. 60, no. 793, pp. 28–31, 2015.
- [3] B. C. Nakra and K. K. Chaudhry, *Instrumentation, measurement and analysis*. Tata McGraw-Hill Education, 2003.
- [4] J. Eargle, *The Microphone Book: From mono to stereo to surround-a guide to microphone design and application*. CRC Press, 2012.
- [5] J.-P Pérez, C. Lagoute, J.-Y. Fourniols, S. Bouhours, *Électronique. Fondements et applications*, Dunod, , 2012.
- [6] J. H. O’Keefe Jr, S. C. Hammill, M. S. Freed, and S. M. Pogwizd, *The complete guide to ECGs*. Jones & Bartlett Publishers, 2010.
- [7] J.-D. Warren, J. Adams, and H. Molle, *Arduino for robotics*. Springer, 2011.
- [8] M. McRoberts, *Beginning Arduino*. Springer, 2010.
- [9] P. Corke, *Robotics, vision and control: fundamental algorithms in MATLAB*, vol. 73. Springer, 2011.

Annexe 1 Circuit de mise en forme réalisé
(carte pour deux signaux PCGs)



Annexe 2 Fiches techniques

LM324, LM324A, LM324E, LM224, LM2902, LM2902E, LM2902V, NCV2902



ON Semiconductor®

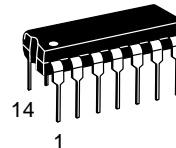
www.onsemi.com

Single Supply Quad Operational Amplifiers

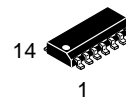
The LM324 series are low-cost, quad operational amplifiers with true differential inputs. They have several distinct advantages over standard operational amplifier types in single supply applications. The quad amplifier can operate at supply voltages as low as 3.0 V or as high as 32 V with quiescent currents about one-fifth of those associated with the MC1741 (on a per amplifier basis). The common mode input range includes the negative supply, thereby eliminating the necessity for external biasing components in many applications. The output voltage range also includes the negative power supply voltage.

Features

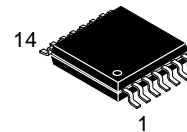
- Short Circuited Protected Outputs
- True Differential Input Stage
- Single Supply Operation: 3.0 V to 32 V
- Low Input Bias Currents: 100 nA Maximum (LM324A)
- Four Amplifiers Per Package
- Internally Compensated
- Common Mode Range Extends to Negative Supply
- Industry Standard Pinouts
- ESD Clamps on the Inputs Increase Ruggedness without Affecting Device Operation
- NCV Prefix for Automotive and Other Applications Requiring Unique Site and Control Change Requirements; AEC-Q100 Qualified and PPAP Capable
- These Devices are Pb-Free, Halogen Free/BFR Free and are RoHS Compliant



PDIP-14
N SUFFIX
CASE 646

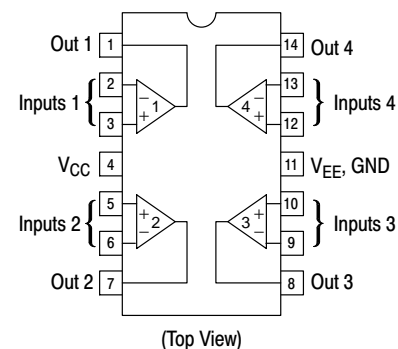


SOIC-14
D SUFFIX
CASE 751A



TSSOP-14
DTB SUFFIX
CASE 948G

PIN CONNECTIONS



ORDERING INFORMATION

See detailed ordering and shipping information in the package dimensions section on page 10 of this data sheet.

DEVICE MARKING INFORMATION

See general marking information in the device marking section on page 11 of this data sheet.

LM324, LM324A, LM324E, LM224, LM2902, LM2902E, LM2902V, NCV2902

MAXIMUM RATINGS (T_A = +25°C, unless otherwise noted.)

Rating	Symbol	Value	Unit
Power Supply Voltages Single Supply Split Supplies	V _{CC} V _{CC} , V _{EE}	32 ±16	Vdc
Input Differential Voltage Range (Note 1)	V _{IDR}	±32	Vdc
Input Common Mode Voltage Range	V _{ICR}	-0.3 to 32	Vdc
Output Short Circuit Duration	t _{SC}	Continuous	
Junction Temperature	T _J	150	°C
Thermal Resistance, Junction-to-Air (Note 2)	R _{θJA}	Case 646 118 Case 751A 156 Case 948G 190	°C/W
Storage Temperature Range	T _{stg}	-65 to +150	°C
Operating Ambient Temperature Range	T _A	LM224 -25 to +85 LM324, LM324A, LM324E 0 to +70 LM2902, LM2902E -40 to +105 LM2902V, NCV2902 (Note 3) -40 to +125	°C

Stresses exceeding those listed in the Maximum Ratings table may damage the device. If any of these limits are exceeded, device functionality should not be assumed, damage may occur and reliability may be affected.

