

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان -

Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –

Faculté de TECHNOLOGIE



## MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du **diplôme** de **MASTER**

**En** : Génie biomédical

**Spécialité** : Instrumentation biomédical

**Par** : AZAYEZ AMINA

### Sujet

**Acquisition des activités électriques et mécaniques du cœur**

Soutenu publiquement, le 06 /06 / 2023 , devant le jury composé de :

BENALI RADHWANE  
DIB NABIL  
KHOLKHAL MORAD

MCB  
MCB  
MCB

Univ. Tlemcen  
Univ. Tlemcen  
Univ. Tlemcen

Président  
ENCADRANT  
Examineur

## **Résumer :**

Dans ce projet de fin d'études, nous nous intéressons à développer un dispositif médical qui permet d'enregistrer simultanément les deux signaux ECG et PCG. Il s'agit d'un stéthoscope numérique menu d'un électrocardiogramme intégré. Ce dispositif permet alors d'enregistrer en même temps l'activité électrique et l'activité mécanique du cœur. Ceci permet d'avoir des informations plus précises puisque la synchronisation entre les deux activités peut être facilement étudiée.

## **Les mots clés :**

ECG, PCG, AD8232, LM358.....

## Remerciement

*Je veux remercier ALLAH le Tout-puissant de m'avoir donné le courage, la volonté et la patience de mener à terme le présent travail.*

*Je tiens tout d'abord à exprimer ma profonde gratitude à monsieur le professeur DOB NABOL pour avoir encadré et dirigé mes travaux de recherche, et pour le*

*soutien apporté et la confiance accordée. Je tiens aussi à remercier vivement les membres du jury : BENOÏT RADOUAN ET KHALIL MORAD des professeurs à l'université de Tlemcen qui ont accepté de faire partie des membres de jury*

## *Dédicace*

*Je dédie ce modeste travail aux personnes les plus chère  
aux mondes*

*A mon grand-père et mes chers parents,  
pour tous leurs sacrifices, leur amour, leur  
tendresse, leur soutien et leurs prières tout au long de ma vie.*

*A mes sœurs : Fatima, Hadjer, Zahra, Aida*

*A mes chers frères : Elhadj, Ahmed, Mohamed, Islam, Ismail, Mostafa,  
Passer*

*A chère fatma et ma tante ZOURA.*

*A Mohammed (Mahalla) et chef Abed M'hamedia.*

*A mes très chères copines : Nadouche et Imane.*

*A mes très chères oncles et tantes.*

*A toutes la famille AZAFER, BELMOULHEL,  
M'HAMEDIA.*

*A tous mes amis et mes collègues (E. B).*

*A mes chers enseignants du primaire, GEM, Lycée à l'université.*

*A toute personne qui était derrière ma réussite et ma soutenait par tous les moyens.*

# SOMMAIRE

<i>Résumer</i> .....	1
<i>Remerciement</i> .....	2
<i>Dédicace</i> .....	3
Sommaire .....	4
<i>Listes des figures</i> .....	6
<i>Listes des tableaux</i> .....	7
<i>Introduction générale</i> .....	8
<b>Chapitre 01 : Généralités sur les activités cardiaques</b> .....	<b>9</b>
<i>Introduction</i> .....	10
<i>1.1 Activité électrique du cœur</i> .....	10
<i>1.2 L'électrocardiogramme</i> .....	11
<i>1.2.1 Définition</i> .....	11
<i>1.2.2 Les caractéristiques temporelles du signal ECG</i> .....	12
<i>1.2.3 Les caractéristiques fréquentielles du signal ECG</i> .....	12
<i>1.3 Activité mécanique du cœur</i> .....	13
<i>1.4 Phono cardiographie</i> .....	13
<i>1.4.1 Définition</i> .....	13
<i>1.4.2 Les caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG</i> .....	14
<i>1.5 Conclusion</i> .....	15
<b>Chapitre 02 : Etude théorique du dispositif réalisé</b> .....	<b>16</b>
<i>Introduction</i> .....	17
<i>2.1 Le circuit de l'électrocardiogramme</i> .....	17
i. Le capteur d'ECG .....	18
ii. Mise en forme de signal ECG .....	19
ii.1 Module AD8232 .....	19
ii.1.1 Amplificateur <i>d'instrumentation</i> .....	19
ii.1.2 Filtre passe haut .....	20
ii.1.3 Filtre passe bas .....	21
ii.2 Données techniques du module AD8232 .....	22
<i>2.2 Le circuit du phono cardiogramme</i> .....	22

i. Le capteur PCG .....	22
ii. Mise en forme de signal PCG .....	23
ii.1 Amplificateur audio LM358.....	24
2.3 Processus d'acquisition .....	24
2.5 le module de transmission .....	25
2.5 Circuit d'alimentation .....	26
2.6 Conclusion.....	27
<b>Chapitre 03 : Étude pratique et réalisation du dispositif</b> .....	28
<i>Introduction</i> .....	29
<i>3.1 L'électrocardiogramme</i> .....	29
3.1.1 testes et résultats.....	29
3.2 Phono cardiogramme	
3.2.1 Test de capteur PCG .....	33
3.2.2 Tests sur le circuit PCG .....	34
3.2.3 Réalisation du circuit PCG .....	35
3.2.4 Les résultats obtenus .....	36
3.3 Réalisation du dispositif finale.....	36
3.3.1 Notre dispositif et résultats obtenue .....	37
3.4 Conclusion.....	38
Conclusion générale .....	39
Références .....	40
Annexe .....	41

## *Listes des figures*

Fig1.1 Le système électrique du cœur.....	9
Fig1.2 Electrocardiogramme.....	10
Fig1.3 Phono cardiogramme.....	13
Fig2.1 Schéma bloc pour l'acquisition du signal ECG.....	17
Fig2.2 Electrode à usage unique.....	17
Fig2.3 Module AD8232.....	18
Fig2.4 Le schéma interne d'AD8232.....	18
Fig2.5 Schéma d'amplificateur d'instrumentation.....	19
Fig2.6 Schéma du filtre passe haut.....	19
Fig2.7 Schéma du filtre passe bas.....	20
Fig2.8 Schéma bloc pour l'acquisition du signal PCG.....	21
Fig2.9 le microphone à électret.....	21
Fig2.10 Circuit de mise en forme du signal PCG.....	22
Fig2.11 amplificateur audio LM358.....	22
Fig2.12 La carte Arduino Nano.....	23
Fig2.13 Le circuit du module Bluetooth HC05.....	24
Fig.3.1 Schéma d'AD8232 avec Arduino.....	27
Fig.3.2 l'emplacement des électrodes.....	28
Fig.3.3 Schéma du circuit d'AD8232 avec Arduino Nano.....	28
Fig.3.4 code Arduino.....	29
Fig.3.5 Signal ECG (1) vue sur le traceur série.....	29
Fig.3.6 Signal ECG (2) vue sur le traceur série.....	30
Fig.3.7 Signal ECG (3) vue sur le traceur série.....	30
Fig.3.8 Signal ECG (1) vue sur l'oscilloscope.....	30
Fig.3.9 la tension d'alimentation.....	31
Fig.3.10 Circuit du capteur PCG.....	31
Fig.3.11 Réponse du Microphone à un sonnerie.....	31
Fig.3.12 Capteur PCG réaliser.....	32
Fig.3.13 Circuit PCG sur un plaque d'essai.....	32
Fig.3.14 test du circuit PCG.....	32
Fig.3.15 Signaux PCG prend de la main gauche.....	33
Fig.3.16 Processeur de réalisation du circuit PCG.....	33
Fig.3.17 Circuit PCG.....	34
Fig.3.18 Signal PCG obtenu près du cœur.....	34
Fig.3.19 processus de réalisation pratique du dispositif.....	34
Fig.3.20 dispositif finale.....	35
Fig.3.21 les signaux ECG-PCG obtenue.....	35

## *Listes des Tableaux*

Tab1.1 Les caractéristiques temporelles du signal ECG .....	7
Tab1.2. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles d'un PCG.....	7
Tab3.1. Connexion des pins AD8232-Arduino .....	7



## ***Introduction générale***

Les anomalies cardiaques sont considérées parmi les facteurs de décès les plus élevés. En 2017, les statistiques montrent que plus de 17.7 millions de décès sont dues à des anomalies cardiaques ce qui a représenté 31% de la mortalité mondiale totale. Ce taux assez élevé rehausser le nombre des travaux scientifiques dédiés au diagnostic et la thérapie de ces maladies.

En effet, un diagnostic correct peut réduire fortement le taux de mortalité. Heureusement, dans la vie clinique, le médecin dispose d'un ensemble des outils efficaces et non invasifs qui lui permet d'aboutir à un diagnostic fiable et précis.

Parmi ces outils, le signal électrocardiogramme (ECG) représente l'outil le plus utilisé grâce à sa simplicité, son coût réduit et aux informations assez pertinentes que les contient. Ce signal reflète l'activité électrique du cœur. Il est constitué par un ensemble des ondes notées P, QRS et T. Chacune de ces ondes correspond à une activité physiologique bien déterminée. L'existence d'une maladie cardiaque altère l'allure du signal, l'intervalle temporel entre les ondes ou leurs morphologies.

Un autre signal physiologique souvent rencontré vie clinique est le signal phono cardiogramme (PCG). Ce signal de nature non électrique, traduit l'activité mécanique du cœur. Il est constitué de certains bruits dits cardiaques. Ces bruits correspondent à l'ouverture des différentes valves cardiaques.

Dans ce projet de fin d'études, nous nous intéressons à développer un dispositif médical qui permet d'enregistrer simultanément les deux signaux ECG et PCG. Il s'agit d'un stéthoscope numérique menu d'un électrocardiogramme intégré. Ce dispositif permet alors d'enregistrer en même temps l'activité électrique et l'activité mécanique du cœur. Ceci permet d'avoir des informations plus précises puisque la synchronisation entre les deux activités peut être facilement étudiée.

Le premier chapitre présente des généralités sur les activités électriques et mécaniques du cœur et les signaux qui les caractériser. Le deuxième chapitre consiste à étudier les différents étages électroniques permettant la conception et la réalisation d'un circuit destiné à la détection du phono-électrocardiogramme. Les résultats obtenus seront présentés dans le troisième chapitre.

*CAPITRE 01 :*  
*GENERALITE SUR LES ACTIVITES CARDIAQUES*

## **Introduction :**

Le cœur est un organe central du corps humain. Il assure l'apport en oxygène et en nutriments aux organes. En effet, il joue le rôle d'une pompe. Son fonctionnement est assuré par la contraction et la décontraction synchronisées des cellules. Pendant son fonctionnement, le cœur provoque deux activités : une est électrique et l'autre est mécanique. Ce chapitre traite les notions physiologiques de base des deux signaux ECG et PCG.

### **1.1 Activité électrique du cœur :**

Les contractions sont générées par le nœud sinusal (également nœud sino-atrial, sino-auriculaire ou de Keith & Flack). Elles se résultent à un déplacement des ions.

