

UNIVERSITE KASDI MERBAH-OUARGLA

Faculté des nouvelles technologies de l'information et de la communication

Département d'électronique et des télécommunications



Mémoire de fin d'étude

En vue de l'obtention du Diplôme de Master Professionnel

Domaine : Sciences et Technologie

Filière : Automatique

Spécialité : Instrumentation

Présenté par:

KERROUCHE Med Lamine.

BELABBAS Elbay.

Thème:

Etude et Réalisation d'une Carte D'Acquisition Pour Les Signaux Physiologiques

Soutenu publiquement Le : 25/Mai/2016

Devant le jury :

M Farid KADRI

MA(A) Président

UKM Ouargla

Dr Imad BENACER

MA(B) Encadreur

UKM Ouargla

M Nacer Melhegueg

MA(A) Examineur

UKM Ouargla

Année Universitaire: 2016/2017

Dédicace

Je dédie ce modeste travail :

A ma très chère mère, qui me donne toujours l'espoir de vivre et qui n'a jamais cessée de prier pour moi.

A mon très cher père, pour ses encouragements, son soutien, et son sacrifice afin que rien n'entrave le déroulement de mes études.

A mes frères et sœurs Charafeddine, Abir, Radia, Kaoutar, Aissa, Israa.

A toute ma famille surtout mon oncle ahmed et abdlouahed, Ali

A tous mes amis surtout Ilyes, Aymen, Redouane, Kalbeddine, Elbay, achraf, Latif, Razika.

Merci de m'avoir soutenu et aimé durant.

Toutes ces années et d'être si fier de moi.

Kerrouche Med lamine



Dédicace

Avec l'aide de bon DIEU, j'ai pu réaliser ce modeste travail que je dédie A:

Mes chers parents, qui m'ont donné tous les soutiens, et l'encouragement pour arriver à réaliser ce travail.

A mes frères et sœurs, mes amis, et tous ceux qui m'ont aidé De près ou de loin ; sans oublier les collègues de ma promotion MASTER INSTRUMENTATION 2017

A tous mes amis surtout youcef, lazher, abdelhak, saddame, lamine, kacem, et Maroua.

*Pour leur présence tous les instants
Pour les soutiens qu'ils m'ont apportés
Avec toute mon affection et ma reconnaissance*

*Merci de m'avoir soutenu et aimé durant.
Toutes ces années et d'être si fier de moi.*

BELABBAS EL BAY



Remerciements



Nous remercions tout d'abord, Allah qui nous a donné la force et le courage pour terminer nos études et élaborer ce modeste travail.

Nous tenons à remercier toutes les personnes sans lesquelles ces années d'études n'aurait été que le pâle reflet de celles que nous avons passées.

Nos sincères remerciements à notre encadreur **Dr BENACER Imad** qui a bien voulu nous encadrer, et de nous avoir encouragé le long de notre travail.

Ainsi nous remercions toutes les personnes qui nous ont aidé dans la recherche de documentation, pour l'aide qui nous ont donné ainsi que pour leurs efforts et conseils.

Nos remerciements sont destinés également à tous nos enseignants et les responsables de l'instrumentation pour l'effort fourni pendant la durée des études.

Nous remercions également les membres du jury pour l'honneur qu'ils nous ont fait en acceptant de juger ce travail.

- KERROUCHE Med Lamine
- BELABBAS Elbay

SOMMAIRE

SOMMAIRE

List des figures et tableaux

INTRODUCTION GENERALE	1
------------------------------------	---

CHAPITRE I : L'état de l'art sur la carte Arduino

I.1 Introduction.....	2
I.2 Présentation	2
I.2.1 L'Arduino	2
I.2.2 Historique	4
I.2.3 Plateforme Arduino	5
I.3 Le Logiciel Arduino	6
I.3.1 Description	6
I.3.2 Principe Général D'Utilisation	7
I.3.3 Description De La Barres Des Buttons	8
I.4 Le Langage Arduino	9
I.3.1 Syntaxe Du Langage	9
I.5 Application.....	10
I.6 LabVIEW.....	12
I.7 L'Environnement LabVIEW.....	12
I.5.1 La Face Avant	13
I.5.2 Le Diagramme	15
I.5.3 L'Icone	15
I.1 Conclusion	16

CHAPITRE II : Les Signaux physiologiques

II.1 Introduction	17
II.2 Electrocardiographie	17
II.2.1 Anatomie Cardiaque	18
II.2.2 Système De Conduction Electrique	18
II.3 Principe De L'Electrocardiographie	19
II.3.1 Ondes et Intervalles de L'ECG.....	20

SOMMAIRE

II.3.2 Electrophysiologie Des Cellules Cardiaques	20
II.3.3 Ondes Enregistrées	21
II.3.4 L'utilisation du L'ECG.....	23
II.4 Autre Signaux	23
II.4.1 Electroencéphalographie.....	23
II.4.2 Electromyogramme	25
II.5 Chaîne d'acquisition de l'EGC Par Ordinateur.....	26
II.6 Electrodes	26
II.7 Dérivations	27
II.8 Conclusion.....	29
CHAPITRE III : Simulation et réalisation de la carte d'acquisition	
III.1 Introduction	30
III.2 Matériel utilisé.....	30
III.3 Logiciels utilisés.....	30
III.4 La simulation.....	31
III.5 Explication de déroulement de simulation.....	34
III.6 Tests de fonctionnement du circuit.....	35
III. 6.1 L'étage de pré-amplification.....	35
III. 6.2 L'étage de filtrage.....	36
III. 6.3 L'étage d'amplification.....	38
III.7 La réalisation du circuit.....	40
III. 8 Conclusion.....	47
CONCLUSION GENERALE	48

BIBLIOGRAPHES

Liste Des Figures et des Tableaux

Figures/Tableaux	Pages
Chapitre I: L'état de l'art sur la carte Arduino	
Figure I.1: Arduino Mini	2
Figure I.2: Arduino UNO	2
Figure I.3: Arduino USB	3
Figure I.4: Arduino Prototype	5
Figure I.5: Interface logiciel	6
Figure I: Interface Commande	7
Figure I.7: Barre des Boutons	8
Tableau I.1	8
Figure I.8: La face Avant	13
Figure I.9: Curseur et les outils de LabView	14
Figure I.10: La Palette de terminaux	14
Figure I.11: Interface de LabView	15
Chapitre II: Les Signaux Physiologique	
Figure II.1: Anatomie de cœur	18
Figure II.2: Illustration schématique du système de conduction électrique du cœur	19
Figure II.3: Courbe du potentiel Dépolarisation d (rapide) et Repolarisation	20
Figure II.4: ECG normal (intervalles temporels différentes ondes)	23
Figure II.5: Représentation de rythmes : a) Alpha et Beta, b) Thêta, c) delta	24
Figure II.6: La forme de signal Electromyogramme	25
Figure II.7: Synoptique de la chaine d'acquisition d'un EGC	26
Figure II.8: Electrodes bipotentielle	26
Figure II.9: Taille réelle environ 5 cm de longueur maximale	27
Figure II.10: Placement des électrodes pour l'électrocardiogramme	27
Figure II.11: Positionnement standard des 6 électrodes proches du cœur un relevé 10 dérivation	28
Chapitre III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition	
Figure III.1: Diagramme de simulation	31
Figure III.2: Amplificateur d'instrumentation AD620	32
Figure III.3: La Simulation du filtre RC	33
Figure III.4: Diagramme de Bode Du Filtre RC	33
Figure III.5: Circuit De Simulation	34
Figure III.6: Diagramme de Bode Du Montage	34
Figure III.7: Schéma de circuit de simulateur NI multisim	34
Figure III.8: Le Circuit De Pré-amplification	36
Figure III.9: Vue d'ensemble, Pré-amplification et filtres	37
Figure III.10: Résultat de filtrage	38

Liste Des Figures et des Tableaux

Figure III.11: Vue d'ensemble montre la liaison entre les différents étages du circuit	39
Figure III.12: Illustration de résultat final du signal amplifié et filtré	39
Figure III.13: Diagramme de liaison entre les étages de la carte d'acquisition	40
Figure III. 14:Capteur de fréquence cardiaque	41
Figure III.15:Vue réelle du circuit : a) la présence, b) l'absence d'un battement	41
Figure III.16: Code source sous compilateur IDE	42
Figure III.17:Résultat de consultation du signal ECG, IBI et BPM	44
Figure III.18: Module Bluetooth HC05 & HC06	45
Figure III.19 : Résultat de consultation du signal ECG via le module Bluetooth	45
Figure III.20 : Résultat de consultation du signal ECG via le module Bluetooth & Smartphone	46

INTRODUCTION GENERALE

Introduction Générale

Depuis le 19^{ème} siècle, les chercheurs ont remarqué qu'il y a une activité électrique interne dans le corps humain lorsqu'il fait des actions (bouger, marcher, respirer...). Et au début du 20^{ème} siècle, les chercheurs et les développeurs ont travaillé afin de réaliser des systèmes qui consultent et accueillent ces activités électriques « signaux physiologique ».

Les signaux physiologiques ont un grand intérêt dans le domaine médical lors du diagnostic des maladies ainsi que dans le domaine industriel pour le contrôle et la commande automatique des systèmes et machines industrielles sans l'intervention direct des opérateurs.

Les signaux physiologiques sont des signaux électriques délivrés par le corps humains au conséquent des activités faites par lui-même, ils ont des caractéristiques comme tous les signaux électriques, une amplitude et une bande de fréquences. L'électrocardiogramme ECG est un 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.

Dans le premier chapitre une étude sur les outils de développement vat être donnée en présentant la carte Arduino, les logiciel Multisim et Labview.

Dans le deuxième chapitre de ce travail, nous allons donner un aperçu sur les différents signaux physiologiques qui existent, leurs caractéristiques et les effets qui influent sur ces signaux.

Le dernier chapitre est dédié a la partie étude, implémentation et réalisations de la carte d'acquisition d'un signal physiologique

Nous terminons le manuscrit avec une conclusion générale qui fera la synthèse des principaux résultats obtenus dans et quelques perspectives.

CHAPITRE I

L'état de l'art sur la carte Arduino

CHAPITRE I: L'état de l'art sur la carte Arduino

I. 1 Introduction

Arduino est une plate-forme de prototypage d'objets interactifs à usage créatif constituée d'une carte électronique et d'un environnement de programmation. Sans tout connaître ni tout comprendre de l'électronique, cet environnement matériel et logiciel permet à l'utilisateur de formuler ses projets par l'expérimentation directe avec l'aide de nombreuses ressources disponibles en ligne. Pont tendu entre le monde réel et le monde numérique, Arduino permet d'étendre les capacités de relations humain/machine ou environnement /machine.

Arduino est un projet en source ouverte : la communauté importante d'utilisateurs et de concepteurs permet à chacun de trouver les réponses à ses questions.

I. 2Présentation

I. 2.1Arduino

L'Arduino est une carte électronique en Matériel Libre pour la création artistique interactive elle peut servir:

- 1) pour des dispositifs interactifs autonomes simples
- 2) comme interface entre capteurs/actionneurs et ordinateur.
- 3) comme programmeur de certains microcontrôleurs.

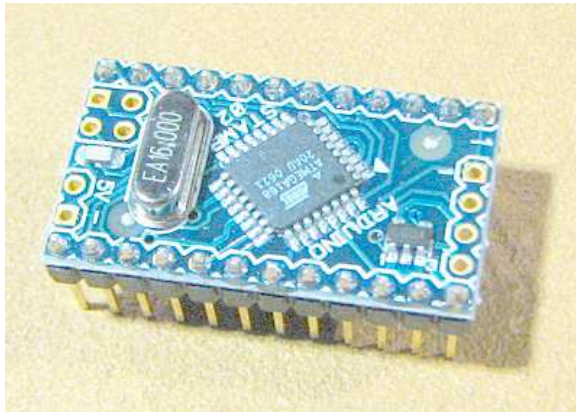


Figure I.1: Arduino Mini

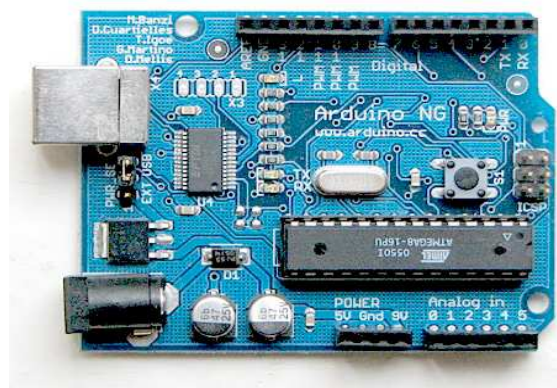


Figure I.2: Arduino UNO

CHAPITRE I: L'état de l'art sur la carte Arduino

-Pour quoi en utilise l'Arduino ?

Arduino facilite le prototypage rapide de projets innovants ainsi que la production artisanale d'objets numériques et de machines-outils à faible coût notamment dans la perspective d'une culture d'appropriation technologique et citoyenne favorisant le bricolage et la débrouille.^[1]

Le but et l'utilité

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

L'utilité est sans doute quelque chose que l'on perçoit mal lorsque l'on débute, mais une fois que vous serez rentré dans le monde de l'Arduino, vous serez fasciné par l'incroyable puissance dont il est question et des applications possibles.

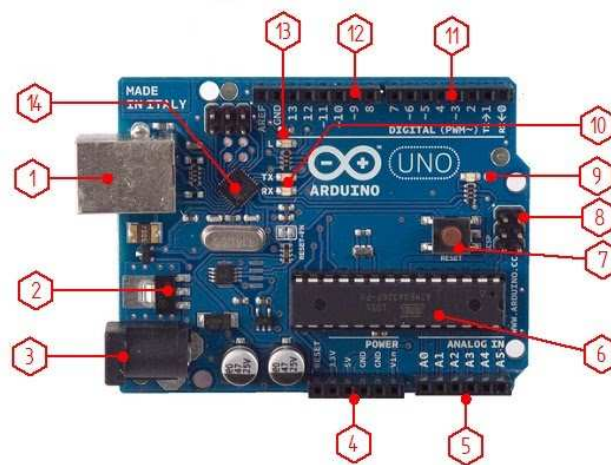


Figure I.3: Arduino USB

Conception d'une carte Arduino USB

- 1) Port USB Type B mini pour le transport des données et pour l'alimentation électrique.
- 2) Régulateur de tension 5 V. est responsable de la conversion de la tension d'entrée par le bouchon 3, une tension de 5 V régulé. nécessaire pour le fonctionnement de la plaque et pour alimenter les circuits externes
- 3) Connecteur d'alimentation de l'arduino (si besoin) 9 à 12V connecteur 2.1 mm avec le + au centre courant continu (DC).

CHAPITRE I: L'état de l'art sur la carte Arduino

- 4) Connexions portuaires; constitué de connexion 6 broches avec les fonctions suivantes:
RESET, permet au microcontrôleur d'envoyer un zéro logique.
-Pin 3.3V, cette broche fournit une source de 3.3VDC pour connecter des périphériques externes.
-Pin 5V est une source de 5VDC pour connecter des périphériques externes.
-Deux broches GND, fournissant la sortie zéro volt pour les appareils externes.
-Broche Vin, cette broche est reliée à la fiche positif 3 qui est utilisé pour connecter la carte d'alimentation avec une source externe de 6 à 12VDC au lieu de la fiche 3 ou l'alimentation du port USB
- 5) 6 entrées analogiques numérotées 0 à 5
- 6) Microcontrôleur
- 7) Bouton de réinstallation (reset)
- 8) Connecteurs pour le téléchargement du système d'exploitation du microcontrôleur
- 9) LED verte témoin d'alimentation
- 10) 2 LEDs jaunes ou vertes, actives lors d'un téléchargement de programme
- 11) 7 entrées/sorties numériques numérotées de 1 à 7 avec port série in/out RX TX (supprime une entrée-sortie numérique si utilisé)
- 12) 6 entrées/sorties numériques numérotées de 8 à 13 avec Masse de connecteurs numériques (GND)
- 13) LED jaune de test
- 14) Puce de communication qui permet la conversion de série en USB.^[2]

I. 2.2 Historique

Le projet Arduino est né en hiver 2005. Massimo Banzi enseigne dans une école de Design à Ivrea en Italie, et souvent ses étudiants se plaignent de ne pas avoir accès à des solutions bas prix pour accomplir leurs projets de robotique. Banzi en discute avec David Cuartielles, un ingénieur Espagnol spécialisé sur les microcontrôleurs.

Ils décident de créer leur propre carte en embarquant dans leur histoire un des étudiants de Banzi, David Mellis qui sera chargé de créer le langage de programmation allant avec la carte.