1. Split Power Supplies.
2. All R_{θJA} measurements made on evaluation board with 1 oz. copper traces of minimum pad size. All device outputs were active.
3. NCV2902 is qualified for automotive use.

ESD RATINGS

Rating	HBM	MM	Unit
ESD Protection at any Pin (Human Body Model – HBM, Machine Model – MM)			
NCV2902 (Note 3)	2000	200	V
LM324E, LM2902E	2000	200	V
LM324DR2G, LM2902DR2G	200	100	V
All Other Devices	2000	200	V

FEATURES

Easy to use

Gain set with one external resistor
(Gain range 1 to 10,000)

Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)

Higher performance than 3 op amp IA designs

Available in 8-lead DIP and SOIC packaging

Low power, 1.3 mA max supply current

Excellent dc performance (B grade)

50 μ V max, input offset voltage

0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift

1.0 nA max, input bias current

100 dB min common-mode rejection ratio (G = 10)

Low noise

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz, input voltage noise

0.28 μ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

Excellent ac specifications

120 kHz bandwidth (G = 100)

15 μ s settling time to 0.01%

APPLICATIONS

Weigh scales

ECG and medical instrumentation

Transducer interface

Data acquisition systems

Industrial process controls

Battery-powered and portable equipment

CONNECTION DIAGRAM

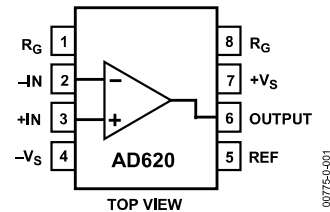


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max, and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

Table 1. Next Generation Upgrades for AD620

Part	Comment
AD8221	Better specs at lower price
AD8222	Dual channel or differential out
AD8226	Low power, wide input range
AD8220	JFET input
AD8228	Best gain accuracy
AD8295	+2 precision op amps or differential out
AD8429	Ultra low noise

