

**REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE**

**UNIVERSITE MOULOU D MAMMERI TIZI-OUZOU  
FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET DE L'INFORMATIQUE  
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE**



**MEMOIRE DE MAGISTER EN ELECTRONIQUE**

**OPTION : Télédétection**

**Présenté par :**

**Mr BELMEKHFI Mohammed**

**THEME :**

**Mise au point d'un système de mesure de paramètres physiologiques à  
base d'un Smartphone Androïde**

**Devant le jury d'examen composé de :**

<b>HADDAB Salah</b>	Maître de conférences A à l'UMMTO	<b>Président</b>
<b>LAGHROUCHE Mourad</b>	Professeur à l'UMMTO	<b>Rapporteur</b>
<b>AMIROU Zahia</b>	Maître de conférences A à l'UMMTO	<b>Examineur</b>
<b>DIRAMI Ahmed</b>	Maître de conférences B à l'UMMTO	<b>Examineur</b>
<b>LAHDIR Mourad</b>	Maître de conférences A à l'UMMTO	<b>Examineur</b>

## *Remerciements*

Monsieur le Professeur M. LAGHROUCHE, qu'il trouve ici mes remerciements pour son soutien scientifique, son aide et sa disponibilité.

Je remercie particulièrement Monsieur le Docteur S HADDAB, de m'avoir fait l'honneur de bien vouloir accepter de présider le jury de ma soutenance.

Je tiens vivement à exprimer ma profonde reconnaissance aux Docteurs Z. AMIROU, A.DIRAMI, M.LAHDIR qui m'ont fait l'honneur de bien vouloir juger ce travail.

Je tiens aussi à remercier le docteur A BENHADDOU cardiologue à l'EPHP de Mohammedia pour sa collaboration et ses encouragements.

Je remercie encore toute l'équipe pédagogique de la formation post graduation télédétection.

# Table des matières

<b>Introduction générale</b> .....	1
<b>Chapitre I : Présentation des signaux physiologiques</b>	
I.1. Introduction.....	3
I.2. Electrocardiographie et Physiologie:.....	3
I.2.1. Le système cardiovasculaire .....	3
I.2.2. Le réseau de conduction électrique.....	4
I.2.3. La genèse du signal ECG.....	5
a- Le couplage excitation-contraction.....	5
b- La fréquence .....	7
I.2.4. L'électrocardiographie.....	7
I.2.5. Les différentes parties de l'ECG.....	7
I.2.6. Les dérivations.....	10
I.2.7. Les sources d'influences.....	11
a- Les interférences avec le réseau électrique.....	11
b- Les interférences électromagnétiques.....	13
c- Les interférences des bruits d'électromyogramme(EMG).....	14
I.2.8. Influence des artefacts du potentiel de la peau et des mouvements.....	14
I.3. Théorie et principes de la mesure de la saturation d'O <sub>2</sub> .....	15
I.3.1. La Photopléthysmographie.....	15
I.3.2. Spectrophotométrie d'absorption.....	15
I.3.3. La loi physique de l'oxymètre de pouls.....	16
I.3.4. Le spectre d'absorption de l'hémoglobine.....	16
I.3.5. Technique de mesure.....	17
I.3.6. Artefacts liés aux mouvements.....	21
I.3.7. L'états des bas débits.....	21
I.4. Analyse des urines par bandelettes.....	21
I.4.1. Bandelette réactive urinaire.....	22
I.5. Conclusion.....	23

## **Chapitre II : Conception de la carte d'acquisition et de transmission**

II.1. Introduction.....	24
II.2. Présentation générale du système.....	24
II.3. Description détaillée des différentes parties du système.....	25
II.3.1. Le circuit de mesure de l'ECG .....	25
II.3.1.a. Description du capteur ECG (Electrode).....	26
II.3.1.b. Circuit préamplificateur d'ECG.....	26
II.3.1.c. Circuit de compensation automatique du "ZÉRO".....	28
II.3.1.d. Circuit amplificateur.....	29
II.3.1.e. Circuit de l'électrode du pied droit.....	29
II.3.1.f. Résultat de la mesure.....	31
II.3.2. Mesure de la saturation d'oxygène SpO2.....	32
II.3.2.a. La sonde de mesure.....	32
II.3.2.b. Resultat de mesure.....	33
II.3.3. Description du système d'acquisition.....	34
II.3.4. Le module de transmission.....	38
II.4. Conception logiciel.....	39
II.4.1. La programmation du microcontrôleur.....	39
II.4.2. Description du programme de gestion du système.....	40
II.4.3. Développement des applications sous l'environnement Androïde.....	41
II.4.3.a. Les principaux systèmes d'exploitation des Smartphones.....	41
II.4.3.b. Différentes versions de l'Androïde.....	42
II.4.4. Description des différentes applications.....	43
II.4.4.a. Description détaillée de l'application.....	44
II.4.4.b. Détection du mouvement du patient.....	45
II.4.4.c. Test des urines du patient.....	47
II.5. Conclusion.....	48

## **Chapitre III : Développements, réalisation et visualisation des résultats**

III.1. Introduction.....	49
III.2. Présentation de la maquette réalisée.....	50
III.2.1. Consommation électrique de système.....	50
III.3. Résultats expérimentaux.....	51
III.3.1. Premier test pratique.....	51
III.3.2. Deuxième test pratique.....	60
III.3.3. Troisième test pratique.....	65
a- Premier patient.....	65
b- Deuxième patient.....	68

III.4.Conclusion.....	71
<b>Conclusion générale.....</b>	<b>72</b>
<b>Bibliographie.....</b>	<b>73</b>

# Introduction Générale

## INTRODUCTION GENERALE

La télésanté, en tant qu'application émergente des Technologies de l'Information et de la Communication appliquées à la santé, possède un champ d'application vaste [1-5]. La télésanté offre de nombreux atouts: améliorer la qualité de la prise en charge médicale des patients, assurer une meilleure continuité des soins, dépenser mieux, développer l'activité économique et éviter des déplacements inutiles afin d'optimiser les dépenses.

La télésurveillance médicale pourrait venir en renforcement d'un système de soin défaillant du fait de la diminution du nombre de médecins face à une augmentation rapide de la prévalence de la maladie. De très nombreuses expérimentations ont été publiées, la plupart échouant à démontrer des résultats supérieurs à une prise en charge traditionnelle. L'une des voies qui semble prometteuse est l'utilisation des appareils de poche communicants de type Smartphone, avec une double fonctionnalité : ils sont chargés d'un logiciel appliquant les prescriptions du médecin et sont capables de résoudre en temps réel un problème immédiat du patient [5].

Les technologies nouvelles dans le domaine des télécommunications ne cessent d'évoluer et elles ont donné naissance à de nouveaux appareils mobiles compacts, efficaces et performants tels que les Smartphones et les tablettes tactiles. Ces appareils peuvent communiquer avec le monde extérieur ce qui permet aux gens de se localiser sur une carte géographique et connaître leur distance par rapport à un point donné, d'appeler d'autres personnes, de se connecter sur internet, de lire leurs mails, d'accéder à leurs comptes bancaires, etc. Ils représentent tout simplement un ordinateur de poche auquel il est ajouté l'option du téléphone.

Les appareils mobiles d'aujourd'hui incluent des applications diverses telles que les jeux, les utilitaires (agenda, traitement de texte, etc.), un GPS, une boussole, des livres, lecteurs audio/vidéo, skype, etc. Il est bien évidemment possible d'ajouter ses propres applications. Dans le domaine médical, il est donc envisageable d'exercer de la médecine par le biais de ces appareils à base d'applications permettent la prestation de soins de santé à distance et l'échange de l'information médicale s'y rapportant.

Le but d'utilisation des équipements médicaux portable est de fournir des informations qui assistent les cliniciens à distance pour la connaissance de l'état des patients et l'origine de la pathologie, elles traduisent le processus physiologique [7-9].

L'électrocardiographie est aujourd'hui l'une des techniques de diagnostic médical les plus répandues. Elle consiste à l'enregistrement des signaux électrocardiogrammes en traduisant les activités électriques des cellules excitables du cœur [10-13].

Le cœur et le système circulatoire qui constituent le système cardiovasculaire, le cœur sert à pomper le sang qui est riche en oxygène et nutriment vers l'organisme [11-13]. La Photopléthysmographie fournit une «fenêtre optique» unique dans le corps humain pour la surveillance de taux d'O<sub>2</sub> et la vitesse sanguine [14-18].

L'aspect pratique de notre projet sera dédié au :

- Monitoring du système cardiovasculaire qui contient les signaux informatifs suivants : un ECG (l'électrocardiogramme), un Spo2 (le taux d'oxygène dans le sang), la fréquence cardiaque, le volume du sang.
- Monitoring du mouvement et de l'état du métabolisme de patient à travers l'analyse de son urine en exploitant les ressources logicielles et matérielles du Smartphone [19-22].

Comme nous pouvons le constater, le sujet abordé dans cette thèse est à la croisée des domaines de télésanté, des technologies des Smartphone et du monitoring en temps réel de l'état des patients. Pour ce faire nous avons subdivisé notre travail en trois principaux chapitres.

Le premier chapitre sera consacré aux généralités relatives à la physiologie et les bases principales de l'ECG, du Saturomètre et de l'analyse d'urine par les bandelettes réactives. Cette partie, nous a permis de faire un bref aperçu sur les bases principales de l'électrocardiographie et d'élargir nos connaissances sur l'interaction lumière-tissus-sang pour détecter la façon dont ces paramètres sont définis à travers une approche optique non invasive.

Le signal capté nécessite une chaîne de mesure pour son adaptation et sa mise en forme, une interface d'acquisition est alors nécessaire. Dans le deuxième chapitre nous nous sommes intéressés à la conception matérielle et logicielle de notre prototype.

Dans le dernier chapitre, nous allons présenter les résultats des différents tests pratiques effectués sur le système réalisé.

Nous terminerons ce mémoire par une conclusion générale et des perspectives.

# Chapitre I

## Présentation des signaux physiologiques

## **I. PRESENTATION DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES**

### **I.1. Introduction :**

Les signaux physiologiques sont des grandeurs physiques prélevés sur le corps humain au moyen de capteurs appropriés. Ils sont détenteurs d'informations relatives à l'état physiopathologique du patient. Leur traitement revêt un caractère informationnel primordial, permettant d'éclairer le médecin dans son diagnostic et de le guider dans sa thérapeutique. Nous présentons dans ce chapitre une description des signaux physiologiques suivants : l'Electrocardiogramme (ECG) représentatif de l'activité électrique du myocarde et le Photopléthysmogramme (PPG) représentatif de l'efficacité de l'échangeur pulmonaire au niveau des territoires alvéolo-capillaires.

