

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

République Algérienne Démocratique et Populaire

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

المديرية العامة للبحث العلمي و التطوير التكنولوجي

Direction Générale de la Recherche Scientifique et du Développement Technologique



## Projet national de recherche : rapport final

# CONCEPTION ET RÉALISATION

# D'UN DISPOSITIF D'EXPLORATION

# FONCTIONNELLE CARDIO-VASCULAIRE

**Chef de projet : BEREKSI REGUIG Fethi**

**Affiliation: Faculté de technologie**

**Organisme de domiciliation : Université Aboubakr Belkaid - Tlemcen**

**Organisme pilote : CERIST**

**Programme national de Recherche : 2011-2013**





حصيلة النشاطات النصف مرحلية لمشروع البحث  
RAPPORT GENERAL DU PROJET PNR

**I-Identification du projet:**

**PNR**

12-TIC

**1-التعريف بالمشروع**

**Organisme pilote**

4-CERIST

**Domiciliation du projet :**

المشروع و المؤسسة المستخدمة

UNIVERSITE ABOUBAKR BELKAID -TLEMCCEN

**Intitulé du projet**

conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardio-vasculaire

**Chercheurs impliqués dans le projet**

Nom et prénom الاسم و اللقب	Grade الرتبة	Etablissement employeur المؤسسة المستخدمة	Observation
BEREKSI REGUIG FETHI	PROFESSEUR	Université de TLEMCCEN	Chef de Projet
Hadj slimanezineedine	MCCA	Université de TLEMCCEN	Membre
TAOULI Sid ahmed	MCCB	Université de TLEMCCEN	Membre
BENALI Radhwane	MCCB	Université de TLEMCCEN	Membre
DIB Nabil	MAA	Université de TLEMCCEN	Membre
OMARI TAHAR	MAA	Université de BOUMERDES	Membre

## **Déroulement du projet**

Rappel succinct des objectifs du projet et les taches prévues      تذكر مختصر بأهداف المشروع

Au niveau technique, l'objectif est double. En effet, il y a d'abord une formation et des connaissances acquises au niveau de la manière de mener la conception et la réalisation d'un dispositif médical ; ensuite de proposer un instrument de moindre coût (comparativement aux produits importés) et de performances reconnus. Au niveau scientifique, c'est bien sur la mise en œuvre de méthodes de traitement du signal et d'analyse pour extraire des paramètres pertinents permettant de réaliser l'exploration fonctionnelle cardio-vasculaire.. Au niveau technologique, la conception visée dans ce travail de réalisation est une technologie récente faisant appel aux différents composants qui sont disponibles sur le marché et dédiés à l'instrumentation médicale, avec une compatibilité d'utilisation avec les dispositifs existant particulièrement l'exploitation des ordinateurs PC et des programmes (exécutables) qui seront développés faciles à manipuler par les utilisateurs du corps médical.

### Rappel des taches prévues :

- 1) Conception et réalisation des circuits de détection des signaux ECG, PCG et PPG (1<sup>er</sup> semestre et 2<sup>ème</sup> semestre)
- 2) Implémentation de l'interface USB et acquisition des signaux (2<sup>ème</sup> semestre et 3<sup>ème</sup> semestre)
- 3) Implémentation des logiciels de traitement et d'analyse des grandeurs physiologiques (3<sup>ème</sup> et 4<sup>ème</sup> semestre)
- 4) Validation des résultats par des tests en milieu clinique (4<sup>ème</sup> semestre)

## Table des matières

1.	Introduction :	7
2.	Description du dispositif à réaliser	9
2.1	Processus adopté :	9
2.2	Etude et réalisation du dispositif	10
3.	Etude et réalisation de l'électrocardiogramme	12
3.1	Circuit global :	17
3.2	Tests de fonctionnement du circuit	17
3.4	Acquisition du signal ECG	19
3.4.1	Présentation du DAQ 6008	19
3.5	Mesures et tests sur le dispositif	19
4.	Etude et réalisation du circuit de détection du Phonocardiogramme PCG	21
4.1	Microphone	21
4.2	L'amplification	22
4.3	Le filtrage	23
4.4	Filtre à cellules de Rauch	23
4.5	Le contrôle automatique du gain (CAG)	27
4.6	Amplificateur Audio	29
4.7	Tests de fonctionnement du circuit de détection du PCG	30
5.	Etude et réalisation du circuit de détection du Photopléthysmogramme	31
5.1	Principe de fonctionnement et schéma bloc	31
5.2	Réalisation de la carte De détection du signal PPG	32
5.2.1	Circuit émission-réception de la lumière	32
5.2.2	circuit de pré-amplification	34
5.2.3	Filtre passe bas	34
5.2.4	L'amplification	35
5.2.5	Etage du filtrage	35
5.3	Test du circuit de détection du photopléthysmogramme PPG	36
6.	Traitement numérique	39
6.1	Filtrage numérique du signal ECG :	39
6.1.1	Filtre à réponse impulsionnelle infinie (RII), type Butterworth	39
6.1.2	Filtre morphologiques	40
6.2	Résultats obtenus après filtrage du signal ECG:	40

6.3	Détection des différentes du signal ECG :.....	41
6.4	Détection par la méthode LPC : .....	42
6.5	Détection par la décomposition modale empirique : .....	43
6.6	Détection par l'approche morphologique .....	44
6.7	Mesure des intervalles du signal ECG : .....	47
7	CONCLUSION.....	47

## **Objectifs**

Dans ce projet PNR on s'intéresse à la l'étude et la réalisation d'un dispositif d'exploration cardio-vasculaire. Dans cette conception on s'intéresse particulièrement à l'exploration de l'activité cardiaque via deux dispositifs : un Electrocardiographe (ECG) et un Phonocardiographe (PCG). Ainsi que l'exploration de la circulation sanguine et l'état des vaisseaux sanguins par une autre technique basée sur la Photopléthysmographie (PPG). Tous ces dispositifs seront réalisés comme des circuits indépendants reliés à une carte d'acquisition et de traitement en temps réel. L'affichage de ces signaux se fera à travers un PC où une interface d'acquisition sera développée

Dans ce qui suit, chaque bloque sera étudié indépendamment. En commençant tout abord par l'étude et la réalisation des différents circuits choisis dans cette conception. Puis, on passe à la programmation du microcontrôleur pour l'acquisition et la transmission des données. Nous terminerons ce projet par le développement d'une interface de communication avec le microcontrôleur pour permettre l'acquisition et le traitement numérique des données.

## 1. Introduction :

L'exploration fonctionnelle est une activité médico-technique qui a pour objet d'étudier les variations d'un ou plusieurs paramètres physiologiques provoquées par l'application d'un stimulus ou par une variation de situation. C'est alors évaluer une fonction pour savoir si elle est normale ou non comme par exemple : la Fonction cardiocirculatoire :explorations fonctionnelles cardio-vasculaires. **Ainsi faire** une exploration fonctionnelle vasculaire par exemple veut dire :Rechercher la cause d'une symptomatologie qui se manifeste par des troubles d'une fonction : exp douleurs de jambe:

- claudication vasculaire ?
- Névralgie sciatique ?
- arthrose de la hanche ou du genou ?
- Des techniques de mesures appropriées
  - au repos
  - dynamiques (effort, pharmacologiques,...)
- Un acte médical (médecin spécialisé)

**Dans ce projet on s'intéresse au développement et la réalisation d'un dispositif permettant de faire des explorations fonctionnelles cardio-vasculaires à travers le signal électrocardiogramme ECG, le phonocardiogramme PCG et le photopléthysmogramme PPG.**

Au niveau de l'électrocardiogramme, Il est connu que l'électrocardiographie est un outil important dans le diagnostic des pathologies cardiaques. L'électrocardiogramme ECG est le signal traduisant l'enregistrement des activités bioélectriques du système cardiaque. Il est riche en informations sur les aspects fonctionnels du cœur et du système cardio-vasculaire. En fait, ce signal regroupe un ensemble d'ondes (P, QRS et T) qui sont en corrélation directe avec ces aspects fonctionnels. Ces ondes occupent des localisations temporelles traduisant des intervalles qui sont généralement différentes pour un même signal provenant d'un même sujet sain ou présentant une pathologie cardiaque. Ces intervalles comme R-R, Q-T, P-Q ou encore le segment S-T et le complexe QRS sont d'un intérêt diagnostique certain et varient de différentes manières dans différentes pathologies. De même leurs contenus fréquentiels varient pour différents cas pathologiques.

Dans ce travail, on s'est intéressé à ces intervalles, à leurs variabilités temporelles et fréquentielles en accordance à différents cas pathologiques, en vue de déterminer des indexes cliniques et par conséquent une classification de pathologies cardiaques.

Au niveau du signal phonocardiogramme PCG, ce signal (qui traduit les bruits cardiaques) est exploité dans l'exploration de l'activité hémodynamique en vue de décrire les états physiopathologiques liés aux sténoses aortiques et d'en apprécier leur degré de sévérité.

La sténose aortique est actuellement la valvulopathie la plus rencontrée. Elle se caractérise par un rétrécissement de la valve aortique et engendre une résistance à l'écoulement sanguin, du ventricule gauche vers l'aorte. La vie des patients peut être en danger dès l'apparition consécutive de symptômes sévères à la sténose aortique. En absence de chirurgie la survie n'excède pas 2 à 5 ans. Pour la plupart des patients, le remplacement ventriculaire est le seul traitement efficace. Plusieurs critères de diagnostics existent pour évaluer la dysfonction de la valve et prévoir une éventuelle chirurgie. Le paramètre le plus communément utilisé dans la sévérité de la sténose aortique est la mesure de l'aire valvulaire efficace AVE (ou encore EOA pour effective orifice area)

Néanmoins d'après le critère de AVE, certains patients avec une sténose jugée sévère demeurent asymptomatique, alors que d'autres avec une sténose jugée modérée sont symptomatiques.

En fait une des descriptions du PCG est que ce signal est le résultat de l'activité hémodynamique qui se traduit par le flux sanguin à travers les différentes phases de l'éjection systolique et diastolique. Il est aussi montré que la présence d'une sténose aortique influe sur cette activité hémodynamique. Par conséquent elle se manifeste à travers le signal PCG.

Au niveau du signal Photopléthysmographique PPG, ce signal décrit les variations de volume au niveau d'un vaisseau sanguin. Ces variations sont détectées par des moyens optoélectroniques. En fait, La circulation du sang est une combinaison de flux statique et cinétique dans le système cardiovasculaire. Le flux cinétique contient des fluctuations quasi périodique dues aux battements cardiaques et des fluctuations non-périodiques dues aux oscillations vasculaires. Il est intéressant de faire un monitoring de la circulation cinétique du sang de manière indirecte à travers les signaux de pression sur des sites périphériques comme par exemple l'artère radiale. Les signaux de la pression artérielle du sang (PAS) ou encore ABP (aretrial blood pressure), sont modulés par deux composantes distinctes : signalisation de la pression cardiaque et une onde itérative réfléchi. Plus encore, ils sont aussi sujets à plusieurs autres facteurs modulants comme par exemple : le volume sanguin, la compliance artérielle et la résistance périphérique. En

médecine clinique, la pression dynamique du sang relevée du monitoring hémodynamique est riche en informations physiopathologiques du système cardiovasculaire bien sur décrit à travers les facteurs cités précédemment.

Il est clair alors que ces signaux sont très riches en informations physiopathologiques qu'un médecin souhaite avoir lors de son diagnostic cardiovasculaire.

De même et toujours à travers ce signal, La vitesse de l'impulsion artérielle (VIA) ou encore PWV (pulse wave velocity) peut être déduite et analysée. En fait, la VIA est corrélée avec les risques cardiovasculaires. En effet, une rigidité accentuée des artères entraîne une augmentation des risques cardiovasculaires en hypertension. En fait, la PWV est actuellement reconnue comme méthode standard pour la mesure de la rigidité des artères. Une PWV aortique élevée est non seulement associée avec des risques cardiovasculaires importants en hypertension mais aussi joue un rôle de facteur pronostique important en cas de maladie rénale grave.

L'impulsion artérielle est générée par la contraction du ventricule gauche et l'éjection du sang dans l'aorte. Par conséquent, des ondes impulsionnelles se propagent à travers le système artériel avec des vitesses déterminées. Dans leur propagation ces ondes impulsionnelles entraînent une variation de volume le long du système artériel : c'est le pléthysmogramme. Un tel signal qui traduit donc l'impulsion artérielle peut être mesuré à travers l'émission et la réception de lumière à des longueurs d'ondes déterminées, diffusée à travers un lit capillaire.

Ces vitesses peuvent être mesurées à travers ce qu'on appelle le temps de transit (PTT pulse transit time). Ce temps correspond à la durée que fait l'impulsion artérielle pour se propager d'un site de mesure site1 à un autre site de mesure distant site2.

Dans ce travail on s'est intéressé à l'analyse de ces signaux en vue de délimiter les différentes séquences et particulièrement les pics systoliques, l'onde dicrote et d'en faire leur analyse en vue d'extraire les informations physiopathologiques.

## **2. Description du dispositif à réaliser**

### **2.1 Processus adopté :**

Le processus de développement utilisé dans la réalisation du dispositif consistait en plusieurs phases d'exécution ou les tâches ont été réparties entre les différents membres du projet. Il s'agit, en fait de phases d'étude et de réalisation pratique pris en charge par les membres (omari-dib-benali et bereksi reguig) et de phases de traitement numérique et d'analyse des

grandeurs (ECG-PCG et PPG) pris en charge par les membres (Hadj slimane-Taouli-Bereksi reguig et omari).

S'agissant des phases d'étude et de réalisation pratique, l'approche adoptée était d'abord :

- de proposer le schéma bloc du dispositif,
- de faire une étude théorique de chaque bloc,
- de proposer des circuits pour chaque bloc,
- de faire une simulation de fonctionnement du circuit,
- de le réaliser, d'introduire les logiciels de traitement de chaque grandeur,
- de le tester sur les membres au sein du laboratoire, et enfin de le tester en milieu clinique.

S'agissant des phases de traitement numérique et d'analyse des grandeurs (ECG-PCG et PPG), l'approche adoptée était d'abord :

- de développer les programmes de traitement sous environnement Matlab, puis
- de les importer sous environnement C++, pour une portabilité de l'application,
- de tester les programmes sur des signaux de banques de données universels
- de tester les programmes en temps réel sur le dispositif réalisé

## 2.2 Etude et réalisation du dispositif

Le schéma bloc du dispositif qui a été réalisé est donné sur le schéma bloc ci-dessous :

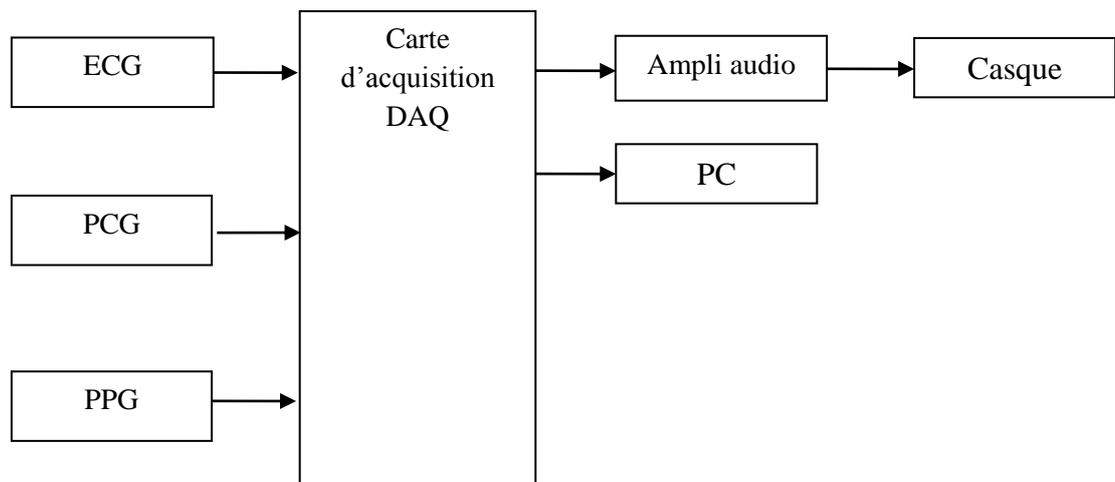


Figure.1 : schéma bloc global choisi pour le projet PNR

Le schéma bloc général du prototype proposé dans ce projet est illustré sur la figure1. En effet ce dispositif est constitué de deux parties fondamentales. La première partie est consacrée à la détection des trois signaux physiologiques : ECG, PCG et PPG. Qui de leurs nature, ces signaux sont de faible amplitude ce qui rend leurs amplification une étape incontournable. En plus, ils sont souvent contaminés par la présence de certains bruits tels que le bruit du réseau électrique ainsi que le bruit du au mouvement du patient. Pour pallier les problèmes engendrés par ces bruits, un bloc de filtrage est prévu pour chacun de ces signaux. Dans cette première partie, le choix des différents composants est très important. Les amplificateurs d'instrumentation seront utilisés pour amplifier les différents signaux physiologiques à mesurer. A titre d'exemple, l'amplificateur d'instrumentation AD620 sera utilisé afin d'accomplir l'amplification du signal ECG. Cet amplificateur se caractérise par :

- \*un gain  $G$  assez élevé ( $G$  allant de 1 à 10.000) et ajustable par une seule résistance externe.