Les impulsions électriques générées par le nœud sino-atrial provoque la contraction des oreillettes qui envoient le sang vers les ventricules. L'excitation électrique se déplace vers le nœud auriculo-ventriculaire (nœud atrioventriculaire ou de Aschoff-Tawara), Puis, elle se propage le long de faisceau de His (ou fibres dites « de conduction »). Lorsque les impulsions électriques atteignent les ventricules qui expulsent le sang vers l'aorte (ventricule gauche) ou l'artère pulmonaire (ventricule droit) [1].

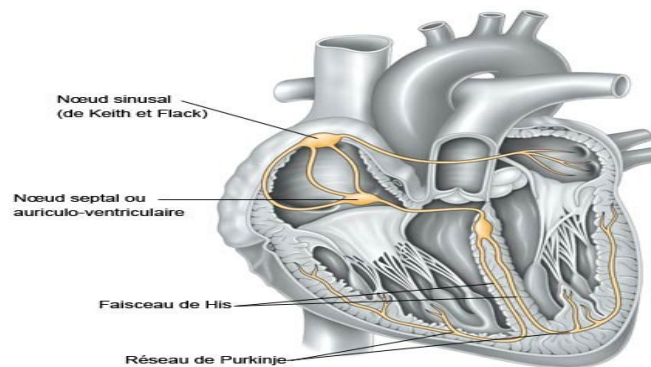


Fig1.1 Le système électrique du cœur

## **1.2 L'électrocardiogramme :**

### **1.2.1 Définition :**

L'électrocardiogramme correspond est une représentation graphique de l'activité électrique de cœur. Il est constitué d'un ensemble des ondes notées P, Q, R, S, et T respectivement.[2]

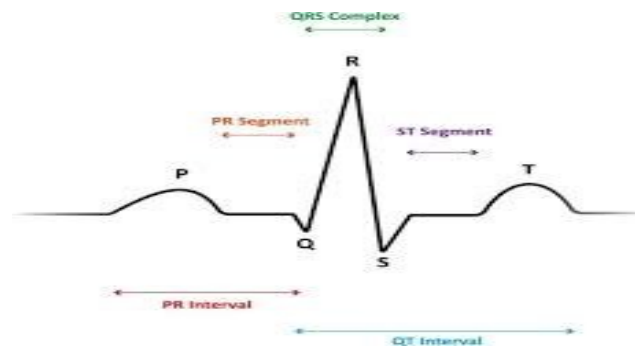


Fig1.2 Électrocardiogramme

- L'onde P cette onde est générée par la contraction des oreillettes.
- L'intervalle PR Cet intervalle représente le temps nécessaire de la transmission des impulsions électriques allant du nœud sinusal des oreillettes jusqu'aux muscles ventriculaires.
- Le segment PR représente l'intervalle temporel entre le début de la dépolarisation des oreillettes et le début de la dépolarisation des ventricules. C'est le temps nécessaire pour que l'impulsion électrique déplace depuis le nœud sinusal jusqu'aux ventricules.
- Le complexe QRS. Ce complexe traduit la dépolarisation et la contraction des ventricules.
- Le segment ST correspond à la dépolarisation actif des ventricules. Il se mesure comme étant la durée entre la fin de l'onde S et le début de l'onde T.
- L'intervalle QT Cet intervalle traduit la dépolarisation et la repolarisation ventriculaire.
- L'onde T est associée à la repolarisation ventriculaire.

### **1.2.2 Les caractéristiques temporelles du signal ECG :**

Les valeurs des paramètres de l'ECG sont couramment constatées chez un adulte en bonne Santé sont présentées dans le tableau ci-dessous :

	Onde P	Complexe QRS	Onde T	Intervalle PQ	Intervalle ST	Intervalle QT	Onde R
Durée	<0.1 1	0.08	0.2	0.12-0.2	0.2	0.36	0.07 -0.1
Amplitude	< 0.25	Qa<0 Ra>0 Sa<0	> 0	Isoélectrique : 0	Isoélectrique : 0	-	1.60

Tab1.1 Les caractéristiques temporelles du signal ECG

### **1.2.2 Les caractéristiques fréquentielles du signal ECG :**

Chez un adulte sain, le spectre du signal ECG s'étale entre 0 et 150 Hz :

- L'onde P est une onde de basse fréquence. Son spectre est entre 0.5 et 10 Hz. Elle se caractérise par une faible amplitude ce qui rend sa détection difficile
- L'onde T son contenu fréquentiel est similaire à celui de l'onde P. Il est compris entre 0.5 et 10 Hz.
- Le complexe QRS Son contenu fréquentiel s'étale entre 10 Hz et 15 Hz.
- Le contenu fréquentiel de la ligne de base est généralement inférieur à 0.5 Hz.
- En plus du contenu fréquentiel utile, le spectre du signal ECG peut contenir certaines composantes fréquentielle représentant les signaux parasites tel que le signal électromyogramme (EMG), les mouvements du patient et le 50/60 Hz du secteur. Le spectre de certaines composantes fréquentielles se chevauche avec celui du signal ECG ce qui rend leur filtrage difficile.

### **1.3 l'activité mécanique du cœur :**

En plus de son activité électrique, le cœur réagit comme une pompe mécanique, conséquences de la progression du flux sanguin à travers les différentes chambres cardiaques et de l'activité physiologique du cœur (contraction du myocarde auriculaire et ventriculaire, ouverture et fermeture des valves auriculoventriculaires et sigmoïde).

En effet l'activité physiologique du cœur est assurée en trois étapes : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole.

Les oreillettes se contractent et projettent le sang vers les ventricules pendant la systole auriculaire. Durant cette étape, les valvules auriculo-ventriculaires ; situées entre les oreillettes et les ventricules ; se ferment. Cette fermeture bloque le retour du sang vers les oreillettes, empêchant ainsi le reflux sanguin.

La systole ventriculaire, qui correspond à la contraction des ventricules, est liée à l'éjection du sang dans le système circulatoire. Durant cette phase, les deux valves, la valve pulmonaire à droite et la valve aortique à gauche, se ferment.

La phase diastolique est atteinte pendant la relaxation complète du cœur. Ceci permet le remplissage passif des ventricules et l'arrivée de nouveau sang. [3]

### **1.3 Le phono cardiogramme :**

#### **1.3.1 Définition :**

Le phono cardiogramme (PCG) traduit l'activité mécanique du cœur. Il est constitué par un ensemble de bruits cardiaques. Ces bruits sont notés B1, B2, B3 et B4. Ces bruits sont dus à fermeture des valves. Le premier bruit cardiaque (B1) est généré par la fermeture des valves mitrale et tricuspide. Il est clairement entendu au sommet du cœur. Le deuxième bruit cardiaque (B2) ausculté lors de la fermeture des valves aortique et pulmonaire. Il est mieux capté lorsque le diaphragme du stéthoscope est placé au niveau du deuxième espace intercostal. Le troisième bruit cardiaque (B3) peut être normal (physiologique) ou anormal (pathologique). Il représente un cas normal chez les enfants et les jeunes adultes alors qu'un bruit B3 est un cas pathologique chez une personne de plus de 30. En plus, il est souvent ausculté chez les patients âgés souffrant d'insuffisance cardiaque. Ce bruit se produit immédiatement après le B2. Il est synchronisé avec la période de remplissage ventriculaire rapide. Il s'agit du bruit doux et de basse fréquence. Il est mieux entendu avec la cloche du stéthoscope légèrement appuyée sur la paroi thoracique.

Le quatrième bruit cardiaque (B4) présente un cas anormal lié à une résistance accrue au remplissage ventriculaire en raison d'une pression auriculaire élevée ou d'une épaisseur ventriculaire accrue. La présence d'un B4 peut indiquer un infarctus du myocarde ou un choc.

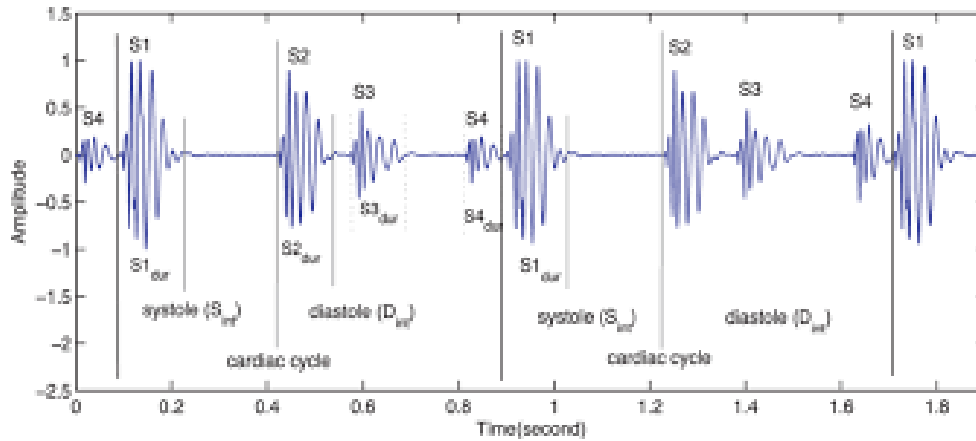


Fig1.3 Signal Phono cardiogramme

### **1.4.2 Les caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG :**

Le spectre du signal PCG est comprise entre 20 et 500 Hz. Les basses fréquences dominantes sont inférieures à 100 Hz. Ces bases fréquences correspondent aux bruits B3 et B4 ainsi au souffle diastolique de la sténose mitrale. Les fréquences principales des autres sons et murmures se situent entre 100 et 400 Hz. Le souffle dû à la régurgitation aortique à une fréquence dominante d'environ 400 Hz [4].

Les caractéristiques principales du signal PCG sont illustrées sur le tableau 1.2.

Bruits cardiaques	B1	B2	B3	B4
Audibilité	+	+	- (basse fréquence et intensité)	- (basse fréquence et intensité)
F (Hz)	30-100	50-150	30	30
T (ms)	150	100	100	80
Origine	Fermeture des valves auriculoventriculaire	Fermeture de sigmoïdes	Remplissage rapide	Systole auriculaire

Tab1.2Les caractéristiques fréquentielles et temporelles de signal PCG

#### **1.4 Conclusion :**

Ce chapitre était consacré pour les concepts fondamentaux du fonctionnement physiologique du cœur, en décrivant son activité électrique et mécanique. Nous avons également discuté des caractéristiques temporelles et fréquentielles des signaux ECG et PCG. Ces notions revêtent une grande importance lors de la conception du circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques, car elles permettent de définir les principales caractéristiques de certains blocs, telles que les fréquences de coupure des différents filtres utilisés pour éliminer les bruits et les signaux parasites.



***CHAPITRE 2 :***  
***ETUDE THEORIQUE DU DISPOSITIF REALISER***

### **Introduction :**

L'acquisition des deux signaux ECG et PCG est une tâche primordiale pour aboutir à un diagnostic correct et précis. Les signaux enregistrés doivent traduire faiblement les différents phénomènes physiologiques et électrophysiologiques associés à l'activité du cœur. Malheureusement, une telle acquisition n'est pas toujours facile et évidente à cause de plusieurs facteurs. En effet, les deux signaux ECG et PCG sont généralement des signaux à faibles amplitudes. En plus, ils sont généralement noyés dans des bruits dont leurs spectres se chevauchent avec ceux des deux signaux utiles.