### **I.2. Electrocardiographie et Physiologie:**

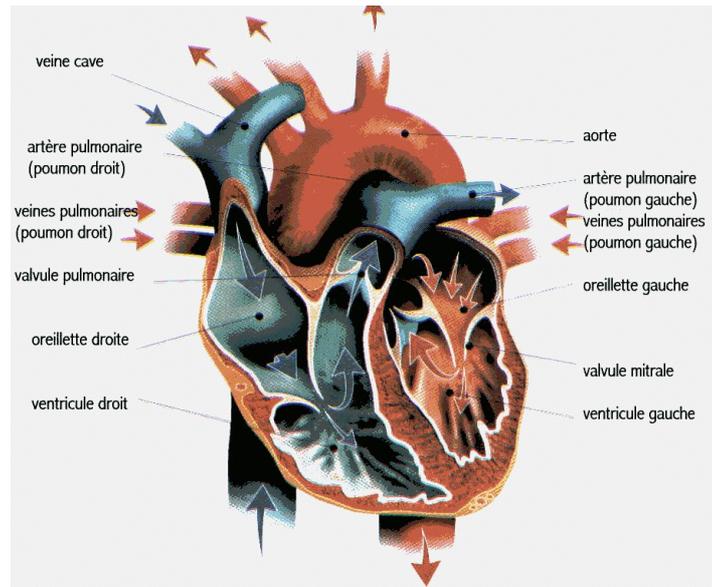
Compte tenu de son caractère non invasif et de la richesse des informations présentes dans le signal électro-cardiographique, l'électrocardiographie représente une méthode de choix pour l'exploration du myocarde. Ce dernier fait partie du système cardiovasculaire. Sa principale fonction est d'assurer aux organes et aux tissus un flux sanguin adéquat, continu et sous pression suffisante afin de satisfaire à la fois leurs besoins énergétiques et leurs renouvellement cellulaire [17]. L'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse permettant, à l'aide d'un simple examen et sans danger, de surveiller le bon fonctionnement de l'appareil cardiovasculaire.

Cette technique est réalisée pour la première fois en 1887 avec les travaux de Waller, elle est révélée à la communauté médicale par l'invention en 1901 du galvanomètre à cordes, et qui a valu à son auteur, le Dr. Wilhem Einthoven, le prix Nobel de Médecine en 1924 [17]. Par la suite, l'électrocardiographie est devenue une technique incontournable et primordiale dans le domaine de la cardiologie.

#### **I.2.1. Le système cardiovasculaire :**

Le cœur est situé entre les poumons, derrière et légèrement à gauche du sternum. Le cœur est la pompe responsable du maintien de la circulation du sang oxygène dans le réseau vasculaire de l'organisme [25-30]. Il s'agit d'une pompe à quatre chambres (voir la figure 1.1).

Le côté droit reçoit le sang désoxygène provenant de l'organisme à basse pression et le pompe vers les poumons (circulation pulmonaire).



**Figure1.1:** Schéma fonctionnel du cœur

Le coté gauche reçoit le sang oxygène provenant des poumons et le pompe à haute pression vers tout l'organisme (circulation systémique).

Les chambres supérieures du cœur sont appelées les oreillettes gauche et droite et les chambres inférieures sont appelées les ventricules gauche et droit. Une paroi musculaire appelée le septum sépare les oreillettes (gauche et droite) et les ventricules (gauche et droit). Le ventricule gauche est le plus grosse et le plus puissant des chambres cardiaques. La paroi du ventricule gauche ne fait qu'environ 1cm d'épaisseur, mais elle est suffisamment puissante pour pousser le sang dans la valvule aortique. Quatre types de valvules régulent le débit du sang circulant dans le cœur. La valvule tricuspide qui régule le débit cardiaque entre l'oreillette droite et le ventricule droit. La valvule mitrale laisse passer le sang oxygéné par les poumons de l'oreillette gauche vers le ventricule gauche.

La valvule pulmonaire contrôle le débit sanguin entre le ventricule droit et les artères pulmonaires. La valvule aortique ouvre la voie au sang oxygéné afin que ce dernier puisse passer du ventricule gauche dans l'aorte. Le cœur et le système circulatoire constituent le système cardiovasculaire. Le cœur fonctionne comme une pompe qui pousse le sang vers les organes, les tissus et les cellules de l'organisme. Le sang transporte l'oxygène et les nutriments vers chaque cellule du corps et élimine le dioxyde de carbone et les métabolites. Le sang est transporté du cœur vers le reste du corps au moyen d'un réseau complexe d'artères, d'aréoles et de capillaires. Le sang est ramène vers le cœur par l'intermédiaire des veines [25-30].

### **I.2.2. Le réseau de conduction électrique :**

La contraction du myocarde, cause de l'éjection du sang, est déclenchée par le potentiel d'action qui gagne la membrane de toutes les cellules du muscle cardiaque. Les battements rythmiques du cœur sont dus aux potentiels d'action auxquels il donne spontanément naissance, une propriété appelée automatisme cardiaque. Il y a deux variétés de cellules musculaires cardiaques :

1- Quarante-vingt-dix-neuf pour cent d'entre elles sont des cellules contractiles qui font le travail mécanique de la pompe cardiaque. Ces cellules ne donnent pas naissance spontanément à leur propre potentiel d'action.

2- Par contre, les cellules restantes sont en petit nombre mais extrêmement importantes. Leur rôle n'est pas de se contracter mais il est de générer et de conduire le potentiel d'action responsable de l'excitation des cellules contractiles [25-30].

Lors d'une activité cardiaque normale, la stimulation électrique du myocarde part du nœud sinusal. Après avoir traversé l'oreillette, cette stimulation électrique transite par le nœud auriculo-ventriculaire (ou nœud d'ASCHOFF-TAWARA) avant de rejoindre les ventricules via le réseau de distribution nodal c'est à dire, le faisceau de HIS, les branches de TAWARA et le réseau terminal de PURKINJE (Voir figure1.2).

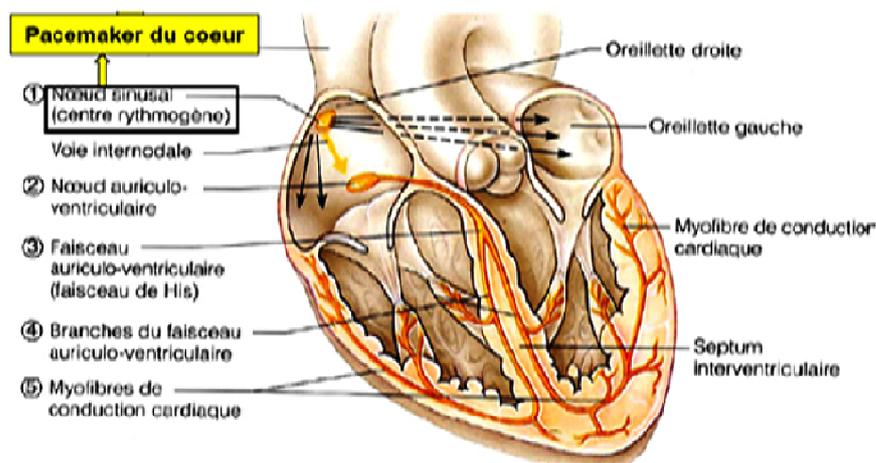
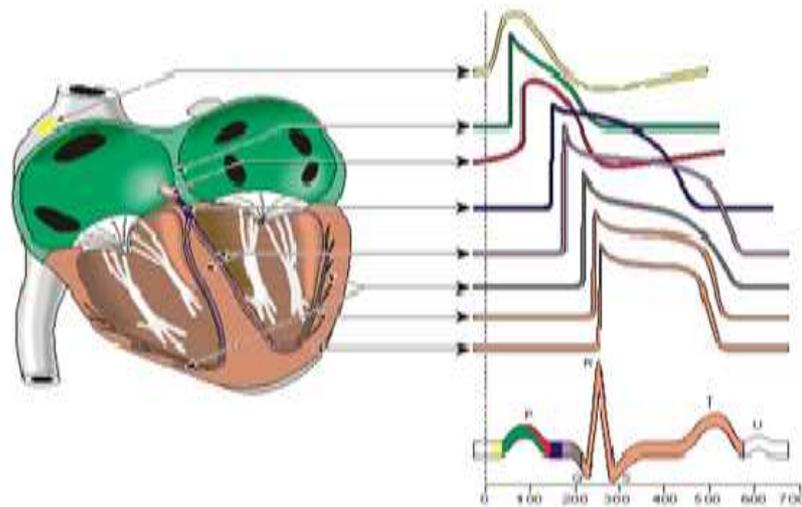


Figure1.2 : Circuits de conduction des excitations électriques dans le cœur [25].

### I.2.3. La genèse du signal ECG :

#### a- Le couplage excitation-contraction :

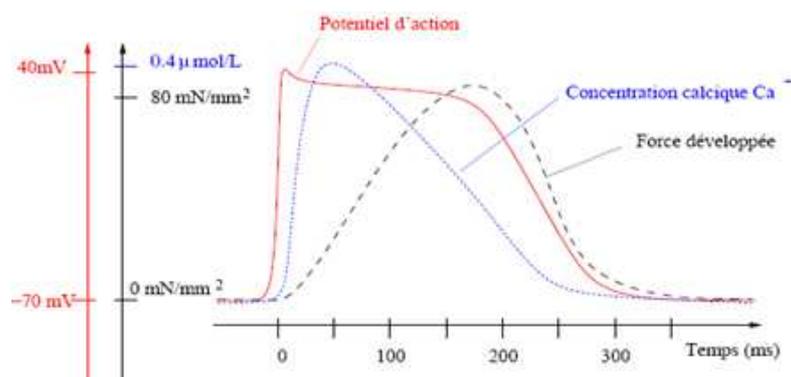
L'activité cardiaque est régie par une impulsion électrique qui prend sa source dans le nœud sinusal au sein même du cœur (figure 1.3). Situé au niveau de la veine cave supérieure, dans l'oreillette droite, ce nœud est constitué d'un ensemble de cellules auto-excitables qui génère un courant de dépolarisation 60 à 100 fois par minute. Il est le "pacemaker" du cycle cardiaque. La présence de jonctions ioniques entre les cellules musculaires du myocarde, les myocytes, permet à ce front de dépolarisation de se propager de manière isotopique à l'ensemble du myocarde [30].



