



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bekr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie électrique et Electronique

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

présenté par : MEZIANE TANI Assia et TALEB Asma

**CONCEPTION ET REALISATION D'UNE CARTE
DE MISE EN FORME DE BRUITS CARDIAQUES**

Soutenu le 23 juin 2013 devant le Jury

M. CHIKH Amine	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Président
M. KERAI Salim	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur
M. DJEBBARI Abdelghani	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2013-2014

Remerciements

Avec l'aide de Dieu clément et miséricordieux on a pu achever ce modeste travail, nous le remercions de nous avoir donné la force, le courage et la santé pour accomplir ce projet.

A Dr. A. Chikh d'avoir accepté d'examiner et de présider le jury de soutenance de ce projet de fin d'études,

A Dr. S. Kerai d'avoir accepté d'examiner ce travail,

A notre encadreur Dr. A. DJEBBARI pour son aide et ses conseils, qu'il trouve ici l'expression de notre profonde gratitude, nos remerciements les plus respectueux et les plus sincères.

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

Asma & Assia

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail

À mes parents pour leurs encouragements et leurs conseils qui ont montré à mon égard durant mes études, que Dieu leurs donne santé et prospérité.

À mes frères et sœur Soumia, Mohamed, Zakaria, Aymen qui occupent une très grande place dans mon cœur.

À toute ma famille et amis je leur adresse mes plus chaleureux remerciements. Leur soutien moral tout au long de mes études m'a permis de tenir bon dans les moments difficiles. Qu'ils soient certains de toute ma reconnaissance et de tout mon amour.

À mon collègue Asma, Je lui adresse toute ma reconnaissance pour notre amitié.

À Didi Ahmed Ali, Kamoudi Youcef et Boumedienne pour leur soutien et aide qu'ils m'ont apporté, je les remercie.

À mes collègues de promotion qu'ils trouvent ici l'expression de toute ma reconnaissance.

Et à tous ceux qui me sont chers de loin et de près et qui partagent une place dans mon cœur.

Assia

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail

À mes très chers parents pour m'avoir toujours soutenue et encouragé par leur présence et leur conseils de tous les instants, et pour m'avoir toujours entourée de leur amour. Qu'ils trouvent à travers ce travail le fruit et la récompense de leurs efforts.

À mon mari qui m'a toujours soutenu avec sa patience et son amour.

À mes très chers sœurs Imene, Sarah et Ghizlène pour l'amour et la complicité qui nous unient.

À ma nièce Mayli et mon beau-frère Djallal.

À mes beaux-parents qu'ils trouvent ici l'expression de ma profonde affection.

À ma grand-mère pour son affection.

À toute ma famille oncles, tantes, cousins et cousines. Qu'ils trouvent ici l'expression de ma profonde affection.

À mon collègue Assia en reconnaissance de notre amitié.

À tous mes amis, mes collègues et à toute ma promotion sans exception, en leurs souhaitant beaucoup de bonheur et de réussite.

Asma

Sommaire

Liste des figures	7
Listes des tableaux	9
Introduction générale.....	10
Chapitre I Système cardiovasculaire et phonocardiographie	12
I.1. Système cardiovasculaire.....	12
I.2. Circulation sanguine	13
I.3. Auscultation cardiaque.....	14
I.3.1. Foyer mitral.....	14
I.3.2. Foyer tricuspide	14
I.3.3. Foyer aortique	14
I.3.4. Foyer pulmonaire	15
I.4. Phonocardiographie	15
I.4.1. Technique.....	15
I.4.2. Bruits cardiaques normaux	16
I.4.3. Pathologies cardiovasculaires	18
I.5. Conclusion	19
Chapitre II Carte de mise en forme du signal phonocardiographique.....	20
II.1. Microphones	20
II.1.1. Types de microphones	20
II.1.2. Microphone électrodynamique à bobine mobile	21
II.1.3. Microphone piézoélectrique	22
II.1.4. Microphone à gradient de pression.....	23
II.1.5. Microphone à électret	24
II.2. Conditionnement du microphone à électret.....	26
II.2.1. Microphone à électret à trois pattes	27
II.2.2. Polarisation	28
II.3. Mise en forme analogique du signal phonocardiographique	28
II.3.1. Sonde phonocardiographique	29
II.3.2. Amplification.....	29
II.3.3. Filtrage.....	30
II.3.4. Amplificateur audio	32
II.4. Mise en forme du signal électrocardiographique.....	34
II.4.1. Amplificateur d'instrumentation	34
II.4.2. Pilotage du pied droit.....	35

II.4.3. Circuit de mise en forme à base du AD620.....	36
II.4.4. Circuit d'offset.....	37
II.4.5. Filtre réjecteur.....	38
II.5. Conclusion.....	39
Chapitre III Acquisition de données.....	40
III.1. Introduction.....	40
III.2. Hardware.....	40
III.3. Software.....	42
III.3.1. Firmware.....	42
III.3.2. Lecture des données numérisées.....	43
III.4. Conclusion.....	43
Chapitre IV Mesures et enregistrements.....	44
IV.1. Introduction.....	44
IV.2. Mesures analogiques.....	44
IV.3. Acquisition du signal phonocardiographique.....	46
IV.4. Analyse spectrale.....	51
IV.5. Conclusion.....	53
Conclusion générale.....	54
Références bibliographiques.....	55
Annexe 1 – Système cardiovasculaire.....	56
Annexe 2 – Cartes Arduino.....	57
Annexe 3 – Quelques Circuits réalisés, avec PCB.....	58
Annexe 4 – Fiches techniques.....	61

Liste des figures

Fig.I-1 – Anatomie du cœur	13
Fig.I-2 – Phases du cycle cardiaque : (a) diastole, (b) systole.....	13
Fig.I-3 – Stéthoscope.....	14
Fig.I-4 – Foyers d’auscultation cardiaque.....	14
Fig.I-5 – Signaux phonocardiographique (PCG) et électrocardiographique (ECG) d’un sujet normal	15
Fig.I-6 – Les quatre bruits cardiaques S1, S2, S3 et S4 ; Représentation simultanée de signaux PCG & ECG pour un cas normal.....	16
Fig.I-7 – Exploration du système cardiovasculaire: pression, volume ventriculaire, ECG & PCG.....	16
Fig.I-8 – Morphologie du signal PCG pour différentes pathologies cardiovasculaires	19
Fig.II-1 – Réponse fréquentielle de la sensibilité du microphone PVDF à dôme sphérique.....	22
Fig.II-2 – - microphone à dôme.....	23
Fig.II-3 – Microphone silicium électrostatique	23
Fig.II-4 – Microphones bidirectionnel à gradient de pression	23
Fig.II-5 – Microphone à ruban	24
Fig.II-6 – Microphones unidirectionnels	24
Fig.II-7 – Principe de l’activation thermique dipolaire d’un électret	25
Fig.II-8 – Principe de l’activation thermique hétéropolaire d’un électret	25
Fig.II-9 – Microphone à électret.....	26
Fig.II-10 – Microphone à électret.....	27
Fig.II-11 – Schémas internes de microphones à électret (a) à deux fils et (b) à trois fils.....	27
Fig.II-12 – Circuit de conditionnement d’un microphone à électret à trois pattes	28
Fig.II-13 – Conditionneur de conditionnement d’un microphone à deux pattes.....	28
Fig.II-14 – Schéma synoptique de la carte de mise en forme du signal PCG, Signal ECG à utiliser comme signal de référence de segmentation en systole et diastole	29
Fig.II-15 – Sonde phonocardiographique.....	29
Fig.II-16 – Circuit amplificateur à base du transistor bipolaire BC550	30
Fig.II-17 – Filtre passe-haut utilisé pour le filtrage du signal phonocardiographique $f_c = 0.0159$ Hz...	31
Fig.II-18 – filtre passe-bas actif du 1 ^{er} ordre	31
Fig.II-19 – Amplificateur audio LM386	32
Fig.II-20 – Amplificateur audio à base du LM386.....	33
Fig.II-21 – Cellule de Boucherot du circuit de la Figure II-20.....	33
Fig.II-22 – Electrodes.....	34
Fig.II-23 – Amplificateur d’instrumentation à 3 AOPs du type $\mu A741$	34

Fig.II-24 – Circuit de mise en forme du signal électrocardiographique basé sur l’amplificateur d’instrumentation à 3 AOPs avec pilotage du pied droit	36
Fig.II-25 – Circuit de mise en forme du signal électrocardiographique basé sur le circuit intégré AD620 avec pilotage du pied droit.....	37
Fig.II-26 – Circuit d’offset utilisé pour la mise en forme du signal électrocardiographique	38
Fig.II-27 – Réponse fréquentielle du filtre réjecteur	38
Fig.II-28 – Filtre réjecteur de l’interférence du réseau électrique en double-T.....	39
Fig.III-1 – - Carte Arduino Mega2560 (a) vue de face, (b) vue arrière.....	41
Fig.III-2 – - Environnement de développement de Arduino : sélection de la carte Arduino Mega 2560	42
Fig.III-3 – - Environnement de développement de Arduino. Exemple de code : clignement d’une LED branché avec la pin 13 de la carte Arduino	43
Fig.IV-1 – - Signal PCG recueilli à la sortie de l’amplificateur (couplage DC)	45
Fig.IV-2 – - Signal PCG d’un sujet normal continue recueilli à la sortie de l’amplificateur (couplage AC)	45
Fig.IV-3 – - Signal PCG d’un sujet normal recueilli à la sortie de l’amplificateur (couplage AC) après ajustement des résistances R_c et R_e (plusieur cycles cardiaques, foyer : mitral).....	46
Fig.IV-4 – - Signal PCG sans composante continue recueilli à la sortie de l’amplificateur après ajustement des résistances R_c et R_e (un seul cycle cardiaque, foyer mitral).....	46
Fig.IV-5 – - Signal PCG normalisé, Sujet normal, durée : 30 s (foyer aortique).....	47
Fig.IV-6 – - Signal PCG normalisé, Sujet normal, durée : un seul cycle cardiaque (foyer aortique) ...	48
Fig.IV-7 – - Signal PCG enregistré sur plusieurs cycles cardiaques (foyer mitral)	48
Fig.IV-8 – - Signal PCG enregistré sur un seul cycle cardiaque (foyer mitral). M1 : composante mitrale T1 : composante tricuspide, A2 : composante aortique, P2 : composante pulmonaire.....	49
Fig.IV-9 – - Signal PCG d’un sujet normal enregistré sur plusieurs cycles cardiaques avec respiration forcée	49
Fig.IV-10 – - Signaux PCG (foyer mitral) & ECG enregistré simultanément sur plusieurs cycles cardiaques	50
Fig.IV-11 – - Signaux PCG (foyer mitral) & ECG enregistré simultanément sur plusieurs cycles cardiaques, agrandissement de la Fig.IV-10 sur quelques cycles cardiaques	51
Fig.IV-12 – - Signal PCG d’un sujet normal enregistré sur plusieurs cycles cardiaques avec respiration forcée	52
Fig.IV-13 – - Densité spectrale de puissance (DSP) du signal PCG de la Fig.IV-12 Estimateur de Welch, Fréquence d’échantillonnage : 1 kHz, FFT : 1024 Fenêtre d’apodisation : Hanning 128 échantillons, Chevauchement de fenêtres : 50 %.....	52

Listes des tableaux

Tableau II-1 – Sensibilité du microphone à électret.....	28
Tableau II-2 – Réponse fréquentielle du filtre réjecteur de l'interférence du réseau électrique à 50 Hz	39

Introduction générale

L'auscultation de l'activité cardiovasculaire est le premier examen clinique effectué par le cardiologue envers son patient. Cette auscultation est effectuée pour explorer l'activité valvulaire au cours d'une révolution cardiaque cyclique et permanente. Cet examen clinique est effectué par l'entremise d'un stéthoscope placé soigneusement sur des foyers d'auscultation, à savoir les foyers aortique, pulmonaire, tricuspide et mitral. Ces foyers d'auscultation sont nommés en concordance à leur position sur le thorax qui se trouve à la position la plus proche des valvules cardiaques respectives. Toutefois, le praticien fait toujours recours à l'échographie Doppler pour compléter son examen clinique par une échographie Doppler. Cette technique d'imagerie est considérée comme technique d'investigation luxueuse donnant accès à une imagerie fonctionnelle suivant en temps réel le la révolution cardiaque. Plusieurs mesures non-invasives de pression intracardiaque sont alors relevées.

L'échographie Doppler est alors l'outil d'exploration intracardiaque le plus répandu dans les milieux hospitaliers. Cet outil est utilisé comme substitut de cathétérisme intracardiaque. Cependant, l'échographie Doppler ne permet pas une estimation précise de la pression intracardiaque. En effet, Groh *et al.* [1] ont exploré l'activité cardiovasculaire chez quatre-vingt enfants âgés de 0 à 17.9 ans à un âge moyen de 5.5 ans. L'étude a consisté à mener une étude comparative entre la mesure de la pression intracardiaque au niveau de l'oreillette et du ventricule du cœur droit, et ce en utilisant le cathétérisme et l'échographie Doppler. L'étude de Groh *et al.* [1] a montré une disparité claire de la mesure de la pression dans le cœur droit entre le cathétérisme intracardiaque et l'échographie Doppler. Rich *et al.* [2] ont également étudié l'exactitude de la mesure de la pression intracardiaque chez des patients atteints d'hypertension pulmonaire par échographie Doppler comparé au cathétérisme du cœur droit. Ils ont confirmé que l'échographie Doppler présente une inexactitude importante à pouvoir mesurer la pression intracardiaque chez les patients atteints d'hypertension pulmonaire.

D'un autre côté, la phonocardiographie numérique présente actuellement des avancées par rapport à l'échographie Doppler en termes de mesure exacte de la pression intracardiaque. En effet, Hoon Lim *et al.* [3] ont montré la corrélation entre la pression intracardiaque et les amplitudes des bruits S1 et S2 du signal phonocardiographique. Leur étude repose sur les travaux de Xu *et al.* [4] qui ont développé un algorithme de traitement numérique du signal permettant d'estimer avec exactitude la pression intracardiaque à travers la quantification de l'amplitude du bruit S2.

L'auscultation cardiaque est sujette de subjectivité au cours du diagnostic élaboré pendant un examen cardiologique selon l'expérience du praticien. En plus, l'ouïe de l'être humain est un facteur supplémentaire qui affecte considérablement la qualité de ce diagnostic. L'objectif de ce projet est de concevoir et de réaliser une carte de mise en forme du signal phonocardiographique permettant de surmonter ces limitations. Cette carte comporte une partie analogique et une autre digitale. La partie analogique a pour rôle de préparer le signal phonocardiographique à l'acquisition à travers la partie digitale.

Ce mémoire est subdivisé en quatre chapitres. Le premier chapitre intitulé « système cardiovasculaire et phonocardiographie » présente globalement le fonctionnement du système cardiovasculaire ainsi

qu'un aperçu sur la phonocardiographie. Dans le deuxième chapitre intitulé « mise en forme du signal phonocardiographique », un aperçu sur quelques types de microphones est présenté ainsi que l'étude des différents circuits de mise en forme analogique du signal phonocardiographique. Le troisième chapitre intitulé « Acquisition de données » présente le système d'acquisition de données permettant l'enregistrement sur ordinateur des bruits cardiaques. Le quatrième chapitre intitulé « Mesure et enregistrement » regroupe les différents signaux phonocardiographiques enregistrés pendant la réalisation de ce projet. Une section intitulée « Références bibliographiques » énumère quelques références en relation avec l'objectif du projet. Quatre annexes sont insérées à la fin de ce mémoire.

Chapitre I Système cardiovasculaire et phonocardiographie

Ce chapitre présente le fonctionnement général du système cardiovasculaire et les dispositions pratiques de mesure du signal phonocardiographique (PCG). L'activité cardiaque est accompagnée de l'apparition d'un ensemble de bruits. Ces vibrations acoustiques générées au cours de la révolution cardiaque ne sont pas toutes audibles à l'être humain. C'est la raison pour laquelle l'auscultation effectuée par les cardiologues envers leurs patients reste toujours subjective. A travers un système d'acquisition, on peut enregistrer le signal phonocardiographique qui peut devenir un moyen efficace de détection de plusieurs pathologies cardiovasculaires (souffle, roulement, bruits surajoutés, etc.).

I.1. Système cardiovasculaire

Le système cardio-vasculaire est composé essentiellement du cœur et des vaisseaux sanguins assurant la circulation du sang dans le corps de l'être humain. Le cœur est alors la pompe assurant cette circulation. Les vaisseaux sanguins constituent le système de distribution de l'organe de transport qu'est le sang. La fonction principale de ce système est de fournir de l'oxygène aux cellules et d'éliminer le gaz carbonique en retour de ces organes.

Le cœur est un organe creux et musculaire qui assure la circulation du sang en pompant le sang par des contractions rythmiques vers les vaisseaux sanguins et les cavités du corps, il se trouve derrière la partie inférieure du sternum. Le cœur humain a approximativement la taille d'un poing fermé.

Le cœur est une pompe musculaire située entre les poumons, au milieu de la poitrine. C'est l'élément fondamental du système cardiovasculaire qui assure la circulation du sang dans tout l'organisme, permettant ainsi aux cellules de recevoir oxygène et nutriments. Le cœur comporte quatre cavités, deux oreillettes et deux ventricules séparés par un septum.

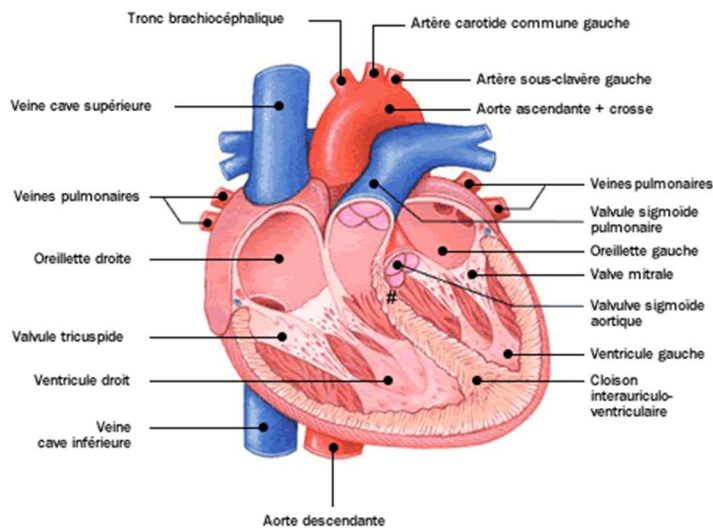


Fig.I-1 – Anatomie du cœur

I.2. Circulation sanguine

Le cœur pompe le sang grâce à une série de systoles et diastoles des oreillettes et ventricules. Les valvules empêchent le sang de régurgiter vers la chambre intracardiaque d'envoi du sang. La valvule tricuspide sépare l'oreillette droite du ventricule droit. La valvule mitrale sépare l'oreillette gauche du ventricule gauche. Les sigmoïdes aortique et pulmonaire, appelées aussi valvules semi-lunaires, séparent les ventricules des oreillettes (Figure I-2).