- \*Un taux de réjection en mode commun élevé.

- \*Une faible valeur d'offset

La deuxième partie sera consacrée à l'acquisition des différents signaux détectés à travers une carte d'acquisition réalisée autour un microcontrôleur afin de permettre un traitement numérique avancé sur PC. Les différentes méthodes de traitement du signal sont appliquées en vue de déterminer les différents paramètres cliniques. En effet, une interface graphique sera développée afin de visualiser les trois signaux physiologiques et les différents paramètres liés à ces signaux. Le but de cette interface est de faciliter l'utilisation du dispositif et de permettre un meilleur diagnostic par le médecin.

Dans ce qui suit, chaque bloque sera étudié indépendamment. En commençant tout abord par l'étude et la réalisation des différents circuits choisis dans cette conception. Puis, on passe à la programmation du microcontrôleur pour l'acquisition et la transmission des données. Nous terminerons ce projet par le développement d'une interface de communication avec le microcontrôleur pour permettre l'acquisition et le traitement numérique des données.

### 3. Etude et réalisation de l'électrocardiogramme

Cette partie du projet a été proposée comme un projet de fin d'étude à l'université de Boumerdes [1]. La chaîne d'acquisition et de traitement choisie pour notre signal est constituée de plusieurs étages indispensables pour la mise en forme du tracé de l'ECG. Le schéma bloc choisi dans la détection du signal ECG est représenté dans la figure suivante:

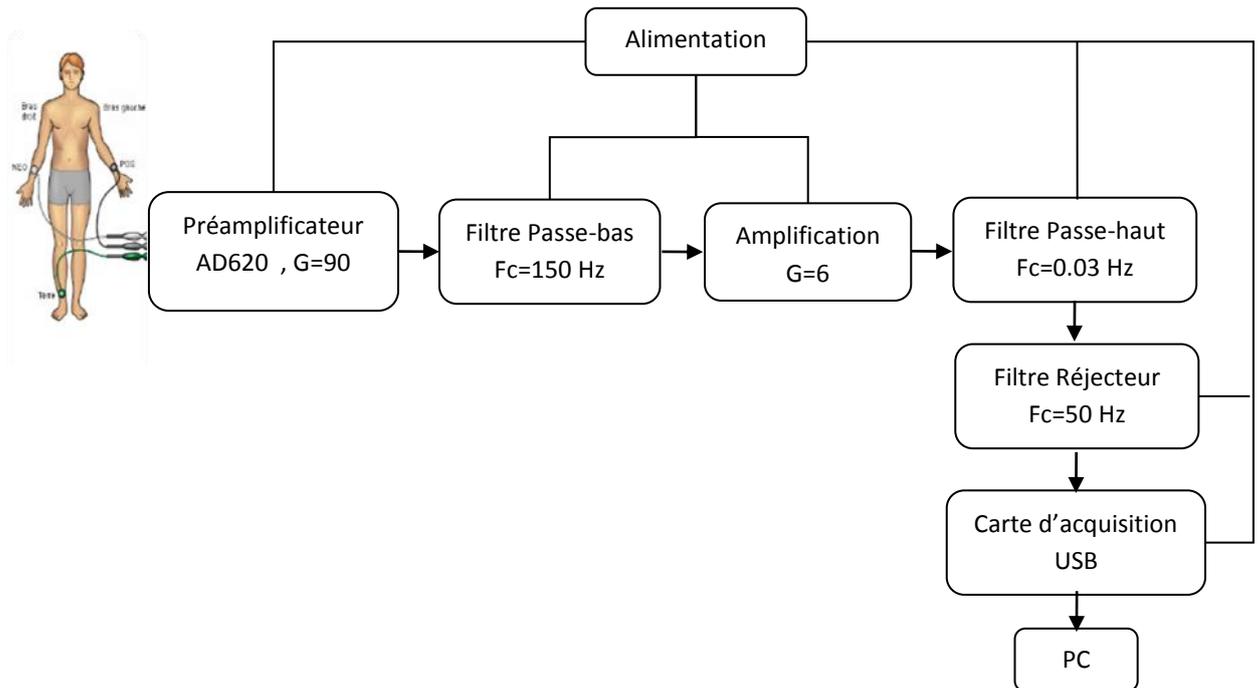


Figure.2: schéma bloc de l'électrocardiogramme

Dans cette réalisation, seulement les dérivations standards d'Einthoven (I,II et III) seront utilisées. Dans ces dérivations deux électrodes doivent être placées sur les bras gauche et droit, de plus d'une troisième électrode (électrode de référence) placée sur la jambe gauche. Dans ce qui suit la description des différents étages de la partie mise en forme est faite :

**Préamplificateur :** Afin d'amplifier le signal, un amplificateur d'instrumentation AD620 de la firme Analog Devices a été choisi.

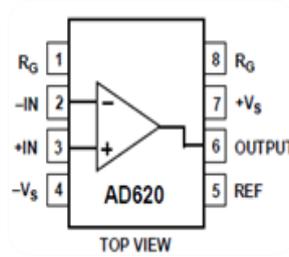


Figure.3 : Amplificateur d'instrumentation AD620

Cet amplificateur présente les caractéristiques suivantes :

- un gain  $G$  assez élevé ( $G$  allant de 1 à 10.000), ajustable par une seule résistance externe.
- Un taux de réjection en mode commun élevé.
- Une faible valeur d'offset

Le gain de l'AD620 est donné par l'équation ci-dessous.

$$G = \frac{49,4K}{R_g} + 1 \quad (1)$$

Une résistance  $R_g$  fixée à 560 ohm permet d'avoir un gain acceptable de 90. Le circuit ci-dessous représente le brochage de ce circuit avec le patient :

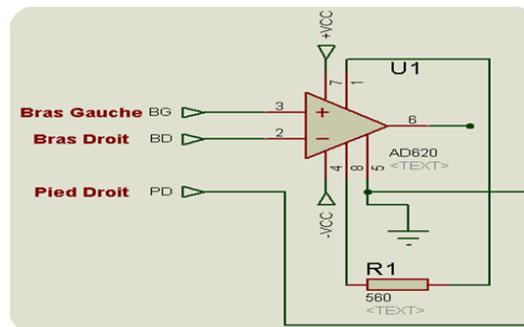


Figure .4 : Schéma du circuit de l'amplificateur d'instrumentation AD620

Le signal obtenu à la sortie de ce circuit est de très faible amplitude, de plus il est complètement noyé dans le bruit. A cet effet, un filtre passe-bas se révèle nécessaire afin de supprimer tous les bruits de haute fréquence. Il est connu que le contenu fréquentiel d'un signal ECG (pathologique ou normal) est inférieur à 150Hz. Par conséquent, un simple filtre passe-bas réalisé autour d'une fréquence de coupure  $F_c=150\text{Hz}$  suffit.

**Filtre passe-bas:** Dans cette partie, un simple filtre passe-bas de type RC a été choisi. Sa fonction de transfert peut être donnée comme suit :

$$H(j\omega) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{1 + j\omega RC} \quad (2)$$

Pour  $C = 1\mu F$  et  $R = 1k\Omega \Rightarrow f_c = \frac{1}{2\pi \cdot 10^{-3}} = 150 \text{ Hz}$

La simulation de ce circuit réalisée sur le logiciel Multisim permet de visualiser le diagramme de Bode comme illustré ci dessous :

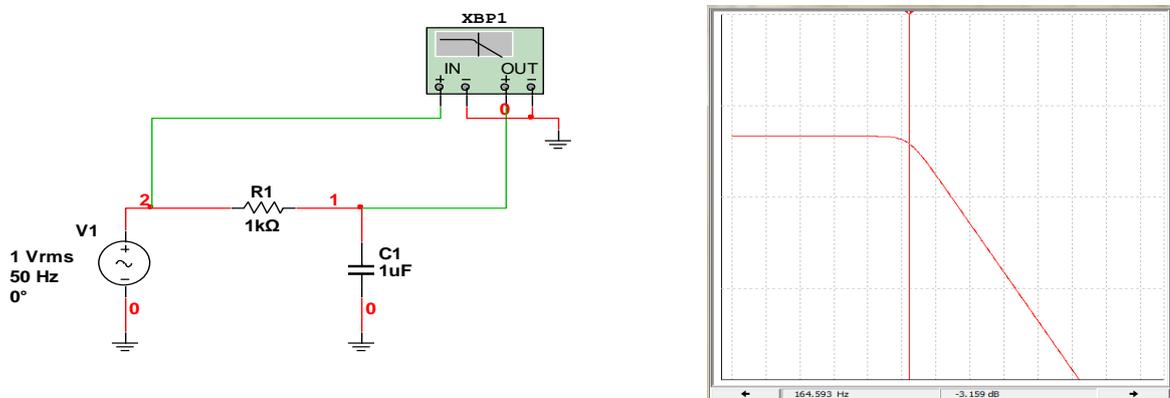


Figure .5 : à gauche, La simulation du filtre RC. A droite, le tracé de Bode du filtre RC

Selon la simulation de ce circuit, la réponse fréquentiel de ce filtre montre bien une fréquence de coupure à 150 Hz.

**Amplification :** Après l'opération de filtrage, le signal perd un peu d'amplitude. A cet effet, une deuxième opération d'amplification est recommandée. Un simple amplificateur non-inverseur est réalisé utilisant l'amplificateur opérationnel 741. Le circuit est illustré sur la figure 6 ci-dessous.

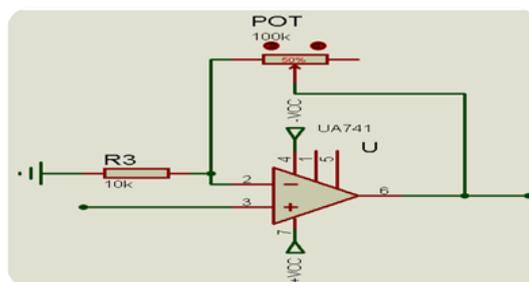


Figure.6 : Montage d'un amplificateur non-inverseur

Le potentiomètre placé entre les deux branches 2-6 permet d'ajuster le gain. Ce dernier, est donné comme suit :

$$G = \frac{V_s}{V_{in}} = \frac{R_3 + R}{R_3} = \frac{10 + 50}{10} = 6$$

### Filtre passe-haut :

Ce filtre permet de supprimer les bruits de basse fréquence (<0,03 Hz), dus à la respiration et le mouvement de l'électrode qui se traduit par une dérive de la ligne de base du signal ECG. A cet effet, un simple filtre passe-haut passif est prévu. La fonction de transfert  $H(j\omega)$  de ce filtre est donnée par :

$$H(j\omega) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{j\omega RC}{1 + j\omega RC}$$

La fréquence de coupure de ce filtre est :  $f_c = \frac{1}{2\pi RC}$

Donc pour  $C = 1000\mu\text{F}$  et  $R = 5,6\text{k}$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot 1000 \cdot 5,6 \cdot 10^{-3}} = 0,03\text{Hz}$$

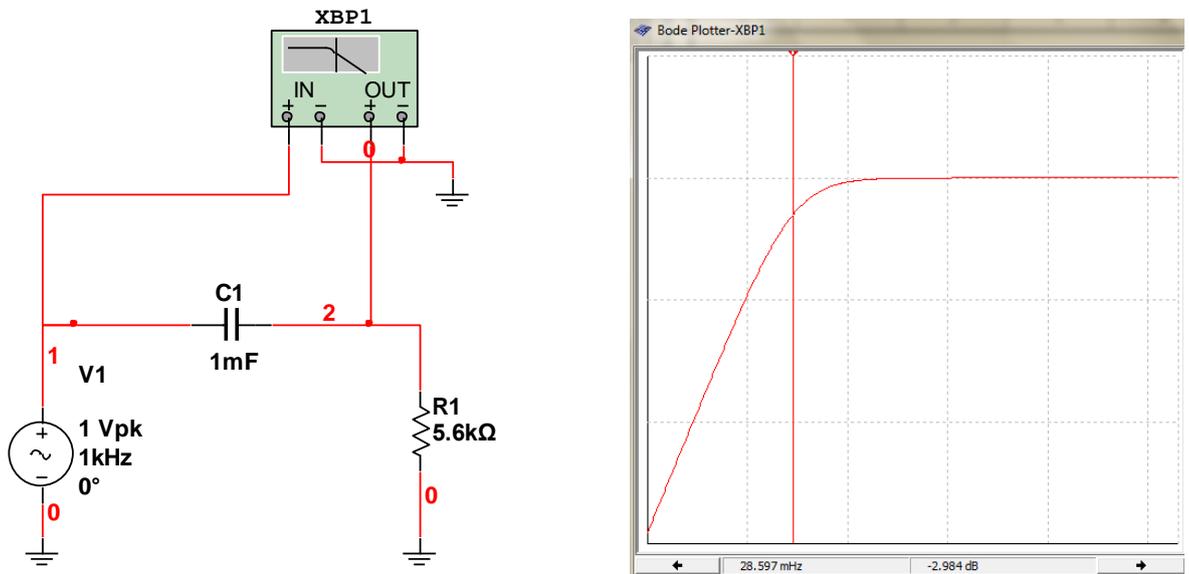


Figure.7 : à gauche : circuit de simulation. A droite, le tracé de Bode du montage

Selon le tracé de Bode, les valeurs choisies répondent parfaitement à la fréquence de coupure choisie.

### Filtre rejeteur ou coupe-bande :

Ce filtre est utilisé pour supprimer le bruit de secteur de 50Hz. La structure de ce filtre est donnée comme suit :

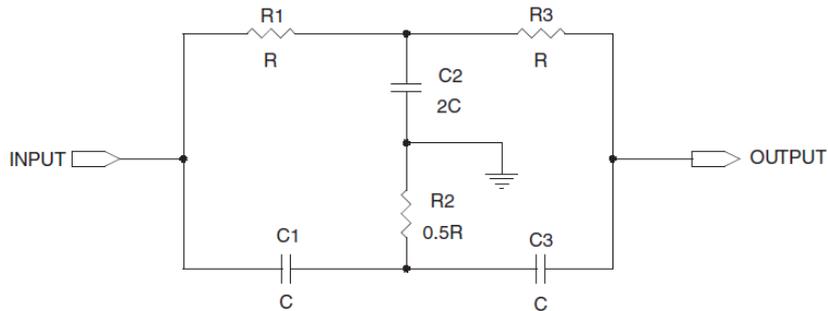


Figure.8 : Structure d'un filtre coupe-bande

La fréquence de coupure de ce filtre est :  $f_c = \frac{1}{2\pi RC}$  avec  $\omega_c = \frac{1}{RC}$

Dans cette structure, les différents composants doivent être pris comme suit :

$$C1 = C3 ; \quad C2 = 2C1 ; \quad R1 = R3 ;$$

$$\text{Donc pour : } R1 = 100K \Rightarrow \frac{1}{2\pi RC} = 49Hz \Rightarrow C1 = 33nF$$

La simulation sous Multisim donne:

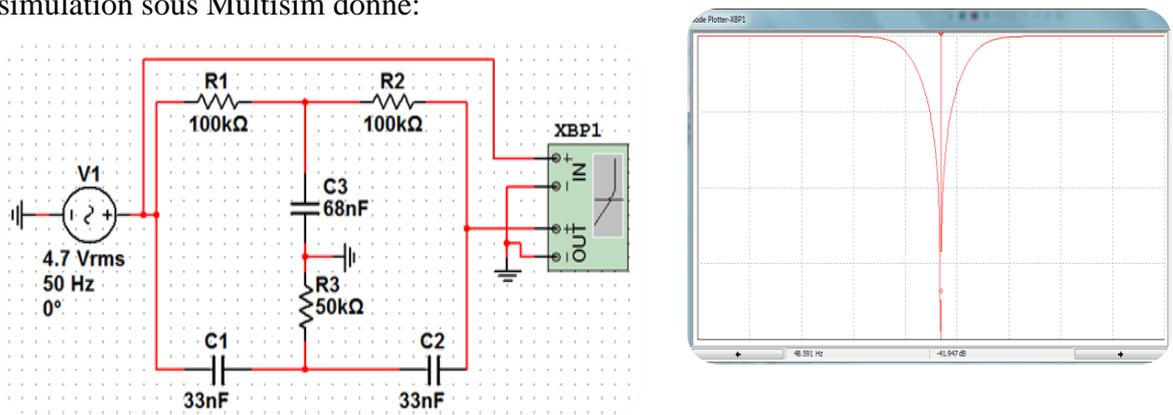


Figure.9 : A gauche, circuit de simulation. A gauche, le tracé de Bode

Selon le tracé de Bode, la réjection de la fréquence de 50Hz est bien réalisée.