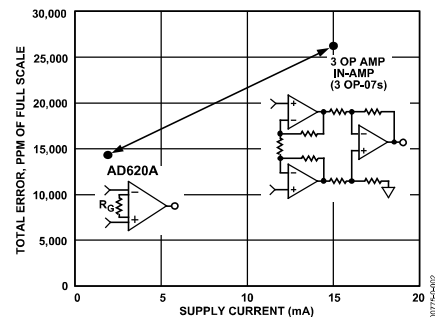


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

Rev. H

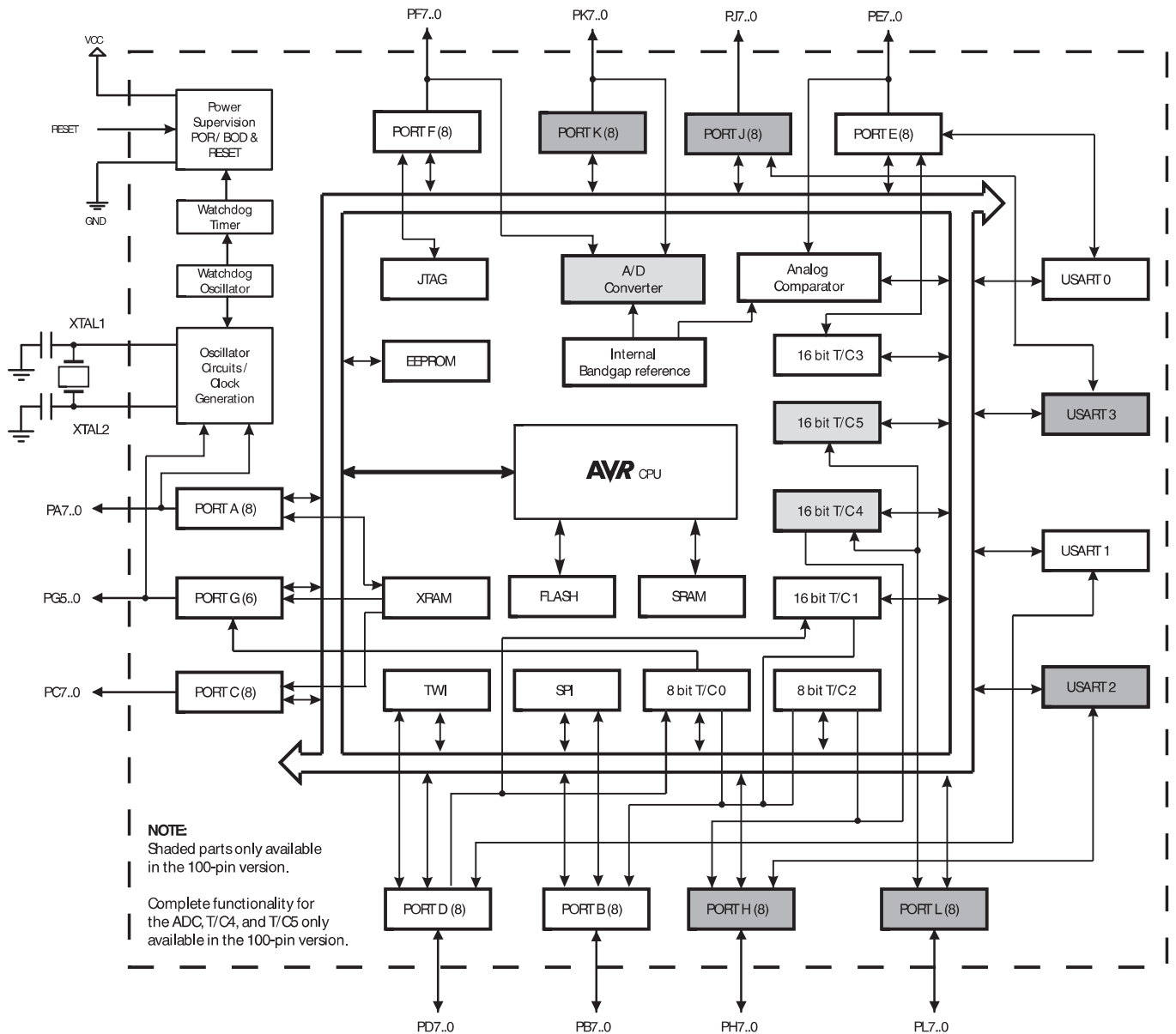
Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

2. Overview

The ATmega640/1280/1281/2560/2561 is a low-power CMOS 8-bit microcontroller based on the AVR enhanced RISC architecture. By executing powerful instructions in a single clock cycle, the ATmega640/1280/1281/2560/2561 achieves throughputs approaching 1 MIPS per MHz allowing the system designer to optimize power consumption versus processing speed.

2.1 Block Diagram

Figure 2-1. Block Diagram



The Atmel® AVR® core combines a rich instruction set with 32 general purpose working registers. All the 32 registers are directly connected to the Arithmetic Logic Unit (ALU), allowing two independent registers to be accessed in one single instruction executed in one clock cycle. The resulting architecture is more code efficient while achieving throughputs up to ten times faster than conventional CISC microcontrollers.

2.2 Comparison Between ATmega1281/2561 and ATmega640/1280/2560

Each device in the ATmega640/1280/1281/2560/2561 family differs only in memory size and number of pins. [Table 2-1](#) summarizes the different configurations for the six devices.

Table 2-1. Configuration Summary

Device	Flash	EEPROM	RAM	General Purpose I/O pins	16 bits resolution PWM channels	Serial USARTs	ADC Channels
ATmega640	64KB	4KB	8KB	86	12	4	16
ATmega1280	128KB	4KB	8KB	86	12	4	16
ATmega1281	128KB	4KB	8KB	54	6	2	8
ATmega2560	256KB	4KB	8KB	86	12	4	16
ATmega2561	256KB	4KB	8KB	54	6	2	8

2.3 Pin Descriptions

2.3.1 VCC

Digital supply voltage.

2.3.2 GND

Ground.

2.3.3 Port A (PA7..PA0)

Port A is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port A output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port A pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port A pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port A also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/1281/2560/2561 as listed on [page 75](#).

2.3.4 Port B (PB7..PB0)

Port B is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port B output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port B pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port B pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port B has better driving capabilities than the other ports.

Port B also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/1281/2560/2561 as listed on [page 76](#).

2.3.5 Port C (PC7..PC0)

Port C is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port C output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port C pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port C pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port C also serves the functions of special features of the ATmega640/1280/1281/2560/2561 as listed on [page 79](#).

2.3.6 Port D (PD7..PD0)

Port D is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port D output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port D pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port D pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port D also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/1281/2560/2561 as listed on [page 80](#).

2.3.7 Port E (PE7..PE0)

Port E is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port E output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port E pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port E pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port E also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/1281/2560/2561 as listed on [page 82](#).

2.3.8 Port F (PF7..PF0)

Port F serves as analog inputs to the A/D Converter.