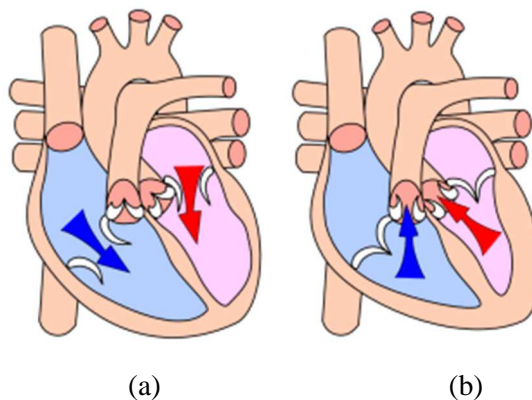


Fig.I-2 – Phases du cycle cardiaque : (a) diastole, (b) systole

La circulation pulmonaire permet au sang de se recharger en oxygène depuis les poumons et de se décharger de sang riche en dioxyde de carbone. Le sang est expulsé par le ventricule droit dans l'artère pulmonaire, puis il traverse les poumons dans lesquels il échange le gaz carbonique issu du métabolisme avec l'oxygène venant de l'air inspiré. Il est ensuite renvoyé vers le cœur à travers les veines pulmonaires. La circulation du sang vers tout l'organisme est assurée par le ventricule gauche. Le sang est alors expulsé par le ventricule gauche dans l'aorte puis par une multitude d'artères et vaisseaux sanguins. Ce même sang qui récupère le dioxyde de carbone des cellules du corps est ensuite renvoyé vers cœur à travers les veines caves versant dans l'oreillette droite. C'est ainsi que la révolution cardiaque recommence à nouveau.

I.3. Auscultation cardiaque

L'activité cardiaque est auscultée par le biais de stéthoscope (Figure I-3). Cette auscultation est effectuée depuis le thorax à des foyers d'auscultation aortique, pulmonaire, mitral et tricuspide comme illustré sur la Figure I-4.



Fig.I-3 – Stéthoscope

Ces foyers d'auscultation permettent de percevoir les fermetures des valvules intracardiaques au cours du cycle cardiaque. Les sites d'auscultation optimale sont ;

I.3.1. Foyer mitral

Le sang qui traverse la mitrale va vers la pointe du cœur. La meilleure perception est au niveau du 5ème espace intercostal, sur la ligne médio claviculaire, en position sous-mamelonnaire.

I.3.2. Foyer tricuspide

Comme le cœur est couché à 45°, le flux sanguin qui traverse la valve tricuspide se dirige vers le bas, on entend mieux la tricuspide au foyer xiphoidien.

I.3.3. Foyer aortique

C'est l'extrémité interne du 2ème espace intercostal droit, correspondant au foyer d'auscultation principal des sigmoïdes aortiques.

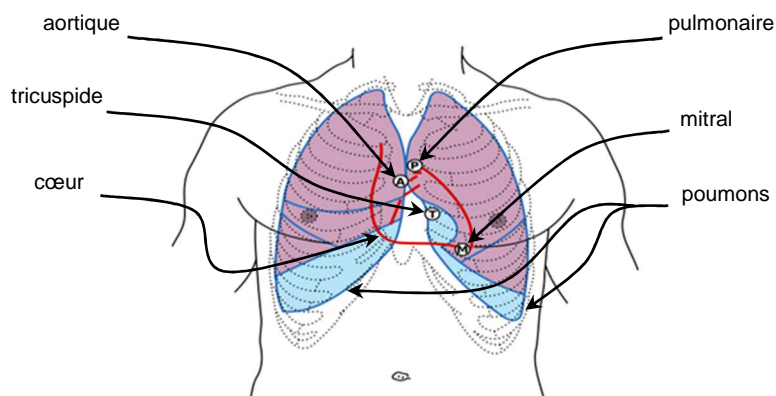


Fig.I-4 – Foyers d'auscultation cardiaque

I.3.4. Foyer pulmonaire

C'est l'extrémité interne du 2ème espace intercostal gauche, le long du sternum, correspondant aux valvules sigmoïdes pulmonaires, accessoirement aux valvules aortiques (foyer aortique accessoire se prolongeant le long du bord gauche du sternum).

I.4. Phonocardiographie

La phonocardiographie est un examen qui a pour but d'enregistrer les bruits cardiaques. Le signal phonocardiographique représente ainsi l'enregistrement acoustique de l'activité intracardiaque, comme illustré en Figure I-5.

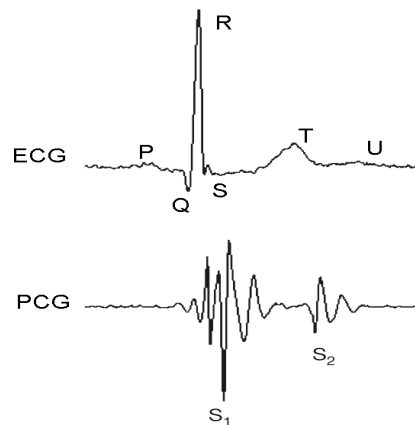


Fig.I-5 – Signaux phonocardiographique (PCG) et électrocardiographique (ECG) d'un sujet normal

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

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

I.4.1. Technique

La phonocardiographie consiste à placer sur la poitrine du patient, à la hauteur du cœur, un microphone permettant de capter les sons et les transformer en courant électrique dont les variations sont enregistrées au cours du temps sous forme d'un signal. On peut simultanément enregistrer le signal électrocardiographique (ECG) et comparer les résultats pour établir un diagnostic plus précis.

D'autres examens apportent des précisions complémentaires. Par exemple, le Carotidogramme permet d'enregistrer la vitesse et la durée de l'onde de pression qui se propage dans les artères issues de la crosse de l'aorte au moment de la contraction cardiaque.

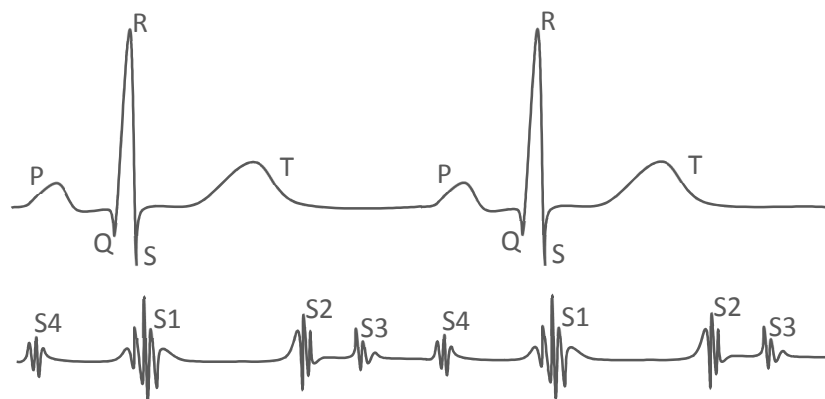


Fig.I-6 – Les quatre bruits cardiaques S1, S2, S3 et S4 ; Représentation simultanée de signaux PCG & ECG pour un cas normal

I.4.2. Bruits cardiaques normaux

Dans un cœur normal, seul le premier et le deuxième bruit S1 et S2 sont nettement audibles au stéthoscope. La Figure I-7 représente l'évolution de la révolution cardiaque en illustrant les bruits cardiaques ainsi que le signal électrocardiographique associé.

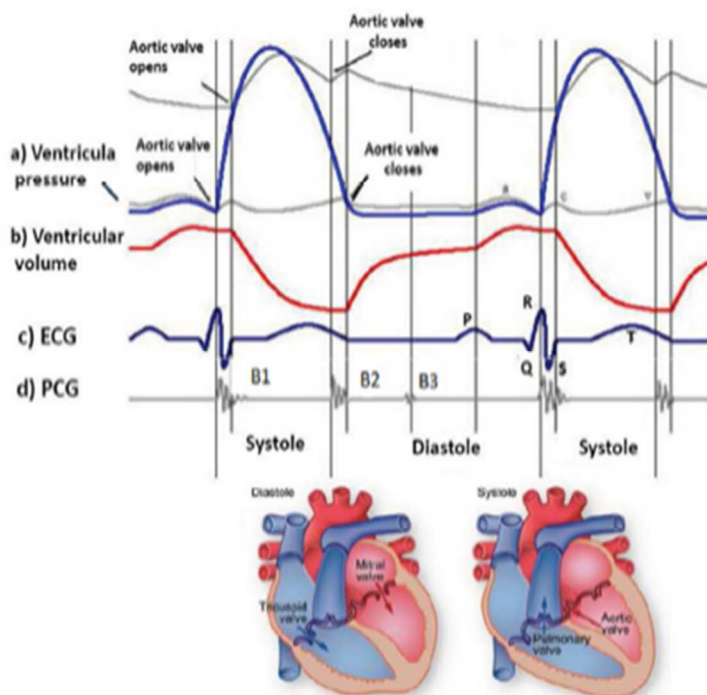


Fig.I-7 – Exploration du système cardiovasculaire: pression, volume ventriculaire, ECG & PCG

Premier bruit S1

Le premier bruit est dû à la fermeture des valves mitrale et tricuspide (valves auriculo-ventriculaires). Ces deux valves peuvent parfois être entendues de manière distincte au moment de leur fermeture. Chez un sujet sain, la valve mitrale se ferme souvent moins de 30 ms avant la valve tricuspide, ce qui ne doit

normalement produire qu'un seul bruit S1. Habituellement, S1 est entendu de manière plus intense à l'apex et le long du bord gauche du sternum, à l'aide de la membrane du stéthoscope.

Dédoublement physiologique de S1

Chez environ 80% des sujets sains, le premier bruit peut être perçu comme deux bruits séparés. Les composantes mitrale et tricuspide sont produites avec un intervalle d'à peu près 0,02 - 0,04 seconde. Le dédoublement du premier bruit est mieux perçu au niveau du bord inférieur gauche du sternum, à l'aide de la membrane du stéthoscope.

Dédoublement large de S1

Dans certaines circonstances, le premier bruit peut se trouver largement dédoublé. Un dédoublement anormalement large de S1 peut être dû à des causes soit électriques, soit mécaniques qui créent un asynchronisme au niveau des deux ventricules.

Deuxième bruit S2

C'est la fermeture des valves aortique et pulmonaire qui produit le deuxième bruit. Etant donné que le cœur gauche se contracte légèrement avant le cœur droit, la valve aortique se ferme légèrement avant la valve pulmonaire. Le plus souvent, l'intervalle de temps entre la fermeture des deux valves est trop bref pour permettre d'entendre séparément les deux composantes du bruit.

Le deuxième bruit est perçu comme ayant une composante unique.

Dédoublement physiologique de S2

Il désigne un second bruit à deux composantes audibles. L'identification d'un dédoublement de S2 peut donner des renseignements importants sur certaines cardiopathies.

Lors de l'inspiration, le dédoublement du deuxième bruit est physiologique. Pendant l'inspiration, un plus grand volume de sang veineux systémique passe des veines caves inférieure et supérieure, vers l'oreillette droite puis dans le ventricule droit. L'augmentation du volume sanguin dans le ventricule droit provoque un retard dans la fermeture de la valve pulmonaire. Dans le même temps, la capacité des vaisseaux pulmonaires augmente au niveau des poumons avec pour effet une diminution de la circulation de retour des poumons vers l'oreillette gauche et donc vers le ventricule gauche.

Il y aura ainsi une éjection plus rapide avec pour conséquence une fermeture prématurée de la valve aortique. Cette fermeture prématurée de la valve aortique et la fermeture retardée de la valve pulmonaire vont produire, lors de l'inspiration, un dédoublement physiologique du deuxième bruit avec un intervalle de 40 ms entre les composantes aortique et pulmonaire. A l'expiration, le deuxième bruit est généralement perçu sans dédoublement.

Dédoublement large de S2

Il apparaît lorsque la fermeture des deux valves a lieu avec plus de 0,03 s d'écart au cours de l'expiration. Le dédoublement du bruit peut alors s'entendre à la fois à l'inspiration et à l'expiration; il sera souvent accentué à l'inspiration. Les dédoublés pathologiques sont mieux perçus à la base du cœur, du côté gauche, à l'aide de la membrane du stéthoscope.

Parmi les causes impliquées dans la production du dédoublement large du deuxième bruit, les deux plus importantes sont le bloc de branche droit et la sténose pulmonaire. Dans le cas du bloc de branche droit, il y a un retard de l'activation électrique qui déclenche la contraction du ventricule droit.

Dans ces circonstances, le ventricule droit se contracte plus tard que d'habitude, ce qui entraîne un retard de fermeture de la valve pulmonaire. L'obstruction de la valve pulmonaire ou sténose pulmonaire peut également causer un retard de fermeture, d'où un dédoublement large de S2.

Troisième bruit (S3)

Le troisième bruit (S3), suit de près le deuxième bruit tôt au cours de la diastole. Chez le sujet sain, S3 est quelquefois désigné comme troisième bruit physiologique. Chez le sujet atteint de maladie cardiaque, on parle de 3^e bruit ou galop proto-diastolique ou ventriculaire. En début de diastole, l'impact du sang contre les parois musculaires du ventricule peut créer des vibrations assez intenses pour être perceptibles au niveau de la paroi thoracique. Ce bruit est perçu environ 0,14 - 0,16 s après le deuxième bruit.

Le bruit entendu peut être dû à une mauvaise pression de remplissage ventriculaire et, le cas échéant, permet d'affirmer qu'il y a souffrance ventriculaire. D'autre part, ce bruit se rencontre fréquemment chez les enfants ou les jeunes adultes sains, auquel cas il s'agit d'un S3 physiologique. Il est rare de retrouver un troisième bruit chez des sujets sains de plus de trente ans, il est alors le plus souvent d'origine ventriculaire gauche. C'est un bruit de basse fréquence que l'on perçoit le mieux avec le petit pavillon du stéthoscope délicatement appliqué à l'apex,

Le 3^e bruit d'origine ventriculaire droite, présente des caractéristiques similaires, son intensité est maximale le long du bord gauche du sternum, dans sa partie inférieure et au niveau de l'appendice xiphoïde. Il arrive que ce bruit soit mieux perçu à l'inspiration. L'intensité d'un 3^e bruit faiblit quand le patient est en position assise ou debout perceptible au niveau de l'appendice xiphoïde ou sous la cage thoracique. Entre S1 et S2 se trouve le petit silence qui correspond à la systole ventriculaire.

Entre S2 et S1 suivant se trouve le grand silence correspondant à la diastole ventriculaire. Dans certain cas chez le sujet jeune (50%) , on peut entendre dans le grand silence un troisième bruit S3. Très sourd, peu intense, qui correspond à la phase de remplissage rapide initiale du ventricule gauche, ce rythme à trois temps disparaît en position debout.

Quatrième Bruit (S4)

Il se produit en fin de diastole, juste avant S1 et est le mieux audible au niveau de la région pulmonaire. Il est décelable juste après l'onde P sur l'ECG. Il est produit par l'accélération du sang lors de la systole auriculaire et la fermeture des valves auriculo-ventriculaires. Il est difficilement différenciable de S1, et fortiori d'un dédoublement de ce dernier, surtout en présence d'un souffle pré-systolique. Le S4 est bien identifiable lors de blocs auriculo-ventriculaire du second degré, et est par contre absent lors de fibrillation atriale.

I.4.3. Pathologies cardiovasculaires

Les souffles cardiaques sont produits à la suite d'un écoulement turbulent du sang assez fort pour produire un bruit audible. Ils sont généralement entendus comme un sifflement. Le terme « souffle » se réfère uniquement à un son cru provenir de l'intérieur du flux sanguin à travers le cœur ou à proximité; une vitesse rapide de sang est nécessaire pour produire un souffle. Il convient de noter que la plupart des problèmes cardiaques ne produisent pas de souffle et la plupart des problèmes de valve n'ont pas non plus produit un souffle audible. La Figure I-8 illustre quelques signaux phonocardiographiques pour quelques cas pathologiques.

Les souffles se font entendre dans de nombreuses situations chez les adultes sans grandes anomalies cardiaques congénitales. Les souffles cardiaques sont le plus souvent classés par moment, dont des souffles cardiaques systoliques et diastoliques. Cependant, un souffle continu ne peut être directement placé dans l'une des catégories.

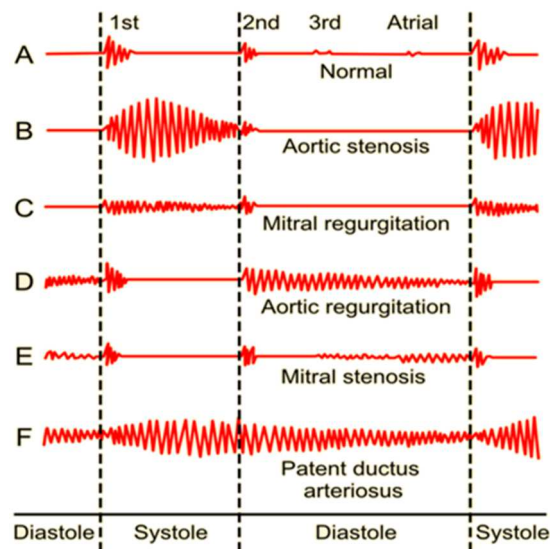


Fig.I-8 – Morphologie du signal PCG pour différentes pathologies cardiovasculaires

I.5. Conclusion

Le signal phonocardiographique est l'enregistrement des bruits apparaissant durant une révolution cardiaque. La morphologie de ces bruits cardiaques est en corrélation directe avec l'état de santé de l'individu. L'analyse du signal phonocardiographique apporte des réponses complémentaires aux limitations des mesures effectuées par d'autres examens cliniques, à savoir l'échographie Doppler qui présente des erreurs de mesure de pression intracardiaque [2], [5].

Chapitre II Carte de mise en forme du signal phonocardiographique

La partie analogique est conçue essentiellement autour d'un microphone à électret et d'un transistor bipolaire BC550. L'enregistrement des bruits du cœur se réalise en plaçant le microphone au niveau du thorax du patient. Nous avons procédé à la mise en forme du signal ECG qui peut servir de référence lors d'une éventuelle segmentation du signal phonocardiographique en vue d'un traitement du signal ultérieur. Une mise en forme du signal ECG s'avère alors nécessaire afin d'aboutir à un enregistrement simultané des signaux PCG et ECG.

La partie numérique est conçue autour d'une Carte multifonctions Arduino Mega2560 centrée autour du microcontrôleur ATmega2560 du constructeur Atmel. Par voie de conséquence, les signaux à acquérir sont à cadrer entre 0 et 5 V.

II.1. Microphones

Le transducteur est un système qui transforme l'énergie reçue sous une forme donnée, par exemple: mécanique, thermique, lumineuse, etc., en énergie de forme différente, par exemple : acoustique, électrique, etc. Ainsi un transducteur acousto-électrique transforme une énergie acoustique sous forme d'onde sonore en énergie électrique décrit également comme signal.

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

II.1.1. Types de microphones

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

Les qualités techniques requises pour les microphones sont :

- la linéarité (réponse linéaire en amplitude et en fréquence)
- la fidélité et la reproductibilité
- l'absence de distorsion (harmonique, intermodulation, etc.)
- la stabilité électromécanique à long terme
- la stabilité en température et en hygrométrie
- le minimum de bruit de fond
- la robustesse
- le faible encombrement
- la bonne maniabilité.
- Les principaux domaines couverts par ces microphones sont :

- la mesure en champ libre
- la mesure en champ diffus
- la mesure en cavités (coupleurs, pistonphones, etc.)
- la mesure en basses et hautes fréquences (de 1 Hz à 140 kHz)
- la mesure de très faibles et de très forts niveaux sonores (de 0 à 180 dB) ;
- la mesure en régime impulsionnel.