L'objectif de ce chapitre est de réaliser une étude théorique sur les divers blocs qui composent notre système. Le choix des différents composants électroniques est étroitement lié aux caractéristiques temporelles et fréquentielles des deux signaux mentionnés dans le premier chapitre. Chaque bloc constituant la chaîne d'acquisition des deux signaux sera examiné en détail dans ce deuxième chapitre.

Rappelons que notre système est constitué principalement de trois parties. La première partie est dédiée à l'acquisition du signal ECG alors que la deuxième partie est consacrée à l'enregistrement du signal PCG. La troisième partie est celle de la conversion analogique numérique des deux signaux ainsi que leur transmission.

### **2.1 Le circuit de l'électrocardiogramme :**

Le signal ECG est un signal électrophysiologique. Il s'agit donc d'un signal biologique dont sa nature est électrique puisqu'il est dû au déplacement des ions électriques. Ce déplacement engendre une différence de potentiel qui peut être mesurée à l'aide des électrodes bien placées sur le corps humain. Malheureusement, le signal mesuré est un signal faible amplitude et souvent accompagné avec des bruits. La figure ci-dessous, montre le schéma bloc général pour la réalisation d'un circuit d'électrocardiogramme.

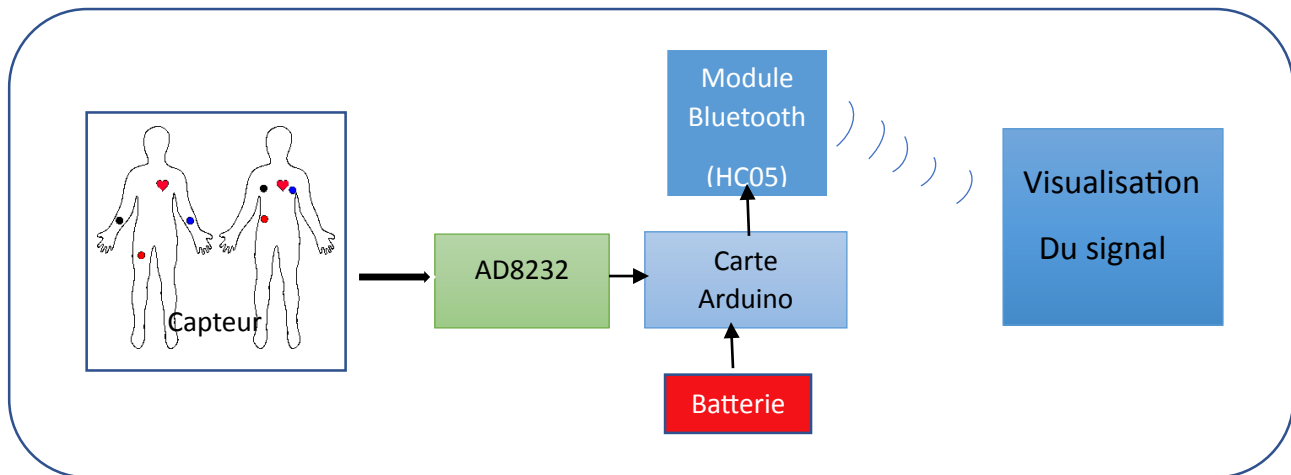


Fig2.1 Schéma bloc pour l'acquisition du signal ECG

### **i. Le capteur d'ECG :**

Le signal ECG est un signal électrophysiologique de faible amplitude. Ceci justifie l'utilisation d'électrodes métalliques pour l'acquisition de ce signal.

Les électrodes utilisées dans les dispositifs médicaux reposent sur un principe physique assez simple. Elles permettent la conversion de l'énergie du courant ionique en courant électrique à l'intérieur du corps. Ces électrodes sont composées d'une pâte conductrice contenant du plomb, du métal et des éléments électrochimiques.

Les électrodes utilisées dans les dispositifs médicaux peuvent être classifiées en disques réutilisables, jetables, bandeaux et électrodes à base de solution saline. Dans notre travail, nous avons utilisé des électrodes à usage unique à cause de leur disponibilité et leur prix assez réduit. En plus, ces électrodes fournissent une adaptation très élevée ce qui permet d'avoir un signal de bonne qualité.



Fig2.2 Électrode à usage unique

**ii. Mise en forme du signal ECG :**

**ii.1 module AD8232 :**

Pour l'acquisition du signal ECG, nous utilisons le circuit intégré AD8232.



Fig2.3 Module AD8232

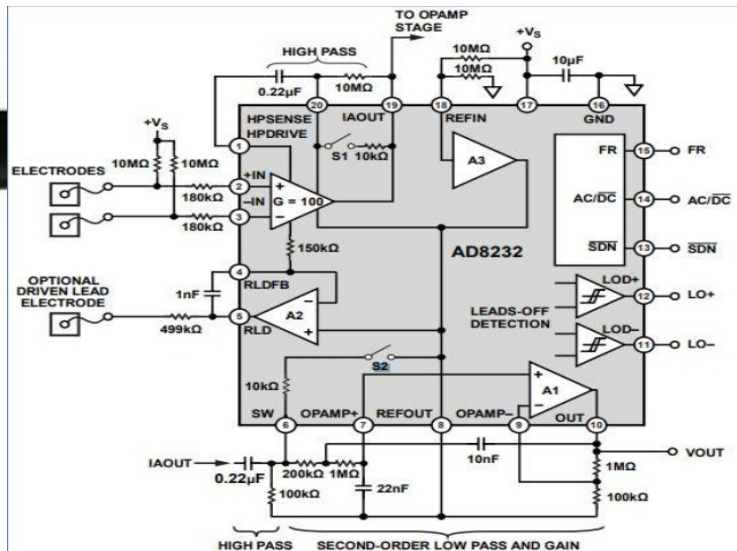


fig2.4 Le Schema interne d'AD8232

L'AD8232 est un circuit intégré dédié principalement à l'acquisition de l'activité cardiaque. Il est constitué essentiellement d'un amplificateur d'instrumentation qui représente la fonction clé dans la chaîne du signal et un étage du filtrage. L'étage de filtrage se constitue à son tour par un filtre passe haut qui élimine les bruits dus aux mouvements du patient et d'un filtre passe bas pour éliminer le bruit de ligne et les autres interférences.

**ii.1.1 Amplificateur d'instrumentation :**

L'utilisation d'un amplificateur d'instrumentation a plusieurs avantages. En effet, un amplificateur d'instrumentation a :

- Un gain ajustable et élevé.
- Un taux de rejet du mode commun suffisamment élevé
- Une impédance d'entrée élevée.
- Une impédance de sortie faible.

Ces deux dernières caractéristiques permettent d'avoir une bonne adaptation entre l'étage qui précède l'amplificateur et celui qui le succède. Un taux de réjection en mode commun élevé permet d'éliminer les bruits dus à l'offset.

## CHAPITRE 2 : ETUDE THEORIQUE DU DISPOSITIF REALISER

Dans le cas de notre projet de fin d'étude, l'amplificateur d'instrumentation intégré dans le circuit intégré est un amplificateur d'instrumentation à trois étages. Un schéma simplifié de cet amplificateur est illustré sur la figure 2.5.

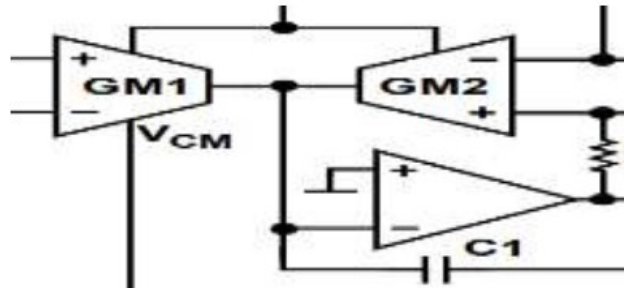


Fig2.5 Schéma d'amplificateur d'instrumentation

### ii.1.2 Filtre passe haut :

L'AD8232 est un circuit intégré muni d'un filtre passe haut. Il s'agit d'un filtre qui permet de réduire les basses fréquences telles que celles dues aux mouvements du patient. En effet, les mouvements du patient introduisent des ondulations du signal ECG. Ces ondulations alternent la ligne de base qui est une ligne prise comme référence pour la mesure des amplitudes des différentes ondes ECG. La présence d'un tel bruit peut fortement fausser les mesures prise. Autrement dit, l'utilisation d'un filtre passe haut réduit les fluctuations de la ligne de base et rend la mesure des amplitudes des ondes telle que l'onde T fiable et précise. La figure 2.6 montre le schéma électrique du filtre passe haut utiliser dans notre PFE.

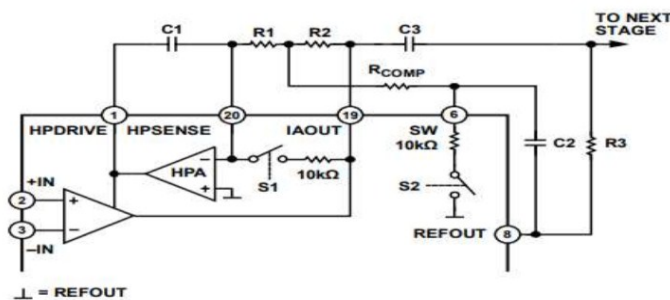


Fig2.6 Schéma du filtre passe haut

## CHAPITRE 2 : ETUDE THEORIQUE DU DISPOSITIF REALISER

La fréquence de coupure de ce filtre est donnée par l'équation suivante :

$$f_c = \frac{10}{2\pi\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}}$$

Sachant que :

- $R_1 = R_2 \geq 100 \text{ k}\Omega$
- $C_1 = C_2$

Donc selon le schéma interne d'AD8232 :

$$f_c = \frac{10}{2\pi R_1 C_1} = 72.34 \text{ Hz}$$

### ii.1.3 Filtre passe bas :

L'utilisation d'un tel filtre a comme objectif d'éliminer les bruits hautes fréquences. Ces bruits sont généralement générés par les appareils électro- chirurgicaux, le secteur d'alimentation et certains d'autres signaux électrophysiologiques tel que le signal EMG. La figure 2.7 montre le schéma électrique du filtre passe-bas adopté dans notre PFE.

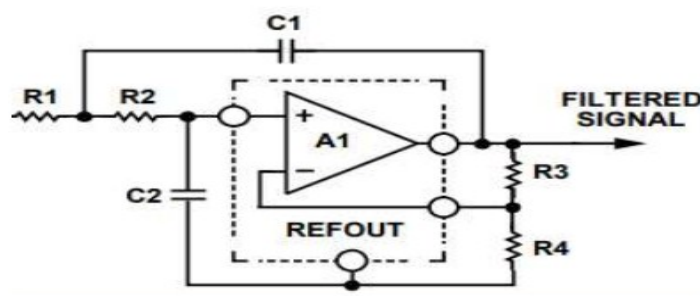


Fig2.7 Schéma du filtre passe bas

La fréquence de coupure est donnée par :

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}}$$

Donc le schéma interne d'AD8232 :

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(200 * 10^3 * 10^{-8} * 10^6 * 22 * 10^{-9})}} = 23.9 \text{ Hz}$$

## **ii.2 Données techniques du module AD8232 :**

- Sortie en version analogique output.
- Tension de fonctionnement : 3,3V DC.
- Faible consommation de courant : 170  $\mu$ A.
- Suppression du bruit à 60Hz : 80 dB.
- Gain élevé ( $G = 100$ ), avec blocage du courant continu.
- Filtrage.
- Entrée des électrodes : mini-prise 3,5 MM.
- Configurations : 2 ou 3 électrodes [5]

## **2.2 Le circuit du phono cardiogramme :**

De même, la chaîne d'acquisition du signal PCG est constituée des mêmes blocs que ceux du signal ECG mais avec des caractéristiques différentes. La figure 2.8 illustre le schéma bloc d'une telle chaîne.