Port F also serves as an 8-bit bi-directional I/O port, if the A/D Converter is not used. Port pins can provide internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port F output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port F pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port F pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running. If the JTAG interface is enabled, the pull-up resistors on pins PF7(TDI), PF5(TMS), and PF4(TCK) will be activated even if a reset occurs.

Port F also serves the functions of the JTAG interface.

2.3.9 Port G (PG5..PG0)

Port G is a 6-bit I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port G output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port G pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port G pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port G also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/1281/2560/2561 as listed on [page 86](#).

2.3.10 Port H (PH7..PH0)

Port H is a 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port H output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port H pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port H pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port H also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/2560 as listed on [page 88](#).

2.3.11 Port J (PJ7..PJ0)

Port J is a 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port J output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port J pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port J pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running. Port J also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/2560 as listed on [page 90](#).

2.3.12 Port K (PK7..PK0)

Port K serves as analog inputs to the A/D Converter.

Port K is a 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port K output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port K pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port K pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port K also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/2560 as listed on [page 92](#).

2.3.13 Port L (PL7..PL0)

Port L is a 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port L output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port L pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port L pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port L also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/2560 as listed on [page 94](#).

2.3.14 $\overline{\text{RESET}}$

Reset input. A low level on this pin for longer than the minimum pulse length will generate a reset, even if the clock is not running. The minimum pulse length is given in “[System and Reset Characteristics](#)” on [page 360](#). Shorter pulses are not guaranteed to generate a reset.

2.3.15 XTAL1

Input to the inverting Oscillator amplifier and input to the internal clock operating circuit.

2.3.16 XTAL2

Output from the inverting Oscillator amplifier.

2.3.17 AVCC

AVCC is the supply voltage pin for Port F and the A/D Converter. It should be externally connected to V_{CC} , even if the ADC is not used. If the ADC is used, it should be connected to V_{CC} through a low-pass filter.

2.3.18 AREF

This is the analog reference pin for the A/D Converter.

26. ADC – Analog to Digital Converter

26.1 Features

- 10-bit Resolution
- 1 LSB Integral Non-linearity
- ± 2 LSB Absolute Accuracy
- 13 μ s - 260 μ s Conversion Time
- Up to 76.9kSPS (Up to 15kSPS at Maximum Resolution)
- 16 Multiplexed Single Ended Input Channels
- 14 Differential input channels
- 4 Differential Input Channels with Optional Gain of 10 \times and 200 \times
- Optional Left Adjustment for ADC Result Readout
- 0V - V_{CC} ADC Input Voltage Range
- 2.7V - V_{CC} Differential ADC Voltage Range
- Selectable 2.56V or 1.1V ADC Reference Voltage
- Free Running or Single Conversion Mode
- Interrupt on ADC Conversion Complete
- Sleep Mode Noise Canceler

The ATmega640/1280/1281/2560/2561 features a 10-bit successive approximation ADC. The ADC is connected to an 8/16-channel Analog Multiplexer which allows eight/sixteen single-ended voltage inputs constructed from the pins of Port F and Port K. The single-ended voltage inputs refer to 0V (GND).

The device also supports 16/32 differential voltage input combinations. Four of the differential inputs (ADC1 & ADC0, ADC3 & ADC2, ADC9 & ADC8 and ADC11 & ADC10) are equipped with a programmable gain stage, providing amplification steps of 0 dB (1 \times), 20 dB (10 \times) or 46 dB (200 \times) on the differential input voltage before the ADC conversion. The 16 channels are split in two sections of 8 channels where in each section seven differential analog input channels share a common negative terminal (ADC1/ADC9), while any other ADC input in that section can be selected as the positive input terminal. If 1 \times or 10 \times gain is used, 8 bit resolution can be expected. If 200 \times gain is used, 7 bit resolution can be expected.

The ADC contains a Sample and Hold circuit which ensures that the input voltage to the ADC is held at a constant level during conversion. A block diagram of the ADC is shown in [Figure 26-1 on page 269](#).

The ADC has a separate analog supply voltage pin, AVCC. AVCC must not differ more than ± 0.3 V from V_{CC} . See the paragraph “[ADC Noise Canceler](#)” on [page 275](#) on how to connect this pin.

Internal reference voltages of nominally 1.1V, 2.56V or AVCC are provided On-chip. The voltage reference may be externally decoupled at the AREF pin by a capacitor for better noise performance.

The Power Reduction ADC bit, PRADC, in “[PRR0 – Power Reduction Register 0](#)” on [page 55](#) must be disabled by writing a logical zero to enable the ADC.