Les dimensions extérieures des capsules microphoniques de mesur correspondent à des diamètres standardisés allant de : (2.45 cm) à (0.32 cm). Il convient de noter que les diamètres extérieurs ne correspondent pas à la surface active des microphones.

Il existe plusieurs types de microphones, à savoir les microphones électrodynamique à bobine mobile, les microphones piézoélectriques, les microphones à gradient de pression, les microphones à électret.

II.1.2. Microphone électrodynamique à bobine mobile

Principe de fonctionnement

La bobine est solidaire d'une membrane (ou diaphragme) ; l'ensemble bobine- membrane est appelé équipement mobile. Le diaphragme représente le siège d'une force de pression, cette force provoque le déplacement de l'équipage mobile. La création d'une force électromotrice induite fait circuler un courant i dans le bobinage qui on résulte une force da Laplace. C'est une force de réaction qui s'oppose à la pression acoustique qui lui a donné naissance (loi de Lenz).

Caractéristiques

Le microphone électrodynamique à bobine mobile ne peut avoir une réponse en amplitude constante que dans la partie du spectre où son efficacité est indépendante de la fréquence. Plus la section de la membrane est importante et plus la fréquence de coupure haute diminue, en raison de phénomène de diffusion de diffraction. Les risques de déformation constituent également une limite aux dimensions de la membrane. La réalisation d'un bon microphone est donc toujours un compromis entre sensibilité et linéarité de la réponse. Microphone électrostatique

Principe de fonctionnement

Deux armatures métalliques de surface S placées face à face à distance d l'une de l'autre forment un condensateur plan. Si l'une des armatures est fixe (contre- électrode) et l'autre mobile (membrane), la partie mobile soumise à une pression acoustique P se déplace d'une distance Y , ce qui entraîne une variation de la capacité interélectrodes. Si les armatures sont soumises à une différence de potentiel V , la variation de capacité entraîne une variation de la charge Q et donc du courant qui parcourt le circuit. Une résistance placée en série permet de recueillir la variation du courant i . Contrairement au transducteur électrodynamique où la force de réaction s'oppose à la force d'action (réaction négative), le capteur électrostatique est un système à réaction positive car la force électrostatique s'ajoute à la force de pression.

Caractéristiques

La surface de la membrane des microphones électrostatiques est généralement comprise entre 0,3 et 5 cm². L'efficacité nominale d'un microphone de mesure du diamètre extérieur correspondant à une surface active d'environ 1,5 cm²) est généralement de l'ordre de 50 mV/Pa [– 26 dB], celle du microphone 1/2'' est proche de 12,5 mV/Pa [– 38 dB] et celle du microphone 1/4'' tombe à 4 mV/Pa [– 48 dB].

L'efficacité des microphones électrostatiques omnidirectionnels utilisés reste le plus souvent comprise entre 10 et 25 mV/Pa (ces valeurs tombent aux environs de 5 à 13 mV/ Pa pour les cardioïdes). Le champ électrique interélectrodes est proportionnel à la différence de potentiel V_0 entre les armatures et

inversement proportionnel à la distance interélectrodes d . La distance d est généralement comprise entre 15 et 40m tandis que la tension électrique V_0 est progressivement passée de plusieurs centaines de volts à 200 V pour les microphones de mesure et à 48 ou 12 V pour les microphones de prise de son. Il en résulte que le champ électrique peut atteindre des valeurs de l'ordre de 10^7 V/m.

II.1.3. Microphone piézoélectrique

Certains matériaux ont la propriété, sous l'action d'une pression ou d'une contrainte, de générer des charges électriques superficielles. Ces matériaux sont dits piézoélectriques. La densité et la zone d'apparition des charges dépendent de la force exercée, de la nature du matériau et de la direction des plans de coupe par rapport à un axe principal appelé axe de polarisation.

L'effet piézoélectrique est un effet réciproque : les substances piézoélectriques ont la propriété de se déformer sous l'action d'une polarisation électrique. Dans l'effet direct, le sens des charges change avec le sens de la contrainte.

Microphones à cristaux ou à céramiques

Les matériaux les plus couramment utilisés dans la réalisation de microphones sont des cristaux comme le quartz, ou des céramiques comme le titanate de baryum obtenu synthétiquement depuis 1948, de même que le titanate zirconate de plomb (PZT).

Microphones PVDF à armatures planes

Dans la continuité des microphones à armatures parallèles, les premiers transducteurs à PVDF n'exploitèrent pas les propriétés plastiques du nouveau matériau, sinon pour accroître la souplesse des membranes tendues.

Microphones PVDF à dôme sphérique

La calotte sphérique est obtenue par thermoformage et peut être montée soit sur une armature rigide, soit en dôme libre. Dans le premier cas, on obtient des microphones à membrane géométriquement bien définie présentant une grande stabilité mécanique et thermique. Leur fréquence de résonance peut être rejetée assez haut dans le spectre, leur conférant une courbe de réponse très plate mais une sensibilité relativement faible comme illustré sur la Figure II-1.

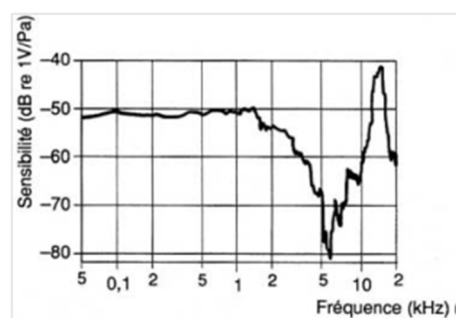


Fig.II-1 – Réponse fréquentielle de la sensibilité du microphone PVDF à dôme sphérique

Le microphone à dôme libre permet, à l'inverse, d'atteindre des sensibilités élevées (5 mV/Pa) avec un très faible taux de distorsion (Figure II-2).

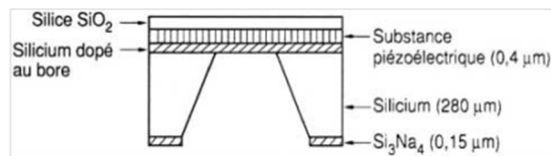


Fig.II-2 -- microphone à dôme

Le diaphragme a une surface inférieure au mm², une épaisseur de 0,8µm et une fréquence de résonance de 16 000 Hz. Son efficacité en pression est voisine de 1mV/Pa avec une capacité équivalente de l'ordre de 5 pF.

Microphone silicium électrostatique

La membrane a un diamètre de 0,8 mm et une épaisseur de 0,15m. Sa tension est de 150 N/m. Le microphone complet à un volume de 2 mm³ (Figure II-3).

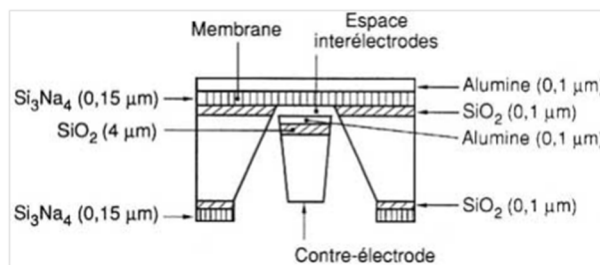


Fig.II-3 – Microphone silicium électrostatique

Les membranes utilisées (SiO=, Si₃Na₄) ont des diamètres compris entre 0,5 et 3mm, une épaisseur de 0,15 à 30µm, une espace inter électrodes de 0,5 à 2µm, une contre-électrode en silicium diffus ou en silicium dopé et une efficacité comprise entre 0,8 et 3 mV/Pa.

II.1.4. Microphone à gradient de pression

Microphones bidirectif

Dans microphone à gradient de pression, la force active est la force due à la différence des pressions p₁ et p₂ agissant respectivement sur la face avant et la face arrière de la membrane.

Cette force $S\Delta p = S|p_1 - p_2|$ dépend, de la différence de marche entre les deux termes de pression et par conséquent de l'angle d'incidence θ (Figure II-4).

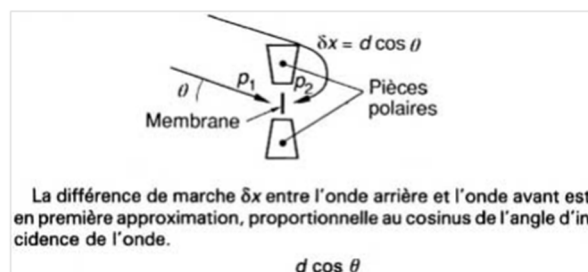


Fig.II-4 – Microphones bidirectif à gradient de pression

Microphone à ruban

Un ruban métallique est placé dans l'entrefer d'un aimant permanent de telle façon que l'induction B soit parallèle à la face du ruban (Figure II-5). Sous l'action d'une force de pression F , le ruban se déplace à une vitesse v coupant les lignes de flux du circuit magnétique et induisant une tension électrique aux bornes du ruban.

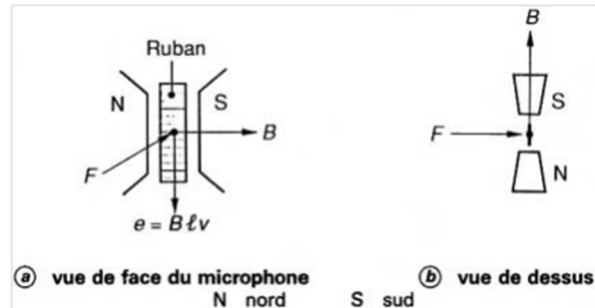


Fig.II-5 – Microphone à ruban

Microphones unidirectionnels

La combinaison d'un microphone unidirectionnel et d'un microphone bidirectionnel permet d'obtenir un système dont la sensibilité est plus grande sur l'axe avant que sur l'axe arrière. On a dans ce cas un capteur directionnel (Figure II-6).

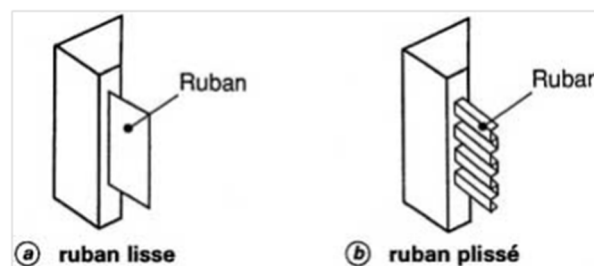


Fig.II-6 – Microphones unidirectionnels

II.1.5. Microphone à électret

L'électret est un diélectrique polarisé de façon permanente. Cette polarisation est en pratique obtenue par piégeage d'électrons dans la couche superficielle du matériau. Ce piégeage peut être obtenu par différents procédés parmi lesquels on peut citer l'activation thermique et l'activation électrique.

Activation thermique

Elle s'obtient par une combinaison linéaire de trois effets :

L'effet thermoélectret dipolaire

Cet effet est le résultat d'une orientation des dipôles moléculaires sous l'action d'une élévation de température suivie d'un refroidissement contrôlé assurant le maintien de l'orientation (Figure II-7).

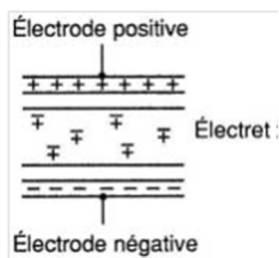


Fig.II-7 – Principe de l'activation thermique dipolaire d'un électret

L'effet thermoélectret hétéropolaire

Cet effet est également un effet de déplacement de charges mais appliqué cette fois aux impuretés du matériau qui se déplacent vers l'électrode de signe opposé (Figure II-8).

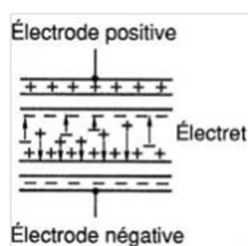


Fig.II-8 – Principe de l'activation thermique hétéropolaire d'un électret

Tous les électrets réalisés par activation thermique se caractérisent par une double distribution de charges de signes contraires (pas nécessairement égales ou symétriques). Ils sont appelés pour cette raison électrets bipolaires.

Activation électrique

Cette activation, qui tend aujourd'hui à devenir la plus courante, s'obtient soit par effet couronne décharge d'une électrode positive portée à potentiel élevé soit par bombardement électronique. Le matériau est alors polarisé sur une seule face. Les charges sont positives dans le cas de l'effet couronne et négatives dans celui du bombardement électronique. Les profondeurs de pénétration sont généralement assez faibles : de l'ordre de quelques micromètres pour des matériaux de 10 à 30 μm d'épaisseur. Les électrets ainsi obtenus sont dits unipolaires. Ce sont les plus utilisés dans la fabrication des microphones.

Propriétés des matériaux utilisés en électret

Les procédés technologiques de traitement des matériaux à électret ont subi un développement considérable et il apparaît maintenant régulièrement sur le marché des produits performants relativement stables. Les principales qualités que doivent posséder les polymères destinés à la réalisation de microphones à électret sont :

- la stabilité mécanique
- la stabilité thermique et hygrométrique
- la stabilité électrique

Principe de fonctionnement

Le principe de fonctionnement du microphone à électret est presque identique à celui du microphone électrostatique. La seule différence est due au fait que la polarisation n'est plus assurée par une source

de tension extérieure mais par polarisation permanente de l'un des éléments constitutifs du transducteur. Cet élément peut être :

- soit la membrane de la capsule (Figure II-9a),
- soit tout ou partie du diélectrique (Figure II-9b),
- soit la face supérieure de la contre-électrode (Figure II-9c).

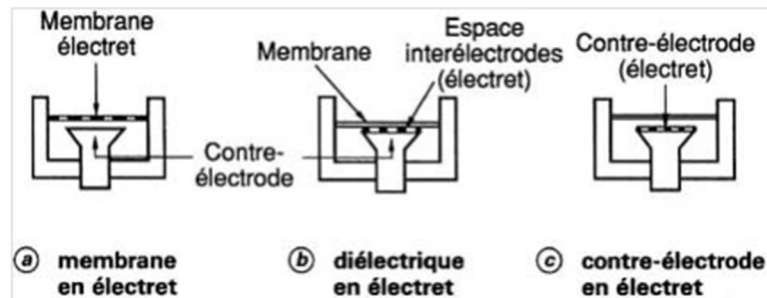


Fig.II-9 – Microphone à électret

Le choix dépend essentiellement de considérations technologiques et n'influence guère le principe ni les performances électroacoustiques du transducteur. L'électret est caractérisé par :

- ses dimensions : surface S , épaisseur h ,
- sa densité surfacique de charge σ ,
- sa permittivité relative ϵ_r .

Performances des microphones à électret

Caractéristiques des capsules à électret

Les principaux avantages des microphones à électret sont :

- leur grande capacité par unité de surface ;
- leur aptitude à la miniaturisation ;
- l'absence de polarisation continue ;
- la suppression des risques de claquage même en atmosphère humide.

Les microphones à électret présentent sensiblement les mêmes caractéristiques que les microphones électrostatiques à membrane tendue. Ils permettent, en particulier, d'obtenir une courbe de réponse plate à ± 1 .

II.2. Conditionnement du microphone à électret

Un microphone à électret (Figure II-10) est un microphone doté d'un composant appelé Electret, qui peut être assimilé à un condensateur. Ce dernier possède la particularité d'être polarisé de façon permanente au moment de sa fabrication. Permanente en théorie, car en pratique, la polarisation diminue au fil du temps, ce qui provoque une baisse lente mais progressive de la sensibilité du micro. L'impédance de sortie du composant électret interne est très élevée, et on ne peut pas y connecter directement une charge fortement capacitive ou d'impédance trop faible. A cause de cela, il est impossible de raccorder directement la cellule à l'entrée d'un préampli "classique", surtout si le câble de liaison est de grande longueur. Pour cette raison, la capsule à électret comporte dans son boîtier même, un petit étage électronique chargé d'abaisser cette haute impédance de sortie en une impédance de sortie plus faible et donc plus facilement exploitable. On trouve deux sortes de micros électret : ceux à deux fils (Figure II-11 a) et ceux à trois fils (Figure II-11 b).



Fig.II-10 – Microphone à électret

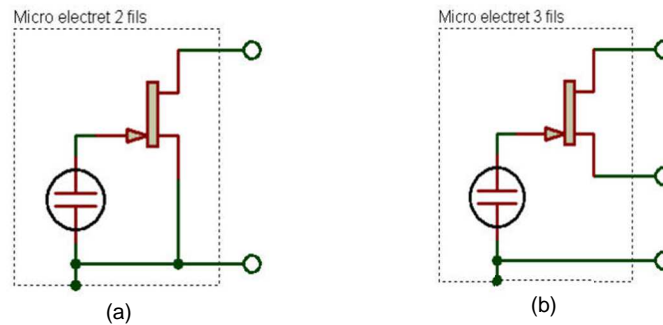


Fig.II-11 – Schémas internes de microphones à électret (a) à deux fils et (b) à trois fils

En pratique, la polarisation permanente de l'électret diminue progressivement ce qui affecte sa sensibilité au cours du temps. Cette polarisation donne un comportement capacitif à l'électret ce qui lui attribue une impédance assez élevée pour qu'il soit branché directement avec notre système de mesure. Le microphone à électret comporte un transistor à effet de champ (FET¹) qui joue le rôle de convertisseur courant-tension afin de rendre la tension générée exploitable. La consommation du microphone électret est très faible ce qui permet un fonctionnement du pile batterie prolongé. Polarisation du microphone à électret

Le microphone est un transducteur d'énergie acoustique en énergie électrique. Les microphones à électret sont les microphones les plus couramment utilisés aujourd'hui. Ils sont actuellement intégrés dans chaque ordinateur portable, et de nombreux microphones de studio sont également électrets. Ils peuvent avoir une réponse en fréquence de 10 Hz à 30 kHz, et coûtent généralement moins d'un dollar. Ils sont également de taille très réduite et sont très sensibles. Malgré ces bonnes caractéristiques, ils peuvent avoir une sensibilité élevée au bruit et une distorsion élevée.

II.2.1. Microphone à électret à trois pattes

L'alimentation du microphone nécessite une résistance comme illustré sur les Figure II-12 & II-13. La résistance R1 sur le schéma permet de polariser le microphone.

Le transistor FET a trois repères: la grille (G), le drain (D) et la source (S). La grille est l'axe de commande, se dirige vers une plaque de microphone "condensateur". La source est reliée à la masse, le drain est connecté à une résistance et l'alimentation dans le circuit externe.

¹ Field Effect Transistor

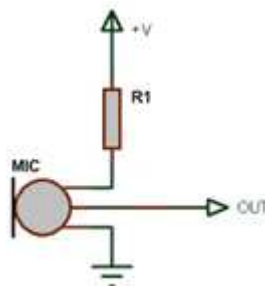


Fig.II-12 – Circuit de conditionnement d’un microphone à électret à trois pattes

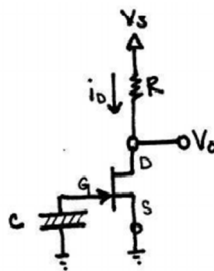


Fig.II-13 – Conditionneur de conditionnement d’un microphone à deux pattes

II.2.2. Polarisation

Le transistor FET joue le rôle de convertisseur courant tension. Sur le Tableau II-1, nous avons présentons des mesures de sensibilité du microphone à électret que nous avons polarisé en série avec une résistance.

Résistance	330 Ω	47k Ω	100k Ω	1M Ω	10M Ω	10k Ω
Courant	0.20mA	0.16mA	0.09mA	0.01mA	0.001mA	0.19mA

Tableau II-1 – Sensibilité du microphone à électret

Nous avons fait varier la valeur de la résistance afin d’ajuster la valeur qui permet d’aboutir à la meilleure sensibilité du microphone. Nous avons fait fonctionner le microphone sans et avec auscultation de l’activité cardiaque. Nous avons constaté que la valeur du courant électrique est identique ce qui signifie de le signal phonocardiographique est d’une amplitude très réduite. Une amplification est alors indispensable pour le mettre en forme pour le préparer à l’étape d’acquisition de données.