CHAPITRE I: L'état de l'art sur la carte Arduino

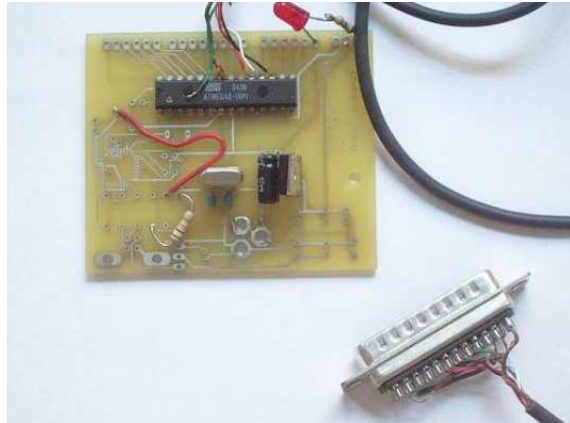


Figure I.4: Arduino Prototype

I. 2.3 Plateforme Arduino

Arduino est un projet en source ouverte : la communauté importante d'utilisateurs et de concepteurs permet à chacun de trouver les réponses à ses questions.

Le système Arduino permet à l'utilisateur de réaliser un grand nombre de projets puisque l'étendue de l'utilisation de l'Arduino est gigantesque. Voici quelques exemples:

- contrôler les appareils domestiques.
- fabriquer l' propre robot.
- faire un jeu de lumières.
- communiquer avec l'ordinateur.
- télécommander un appareil mobile,etc

-La plateforme Arduino est constituée de deux choses:

- ✓ Le logiciel: gratuit et open source, développé en Java, dont la simplicité d'utilisation relève du savoir cliquer sur la souris.
- ✓ Le matériel : cartes électroniques dont les schémas sont en libre circulation sur internet.

Cette liberté a une condition : le nom « Arduino » ne doit être employé que pour les cartes « officielles ». En somme, les concepteurs ne pouvant pas fabriquer ses propres cartes sur le modèle Arduino et lui assigner le nom « Arduino ».^[3]

CHAPITRE I: L'état de l'art sur la carte Arduino

I. 3 Logiciel Arduino

I. 3.1 Description

Le logiciel Arduino a pour fonctions principales :

- ✓ De pouvoir écrire et compiler des programmes pour la carte Arduino
- ✓ De se connecter avec la carte Arduino pour y transférer les programmes
- ✓ De communiquer avec la carte Arduino

Cet espace de développement intégré (EDI) dédié au langage Arduino et à la programmation des cartes Arduino comporte :

- Une BARRE DE MENUS comme pour tout logiciel une interface graphique (GUI),
- Une BARRE DE BOUTONS qui donne un accès direct aux fonctions essentielles du logiciel et fait toute sa simplicité d'utilisation,
- Un EDITEUR (à coloration syntaxique) pour écrire le code de programme, avec onglets de navigation,
- Une ZONE DE MESSAGES qui affiche indique l'état des actions en cours,
- Une CONSOLE TEXTE qui affiche les messages concernant le résultat de la compilation du programme ^[3]

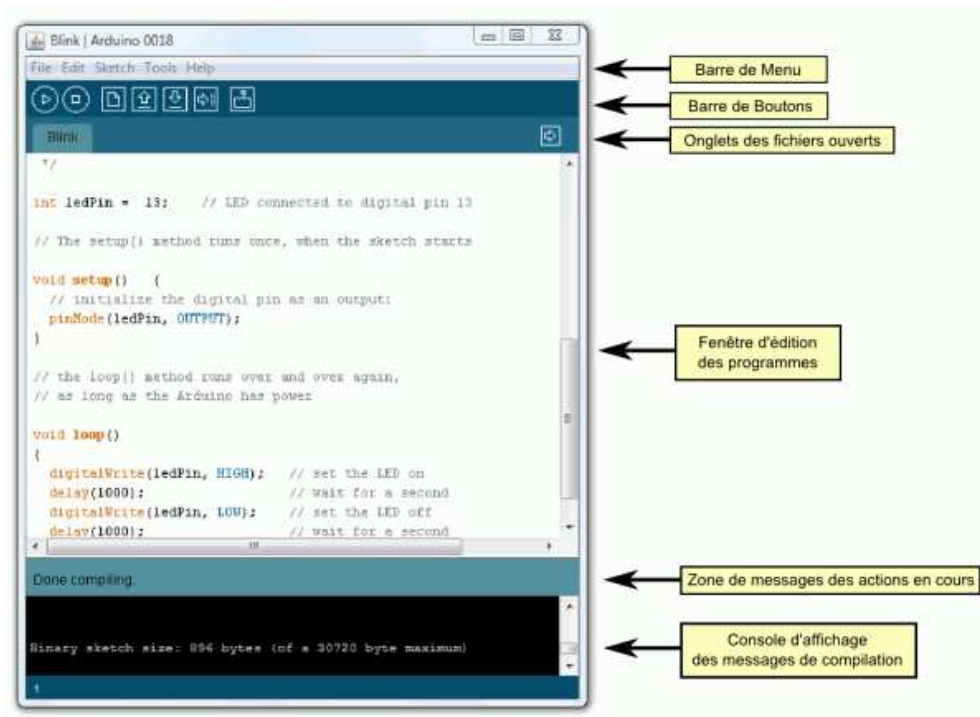


Figure I.5: Interface logiciel

CHAPITRE I: L'état de l'art sur la carte Arduino

Le logiciel Arduino intègre également un TERMINAL SERIE (fenêtre séparée) qui permet d'afficher des messages textes reçus de la carte Arduino et d'envoyer des caractères vers la carte Arduino. Cette fonctionnalité permet une mise au point facilitée des programmes, permettant d'afficher sur l'ordinateur l'état de variables, de résultats de calculs ou de conversions analogique-numérique : un élément essentiel pour améliorer, tester et corriger ses programmes.^[3]

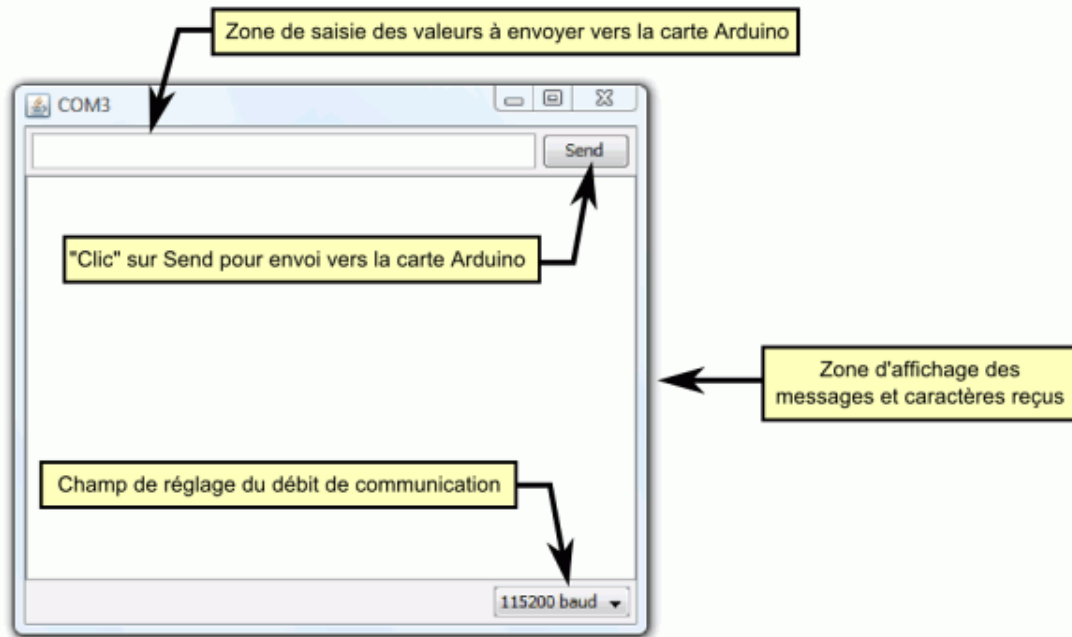


Figure I.6: Interface Commande

I. 3.2 Principe général d'Utilisation

Le code écrit avec le logiciel Arduino est appelé un programme (ou une séquence -sketch en anglais):

- Ces programmes sont écrits dans l'**éditeur de texte**. Celui-ci a les fonctionnalités usuelles de copier/coller et de rechercher/remplacer le texte.
- La **zone de messages** donne l'état de l'opération en cours lors des sauvegardes, des exportations et affiche également les erreurs.
- La **console texte** affiche les messages produits par le logiciel Arduino incluant des messages d'erreur détaillés et autres informations utiles.
- La **barre de boutons** permette de vérifier la syntaxe et de transférer les programmes, créer, ouvrir et sauver le code, et ouvrir le moniteur série.
- La barre des menus permet d'accéder à toutes les fonctionnalités du logiciel Arduino.^[3]

CHAPITRE I: L'état de l'art sur la carte Arduino

I. 3.3 Description De La Barre Des Boutons

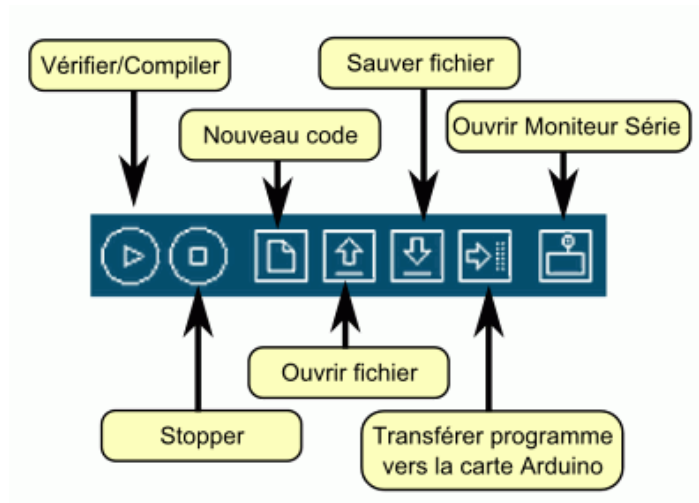


Figure I.7: Barre des Boutons








	Vérifier/compiler: Vérifie le code à la recherche d'erreur.
	Stop: Stoppe le moniteur série ou les autres boutons activés.
	Nouveau: Crée un nouveau code (ouvre une fenêtre d'édition vide)
	Ouvrir: Ouvre la liste de tous les programmes dans la "livre de programmes". Cliquez sur l'un des programmes l'ouvre dans la fenêtre courante. Note: en raison d'un bug dans Java, ce menu ne défile pas.
	Sauver: Enregistre le programme.
	Transférer vers la carte: Compile le code et le transfert vers la carte Arduino. Voir ci-dessous "Transférer les programmes" pour les détails.
	Moniteur Série: Ouvre la fenêtre du moniteur (ou terminal) série.

Tableau I.1: Signification d'outils

CHAPITRE I: L'état de l'art sur la carte Arduino

I. 4 Langage Arduino

Pour pouvoir programmer notre carte, il nous faut trois choses :

- ✓ Un ordinateur.
- ✓ Une carte Arduino.
- ✓ Et connaître le langage Arduino.^[3]

I. 4.1 La syntaxe du langage:

Le langage Arduino est très proche du C et du C++ ; La syntaxe d'un langage de programmation est l'ensemble des règles d'écritures liées à ce langage. On va donc voir dans ce sous-chapitre les règles qui régissent l'écriture du langage Arduino.^[3]

Le code minimal

Avec Arduino, nous devons utiliser un *code minimal* lorsque l'on crée un programme. Ce code permet de diviser le programme que nous allons créer en deux grosses parties.^[3]

```
void setup() //fonction d'initialisation de la carte
{
  //contenu de l'initialisation
}
void loop() //fonction principale, elle se répète (s'exécute) à l'infini
{
  //contenu de votre programme
}
```

La fonction

Dans ce code se trouvent deux fonctions. Les fonctions sont en fait des portions de code

```
void setup() //fonction d'initialisation de la carte
{
  //contenu de l'initialisation
  //on écrit le code à l'intérieur
}
```

CHAPITRE I: L'état de l'art sur la carte Arduino

Cette fonction **setup()** est appelée une seule fois lorsque le programme commence. C'est pourquoi c'est dans cette fonction que l'on va écrire le code qui n'a besoin d'être exécuté une seule fois. On appelle cette fonction : "**fonction d'initialisation**". On y retrouvera la mise en place des différentes sorties et quelques autres réglages. C'est un peu le check-up de démarrage. Une fois que l'on a initialisé le programme il faut ensuite créer son "coeur", autrement dit le programme en lui-même

```
void loop() //fonction principale, elle se répète (s'exécute) à l
//'infini
{
//contenu de votre programme
}
```

C'est donc dans cette fonction **Loop()** où l'on va écrire le contenu du programme. Il faut savoir que cette fonction est appelée en permanence, c'est-à-dire qu'elle est exécutée une fois, puis lorsque son exécution est terminée, on le ré-exécute et encore et encore. On parle de **boucle infinie**.^[3]

I. 5 Application:

Plate-forme logicielle et matérielle de création d'objets numériques, Arduino permet de programmer des circuits électroniques qui interagissent avec le milieu qui les entoure. Connectés notamment à des capteurs sonores, thermiques, de mouvement, ces circuits électroniques peu coûteux, dénommés microcontrôleurs, peuvent en retour générer des images, actionner un bras articulé, envoyer des messages sur Internet, etc. Des dizaines de milliers d'artistes, de designers, d'ingénieurs, de chercheurs, d'enseignants et même d'entreprises l'utilisent pour réaliser des projets incroyables dans de multiples domaines :

- Prototypage rapide de projets innovants utilisant l'électronique, Arduino facilitant l'expérimentation en amont de la phase d'industrialisation ;
- Production artisanale d'objets numériques et de machines-outils à faible coût dans la perspective d'une culture d'appropriation technologique favorisant le bricolage et la débrouille ;

CHAPITRE I: L'état de l'art sur la carte Arduino

- Captation et analyse de données scientifiques (environnement, énergie, etc.) à des fins éducatives, de recherche ou d'appropriation citoyenne ;
- Spectacle vivant, grâce aux nombreuses fonctions d'interaction offertes par Arduino, il est possible de créer des performances de VJing, utiliser le mouvement des danseurs pour générer en temps réel des effets sonores et visuels dans un spectacle ;
- Installations d'arts numériques, Arduino permettant de réaliser des œuvres d'art interagissant de manière autonome avec le public ;
- Mode et design textile, plusieurs stylistes et designers investissant ce domaine créatif en exploitant la possibilité offerte par l'intégration de l'électronique notamment dans des vêtements (e-textile) ;
- Projets pédagogiques à destination d'étudiants, de professionnels ou du grand public selon les porteurs de ces initiatives : écoles supérieures, centres de formation spécialisée ou des Media Labs.

CHAPITRE I: L'état de l'art sur la carte Arduino

I. 6LabVIEW:

LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) est un logiciel de développement d'applications d'instrumentation. Mis au point par la société américaine National Instrument, ce logiciel, utilisable dans un grand nombre de domaines, est plus particulièrement destiné à l'acquisition de données et au traitement du signal. En effet, il offre de larges possibilités de communication entre l'ordinateur et le monde physique (par cartes d'acquisitions analogiques ou numériques, cartes GPIB, réseau, liaisons série et parallèles, USB etc.) ainsi que d'importantes bibliothèques mathématiques permettant de réaliser de multiples traitements sur les signaux mesurés.

L'idée de LabVIEW est de remplacer les instruments de mesures et d'analyse d'un laboratoire par un ordinateur muni de cartes spécifiques et d'un logiciel approprié. Dans le cadre de la mesure, les cartes permettent de convertir des signaux électriques provenant de capteurs, en données numériques. Ainsi, un seul ordinateur muni d'une carte d'acquisition analogique et de LabVIEW est capable de remplacer un voltmètre, un fréquencemètre ou un oscilloscope. De plus, on pourra traiter, analyser et archiver sur disque automatiquement les mesures effectuées.

Ce langage, disponible sous de nombreuses plates-formes (Windows, Linux, PDA) permet de mettre au point rapidement des instruments de mesures. Particulièrement destiné au monde industriel, c'est un langage de très haut niveau s'appuyant sur une machine virtuelle et qui rend accessible la programmation à un public non spécialiste, ce qui peut entraîner des difficultés de maintenance d'un code de ce type.