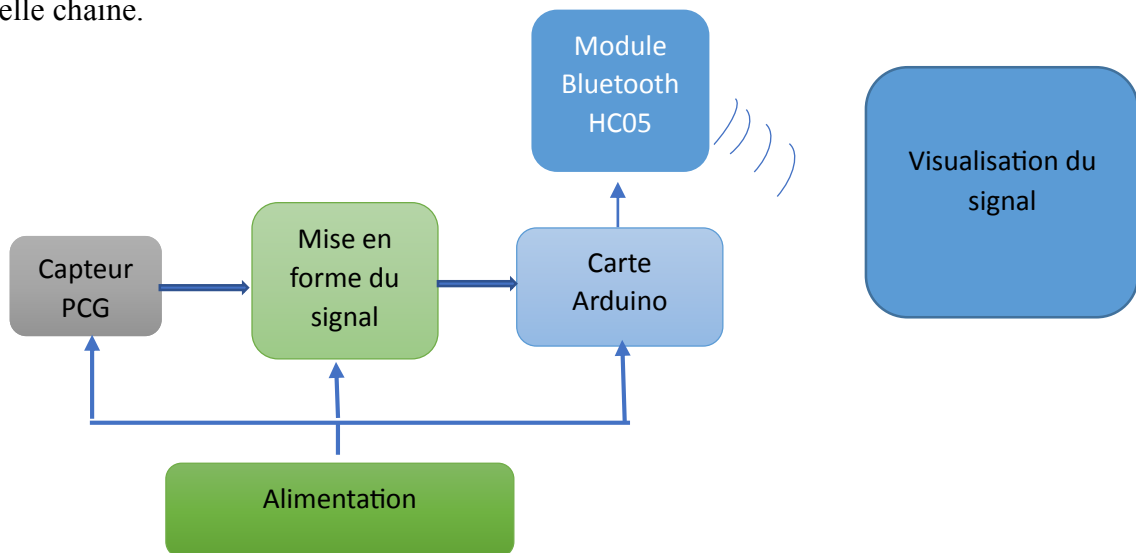


Fig2.8 Schéma bloc pour l'acquisition du signal PCG

### **i. Le capteur PCG :**

Dans notre projet, nous utilisons un microphone comme capteur. Ce microphone convertit l'énergie sonore en énergie électrique en détectant les ondes de pression générées par les mouvements du cœur. Plus précisément, il s'agit d'un microphone de type "électret" qui fait partie de la famille des microphones à condensateur.

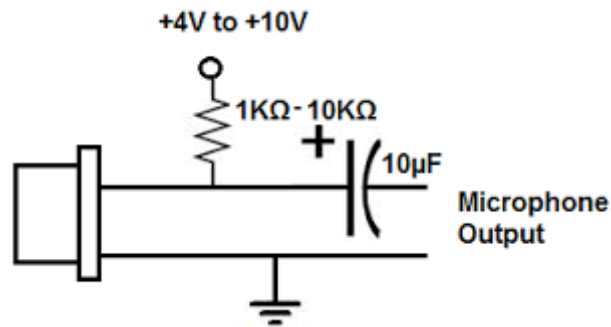


Fig2.9 le microphone à électret

Généralement, pour le microphone à électret, une tension d'alimentation continue (DC) comprise entre +4 et +10 V est nécessaire. Cette tension est fournie au microphone via une résistance dont la valeur se situe entre 1 et 10 K. Le microphone comprend un élément en plastique chargé de manière permanente, appelé électret, qui est placé en parallèle avec une plaque métallique conductrice. Dans le cadre de notre projet, nous avons intégré ce microphone ECM dans le pavillon d'un stéthoscope afin de capturer les sons cardiaques.

### ii. Mise en forme de signal PCG :

Compte tenu que le signal détecté par le microphone est très faible amplitude (de l'ordre de quelques millivolts) et il est souvent contaminé par des bruits, un circuit de mise en forme doit être nécessairement intégré.

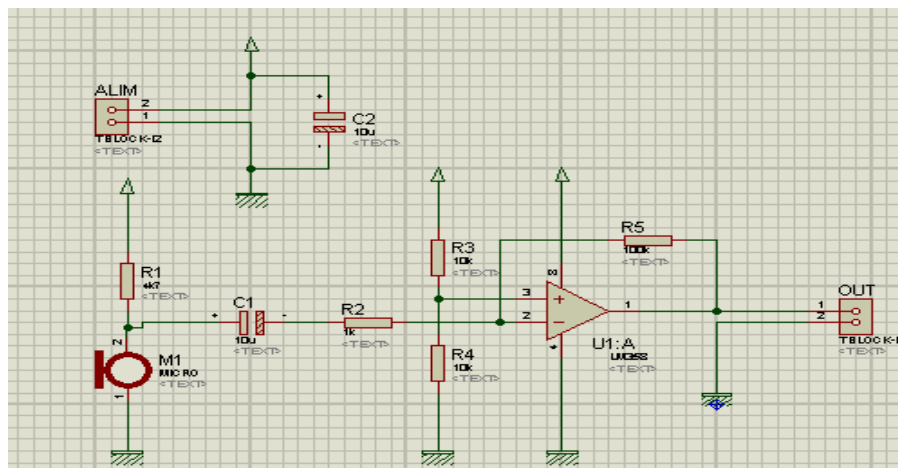


Fig2.10 Circuit de mise en forme du signal PCG sur ISIS Proteus

Le circuit est constitué principalement d'un capteur suivi par un amplificateur audio LM358.



### ii.1 Amplificateur audio LM358 :

L'amplificateur audio LM358 est conçu spécialement pour les applications de faible puissance.

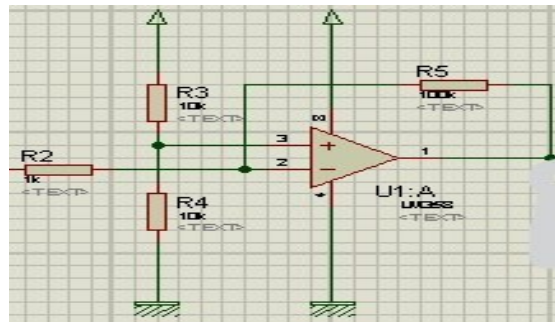


Fig2.11 amplificateur audio LM358

La sortie de l'amplificateur peut directement être injectée dans un casque sans avoir une modulation parasite ou une saturation.

### 2.3 Processus d'acquisition :

Les signaux traduisant l'activité électrique et mécanique du cœur, une fois mis en forme, sont numérisés à travers une carte d'acquisition en vue d'être affichés sur le moniteur. L'acquisition de ces deux signaux est accomplie en utilisant une carte Arduino Nano.

- La carte Arduino Nano :

Arduino Nano est un circuit basé sur le microcontrôleur ATmega328P. Il dispose de 14 broches d'entrées/sorties digitales, dont 6 sont utilisables en PWM, de 8 broches d'entrées analogiques, d'une connexion mini-USB, d'une broche d'alimentation, d'un port ICSP et d'un bouton RESET.

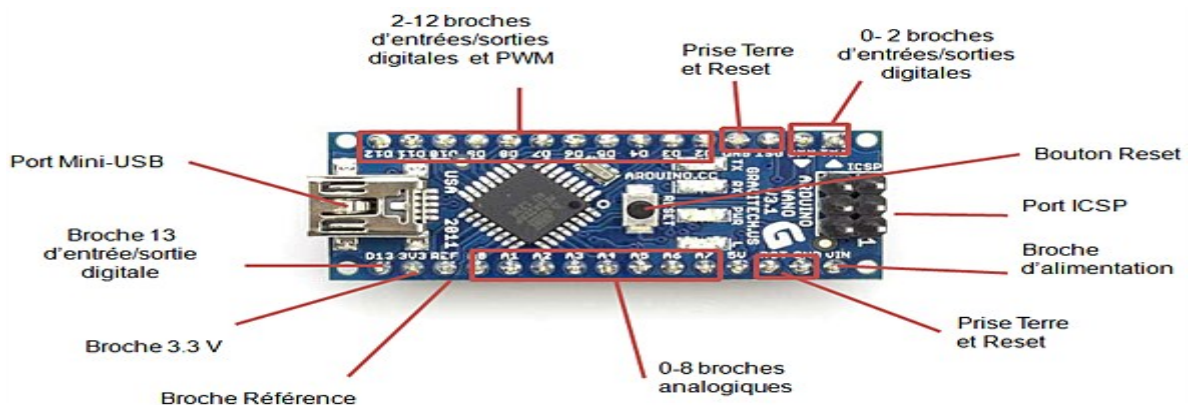


Fig2.13 La carte Arduino Nano

### **2.4 Le module de transmission :**

Il existe plusieurs technologies de transmission sans fil dans le domaine des télécommunications, et chaque une de ces technologies diffère aux autres en fonction de ses performances, ses avantages et sa gamme de fréquence de travail. Dans notre projet on a utilisé la technologie Bluetooth vu ses avantages et ses performances et sa simplicité de mise en œuvre.

- **Le module Bluetooth HC05 :**

Le Bluetooth d'une manière générale est un standard de communication permettant l'échange de données bidirectionnel à très courte distance en utilisant des ondes radio UHF (Ultra Haute Fréquence). Le module Bluetooth HC05 permet de doter l'Arduino Nano, ou tout autre microcontrôleur, d'une liaison Bluetooth. La connexion entre le microcontrôleur et le module Bluetooth est une communication série TTL.

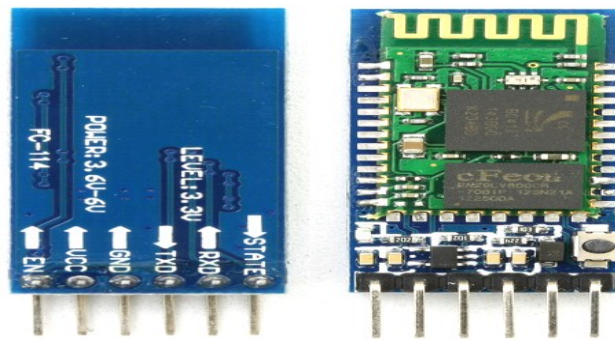


Fig2.15 Le circuit du module Bluetooth HC05

Le module HC-05 présente les spécifications suivantes :

- Fonctionnalités maître/esclave.
- Tension de fonctionnement de 3.3V.
- Tension d'entrée de 3.3 à 6V.
- Conforme au protocole Bluetooth standard V2.0.
- Baud rate par défaut de 9600, ajustable par l'utilisateur.
- Dimensions de 39 x 15 mm.
- Consommation de courant de 30 mA en fonctionnement, 8 mA pour établir la communication.
- Utilisé pour la communication Bluetooth avec des téléphones portables, des tablettes et des ordinateurs.