II.3. Mise en forme analogique du signal phonocardiographique

La mise en forme du signal phonocardiographique requiert plusieurs étages remplissant différentes fonctions d’électronique. La première fonction à remplir est celle du capteur qu’il faut bien concevoir et réaliser afin de recueillir un signal prêt à traverser les étages suivants. Ces autres étages consistent en des étages d’amplification, de filtrage. En plus, un circuit d’offset est prévu pour préparer le signal phonocardiographique mis en forme à être acquis par une carte multifonctions du type Arduino Mega2560. Un autre étage d’amplification audio est aussi inclus pour pouvoir entendre les bruits cardiaques enregistrés lors de l’acquisition.

Nous présentons en Figure II-14 notre conception de la carte de mise en forme du signal phonocardiographique. Nous proposons l’enregistrement simultané des signaux phonocardiographique

et électrocardiographique, et ce pour des fins de traitement numérique du signal. Ces circuits seront détaillés dans les sections suivantes de ce présent chapitre.

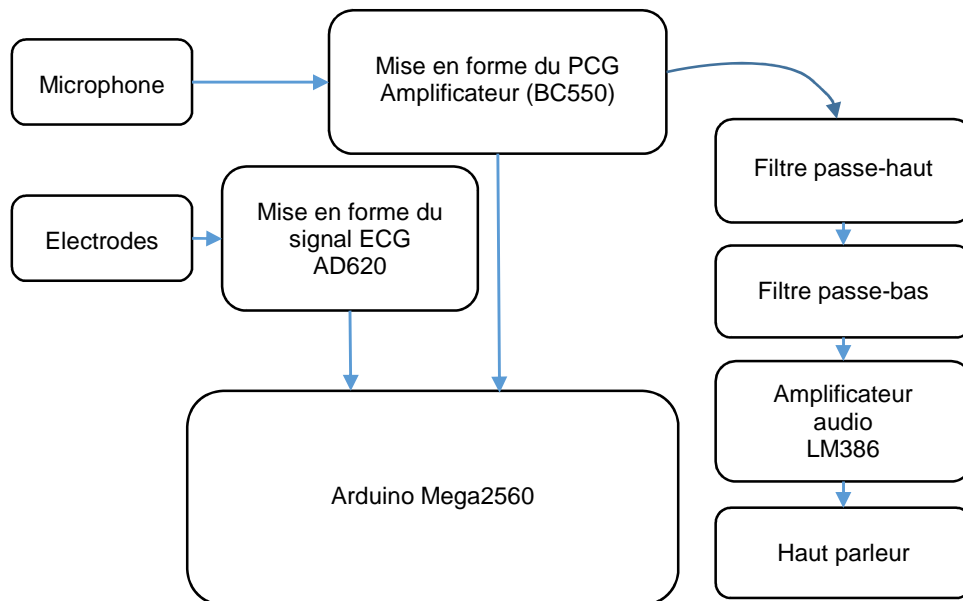


Fig.II-14 – Schéma synoptique de la carte de mise en forme du signal PCG, Signal ECG à utiliser comme signal de référence de segmentation en systole et diastole

II.3.1. Sonde phonocardiographique

Les bruits émis par le cœur font subir à cette dernière une déformation qui se traduit par un signal électrique de l'ordre de quelques millivolts. La fonction première d'un microphone est de capter des ondes sonores du cœur et de les transformer en un signal électrique appelé signal audio.

La sonde phonocardiographique que nous avons réalisée est composée d'une membrane de stéthoscope, d'un microphone à électret, d'un câble et d'un connecteur audio, comme illustré sur la Figure II-15.



Fig.II-15 – Sonde phonocardiographique

II.3.2. Amplification

L'étage amplificateur qui suit le microphone est à base de transistor bipolaire NPN du type BC550 monté en émetteur commun. Ce circuit amplificateur est alimenté par une pile batterie de 9V. Le signal phonocardiographique issu de capteur a bénéficié d'une tension d'offset réglable aux alentours de 1V.

Cette tension d'offset lui permettra d'attaquer le transistor à une tension d'une composante continue suffisante à polariser sa base tout en assurant une tension V_{BE} supérieure à la tension de seuil de la jonction BE de 0.7V.

Le gain en tension du montage amplificateur de la Figure II-16 est donné par (II-1), comme suit ;

$$A_v \approx -\frac{R_c}{R_e} \quad (\text{II-1})$$

Le gain du circuit dépend quasiment des valeurs des résistances R_c et R_e que des caractéristiques du transistor utilisé. Les valeurs des résistances R_1 et R_2 sont choisies à 100 k Ω afin de favoriser le courant circulant vers la base du transistor. La valeur de la tension à la base du transistor se trouve alors porté par une composante continue assurant la polarisation du transistor.

Le potentiomètre R_c permet d'ajuster le gain du transistor en prenant en considérant le niveau de tension de la pile batterie de 9V qui peut chuter au cours d'une utilisation prolongée. La sensibilité du microphone est également un facteur à considérer pour assurer une flexibilité du circuit de mise en forme lors d'un changement de sonde phonocardiographique (Figure II-15) branchée avec le circuit amplificateur de la Figure II-16.

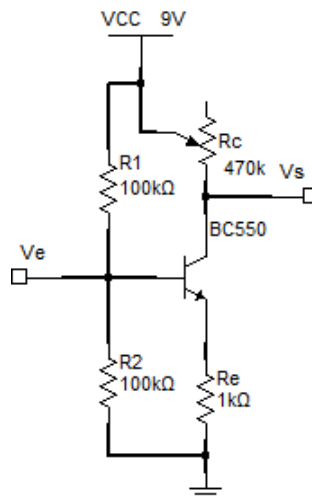


Fig.II-16 – Circuit amplificateur à base du transistor bipolaire BC550

II.3.3. Filtrage

Le signal phonocardiographique présente un contenu spectral de nature basse fréquence, mais qui peut atteindre des fréquences de l'ordre de 500 Hz dans certains cas pathologiques. Il est alors recommandé de s'assurer d'ajuster la fréquence de coupure du filtre passe bande à utiliser.

Filtre passe-haut passif

La seule composante à filtrer étant la composante continue, nous utilisons un condensateur en série pour filtrer cette composante de fréquence nulle sur le spectre du signal phonocardiographique.

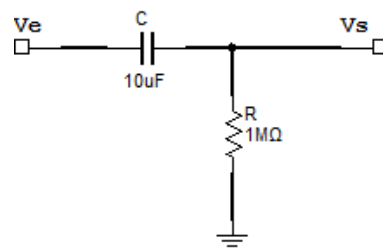


Fig.II-17 – Filtre passe-haut utilisé pour le filtrage du signa phonocardiographique
 $f_c = 0.0159$ Hz

Dans le domaine de Laplace, nous observons une fonction de transfert du circuit de la Figure II-17 donné en (II-2), comme suit ;

$$H(j\omega) = \frac{R}{R + \frac{1}{jC\omega}} = \frac{jRC\omega}{R + jRC\omega} \quad (\text{II-2})$$

La fréquence de coupure de ce filtre passe haut est donnée en (II-3), comme suit ;

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (\text{II-3})$$

Un condensateur C de capacité égale à 10 µF et une résistance R de résistance égale à 1 MΩ nous permet de préserver le contenu spectral du signal phonocardiographique à une fréquence de coupure $f_c = 0.0159$ Hz.

Filtre passe-bas actif

Afin de garder uniquement la bande spectrale utile du signal phonocardiographique allant jusqu'à environ 500 Hz, nous optons pour un filtre passe-bas de fréquence de coupure égale à 500 Hz. Bien qu'un filtre passe-bas passif soit utilisable, un filtre passe-bas actif nous permettra d'amplifier le signal phonocardiographique en assurant sa tâche primaire de filtrage.

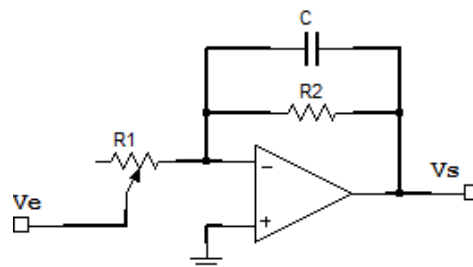


Fig.II-18 – filtre passe-bas actif du 1^{er} ordre

La fréquence de coupure du filtre passe-bas actif du 1^{er} ordre de la Figure II- 18 est donnée en (II-4), comme suit ;

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C} \quad (\text{II-4})$$

La fonction de transfert de ce filtre est donnée en (II-5), comme suit ;

$$H(j\omega) = \frac{-R_2}{R_1} \frac{1}{1 + jR_2 C \omega} \quad (\text{II-5})$$

En basses fréquences, le condensateur dans le filtre passe-bas actif du 1^{er} ordre de la Figure II- 18 agit comme circuit ouvert. L’expression (II-5) devient ;

$$H(j\omega)_{\omega \rightarrow 0} = \frac{-R_2}{R_1} \quad (\text{II-6})$$

En hautes fréquences, le condensateur dans le filtre passe-bas actif du 1^{er} ordre de la Figure II- 18 agit comme circuit fermé. L’expression (II-6) devient ;

$$H(j\omega)_{\omega \rightarrow \infty} \approx 0 \quad (\text{II-7})$$

Dans notre projet, nous avons choisi initialement la valeur de 10 kΩ à la résistance R₁. La résistance R₂ est sélectionnée à 22 kΩ. Le condensateur d’une capacité de 10 nF. Ces valeurs conduiront à une fréquence de coupure du filtre passe-bas égale à 723 Hz, ce qui peut considérée comme fréquence adéquate pour le signal phonocardiographique. Suite aux valeurs de R₂ et de R₁, le gain est égal à 2.2. Afin d’assurer une meilleure flexibilité de la fonction d’amplification de ce filtre, nous avons ensuite remplacé la résistance R₁ en potentiomètre afin de pouvoir ajuster le signal phonocardiographique selon le besoin requis par la carte multifonction Arduino.

II.3.4. Amplificateur audio

Le signal phonocardiographique est un signal acoustique. Nous avons alors prévu un circuit amplificateur audio permettant à l’utilisateur d’entendre les bruits cardiaques lors de l’auscultation de l’activité cardiaque. Pour ce faire, nous utilisons l’amplificateur audio LM386, qui se présente sous forme de circuit intégré à 8 pattes, comme illustré sur la Figure II-19.

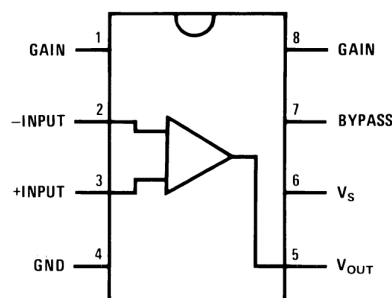


Fig.II-19 – Amplificateur audio LM386

Les pattes 1 et 8 du LM386 permettent de contrôler le gain du circuit audio. Lorsque ces pattes ne sont pas connectées, alors le gain se retrouve égal à 20 grâce à la résistance interne qui est de 1.35 kΩ. Si l’on branche un condensateur de 10μF entre ces pattes, alors le gain du LM386 passe à 200. Avec une résistance placée en série avec ce condensateur, le gain du circuit audio est réglable entre 20 et 200. Le circuit intégré LM386 est convenable au fonctionnement sous pile batterie de 9V grâce à sa consommation réduite au alentour de 24 mW.

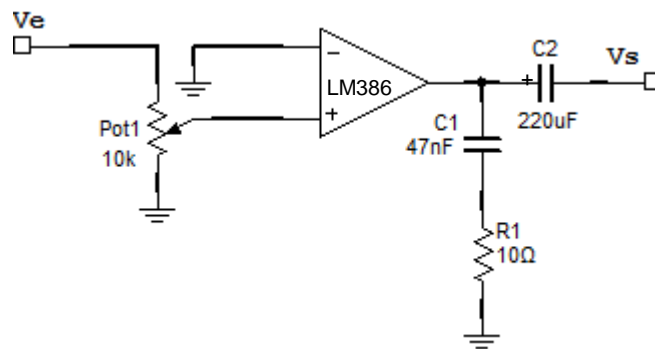


Fig.II-20 – Amplificateur audio à base du LM386

Dans le circuit audio de la Figure II-20, le potentiomètre Pot de 10 kΩ nous permet d’ajuster le niveau de la tension d’entrée à amplifier. Ce potentiomètre joue le rôle de contrôle de volume. La tension de sortie du LM386 à sa patte 5 est automatiquement portée à la moitié de la tension d’alimentation. Cette tension de sortie ne peut être branchée directement avec un haut parleur. Le condensateur électrolytique C2 de valeur égale à 220 μF permet de filtrer la composante continue.

La branche C₁-R₁ fonctionnant en cellule de Boucherot joue le rôle d’un filtre passe bas permettant au circuit d’éviter toute oscillation haute fréquence. Le signal à la sortie de ce circuit audio est alors prêt à être branché avec un haut parleur de 10 Ω.

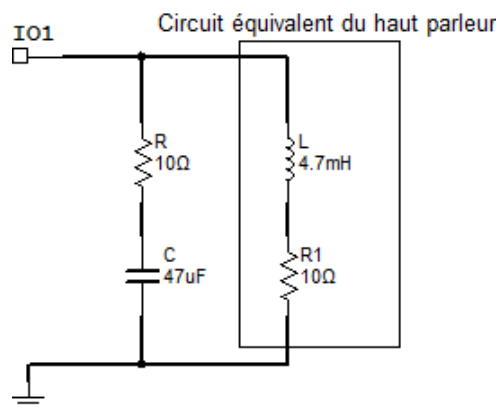


Fig.II-21 – Cellule de Boucherot du circuit de la Figure II-20

Le circuit de Boucherot permet de ramener la valeur du haut-parleur à sa résistance interne R₁, et ce pour les hautes fréquences. Calculons l’admittance du circuit équivalent est donnée par la somme des admittances de la branche du condensateur et de celle de la bobine comme donnée en (II-8). Pour ce faire, nous considérons R₁=R.

$$\frac{1}{R+jL\omega} + \frac{1}{R+\frac{1}{jC\omega}} = \frac{1}{R} \quad (\text{II-8})$$

En simplifiant cette expression, on retrouve l’expression en (II-9) ;

$$L = R^2 C \quad (\text{II-9})$$

Les valeurs des composants C_1 et R_1 sont alors calculés grâce à l'expression (II-9). Nous retrouvons alors $R_1=10\Omega$ et $C_1= 47 \mu\text{F}$ comme illustré sur les Figures II-20 & II-21.

II.4. Mise en forme du signal électrocardiographique

Le signal électrocardiographique (ECG) est l'enregistrement de l'activité électrique du cœur, par le biais d'électrodes placées sur la surface du corps. L'électrocardiogramme enregistre successivement la dépolarisation et la repolarisation auriculaire qui correspondent à la contraction auriculaire, puis la dépolarisation et la repolarisation ventriculaire qui correspondent à la contraction ventriculaire.

La Figure II-22 illustre les électrodes utilisées pour recueillir le signal électrocardiographique. Ces électrodes seront connectées avec le circuit de mise en forme du signal ECG qui repose sur un principe d'amplificateur d'instrumentation.



Fig.II-22 – Electrodes

II.4.1. Amplificateur d'instrumentation

Afin de mettre en forme ce signal, nous avons opté en premier temps à réaliser l'amplificateur d'instrumentation [6] illustré sur la Figure II-23. Cette configuration permet d'assurer une impédance d'entrée assez élevée des amplificateurs non-inverseurs A1 et A2 permettant de préserver le signal électrocardiographique à une amplitude convenable à travers les différents étages de l'amplificateur d'instrumentation.

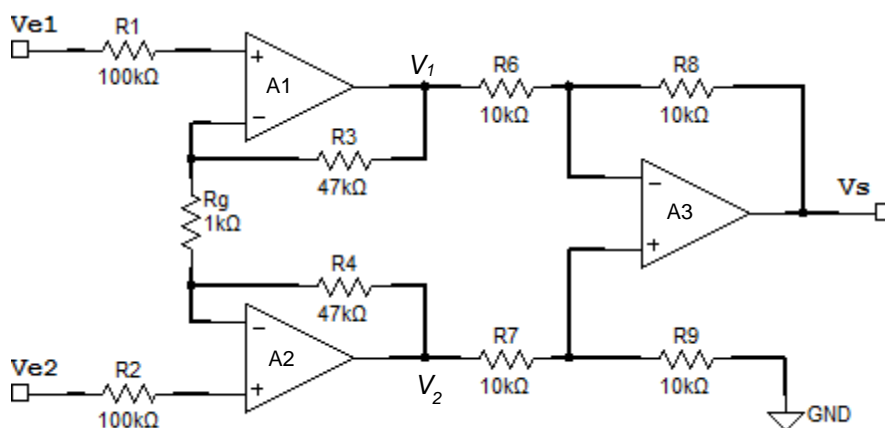


Fig.II-23 – Amplificateur d'instrumentation à 3 AOPs du type μA741

Les tensions de sortie des amplificateurs A1 et A2 sont données par (II-10) et (II-11) comme suit ;

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

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 (II-10) et (II-11), et en prenant en considération l'étage différentiel formé par l'amplificateur opérationnel A3, nous aboutissons à l'expression (II-12) qui montre clairement le gain de l'amplificateur ;

$$V_s = (V_{e2} - V_{e1}) \left(1 + \frac{2R_3}{R_g}\right) \frac{R_6}{R_7} \quad (\text{II-12})$$

Selon les valeurs des résistances de l'amplificateur d'instrumentation de la Figure II-23, nous obtenons un gain de 95. En court-circuitant les entrées de cet amplificateur d'instrumentation, nous obtenons un taux de réjection en mode commun (TRMC) d'environ 90 dB sur une bande fréquentielle qui s'étend jusqu'à 100 kHz. En dépassant 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.4.2. Pilotage du pied droit

Afin d'améliorer la qualité de la mise en forme du signal ECG, nous ajoutant la branche R_9 - R_{10} mise en parallèle par rapport aux sorties des amplificateurs A1 et A2. Ces résistances étant de même valeur, on utilise le point médian entre les deux résistances pour piloter le pied droit du sujet, et ce à travers l'amplificateur opérationnel A4.

Cette configuration permet de réduire considérablement le mode commun au profit d'un signal ECG adéquat. La comparaison entre tensions d'entrées, au lieu qu'elle soit effectuée entre les tensions des bras droit et gauche d'un côté et la terre d'un autre côté comme dans la Figure II-24, elle est effectuée entre tensions d'entrées des bras droit et gauche d'un côté et la tension au pied droit (RL) qui est portée par la tension médiane de LA et RA en Figure II-24. Il est à noter que l'utilisation câbles torsadés et blindés assure un meilleur prélèvement du signal ECG.