### Alimentation:

Les composants ont été choisis de façon à ce qu'ils s'alimentent par la même tension. A cet effet, Une alimentation de 9V a été réalisée. Le circuit est illustré sur la figure 10 ci-dessous

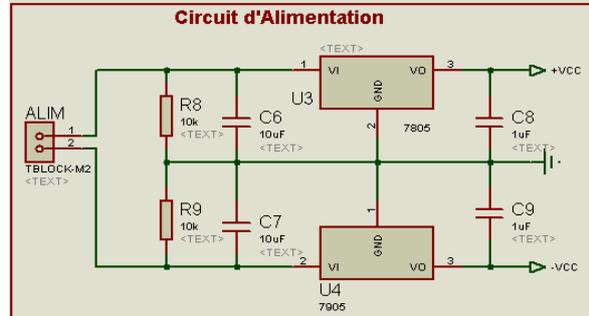


Figure .10 : Le circuit d'alimentation

### 3.1 Circuit global :

Le circuit global de la réalisation est donné sur la figure 11 ci-dessous :

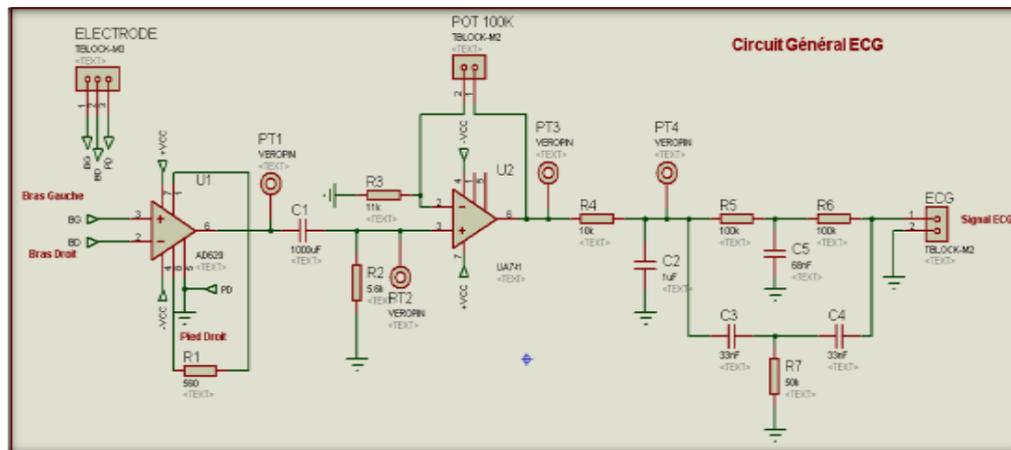


Figure .11 : Le circuit global d'ECG

### 3.2 Tests de fonctionnement du circuit

Après la réalisation du circuit sur plaque d'essai, et test du circuit, on remarque clairement sur la figure 13 que le signal ECG est bien détecté. Les différentes ondes telles que l'onde P, le complexe QRS et l'onde T sont clairement visibles ; Aussi le rythme cardiaque peut être facilement déterminé



Figure 12 –Circuit ECG sur plaque d'essai.



Figure 13–, Tracé ECG visualisé sur oscilloscope

### 3.3 Réalisation du circuit avec liste des composants

Le circuit ainsi réalisé sur circuit imprimé et arrangé dans une boîte peut être représenté comme suit :

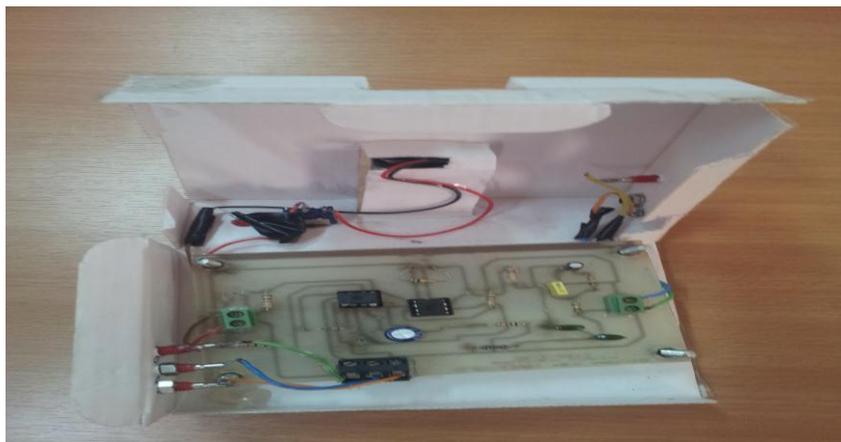


Figure14–Photo du circuit réalisé

La liste des composants choisie dans la réalisation de ce circuit est donnée dans le tableau ci-dessous

<b>Circuits intégrés</b>	<b>Résistances</b>	<b>Condensateurs</b>	<b>Autres</b>
AD620 – amplificateur d'instrumentation	R1=560ohm	C1=1000uF	4 fiches bananes
741 – amplificateur opérationnel	R2=5,6Kohm	C2=1uF	1 interrupteur
7905 – régulateur de tension (-5V)	Pot=100Kohm	C3=C4=33nF	1 LED Rouge
7805- Régulateur de tension (+5V)	R4=1kohm	C5=68nF	1 Conn3 positions
	R5=R6=100Kohm	C6=C7=10uF	1 Conn 2 positions
	R7=50K	C8=C9=1uF	2 supports de CI
	R8=R9=10Kohm		1 Batterie

### 3.4 Acquisition du signal ECG

L'acquisition du signal ECG a été réalisée à travers une carte d'acquisition appelée DAQ de National Instruments. Dans ce qui suit, une brève description de cette carte est faite.

#### 3.4.1 Présentation du DAQ 6008

L'USB-6008 de National Instruments est une carte qui fournit des fonctionnalités élémentaires d'acquisition de données pour des applications telles que l'enregistrement de données simples, les mesures portatives et les expériences en laboratoire. Cette carte est sensible à détecter l'amplitude et la fréquence d'un signal et en particulier le signal Doppler.



Figure 15 : La carte d'acquisition DAQ 2008

Le pilotage de cette carte se fait à travers un logiciel de traitement de signal appelé LabView. Les spécifications ainsi que le mode de fonctionnement de cette carte sont données en annexe.

### 3.5 Mesures et tests sur le dispositif

L'interface du programme d'acquisition et de traitement du signal ECG est donnée en ci-dessous :

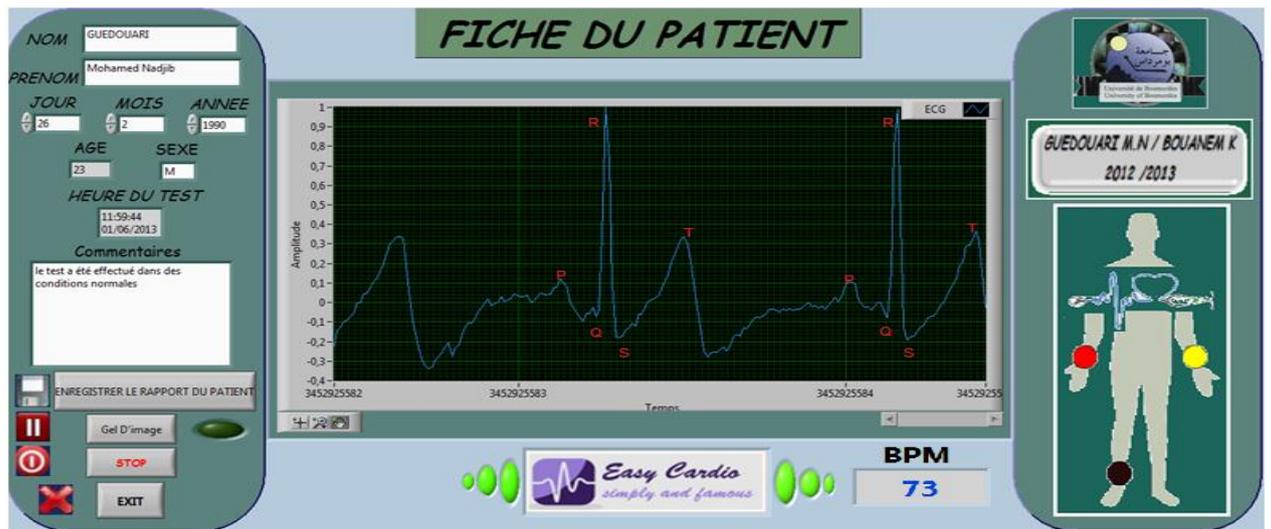


Figure 16 : L'interface d'acquisition développée sur Labview

Cette interface est développée de tel sorte qu'elle permet de faire l'acquisition et le traitement du signal ECG en temps réel et de fournir une fiche patient contenant toutes les informations personnelles du sujet avec le rapport du médecin. L'interface fournit aussi le calcul du rythme cardiaque. On constate bien la netteté du signal ECG détecté.

En cliquant sur le bouton enregistrer, la fiche patient sera automatiquement générée sous forme un document Word (.doc) qui peut être imprimé sur du papier ordinaire et attaché au dossier du patient. Ci-dessous, un exemple d'une fiche du patient d'un sujet sain, elle contient les informations personnelles du sujet relevé précédemment, ainsi que son tracé ECG obtenu.



Figure 17 : Fiche patient d'un sujet sain généré automatiquement par l'interface développée

Ce dispositif est prêt à être utilisé par des patients, souhaitant contrôler leur rythme cardiaque, ou détecter d'éventuelles anomalies. Il est simple à utiliser. Une fois que la fiche patient est enregistrée, celle-ci peut être imprimée ou envoyée par mail ou sur clé USB à un médecin pour l'analyse.

Dans ce qui suit, une étude détaillée de la réalisation du circuit de détection du Phonocardiogramme PCG est présentée.

#### 4. Etude et réalisation du circuit de détection du Phonocardiogramme PCG

Le circuit proposé s'articule autour du principe d'un stéthoscope électronique. Il est ainsi constitué principalement d'une partie capteur (microphone), d'une partie de mise en forme et d'une partie d'acquisition et de traitement numérique (voir figure 18 ci-dessous)

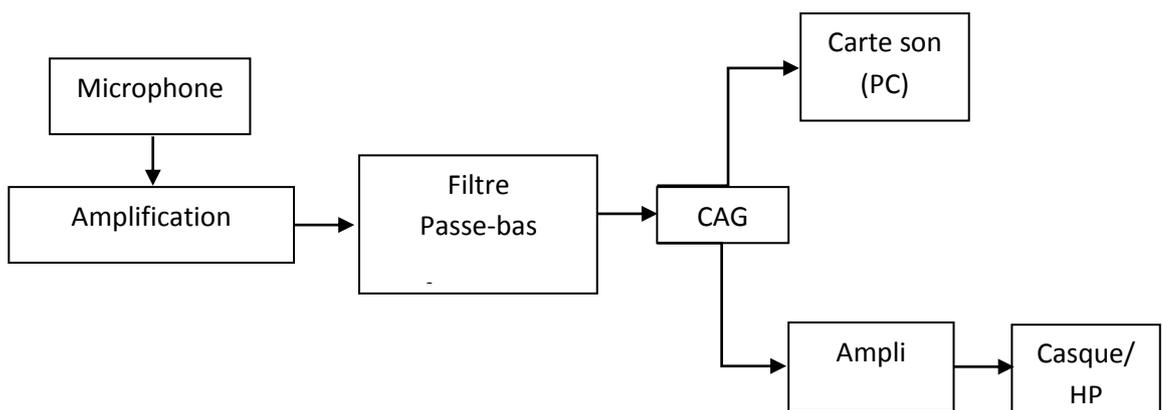


Figure.18 Le schéma bloc du circuit de détection du PCG

##### 4.1 Microphone

Le microphone utilisé dans ce projet est de marque Schwarzer. Ce microphone est type condensateur, néanmoins, il présente une petite différence par rapport aux autres microphones. En effet, Ce microphone ne dispose pas d'un diaphragme (voir la figure 19). Il détecte directement le bruit par le contact direct de la partie rigide avec le corps. Cette caractéristique rend ce capteur sensible uniquement aux bruits cardiaques, alors que les bruits externes (comme la parole) ne seront quasiment pas détectés. Ce microphone nécessite une alimentation externe entre +4 et +10 V via une résistance de 5 à 10 Kohm et une capacité de 100nF.

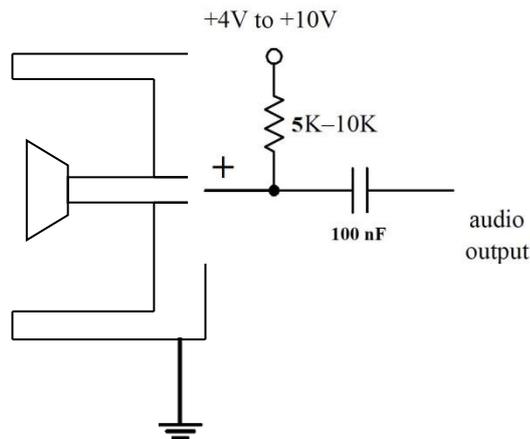


Fig. 19 Le microphone Schwarzer

## 4.2 L'amplification

Compte tenu que le signal détecté par le microphone est très faible, de l'ordre de quelques microvolts une amplification est nécessaire. L'amplificateur employé dans notre circuit est un amplificateur non-inverseur dont le gain est fixé à 400, La valeur de R1 et de R2 est fixée alors par la formule suivante

$$gain = \frac{R2}{R1 + 1}$$

La capacité C1 est employé pour supprimer la composante DC provenant de l'alimentation afin d'éviter la saturation de l'amplificateur. L'entrée non-inverseuse de cet amplificateur offre une impédance d'entrée très élevée qui peut être adaptée facilement à l'impédance de la source en ajustant C2 et R3.

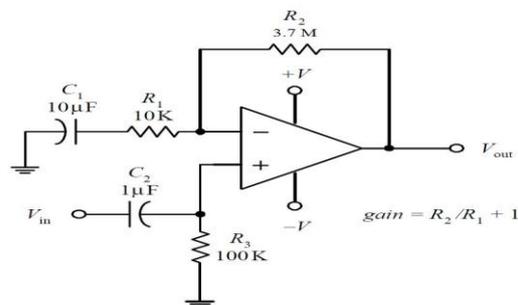


Fig. 20 : Amplificateur Non-inverseur

Cet amplificateur est suivi par un deuxième amplificateur monté en suiveur afin d'améliorer l'adaptation avec le prochain bloc qui est le filtrage.

### 4.3 Le filtrage

Nous avons décidé d'appliquer un seul filtre de large bande passante (30 Hz – 700 Hz) afin de laisser plus de liberté dans les traitements numériques. Cependant, après les premiers tests, une petite déformation a été remarquée dans le deuxième bruit B2. La cause cette déformation est localisée au niveau du filtre passe-haut de 30 Hz. A cet effet, on s'est limité à appliquer uniquement un filtre passe-bas de 700 Hz afin de garder toute l'information portée par notre capteur. Le filtre appliqué dans notre système est à cellules de Rauch, la structure ainsi que les calculs associés à ce filtre sont présentés dans la section suivante.