## CHAPITRE 2 : ETUDE THEORIQUE DU DISPOSITIF REALISER

- Une LED indique l'état de fonctionnement : elle clignote en cas de non-connexion et reste allumée en cas de connexion établie.
- Comprend un régulateur 150mA 3.3V.
- Brochage à 6 broches : Vcc, Gnd, TxD, RxD.
- Bouton "recherche" et contrôle de la recherche commandée depuis un microcontrôleur en utilisant un niveau HIGH (allumé/éteint/réveil).[7]

### **2.5 L'alimentation :**

Une batterie de 9V sera utilisée pour alimenter le circuit et la carte Arduino Nano qui produit deux sources de tension (5V et 3.3V). Elle fait garantir le fonctionnement des circuits selon leur caractéristique.

### **2.6 Conclusion :**

Dans ce chapitre, une description détaillée des différents étages qui ont été utilisés pour réaliser notre dispositif a été faite. Ainsi, l'étude était menée du capteur (électrodes intégrées à un microphone), via les circuits de mise en forme (amplificateurs d'instrumentations, amplificateurs audio, filtrage) jusqu'à la carte d'acquisition. Dans le chapitre suivant, une étude pratique ainsi que des différentes mesures faites sur le dispositif réalisé seront présentées et discutées.

Chapitre 03 :  
ETUDE PRATIQUE ET REALISATION DU  
DISPOSITIF

## **Introduction :**

La plupart des travaux qui ont été faits précédemment dans le cadre de l'acquisition des activités électriques et mécaniques du cœur sont basés à la réalisation d'ECG utilisant des électrodes placées sur les membres (mains et pied droit) et du PCG à l'aide d'un microphone. Les deux signaux ont été enregistrés séparément. Dans ce projet de fin d'étude, nous nous intéressons à acquérir simultanément les deux signaux. La contribution majeure de ce PFE se réside dans le capteur qui permet d'enregistrer en même temps les deux signaux ECG et PCG. La deuxième contribution consiste à utiliser le signal ECG thoraciques pour décrire l'activité électrique du cœur.

Ce chapitre est consacré pour décrire les différentes étapes de la réalisation pratique de notre dispositif allant du capteur jusqu'au l'affichage sur le PC.

## **3.1 Électrocardiogramme :**

### **3.1.1 Testes et résultats :**

La figure 3.1 montre le circuit électrique réalisé pour enregistrer le signal ECG. Elle représente le câblage entre le circuit AD8232 et la carte de la conversion analogique numérique.

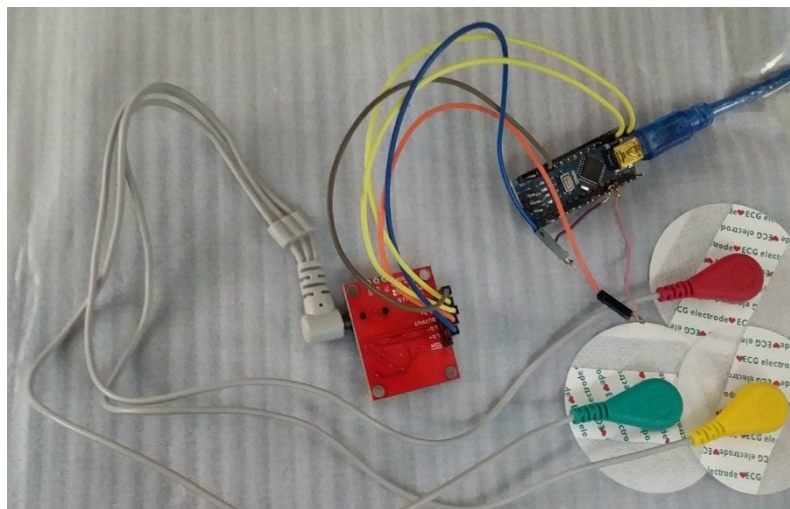


Fig. 3.1 Schéma d'AD8232 avec Arduino

En effet, pour acquérir le signal ECG, un ensemble des étapes et configurations présentent à faire comme suite :

1. Le circuit de mise en forme du signal ECG (AD8232) est connecté à la carte Arduino avec les connexions de broches suivantes :

AD8232	Arduino UNO
GND	GND
3.3V	3.3V
Output	A0
LO-	9
LO+	8

Tab3.1. Connexion des pins AD8232-Arduino

L'emplacement des électrodes est tache fondamentale. Les électrodes doivent être correctement placées afin de réduire les effets des bruits cardiaques qui seront aussi enregistrés. En réalité, si les électrodes ne sont pas convenablement placées, le signal ECG sera complètement noyé dans le signal PCG. Les électrodes ECG sont connectées avec le patient selon la configuration illustrée sur la figure 3.2.

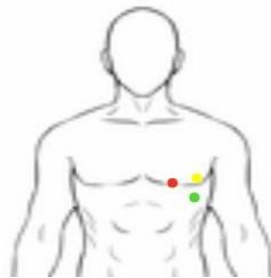


Fig. 3.2 l'emplacement des électrodes

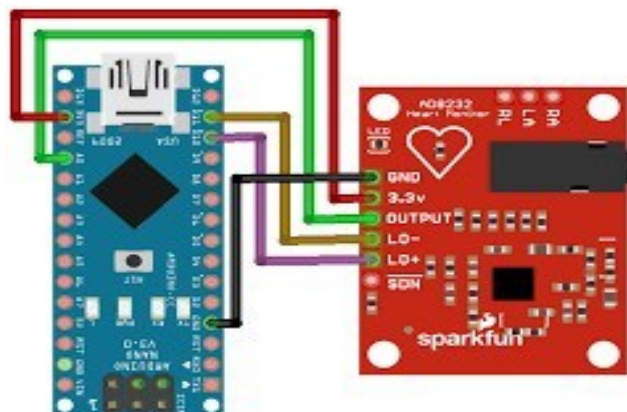


Fig.3.3 Schéma du circuit d'AD8232 avec Arduino Nano

2. En deuxième lieu, nous écrivons le code suivant avec le logiciel open source Arduino IDE et le chargeons ensuite sur la carte Arduino Nano :

```
ECG_programme | Arduino 1.8.13
Fichier Édition Croquis Outils Aide

ECG_programme

void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600);
  pinMode(8, INPUT); //setup for leads off detection LO+
  pinMode(9, INPUT); //setup for leads off detection LO-
}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
  if((digitalRead(8) == 1) || (digitalRead(9) == 1)){
    Serial.println("leads off!");
  }
  else{
    Serial.println(analogRead(A0));
  }
  delay(1);
}
```

Fig.3.4 code Arduino

3. Une fois ce programme est exécuté, Le signal ECG peut être facilement visualisé sur le traceur série ou sur un oscilloscope (Fig. 3.5).