**Figure 1.3 :** Système de conduction électrique du cœur et génération du signal de l'électrocardiogramme (ECG).

Seule la présence d'une paroi fibreuse isolante entre les oreillettes et les ventricules impose à l'impulsion électrique de passer par le relais qu'est le nœud auriculo-ventriculaire. Ce nœud propage alors l'impulsion à l'ensemble du ventricule à travers un système de conduction rapide ( $1 \text{ à } 3 \text{ ms}^{-1}$ ) constitué des faisceaux de His et des fibres de Purkinje.

La propagation de cette impulsion électrique par dépolarisation des membranes cellulaires s'accompagne de la contraction des cellules rencontrées. La contraction des cellules dans le sens de La fibre musculaire fait intervenir une commande calcique: c'est la libération d'ions  $\text{Ca}^{+2}$  dans le milieu intracellulaire sous l'effet de la dépolarisation qui déclenche la contraction. La forme temporelle de ce front de dépolarisation, l'augmentation de la concentration calcique et l'effort développé qui en découle, sont représentés sur la figure 1.4. [26].



**Figure 1.4 :** Résultat de l'enregistrement ex-vivo du potentiel d'action, de la concentration calcique et de la force développée pendant la contraction iso-volumique sur des cellules myocardiales du rat.

Des études réalisées ex-vivo sur des cœurs de mammifères montrent que la concentration maximale en  $\text{Ca}^{+2}$  est atteinte environ 50 ms après la dépolarisation tandis que l'effort musculaire développé est maximal environ 200 ms après la dépolarisation. L'étude de ce couplage excitation-contraction (*EC couplings*) est un domaine de recherche très actuel pour le diagnostic et la compréhension de nombreuses affections cardiaques.

L'une des manifestations externes de la propagation de ce front de dépolarisation est le signal ECG qui est d'un intérêt particulier pour le praticien. L'ECG est la somme des différences de potentiels électriques recueillis en différents points de la surface du thorax, comme l'illustre la figure 1.3. Le positionnement des électrodes est normalisé afin de caractériser la forme du signal ECG. Ce signal ECG présente un ensemble de fronts d'ondes déterminés par des lettres allant de P jusqu'à U. En particulier, le groupement des 3 ondes Q, R et S, au profil si particulier, est connu sous le nom de complexe QRS. L'apparition du complexe QRS correspond à la propagation de la dépolarisation électrique dans les ventricules et caractérise le début de la systole [6].

### **b- La fréquence :**

La fréquence cardiaque est le nombre de cycles cardiaques par unité de temps (par minute). Elle est très rapide chez un nouveau-né, rapide chez un enfant et légèrement plus lente chez une personne âgée. Les athlètes ont habituellement une fréquence cardiaque plus basse au repos qu'une personne s'entraînant peu ou pas du tout.

La fréquence cardiaque diminue pendant l'expiration et augmente durant l'inspiration ou lors d'une activité physique légère ou intense et en présence de stress. La fréquence cardiaque est aussi le nombre de contractions ventriculaires par unité de temps ; autrement dit, sur l'ECG on la repère grâce au nombre de complexes QRS, donc de dépolarisation des ventricules par une impulsion électrique, à chaque minute [17, 25].

### **I.2.4. L'électrocardiographie :**

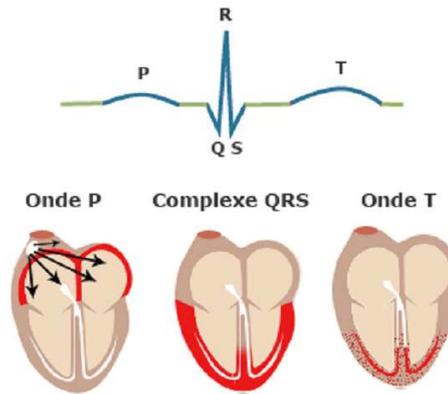
Le corps humain est considéré comme électriquement conducteur. Par conséquent, les potentiels d'actions générés au niveau des fibres cardiaques lors de l'activité mécanique cardiaque peuvent être recueillis par des électrodes métalliques placées sur la surface de la peau. L'enregistrement graphique de cette activité électrique du cœur est appelé signal électrocardiogramme ECG.

Les positions des électrodes utilisées pour le recueil du signal ECG sont connues par dérivations électro cardiographiques. L'ECG standard est enregistré sur 12 dérivations (six dérivations périphériques et six précordiales).

### **I.2.5. Les différentes parties de l'ECG :**

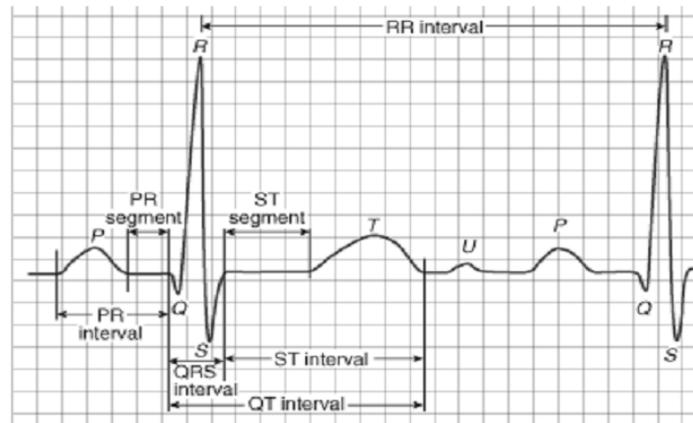
Le signal ECG se présente comme une série d'ondes électriques, aux formes et durées particulières qui se répètent à chaque cycle cardiaque.

En réalité ces ondes traduisent les différents phénomènes mécaniques relatifs au parcours du potentiel d'action de la stimulation cardiaque et dont les étapes sont successives comme illustré dans la figure 1.5.



**Figure1.5** : Étapes successives de dépolarisation/repolarisation du cœur qui se traduisent sur le plan électrocardiographique par différentes ondes P, QRS, et T.

La figure1.6 montre la morphologie du signal ECG normal sur un cycle cardiaque.



**Figure1.6** : Présentation d'un ECG normal.

On observe dans un signal électrocardiographique ECG que le processus de contraction et de décontraction du myocarde se présentent comme une séquence de déflexions positives et négatives superposées à une ligne de potentiel zéro (ligne de base) qui correspond à l'absence des phénomènes cardiaques comme illustré dans la figure 1.6. [25]

Par convention, on attribue aux ondes principales de l'ECG les lettres P, Q, R, S, T et U :

- **L'onde P :**

C'est la première onde détectable. Elle apparaît quand l'impulsion électrique se propage à partir du nœud sinusal pour dépolariser les oreillettes (voir Figure 1.5). Sa masse musculaire relativement faible entraîne une variation de potentiel faible (moins de 0.25 mv). La progression de l'onde de dépolarisation dans les oreillettes est beaucoup plus lente que dans les ventricules. Par conséquent, la région des oreillettes autour du nœud sinusal est dépolarisée très en avance par rapport aux régions plus éloignées. Puis, le front de repolarisation prend le même sens que celui de la dépolarisation et le vecteur résultant instantané est orienté vers le nœud sinusal. Cela produit une onde de repolarisation à l'inverse de l'onde de dépolarisation P. Normalement, l'onde de repolarisation des oreillettes

apparaît au moment où le complexe QRS est produit. Comme ce signal est beaucoup plus intense que le premier, l'onde de repolarisation est cachée.

- **Le complexe QRS :**

C'est un ensemble de déflexions positives et négatives qui correspondent à la contraction des ventricules. Pour un cas normal, il a une durée inférieure à 0.12 seconde et son amplitude variable est comprise entre 5 et 20 mV.

Il est constitué de trois ondes :

- L'onde Q : première déflexion négative
- L'onde R : première déflexion positive
- L'onde S : déflexion négative qui suit l'onde R

Sa forme est variable selon les dérivations utilisées (emplacement des électrodes) ou une arythmie donnée.

- **L'onde T :**

Elle correspond à la repolarisation ventriculaire. Elle est de faible amplitude et ne témoigne d'aucun événement mécanique. Cette onde succède au complexe QRS après retour à la ligne isoélectrique.

- **L'onde U :**

Dans certaines occasions, une onde, dite onde U, peut être observée après l'onde T. C'est une onde de faible amplitude et elle est visible dans certaines dérivations notamment chez les athlètes. L'onde U est souvent associée aux processus de repolarisation ventriculaire tardive.

En général, un tracé d'un électrocardiogramme normal se présente comme illustré dans la figure.1.6. La caractérisation d'un ECG concerne les durées, les amplitudes et la morphologie des ondes P, QRS et T ainsi que d'autres paramètres temporels qui sont les segments PQ et ST, et les intervalles PR, QT et ST.

La durée de P-Q correspond au temps de conduction que prend l'excitation pour aller des oreillettes aux ventricules alors que S-T traduit la diastole électrique. Une petite onde U est parfois enregistrée après l'onde T, on estime qu'elle est due à une lente repolarisation des muscles papillaires ventriculaires. L'intervalle QT est la durée totale de la systole électrique ventriculaire qui coïncide presque avec la systole mécanique. La durée de la systole électrique ( $T_{se}$ ) dépend de celle du cycle cardiaque (C), la durée d'un cycle cardiaque étant déterminée par l'intervalle (R-R) ou (P-P). Cette dépendance est représentée par les relations empiriques ci-après:

$$T_{se} = 8.22\sqrt[3]{C} \text{ (Formule de Fridericia)} \quad (1.1)$$

Avec C en centaine de secondes.

$$T_{se} = 0.37\sqrt{C} \text{ Formule de Bazett avec C en secondes.} \quad (1.2)$$

Les complexes QRS présentent des morphologies variées selon les dérivations ou l'arythmie. On utilise des lettres majuscules (Q, R, S) pour désigner les grandes déflexions et des lettres minuscules (q, r, s) pour les petites déflexions.

### I.2.6. Les dérivations :

Puisque le cœur est un organe essentiellement fait de muscle, chaque fois qu'il se contracte pendant le cycle de pompage cardiaque, il produit d'un champ électrique spatio-temporal couplé par le conducteur anatomiquement complexe de volume du thorax et de l'abdomen à la peau, où une différence potentielle spatio-temporal peut être mesurée [17]. La forme et la position du cœur dans la cage thoracique offre différentes conceptions : comment l'enregistrement de l'ECG, qui a évolué continuellement pendant une longue durée.