### 4.4 Filtre à cellules de Rauch

Le filtre à cellules de Rauch nécessite un nombre d'amplificateurs opérationnels limités et associés à des cellules RC. Le calcul et la mise en œuvre de ce filtre sont très simples. Tout d'abord, le gabarit (réponse fréquentielle) du filtre désiré doit être tracé (Fig.21). L'axe des ordonnées indique l'atténuation du signal, elle est calculée par le rapport  $V_{out}/V_{in}$  et généralement donné en décibel ( $-20\log(V_{out}/V_{in})$ ). L'axe des abscisses indique deux fréquences,  $f_c$  et  $f_s$ . La fréquence  $f_c$  est la fréquence de coupure, elle indique l'atténuation du signal à -3db, la valeur dans laquelle  $V_{out}$  atteint la valeur efficace de  $V_{in}$  ( $V_{eff} = \frac{V_{in}}{\sqrt{2}}$ ). La fréquence  $f_s$  indique est la fréquence d'arrêt (stop frequency), elle est fixée par le constructeur selon la qualité du filtrage désiré.

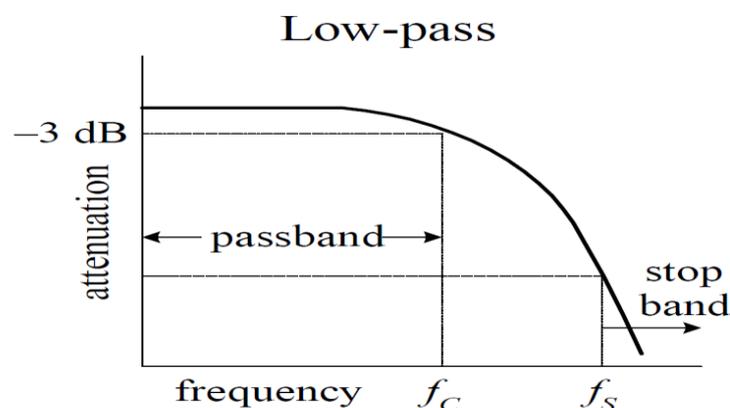


Fig.21 Un gabarit d'un filtre passe-bas

Le filtre passe-bas réalisé dans ce projet est réalisé autour d'une fréquence de coupure  $f_c=700\text{Hz}$  à  $-3\text{db}$  et une fréquence d'arrêt  $f_s=2800\text{ Hz}$  à  $-60\text{db}$ . La première chose à faire est de calculer le facteur de qualité  $A_s$ . Cette valeur est utilisée pour déterminer l'ordre du filtrage.

$$A_s = \frac{f_s}{f_c} = \frac{2800}{700} = 4$$

Ensuite, le type de filtre a employé doit être choisi, dont trois types sont largement utilisés en électronique : Butterworth, Chebyshev et Bessel. La différence entre ces derniers est représentée dans la réponse fréquentielle tel qu'il est affiché par la figure 22. En effet, le filtre Bessel présente une réponse indicielle optimale (petit dépassement, distorsion de phase minimale). Tandis que le filtre Butterworth montre Réponse en amplitude plate jusqu'à la fréquence de coupure. Cependant, le filtre Chebyshev affiche le meilleur affaiblissement après la coupure.

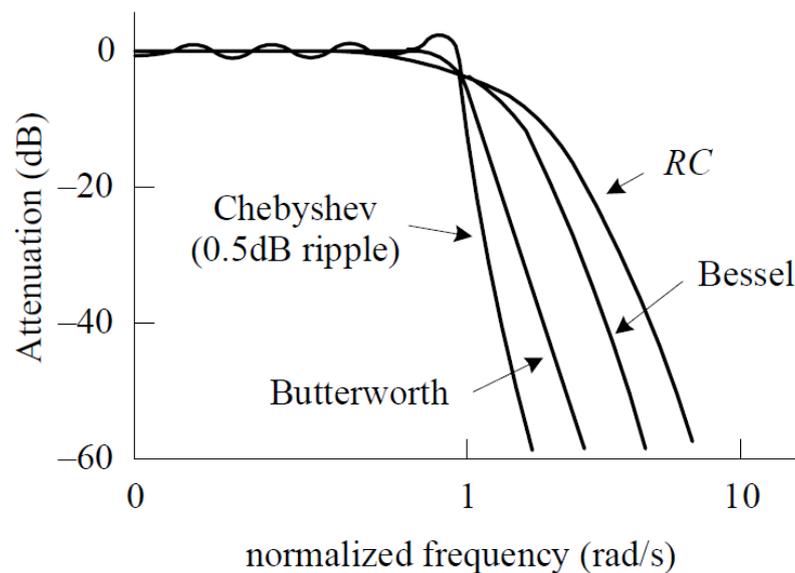


Fig.22 : La réponse fréquentielle des différents filtres.

Dans notre conception, le filtre Butterworth a été choisi. L'ordre de ce filtre « n » peut être connu à travers le schéma présenté dans figure 23 par l'intersection de  $A_s = 5$  (facteur de qualité) avec l'atténuation choisie à  $-60\text{db}$ .

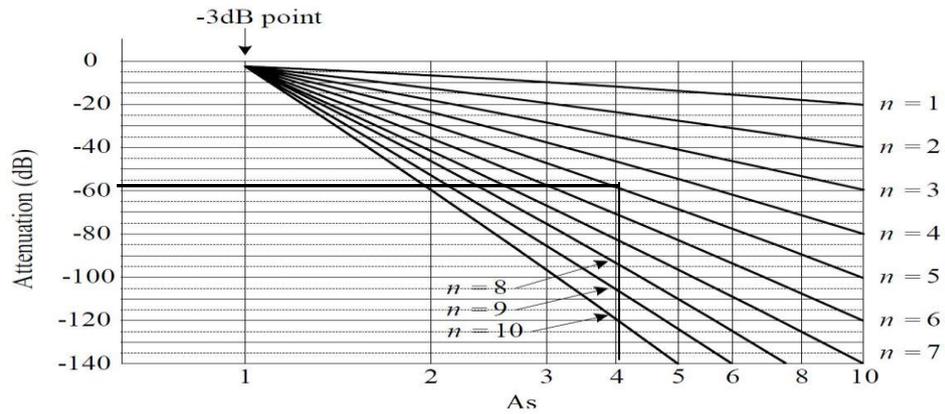
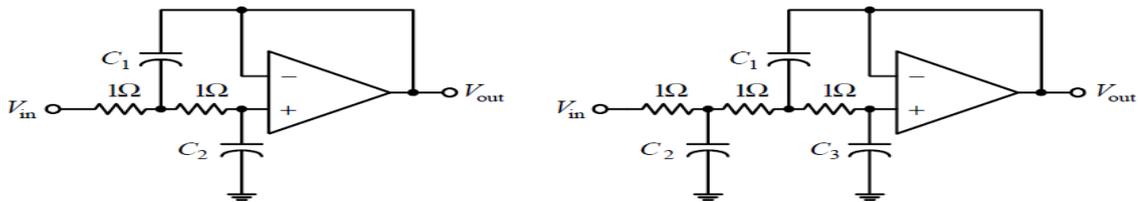


Fig.23 Les courbes d'atténuation du filtre Butterworth passe-bas

En conclusion, le filtre Butterworth caractérisé par une fréquence de coupure  $f_c=700$  Hz à -3db et une fréquence d'arrêt  $f_s = 2800$  Hz à -60db a un ordre de 5. La structure de ce filtre peut être réalisée selon le tableau et les sections présentées dans la figure 24 ci-dessous :



ORDER $n$	NUMBER OF SECTIONS	SECTIONS	$C_1$	$C_2$	$C_3$
2	1	2-pole	1.414	0.7071	
3	1	3-pole	3.546	1.392	0.2024
4	2	2-pole	1.082	0.9241	
		2-pole	2.613	0.3825	
5	2	3-pole	1.753	1.354	0.4214
		2-pole	3.235	0.3090	
6	3	2-pole	1.035	0.9660	
		2-pole	1.414	0.7071	
		2-pole	3.863	0.2588	
7	3	3-pole	1.531	1.336	0.4885
		2-pole	1.604	0.6235	
		2-pole	4.493	0.2225	
8	4	2-pole	1.020	0.9809	
		2-pole	1.202	0.8313	
		2-pole	2.000	0.5557	
		2-pole	5.758	0.1950	

Fig.24 Les valeurs normalisées du filtre actif butterworth

Selon le tableau ce filtre peut être réalisé par deux sections en cascade, la première à deux pôles et la deuxième à 3 pôles dont les valeurs de leurs capacités sont connues (voir le tableau). Il aura la structure suivante :

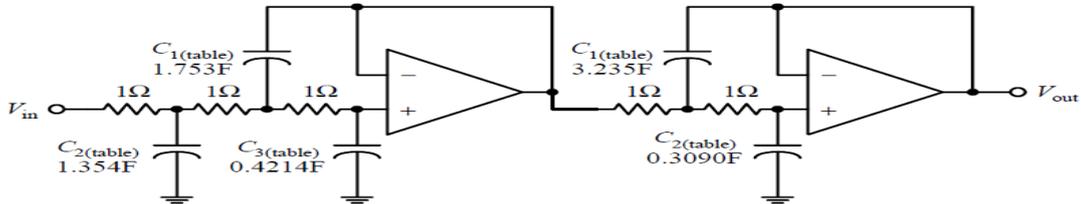


Fig. 25: Filtre Butterworth passe-bas normalisé

Les condensateurs de ce filtre sont pratiquement inexistantes, pour cela il est nécessaire de changer l'échelle. Il suffit donc de multiplier les résistances normalisées par un facteur de Z et diviser les condensateurs par le même facteur. La valeur de Z est choisie typiquement 10 KΩ. Les règles du changement d'échelle sont données comme suit:

$$C = \frac{C_{(table)}}{Z \cdot 2\pi f_{3db}} \quad \text{où } f_{3db} = 700 \text{ Hz}$$

$$R = Z \cdot R_{table} \quad \text{où } R_{(table)} = 1\Omega$$

La structure finale de notre filtre est donnée comme suit :

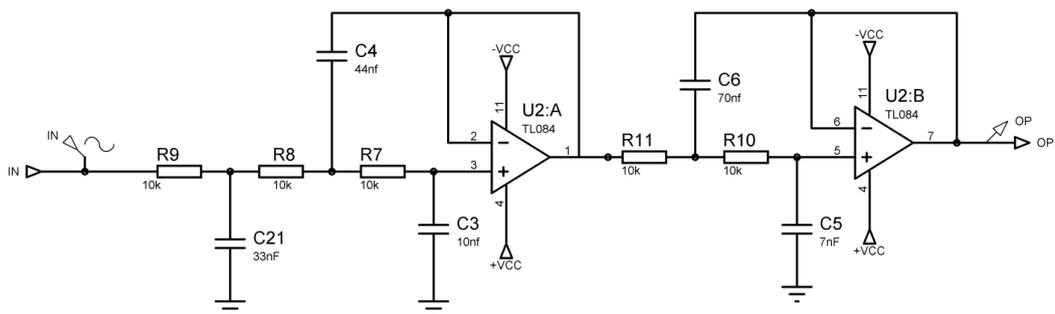


Fig.26 Structure finale du filtre passe-bas

Le test de ce circuit a donné la réponse présentée par la figure 27. Ce test a été réalisé par un logiciel de simulation électronique Proteus.

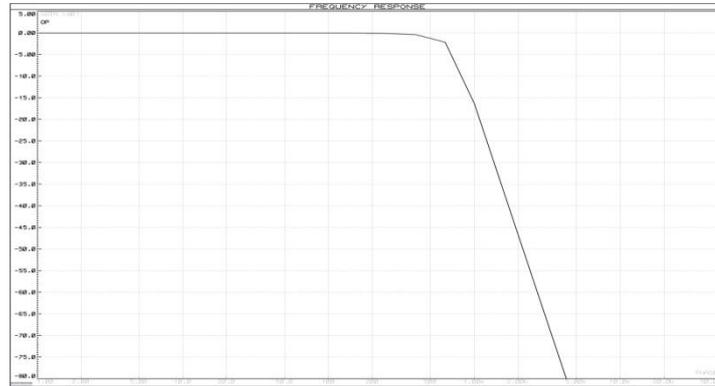


Fig.27 Le traçage de Bode du filtre réalisé

La partie suivante dans notre réalisation est le contrôle automatique du gain, cette étape est nécessaire afin d'éviter la saturation de l'ampli audio ou l'écrêtement du signal pendant son acquisition.

#### 4.5 Le contrôle automatique du gain (CAG)

Le signal détecté après le filtrage est de l'ordre de quelque volt, il est donc nécessaire de réduire cette valeur et de la contrôler afin d'éviter la saturation de l'amplificateur audio (LM 386) qui a une  $V_{in}$  déterminée entre  $\pm 400$  mVolt selon la fiche technique.

Le contrôle automatique du gain est nécessaire aussi pour la carte son. Dans plusieurs projets, cette dernière est présentée avec deux inconvénients majeurs : un filtre passe haut de 20 Hz à l'entrée et une tension  $V_{in}$  entre  $\pm 500$  mVolt. Cependant, après avoir testé la carte son de notre PC par un signal sinusoïdal, nous avons remarqué qu'il n'y a aucun filtre à l'entrée et toutes les fréquences passent sans atténuation. Tandis que, la tension d'entrée  $V_{in}$  est limitée entre  $\pm 100$  mVolt. Face à cette problématique, le circuit intégré NE571 a été employé. Ce circuit est un double amplificateur à gain variable en fonction de niveau d'entrée. Le diagramme bloc de ce circuit est affiché par la figure 28 ci-dessous.

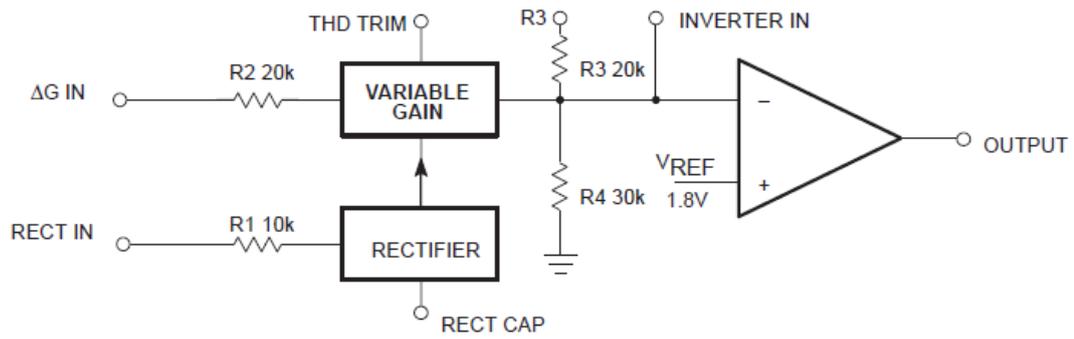


Fig.28 Le brochage des deux amplis

La figure 29 illustre le montage typique de ce mode de fonctionnement. Les résistances  $R_{DC}$  et le condensateur  $C_{DC}$  sont employés pour supprimer la composante DC de la rétroaction reliée avec la cellule  $\Delta G$  (régulateur du gain). Les  $R_{DC}$  peuvent généralement être de l'ordre de 20 à 30 Kohm, tandis que le condensateur  $C_{DC}$  est de l'ordre de  $10\mu F$ .  $C_F$  est un condensateur de couplage pour  $\Delta G$  et l'entrée RECT IN, tandis que  $C_{IN}$  et  $C_{out}$  sont des condensateurs de couplage de l'entrée et de la sortie.

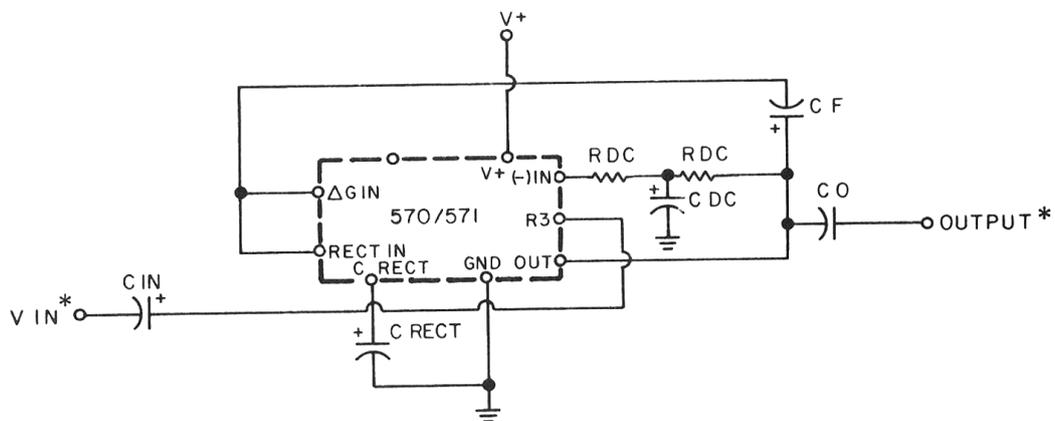


Fig.29 Le Ne571 monté en compresseur

Le gain ainsi que la courbe de transfert d'entrée\sortie de ce circuit sont donnés comme suit :

$$Gain = \left( \frac{0.7}{V_{in_{eff}}} \right)^{1/2}$$

## 4.6 Amplificateur Audio

L'amplificateur audio LM386 est conçu principalement pour les applications de faible puissance. Contrairement aux l'ampli op traditionnels, tel que le 741, le gain du LM386 est fixé à 20 par le constructeur. Toutefois, il est possible d'augmenter le gain à 200 en connectant les broches 1 et 8 du LM386 via un réseau résistance-capacité en série. Cet amplificateur audio est conçu pour conduire un haut-parleur 8-Ω. La figure 30 montre le brochage de cet ampli ainsi que les deux montages à gain différent.