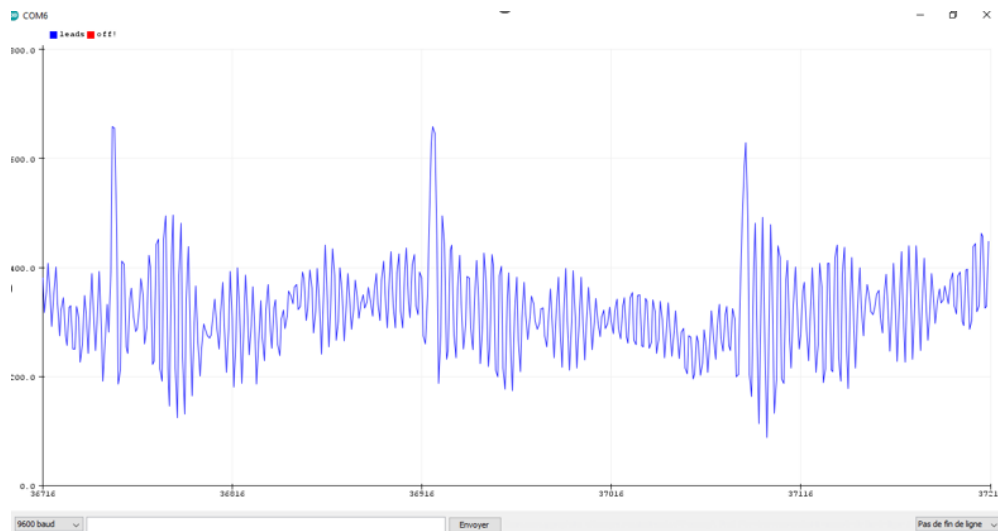


Fig.3.5 Signal ECG (1) vue sur le traceur série



## Chapitre 03 : ETUDE PRATIQUE ET REALISATION DU DISPOSITIF

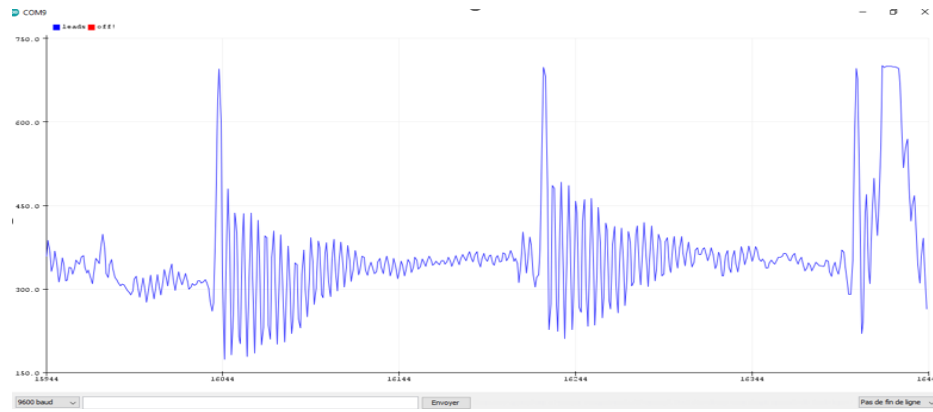


Fig.3.6 Signal ECG (2) vue sur le traceur série

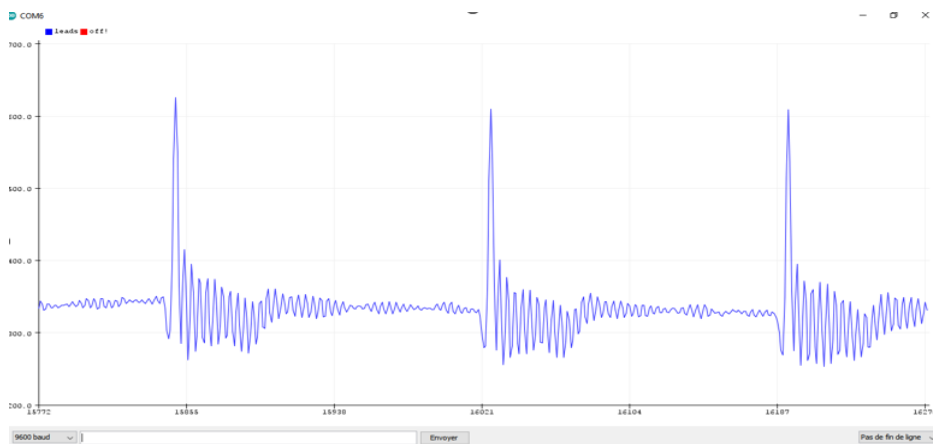


Fig.3.7 Signal ECG (3) vue sur le traceur série

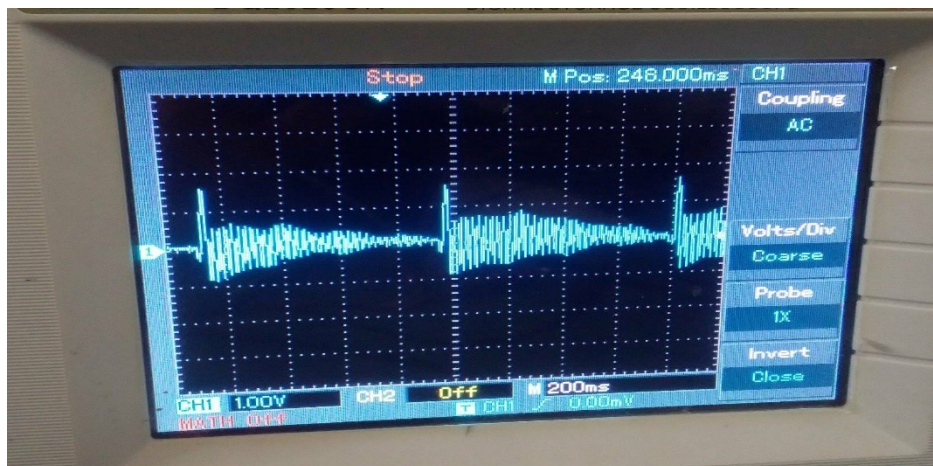


Fig.3.8. Signal ECG (1) vue sur l'oscilloscope

D'après les signaux obtenus, on put constater que les complexes QRS sont correctement enregistrés. Malheureusement, il y a un chevauchement des bruits cardiaques avec les autres ondes du signal ECG. Ce problème peut être résolu en utilisant des filtres numériques. Malheureusement, nous n'avons pas pu tester ce type de filtrage dans ce PFE.

### **3.2 Phono cardiogramme :**

#### **3.2.1 Test de capteur PCG :**

Le capteur PCG est principalement composé d'un microphone à électret qui nécessite une alimentation à deux fils. L'un des fils est connecté à la masse, tandis que l'autre sert à la fois à alimenter le microphone avec une tension de 5V et à transmettre le signal audio.

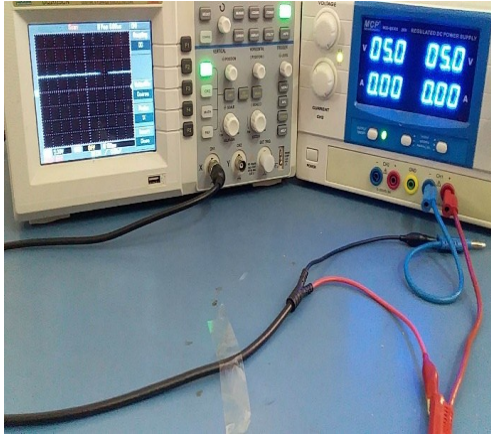


Fig.3.9 la tension d'alimentation

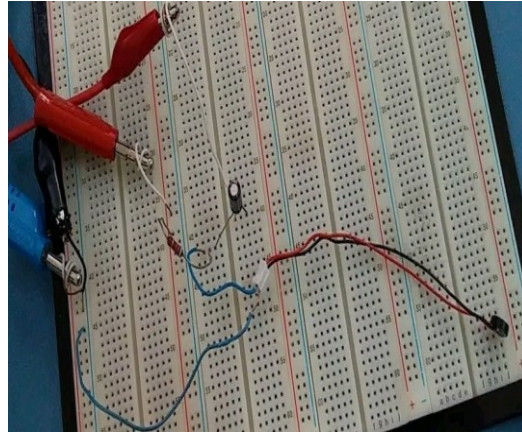


Fig.3.10 Circuit du capteur PCG

La polarisation du microphone est assurée par la résistance R1, tandis que le condensateur C1 permet de bloquer la composante continue fournie par R1 et de laisser passer uniquement le signal audio alternatif.

Le signal résultant a été observé à l'aide d'un oscilloscope et est représenté dans la figure ci-dessus.

Pour vérifier le bon fonctionnement de ce capteur, nous avons effectué un test en utilisant la sonnerie d'un téléphone portable. La réponse du capteur est illustrée dans la figure suivante.

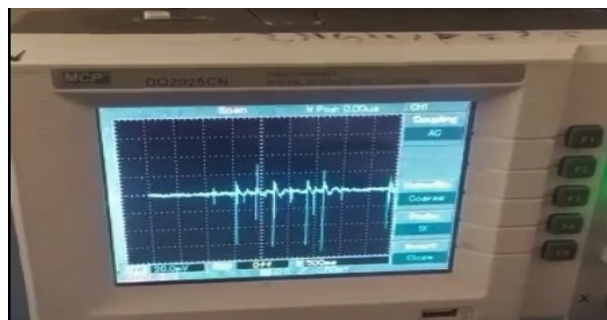


Fig.3.11 Réponse du Microphone à un sonnerie

La réponse obtenue confirme le bon fonctionnement du microphone, ce qui nous a conduit à l'intégrer dans le pavillon d'un stéthoscope, comme illustré dans la figure ci-dessus.

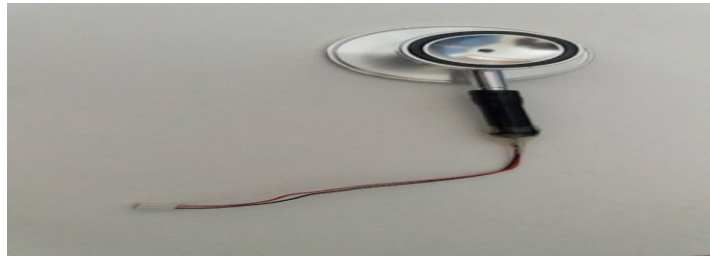


Fig.3.12 Capteur PCG réalisé

### **3.2.2 Tests sur le circuit PCG :**

La figure suivante représente notre circuit PCG implémenté sur une plaque d'essais afin de tester sa précision et sensibilité.

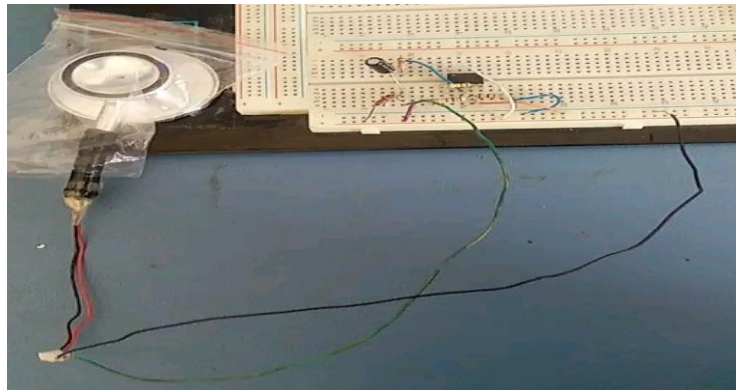


Fig.3.13 Circuit PCG sur un plaque d'essai

Nous avons prendre à ausculter le bruit cardiaque à travers la main gauche. L'expérience faite est montrée sur la figure suivante. Les résultats obtenus sont illustrés sur les deux figures. Ces résultats montrent que le signal PCG est correctement enregistré. Ils montrent aussi la présence remarquable des bruits. Ceci montre l'importance du choix du placement du capteur.

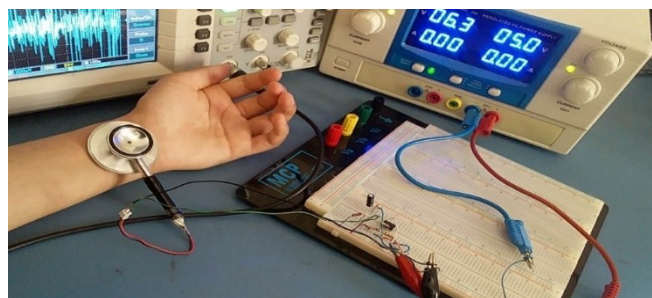


Fig.3.14 test du circuit PCG

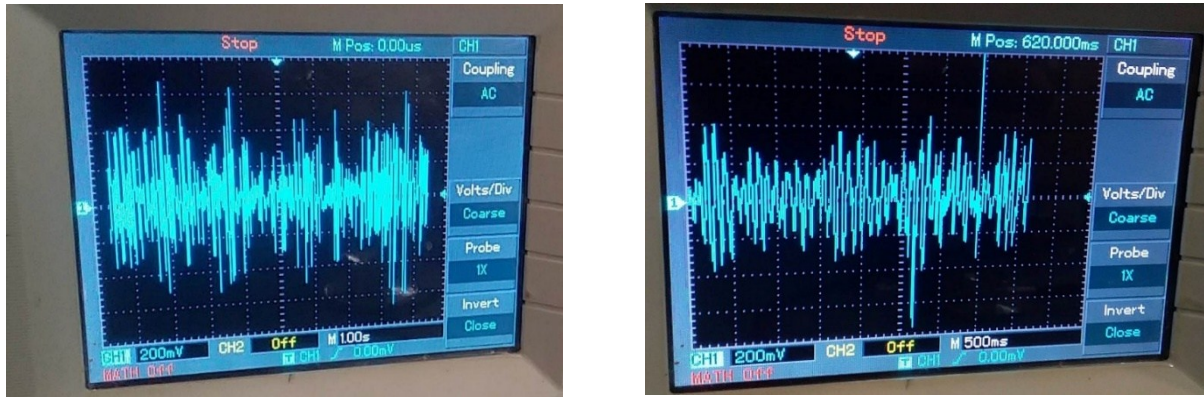


Fig.3.15 Signaux PCG prend de la main gauche

### 3.2.3 Réalisation du circuit du PCG :

Après que nous avons testé le dispositif sur une plaque d'essai, nous avons abordé sa réalisation sur un circuit imprimé. Les étapes suivantes étaient accomplies.

Premièrement, nous avons tracé le circuit PCG sur ISIS Proteus 7. Puis, nous avons passé à faire le circuit en ARES Proteus qu'il prend en considération la forme réelle des composants utilisés. Un vue 3D du circuit peut être configurée et un tirage d'un typon est possible. Le tirage doit vérifier par l'encadrement du projet qu'il donne l'accès de faire le circuit imprimé par les membres du l'laboratoire.

Après que le circuit est imprimé, nous avons percé les pistes et soudé les composants selon le schéma électrique.

Ces différentes étapes sont montrées sur la figure.