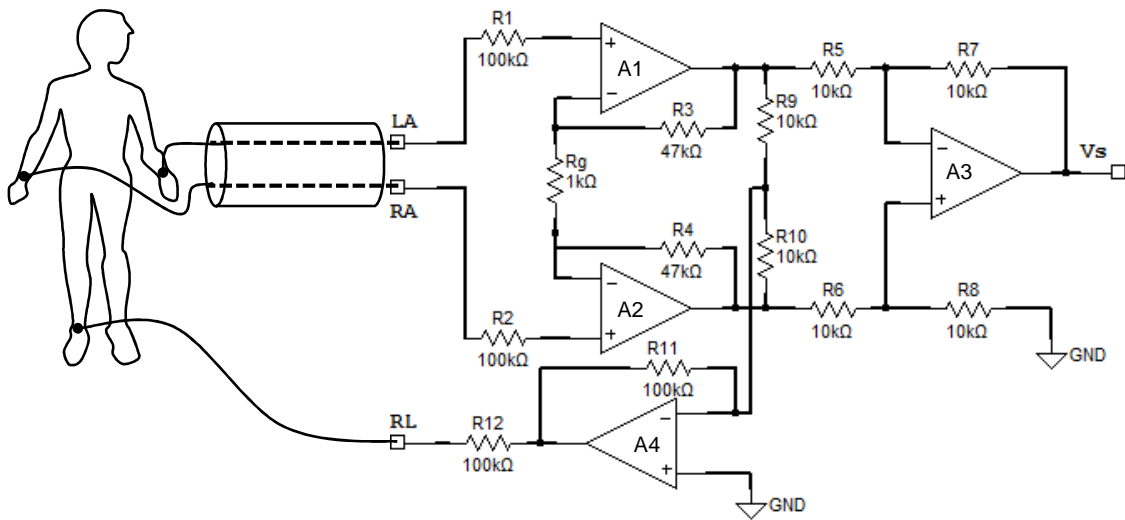


Fig.II-24 – Circuit de mise en forme du signal électrocardiographique basé sur l’amplificateur d’instrumentation à 3 AOPs avec pilotage du pied droit

II.4.3. Circuit de mise en forme à base du AD620

Le circuit de mise en forme du signal électrocardiographique basé sur le circuit intégré AD620 est illustré sur la Figure II-25. Ce circuit reprend le principe de base du circuit de la Figure II-24 en pilotant le pied droit du sujet à travers un amplificateur opérationnel du type TL071. Le circuit de pilotage du pied droit est renforcé de cellule de filtrage R_4-C_1 passe-bas afin d’assurer une meilleure stabilité contre les artefacts de hautes fréquences qui peuvent surgir pendant l’acquisition, en particulier l’activité musculaire du sujet.

Le gain assuré par le circuit intégré dans le circuit de la Figure II-25 peut aller de 1 jusqu’à 10 000. Selon la fiche technique du circuit intégré AD620, le gain est fixé par la résistance externe R_g comme illustré sur la Figure II-25 selon l’expression (II-13)

$$R_g = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G-1} \quad (\text{II-13})$$

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

Un blindage des câbles torsadés provenant du sujet permettent d’assurer une protection meilleure du signal ECG de très faible amplitude contre une éventuelle atténuation lors de la mesure. Le circuit intégré AD620 à travers son impédance d’entrée très élevée permet de recueillir un signal ECG de très bonne qualité. Le circuit C_2-R_6 assure le filtrage passe-haut du signal ECG à une fréquence égale à 0.0159 Hz.

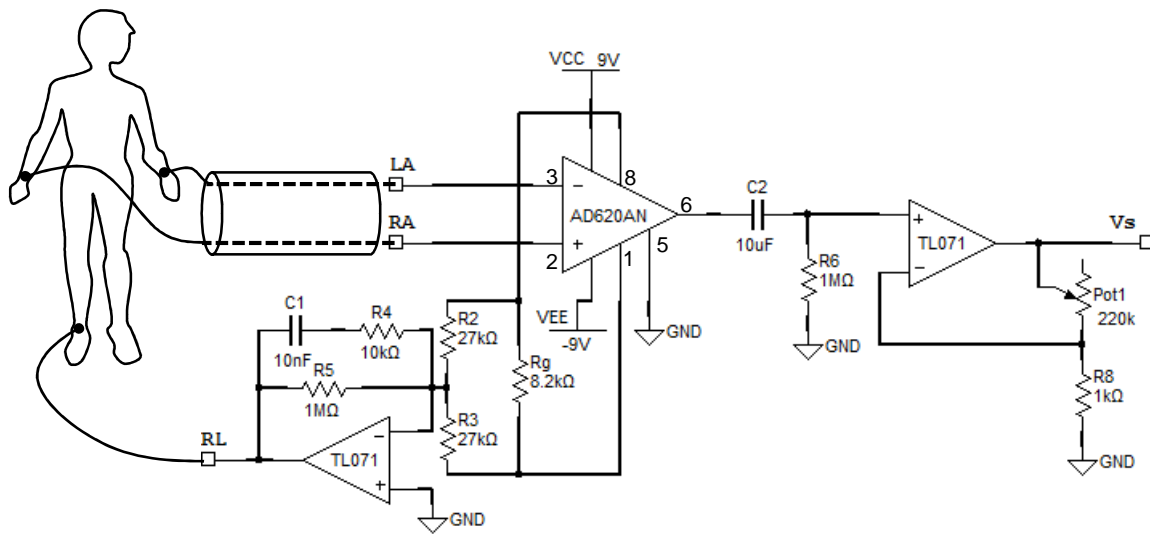


Fig.II-25 – Circuit de mise en forme du signal électrocardiographique basé sur le circuit intégré AD620 avec pilotage du pied droit

Le circuit amplificateur non-inverseur à base de l’amplificateur opérationnel TL071 se trouvant à la suite du filtre C_2 - R_6 assure une fonction d’amplification, et ce afin de cadrer le signal électrocardiographique à une amplitude absolue de 4V. Le gain du dernier étage amplificateur avant la sortie du montage de la Figure II-25 est donné en (II-14), comme suit ;

$$G = 1 + \frac{Pot1}{R_8} \quad (II-14)$$

Le potentiomètre Pot1 à une valeur maximale de 220 k Ω assure alors un gain allant jusqu’à 221.

II.4.4. Circuit d’offset

Le circuit de la Figure II-26 assure de rajouter un offset au signal électrocardiographique afin de respecter l’entrée analogique de carte multifonctions Arduino à utiliser dans ce projet pour des fins d’acquisition. Les entrées analogiques de la carte Arduino peuvent recevoir des signaux unipolaires allant jusqu’à 5V.

Le condensateur C_2 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 +9V et -9V permet d’ajuster la tension d’offset à rajouter au signal ECG ainsi mesuré. L’amplificateur opérationnel $\mu A741$ permet d’assurer une adaptation d’impédance entre le circuit de mise en forme de la Figure II-25 et l’entrée analogique de la carte Arduino.

Le signal électrocardiographique mesuré sera 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 en tension du signal ECG.

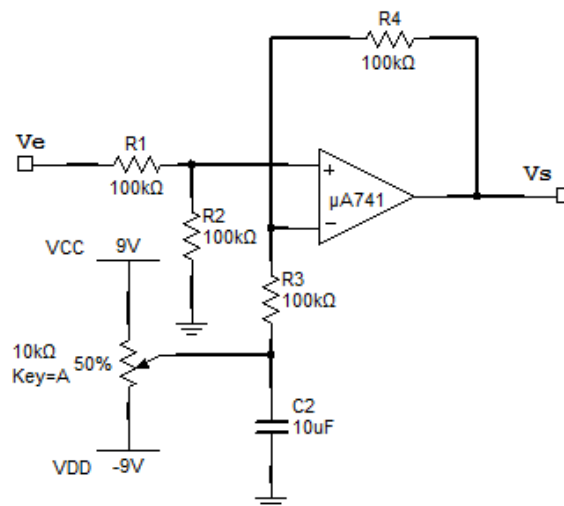


Fig.II-26 – Circuit d’offset utilisé pour la mise en forme du signal électrocardiographique

II.4.5. Filtre réjecteur

L’interférence avec le réseau électrique est considérée comme la source de bruit commune à l’ensemble des signaux physiologiques. Par le biais d’un filtre réjecteur de cette interférence à 50 Hz, on arrive à réduire ce bruit.

Un filtre réjecteur est un filtre coupe bande, il empêche le passage d’une seule fréquence. Cependant le voisinage de cette fréquence filtrée est relativement atténué en comparaison à la bande passante. Le filtre coupe bande est composé d’un filtre passe haut et d’un filtre passe bas dont les fréquences de coupure sont souvent proches mais différentes, la fréquence de coupure du filtre passe-bas est systématiquement inférieure à la fréquence de coupure du filtre passe-haut. La réponse fréquentielle de ce filtre type de filtre est représentée en

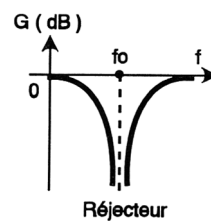


Fig.II-27 – Réponse fréquentielle du filtre réjecteur

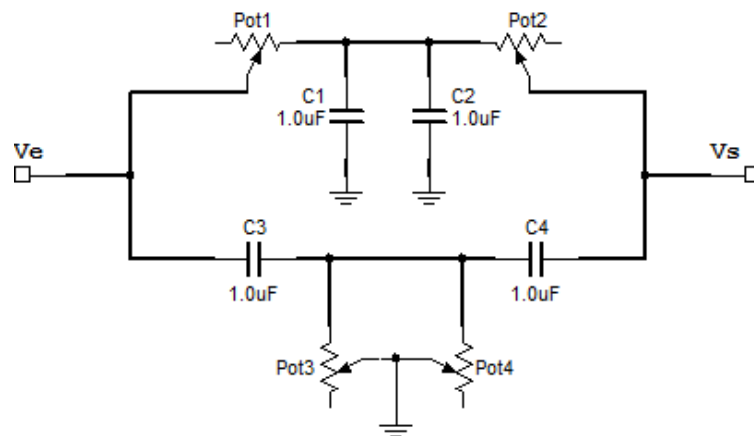


Fig.II-28 – Filtre réjecteur de l’interférence du réseau électrique en double-T

Le tableau ci-dessous regroupe les mesures de la réponse fréquentielle du filtre réjecteur. La tension d’entrée est fixée à $V_e = 1$ V crête-à-crête.

Fréquence (Hz)	20	30	40	43	46	48	50	52	54	57	60	70	80
Sortie/Entrée	0.4	0.2	0.18	0.16	0.15	0.12	0.08	0.086	0.09	0.093	0.094	0.16	0.2

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

II.5. Conclusion

Le signal phonocardiographique est un signal qui reproduit les sons de l’activité cardiaques recueillis depuis le thorax du sujet sous forme de tension variant avec le temps. Ce signal est de très faible amplitude. Afin de le mettre en forme et le préparer pour l’étape d’acquisition de données, nous avons conçu et développé des circuits de mise en forme centrés autour de l’amplification et le filtrage. Les circuits développés consistent en amplification réalisé autour d’un transistor bipolaire du type BC550. Un filtre réjecteur en double-T permet de réduire l’effet l’interférence du réseau électrique sur le signal phonocardiographique.

Le signal électrocardiographique est inclus pour mise en forme par le biais de circuit basé sur un amplificateur d’instrumentation. Les circuits réalisés à base de 3 amplificateurs opérationnels et à base du circuit intégré AD620 permettent une réjection adéquate du mode commun à un taux de réjection du mode commun (TRMC) convenable. Ce signal est prévu pour être enregistré simultanément avec le signa phonocardiographique, et ce pour des fins de traitement numérique du signal.

Chapitre III Acquisition de données

III.1. Introduction

La carte de mise en forme du signal phonocardiographique comporte une partie numérique dédiée à l'acquisition de données. Lors de la conception de cette partie de numérisation des signaux phonocardiographique et électrocardiographique, nous avons opté pour la carte multifonctions Arduino²Mega2560. Ce choix est fait suite à la vulgarisation de cette carte électronique ayant plusieurs variantes (voir Annexe 2).

III.2. Hardware

La partie hardware consiste à la carte Arduino Mega2560 basé sur le microcontrôleur ATmega2560 du constructeur Atmel, comme illustré sur la la Figure III-1.

Cette carte comporte ;

- 54 entrées/sorties dont 15 peuvent être utilisé en PWM³
- 16 entrées analogiques
- 4 UARTs⁴
- un oscillateur à 16 MHz
- un port USB⁵
- Une prise d'alimentation
- Un bouton reset

La carte Arduino dispose de moyens puissants de communications avec son environnement électronique. Les circuit des différentes cartes du type Arduino sont publiées sous la licence libre GNU⁶. La conception de la carte Arduino est distribué sous licence CC⁷. Le schéma de la carte est ainsi sous licence libre. Le code source de l'environnement de développement est également disponible sous licence LGPL⁸.

Cependant, le microcontrôleur n'est pas régit par cette licence libre. Cette carte peut être programmée pour diverses tâches, par exemple, pour la domotique, pilotage de robot, etc. Les carte est principalement utilisée pour le développement de prototype de circuits dédiés pour différentes fonctionnalités, par exemple, en domotique, pilotage d'un robot, acquisition de données, etc.

² www.arduino.cc

³ Pulse Width Modulation, modulation de largeur d'impulsion

⁴ Universal Asynchronous Receiver Transmitter

⁵ Universal Serial Bus

⁶ General Public License

⁷ Creative Commons

⁸ Licence publique générale limitée

La carte Arduino Mega 2560 dispose 256 k octets de mémoire flash pour le stockage du code développé dont 8 k octets sont utilisés pour le bootloader, 8 k octets pour la SRAM⁹, et 4 k octets pour L'EEPROM¹⁰.

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 baud¹¹ de la carte Arduino est variable et permet de cadencer l'envoi des données vers l'ordinateur. Les données sont numérisées grâce au convertisseur analogique numérique de la carte Arduino sur 10 bits. Avec ce codage, nous aurons des données codées valeurs entières entre 0 et $2^{10}-1=1023$ qui correspond à 5V comme valeur à l'entrée de chacune des entrées analogiques de la carte Arduino.

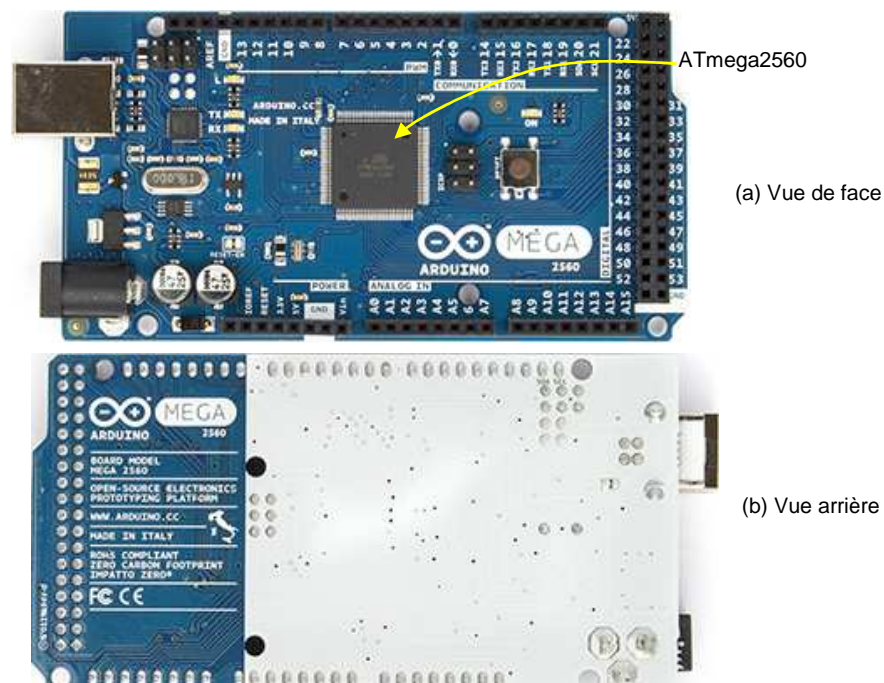


Fig.III-1 – - Carte Arduino Mega2560 (a) vue de face, (b) vue arrière

Une protection à appliquer au signal à acquérir via la carte multifonctions Arduino Mega2560 consiste à brancher un potentiomètre d'une valeur élevée entre les pin GND et 5V, le signal étant branché au curseur du potentiomètre, permettra de cadrer le signal entre 0 et 5V. Dans notre système d'acquisition, nous avons opté pour un potentiomètre de 470 k Ω .

⁹ Static Random Access Memory, mémoire vive statique

¹⁰ Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory mémoire morte programmable effaçable électriquement

¹¹ Bits par seconde

III.3. Software

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 le langage MATLAB, et ce pour pouvoir accomplir une analyse spectrale du signal phonocardiographique à la suite de l'étape d'acquisition de données.

III.3.1. Firmware

Les cartes Arduino sont programmables via un environnement dédié dont l'interface graphique est illustrée sur la Figure III-3. 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.

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-2. 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.

Ensuite, l'utilisateur développe le programme à téléverser dans le microcontrôleur de la carte Arduino dans un environnement dédié comme illustré sur la Figure III-3. Le programme est compilé et téléversé s'il ne présente aucune erreur de compilation. La Figure III-3 illustre un exemple de code permettant de faire clignoter une LED branchée avec la pin 13 de la carte Arduino.

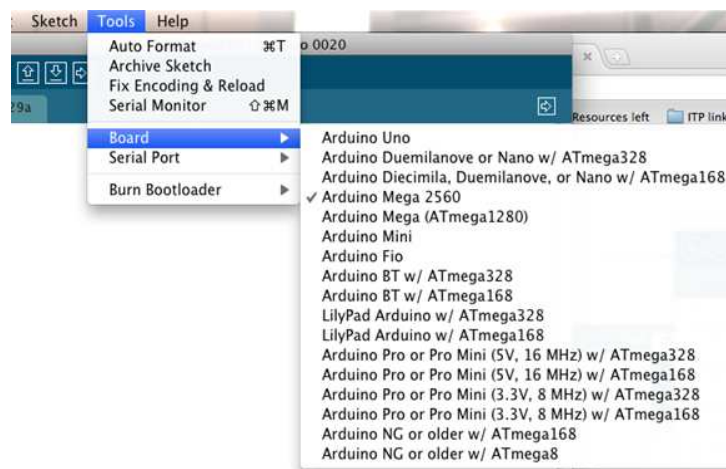


Fig.III-2 – Environnement de développement de Arduino : sélection de la carte Arduino Mega 2560

Le programme de lecture de données est principalement centré autour de la fonction préprogrammée `analogRead()`. Cette fonction permet de lire l'entrée analogique spécifiée comme argument et renvoie la valeur lue dans une variable déclarée préalablement dans le programme. Nous présentons ci-après un programme minimaliste de lecture de l'entrée analogique A0, étant donné que la variable `analogPin` est déclarée à 0.

```
int analogPin = 0; // signal connecté à la pin A0
int val = 0;      // variable du type integer recevant la valeur numérisée

void setup() // fonction setup permettant la déclaration de la configuration de Arduino
{
  Serial.begin(9600); // vitesse de transmission en baud
}
```

```
void loop() // instructions à exécuter en boucle
{
  val = analogRead(analogPin); // lecture de l'entrée analogique dans la variable val
  Serial.println(val); // envoi de la donnée vers le port USB
}
```

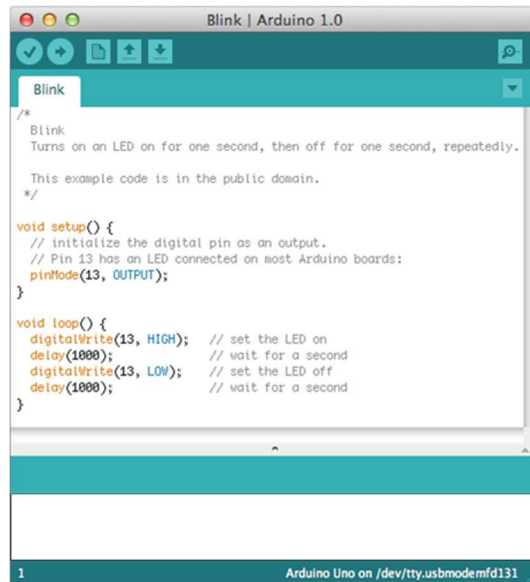


Fig.III-3 – - Environnement de développement de Arduino. Exemple de code : clignement d'une LED branché avec la pin 13 de la carte Arduino

Il est à noter la simplicité de la structure du programme type permettant l'acquisition d'un signal donné. Le programme développé repose sur ces principales étapes, à savoir ; (1) partie déclaration des variables, (2) partie configuration de la carte Arduino, et (3) partie fonctionnement de la carte Arduino.