Etant donné que LabVIEW possède la capacité de communiquer avec des périphériques externes, il peut donc naturellement servir à envoyer des données vers ces périphériques afin de les contrôler (un robot par exemple) même si ce n'est pas son objectif premier.^[4]

I. 7Environnement Labview

Labview permet de réaliser des VI (pour Virtual Instrument), pour mettre au point le graphe d'une fonction (ensemble d'opérations) et définir les relations entre les terminaux et les points d'entrée/sortie du graphe. Un VI pouvant faire appel à un autre VI lors de son exécution, toute application réalisée avec LabVIEW sera appelée VI. Un VI est composé de trois parties liées :

CHAPITRE I: L'état de l'art sur la carte Arduino

Une face-avant (Front-Panel) : c'est l'interface utilisateur de la fonction. Cette face-avant, personnalisable à loisir, est composée d'objets graphiques comme des interrupteurs, des potentiomètres, des zones de graphismes, etc...

Un diagramme (Block-Diagram) : cette partie décrit le fonctionnement interne du VI. On utilise donc le langage G pour décrire ce fonctionnement. Destiné à être utilisé par des ingénieurs et des scientifiques, non informaticiens de formation, LabVIEW utilise un langage de programmation graphique G (pour Graphique) afin de décrire les programmes dictant le comportement de l'application. Ainsi l'utilisateur est affranchi de la lourde syntaxe des langages de programmation textuels tels que C, Basic, etc..

Une icône (Icon) : c'est la symbolisation de l'instrument virtuel qui permettra de faire appel à un instrument virtuel déjà créé à l'intérieur d'un autre instrument virtuel, c'est un principe de structure hiérarchique et de modularité. C'est par ce biais que nous définirons les points d'entrées et de sorties globaux de notre fonction. ^[4]

I. 6.1 La Face Avant

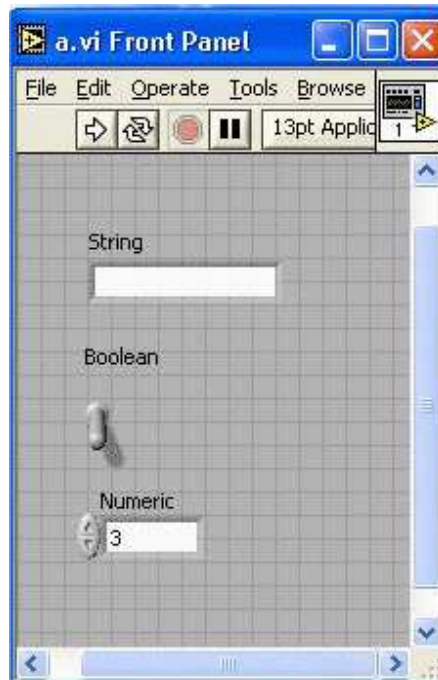


Figure I.8: La Face Avant

CHAPITRE I: L'état de l'art sur la carte Arduino

Cette face-avant va nous permettre de mettre au point l'interface utilisateur. Pour ce faire, Labview propose une palette d'outils permettant de manipuler les objets se trouvant sur la face-avant, afin de pouvoir disposer les différents terminaux et indicateurs, d'éditer le texte ou d'en rajouter et de modifier les couleurs des composants de cette face-avant.



Figure I.9: Curseur et les outils de Labview

Le logiciel propose aussi une multitude d'objets graphiques que l'on peut placer sur la face-avant. Le programmeur place les objets sur la face-avant à l'aide de la palette de terminaux qui propose les terminaux mis à disposition par Labview, classé par type de variables et par type de terminaux (contrôle, indicateurs). On remarque ici que l'utilisateur a la possibilité de définir ses propres objets terminaux.

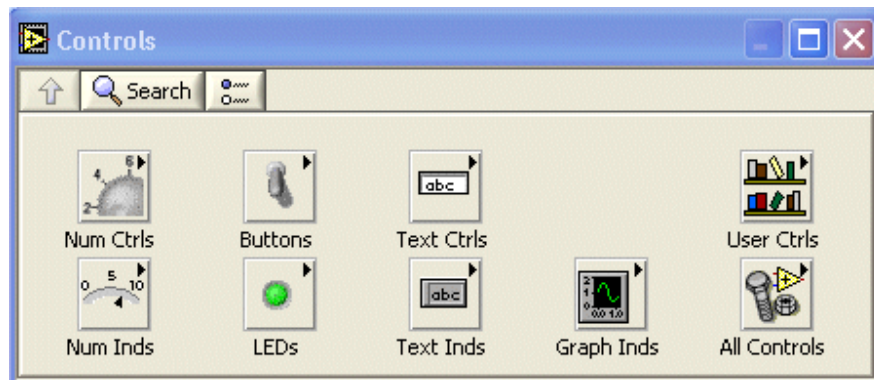


Figure I.10: La palette de terminaux

Sur la face avant présentée plus haut, nous avons choisi de disposer 3 terminaux, le premier pour une chaîne de caractère, le second pour un boolean et le dernier pour un nombre réel (double). Les 3 terminaux sont des terminaux de contrôle, c'est à dire qu'il permette à l'utilisateur de saisir les données de ces variables depuis la face-avant. ^[4]

CHAPITRE I: L'état de l'art sur la carte Arduino

I. 6.2 Le Diagramme

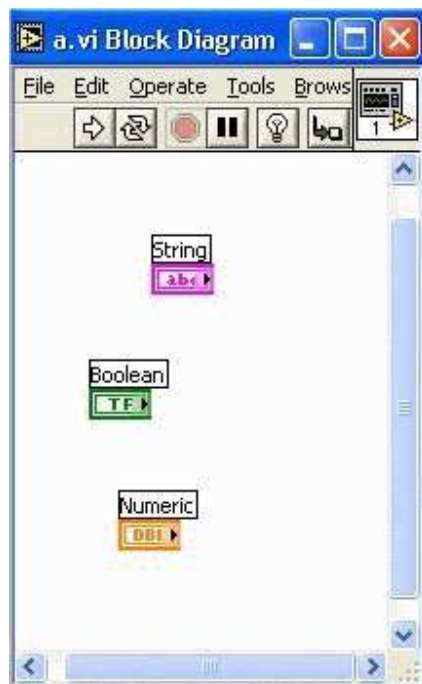


Figure I.11: Interface de Labview

Le diagramme sert à représenter le code de notre application à l'aide du langage G. Nous disposons pour l'édition de ce diagramme de la même palette d'outils que pour la face-avant. L'outil bobine, présent sur cette palette, va nous permettre d'indiquer le chemin des données depuis les terminaux de contrôle jusqu'aux terminaux indicateurs.

Nous remarquons sur ce diagramme, la présence de 3 variables, la première de type chaîne de caractères, la seconde de type boolean et la dernière de type double. Ce sont les 3 variables qui représentent les objets graphiques que nous avons placés tout à l'heure sur la face-avant. Ces variables sont directement insérées dans le diagramme lors de leur placement sur la face-avant.^[4]

I. 6.3 L'Icône



Un VI (ensemble d'une face-avant et d'un diagramme de flots) est représenté par son icône. En effet, nous avons vu la notion d'encapsulation qui existe dans le langage G, ce qui permet de pouvoir définir des VI de fonctions qui pourront être utilisés par d'autres VI. Il est donc intéressant de pouvoir les distinguer et les identifier facilement.

CHAPITRE I: L'état de l'art sur la carte Arduino



Le connecteur associé à cette icône permet de définir les différents points d'entrées et de sorties du VI que l'on liera aux terminaux de la face-avant à l'aide de l'outil bobine de la palette d'outils.^[4]

I. 8 Conclusion

Dans ce chapitre, nous présentons la carte Arduino et l'interface de ce dernier utilisé pour la réalisation et la simulation de notre circuit. L'utilisation du microcontrôleur nous a permis la réalisation de la conversion numérique et l'acquisition des données en utilisant la possibilité qu'a l'Arduino pour effectuer des calculs

CHAPITRE II

Les Signaux physiologiques

CHAPITRE II: Les Signaux Physiologiques

II. 1 Introduction

Les signaux physiologiques sont des signaux électriques délivrés par le corps humains au conséquent des activités faites par l'être humains lui-même, ils ont des caractéristiques comme tous les signaux électriques une amplitude (de rapport microvolts ou millivolts) et de dizaine de hertz (basse fréquence), il existe plusieurs source de ces signaux le cœur, le cerveau et les muscle. On va parler dans ce chapitre sur les caractéristiques et les bruits qui influent sur ces signaux.

Nous présentons dans ce chapitre le fonctionnement général du système cardiovasculaire puis, de manière plus détaillée, le principe de l'électrocardiogramme (ECG). Cette présentation se limite au strict nécessaire pour une bonne compréhension du mémoire.

II. 2 Electrocardiographie

Le cœur est l'élément central du système cardiovasculaire. Nous décrivons dans la suite du chapitre l'anatomie et le fonctionnement électrique d'un cœur sain.

Le potentiel électrique généré par l'activité musculaire est connu depuis les travaux de Carlo Matteucci en 1842. Les premières expérimentations sont réalisées en 1878 par John Burden Sanderson et Frederick Page qui détectent à l'aide d'un électromètre capillaire les phases QRS et T, définies par la suite. A cette même période, E. Marey, et Augustus Waller montrent que l'activité électrique cardiaque peut être suivie à partir de la peau. En 1887, le premier électrocardiogramme humain est publié par Augustus Waller.

En 1895, Willem Einthoven, met en évidence les cinq déflexions P, Q, R, S et T. Il utilise le galvanomètre à cordes en 1901 et publie les premières classifications d'électrocardiogrammes pathologiques en 1906. Il obtiendra en 1924 un prix Nobel pour ses travaux sur l'électrocardiographie. Les dérivations précordiales sont utilisées pour le diagnostic médical à partir de 1932 et les dérivations frontales unipolaires à partir de 1942, ce qui permet à Emanuel Goldberger de réaliser le premier tracé sur 12 voies. Aujourd'hui, l'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse, permettant à l'aide d'un examen indolore et sans danger, de surveiller l'appareil cardiocirculatoire, notamment pour la détection des troubles du rythme et la prévention de l'infarctus du myocarde.^[5]

CHAPITRE II: Les Signaux Physiologiques

II. 2.1 Anatomie Cardiaque

Le cœur est un organe musclé constitué de quatre chambres. Les deux chambres supérieures sont appelées les oreillettes, tandis que les deux chambres inférieures sont appelées les ventricules. Le cœur est aussi séparé en deux parties : le cœur droit et le cœur gauche. Chacune de ces deux parties comprend donc une oreillette et un ventricule. L'oreillette droite collecte le sang qui a parcouru tout le corps (le sang "bleu") et l'envoie vers le ventricule droit afin qu'il soit éjecté dans les poumons pour y être ré-oxygéné. De la même façon, l'oreillette gauche collecte passivement le sang qui a traversé les poumons et l'achemine au ventricule gauche qui éjecte le sang.

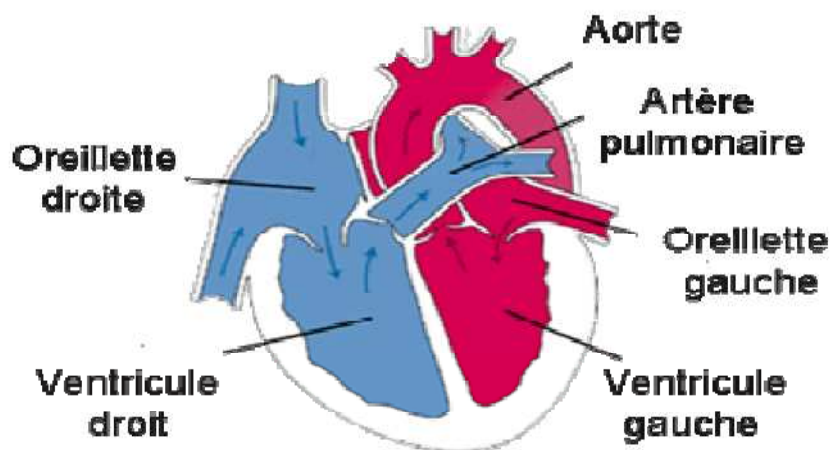


Figure II.1: Anatomie du cœur

II. 2.2 Système de conduction électrique

Le cœur comprend un système de conduction électrique automatique qui assure chacun de ses battements. Le système de "pacemaker" interne est appelé le nœud sinusal (SA) qui se trouve dans la paroi de l'oreillette droite. Cette région produit une impulsion électrique qui gagne une région centrale du cœur appelée nœud auriculo-ventriculaire (AV) qui est stimulé en déclenchant une impulsion électrique qui descend le long du faisceau de His vers les branches droite et gauche et se termine dans les fines fibres de Purkinje comme le montre la figure II.2^[6]. Cette onde électrique produit la contraction du muscle cardiaque responsable de l'éjection du sang vers

CHAPITRE II: Les Signaux Physiologiques

les poumons et l'aorte. Le nombre de contractions observées par minute correspond au rythme cardiaque ou "pouls" [6].

D'autres voies de conduction intracardiaque peuvent court-circuiter le parcours électrique normal. Il s'agit des faisceaux de Kent, des fibres de Mahaim et des fibres de James que l'on peut voir sur le schéma de la figure II.2^[7]. Leur existence est suspectée d'être due à la présence de certains symptômes pathologiques.

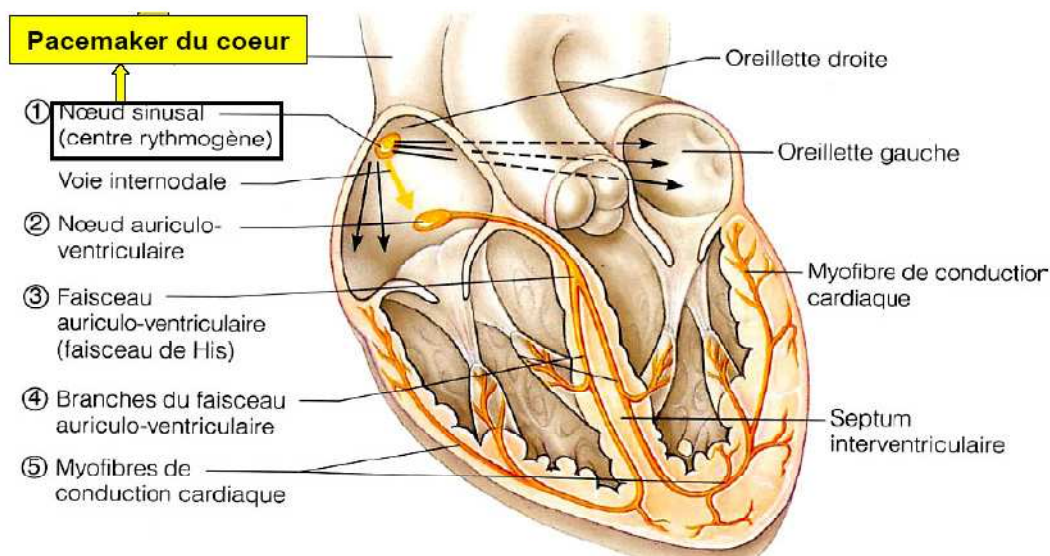


Figure II.2: Illustration schématique du système de conduction électrique du cœur.

L'électrocardiographie est l'art d'enregistrer l'activité électrique du cœur. Le corps humain étant électriquement conducteur, les potentiels d'actions générés lors de l'activité électrique cardiaque peuvent être recueillis par des électrodes placées sur la peau. L'enregistrement de cette activité électrique du cœur, sur un plan frontal (par les dérivations des membres) et sur un plan horizontal (par les dérivations précordiales), est un électrocardiogramme (ECG).

II.3 Principe de l'électrocardiogramme

Le terme électrocardiogramme (ECG) désigne en général les techniques permettant de visualiser les différences de potentiel qui résultent de l'excitation du cœur. Ces potentiels naissent à la limite entre les zones excitées et celles non excitées du myocarde et sont mesurés entre deux points de la surface du corps. Une fibre cardiaque en cours de dépolarisation peut être assimilée à

CHAPITRE II: Les Signaux Physiologiques

un dipôle électrique. A un instant donné le front de l'onde d'activation formé par l'ensemble des dipôles élémentaires crée un champ électrique qui est fonction des moments dipolaires. L'enregistrement de l'évolution temporelle du champ électrique résultant, effectué au moyen d'électrodes cutanées, est nommé l'électrocardiogramme de surface et appelé simplement ECG^[8].

II. 3.1 Ondes et Intervalles de L'ECG

L'ECG est un outil de diagnostic qui permet de détecter les pathologies cardiaques rythmiques, musculaires, les problèmes extracardiaques métaboliques, médicamenteux, hémodynamiques et autres.