La différence de deux emplacements quelconques enregistrera un ECG, mais c'est ces emplacements normalisés avec la collection massive de 90 ans d'observation empiriques ont fermement établi leur rôle comme une norme .

L'ECG standard comporte 12 dérivations, 6 dans le plan frontal : D1, D2, D3, aVL, aVF, aVR et 6 dans le plan horizontal : V1 jusqu'à V6. [17]

Les dérivations des membres explorent le champ électrique cardiaque dans un plan frontal (figure 1.6.) du plan frontal forment des dérivations

- Soit **bipolaire** des membres ou « *standard* » :

D1 bras droit (-) bras gauche(+)

D2 bras droit (-) jambe gauche (+)

D3 bras gauche(-) jambe gauche (+).

Ces trois dérivation forment le triangle équilatéral d'Einthoven le montage des polarités étant tel que  $D2=D1+D3$  ;

- Soit **unipolaires** : électrode exploratrice positive est l'une des membres, les autres étant reliées à une borne centrale de potentiel nul ou voisin de zéro. Pour obtenir un trace d'amplitude similaire aux trois dérivations bipolaires, il faut les amplifier, d'où leur dénomination : a (augmenté) V (voltage) R (right arm) aVR, L (left arm) aVL, F (foot) aVF.

Ces six dérivations étant dans le même plan frontal, la translation de leurs axes au centre du triangle d'Einthoven permet de construire un système de coordonnées (double triaxe de Bailey), utile au calcul de l'axe du vecteur d'activation dans le plan frontal.

- **Les dérivations précordiales** : sont unipolaire et explorent l'activité électrique cardiaque dans le plan horizontal. La position de chaque électrode sur le thorax doit être précise pour permettre la comparaison d'ECG successif :

– V1 : 4<sup>e</sup> espace intercostal droit, au ras du sternum (attention à ne pas compter l'espace entre la clavicule et première cote comme un espace intercostal).

– V2 : symétrique par rapport au sternum (4<sup>e</sup> espace intercostal gauche)

– V3 : à mi-distance entre V2 et V4

– V4 : 5<sup>ème</sup> espace intercostal gauche, sur la ligne médio- claviculaire

– V5 : sur la ligne axillaire antérieure à « *horizontale* » de V4.

- V6 : sur la ligne axillaire moyenne à « *horizontale* » de V4.

Il peut être utile d'ajouter :

- V7 voire V8-V9 : sur la même « *horizontale* » que V4, respectivement sur la ligne axillaire postérieure, sous la pointe de l'omoplate, au bord gauche du rachis
- V3R, V4R : symétriques, à droite, de V3-V4.
- VE (épigastrique) : pointe de la xiphoïde [17].

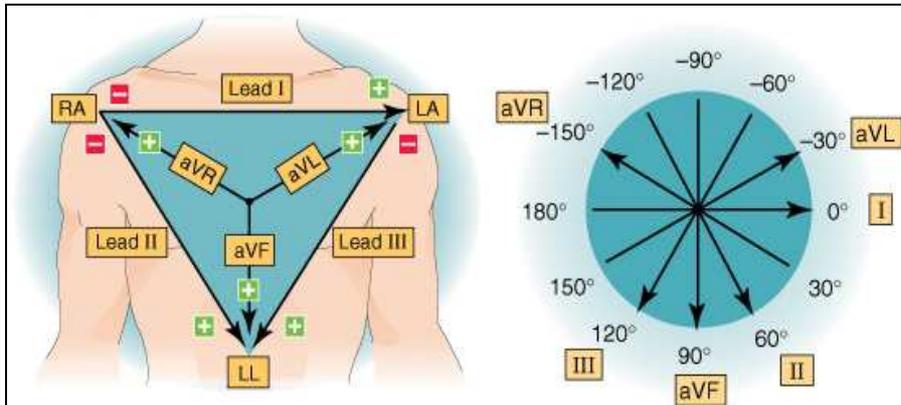


Figure 1.7: Les dérivations des membres (unipolaires et bipolaires).

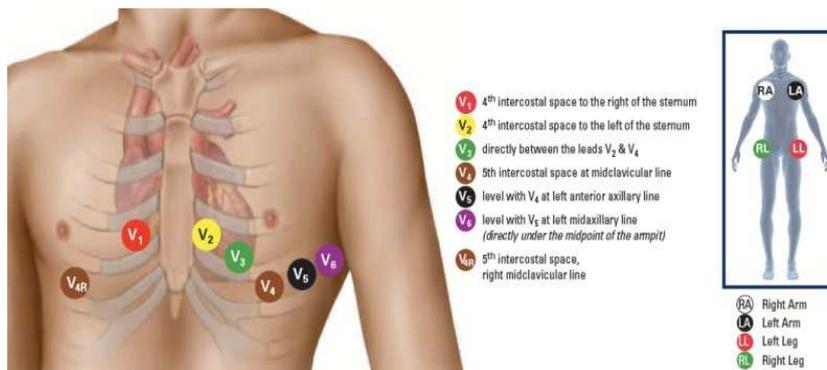


Figure 1.8: Les dérivations unipolaires précordiales.

### I.2.7. Les sources d'influences :

Dans l'enregistrement des différents signaux biomédicaux on distingue plusieurs sources de bruit et d'interférences.

#### a- Les interférences avec le réseau électrique :

Une source importante d'interférence au cours d'un enregistrement d'un signal ECG est le réseau électrique. Sans compter que l'électrocardiographe, est alimenté par un ensemble de lignes électriques reliées à d'autres parties d'équipements. Ces lignes électriques affectent l'enregistrement de l'ECG, comme illustré sur la Figure I.9 . [16]

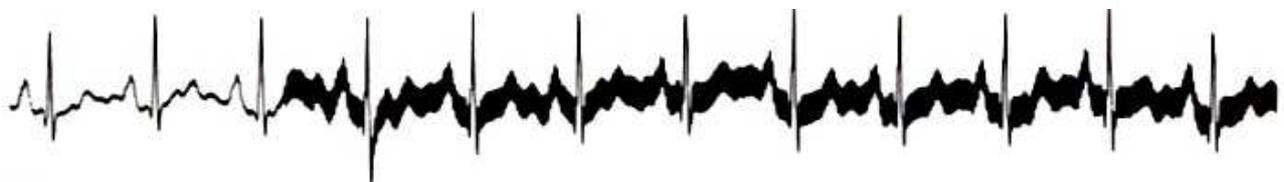
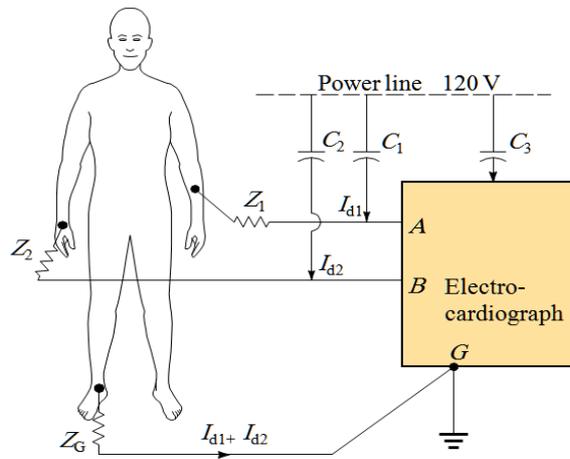


Figure 1.9: interférence de ligne électrique de 50-Hz.

Le champ électrique entre les lignes électriques et l'électrocardiographe et/ou le patient est un résultat des champs électriques entourant les lignes électriques principales et des cordons de secteur reliant différentes parties d'appareils. Ces champs peuvent être présents même lorsque l'appareil n'est pas mis en fonctionnement, parce que le courant n'est pas nécessaire pour établir le champ électrique. Ces couples de champs sont dus aux fils de connexion et l'électrocardiographe lui-même. Comme est représenté par la Figure .I.9, ils sont représentés par les condensateurs. La tension amplifiée apparaissant entre l'entrée A et B,  $v_A - v_B$  est donnée par:

$$v_A - v_B = i_{d1}Z_1 - i_{d2}Z_2 \quad (1.3)$$



**Figure 1.10 :** Modélisation des impédances de peau-électrode d'un patient.

Huhta et Webster (1973) suggèrent que si les deux fils fonctionnent près l'un de l'autre  $i_{d1} \cong i_{d2}$ . La relation 1.3 s'écrira :

$$v_A - v_B = i_{d1}(Z_1 - Z_2) \quad (1.4)$$

Les valeurs mesurées pour des câbles de 9 m prouvent que  $i_d \cong 6nA$ , bien que cette valeur dépende de la salle, de l'endroit d'autres équipement et des lignes électriques. Les impédances de Peau-électrode peuvent avoir une impédance de  $20K\Omega$ . Par conséquent :

$$v_A - v_B = (6nA)(20K\Omega) = 120\mu V \quad (1.5)$$

Cette valeur peut être réduite par un blindage adéquat et un circuit du pied droit. Cependant, les amplificateurs ont des impédances finies  $Z_{in}$ . Ainsi  $v_{cm}$  est diminué en raison de l'action d'atténuateur de l'impédance de la Peau-électrode et  $Z_{in}$  :

$$v_A - v_B = v_{cm} \left( \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_1} - \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_2} \right) \quad (1.6)$$

Puisque  $Z_1$  et  $Z_2$  sont inférieurs à  $Z_{in}$ ;

$$v_A - v_B = v_{cm} \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_{in}} \right) \quad \text{D'où :}$$

$$v_A - v_B = (10mV) \left( \frac{20K\Omega}{50M\Omega} \right) = 40\mu A$$

La Figure I.11 indique le courant qui circule de la ligne d'énergie vers le corps. Ce courant est donné par :

$$v_{cm} = i_{db} Z_G \quad \text{Donc } v_{cm} = (0.2nA)(50K\Omega) = 10mV \quad (1.7)$$

Dans l'environnement électrique dans lequel  $i_{db}$  supérieur à  $1 \mu A$ ,  $v_{cm}$  peut être plus grand que 50mV. Dans le cas des amplificateurs idéal, la tension du mode commun  $v_{cm}$  est rejetée par l'amplificateur différentiel [16].