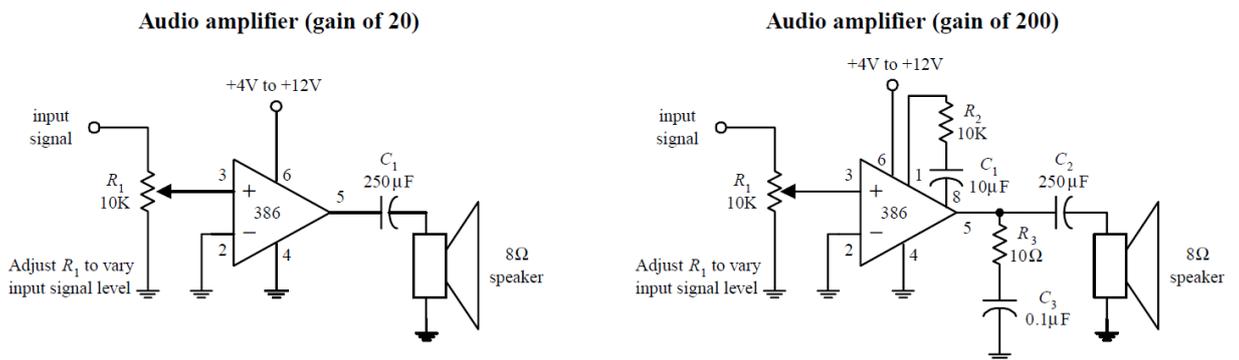


Fig.30 L'amplificateur Audio LM386 monté avec deux gains différents

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

Le circuit électronique du système d'acquisition du signal phonocardiogramme (PCG) qui a été réalisé est illustré sur la figure 31 et la figure 32 ci-dessous



Fig.31 Photo de circuit réalisé

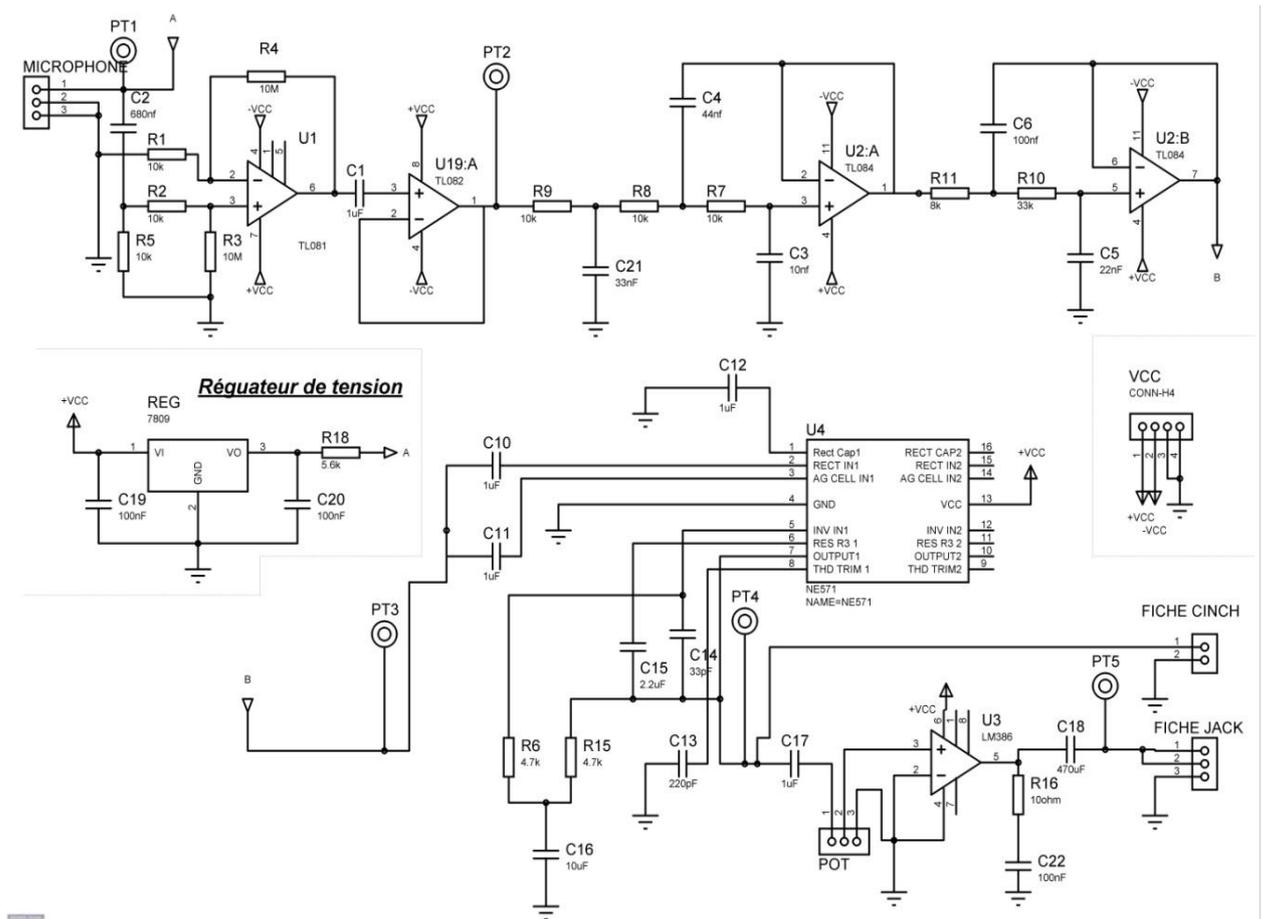


Fig.31 Le circuit électrique du dispositif de détection du PCG

#### 4.7 Tests de fonctionnement du circuit de détection du PCG

La figure 32 ci-dessous représente le signal PCG obtenu sur un oscilloscope. Les bruits cardiaques détectés sont très clair, en effet les 4 composantes de B1 sont bien détectées pareil pour les deux déflexions de B2 (A2 et P2).

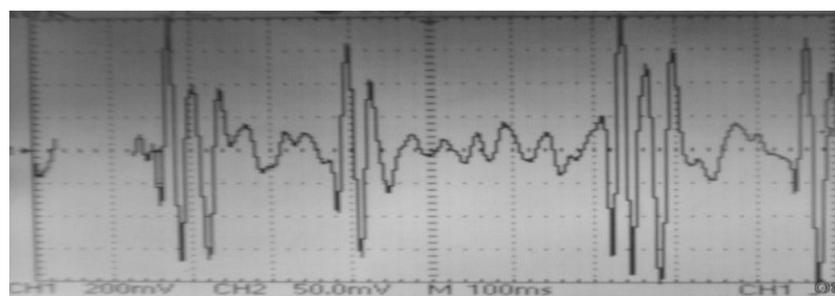


Fig.32 : Le signal PCG (après le filtrage)

## **5. Etude et réalisation du circuit de détection du Photopléthysmogramme**

### **5.1 Principe de fonctionnement et schéma bloc**

La photopléthysmographie est une technique optoélectronique dédiée essentiellement pour la mesure de la variation d'un volume. Cette technique a été adoptée dans notre projet PNR dans le but de mesurer la variation du volume sanguin à l'intérieur d'un segment vasculaire. En effet, ce changement du volume sanguin est causé par une onde de pouls qui arrive au point de mesure suite à une éjection vasculaire. La photopléthysmographie s'appuie sur la loi de Beer –Lambert. En réalité, La photopléthysmographie découle de la modification de l'atténuation de la lumière par l'énergie transmise ou réfléchiée par les tissus sur lesquels la lumière est appliquée. En effet, il existe une corrélation étroite entre la composante pulsatile de l'écoulement du sang et le changement de l'absorption de la lumière (Figure 33). En exploitant cette corrélation, on peut extraire des informations sur la fonction cardiaque, le système vasculaire et le flux sanguin.

Le schéma bloc du circuit de l'acquisition du signal PPG proposé dans ce projet PNR est illustré sur la figure 34. L'élément clé dans l'acquisition du signal PPG est la sonde. En effet, cette sonde est constituée essentiellement d'une source lumineuse et d'un photodétecteur. La source lumineuse émet de la lumière tandis que le photodétecteur reçoit de la lumière transmise est qui dépend principalement de la variation du volume sanguin dans le site de mesure et qui peut être le doigt, l'oreille ou le lobe de l'oreille. Le schéma bloc contient aussi un circuit de mise en forme composé d'un étage de filtrage et d'un étage d'amplification. Ceci est dû à l'effet que le signal PPG est généralement de faibles amplitudes et il est souvent contaminé par des bruits. Le signal PPG filtré et amplifié est transmis par la suite vers le PC afin de subir un traitement numérique. Le but fondamental de ce traitement est l'extraction des paramètres directement liés à la fonction cardiaque, le système vasculaire et le flux sanguin.

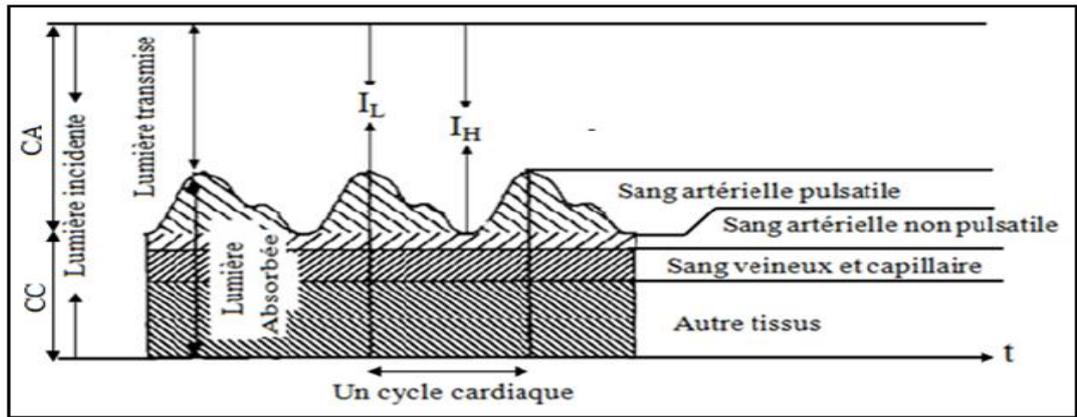


Figure 33. La lumière absorbée et la lumière transmise dans le tissu vivant

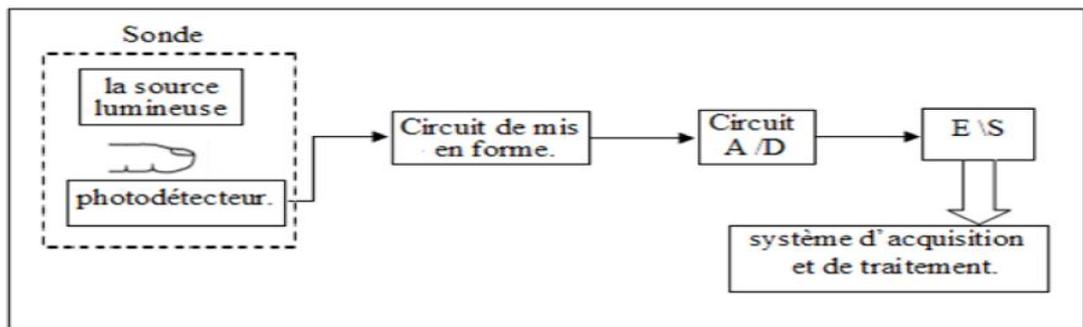


Figure 34. Schéma bloc général d'un photopléthysmographe

## 5.2 Réalisation de la carte de détection du signal PPG

### 5.2.1 Circuit émission-réception de la lumière

Le circuit est constitué d'une photodiode rouge et d'un phototransistor (Figure 35). L'émission de la lumière est faite à l'aide d'une photodiode à cause de sa grande sensibilité, son faible encombrement et son prix réduit. La résistance  $R_1$  est utilisée pour protéger la diode en réduisant le courant qui provient de l'alimentation. Sa valeur peut être calculée en utilisant l'expression suivante :

$$R_1 = (V_{cc} - 1.5)/0.016$$

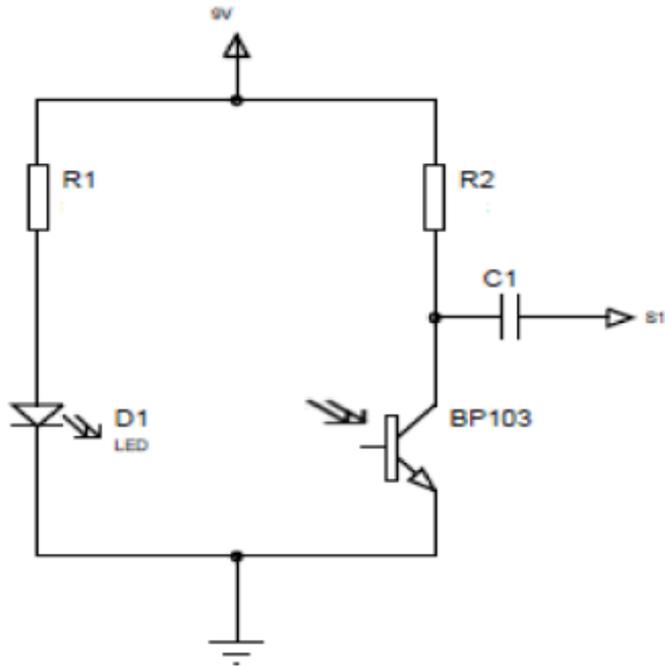


Figure 35. Circuit d'émission-réception

La lumière traversant le site de mesure sera détectée par le phototransistor (BP 103). L'éclairement capté traduit la variation du volume du sang oxygéné transporté par l'hémoglobine. Cette partie du montage est organisée dans un doigtier adaptable avec le doigt du patient tel qu'il est affiché par la figure 36.



Figure 36 : Capteur de doigt

La capacité  $C_1$  a pour rôle l'élimination de la composante continue DC. Le signal détecté est de faible amplitude ce qui nous oblige à utiliser un étage d'amplification.

### 5.2.2 circuit de pré-amplification

La pré-amplification du signal PPG est accomplie par l'utilisation l'amplificateur inverseur TL084. le circuit d'amplification est illustré sur la figure 37.

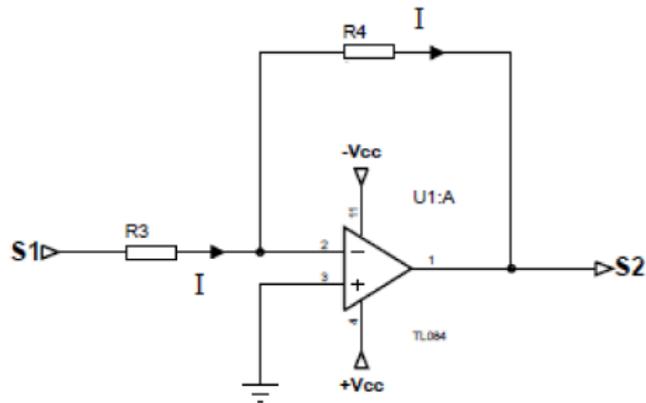


Figure 37. Circuit de pré-amplification du signal PPG

Le gain de cet amplificateur peut être fixé par les deux résistances  $R_3$  et  $R_4$ . Dans notre réalisation les valeurs des deux résistances  $R_3$  et  $R_4$  sont fixées à  $1\text{ k}\Omega$  et  $1\text{ M}\Omega$ , respectivement. Ceci nous a permis d'avoir un gain de 1000.

### 5.2.3 Filtre passe bas

Un filtre passe bas de butterworth de deuxième ordre est utilisé afin d'éliminer le bruit de secteur d'alimentation (Figure 38).