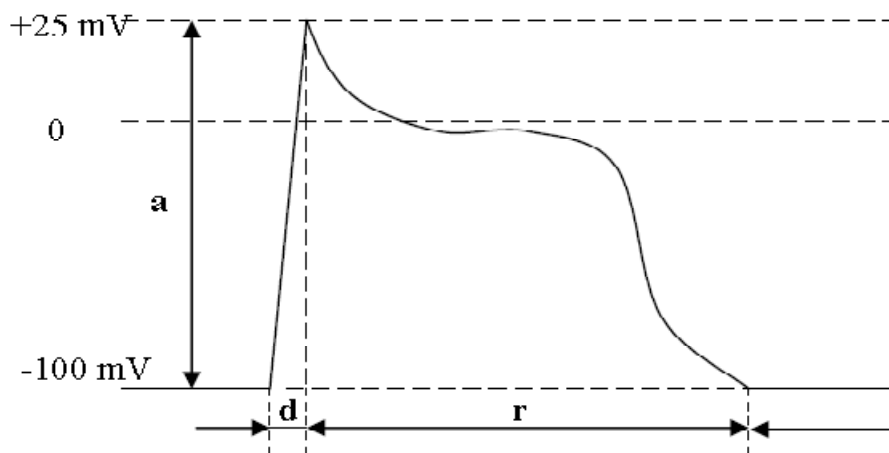


Figure II.3: Courbe du potentiel d'action : Dépolarisation d (rapide) et Repolarisation r (lente).

II. 3.2 Electrophysiologie des cellules cardiaques

Une cellule au repos est polarisée. Le potentiel de la face interne de la cellule étant négatif par rapport à celui du milieu environnant. Cette différence de potentiel représente le potentiel de la membrane, il est entre 70 et 100 mV. Si on excite la surface de la cellule avec une charge négative telle que le potentiel de la membrane s'abaisse au moins d'un tiers, une décharge (dépolarisation) de celle-ci surviendra alors spontanément. La cellule cardiaque répond à ce phénomène par une contraction. La polarité à travers la membrane cellulaire est inversée. Le potentiel de la face interne est alors approximativement de 25mV plus élevé que celui de la surface externe de la cellule. Après la dépolarisation(phénomène initiale et rapide), la cellule se

CHAPITRE II: Les Signaux Physiologiques

repolarise instinctivement (phénomène terminal et lent) et revient à l'état de repos. La figure II.3 montre la succession d'événements électriques par une courbe de variations de la différence de potentiel (ddp) entre les faces de la membrane cellulaire au cours d'un cycle. La variation de la ddp de -100 à 25 mV s'appelle potentiel d'action. Lorsqu'un phénomène électrique altère suffisamment le milieu au contact d'un tissu excitable, il se produit un état de déséquilibre qui se propage de proche en proche à toutes les parties du tissu. Cette propagation s'accompagne d'une onde électrique enregistrable avec des appareils adéquats ^[7-9].

II. 3.3 Ondes Enregistrées

On enregistre, au moyen d'électrodes cutanées, l'évolution temporelle du vecteur champ électrique. Dans l'ECG normal, le rythme est d'origine sinusale fait d'une succession régulière de séquences P-QRS-T-U ^[7].

Pour chaque battement cardiaque, l'électrocardiogramme enregistre quatre ondes successives Figure II.4 ^[7] :

Le processus de dépolarisation et de repolarisation des structures myocardiques se présente dans l'ECG comme une séquence de déflexions ou ondes superposées à une ligne de potentiel zéro, appelée ligne isoélectrique ou ligne de base. Ces déflexions sont dites positives si elles sont situées au-dessus de la ligne isoélectrique sinon elles sont dites négatives.

- **L'onde P** : Elle représente la dépolarisation auriculaire. Cette onde peut être positive ou négative avec une durée de l'ordre de 90 ms. Généralement son observation est difficile, spécialement dans des conditions bruitées. Il faut noter que la repolarisation auriculaire n'est pas visible sur l'ECG car elle coïncide avec le complexe QRS d'amplitude plus importante. ^[8]
- **Intervalle PR (ou PQ)** est le temps entre le début de P et le début du QRS. Il est le témoin du temps nécessaire à la transmission de l'influx électrique du nœud sinusal des oreillettes au tissu myocardique des ventricules (conduction auriculo-ventriculaire). Sa durée normale, mesurée du début de l'onde P au début du complexe QRS est de 0,12 à 0,20 seconde. La durée de l'espace PR diminue lorsque la fréquence cardiaque augmente. Il est normalement isoélectrique. [3]

CHAPITRE II: Les Signaux Physiologiques

- **Le complexe QRS** : Il correspond à la dépolarisation ventriculaire précédant l'effet mécanique de contraction et il possède la plus grande amplitude de l'ECG. Il est constitué de trois ondes consécutives : l'onde Q qui est négative, l'onde R qui est positive dans un ECG normal et l'onde S qui est négative. Sa durée normale est comprise entre 85 et 95 ms.^[9]
- **Le segment ST** : Il représente l'intervalle durant lequel les ventricules restent dans un état de dépolarisation actif. Il est aussi défini comme la durée entre la fin de l'onde S et le début de l'onde T.^[9]
- **L'intervalle QT** : Il représente la durée entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T. Cet intervalle reflète la durée de la dépolarisation et repolarisation ventriculaire. En effet sa dynamique peut être associée à des risques d'arythmie ventriculaire et de mort cardiaque soudaine.
- **L'onde T** : Elle correspond à la repolarisation des ventricules, qui peut être négative, positive ou bi phasique et qui a normalement une amplitude plus faible que le complexe QRS. Bien que la dépolarisation et la repolarisation des ventricules soient des événements opposés, l'onde T est normalement du même signe que l'onde R, ce qui indique que la dépolarisation et la repolarisation ne sont pas symétriques.
- **Onde U** : est une petite déflexion parfois observée après l'onde T dans les dérivations précordiales V à V4. Elle est positive dans toutes les dérivations sauf en aVR, son origine est discutée.^[8,9]

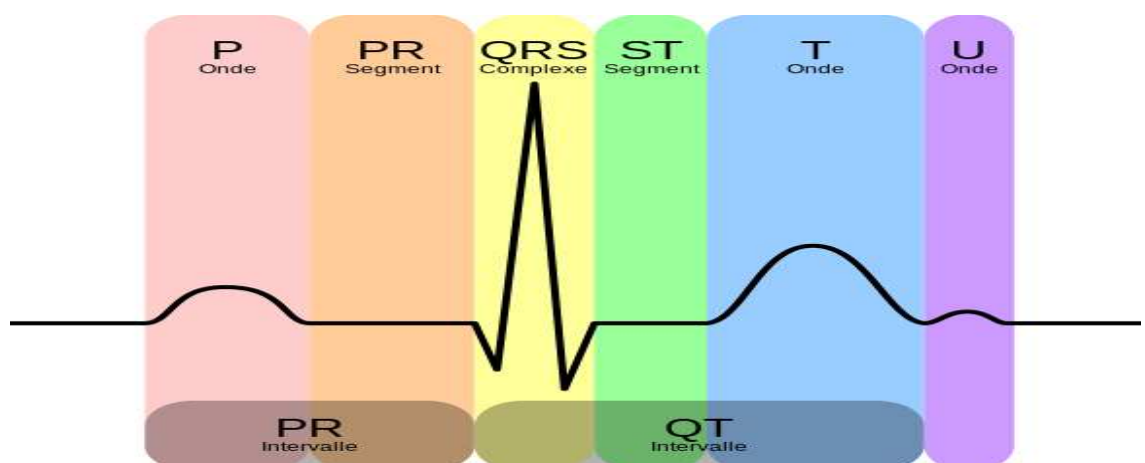


Figure II.4: ECG normal (intervalles temporels et différentes ondes)

CHAPITRE II: Les Signaux Physiologiques

II. 3.4 L'utilisation du L'ECG

Les maladies cardiovasculaires représentent la cause la plus fréquente de décès dans le monde selon les études statistiques annuelles faites au niveau de l'organisation mondiale de la santé (OMS). Par conséquent, le diagnostic de ces maladies dangereuses semble une tâche vitale. Dans les services de cardiologie au niveau des hôpitaux, le signal électrocardiogramme (ECG) reste encore l'un des outils prédominants et les plus largement utilisés pour le diagnostic et l'analyse des arythmies cardiaques.^[10]

Notamment, les médecins utilisent l'électrocardiogramme, qui est une représentation graphique temporelle des différences de potentiels des forces électriques qui conduisent à la contraction musculaire cardiaque. L'électrocardiogramme contient énormément d'informations sur le fonctionnement et les éventuelles pathologies du cœur.

II.4Autre signaux

II.4.1 Electroencéphalographie

L'électroencéphalographie (EEG) est une méthode d'exploration cérébrale qui mesure l'activité électrique du cerveau par des électrodes placées sur le cuir chevelu souvent représentée sous la forme d'un tracé appelé électroencéphalogramme. Comparable à l'électrocardiogramme qui permet d'étudier le fonctionnement du cœur, l'EEG est un examen indolore et non-invasif qui renseigne sur l'activité neurophysiologique du cerveau au cours du temps et en particulier du cortex cérébral soit dans un but diagnostique en neurologie, soit dans la recherche en neurosciences cognitives. Le signal électrique à la base de l'EEG est la résultante de la sommation des potentiels d'action post-synaptiquesynchrones issus d'un grand nombre de neurones.^[11]

Aujourd'hui, on connaît cinq types d'ondes cérébrales : delta, thêta, alpha, bêta et gamma. Ses travaux furent repris et complétés par le britannique Edgar Douglas Adrian, qui obtint en 1932 le Prix Nobel de physiologie.^[12]

Les rythmes cérébraux sont définis par leur fréquence, leur amplitude et leur topographie :

- Le **rythme alpha** : est constitué d'ondes dont la fréquence est comprise entre 8 et 12 cyclespar seconde et l'amplitude de 25 à 100 microvolts. Ces ondes sont recueillies

CHAPITRE II: Les Signaux Physiologiques

dans les régions occipitales et pariétales au repos sensoriel et disparaissent à l'ouverture des yeux (réaction d'arrêt).^[12]

- **Le rythme beta** : est rapide (12 à 14 cycle par seconde) et d'amplitude faible (10 à 50 microvolts). Il s'observe particulièrement en regard des régions fronto-rolandiques. Il n'est pas modifié par l'ouverture des yeux.
- **le rythme thêta** : de 4 à 7 cycles par seconde et d'amplitude comprise entre 20 et 40 microvolts n'est physiologique chez l'adulte qu'en petit nombre sur les régions temporelles.
- **Le rythme delta** : inférieure à 4 cycles par seconde avec une amplitude variable est toujours pathologique chez l'adulte éveillé.

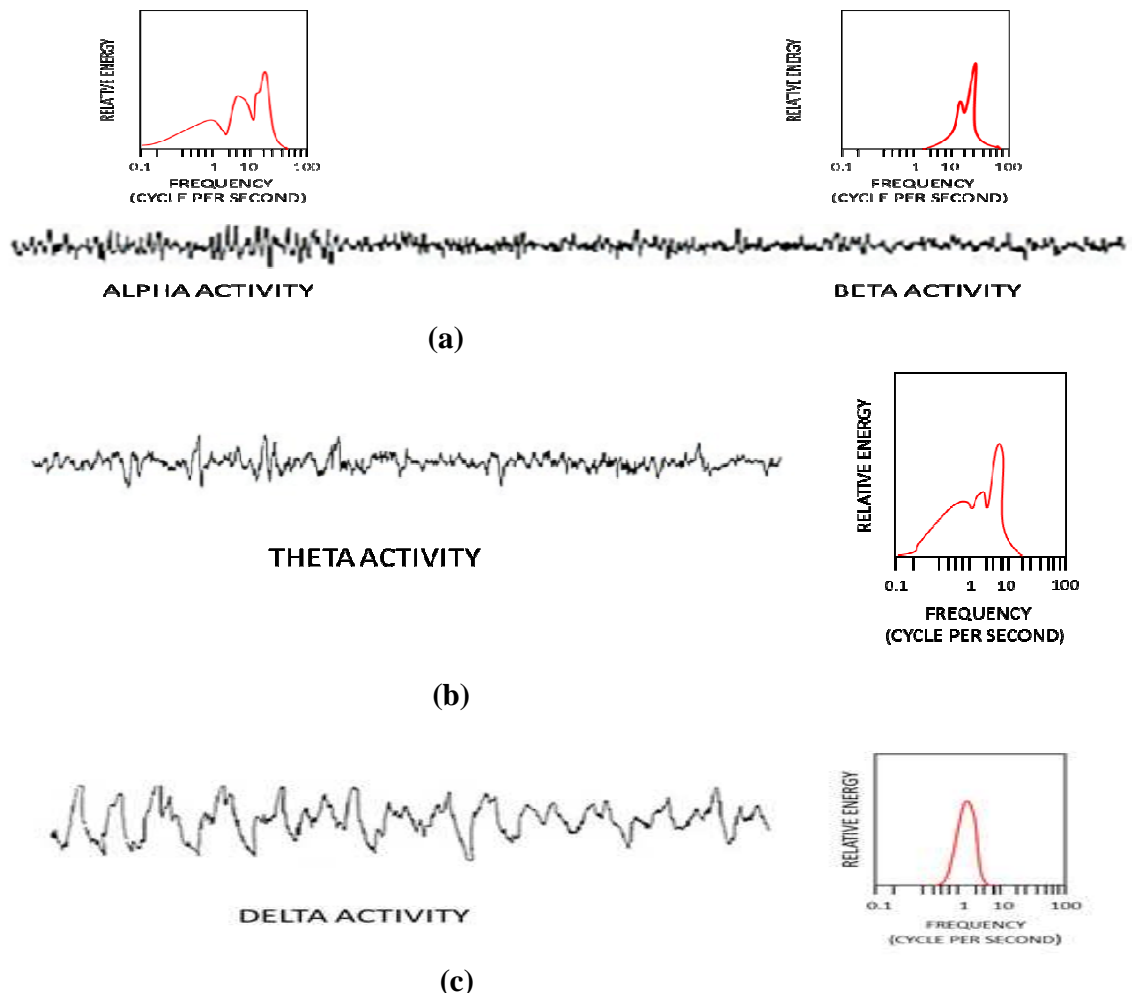


Figure II.5: Représentation des rythmes : a) Alpha et Beta, b) Thêta, c) Delta

CHAPITRE II: Les Signaux Physiologiques

II.4.2 Electromyogramme

Un électromyogramme (EMG) est un potentiel électrique généré au niveau des fibres musculaires quand les muscles sont contractés. Le système nerveux central, constitué du cerveau et de la moelle épinière, contrôle le muscle en agissant de manière synchronisée sur un ensemble de fibres musculaire. ^[13]

Le signal EMG a une marge de fréquence très grande par rapport à ECG et EEG de 20 Hz à 3KHz et sa valeur d'amplitude varie entre 10 μ V à 3mV.