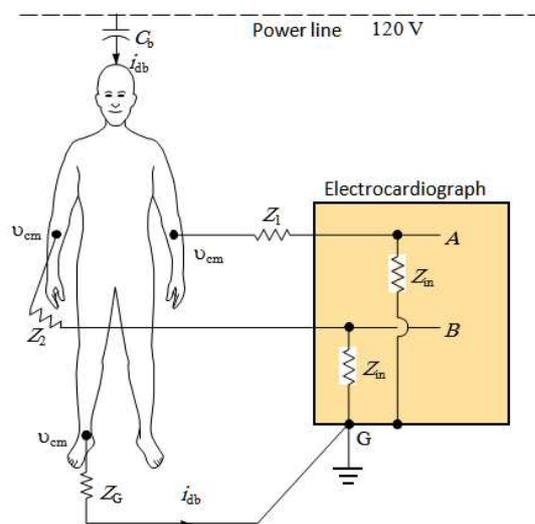
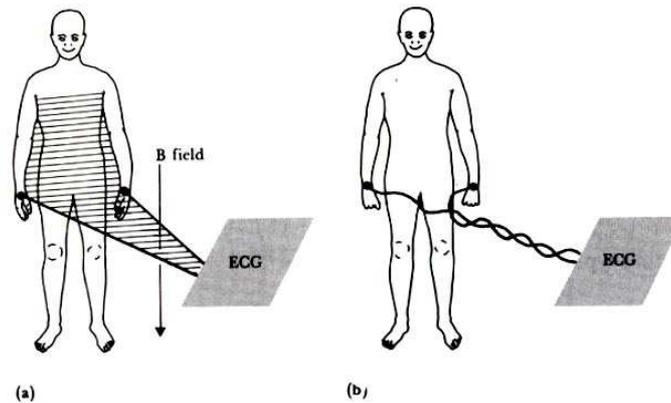


Figure 1.11: La circulation du courant de la ligne d'énergie vers le corps.

### b- Les interférences électromagnétiques :

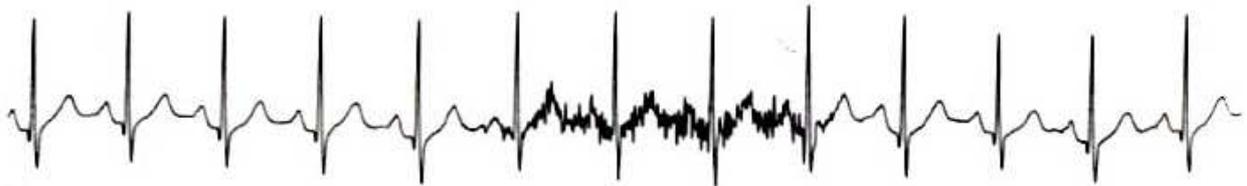
L'interférence électromagnétique de la radio, de la télévision, ou des équipements HF de haute puissance voisins peuvent affectés les signaux captés à travers les électrodes. L'interférence électromagnétique peut être également produite par les générateurs HF dans l'hôpital lui-même (exemple d'équipement dans l'hôpital: bistouri électrique) [6,17].



**Figure1.12:** Collecte de champ magnétique par des fils de connexion de l'électrocardiographe (a) pour une boucle bloquée (secteur ombragé) quand le patient et l'électrocardiographe sont considérés dans le circuit. (b) Cet effet peut être réduit au minimum en tordant les fils de connexion ensemble et en les gardant près du corps afin de sous-tendre un secteur beaucoup plus petit.

c- **Les interférences des bruits d'électromyogramme(EMG) :**

Il y a également une source d'interférence électrique située dans le corps lui-même qui peut avoir un effet sur l'ECG. Quand le muscle se contracte, il produit son propre signal électromyographique qui peut interférer sur l'ECG, suivant les indications de Figure 1.13. [16,17].



**Figure1.13:** Interférence électromyographique sur l'ECG.

**I.2.8. Influence des artefacts du potentiel de la peau et des mouvements:**

Les mouvements du patient sont le produit d'une activité musculaire ayant pour origine une excitation électrique qui interfère avec le signal électrophysiologique. Ces mouvements peuvent aussi provoquer des variations d'impédance peau électrode. Tout cela se traduit par des artefacts d'amplitude et de fréquence variable qui altèrent le signal. En général près de 25 mV DC de potentiel de la peau existent entre l'enregistrement au niveau de l'électrode et la peau. Un nettoyage de la peau avant application du gel et de l'électrode permet de réduire ces artefacts [13]. Les troubles de la peau-électrodes sont représentées par la figure suivante:



**Figure1.14:** Interférence des Influence des artefacts du potentiel de la peau et les mouvements sur l'ECG.

### I.3. Théorie et principes de la mesure de la saturation d'O<sub>2</sub>

A travers les travaux de Fick [30] le taux d'oxygène dans le sang est un paramètre très important dans la littérature clinique qui relie plusieurs informations sur l'ordonnement de l'organisme humain. L'oxygène est un élément vital et essentiel dans l'organisme vivant qui mérite d'être surveillé avec précautions. L'introduction des premiers analyseurs de gaz dans le sang à la fin des années 1950 a révolutionné la pratique médicale. Son utilisation était limitée car il était lourd et encombrant. Au début des années 1970 un ingénieur japonais, *Takuo Aoyagi*, a réalisé le premier oxymètre qui sera utilisé dès 1980 dans les salles d'opération américaines, puis son usage va s'étendre aux unités de soins intensifs. Aujourd'hui l'oxymétrie de pouls fournit une méthode simple, non invasive, peu coûteuse portable et permet de surveiller en permanence la saturation en oxygène et la fréquence cardiaque avec une bonne précision. L'oxymétrie de pouls se base sur deux principes optiques la photopléthysmographie et la spectrophotométrie d'absorption [14,16].

#### I.3.1. La Photopléthysmographie :

La photopléthysmographie est devenue une technique d'exploration fonctionnelle respiratoire et cardiovasculaire non invasive permettant de diagnostiquer des affections telles que la tachycardie ventriculaire qui est souvent secondaire à un infarctus du myocarde ou une lésion de fibrose dans une cardiomyopathie. Souvent une tachycardie est causée par une hypoxémie qui est la diminution de la quantité d'oxygène transportée dans le sang. La pression artérielle en O<sub>2</sub> diminue.

La photopléthysmographie est une méthode optique qui permet de prélever le signal photopléthysmographique PPG qui provient de la modification de l'atténuation de l'énergie lumineuse transmise par les tissus sur lesquels la lumière a été appliquée [30].

#### I.3.2. Spectrophotométrie d'absorption :

La spectrophotométrie mesure l'absorption de la lumière à travers les substances en fonction de certaines longueurs d'ondes. L'état de la molécule d'hémoglobine et ses caractéristiques d'absorption de la lumière sont modifiés par la fixation de l'oxygène, conduisant à des spectres d'absorption différents, et donc permettant de distinguer l'oxyhémoglobine. [17]

La longueur d'onde de l'absorption dans l'infrarouge par l'oxyhémoglobine se situe dans l'intervalle (850-1000 nm).

Sous l'effet de radiations infrarouges, les électrons périphériques des molécules d'oxyhémoglobine sont portés de leur état le plus stable (état fondamental) vers un état énergétique plus élevé (état excité). Cet état est instable, il se désactive vers l'état fondamental soit en émettant un quantum d'énergie électromagnétique, soit en libérant cet excès d'énergie dans le milieu sous forme de chaleur (transition dite non radiative). Le passage de l'électron de l'état fondamental à l'état excité se fait en absorbant l'énergie électromagnétique: C'est le phénomène d'absorption de la lumière par des molécules

soumises à une radiation lumineuse. Ce phénomène d'absorption permet la caractérisation et le dosage de l'oxyhémoglobine. [32-34].

### I.3.3. La loi physique de l'oxymètre de pouls :

La mesure de l'absorbance de la lumière dans le tissu biologique est l'élément de base pour la détermination de la saturation en oxygène et de la courbe pléthysmographique. La loi de Beer Lambert est utilisée avec précision pour déterminer la concentration en oxygène de l'hémoglobine du sang. Ce modèle permet de développer une compréhension de l'absorbance de la lumière qui passe dans le tissu vivant [17]. Beer (1729) et Lambert (1760) ont proposé d'observer l'atténuation d'un faisceau de la lumière afin de prédire la concentration d'un composé. Cette loi exprime la relation de proportionnalité existant entre l'absorbance  $A$  et les trois paramètres:

$$A = \varepsilon l c \quad (1.8)$$

Avec  $\varepsilon$  l'absorptivité (en  $Lmmol^{-1}cm^{-1}$ ) de l'analyte absorbant la lumière,  $l$  est l'épaisseur de la cellule de mesure et  $c$  est la concentration de l'analyte (en  $mmol L^{-1}$ ).

Lorsqu'une radiation monochromatique traverse un milieu, une partie de son énergie peut être absorbée. La loi de Beer-Lambert donne l'intensité de lumière qui traverse le substrat et qui diminue exponentiellement avec l'absorbance [27].

$$I = I_0 \cdot \exp(-\varepsilon cl) \quad (1.9)$$

L'intensité lumineuse diminue exponentiellement avec la distance dans le milieu absorbant. L'intensité de la lumière transmise  $I$  est déterminée par la loi de Beer. Elle reste constante après la sortie du milieu de longueur  $l$  du chemin optique. Elle peut être mesurée par un photodétecteur [17].