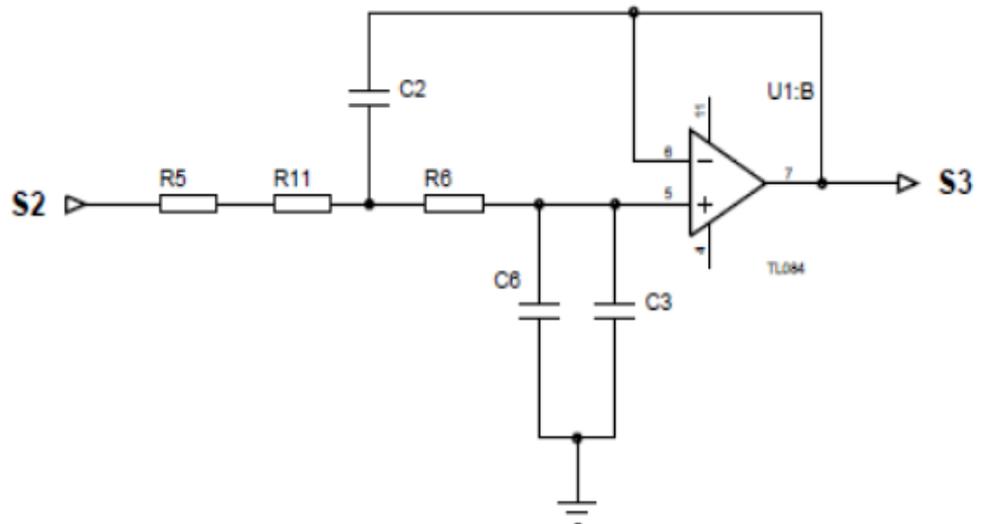


Figure 38. Filtre passe bas

### 5.2.4 L'amplification

Malgré que l'étage de la pré-amplification représente un gain assez important, le signal obtenu après le filtre passe bas de Butterworth reste faible ce qui rend nécessaire d'utiliser un deuxième amplificateur (Figure 39).

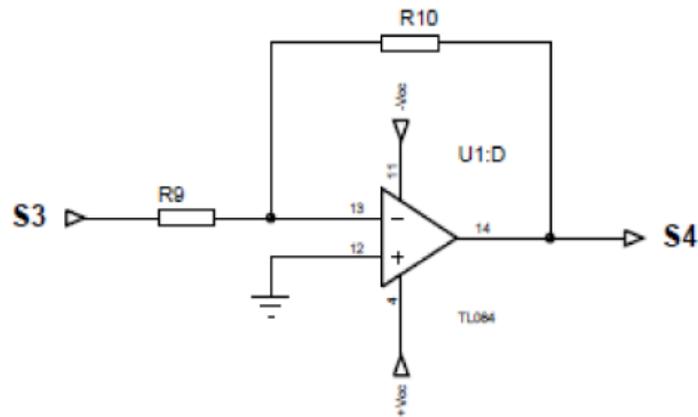


Figure 39. Circuit d'amplification du signal PPG

### 5.2.5 Etage du filtrage

Cet étage est constitué de deux filtres : passe bas et passe haut. Ces deux filtres sont représentés sur les figures 40 et 41, respectivement. Le filtre passe est réalisé à base d'une résistance  $R_7$  et d'un condensateur  $C_4$ . Les valeurs de ces deux composants sont fixées de telle manière à avoir une fréquence de coupure de 7 Hz. Le filtre passe haut est un filtre actif de premier ordre utilisé essentiellement pour filtrer les bruits de basses fréquences et pour assurer une stabilisation du signal PPG.

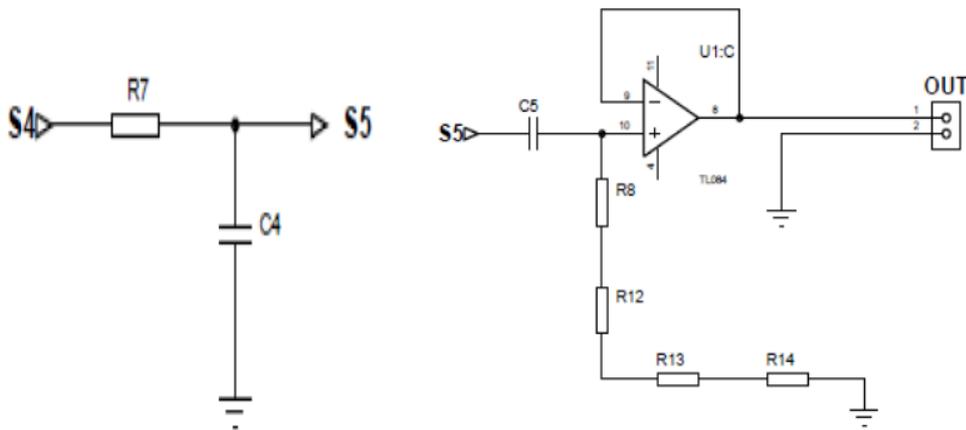


Figure 40. Filtre passe bas

Figure 41. Filtre passe haut

### 5.3 Test du circuit de détection du photopléthysmogramme PPG

Le circuit réalisé est représenté sur la photo donnée sur la figure 42 et le schéma électrique sur la figure 43. En réalité, la partie mise en forme du signal est doublée dans le but d'enregistrer deux signaux PPG délivrés de deux sites de mesure différents. Cette technique permet de faire un monitoring continu non seulement de la saturation du sang en oxygène mais elle permet aussi un monitoring continu de la pression artérielle systolique. En effet, ceci est possible en mesurant le temps de transit entre les deux signaux PPG.

La figure 44 montre un exemple d'enregistrement du signal PPG fait sur un oscilloscope numérique.

En réalité, l'enregistrement est fait sur un PC portable à travers la carte DAQ. Ceci permet de faire un traitement plus avancé du signal PPG et d'extraire les paramètres d'intérêt clinique.

Le circuit a été testé sur certain nombre de volontaires. Un exemple de résultat d'acquisition fait sur un sujet est illustré sur la figure 45

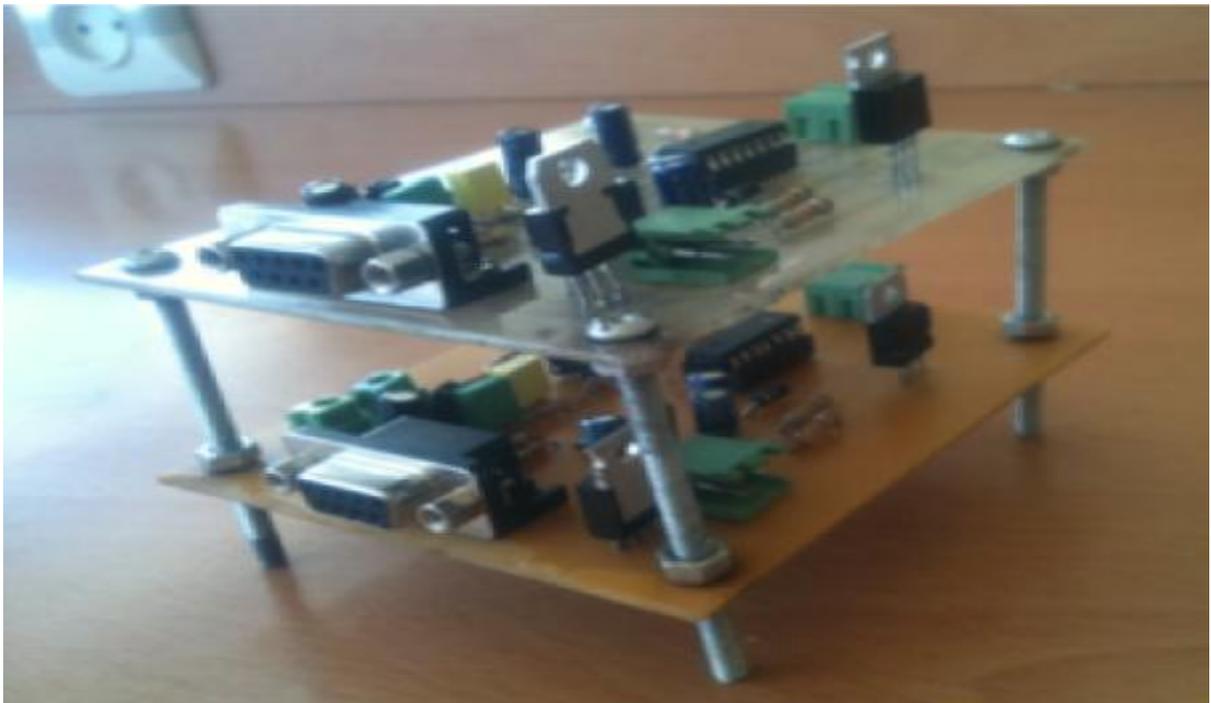


Figure 42. Photo du circuit de d'acquisition du signal PPG

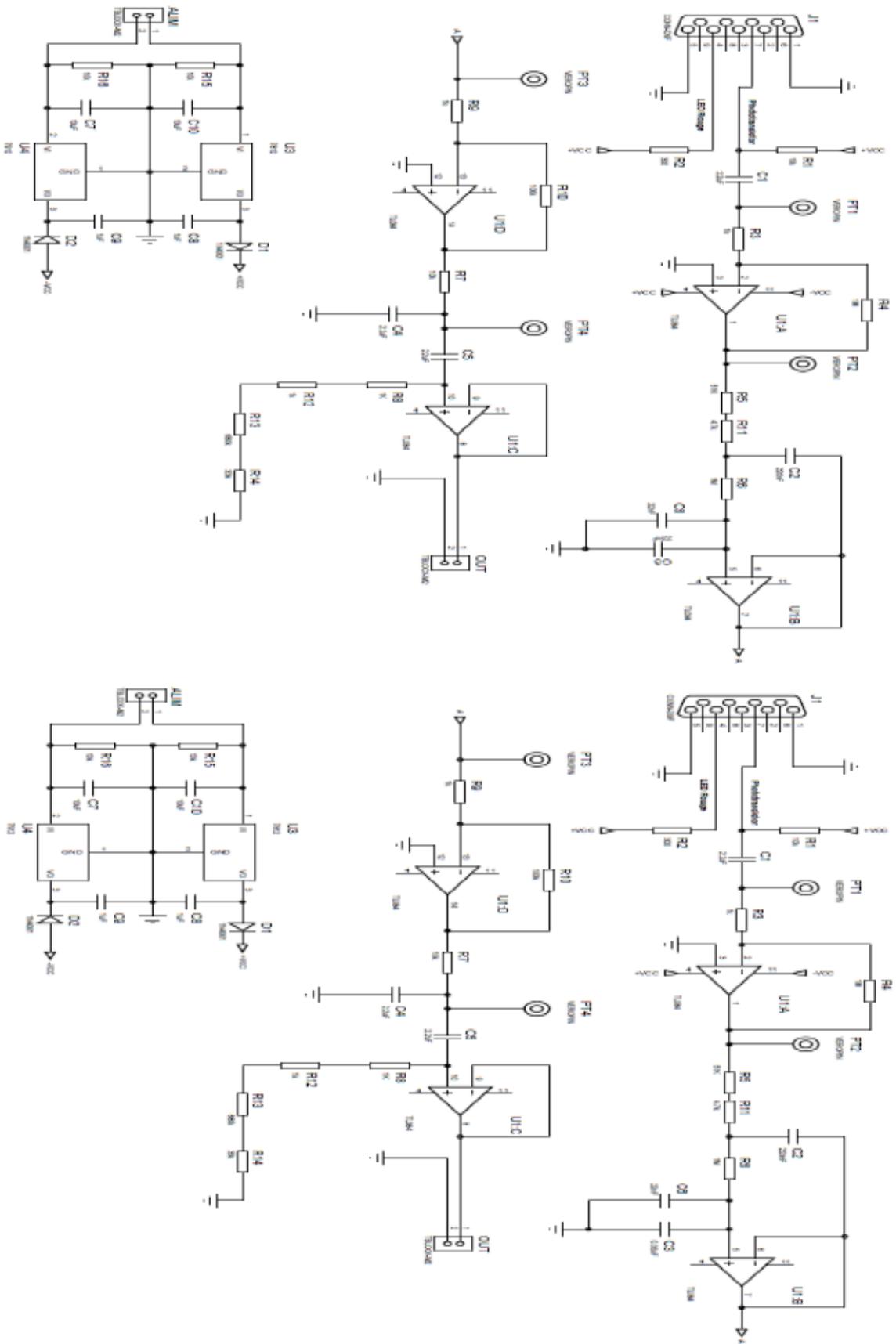


Figure 43. Circuit électrique de l'acquisition du signal PPG.

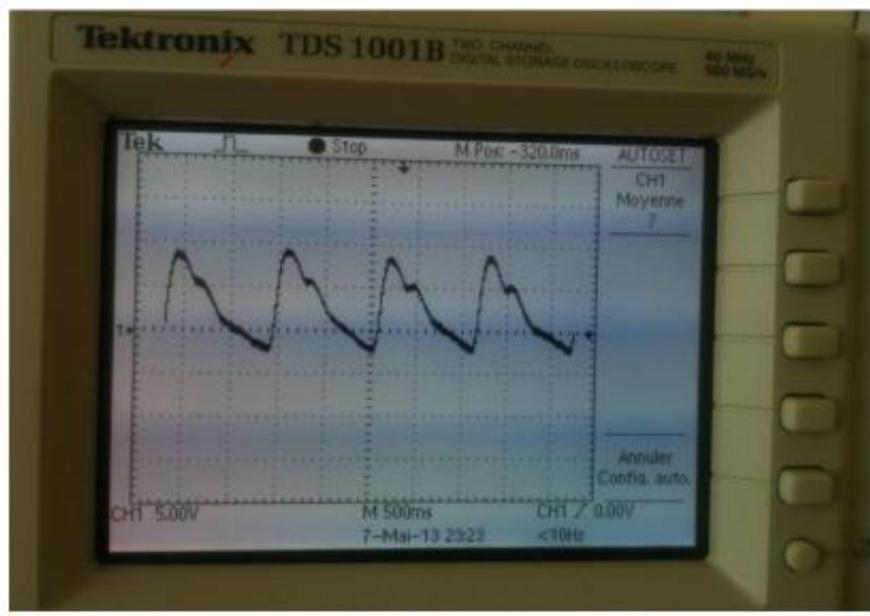


Figure 44. Enregistrement du signal PPG à l'entrée de l'étage d'amplification

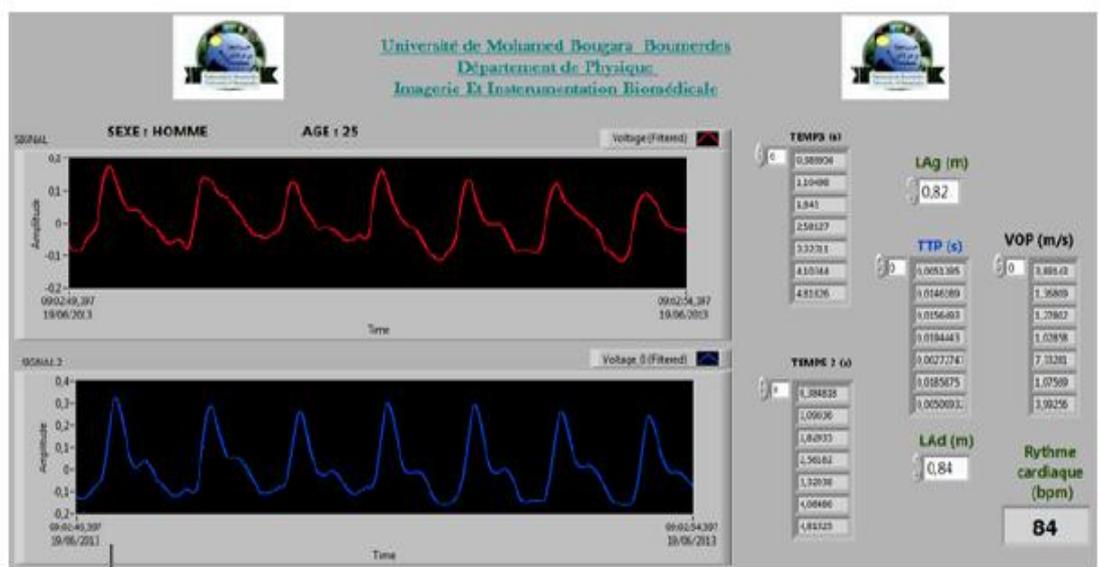


Figure 45. Enregistrement du signal PPG

## 6. Traitement numérique

Les grandeurs ECG, PCG et PPG ainsi détectées et acquises sont traitées de manière numérique. Il faut noter qu'à ce jour, seul le traitement du signal ECG est relativement bien avancé. Ce travail est décrit dans ce qui suit. Une optimisation du temps de calcul a été notre objectif essentiel afin de mettre en œuvre un algorithme fiable et efficace fonctionnant en temps réel.