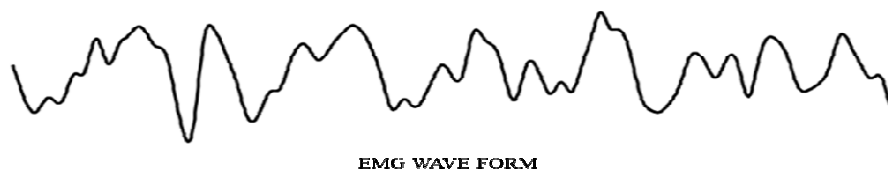


Figure II.6 : La forme de signal Electromyogramme

Plusieurs études ont été menées pour utiliser l'EMG dans des applications telles que l'analyse de mouvements ou encore la commande de certains appareils. Un objectif de l'étude des signaux EMG est d'identifier les fibres musculaires actives au cours de mouvements précis et d'estimer les états des muscles au niveau de la force et de la fatigue. Décrit ainsi la possibilité d'identifier les activités motrices fonctionnelles rencontrées dans la vie de tous les jours (telles que se brosser les dents, écrire, se coiffer) à l'aide des signaux myoélectriques de surface. Les électromyogrammes de surface peuvent également permettre de commander des bras robotiques, des fauteuils roulants électriques, des périphériques d'ordinateur. Ils peuvent être utilisés dans des domaines variés, sciences du sport biomécanique analyse de Mouvement Formation des athlètes de Forces ports de réadaptation. ^[14]

Afin de capter ces signaux (ECG dans notre cas) nous sommes besoin des appareils spécialisé pour le traitement et la visualisation net puisque on remarque que les signaux physiologique sont des caractéristiques faibles (dizaine de Hertz de fréquence et des millivolts d'amplitude) et en plus il y a plusieurs artéfacts ou interférences qui influent sur le signal physiologique

CHAPITRE II: Les Signaux Physiologiques

II. 5 Chaîne d'acquisition de l'ECG par ordinateur:

Le positionnement des électrodes d'acquisition de l'ECG-HR a évolué en même temps que les capacités et les limitations des outils de traitement. Actuellement, le système de dérivations recommandées, quoi que empirique, relève d'un consensus international préconisant l'utilisation de trois dérivations pseudo-orthogonales positionnées selon le schéma présenté dans la figure suivante : ^[15]

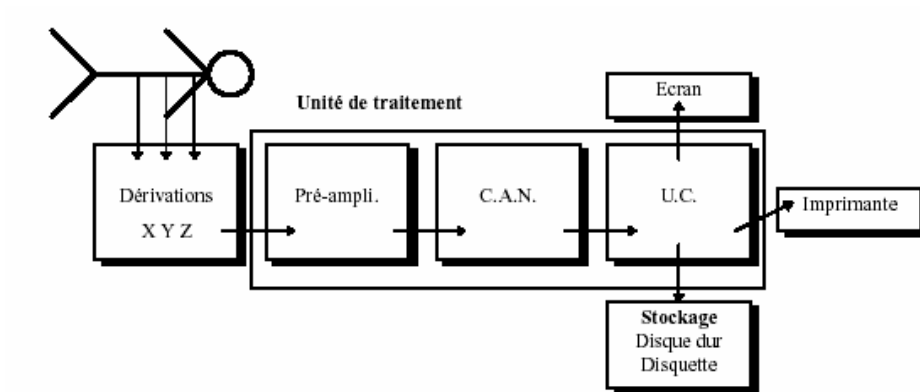


Figure II.7 : Synoptique de la chaîne d'acquisition d'un ECG ^[16]

II. 6 Electrodes:

Un des principaux intérêts de l'électrocardiogramme est qu'il n'est pas traumatisant, c'est à dire qu'il ne nécessite pas d'opération chirurgicale ou d'anesthésie. Les électrodes de mesure sont donc simplement placées à divers endroits du corps, directement sur la peau. L'important pour ces électrodes est qu'elles soient relativement inaltérables et impolarisables. La plaque d'argent, revêtue d'une couche de chlorure d'argent (gel insoluble), sont des bonnes électrodes superficielles et les plus employées voir Figure II.8.

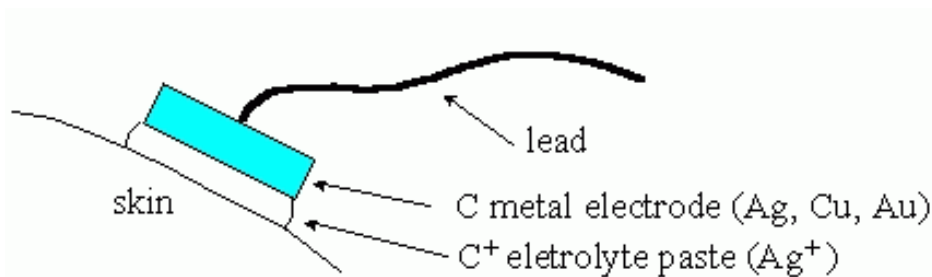


Figure II.8: Electrodes bipotentielles

CHAPITRE II: Les Signaux Physiologiques

Les électrodes employées pour l'électrocardiographie en milieu hospitalier sont de ce type

Figure II.9.



Figure II.9: Taille réelle environ 5 cm de longueur maximale.

Celles-ci sont jetables après une utilisation.

II. 7Dérivations:

On appelle dérivation un circuit électrique déterminé par un couple d'électrodes. Les électrodes sont positionnées à des endroits du corps bien définis. Pour prendre un exemple simple, considérons les quatre dérivations utilisées au début de l'électrocardiographie, illustrées sur la figure II.10.

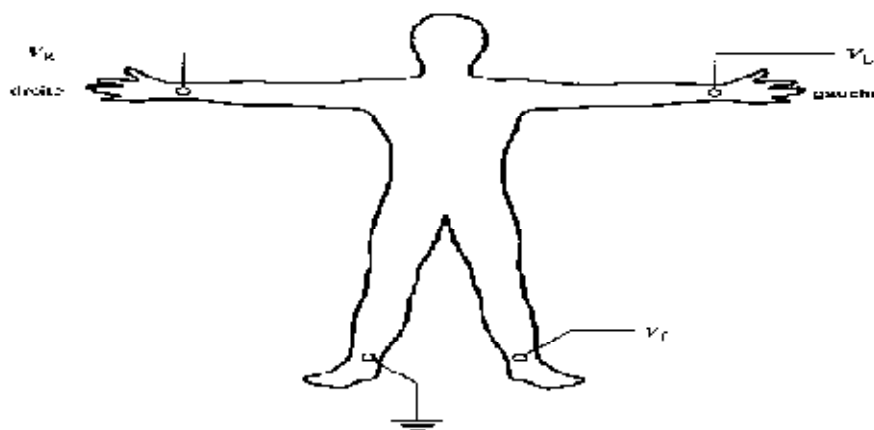


Figure II.10 : Placement des électrodes de base pour l'électrocardiogramme

CHAPITRE II: Les Signaux Physiologiques

La jambe droite est généralement mise à la masse. On a alors pour chaque dérivation VI, VII et VIII :

$$V_I = V_L - V_R$$

$$V_{II} = V_F - V_R$$

$$V_{III} = V_F - V_L$$

On trouve alors mathématiquement $VI + VIII = VII$. Cette équation est appelée relation d'Einthoven.

Mais les techniques utilisées actuellement sont un peu plus complexes comme le décrit la disposition montrée en figure II.11. Six électrodes sont placées dans la région du cœur. Les six voies alors récoltées sur l'appareil sont la différence entre chaque électrode et la tension moyenne des trois membres $(VI + VIII + VII)/3$. Ces voies provenant d'une région proche du cœur permettent de déceler des petites malformations du muscle cardiaque.

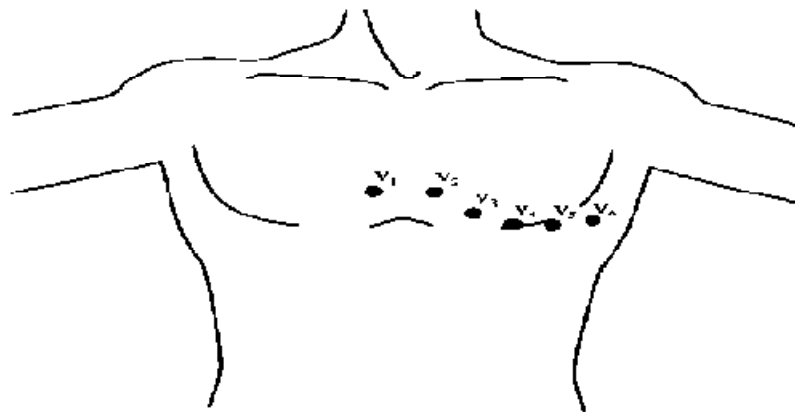


Figure II.11: positionnement standard des 6 électrodes proches du cœur pour un relevé de 10 dérivations

CHAPITRE II: Les Signaux Physiologiques

II. 8 Conclusion

Cette partie a permis de mettre en avant les différents signaux physiologiques qui sont des signaux électriques délivrés par le corps humains et leur principe de fonctionnement.

Le développement d'une carte d'acquisition de nécessite que les signaux électrocardiographie ECG présentent de bonnes performances, qu'ils soient stables, fiables, élimination de quelque bruits et le plus souvent de faible consommation.

CHAPITRE III

Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

CHAPITRE III:Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

III.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons présenter notre carte d'acquisition de signal d'électrocardiogramme (ECG). Cette partie s'articule en deux phases, la première est consacrée aux simulations et tests, qui ont été faites après une étude théorique du signal physiologique de toute la chaîne d'acquisition et de traitement de celui-ci, cette partie nous a aidé à bien comprendre notre chaîne d'acquisition afin d'avoir un bon fonctionnement du circuit et de bons résultats après implémentation ; la deuxième partie pour les résultats obtenus en temps réel, qui contient une interface entre l'acquisition du signal ECG et leur affichage via une interface USB.

III.2 Matériel utilisé

Tout au long de nos travaux, nous avons utilisé :

- ✓ Des Electrodes pour capter le signal du cœur humain,
- ✓ Capteur de fréquence cardiaque,
- ✓ Module Bluetooth HC-06 (esclave),
- ✓ Amplificateur d'instrumentation du constructeur ANALOG DEVICE (AD620),
- ✓ Des composants passives ; Résistance et Condensateur,
- ✓ Un platine Arduino Atmega328p,
- ✓ Générateur de basse fréquence,
- ✓ Un Oscilloscope,
- ✓ Filtre passe-bas/Filtre passe-haut,
- ✓ Un Ordinateur.

III.3 Logiciels utilisés

- ✓ NI Multisim version 12.0.1.
- ✓ Un Compilateur IDE Arduino 1.6.3.
- ✓ NI LABVIEW12.0.1.

CHAPITRE III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

III. 4 La simulation

Dans cette partie, on va expliquer les démarches de la simulation pas à pas ainsi que les résultats obtenus. Avant de réaliser la carte, il faut toujours s'assurer des tests de simulation. Pour cela, nous avons utilisé le logiciel NI Multisim puisqu'il est puissant et plus utilisable dans le domaine de virtualisation des circuits analogique et numérique. La chaine 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:

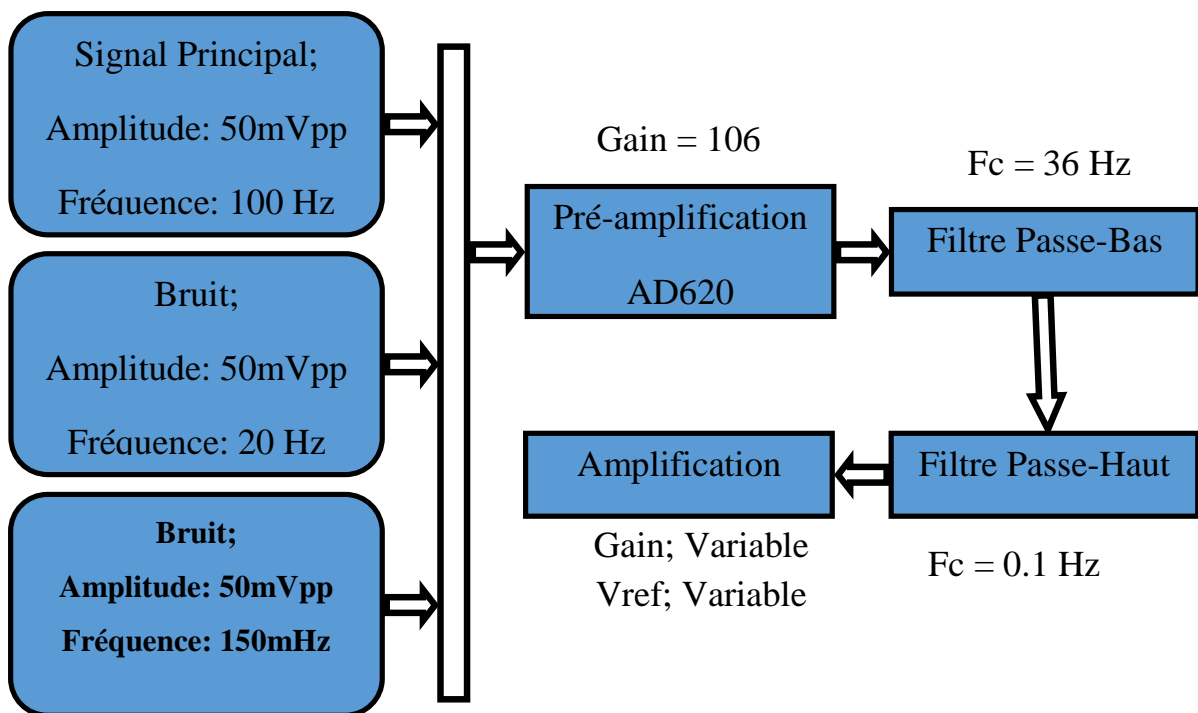


Figure III.1: Diagramme de simulation

CHAPITRE III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

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

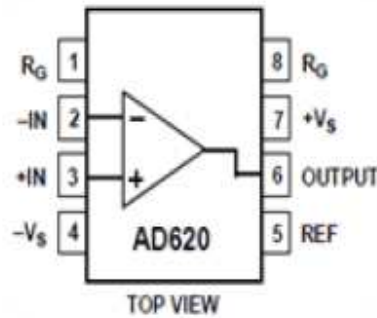


Figure III.2: Amplificateur d'instrumentation AD620

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.

$$G_{ain} = \frac{49.4k\Omega}{R_g} + 1$$

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 :

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

$$\text{Pour } C = 1\mu F \text{ et } R = 1k\Omega \Rightarrow f_c = \frac{1}{2\pi \cdot 10^{-3}} = 159 \text{ Hz}$$

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

CHAPITRE III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

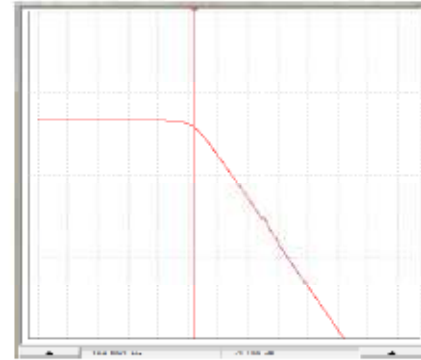
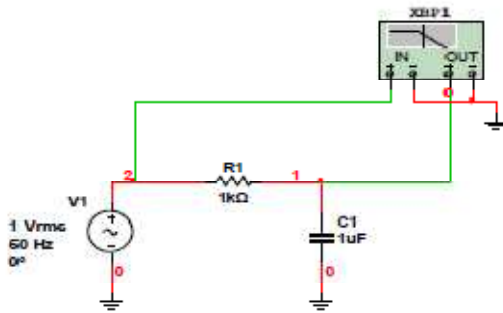


Figure III.3: La Simulation du filtre RC. Figure III.4: Diagramme de Bode Du Filtre RC

Selon la simulation de ce circuit, la réponse fréquentiel de ce filtre montre bien une fréquence de coupure à 159 Hz.

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 :

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

CHAPITRE III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

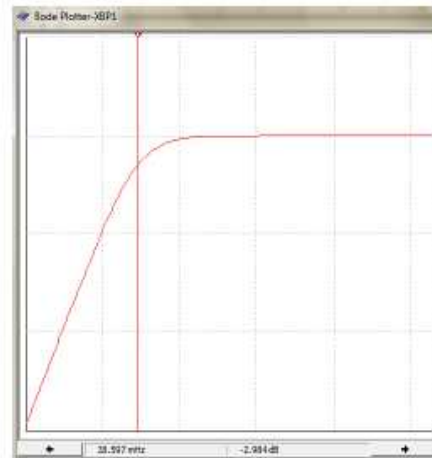
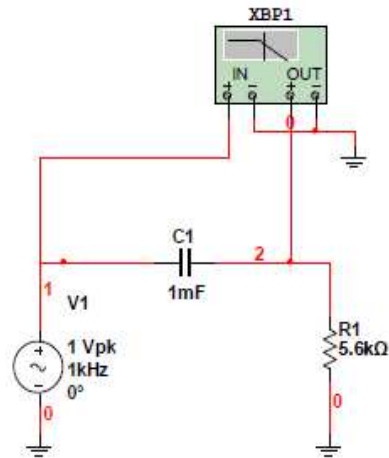


Figure III.5: Circuit De Simulation. Figure III.6: Diagramme de Bode Du Montage

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

III.5 Explication de déroulement de simulation

Voici une vue totale de notre circuit sous le simulateur NI Multisim :

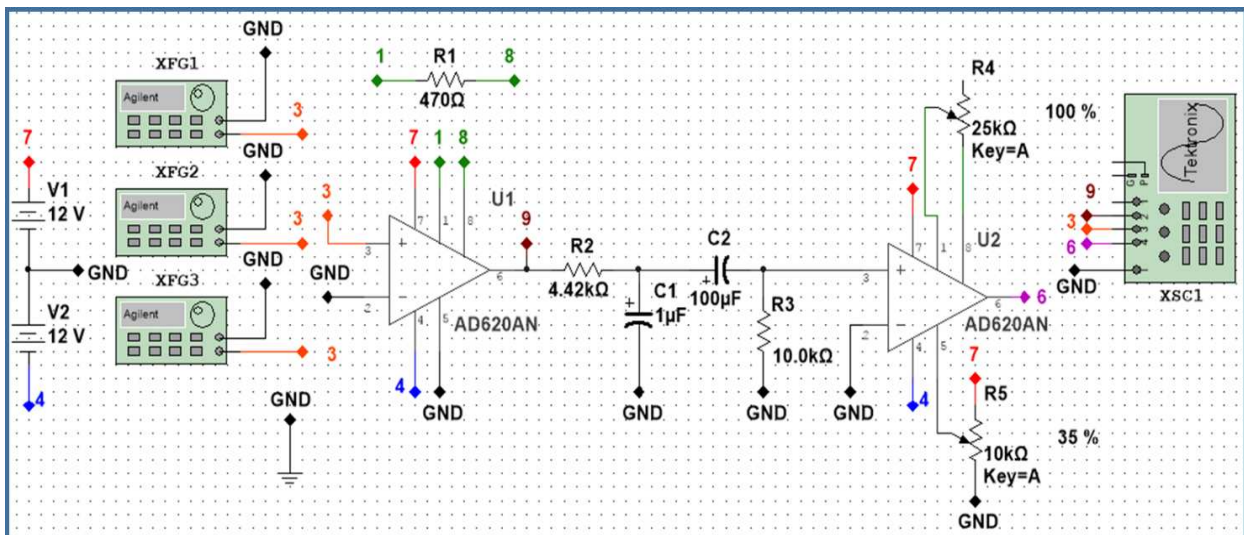


Figure III.7: Schéma de circuit de simulateur NI multisim

CHAPITRE III:Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

III. 6 Tests de fonctionnement du circuit

Après la réalisation du circuit sur plaque d'essai, et test du circuit, on remarque clairement sur la **Figure.III.8** 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.