### I.3.4. Le spectre d'absorption de l'hémoglobine:

L'analyse du spectre permet de déterminer la plage de détection de la quantité de l'hémoglobine pour une longueur d'onde appropriée. La composition chimique des différentes espèces d'hémoglobine modifie leurs propriétés d'absorption, comme le montre la Figure 1.15. L'absorbance de la lumière dans la région rouge du spectre est beaucoup plus élevée pour l'hémoglobine réduite que pour l'oxyhémoglobine. Les coefficients d'extinction des deux espèces d'hémoglobine sont égaux au point isosbestic (à 805nm). L'hémoglobine réduite est plus transparente à la lumière infrarouge que l'oxyhémoglobine. Le coefficient d'extinction de la carboxyhémoglobine est environ le même que celui d'oxyhémoglobine à la longueur d'onde

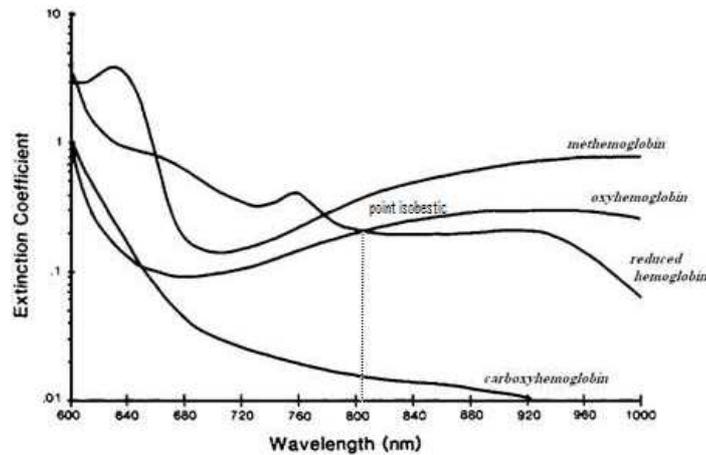
de 660 nm cependant la carboxyhémoglobine est presque transparente dans la région infrarouge.[17]

La Méthémoglobine absorbe plus de lumière rouge et son coefficient d'extinction est plus élevé que celui d'oxyhémoglobine dans la région infrarouge.[14-16]

A ce stade, l'hémoglobine se présente sous forme désoxygénée ou désoxyhémoglobine dont l'indice colorimétrique varie par rapport à l'oxyhémoglobine

*L'oxyhémoglobine absorbe plus de lumière infrarouge et transmet plus de lumière rouge.*

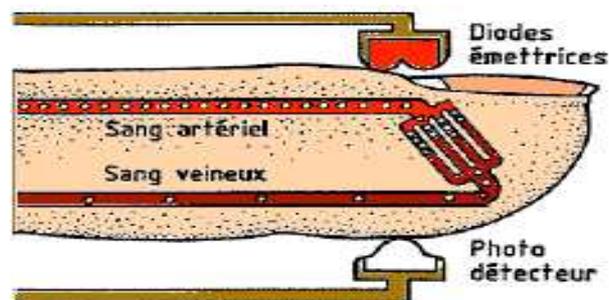
*La désoxyhémoglobine absorbe plus de lumière rouge et laisse passer plus d'infrarouge.*



**Figure1.15:** Coefficients extinction des quatre espèces les plus communes d'hémoglobine.

### I.3.5. Technique de mesure :

L'oxymétrie de pouls est basée sur la variation relative de transmission de la lumière pendant un pouls artériel moins deux longueurs d'ondes différentes. Dans cette méthode, la variation fractionnelle dans le signal est uniquement due au sang artériel lui-même, et donc les complexes non pulsatiles très variable et ces caractéristiques optiques de tissus sont éliminées. Dans une configuration classique, la lumière à deux longueurs d'ondes différentes éclairant une face d'un index sera détecté de l'autre côté, après avoir traversé les tissus vasculaires intermédiaires[14-16].



**Figure1.16:** configuration typique de l'oxymètre de pouls de détection sur un doigt.

La transmission de la lumière à chaque longueur d'onde est une fonction de l'épaisseur, la couleur, et la structure de la peau, le tissu, osseux, et le sang est un autre matériau à travers laquelle la lumière passe. L'absorbance de la lumière par un échantillon est définie par le

logarithme négatif du rapport de l'intensité de la lumière en présence de l'échantillon ( $I$ ) à celle sans ( $I_0$ ):

$$A = -\log (I/I_0) \quad (1.10)$$

Conformément à la loi de Beer-Lambert, l'absorbance d'un échantillon à une longueur d'onde donnée avec une absorptivité molaire ( $\epsilon$ ) est directement proportionnelle à la fois la concentration ( $c$ ) et longueur de trajet ( $l$ ) du matériau absorbant:  $A = \epsilon cl$ . La lumière visible ou proche-infrarouge passant à travers d'un environ de centimètre de tissu (comme notre exemple, un doigt) sont coupées par une ou deux ordres de grandeur pour une caractéristique d'émetteur-détecteur de géométrie, correspondant à une densité optique effective ( $D_o$ ) de 1 à 2 (l'intensité lumineuse détectée est diminué par un ordre de grandeur pour chaque unité de  $D_o$ ). Bien que l'hémoglobine dans le sang soit la seule molécule la plus forte absorption, la plupart de l'atténuation totale est due à la diffusion de la lumière loin du détecteur par le tissu très hétérogène. Depuis le tissu humain contient du sang environ 7%, et puisque le sang contient normalement environ 14 g / dL d'hémoglobine, la concentration d'hémoglobine efficace dans les tissus est d'environ 1 g / dL (~ 150 pmol).

À des longueurs d'onde utilisées pour oxymétrie de pouls (650-950 nm), les absorptivités l'oxyhémoglobine et déoxyhémoglobine molaires compris dans la gamme de  $100 - 1000 \text{ mol}^{-1}\text{cm}^{-1}$  et par conséquent les comptes d'hémoglobine pour moins de  $0,2 D_o$  du total observé de la densité optique. De ce montant, seulement 10% est pulsatile, et par conséquent des signaux impulsionnelle de seulement quelques pour cent sont finalement mesurée.

Un modèle mathématique pour l'oxymétrie de pouls commence par une examinations de la lumière à deux longueurs d'onde  $\lambda_1$  et  $\lambda_2$  en passant par les tissus et être détectée à un endroit éloigné comme dans la figure 1.15.

A chaque longueur d'onde, l'atténuation de la lumière totale est décrite par quatre composants différents :

L'absorbance oxyhémoglobine dans le sang ( $c_0$  concentration, absorptivité molaire  $\epsilon_0$ , et  $l_0$  longueur de trajet effectif).

L'absorbance déoxyhémoglobine dans le sang (concentration  $c_r$ , absorptivité molaire  $\epsilon_r$ , et  $l_r$  longueur de trajet effectif).

L'absorbances spécifiques variables qui ne sont pas du sang artériel ( $c_x$  concentration, absorptivité molaire  $\epsilon_x$ , et longueur de trajet effectif  $l_x$ ), et tous les autres sources non spécifiques de l'atténuation optique, combinés comme  $A_y$ , qui peuvent inclure la diffusion de la lumière, les facteurs géométriques, et les caractéristiques de l'émetteur et éléments détecteurs. L'absorbance totale aux deux longueurs d'onde peut alors être écrite :

$$A_{\lambda 1} = \epsilon_{01} c_0 l_0 + \epsilon_{r1} c_r l_r + \epsilon_{x1} c_x l_x + A_{y1} \quad (1.11)$$

$$A_{\lambda 2} = \varepsilon_{02} c_0 l_0 + \varepsilon_{r2} c_r l_r + \varepsilon_{x2} c_x l_x + A_{y2} \quad (1.12)$$

Le changement de volume de sang en raison des résultats de pouls artériel dans une modulation des absorbances mesurées. En prenant la vitesse de variation temporelle de l'absorbance, les deux derniers termes, dans chaque équation sont effectivement nulle, depuis la longueur de trajet et la concentration efficace de matériau absorbant de l'extérieur du sang artériel ne changent pas pendant une impulsion [ $d(c_x l_x) / dt = 0$ ], et tous les effets non spécifiques sur l'atténuation de lumière sont également invariante sur l'échelle de temps d'un cycle cardiaque ( $dA_y / dt = 0$ ).

Étant donné que les coefficients d'extinction sont constants, et les concentrations sanguines sont constantes sur l'échelle de temps d'une impulsion, les changements dépendant du temps dans les absorbances à deux longueurs d'onde peut être attribué entièrement à la variation de la longueur du trajet du sang ( $d l_0 / dt$  et  $d l_r / dt$ ). Avec l'hypothèse supplémentaire que ces deux changements de trajet optique de sang sont équivalentes (ou plus généralement, leur rapport est une constante), le rapport R de la vitesse de changement de l'absorbance à la longueur d'onde de  $\lambda_1$  à ce que la longueur d'onde  $\lambda_2$  réduit à ce qui suit :

$$R = \frac{dA_{\lambda 1} / dt}{dA_{\lambda 2} / dt} = \frac{-d \log(I_1 / I_0) / dt}{-d \log(I_2 / I_0) / dt} = \frac{\Delta I_1 / I_1}{\Delta I_2 / I_2} = \frac{\varepsilon_{01} c_0 + \varepsilon_{r1} c_r}{\varepsilon_{02} c_0 + \varepsilon_{r2} c_r} \quad (1.13)$$

Observant que la saturation en oxygène fonctionnel est donnée par  $S = c_0 / c_r + c_0$ .

Et que  $1 - S = c_r / c_0 + c_r$  la saturation en oxygène peut être écrite en termes de rapport R comme suit:

$$S = \frac{\varepsilon_{r1} - \varepsilon_{r2} R}{(\varepsilon_{r1} - \varepsilon_{01}) - (\varepsilon_{r2} - \varepsilon_{02}) R} \quad (1.14)$$

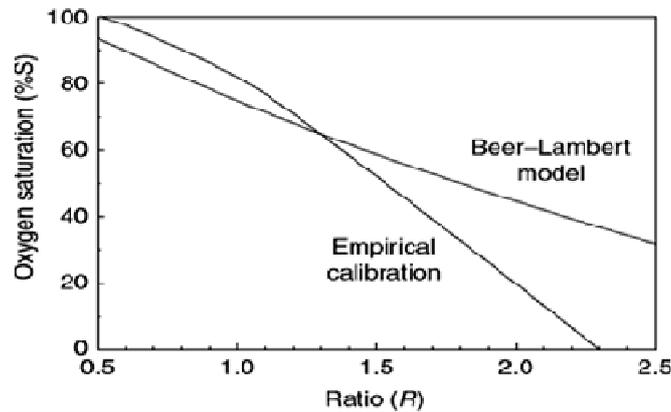
L'équation 1.14 fournit la relation souhaitée entre le rapport R déterminée expérimentalement et le plan clinique de saturation en oxygène désirée dans S. Utilisation réelle, LED couramment disponibles sont utilisés comme des sources de lumière, en général une LED rouge proche de 660 nm et une diode dans le proche infrarouge choisi dans le varier 890 à 950 nm. Ces LED ne sont pas de sources de lumière monochromatique, généralement avec des bandes passantes comprises entre 20 et 50 nm, et donc standards absorptivités molaires pour l'hémoglobine ne peut pas être utilisé directement dans l'équation 2.10. En outre, le modèle simple présenté ci-dessus n'est approximativement vrai, par exemple, les deux longueurs d'onde ne sont pas nécessairement les changements exacts de trajet optique mêmes, et les effets de diffusion de second ordre ont été ignorées.