III.3.2. Lecture des données numérisées

Plusieurs environnements permettent la lecture de données via le port USB. Afin de pouvoir effectuer un traitement numérique du signal sur le signal phonocardiographique acquis, nous avons opté pour l'environnement MATLAB vu ses diverses boîtes à outils de fonctions préprogrammées disponibles sous forme d'une boîte à outils dans le site Mathworks¹² de MATLAB.

La bibliothèque Arduino de MATLAB permet une lecture directe des données numérisées. 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.4. Conclusion

Dans le chapitre, nous avons conçu et réalisé un système embarqué d'acquisition de données basé sur les fonctionnalités de la carte Arduino Mega2560. La partie hardware consiste au module Arduino Mega2560. La partie software 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, et ce grâce aux bibliothèques de fonctions préprogrammées de Arduino.

¹² www.mathworks.com

Chapitre IV Mesures et enregistrements

IV.1. Introduction

Grâce à la carte de mise en forme et d'acquisition du signal phonocardiographique que nous avons développée, nous avons accompli un certain nombre de mesures sur des sujets normaux. Une première étape consiste à recueillir les signaux par le biais d'un oscilloscope numérique. Ensuite, l'acquisition de signaux phonocardiographiques moyennant le système d'acquisition que nous avons conçu autour de la carte Arduino Mega2560 nous a permis d'enregistrer des signaux phonocardiographiques sous forme d'un fichier de données. Nous avons opté à accomplir l'acquisition de données dans un environnement MATLAB vu ses fonctionnalités avancées de traitement numérique du signal disponibles sous forme de toolbox de fonctions. Cet environnement nous permettra de traiter le signal phonocardiographique par la méthode de Welch pour estimer sa densité spectrale de puissance. Puisque la carte multifonctions Arduino Mega2560 dispose de 16 entrées analogiques, et afin de rajouter un moyen de segmentation du signal phonocardiographique, nous avons enregistré le signal électrocardiographique simultanément avec le signal phonocardiographique.

La nature des signaux phonocardiographiques mesurés depuis différents points tests de la carte de mise en forme que nous avons développée permet d'apporter les ajustements nécessaires pour avoir en sortie le signal ayant la morphologie adéquate pour l'étape d'acquisition de données. En effet, la carte multifonctions Arduino Mega2560 requiert en entrée analogique un signal cadré entre 0 et 5 V. Il est alors judicieux d'ajuster la composante continue du signal phonocardiographique à 2.5 V. Le signal phonocardiographique doit couvrir en absolu la marge de 0.5 à 4.5 V.

IV.2. Mesures analogiques

La Figure IV-1 illustre un signal phonocardiographique recueilli à la sortie de l'amplificateur développé autour du transistor bipolaire BC550. L'affichage sur l'oscilloscope numérique est fait en couplage DC pour montrer la composante continue du signal. Le gain et l'offset de cet étage amplificateur sont ajustés à travers les valeurs des ajustables R_c et R_e reliées respectivement avec le collecteur et l'émetteur du transistor bipolaire. Le signal recueilli est ajusté à être porté par une tension d'offset de 2.5 V nécessaire à l'entrée analogique de la carte Arduino. L'amplification est également à ajuster pour aboutir à un signal phonocardiographique en sortie cadré entre 0.5 et 4.5 V.

Le signal phonocardiographique de la Figure IV-1 est d'une amplitude en absolue d'environ 500 mV. Une étape d'amplification s'avère indispensable afin de préparer ce signal à l'entrée analogique de la carte multifonctions Arduino. Afin d'apprécier la qualité du signal recueilli, nous considérons un couplage AC avec l'oscilloscope numérique, et ce afin d'avoir un affichage sans composante continue, comme illustré sur la Figure IV-2.

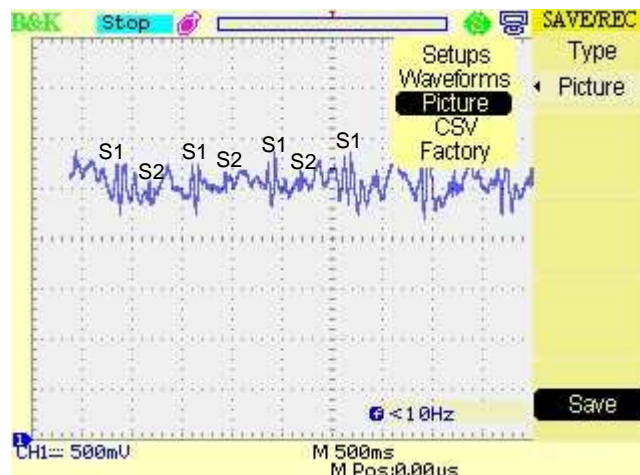


Fig.IV-1 – - Signal PCG recueilli à la sortie de l’amplificateur (couplage DC)

Les bruits cardiaques illustrés sur la Figure IV-1 sont bien mis en forme. Toutefois, ils requièrent une meilleure amplification afin de répondre aux exigences de l’entrée analogique de la carte multifonctions Arduino Meg2560. Les phases systolique et diastolique sont bien délimitées par une morphologie claire des oscillations des bruits cardiaques de cet enregistrement phonocardiographique.

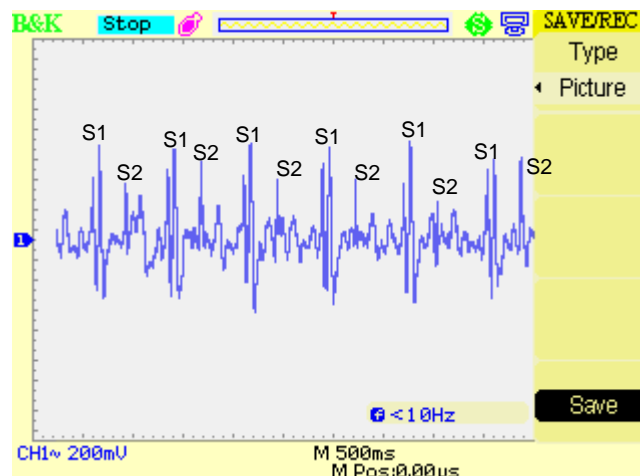


Fig.IV-2 – - Signal PCG d’un sujet normal continue recueilli à la sortie de l’amplificateur (couplage AC)

Après ajustement des valeurs des résistances R_c et R_e , nous aboutissons à un réglage de l’amplificateur à pouvoir générer un signal phonocardiographique d’une tension en absolu couvrant les 8 divisions du cadran de l’oscilloscope numérique à un calibre de 500 mV, ce qui correspond à 4 V comme marge de tension en absolu, comme illustré sur la Figure IV-3. Par voie de conséquence, 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. Nous conservons alors cette configuration pour les enregistrements suivants des bruits cardiaques. Cet ajustement du circuit amplificateur permet également de fixer la tension d’offset à 2.5 V.

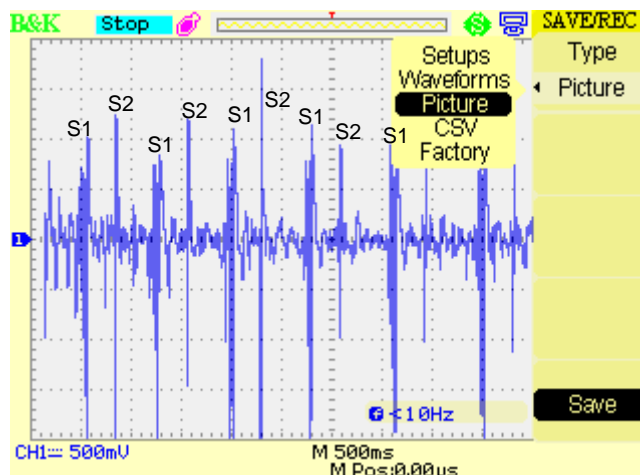


Fig.IV-3 – - Signal PCG d'un sujet normal recueilli à la sortie de l'amplificateur (couplage AC) après ajustement des résistances R_c et R_e (plusieur cycles cardiaques, foyer : mitral)

Lors du même enregistrement, et après avoir enregistrée la capture d'écran de la Figure IV-3, nous enregistrons une capture d'écran du même signal sur un seul cycle cardiaque, et ce afin d'élucider clairement la nature oscillatoire des bruits cardiaques S1 et S2. En effet, sur la Figure IV-4, un seul cycle cardiaque permet une représentation claire des bruits cardiaques S1 et S2. Ce signal est recueilli à partir du foyer mitral depuis le thorax. Le bruit S1 est alors plus accentué en amplitude que le bruit S2. C'est la fermeture de la valvule mitrale qui contribue considérablement à l'énergie du bruit S1. Le bruit S2 étant généré par la fermeture des valvules semi-lunaires se retrouve d'une amplitude réduite que celle du bruit S1.

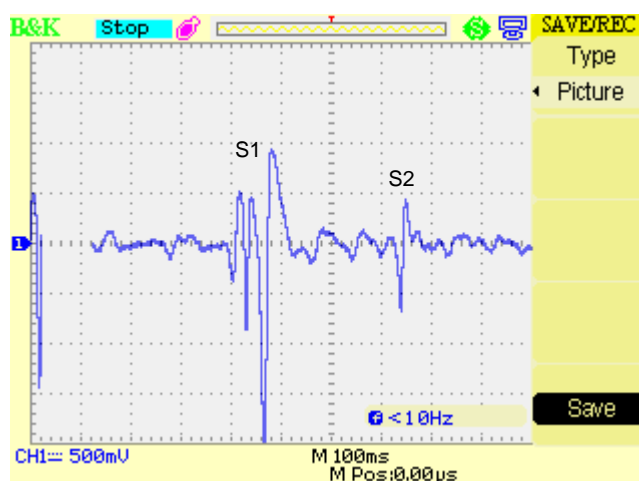


Fig.IV-4 – - Signal PCG sans composante continue recueilli à la sortie de l'amplificateur après ajustement des résistances R_c et R_e (un seul cycle cardiaque, foyer mitral)

Ces signaux phonocardiographiques sont d'un très bon rapport signal sur bruit malgré l'ambiance acoustique non-négligeable au niveau du laboratoire. Une étape d'acquisition permettra d'enregistrer ces signaux phonocardiographiques pour servir d'outil d'aide au diagnostic médical suite à un traitement numérique du signal.

IV.3. Acquisition du signal phonocardiographique

La carte multifonctions Arduino Mega2560 devient un outil vulgarisé d'acquisition de données. Cette vulgarisation n'exclue en rien la haute qualité de l'acquisition assurée par cette carte multifonctions. En

effet, à une fréquence que nous fixer à 1 kHz, nous avons pu enregistrer plusieurs signaux phonocardiographiques de très bonne qualité.

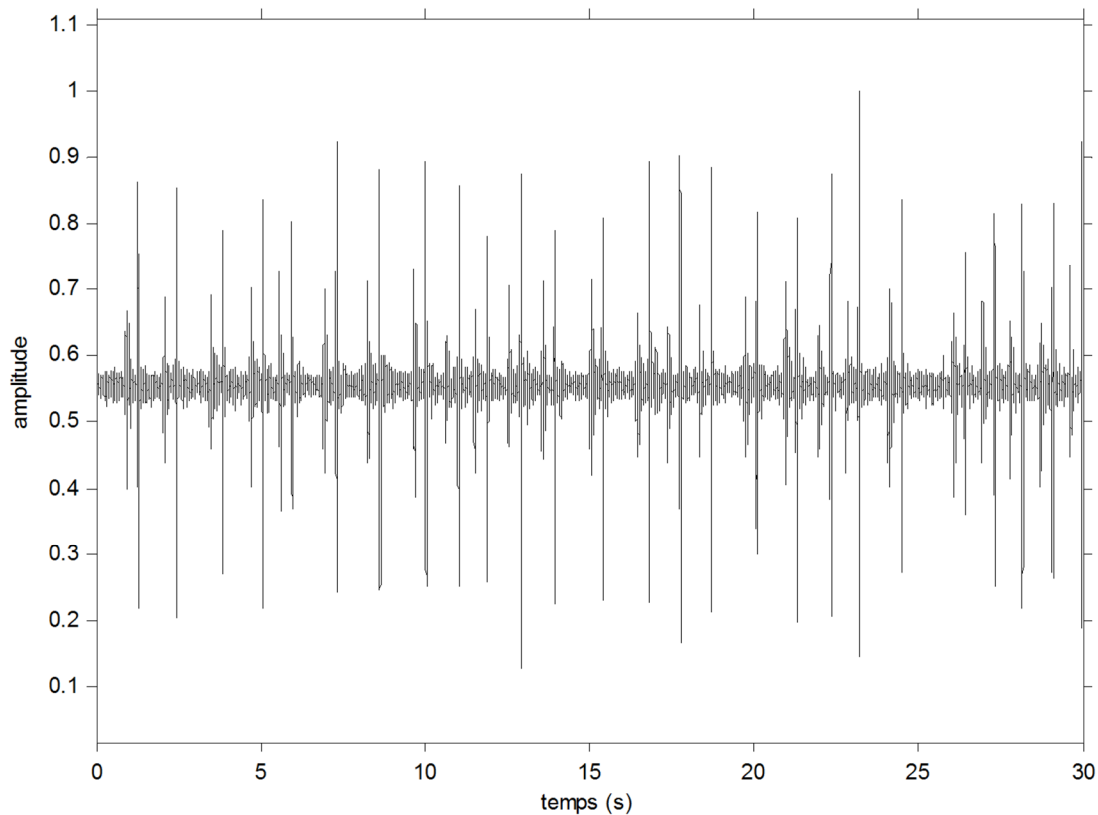


Fig.IV-5 – - Signal PCG normalisé, Sujet normal, durée : 30 s (foyer aortique)

Dans cette partie, nous présentons quelques enregistrements de bruits cardiaques de sujets sains. La Figure IV-5 illustre un signal phonocardiographique d'un sujet normal acquis par l'entremise du système d'acquisition que nous avons développé autour de la carte Arduino Mega2560. A un codage sur 10 bits, la qualité de l'acquisition est très satisfaisante faisant recevoir l'entrée analogique A0 entre 0 et 5 V, ce qui correspond à des valeurs entières entre 0 et 1023, soit 210=1024 différentes valeurs.

Le signal phonocardiographique de la Figure IV-6 représente le cycle cardiaque entre 0.8 s et 2 s du signal de la Figure IV-5. Ce signal phonocardiographique, acquis à partir du foyer aortique, met en évidence l'activité cardiaque en relation avec la fermeture de la valvule aortique. Nous observons un bruit S1 d'une amplitude réduite par rapport au bruit S2. Ceci est dû à l'éloignement relatif des valvules mitrale et tricuspide par rapport au foyer d'auscultation aortique.

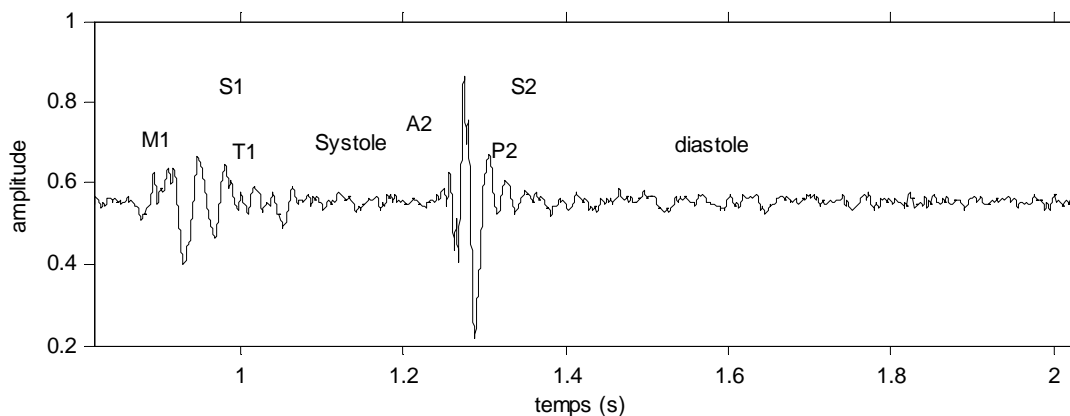


fig.IV-6 -- Signal PCG normalisé, Sujet normal, durée : un seul cycle cardiaque (foyer aortique)

En déplaçant la membrane du stéthoscope vers le foyer mitral, nous observons un bruit S1 d'une amplitude plus intense que celle du bruit S2. En effet, le signal phonocardiographique illustré sur la Figure IV-7 montre clairement un bruit S1 mettant en évidence une amplitude importante de la composante valvulaire mitrale. Le bruit S2 est d'une amplitude relativement réduite par rapport à celle du bruit S1.

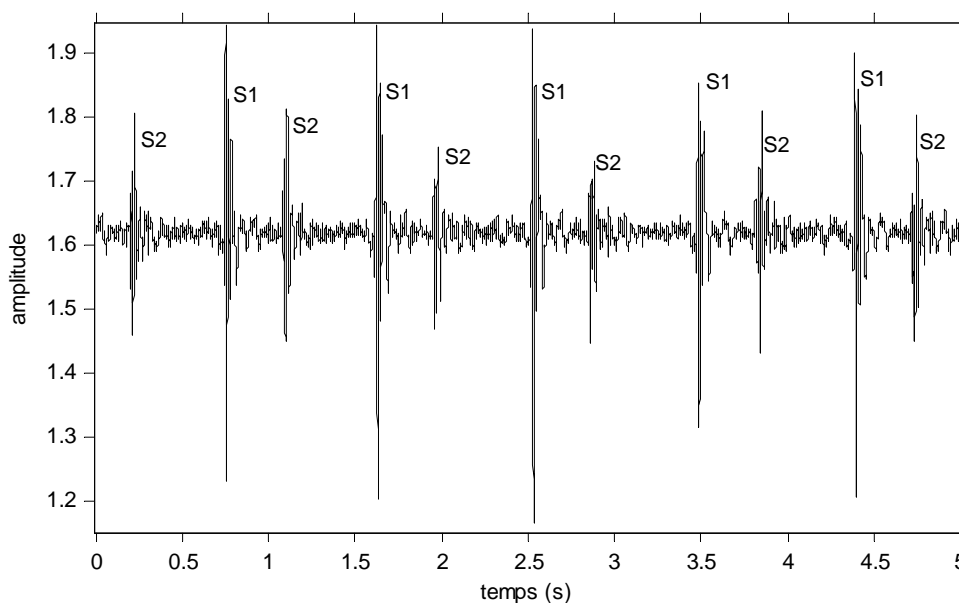


Fig.IV-7 -- Signal PCG enregistré sur plusieurs cycles cardiaques (foyer mitral)

La morphologie des bruits cardiaques du signal phonocardiographique illustré sur la Figure IV-8 reprend la forme habituelle des bruits cardiaques enregistrés au niveau du foyer mitral avec une composante mitral beaucoup plus intense que les autres composantes valvulaires.