III. 6.1 L'étage de pré-amplification

On utilise dans cette partie un amplificateur d'instrumentation d'un circuit intégré qui est AD620 puisqu'il a de bons caractéristiques voir le datasheet dans l'annexe.

On génère trois signaux sinusoïdaux différents:

Signal1: À une amplitude de 50mVpp constant supposé comme un signal principal et une fréquence de 20 Hz.

Signal2: À une amplitude variable et une fréquence de 100Hz supposé comme un bruit qui réagit sur le signal principal et joue le rôle d'un bruit dans le monde réel.

Signal3: À une amplitude variable et une fréquence de 150mHz supposé aussi comme un bruit

- ✓ On introduise les trois signaux à l'AD620 dans la broche 3.
- ✓ Appliquer une alimentation symétrique de 9v sur l'AD620.
- ✓ Ajouter une résistance de 470 Homs pour un gain de 106 fois, voici la formule de calcul du gain

CHAPITRE III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

Voici une vue de simulation depuis le logiciel NI multisim

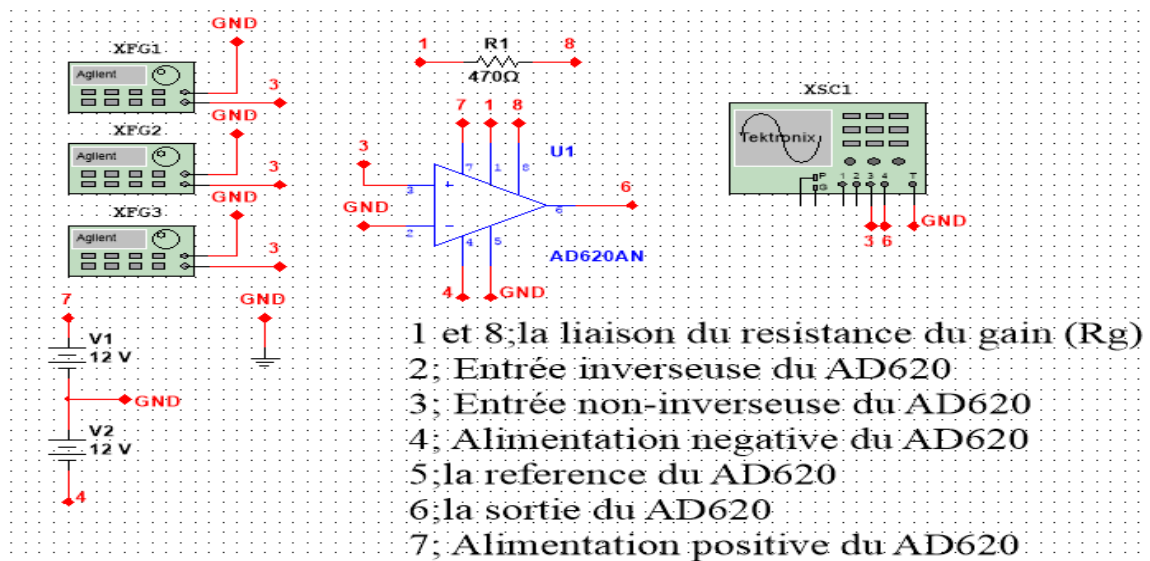


Figure III.8: Le Circuit De Pré-amplification

✓ Le résultat de la pré-amplification

Après l'amplification, on obtient le résultat suivant ; un signal sinusoïdal sa valeur de fréquence principale est de 20Hz et celle du bruit est de 100Hz et 150mHz. La figure suivante illustre la nature de sortie de l'amplificateur AD620.

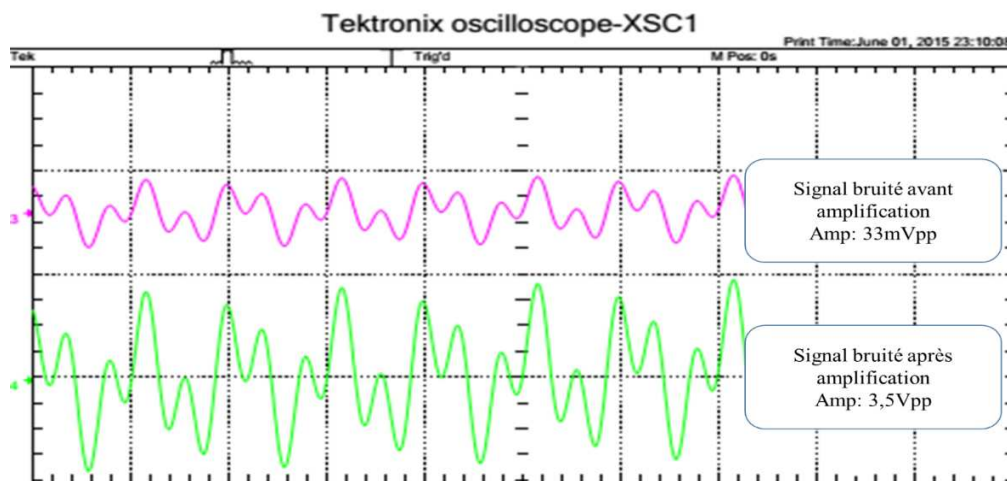


Figure III.8: Représentation De Résultat de la Partie De Pré-amplification

CHAPITRE III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

On remarque que le signal devient bruité et l'amplification est environ 100 fois. Après avoir ce résultat, on passe à l'étage suivant qui est le filtrage.

III. 6.2 L'étage de filtrage

Dans cette partie, on essaie d'éliminer les fréquences proposées comme un bruit à l'aide de deux filtres passifs placés en série, voir la figure suivante, qui montre l'emplacement des filtres.

- ✓ On mit un filtre passe-bas ($F_c=36\text{Hz}$) pour éliminer la fréquence de la source 50Hz
- ✓ On mit un filtre passe-haut ($F_c=0.15\text{ Hz}$); il élimine un peu le bruit de l'électromyogramme, on connait que la fréquence du signal de l'électromyogramme est environ de 0.1 Hz jusqu'à 5 Hz mais on ne peut pas éliminer les fréquences supérieures à 1 Hz puisque la fréquence d'ECG prend des fois des valeurs de 2 ou 3 Hz, donc il ne faut pas l'éliminer sinon on perd une information utile.

On utilise dans le fil d'acquisition des filtres passifs, la figure suivante illustre la coordination du

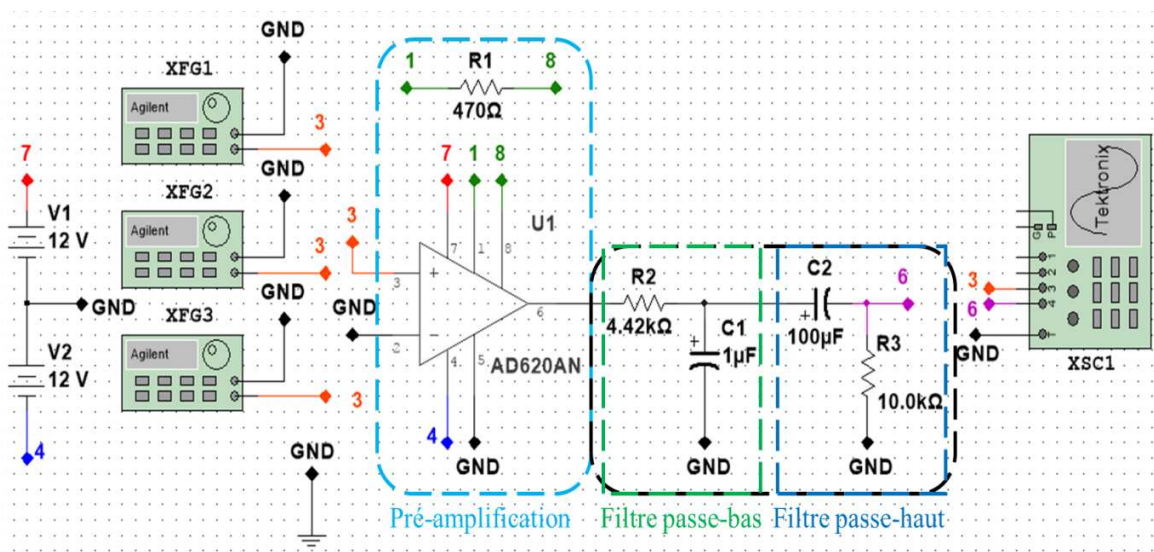


Figure III.9: Vue d'ensemble, Pré-amplification et filtres

CHAPITRE III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

Voici le résultat du filtrage qui n'est pas idéal mais on remarque qu'il a une atténuation dans les ondulations qui ont une fréquence de 100Hz et 150mHz, la figure suivante montre une vue d'un oscilloscope.

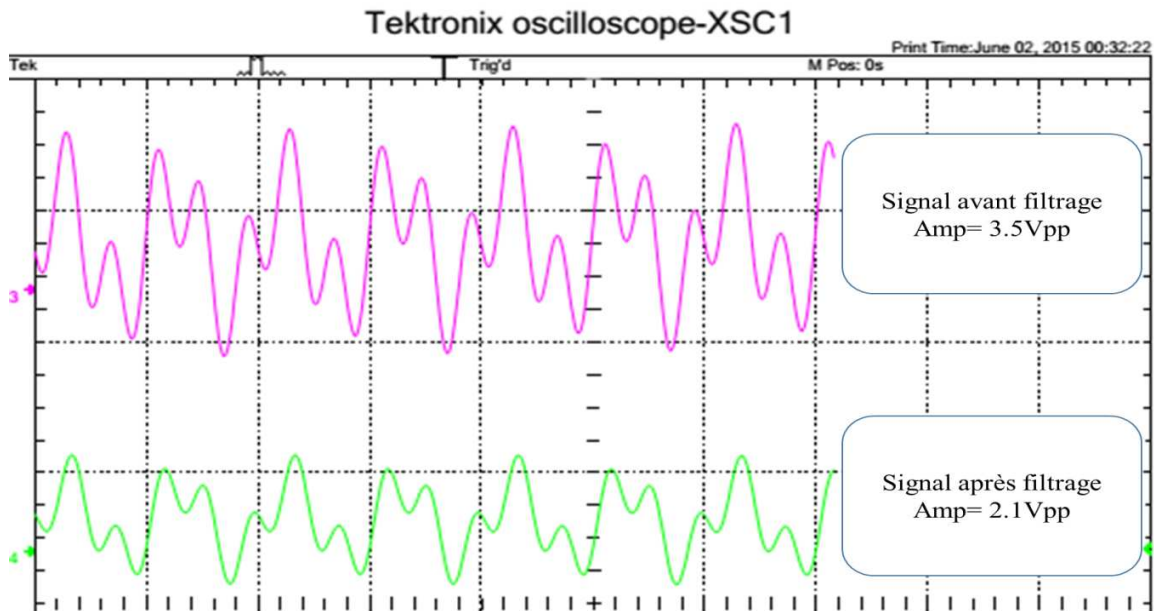


Figure III.10: Résultat de filtrage

III. 6.3 L'étage d'amplification

Afin d'acquérir le signal filtré, il faut ajouter un étage d'amplification puisque le signal qu'on aura devient très petit et nous ne pouvons pas le traiter. Donc l'étage d'amplification après filtrage est nécessaire pour que le signal soit adaptable pour la conversion analogique numérique. On va parler de cette dernière dans la partie suivante (partie pratique). On laisse le gain d'amplification de cet étage ajustable et aussi la valeur de référence pour varier l'amplitude du signal final à l'aide de deux potentiomètre de valeur de 10kHoms placés dans les broches 1 et 8 pour le gain et la deuxième sera reliée à la broche 5 de référence, la figure suivante montre la coordination entre les trois étages.

CHAPITRE III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

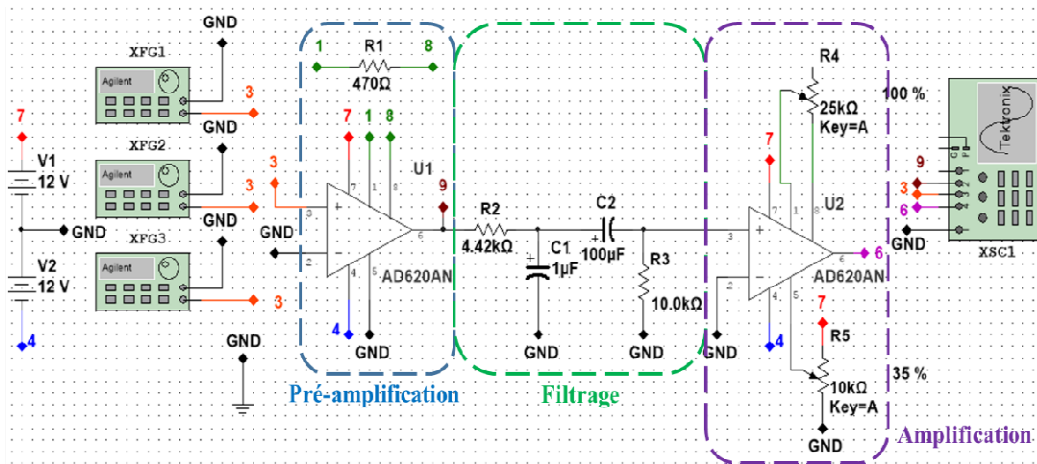


Figure III.11: Vue d'ensemble montre la liaison entre les différents étages du circuit

Finalement, lorsqu'on a fini la conception du circuit, on peut consulter le résultat final depuis l'oscilloscope. Un signal bien amplifié et filtré de l'ordre de 6.13Vpp.

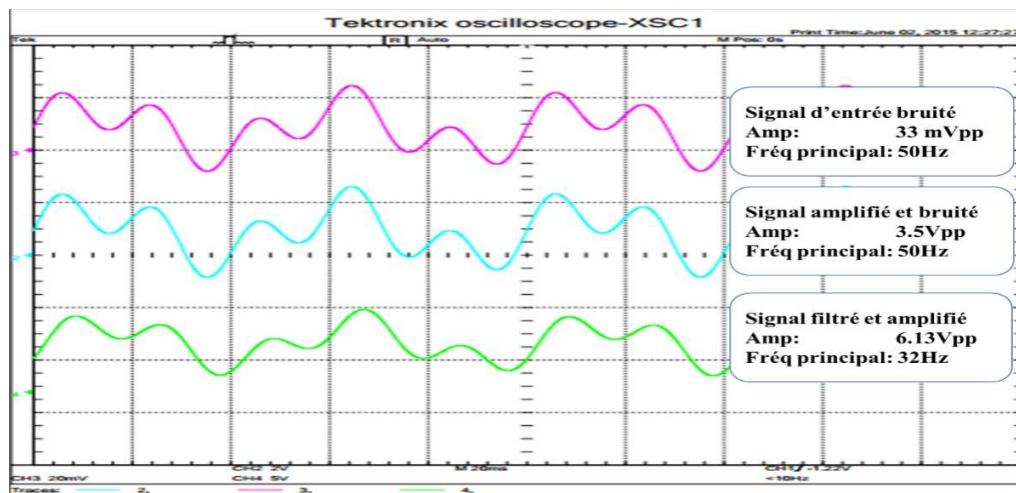


Figure III.12: Illustration de résultat final du signal amplifié et filtré

CHAPITRE III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

III. 7 La réalisation du circuit

Après avoir simulé la carte d'acquisition, on passe à l'étape suivante pour acquérir le signal ECG réel mais avant de présenter la forme de ce signal, nous discutons sur les démarches de réalisation qui sont présentés sous forme d'un diagramme dans la figure suivante.