Par conséquent, la relation entre S et R est plutôt déterminée empiriquement en ajustant les données cliniques pour une fonction généralisée de la forme de S :

$$S = (a - bR) / (c - dR) \quad (1.15)$$

L'étalonnage empirique final dépendra en définitive sur les détails d'une conception du capteur individuel, mais ces variations peuvent être déterminées pour chaque capteur et inclus

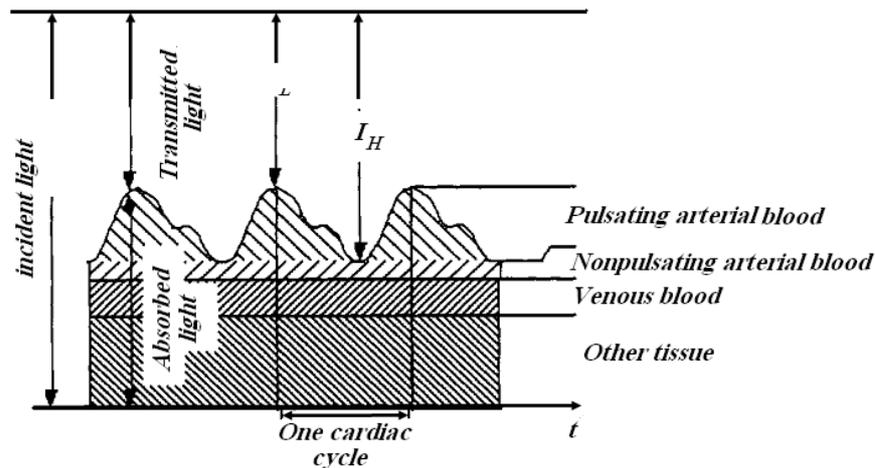
dans les paramètres d'étalonnage unique. Un étalonnage typique et empirique entre R et S est illustré à la figure 1.17, avec la courbe de cette norme d'absorptivités molaires prédéfinie.



**Figure 1.17:** La relation entre la mesure du taux de change fonctionnelle à travers l'intensité de deux longueurs d'onde (R et la saturation en oxygène S). l'équation II.10 décrit le modèle Beer-Lambert avec  $\epsilon_{01} = 100$ ,  $\epsilon_{02} = 300$ ,  $\epsilon_{r1} = 800$  et  $\epsilon_{r2} = 200$ . la calibration empirique est basée sur  $S = 100 \times (a - bR) / (c - dR)$ , avec  $a = 1000$ ,  $b = 550$ ,  $c = 900$  et  $d = 350$ , à travers une extrapolation sous 70% [14].

De cette manière la mesure du rapport entre la variation relative de l'intensité de signal des deux LED est utilisée avec l'équation d'étalonnage déterminée empiriquement pour obtenir une mesure de battement par battement de la saturation artérielle en oxygène dans un tissu perfusé - continu, de façon non invasive, et avec une précision de quelques pour cent.

Il est possible de mesurer la pulsation sanguine. Au cours de la systole que les augmentations de diamètre de l'artère, la quantité de lumière transmise chute dû à l'absorption d'hémoglobine et il va dans le sens inverse pendant la diastole. Il y a donc un signal pulsatile du signal qui varie dans le temps avec le battement du cœur qui est comprenant à la fois deux composantes qui sont la basse fréquence (DC) et haute fréquence (AC) [29].



**Figure 1.19:** la lumière absorbée et transmise dans le tissu vivant. Le montant de l'absorption de lumière correspond à la pulsation du sang artériel. Une quantité constante de la lumière est absorbée par la pigmentation de la peau, les os, d'autres tissus, le sang veineux et la partie non pulsatile du sang artériel. Plus le sang est présent dans les artères au cours de la systole, et plus la lumière est absorbée. L'intensité de la lumière transmise varie de  $I_H$  (maximum) à  $I_L$  (minimum) dans un délai d'un cycle cardiaque [16].

L'expansion pulsatile du lit artériolaire produit une augmentation de longueur de trajet d'absorbance. Tous les oxymétries de pouls supposé que la seule absorbance pulsatile entre la source lumineuse et le photodétecteur est celle du sang artériel. Le microprocesseur détermine d'abord la composante alternative de l'absorbance à chaque longueur d'onde et divise ce par le DC du composant correspondant. Des proportions de lumière absorbée par chaque composante dans les deux fréquences qu'il calcule ensuite le rapport (R) de l'impulsion a ajouté l'absorbance.[30]

$$R = \frac{AC660/DC660}{AC940/DC940} \quad (1.16)$$

### **I.3.6. Artefacts liés aux mouvements :**

Le mouvement du patient peut provoquer un mauvais positionnement de la sonde sur le doigt. Ce problème est très fréquemment rencontré en clinique. Le capteur sera dans l'impossibilité de capter la forme du pouls artériels [16,17], puisqu'une étude réalisée en salle de surveillance post-interventionnelle sur près de 10 000 patients a montré que les artefacts de SpO2 liés aux mouvements des patients étaient responsables de 56 % des 106 cas dans lesquels la surveillance par oxymétrie de pouls avait été abandonnée. Peu de données sur ces artefacts sont disponibles en réanimation, mais même si la sédation de certains patients en limite le retentissement, ces fausses alarmes sont probablement à l'origine des erreurs de mesure susceptible de déclencher des alarmes intempestives.

### **I.3.7. L'états des bas débits :**

Les états de bas débit sanguin, d'hypothermie et/ou de vasoconstriction cutanée majeure pourraient donc rendre difficile la mesure de la SpO2. Les données de la littérature à ce sujet sont contradictoires. La précision de l'oxymétrie de pouls n'était pas diminuée dans des états de bas débit cardiaque ou d'hypothermie dans un travail réalisé chez des patients de chirurgie cardiaque [31]. Le saturomètre nécessite la détection de l'onde de pouls; il peut être mis en défaut dans toutes les situations faisant diminuer l'ondée systolique vasoconstriction, hypothermie, chute du débit cardiaque, carence circulatoire locale. Les valeurs de saturation comprise entre 65% et 100% sont considérées comme très faibles. Les différent expériences cliniques ont démontre que lorsque la saturation est à environ 50%, le pourcentage d'erreur entre la lecture de l'appareil et la valeur réelle de la saturation est de l'ordre de 33%. Le patient peut avoir une saturation réelle de 50% et l'oxymétrie peut indiquer 65%. On considère que les valeurs sous les 75% sont jugées de moins en moins fiables à mesure qu'elles s'abaissent sous ce chiffre.

### **I.4. Analyse des urines par bandelettes :**

Le rein est un organe qui filtre les déchets fabriqués dans notre organisme et les élimine dans l'urine. Composée de nombreuses substances (sels minéraux, composés organiques),

l'urine est un témoin du bon fonctionnement de notre corps. Analyser le contenu de l'urine permet de dépister des maladies, notamment les maladies métaboliques comme le diabète ou alors une infection urinaire banale, parfois une tumeur [36-39].

Les analyses d'urines sont un outil de diagnostic rapide de certaines pathologies. En effet, l'urine reste un indicateur de nombreuses maladies, telles les infections des voies urinaires, maladies rénales et le diabète. Les bandelettes urinaires constituent un outil de diagnostic majeur qui offre une information rapide et fiable sur les variations d'ordre pathologique décelées dans l'urine. Son importance réside principalement au niveau du diagnostic de première ligne, du dépistage pendant les examens de routine ou de prévention, et du suivi thérapeutique [36-39].

#### **I.4.1. Bandelette réactive urinaire**

Une bandelette présente des zones réactives de chimie sèche permettant de rechercher dans l'urine la présence qualitative et/ou semi-quantitative de différents paramètres tels que les leucocytes, les nitrites, le pH, les protéines, le glucose, les corps cétoniques, l'urobilinogène, la bilirubine, les érythrocytes (ou le sang) et le poids spécifique (densité) [36-39].

PARAMETRE	PRINCIPE DE LA METHODE	VALEUR SEUIL	PATHOLOGIE
<b>Leucocytes</b>	Mise en évidence de l'activité des estérases dans les leucocytes granulaires	10 leucocytes / $\mu$ L	Infections
<b>Nitrites</b>	Mise en évidence des nitrites obtenus par l'activité des nitrate-réductases de certains germes	0,3 mg/L (7 $\mu$ mol/L)	Infections à Entérobactéries
<b>pH</b>	Mise en évidence du pH par la présence de plusieurs indicateurs chromogènes	5,0	Calculs rénaux
<b>Protéines</b>	Mise en évidence de l'albumine grâce au virage de couleur d'un indicateur de pH	60 mg/L (albumine)	Dysfonctionnement rénal
<b>Glucose</b>	Mise en évidence du glucose par la méthode glucose-oxydase / peroxydase	0,4 g/L (2,2 mmol/L)	Diabète
<b>Corps cétoniques</b>	Mise en évidence des corps cétoniques (acide acétylacétique et acétone) par le principe de la réaction colorimétrique de Légal	0,05 g/L (0,5 mmol/L)	Diabète
<b>Urobilinogène</b>	Mise en évidence de l'urobilinogène grâce à un sel de diazonium qui forme un dérivé azoïque rouge	4 mg/L (7 $\mu$ mol/L)	Maladies du foie et des voies biliaires
<b>Bilirubine</b>	Mise en évidence de la bilirubine grâce à un sel de diazonium qui forme un dérivé azoïque coloré	84 mg/L (14 $\mu$ mol/L)	Maladies du foie et des voies biliaires
<b>Sang</b> (2 échelles : 1 pour érythrocytes, 1 pour hémoglobine)	Mise en évidence de l'hémoglobine et de la myoglobine par l'activité de la peroxydase et le virage d'un indicateur	érythrocytes > 5 Ery/ $\mu$ L hémoglobine, érythrocytes lysés, myoglobine > 10 Ery/ $\mu$ L	Calculs rénaux, tumeurs
<b>Poids spécifique</b>	Mesure de la densité par détection de la concentration des ions de l'urine	1,000 kg/L	Dysfonctionnement rénal

**Table 1.** Différentes anomalies après analyse des bandelettes

### I.5. Conclusion :

L'exploration fonctionnelle du système cardio-respiratoire met en jeu deux signaux physiologiques: l'Electrocardiogramme caractérisant l'activité électrique du myocarde et le Photopléthysmogramme caractérisant l'efficacité hémodynamique. Ils ont pour effets de diagnostiquer et de confirmer une affection, d'apprécier sa sévérité et de garantir l'efficacité du traitement. En procédant au traitement numérique de ses signaux physiologiques, nous mettons à la disposition du médecin un plateau technique qui lui permettra de développer des protocoles d'exploration, capables de répondre à des problématiques spécifiques. Dans ce premier chapitre, nous avons présenté les différents signaux physiologiques unidimensionnels, objet de notre réalisation ainsi qu'un bref aperçu sur l'analyse d'urine qui viendra pour compléter le diagnostique. Dans le deuxième chapitre nous aborderons la conception et la réalisation de notre système.