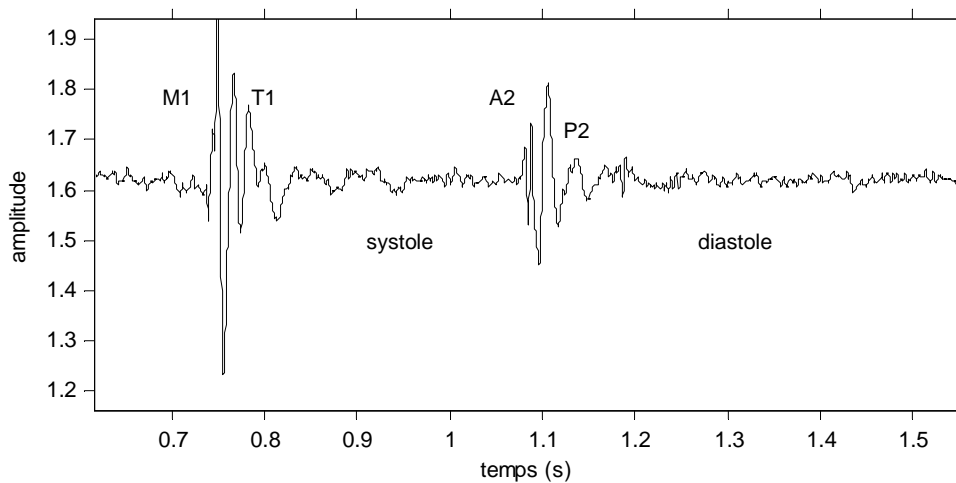


Fig.IV-8 -- Signal PCG enregistré sur un seul cycle cardiaque (foyer mitral). M1 : composante mitrale
T1 : composante tricuspide, A2 : composante aortique, P2 : composante pulmonaire

L'enregistrement des bruits cardiaques est généralement affecté par les bruits de la respiration. Afin d'apprécier l'impact de la ventilation pulmonaire sur le signal phonocardiographique, nous avons enregistré un signal phonocardiographique sous respiration forcée comme illustré sur la Figure IV-9. En effet, une composante de basse fréquence s'ajoute au signal phonocardiographique cadencé par le rythme de respiration du sujet.

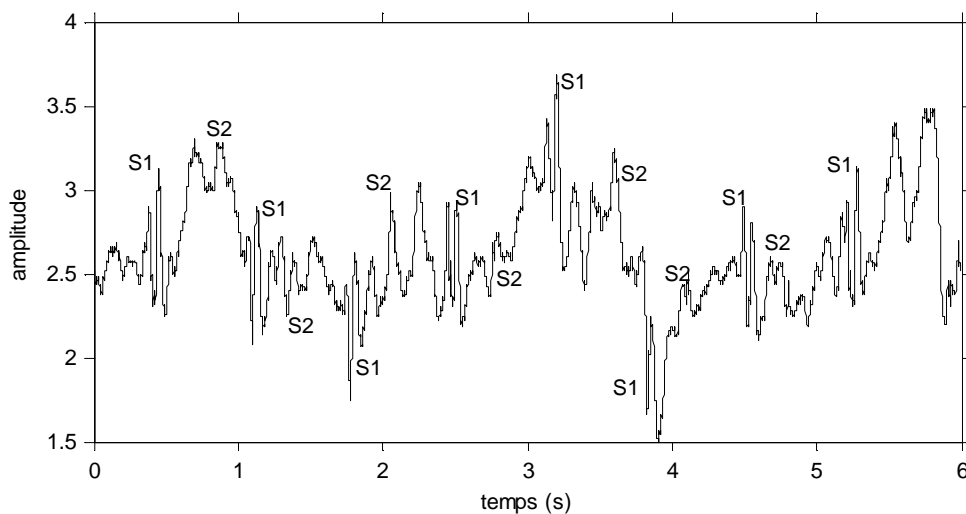


Fig.IV-9 -- Signal PCG d'un sujet normal enregistré sur plusieurs cycles cardiaques avec respiration forcée

Afin de bénéficier de la disponibilité des multiples entrées analogiques de la carte Arduino Mega2560, nous avons procédé à l'enregistrement simultané des bruits cardiaques avec le signal électrocardiographique (ECG). La Figure IV-10 illustre un signal phonocardiographique acquis depuis le foyer mitral enregistré en simultané avec le signal électrocardiographique d'un même sujet normal. La Figure IV-11 représente un agrandissement des signaux PCG et ECG de la Figure IV-10 sur quelques cycles cardiaques. Les signaux enregistrés confirment bien la synchronisation du bruit S1 et S2 avec le pic R et la fin de l'onde T du signal électrocardiographique.

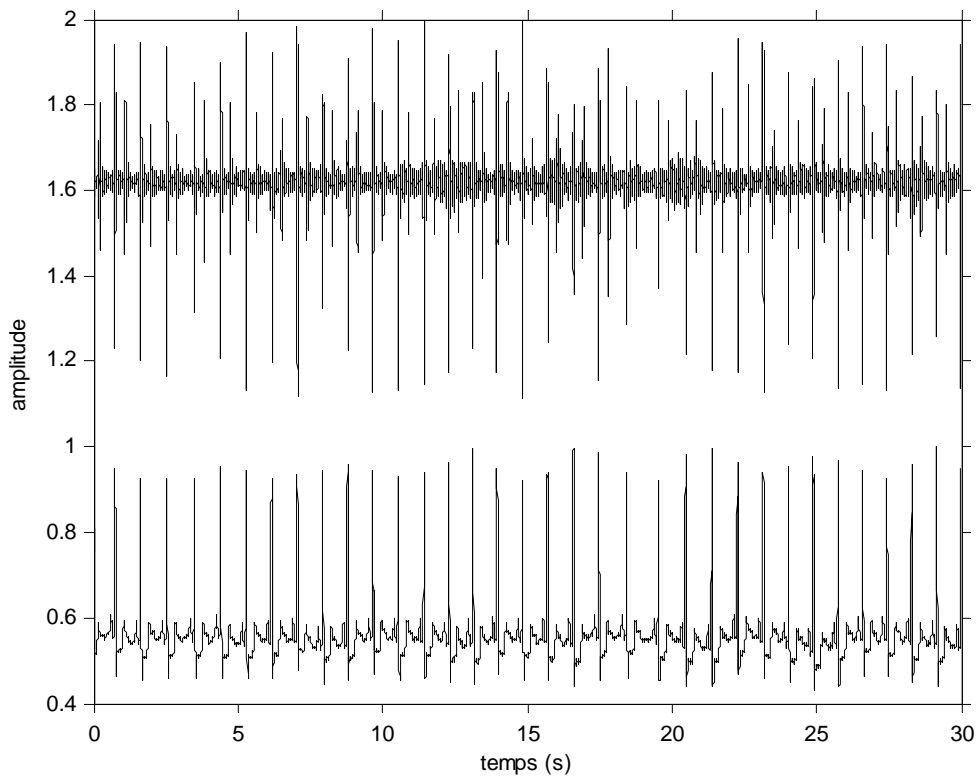


Fig.IV-10 -- Signaux PCG (foyer mitral) & ECG enregistré simultanément sur plusieurs cycles cardiaques

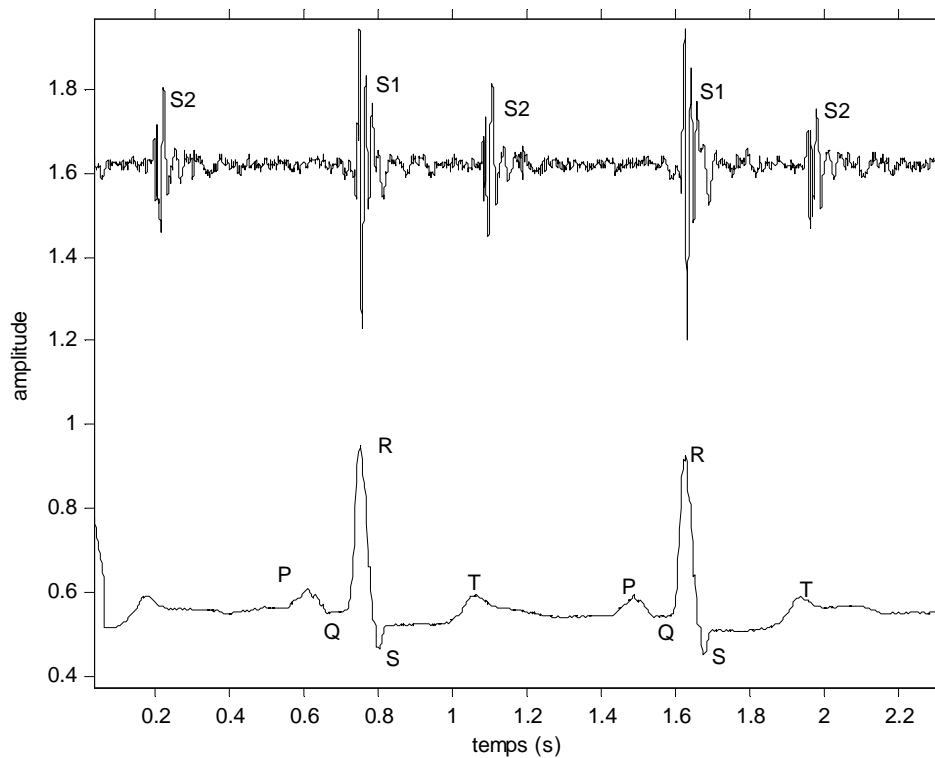


Fig.IV-11 – - Signaux PCG (foyer mitral) & ECG enregistré simultanément sur plusieurs cycles cardiaques, agrandissement de la Fig.IV-10 sur quelques cycles cardiaques

L'intérêt de l'acquisition de signaux est leur traitement par des méthodes de traitement numérique du signal en vue d'extraire de l'information utile pour l'aide au diagnostic médical. Pour élucider un aspect concret de cet intérêt, nous avons réservé la section suivante à l'analyse spectrale des bruits cardiaques, et ce pour montrer la limitation flagrante de l'ouïe de l'être humain à reconnaître le contenu fréquentiel des bruits cardiaques.

IV.4. Analyse spectrale

Considérons l'enregistrement du signal phonocardiographique de la Figure IV-12 pour une estimation de la densité spectrale de puissance (DSP). La fréquence d'échantillonnage de ce signal est de 1 kHz. Cette valeur est choisie en fonction de la bande spectrale du signal phonocardiographique normal afin d'éviter un éventuel recouvrement spectral.

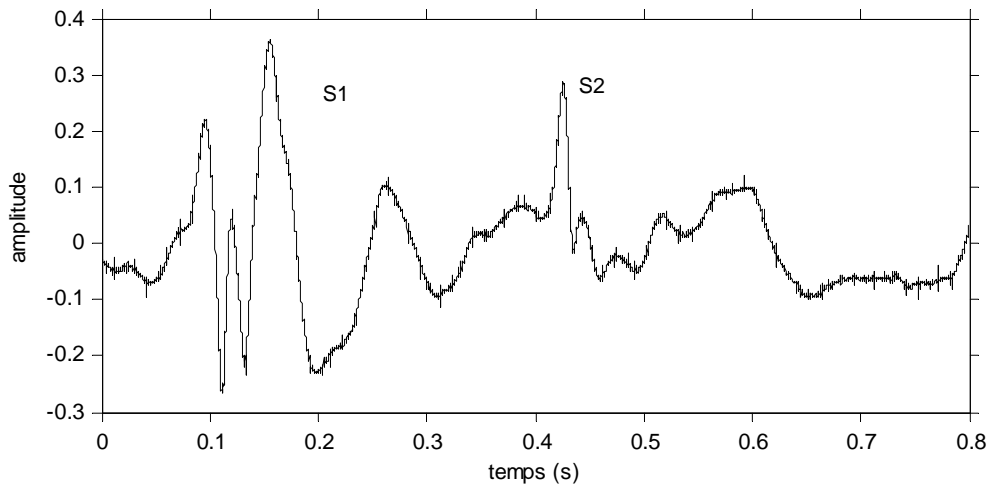


Fig.IV-12 -- Signal PCG d'un sujet normal enregistré sur plusieurs cycles cardiaques avec respiration forcée

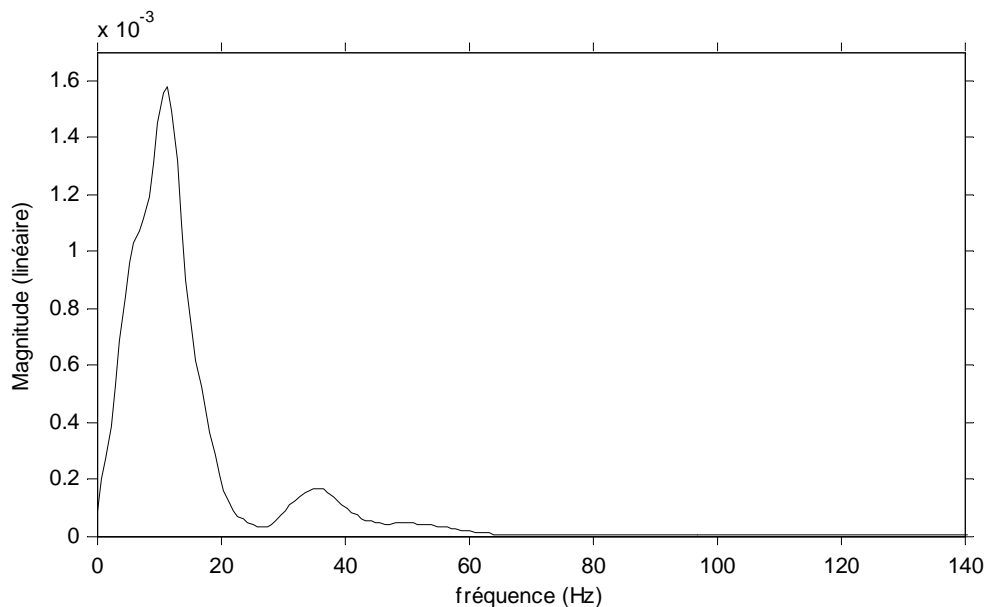


Fig.IV-13 -- Densité spectrale de puissance (DSP) du signal PCG de la Fig.IV-12
 Estimateur de Welch, Fréquence d'échantillonnage : 1 kHz, FFT : 1024
 Fenêtre d'apodisation : Hanning 128 échantillons, Chevauchement de fenêtres : 50 %

La DSP de la Figure IV-13 est calculée par la méthode de Welch à une fréquence d'échantillonnage de 1 kHz. La fenêtre d'apodisation utilisée est la fenêtre de Hanning de 128 échantillons à un chevauchement entre fenêtre de 50 %.

Nous observons un pourcentage important de la puissance du signal PCG au-dessous de la limite inférieure du domaine audible par l'être humain au voisinage de 20 Hz. Il est alors très clair que la phonocardiographie numérique rapporte de l'information utile au profit du cardiologue dans le cadre d'un diagnostic médical. Un traitement par des techniques avancées de traitement du signal, en particulier les méthodes d'analyse temps-fréquence permettrons d'élucider convenablement le contenu du signal phonocardiographique.

IV.5. 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 foyers d'auscultation mitral et aortique. Le choix des foyers d'auscultation est fait pour montrer l'impact du foyer d'auscultation sur l'intensité des bruits cardiaques S1 et S2. Les signaux phonocardiographiques recueillis par le biais d'un oscilloscope numérique nous ont permis de reconnaître l'activité 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 les foyers mitral et aortique. Les signaux phonocardiographiques, enregistrés dans un environnement MATLAB, sont d'une très bonne qualité. L'enregistrement depuis les foyers mitral et aortique a montré un changement en termes d'intensité des bruits S1 et S2. Nous avons également complété l'enregistrement phonocardiographique par l'ajout du signal électrocardiographique au fichier de données, et ce afin de permettre une éventuelle segmentation du signal phonocardiographique en systole et diastole.

Une étape finale à consister à montrer l'intérêt de l'acquisition du signal phonocardiographique en passant par le traitement du signal acquis. Pour ce faire, nous avons procédé au traitement du signal phonocardiographique par la méthode de Welch d'estimation de la densité spectrale de puissance. Nous avons constaté la présence d'un pourcentage important de la puissance au-dessous de la limite inférieure du domaine fréquentiel audible aux alentours de 20 Hz. Ce résultat confirme bien l'incapacité de l'être humain à reconnaître avec précision le contenu du signal phonocardiographique, ce qui conduit souvent à des explorations d'auscultation cardiovasculaire incomplètes. A travers un traitement numérique d signal avancé par des méthodes d'analyse temps-fréquence, le signal phonocardiographique pourra constituer un complément considérable au diagnostic médical.

Conclusion générale

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

Ce présent projet consiste en trois étapes fondamentales. La première étape concerne la conception et la réalisation d'une sonde phonocardiographique permettant de reproduire au mieux les bruits cardiaques mesurés depuis le thorax du sujet. La deuxième étape consiste en la mise en forme de ce signal phonocardiographique en termes d'amplification et de filtrage. Une tension d'offset est indirectement rajoutée au signal afin de le préparer à l'entrée analogique d'une carte Arduino du type Mega2560 utilisée pour l'acquisition de données. Un signal électrocardiographique est également mis en forme et est associé au signal phonocardiographique comme signal de référence à acquérir et à utiliser lors d'un futur traitement numérique du signal phonocardiographique. La dernière étape consiste en l'acquisition du signal phonocardiographique par le biais d'une carte multifonctions du type Arduino Mega2560. Le signal électrocardiographique est alors enregistré simultanément avec le signal phonocardiographique tout en bénéficiant des multiples entrées analogiques de la carte Arduino Mega 2560. Cette partie digitale assure l'acquisition de ces signaux physiologiques. Le signal enregistré a été tout d'abord cadré entre 1 et 4V, et ce afin de respecter le domaine d'acquisition faite avec la carte Arduino ATmega2560 entre 0 et 5V. La communication entre la carte et l'ordinateur a été assuré par le port USB et les données ont été numérisées sur 10 bits.

Le foyer d'auscultation a un impact considérable sur les amplitudes des bruits cardiaques enregistrés. C'est la raison pour laquelle la localisation des foyers d'auscultation, à savoir; aortique, pulmonaire, tricuspide et mitral, et le placement du stéthoscope sur le thorax du sujet doit être soigneusement effectué par un cardiologue expérimenté. Dans le cadre de ce projet, nous avons accompli nous-mêmes les enregistrements phonocardiographiques sans faire appel au médecin. Cependant, dans le cadre de l'élaboration d'une éventuelle base de données de signaux, une collaboration avec le staff médical du service de cardiologie du Centre hospitalier universitaire de Tlemcen donnera naissance à une base de données de signaux phonocardiographiques et électrocardiographiques de cas pathologiques. Cette base de données permettra d'élaborer un espace de recherche scientifique autour de l'étude des pathologies cardiovasculaires moyennant le signal phonocardiographique tout en utilisant le signal électrocardiographique comme outil de segmentation en systole et diastole.