Ils existent plusieurs points pour l'emplacement des électrodes mais la meilleure place c'est la poitrine (Right and Left) et la masse va être placée à l'abdomen qui donne un bon résultat.

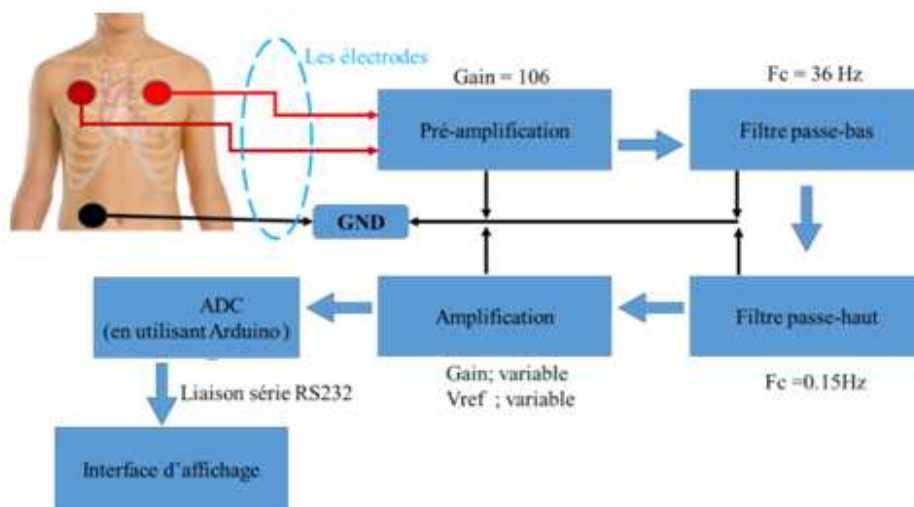


Fig.III. 13: Diagramme de liaison entre les étages de la carte d'acquisition

La figure précédente illustre l'emplacement des électrodes.

Pour avoir de bons résultats, il est préférable que le patient soit stable et étendu sur un lit pour minimiser le bruit de mouvement (la ligne de base) et éviter le contact avec la terre pour ne pas avoir des bruits à cause de la circulation du courant électrique.

A cause des difficultés au niveau de la disponibilité des composants nous proposons d'effectuer les mesures par un capteur de fréquence cardiaque (pulse heart) comme illustré dans la figure III.14.

CHAPITRE III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

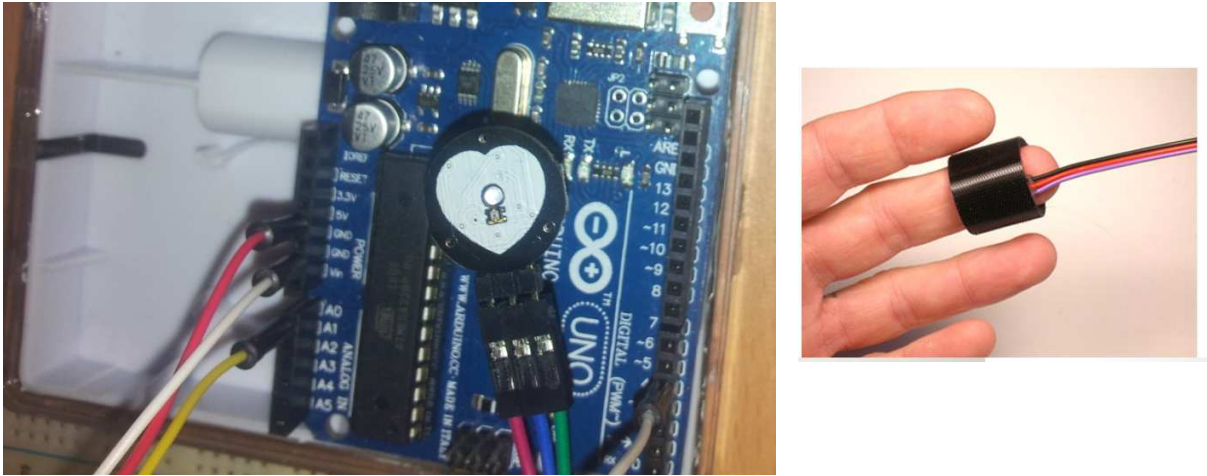


Fig.III. 14: Capteur de fréquence cardiaque

Voici la carte dans la figure III.15 qui montre les différentes phases (la présence ou l'absence d'un battement) de notre circuit et l'interconnexion entre le circuit et la platine Arduino.

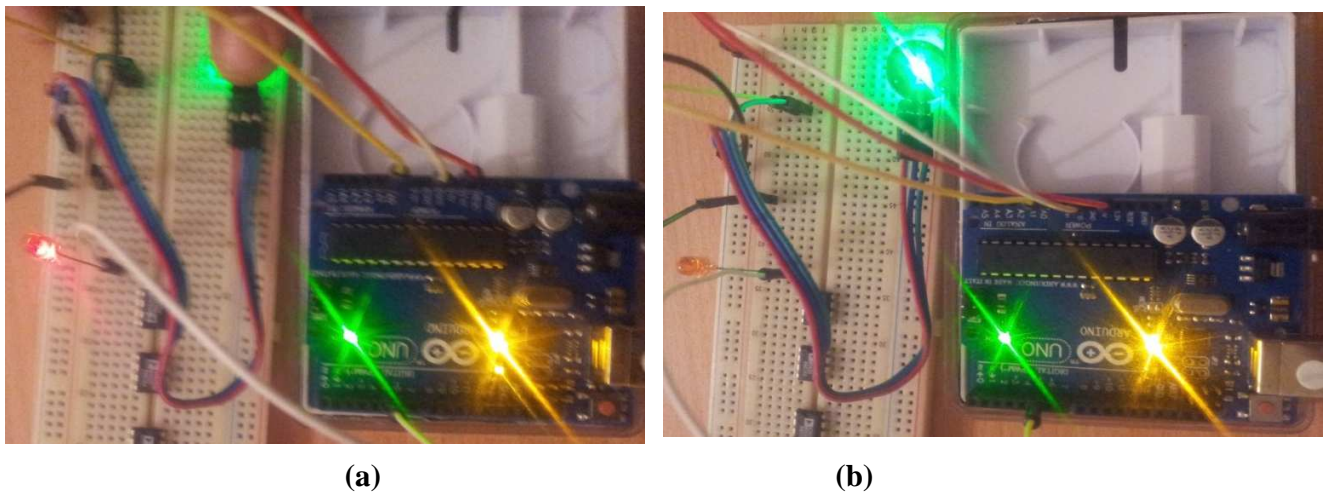


Figure III.15 : Vue réelle du circuit : a) la présence, b) l'absence d'un battement

La présence d'un battement se traduit par l'allumage de la LED rouge

Et maintenant, on passe à la partie programmation ; le compilateur IDE comme on a dit dans la partie théorique va nous faciliter cette tâche et va nous simplifier notre application.

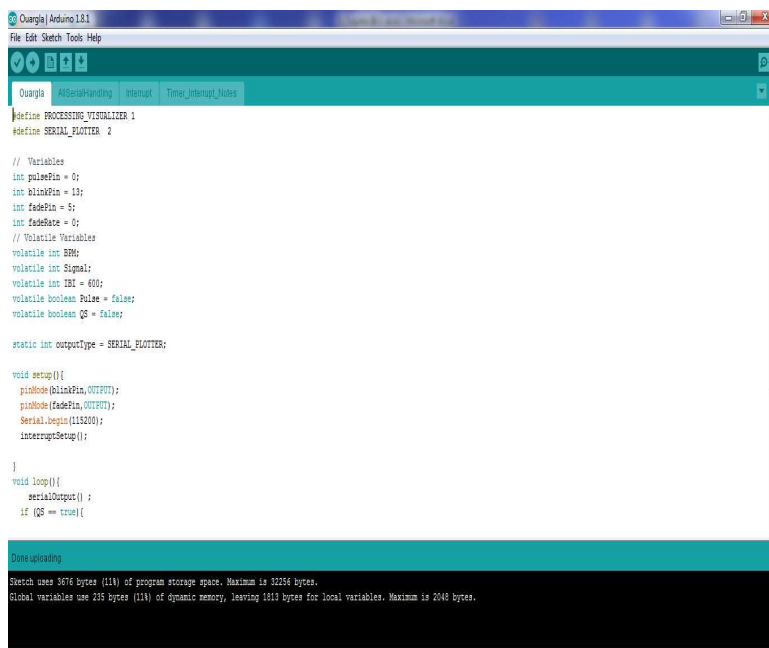
CHAPITRE III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

a. Partie1: la conversion analogique numérique (ADC)

On utilise dans cette partie un moyen matériel pour la conversion (ADC) qui est la platine Arduino à l'aide d'un simple programme sous compilateur IDE.

Le code source de la conversion et la transmission du signal ECG depuis la carte du traitement analogique est présenté ci-dessous.

Après avoir faire le traitement du signal ECG, nous avons besoin d'un moyen d'affichage.



```
Arduino IDE 1.8.1
File Edit Sketch Tools Help

Ouvrir AllSerialHandling Interrupt Times Interrupt Notes

#define PROCESSING_VIRTUALIZER 1
#define SERIAL_PLOTTER 2

// Variables
int pulsePin = 0;
int blinkPin = 13;
int fadePin = 5;
int fadeRate = 0;
// Volatile Variables
volatile int BPM;
volatile int Signal;
volatile int IBI = 600;
volatile boolean Pulse = false;
volatile boolean QS = false;

static int outputType = SERIAL_PLOTTER;

void setup() {
  pinMode(blinkPin, OUTPUT);
  pinMode(fadePin, OUTPUT);
  Serial.begin(115200);
  interruptSetup();
}

void loop() {
  serialOutput();
  if (QS == true) {
```

Done uploading
Sketch uses 3676 bytes (11%) of program storage space. Maximum is 32256 bytes.
Global variables use 235 bytes (1%) of dynamic memory, leaving 1613 bytes for local variables. Maximum is 2048 bytes.

Figure III.16 : Code source sous compilateur IDE

b. Partie 2: l'affichage du signal ECG

Nous avons choisi le logiciel Arduino graphique qui pour créer notre interface d'affichage vers un PC, la partie suivante montre le signal ECG de notre application.

CHAPITRE III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

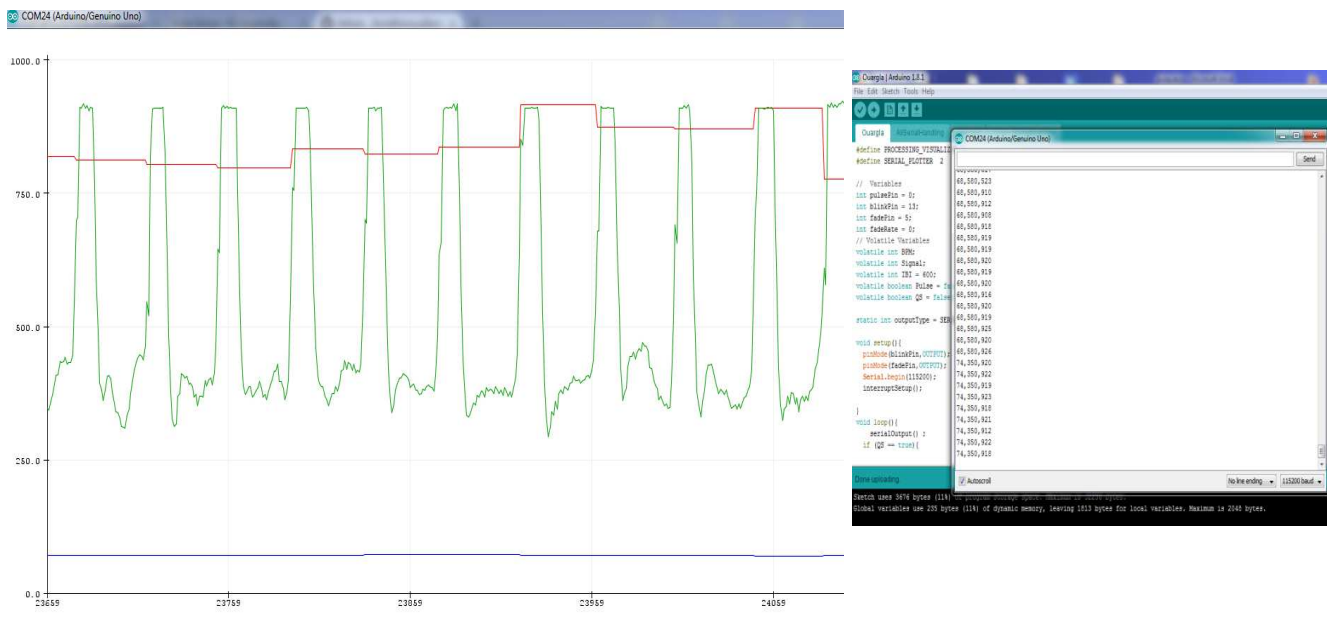
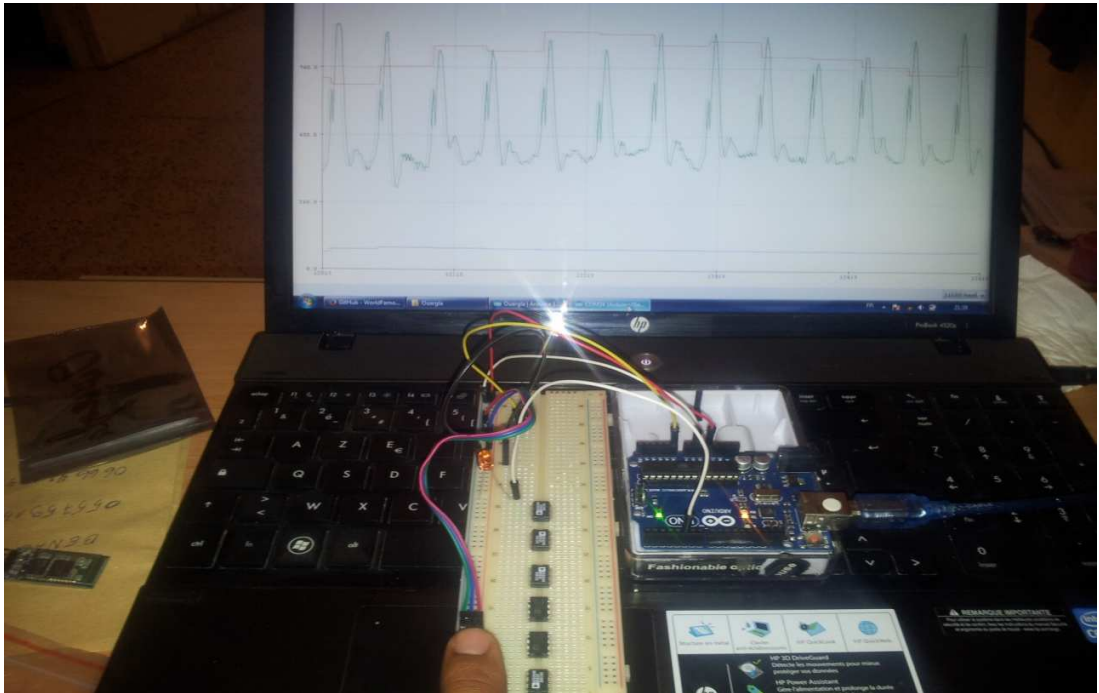


Figure III.17 : Résultat de consultation du signal ECG, IBI et BPM

Notre interface contient trois courbes

- La courbe vert est votre onde de pulsion ECG.
- La courbe rouge est votre IBI, ou le temps entre chaque battement.

CHAPITRE III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

- La courbe bleue est votre BPM ou votre battement par minute.