Les différents algorithmes proposés (figure 46) ont été implémentés sous environnement Matlab. Une partie des programmes ont été convertie en langage C. Il faut noter que ce traitement a été testé sur des signaux ECG de la banque de données universelle MIT-BIH avant d'être appliqué sur les signaux acquis à travers le dispositif réalisé.

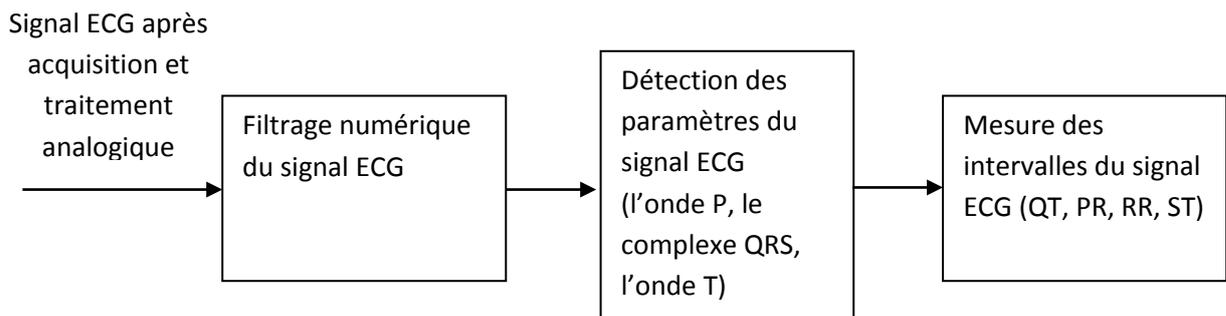


Figure 46 : Les différentes étapes amenant à un traitement numérique du signal ECG

### 6.1 Filtrage numérique du signal ECG :

Les différents algorithmes utilisés pour le filtrage du signal électrocardiogramme (ECG) sont:

#### 6.1.1 Filtre à réponse impulsionnelle infinie (RII), type Butterworth

Le filtre utilisé est un filtre récursif (RII), type butterworth. Sa fonction de transfert en Z est :

$$H(z) = \frac{\sum_{i=0}^N b_i z^{-i}}{1 + \sum_{i=1}^N a_i z^{-i}}$$

Ce type de filtre est caractérisé par une réponse en amplitude plate dans la bande passante.

### 6.1.2 Filtre morphologiques

Le filtrage morphologique est très répandu dans le domaine du traitement signal et le traitement d'image du fait de sa robustesse et de son calcul simple et rapide.

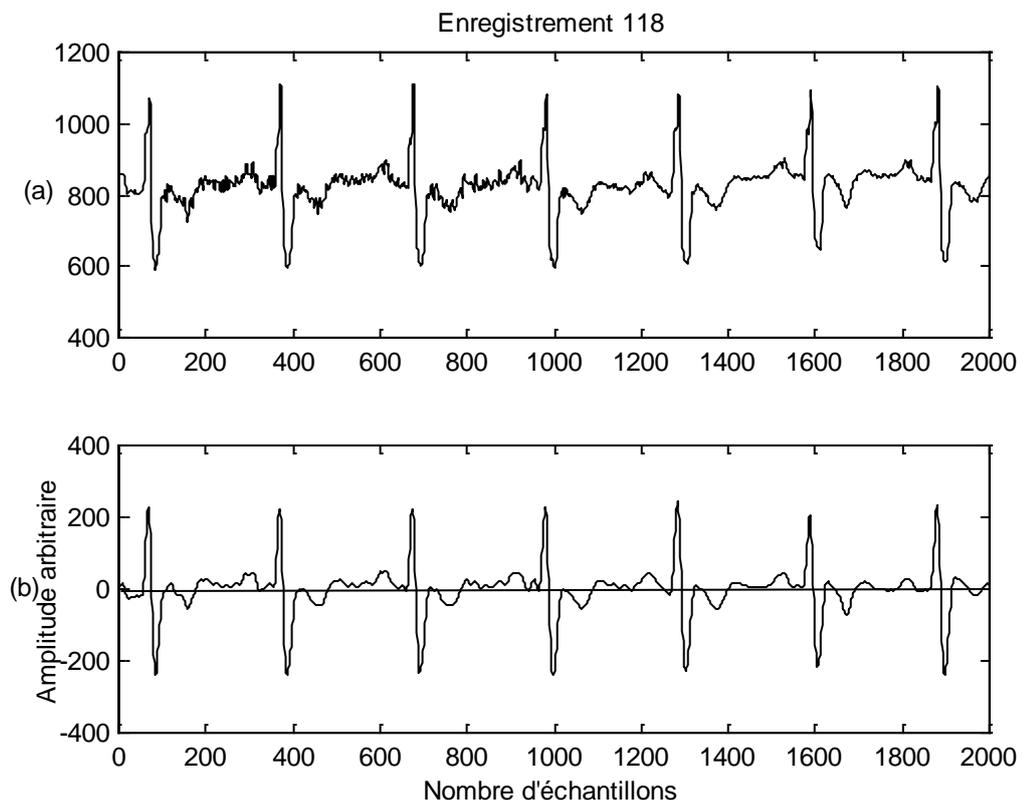
La morphologie mathématique, basée sur des opérations d'ensembles, fournit une approche conduisant à l'élaboration des méthodes non linéaires de traitement des signaux, dans lesquelles la forme de l'information d'un signal est incorporée. Dans ces opérations, le résultat d'un ensemble de données transformé par un autre ensemble dépend des formes des deux ensembles impliqués. Un élément structurant doit être conçu selon les caractéristiques de forme du signal qui doivent être extraites.

Il y a deux opérateurs morphologiques de base : érosion ( $\ominus$ ) et dilatation ( $\oplus$ ).

L'ouverture ( $\circ$ ) et la fermeture ( $\bullet$ ) sont les opérateurs dérivés définis en termes d'érosion et dilatation.

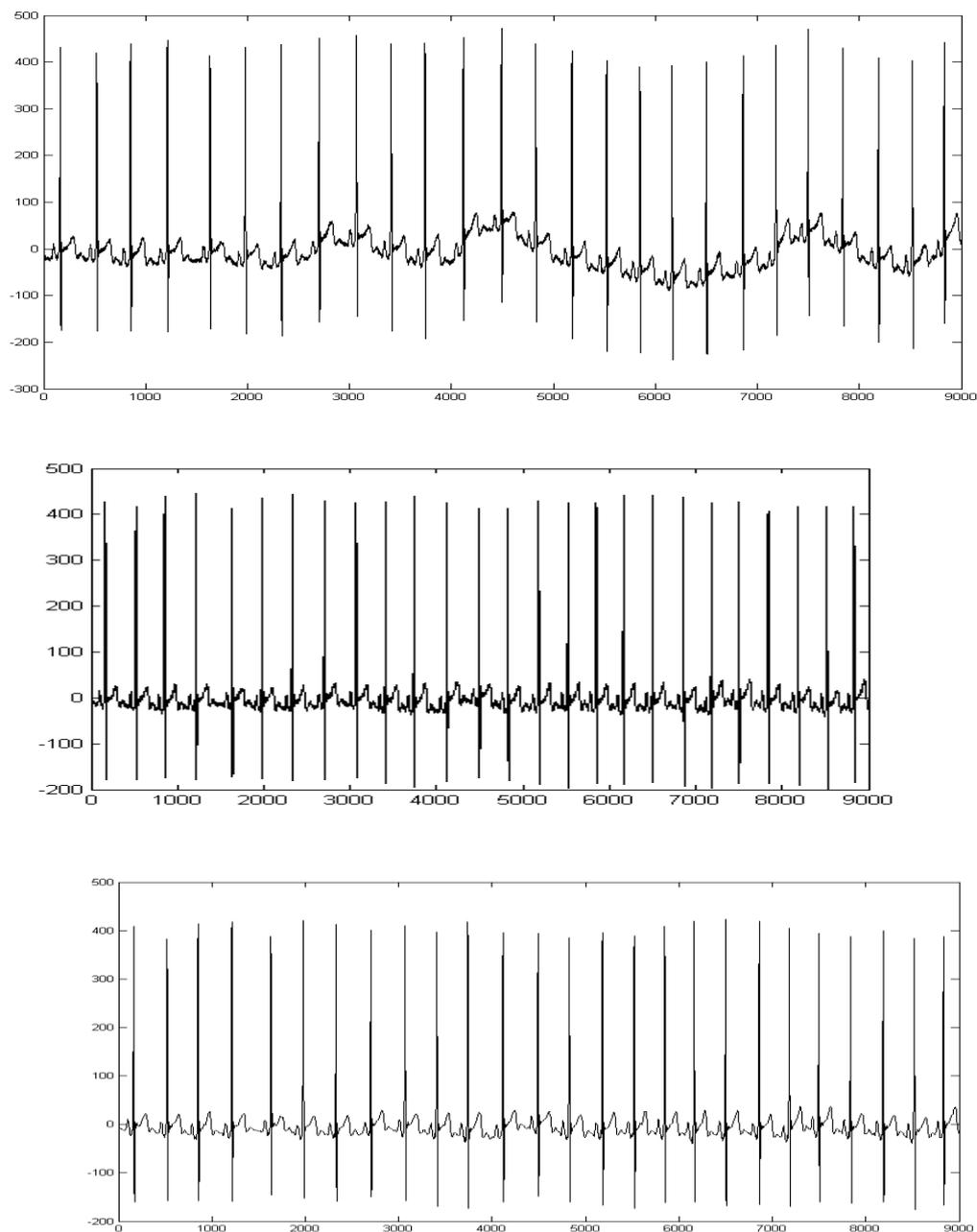
### 6.2 Résultats obtenus après filtrage du signal ECG:

Des exemples de résultats obtenus par application des différents types de filtres cités ci-dessus sont illustrés sur les figures 47 a et b. et figure 48



**Figure 47:** (a) Signal ECG bruité (enregistrement 118)

(b) Résultat du filtrage



**Figure 48** Résultats de filtrage morphologique. a) signal ECG original (fichier 115.mat de la base de donnée MIT-BIH Arrhythmia). b) correction de la ligne de base. c) Signal filtré.

### 6.3 Détection des différentes du signal ECG :

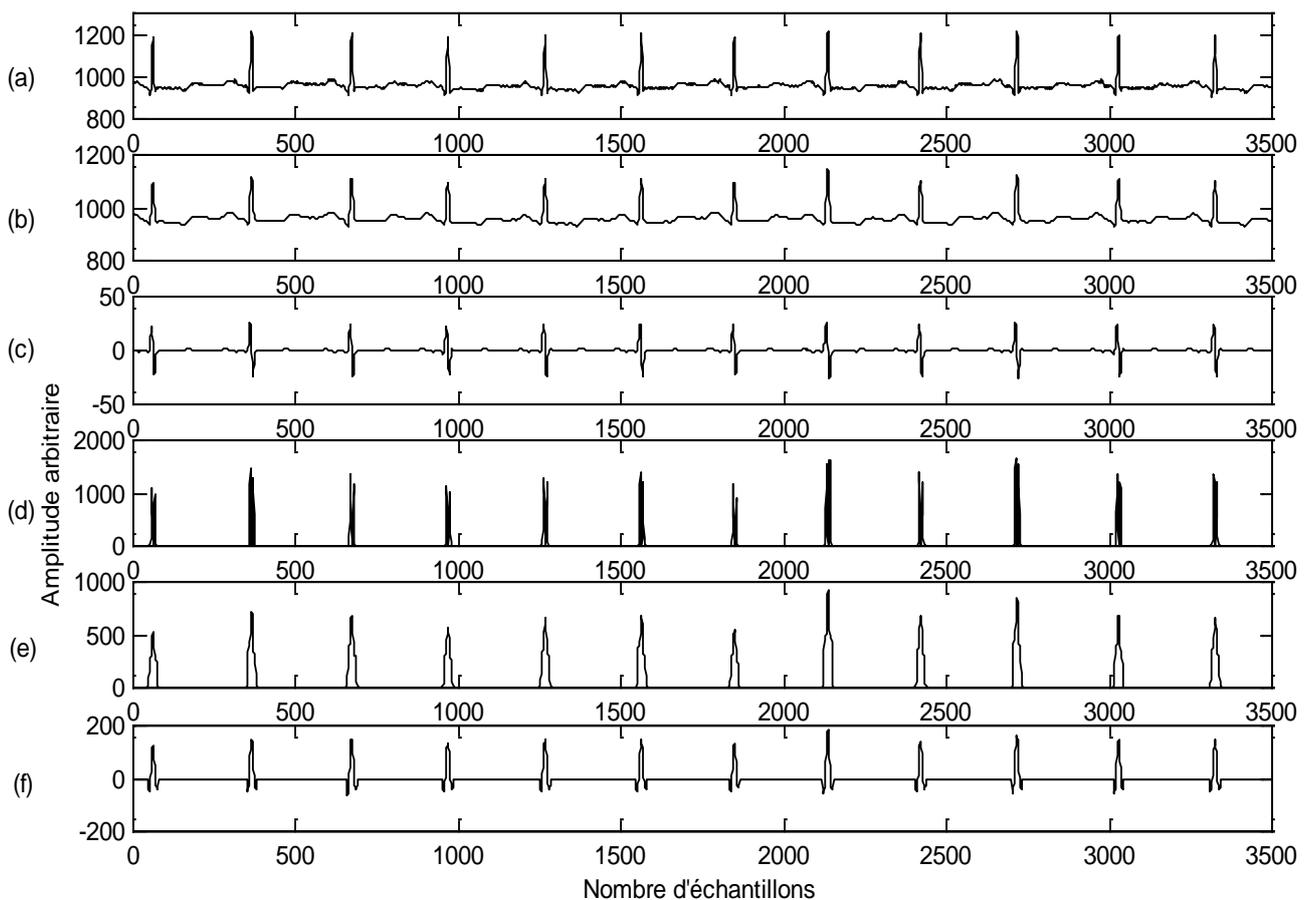
Un nombre considérable de méthodes de détection ont été testées sur le signal ECG de la base de données MIT-BIH. Elles sont basées sur une analyse temporelle. Leurs performances ont

été évaluées et leurs limites étudiées. Ces limitations sont essentiellement liées à la qualité du signal ECG. En effet, un enregistrement très bruité ou encore d'autres paramètres comme les extrasystoles ventriculaires de faible amplitude, les ondes P et T comparables à celui des ondes R ou une forte diminution de l'amplitude de l'onde R affectent énormément la détection des complexes QRS et diminuent ainsi la robustesse de chacune des méthodes. Parmi ces méthodes, on peut citer par exemple :

#### 6.4 Détection par la méthode LPC :

Dans cette méthode, la prédiction linéaire est utilisée pour la détection de tous les types de complexes QRS. L'algorithme comprend six phases (figure 49):

- 1- Filtrage passe-bande
- 2- Lissage du signal ECG sur 10 points en utilisant un filtre à réponse finie
- 3- Application de la prédiction linéaire
- 4- Transformation non linéaire
- 5- Intégration
- 6- Détection du maximum



**Figure 49 :** Application du LPC pour la détection du complexe QRS

- (a) Signal ECG original,
- (b) Lissage du signal ECG sur 10 points en utilisant le filtre à réponse impulsionnelle finie,
- (c) L'erreur résiduelle obtenue après application de la prédiction linéaire,
- (d) Transformation non linéaire,
- (e) Intégration,
- (f) Résultat de détection des complexes QRS.

## 6.5 Détection par la décomposition modale empirique :

L'EMD repose sur la décomposition adaptative du signal en une série d'IMF (figure 51), au moyen du processus de tamisage. Chacune des IMF's peut être considérée comme un niveau d'échelle distinct les unes des autres. Cette notion d'échelle est locale et la décomposition est non-linéaire. La décomposition décrit localement le signal  $X(t)$  comme une succession de contributions d'oscillations rapides (hautes fréquences) sur des oscillations plus lentes (basses fréquences) (voir figure 50). Le résultat de détection présente un taux de sensibilité  $s_e=99.84$ , et de spécificité  $s_p=99.92$  comparable à celui obtenu dans la littérature. Le schéma bloc de la figure 7 illustre les différentes étapes amenant à la détection du complexe QRS du signal ECG.