Références bibliographiques

- [1] G. K. Groh, P. T. Levy, M. R. Holland, J. J. Murphy, T. J. Sekarski, C. L. Myers, D. P. Hartman, R. D. Roiger, and G. K. Singh, “Doppler echocardiography inaccurately estimates right ventricular pressure in children with elevated right heart pressure.,” *J. Am. Soc. Echocardiogr.*, vol. 27, no. 2, pp. 163–71, Feb. 2014.
- [2] S. Kimura, C. Streiff, M. Zhu, E. Shimada, S. Datta, M. Ashraf, and D. J. Sahn, “Evaluation of a new 3-dimensional color Doppler flow method to quantify flow across the mitral valve and in the left ventricular outflow tract: an in vitro study.,” *J. Ultrasound Med.*, vol. 33, no. 2, pp. 265–71, Feb. 2014.
- [3] K. Hoon Lim, Y. Duck Shin, S. Hi Park, J. Ho Bae, H. Jae Lee, S. Jung Kim, J. Yun Shin, and Y. Jin Choi, “Correlation of blood pressure and the ratio of S1 to S2 as measured by esophageal stethoscope and wireless bluetooth transmission.,” *Pakistan J. Med. Sci.*, vol. 29, no. 4, pp. 1023–7, Jul. 2013.
- [4] J. Xu, “A new, simple, and accurate method for non-invasive estimation of pulmonary arterial pressure,” *Heart*, vol. 88, no. 1, pp. 76–80, Jul. 2002.
- [5] J. D. Rich, S. J. Shah, R. S. Swamy, A. Kamp, and S. Rich, “Inaccuracy of Doppler echocardiographic estimates of pulmonary artery pressures in patients with pulmonary hypertension: implications for clinical practice.,” *Chest*, vol. 139, no. 5, pp. 988–93, May 2011.
- [6] D. Prutchi and M. Norris, *Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of medical devices*. John Wiley & Sons, 2005.

Annexe 1 – Système cardiovasculaire

Le cœur est composé de (voir Figure 0-1) ;

Valvule aortique: Tissu empêchant le sang de refluer dans le ventricule gauche.

Orifice de l'artère coronaire: Endroit où l'artère coronaire est rattachée au cœur.

Aorte : Artère principale.

Orifice des veines pulmonaires: Endroit où les veines pulmonaires sont rattachées au cœur.

Artères pulmonaires gauches: Vaisseaux transportant le sang du cœur au poumon gauche.

Veines pulmonaires gauches: Vaisseaux transportant le sang du poumon gauche au cœur.

Oreillette gauche: Cavité cardiaque supérieure gauche.

Valvule auriculo-ventriculaire gauche ou mitrale: Tissu empêchant le sang de refluer du ventricule gauche à l'oreillette gauche.

Entrée de l'aorte: Endroit où l'aorte est rattachée au cœur.

Ventricule gauche: Cavité cardiaque inférieure gauche.

Cloison ou septum interventriculaire: Cloison séparant les ventricules.

Ventricule droit: Cavité cardiaque inférieure droite.

Veine cave inférieure: Vaisseau ramenant au cœur le sang non oxygéné provenant de la partie inférieure du corps.

Valvule auriculo-ventriculaire droite ou tricuspide: Tissu empêchant le sang de refluer du ventricule droit à l'oreillette droite.

Orifice de la veine coronaire: Endroit où la veine coronaire se rattache au cœur.

Oreillette droite: Cavité cardiaque supérieure droite.

Valvule semi-lunaire de l'artère pulmonaire: Tissu empêchant le sang de refluer dans le ventricule droit.

Veines pulmonaires droites: Vaisseaux transportant le sang du poumon droit au cœur.

Veine cave supérieure: Vaisseau ramenant au cœur le sang non oxygéné provenant de la partie supérieure du corps.

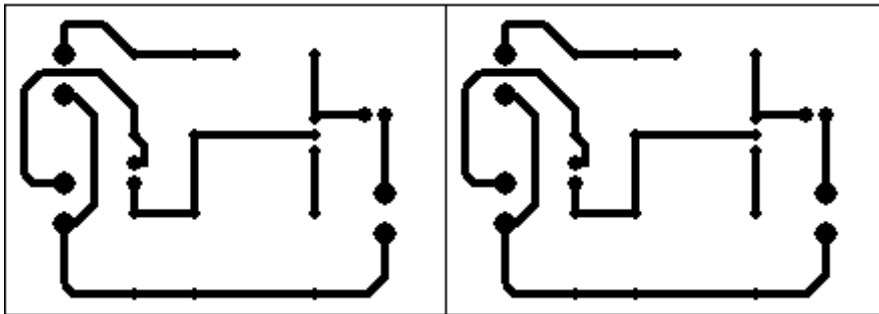
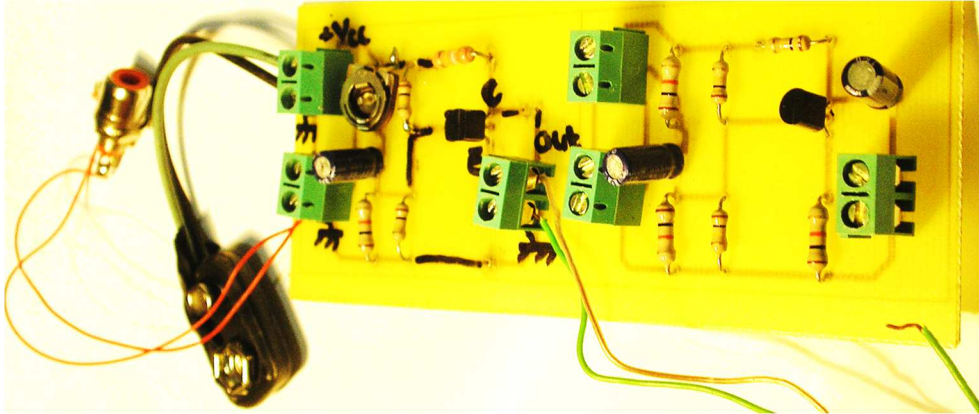
Artères pulmonaires droites: Vaisseaux transportant le sang du cœur au poumon droit.

Annexe 2 – Cartes Arduino

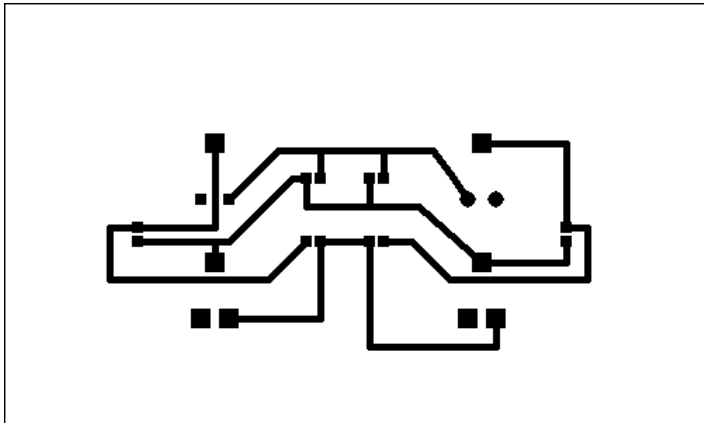
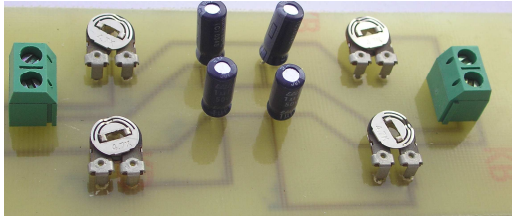
Arduino	Processeur	Flash ko	EEPROM ko	SRAM ko	Broches d'E/S numériques	Avec PWM	Broches d'entrée analogique	Type d'interface USB
Diecimila	ATmega168	16	0,5	1	14	6	6	FTDI
Duemilanove	ATmega168/328P	16/32	0,5/1	1/2	14	6	6	FTDI
Uno	ATmega328P	32	1	2	14	6	6	ATmega8U2
Leonardo	ATmega32U4	32	1	2,5	20	7	12	ATmega32U4
Mega	ATmega1280	128	4	8	54	15	16	FTDI
Mega2560	ATmega2560	256	4	8	54	15	16	ATmega8U2
Due	Atmel SAM3X8E	512	0	96	54	12	12	SAM3X8E (USB Host),
Fio	ATmega328P	32	1	2	14	6	8	Aucune
Nano	ATmega168 or ATmega328	16/32	0,5/1	1/2	14	6	8	FTDI
LilyPad	ATmega168V or ATmega328V	16	0,5	1	14	6	6	Aucune
Esplora	ATmega32U4	32	1	2,5	N/A	N/A	N/A	ATmega32U4

Annexe 3 – Quelques Circuits réalisés, avec PCB

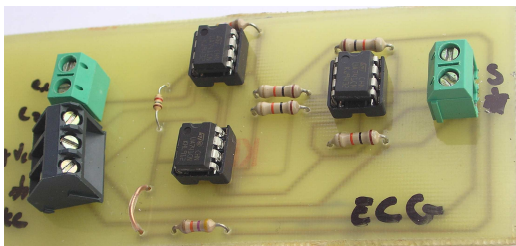
Amplificateur PCG à base de transistor BC550



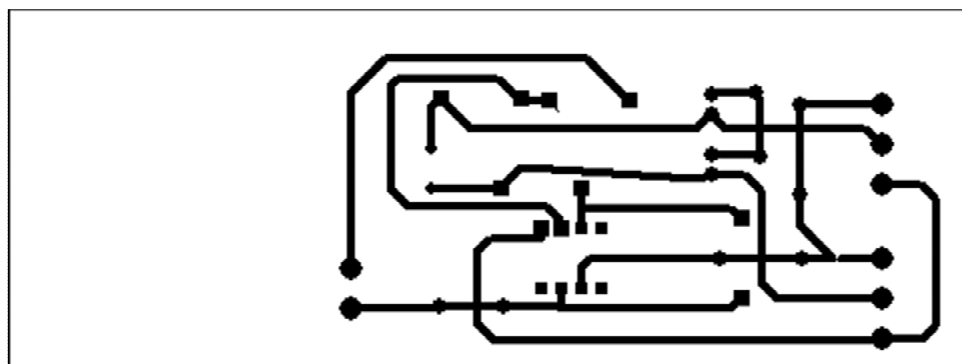
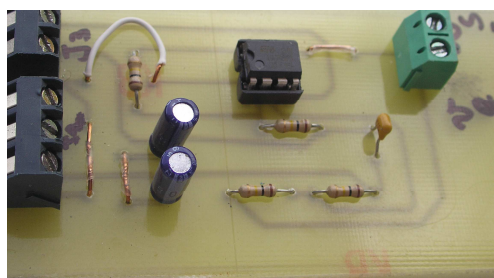
Filtre réjecteur de l'interférence du réseau électrique (50 Hz) en double-T



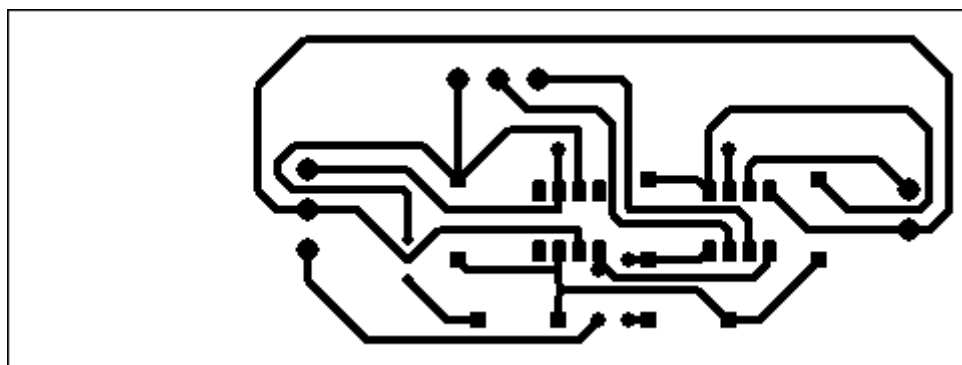
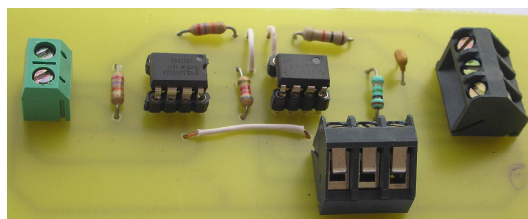
Amplificateur d'instrumentation à 3 AOPs



Circuit d'offset



Circuit de mise en forme du signal ECG à base du circuit intégré AD620



Annexe 4 – Fiches techniques

NPN general purpose transistors

BC549; BC550

FEATURES

- Low current (max. 100 mA)
- Low voltage (max. 45 V).

APPLICATIONS

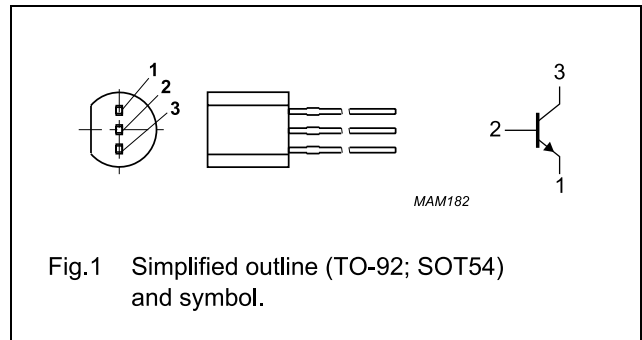
- Low noise stages in audio frequency equipment.

DESCRIPTION

NPN transistor in a TO-92; SOT54 plastic package.
PNP complements: BC559 and BC560.

PINNING

PIN	DESCRIPTION
1	emitter
2	base
3	collector



ORDERING INFORMATION

TYPE NUMBER	PACKAGE		
	NAME	DESCRIPTION	VERSION
BC549C	SC-43A	plastic single-ended leaded (through hole) package; 3 leads	SOT54
BC550C			

LIMITING VALUES

In accordance with the Absolute Maximum Rating System (IEC 60134).

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN.	MAX.	UNIT
V _{CBO}	collector-base voltage	open emitter			
	BC549		–	30	V
	BC550		–	50	V
V _{CEO}	collector-emitter voltage	open base			
	BC549		–	30	V
	BC550		–	45	V
V _{EBO}	emitter-base voltage	open collector	–	5	V
I _C	collector current (DC)		–	100	mA
I _{CM}	peak collector current		–	200	mA
I _{BM}	peak base current		–	200	mA
P _{tot}	total power dissipation	T _{amb} ≤ 25 °C; note 1	–	500	mW
T _{stg}	storage temperature		–65	+150	°C
T _j	junction temperature		–	150	°C
T _{amb}	ambient temperature		–65	+150	°C

Note

1. Transistor mounted on an FR4 printed-circuit board.

LM386

Low Voltage Audio Power Amplifier

General Description

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

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

Features

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

Applications

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

Equivalent Schematic and Connection Diagrams

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

DS006976-2

DS006976-1

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

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

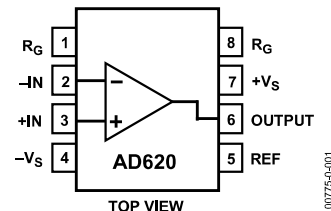


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

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

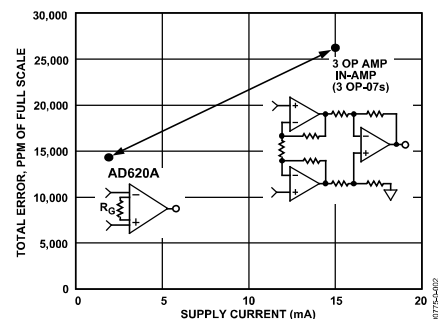


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

Rev. H

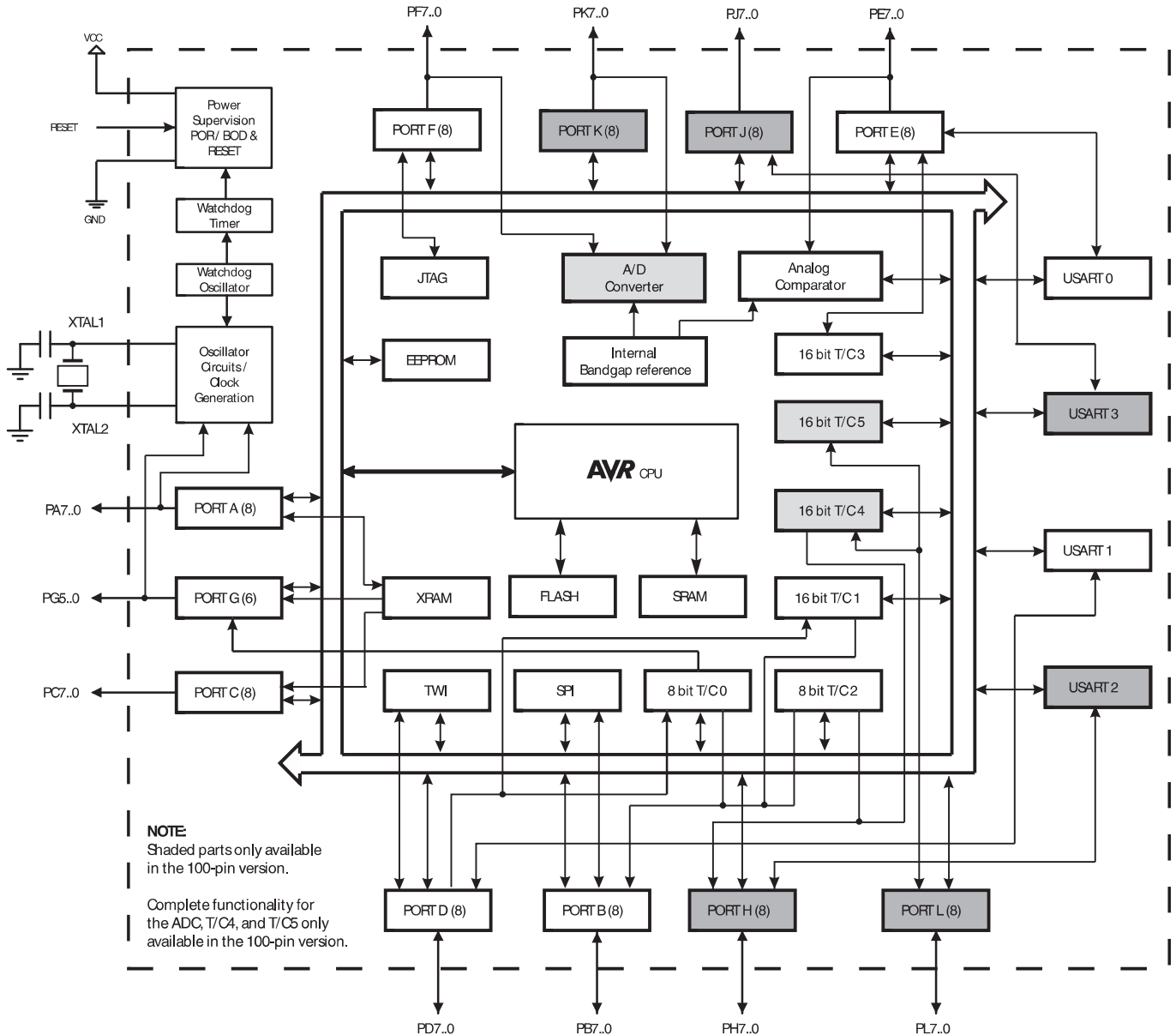
Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No 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.