La figure III.18 montre le signal ECG seulement

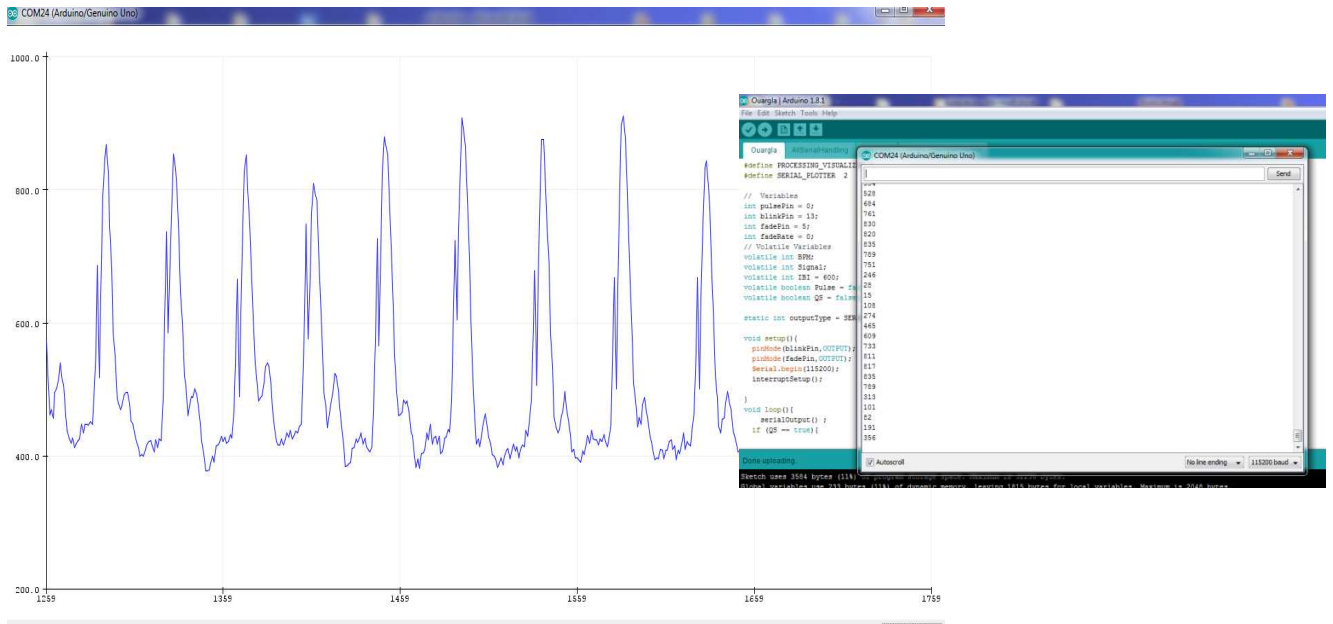


Figure III.17 : Résultat de consultation du signal ECG

Dans notre travail on a ajouté une autre application très intéressent, c'est le transfert de notre résultat vers un Smartphone via le module Bluetooth HC-06 (Slave)



Le Bluetooth est un protocole de communication sans fil.Ce protocole est un cousin du Wi-Fi. En effet, ils respectent tous deux une même spécification IEEE et utilisent la même gamme de fréquences : 2.4 GHz (comme les téléphones portables). C'est une communication bidirectionnelle, deux modules peuvent communiquer ensemble en même temps. Le comportement utilisé est « maître/esclave ». Un esclave pourra parler avec un seul maître, mais un maître pourra dialoguer avec plusieurs esclaves.

CHAPITRE III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

Il existe deux sortes de module Bluetooth, tous deux compatibles Arduino et utilisables sur un plaque d'essai (Figure III.18). On les distingue par le nombre de pattes d'entrées / sorties :

- **HC-05** : 6 sorties. Ce module peut être « maître » (il peut proposer à un autre élément Bluetooth de s'appairer avec lui) ou « esclave » (il ne peut que recevoir des demandes d'appairage).
- **HC-06** : 4 sorties. Ce module ne peut être qu'esclave. C'est ce module que nous utilisons dans ce TP.

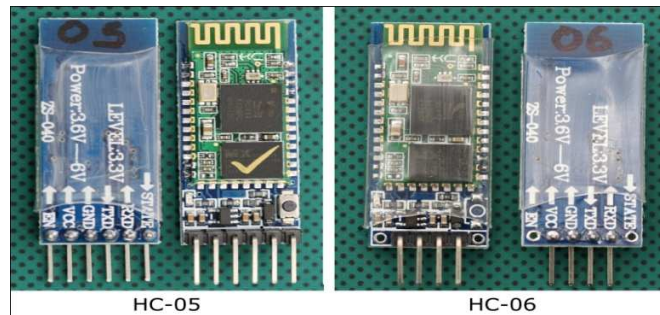


Figure III.18: Module Bluetooth HC05 & HC06

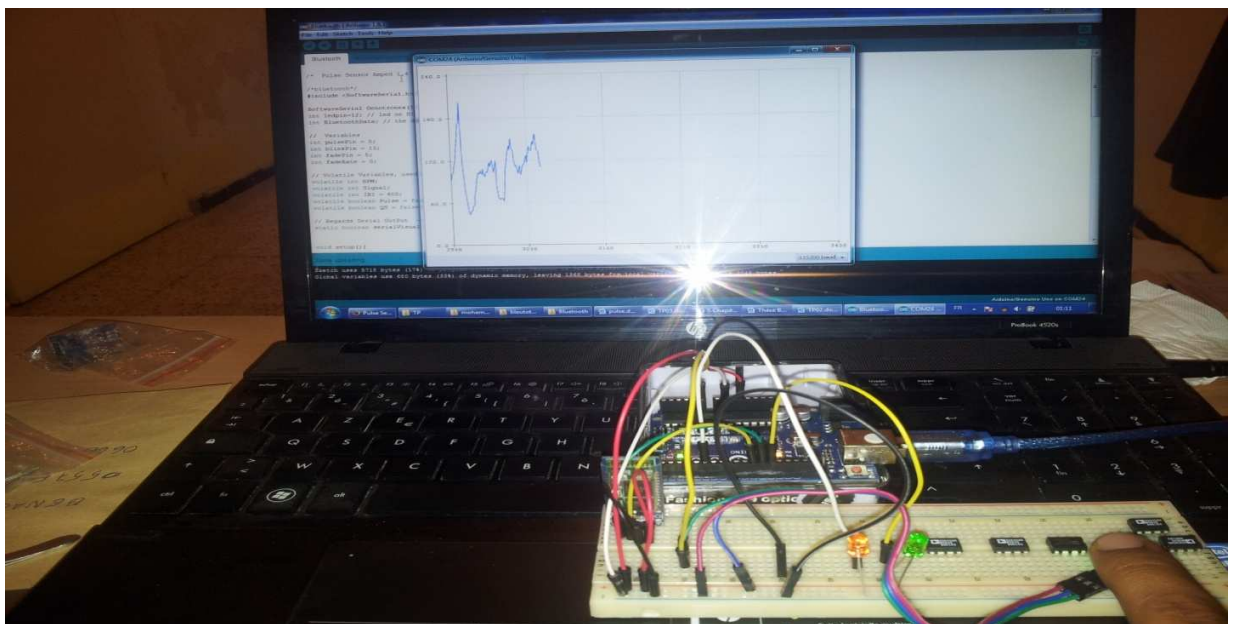


Figure III.19 : Résultat de consultation du signal ECG via le module Bluetooth

CHAPITRE III: Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

Par notre Smartphone on peut envoyer un message vers notre patient par l'allumage ou l'éteindre d'une LED, qui est spécifique l'état de notre patient (LED allumé = bon état ou LED éteindre = mauvaise état)

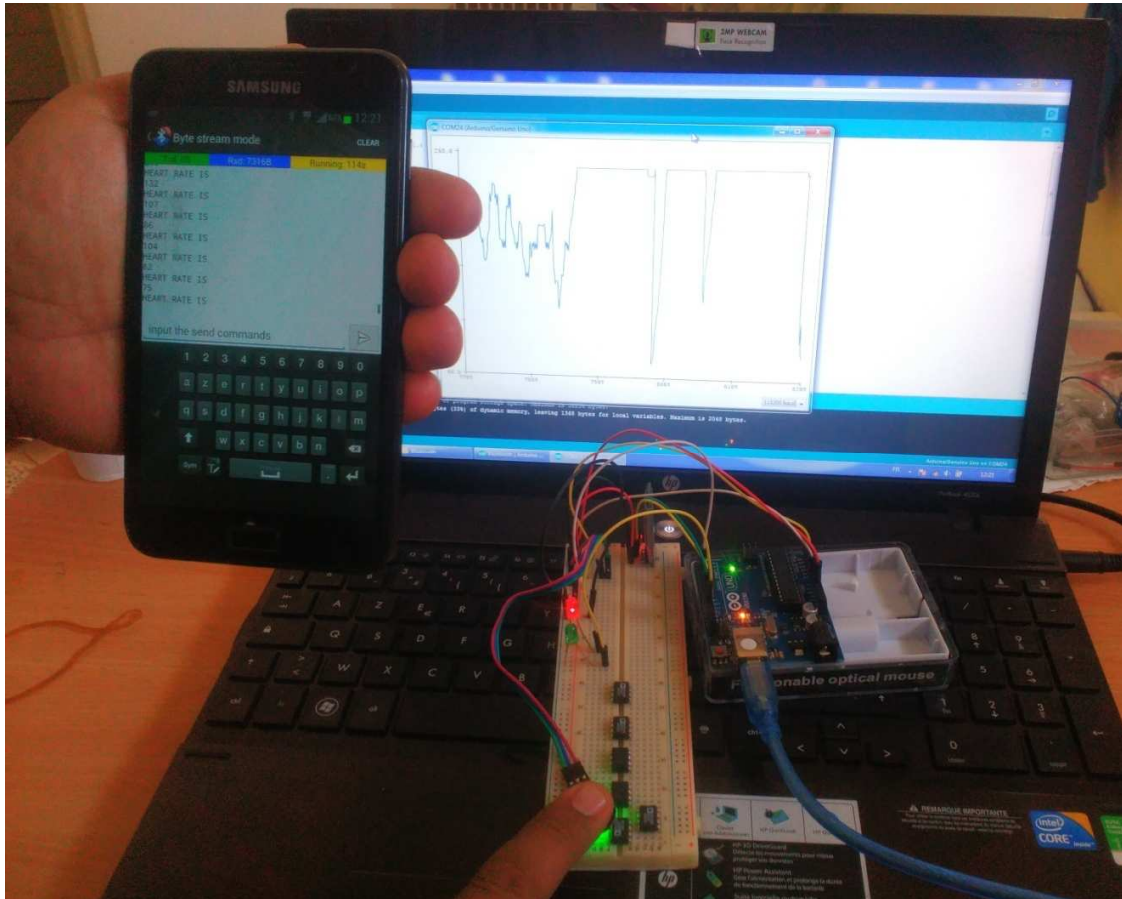


Figure III.20 : Résultat de consultation du signal ECG via le module Bluetooth & Smartphone

CHAPITRE III:Simulation et réalisation de la carte d'acquisition

III. 7 Conclusion

Le projet s'est intéressé à la conception et la réalisation d'une carte d'acquisition physiologie à travers l'exploitation de grandeur physiologique ou bien le signal ECG. Nous avons utilisé ici le logiciel commercial ou le compilateur IDE Arduino comme outil de simulation ; celui ci est très connu dans le domaine de la simulation numérique. Il n'est pas facile de proposer une carte d'acquisition en regardant les résultats des simulations ou les pièces disponibles, nous nous sommes basés pour cela sur le capteur de fréquence cardiaque pour suivre un signal ECG et puis afficher ce dernier via une interface.

CONCLUSION GENERALE

Conclusion Générale

Dans ce travail nous avons conçu et réaliser une carte d'acquisition d'un signal physiologique. Nous avons effectué l'acquisition du signal ECG à l'aide d'une électrode qui prélève le signal. Nous avons utilisé la carte Arduino pour l'acquisition. Aussi nous avons pratiqué et résoudre des problèmes expérimentaux que l'on pouvait rencontrer tels que (la compatibilité entre les différent étages, la qualité de câblage et la qualité d'électrodes ...etc).

A la fin de ce mémoire nous proposons quelques perspectives pour développer ce travail :

- Acquisition simultanée des signaux PPG et PCG avec le signal ECG, et leur traitement numérique. Au niveau du signal Photo pléthysmographique PPG, ce signal décrit les variations de volume au niveau d'un vaisseau sanguin. Au niveau du signal phono cardiogramme 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.
- L'ajout d'un module de communication sans fil pour des tests à distance ainsi que l'enregistrement des données dans une mémoire pour aider les médecins à la diagnostique des maladies et les problèmes cardiovasculaire.

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE

- ^[1]« Manuels libres pour logiciels libres » livre arduino par le site www.flossmanualsfr.net date 22-12-2011
- ^[2]J.N. Montagné, « Livret Arduino en français », par Centre de Ressources Art Sensitif, sous licence CC, novembre 2006.
- ^[3]A. Shared, « Cours d'arduino Chapitre 1: Découverte de l'Arduino », Université de Sousse Tunisie .
- ^[4]Formation LabView, Institut d'électronique et d'informatique Gaspard-Monge , Paris France
- ^[5]A. Cabasson, « Estimation et Analyse des Intervalles Cardiaques », Sophia Antipolis, Nice, 2008.
- ^[6]D.Tchiotsop, « Modélisations polynomiales des signaux ECG. Applications à la compression », Thèse de Doctorat, Institut Polytechnique de Lorraine, université de Nancy, 2007.
- ^[7]F. Portet, « Pilotage d'algorithmes pour la reconnaissance en ligne d'arythmies cardiaques », Thèse de Doctorat, Université de Rennes 1. 2005.
- ^[8]R. Dubois, « Application des nouvelles méthodes d'apprentissage à la détection précoce d'anomalies en électrocardiographie », Thèse de Doctorat, Université Paris VI, 2004.
- ^[9]J. Hertault, « Comprendre l'ECG », Paris, Tempo Médical. 1984.
- ^[10]R. BENALI, « Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques », Université Abou BekrBelkaid, Tlemcen, 2013.
- ^[11]«Électroencéphalographie », *Wikipédia*. 10-avr-2015.
- ^[12]D. Nicolas et A. Sonia, Neurologie, 9^{ème} actualisée. MED-LINE, 2014.
- ^[13]J.-D. Coudé, « Conception d'un électromyogramme », Université du Québec à Chicoutimi, 30-avr-2010.
- ^[14]S.HUET, « Classification de Signaux Myoelectriques », SIMBAD, France, étude bibliographique, janv. 2004.
- ^[15]Encyclopedia Universalis [en ligne], Écrit par : Jean-Yves ARTIGOU, Yves GROSGOGEAT, Paul PUECH1996.
- ^[16]J.A. Gomes, «Signal Averaged Electrocardiography», NY, 1993, p. 51.

Résumé

Ce travail porte sur la réalisation de la carte d'acquisition d'un signal physiologique. Nous nous intéressons tout particulièrement au signal d'électrocardiogramme « ECG ». Après une formation et des connaissances acquises de la chaîne d'acquisition, les résultats sont analysés pour extraire des paramètres pertinents permettant de réaliser l'exploration fonctionnelle électrocardiogramme. L'acquisition et le traitement du signal d'électrocardiogramme sont implémentés sur une carte Arduino, et ils seront affichés sur PC (interface USB) via l'interface LABVIEW.

Mots clés : ECG, Chaîne d'acquisition, Multisim, LABVIEW, Arduino.

Abstract

This work focuses on the realization of acquisition card for a physiological signal. We are interested particularly in studying the electrocardiogram signal ECG. After training and acquired knowledge of the acquisition chain, the results are analyzed in order to extract relevant parameters allowing the functional exploration of the electrocardiogram. The acquisition and processing of the electrocardiogram signal are implemented on Arduino and will be displayed on PC (USB interface) via LABVIEW interface.

Keywords: ECG, acquisition chain, Multisim, LABVIEW, Arduino.

ملخص

هذا العمل عبارة عن تجسيد نظام البيانات المكتسبة للإشارات الفسيولوجية. ويهتم بشكل خاص في دراسة الإشارات الفيزيولوجية الصادرة من قلب الانسان ECG. بعد التدريب والمعرفة من سلسلة الاكتساب، يتم تحليل النتائج لاستخراج المعلومات ذات الصلة لتحقيق اختبارات وظائف الكهربائي. استخلاص و معالجة إشارة ECG يتم تطبيقها على متن اردوينو والتي تم عرضها على شاشة الحاسوب عن طريق واجهة LABVIEW.

كلمات مفتاحية: ECG , سلسلة الاكتساب Multisim , LABVIEW , Arduino .