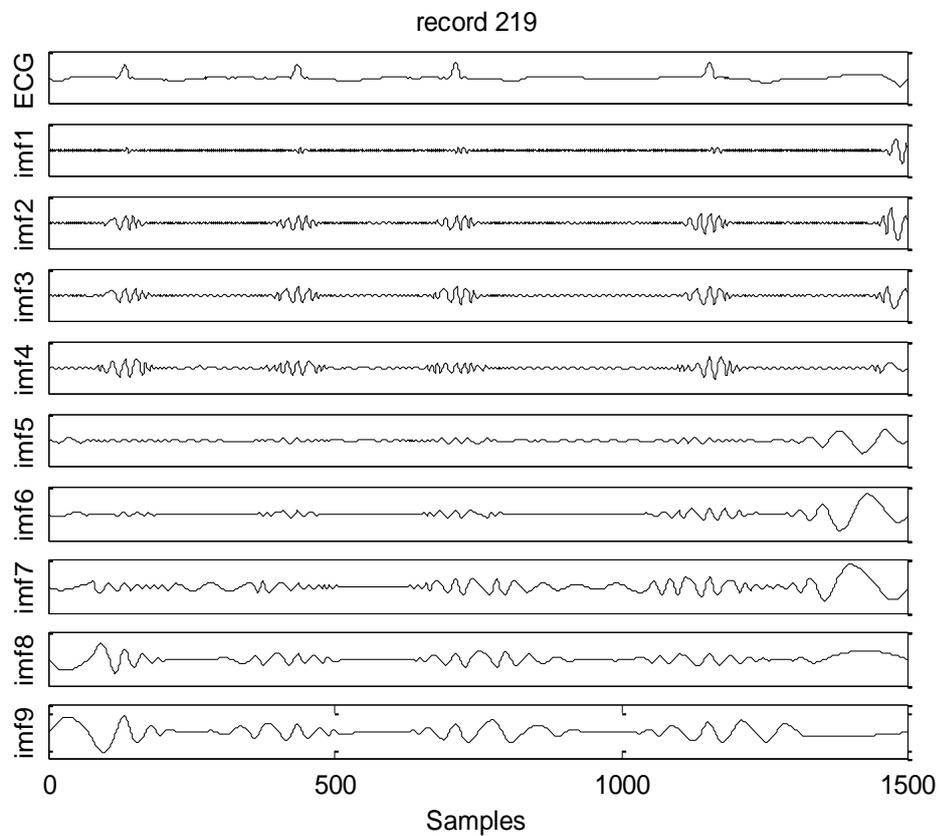


Figure 50 Décomposition du signal ECG en IMFs

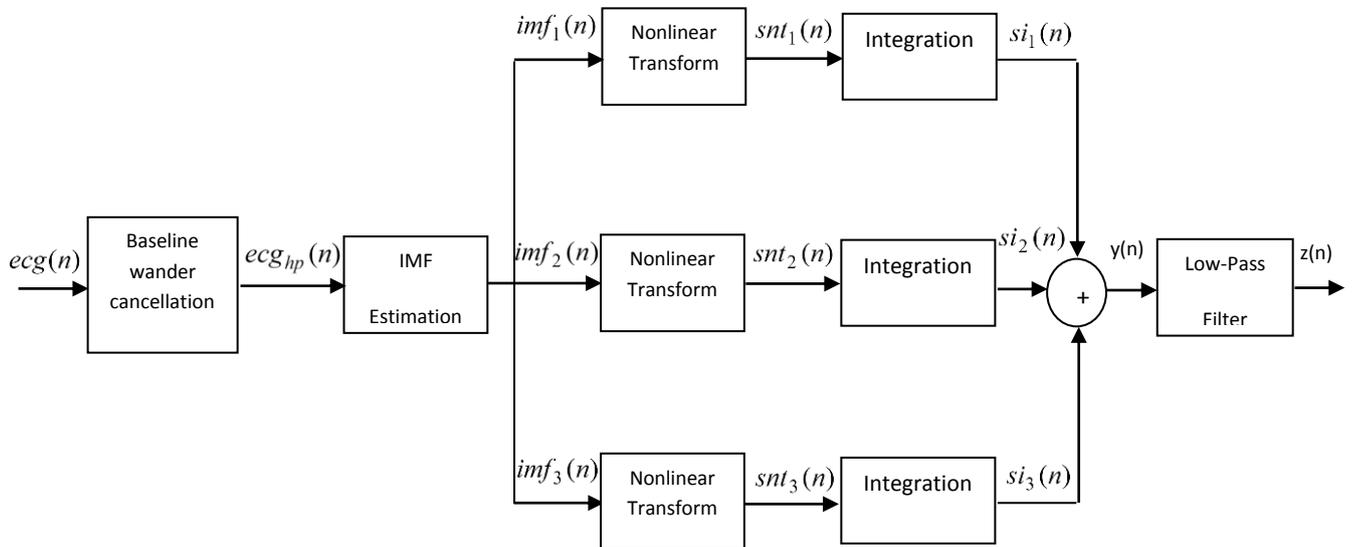


Figure 51 : Décomposition du complexe QRS par la décomposition modale empirique (EMD)

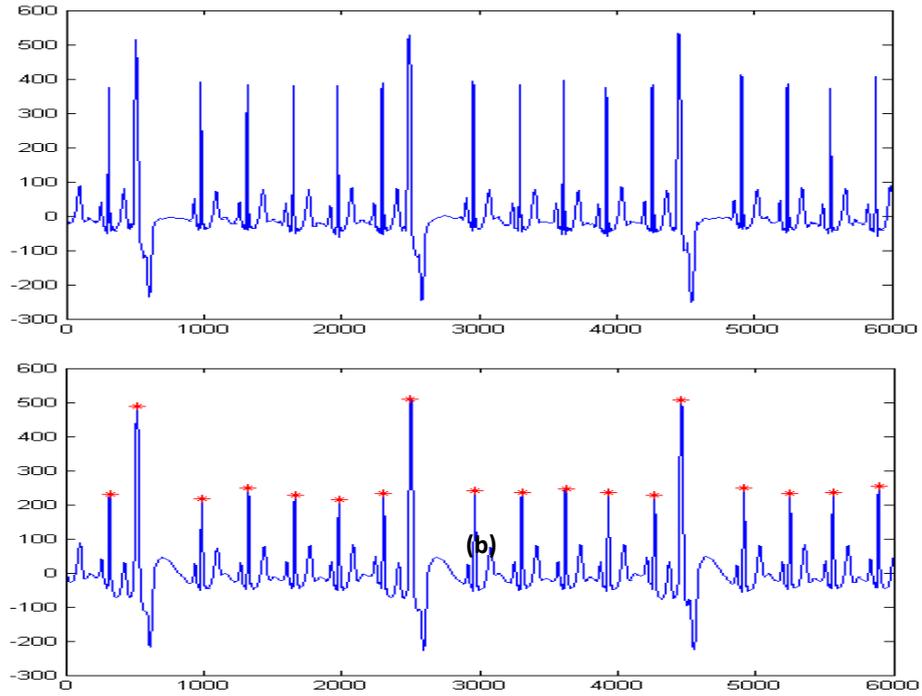
## 6.6 Détection par l'approche morphologique

L'approche morphologique proposée pour la détection des débuts et des fins des complexes QRS, l'onde T et l'onde P du signal ECG a été testée sur la base de données d'arythmie MIT-BIH. La base de données d'arythmie MIT-BIH contient 48 enregistrements avec une fréquence d'échantillonnage de 360 hertz.

Pour chaque signal d'entrée ECG (filtré), les procédures suivantes ont été exécutés :

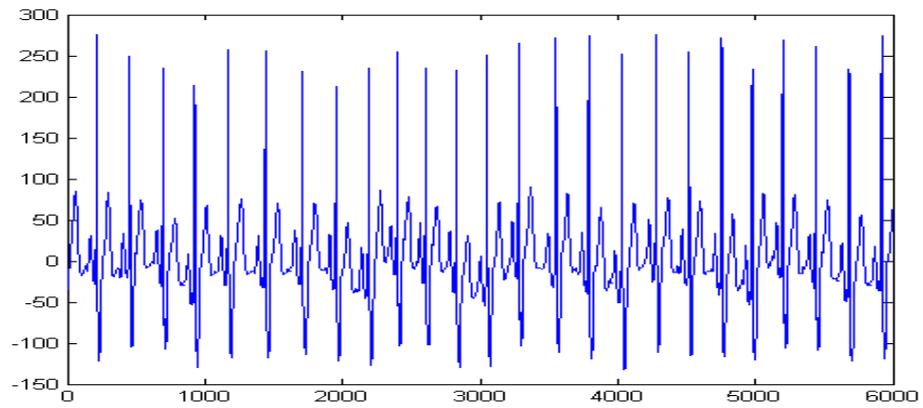
- (i) un prétraitement du signal ECG;
- (ii) la dérivée morphologique (gradient) de multi-échelle;
- (iii) la détection des maximums et des minimums locaux dans la dérivée morphologique ;
- (iv) la détection des ondes du signal original ECG.

Les résultats obtenus par la méthode de dérivée morphologique multi-échelle sont illustrés sur les figures (52) (53) (54) (55). Ces figures mettent en évidence la performance de l'algorithme à détecter les débuts et les fins des complexes QRS, l'onde T et l'onde P en présence de différents cas. On note que les positions du complexe QRS, l'onde T et l'onde P sont représentées par des étoiles en 'rouge'.

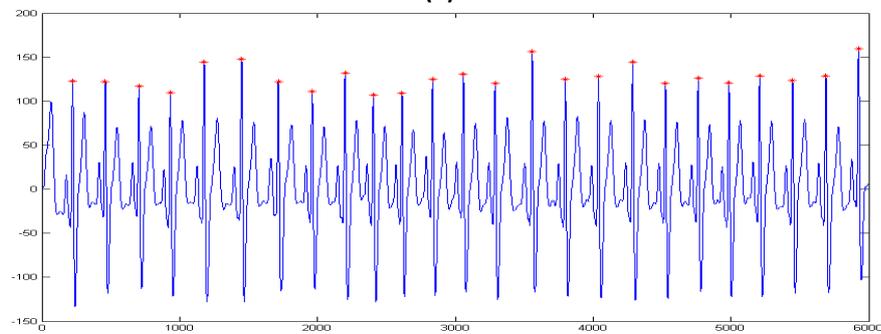


**Figure 52-** a) signal ECG filtré (119). b) Résultat de détection le rythme RR.

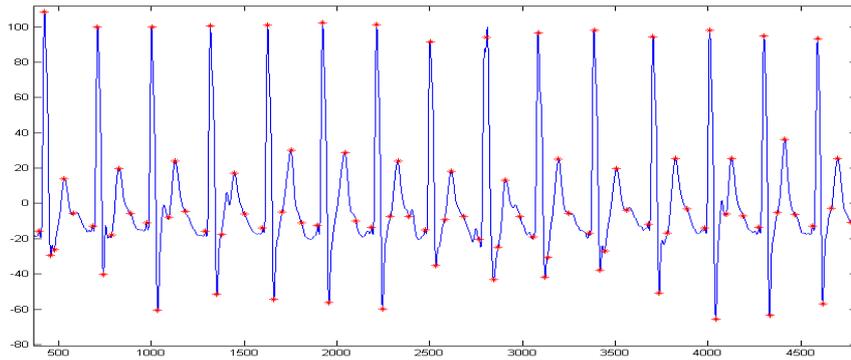
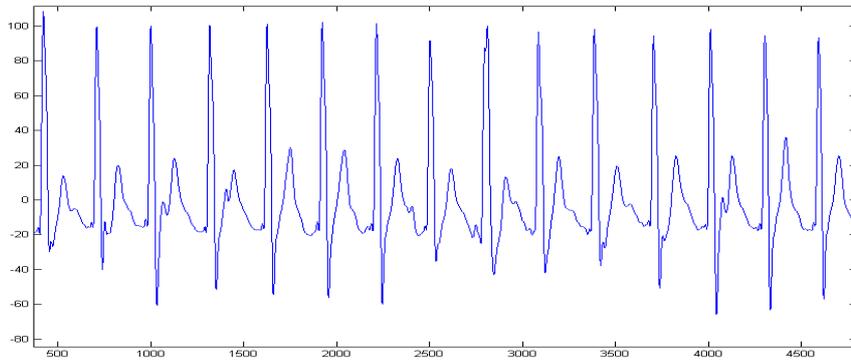
(a)



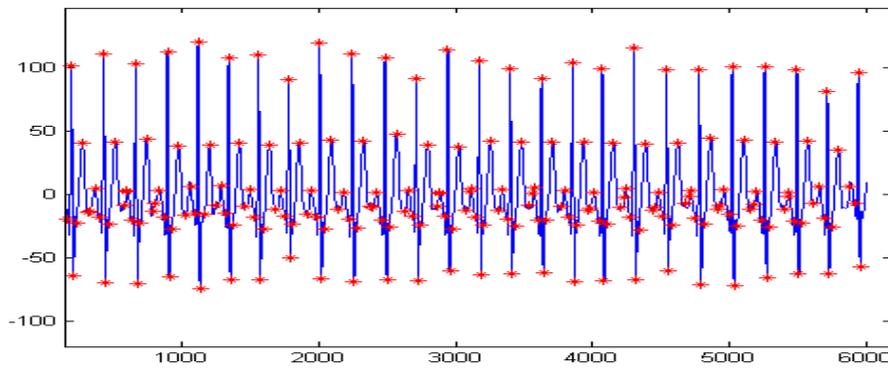
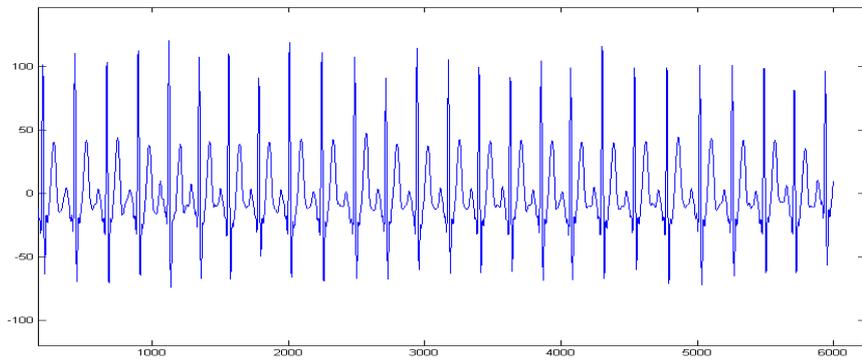
(b)



**Figure 53 -** a) signal ECG filtré (212). b) Résultat de détection le rythme RR.



**Figure 54** - a) signal ECG filtré (102). b) Résultats de détection.



**Figure 55** - a) signal ECG filtré (209). b) Résultats de détection

## 6.7 Mesure des intervalles du signal ECG :

Après la détection des différents paramètres du signal ECG, la mesure des différents intervalles se fait par simple soustraction de l'instant d'existence de chaque paramètre.

Exemple : mesure de la durée du complexe QRS

Après la détection du début et de la fin du complexe QRS (figure 56), la durée du complexe QRS noté DURQRS est ainsi donnée par la relation suivante :

$$\text{DURQRS}(n) = \text{FQRS}(n) - \text{DQRS}(n)$$

Où :

DQRS : Début du complexe QRS

FQRS : Fin du complexe QRS

## 7-CONCLUSION

Le projet s'est intéressé à la conception et la réalisation d'un dispositif d'exploration cardio-vasculaire à travers l'exploitation de trois grandeurs physiologiques et électrophysiologiques : le signal ECG, le signal PCG et le signal PPG.

La réalisation des différentes cartes de détection de ces différentes grandeurs a été finalisée. Les circuits ont été testés sur des sujets au sein du laboratoire de recherche. De même le circuit de d'acquisition (tester initialement à travers le port RS232) à travers le port USB de ces différentes grandeurs a été aussi développé et testé. Les résultats d'acquisition de ces grandeurs sont très prometteurs.

Un traitement relativement poussé sur le signal ECG a été finalisé, les résultats obtenus ont été valorisés par plusieurs communications et publications.

Cependant, en vue de finaliser entièrement le projet, des travaux sont en cours pour l'acquisition simultanée de ces trois grandeurs, et leur traitement numérique.