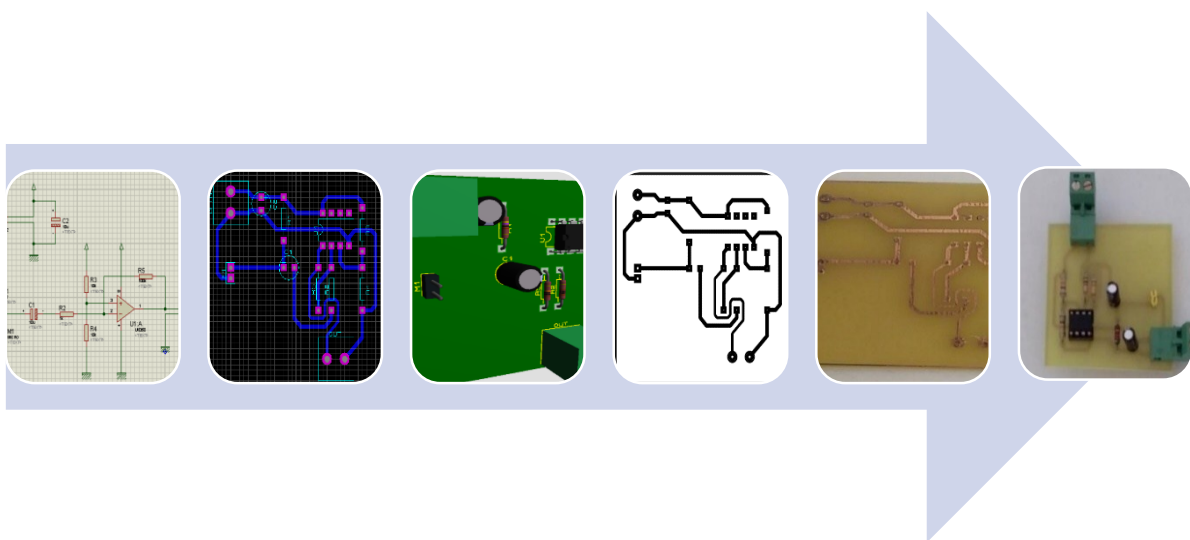


Fig.3.16 Processeur de réalisation du circuit PCG

### **3.2.4 Les résultats obtenus :**

Après que on a terminé l'étude et la réalisation de notre circuit, son utilisation pour l'acquisition du phono cardiogramme est possible. Les figures suivantes représentent les signaux qui ont enregistrés



Fig.3.17 Circuit PCG

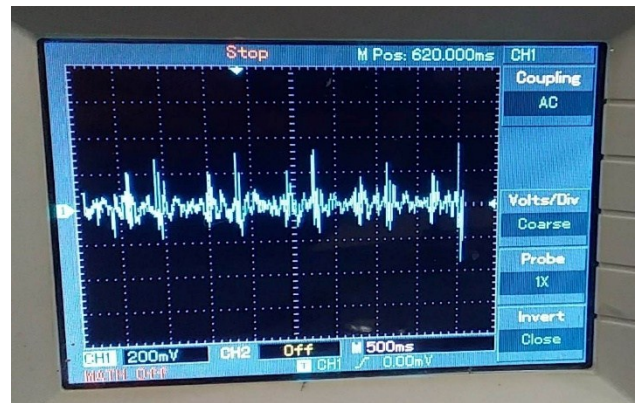


Fig.3.18 Signal PCG obtenu près du cœur

On constate que le signal enregistré est moins bruité que celui enregistré lorsque le capteur est placé sur la main gauche. Les différents bruits cardiaques constituant le signal PCG est nettement observés.

### **1.3 Réalisation du dispositif finale :**

Il se fait selon les étapes suivantes :

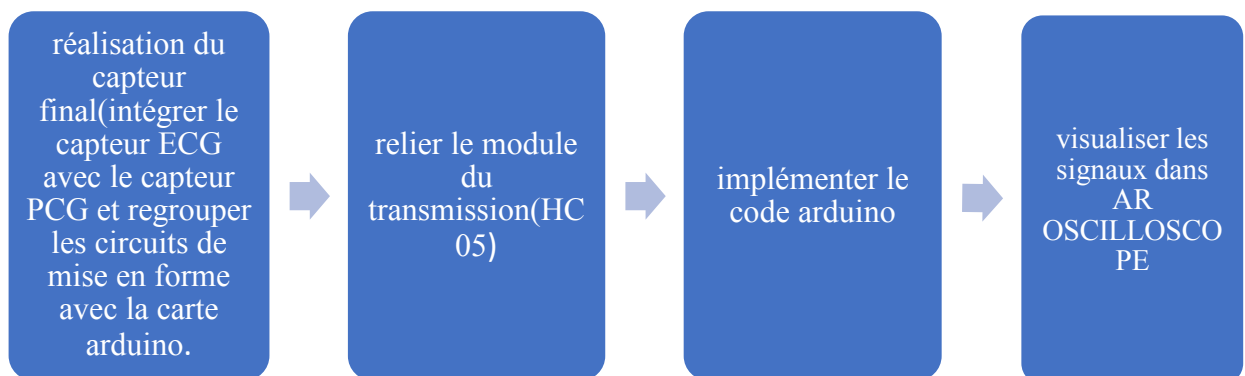


Fig.3.19 processus de réalisation pratique du dispositif

### **1.3.1 Notre dispositif et résultats obtenue :**

Dans cette partie, nous voudrions souligner que l'application Ar-oscilloscope ne répond pas malgré que le module Bluetooth soit connecté. Donc nous avons visualiser les signaux grâce au traceur série de l'Arduino.



Fig.3.20 dispositif finale

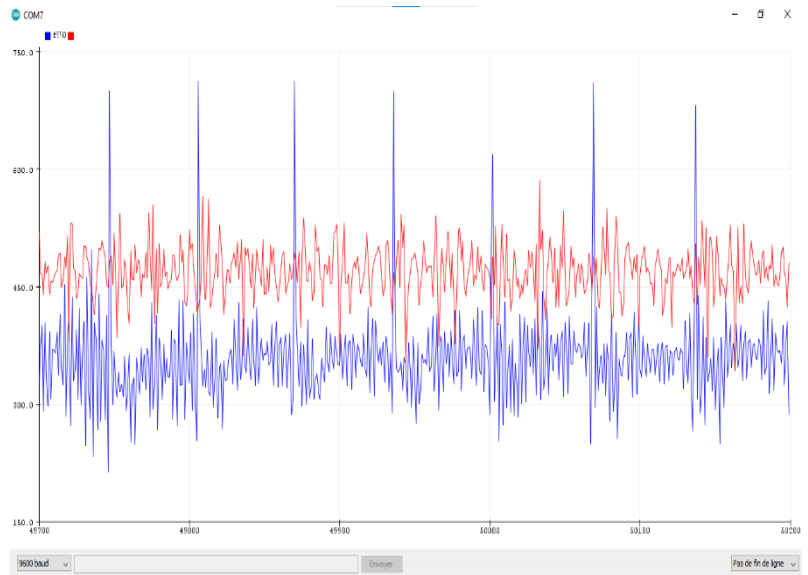


Fig.3.21 les signaux ECG-PCG obtenue

ie :

-le signal ECG est représenté en bleu.

-le signal PCG est représenté en rouge.

#### **1.4 Conclusion :**

Ce projet de fin d'étude était consacré pour réaliser un dispositif qui permet d'enregistrer simultanément les deux signaux ECG et PCG. Le circuit réalisé est constitué de deux parties fondamentales : celle de l'acquisition du signal ECG et celle de l'enregistrement du signal PCG.

Malgré, la présence de certains bruits, nous avons pu correctement enregistrer les deux signaux.

Le circuit nécessite certaines améliorations notamment dans la partie du traitement numérique des deux signaux. En effet, le module Bluetooth n'a pas correctement fonctionné à cause de problèmes dans la carte Arduino. Certes qu'une transmission sans fils améliorera l'acquisition des deux signaux

## Conclusion générale

Ce projet de fin d'étude s'inscrit parfaitement dans notre cadre professionnel qui est l'instrumentation biomédicale. Au terme de ces travaux, nous avons pu concevoir et mettre en œuvre d'un système d'acquisition et de transmission d'activités cardiaque représenté par l'ECG et le PCG. Cela nous a offert l'opportunité de mieux comprendre leur source et caractéristiques.

Pour y parvenir, nous avons subdivisé le travail en deux phases. La première partie est consacrée à la mise en œuvre des circuits utilisés pour l'acquisition et la mise en forme. La deuxième partie est consacrée à Numérisation du signal à l'aide d'une carte ARDUINO.

Ce travail a été très bénéfique pour nous car il nous a permis d'approfondir nos connaissances sur les capteurs, particulièrement, électrodes, amplificateurs et de nombreux autres aspects de la fonction électronique en l'instrumentation biomédicale. Plus important encore, nous avons été maintes fois confrontés à des problèmes d'ordre pratique et Nous apprenons à les surmonter.



## Références

- [1] Site web [<https://www.vidal.fr/maladies/coeur-circulation-veines/troubles-rythme-cardiaque.html>, Mis à jour : Mardi 05 avril 2022]
- [2] BAAKEK YETTOU NOUR EL HOUDA, cours histoire médicale, L2 génie biomédical, année universitaire 2019/2020.
- [3] SI YAHIA KARIMA ET KADDOUR MOKHTARIA, CONCEPTION ET REALISATION D'UN DISPOSITIF D'EXPLORATION FONCTIONNELLE CARDIO-VASCULAIRE, UNIVERSITE ABOU BEKR BELKAID, 2016.
- [4] Boudghene Stambouli Zineb, Classification des Signaux Phono cardiogrammes sur la Base de L'étude du Rapport SNR, UNIVERSITE ABOU BEKR BELKAID, 2012
- [5] BENDAIKHA MOHAMED SIF EDDINE, Étude et réalisation d'un système de surveillance médicale à distance de l'ECG avec une carte Arduino UNO et ESP8266, Université Abderrahmane Mira, Bejaïa, 2021.
- [6] <http://tiptopboards.com/347-module-bluetooth-hc05-.html>
- [7] Mouri Aghillas et Messara Ilyas, étude et réalisation d'un compteur électrique Connecté à base de cartes Arduino, UNIVERSITE MOULOUD MAMMERI DE TIZI-OUZOU, 2018.
- [8] Site web : <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheetpdf/view/527942/AD/AD8232.html>  
Consulté le 26/04/2023
- [9] Site web « <https://solderingmind.com/lm358-microphone-amplifier-circuit/> » consulté le 20/03/2023
- [10] Site web :  
« <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheetpdf/view/3067/MOTOROLA/LM358.html> » consulté le 20/03/2023
- [11] FANDI Radia Epouse ALLAL, *L'évaluation de l'influence des variations des paramètres du signal ECG sur le signal PCG*, UNIVERSITE ABOU BEKR BELKAID, 2019.

# *Annexes*



# Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End

Data Sheet

AD8232

## FEATURES

Fully integrated single-lead ECG front end  
 Low supply current: 170  $\mu$ A (typical)  
 Common-mode rejection ratio: 80 dB (dc to 60 Hz)  
 Two or three electrode configurations  
 High signal gain ( $G = 100$ ) with dc blocking capabilities  
 2-pole adjustable high-pass filter  
 Accepts up to  $\pm 300$  mV of half cell potential  
 Fast restore feature improves filter settling  
 Uncommitted op amp  
 3-pole adjustable low-pass filter with adjustable gain  
 Leads off detection: ac or dc options  
 Integrated right leg drive (RLD) amplifier  
 Single-supply operation: 2.0 V to 3.5 V  
 Integrated reference buffer generates virtual ground  
 Rail-to-rail output  
 Internal RFI filter  
 8 kV HBM ESD rating  
 Shutdown pin  
 20-lead 4 mm  $\times$  4 mm LFCSP package

## APPLICATIONS

Fitness and activity heart rate monitors  
 Portable ECG  
 Remote health monitors  
 Gaming peripherals  
 Biopotential signal acquisition

## GENERAL DESCRIPTION

The AD8232 is an integrated signal conditioning block for ECG and other biopotential measurement applications. It is designed to extract, amplify, and filter small biopotential signals in the presence of noisy conditions, such as those created by motion or remote electrode placement. This design allows for an ultralow power analog-to-digital converter (ADC) or an embedded microcontroller to acquire the output signal easily.

The AD8232 can implement a two-pole high-pass filter for eliminating motion artifacts and the electrode half-cell potential. This filter is tightly coupled with the instrumentation architecture of the amplifier to allow both large gain and high-pass filtering in a single stage, thereby saving space and cost.

An uncommitted operational amplifier enables the AD8232 to create a three-pole low-pass filter to remove additional noise. The user can select the frequency cutoff of all filters to suit different types of applications.

## FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

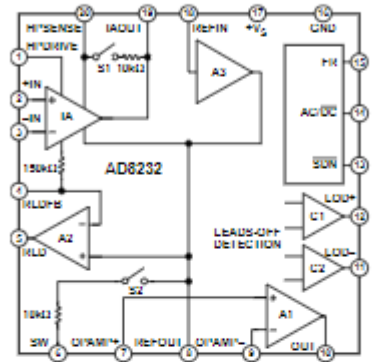


Figure 1.

To improve common-mode rejection of the line frequencies in the system and other undesired interferences, the AD8232 includes an amplifier for driven lead applications, such as right leg drive (RLD).

The AD8232 includes a fast restore function that reduces the duration of otherwise long settling tails of the high-pass filters. After an abrupt signal change that rails the amplifier (such as a leads off condition), the AD8232 automatically adjusts to a higher filter cutoff. This feature allows the AD8232 to recover quickly, and therefore, to take valid measurements soon after connecting the electrodes to the subject.

The AD8232 is available in a 4 mm  $\times$  4 mm, 20-lead LFCSP package. Performance is specified from 0°C to 70°C and is operational from -40°C to +85°C.

Rev. A Document Feedback  
 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.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
 Tel: 781.329.4700 ©2012–2013 Analog Devices, Inc. All rights reserved.  
 Technical Support [www.analog.com](http://www.analog.com)

**ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS**

Table 2.

Parameter	Rating
Supply Voltage	3.6 V
Output Short-Circuit Current Duration	Indefinite
Maximum Voltage, Any Terminal <sup>1</sup>	+V <sub>S</sub> + 0.3 V
Minimum Voltage, Any Terminal <sup>1</sup>	-0.3 V
Storage Temperature Range	-65°C to +125°C
Operating Temperature Range	-40°C to +85°C
Maximum Junction Temperature	140°C
$\theta_{JA}$ Thermal Impedance <sup>2</sup>	48°C/W
$\theta_{JC}$ Thermal Impedance	4.4°C/W
ESD Rating	
Human Body Model (HBM)	8 kV
Charged Device Model (FICDM)	1.25 kV
Machine Model (MM)	200 V

<sup>1</sup> This level or the maximum specified supply voltage, whichever is the lesser, indicates the superior voltage limit for any terminal. If input voltages beyond the specified minimum or maximum voltages are expected, place resistors in series with the inputs to limit the current to less than 5 mA.

<sup>2</sup>  $\theta_{JA}$  is specified for a device in free air on a 4-layer JEDEC board.

Stresses above those listed under Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational section of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

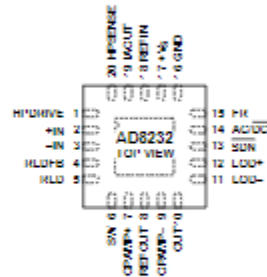
**ESD CAUTION**

ESD (electrostatic discharge) sensitive device. Charged devices and circuit boards can discharge without detection. Although this product features patented or proprietary protection circuitry, damage may occur on devices subjected to high energy ESD. Therefore, proper ESD precautions should be taken to avoid performance degradation or loss of functionality.

AD8232

Data Sheet

## PIN CONFIGURATION AND FUNCTION DESCRIPTIONS



NOTES  
1. CONNECT THE EXPOSED PAD TO GND OR LEAVE UNCONNECTED.

Figure 2. Pin Configuration

Table 3. Pin Function Descriptions

Pin No.	Mnemonic	Description
1	HPDRIVE	High-Pass Driver Output. Connect HPDRIVE to the capacitor in the first high-pass filter. The AD8232 drives this pin to keep HPSENSE at the same level as the reference voltage.
2	+IN	Instrumentation Amplifier Positive Input. +IN is typically connected to the left arm (LA) electrode.
3	-IN	Instrumentation Amplifier Negative Input. -IN is typically connected to the right arm (RA) electrode.
4	RLDFB	Right Leg Drive Feedback Input. RLDFB is the feedback terminal for the right leg drive circuit.
5	RLD	Right Leg Drive Output. Connect the driven electrode (typically, right leg) to the RLD pin.
6	SW	Fast Restore Switch Terminal. Connect this terminal to the output of the second high-pass filter.
7	OPAMP+	Operational Amplifier Noninverting Input.
8	REFOUT	Reference Buffer Output. The Instrumentation amplifier output is referenced to this potential. Use REFOUT as a virtual ground for any point in the circuit that needs a signal reference.
9	OPAMP-	Operational Amplifier Inverting Input.
10	OUT	Operational Amplifier Output. The fully conditioned heart rate signal is present at this output. OUT can be connected to the input of an ADC.
11	LOD-	Leads Off Comparator Output. In dc leads off detection mode, LOD- is high when the electrode to -IN is disconnected, and it is low when connected. In ac leads off detection mode, LOD- is always low.
12	LOD+	Leads Off Comparator Output. In dc leads off detection mode, LOD+ is high when the +IN electrode is disconnected, and it is low when connected. In ac leads off detection mode, LOD+ is high when either the -IN or +IN electrode is disconnected, and it is low when both electrodes are connected.
13	SDN	Shutdown Control Input. Drive SDN low to enter the low power shutdown mode.
14	AC/DC	Leads Off Mode Control Input. Drive the AC/DC pin low for dc leads off mode. Drive the AC/DC pin high for ac leads off mode.
15	FR	Fast Restore Control Input. Drive FR high to enable fast recovery mode; otherwise, drive it low.
16	GND	Power Supply Ground.
17	+Vs	Power Supply Terminal.
18	REFIN	Reference Buffer Input. Use REFIN, a high impedance input terminal, to set the level of the reference buffer.
19	IAOUT	Instrumentation Amplifier Output Terminal.
20	HPSENSE	High-Pass Sense Input for Instrumentation Amplifier. Connect HPSENSE to the junction of R and C that sets the corner frequency of the dc blocking circuit.
	EP	Exposed Pad. Connect the exposed pad to GND or leave it unconnected.



Order this document by LM358/D

## LM358, LM258, LM2904, LM2904V

### Dual Low Power Operational Amplifiers

Utilizing the circuit designs perfected for recently introduced Quad Operational Amplifiers, these dual operational amplifiers feature 1) low power drain, 2) a common mode input voltage range extending to ground/ $V_{EE}$ , 3) single supply or split supply operation and 4) pinouts compatible with the popular MC1558 dual operational amplifier. The LM158 series is equivalent to one-half of an LM124.

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

- Short Circuit Protected Outputs
- True Differential Input Stage
- Single Supply Operation: 3.0 V to 32 V
- Low Input Bias Currents
- Internally Compensated
- Common Mode Range Extends to Negative Supply
- Single and Split Supply Operation
- Similar Performance to the Popular MC1558
- ESD Clamps on the Inputs Increase Ruggedness of the Device without Affecting Operation

#### MAXIMUM RATINGS ( $T_A = +25^\circ\text{C}$ , unless otherwise noted.)

Rating	Symbol	LM258 LM358	LM2904 LM2904V	Unit
Power Supply Voltages				Vdc
Single Supply	$V_{CC}$	32	26	
Split Supplies	$V_{CC}, V_{EE}$	$\pm 16$	$\pm 13$	
Input Differential Voltage Range (Note 1)	$V_{IDR}$	$\pm 32$	$\pm 26$	Vdc
Input Common Mode Voltage Range (Note 2)	$V_{ICR}$	-0.3 to 32	-0.3 to 26	Vdc
Output Short Circuit Duration	$I_{SC}$	Continuous		
Junction Temperature	$T_J$	150		$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range	$T_{stg}$	-55 to +125		$^\circ\text{C}$
Operating Ambient Temperature Range	$T_A$			$^\circ\text{C}$
LM258		-25 to +85	-	
LM358		0 to +70	-	
LM2904		-	-40 to +105	
LM2904V		-	-40 to +125	

**NOTE 1:** Split Power Supplies.  
**NOTE 2:** For Supply Voltages less than 32 V for the LM258/358 and 26 V for the LM2904, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

#### DUAL DIFFERENTIAL INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SEMICONDUCTOR  
TECHNICAL DATA

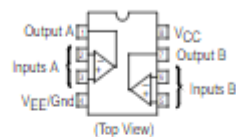


**N SUFFIX**  
PLASTIC PACKAGE  
CASE 626



**D SUFFIX**  
PLASTIC PACKAGE  
CASE 751  
(SO-8)

#### PIN CONNECTIONS



#### ORDERING INFORMATION

Device	Operating Temperature Range	Package
LM2904D	$T_A = -40^\circ$ to $+105^\circ\text{C}$	SO-8
LM2904N		Plastic DIP
LM2904VD	$T_A = -40^\circ$ to $+125^\circ\text{C}$	SO-8
LM2904VN		Plastic DIP
LM258D	$T_A = -25^\circ$ to $+85^\circ\text{C}$	SO-8
LM258N		Plastic DIP
LM358D	$T_A = 0^\circ$ to $+70^\circ\text{C}$	SO-8
LM358N		Plastic DIP

▼ Motorola, Inc. 1996

Rev 2

## Annexe

### **Code d'Arduino pour la dernière étape ou nous intégrons les deux modules entre eux :**

```
#include <SoftwareSerial.h>

SoftwareSerial mySerial (3 ,4) ;

void setup() {

  // initialize serial communication at 9600 bits per second:
  Serial.begin(9600);
  mySerial.begin(9600);
}

// the loop routine runs over and over again forever:
void loop() {

  // read the input on analog pin 0:
  int ECG = analogRead(A0);
  int PCG = analogRead(A1);
  // print out the value you read:

  Serial.print(ECG);
  mySerial.print(ECG);
  Serial.print(",");
  Serial.println(PCG);
  mySerial.println(PCG);
  mySerial.println("\n");

  delay(1);    // delay in between reads for stability
}
```