## Chapitre II :

# Conception de la carte d'acquisition et de transmission

## II. CONCEPTION DE LA CARTE D'ACQUISITION ET DE TRANSMISSION

### II.1. Introduction

La nécessité de la mesure multiparamétriques / multi-capteurs dans le cadre du monitoring de l'état de santé d'un patient a mis en évidence l'importance d'une structure stable de communication entre capteurs, réseaux, et stations de base de traitement des données. Grâce à son succès exponentiel, le Smartphone est vite devenu le maillon indispensable dans une chaîne de télémédecine [1-5, 40-44]. Cet outil miniature, doté de nombreux capteurs, pouvant se connecter presque à tous les réseaux (internet, GSM, 3G...), est vu désormais comme étant l'outil idéal pour différents types d'applications de la médecine à distance. Selon le principe d'un ordinateur, il peut exécuter divers logiciels/applications grâce à un système d'exploitation spécialement conçu pour mobiles, et donc en particulier fournir des fonctionnalités en plus de celles des téléphones mobiles classiques comme : l'agenda, la télévision, le calendrier, la navigation sur le Web, la consultation et l'envoi de courrier électronique, la géo localisation, le dictaphone/magnétophone, la calculatrice, la boussole, l'accéléromètre, le gyroscope, la messagerie vocale visuelle, la cartographie numérique etc. Il est possible de personnaliser son Smartphone en y installant des applications additionnelles permettant en plus de l'enregistrement des paramètres physiologiques, l'exploitation de la camera pour l'analyse d'urine et de l'accéléromètre pour déterminer la position du patient [5-10].

### II.2. Présentation générale du système :

Notre système est représenté par un schéma bloc dans la fig 2.1. Il est composé principalement de quatre parties. La première partie consiste en l'acquisition du signal ECG, la deuxième partie est composé d'un système de mesure du taux d'oxygène ( $SpO_2$ ) dans le sang utilisant un composant innovant qui transforme directement un rayonnement lumineux (visible et infra rouge) en une fréquence exploitable par le système de mesure, la troisième partie concerne le circuit de traitement composé d'un microcontrôleur de faible consommation du type Atmega 328P, la quatrième partie est dédié à un circuit de communication du type Bluetooth qui va permettre de transférer les données acquises sur un Smartphone (sous la plateforme Androïde) qui se chargera de la gestion, du stockage des données et leurs transfer vers le médecin traitant.

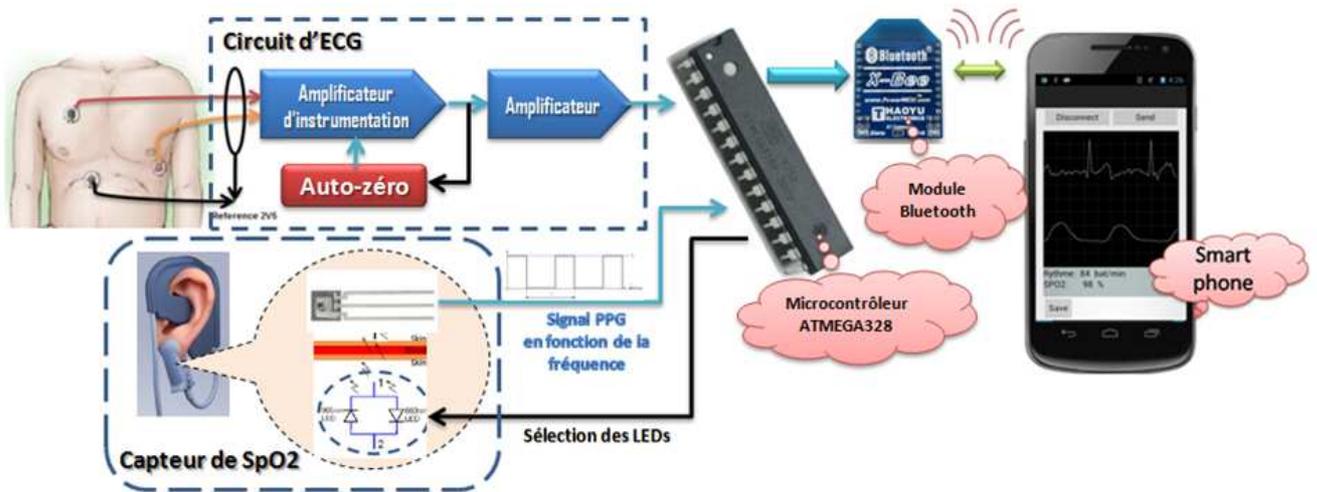


Figure 2.1 : Schéma synoptique de la carte d'acquisition et de transmission

### II.3. Description détaillée des différentes parties du système :

#### II.3.1. Le circuit de mesure de l'ECG :

Comme le montre le schéma électrique de la figure 2.2, le circuit de mesure de l'ECG est composée essentiellement :

- des électrodes.
- d'un Circuit d'amplification composé :
  - d'un circuit amplificateur d'instrumentation.
  - d'un circuit de pieds droit.
  - d'un circuit de compensation automatique du zéro.

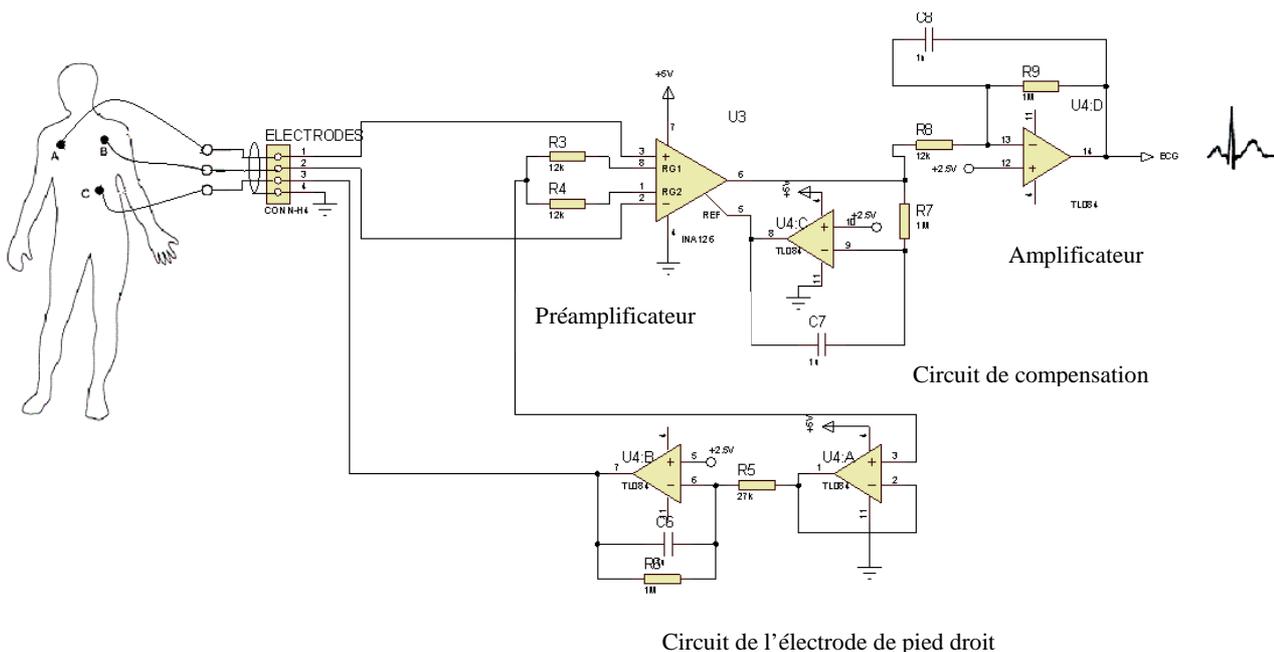


Figure 2.2 : Schéma électrique du circuit ECG.



- Calcul des performances de l'amplificateur d'instrumentation :

L'amplificateur INA126 possède les caractéristiques suivantes : un CMRR supérieur à 83dB, un bruit de 35nV H<sup>1/2</sup> à 10Hz et un courant d'entrée de 25nA. La représentation de l'amplificateur d'instrumentation INA 126 est donnée par la figure 2.4.

Gain en tension. Ajustage :

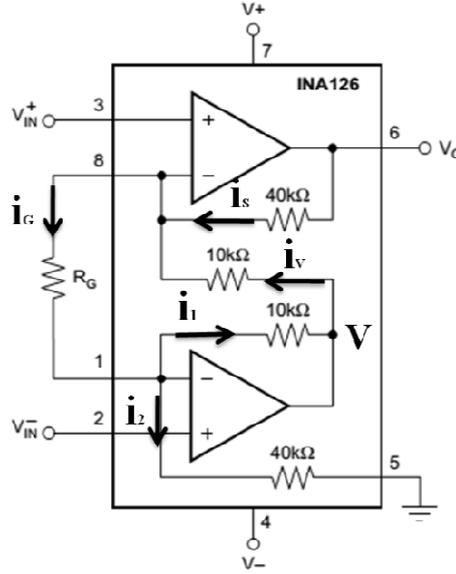


Figure 2.4 : Représentation de l'amplificateur d'instrumentation INA 126.

$$i_G = i_1 + i_2 = i_v + i_s \quad (2.1)$$

$$i_G = \frac{V_{in}^+ - V_{in}^-}{R_G} \quad i_2 = \frac{V_{in}^-}{40K\Omega} \quad i_s = \frac{V_o - V_{in}^+}{40K\Omega}$$

$$V = V_{in}^- - i_1 * 10K\Omega \quad \text{et} \quad V = V_{in}^+ + i_v * 10K\Omega$$

Donc

$$V_{in}^- - i_1 * 10K\Omega = V_{in}^+ + i_v * 10K\Omega \quad (2.2)$$

Avec

$$i_1 = i_G - i_2 = \frac{V_{in}^+ - V_{in}^-}{R_G} - \frac{V_{in}^-}{40K\Omega} \quad \text{et} \quad i_v = i_G - i_s = \frac{V_{in}^+ - V_{in}^-}{R_G} - \frac{V_o - V_{in}^+}{40K\Omega}$$

⇓

$$V_{in}^- - \left( \frac{V_{in}^+ - V_{in}^-}{R_G} - \frac{V_{in}^-}{40K\Omega} \right) * 10K\Omega = V_{in}^+ + \left( \frac{V_{in}^+ - V_{in}^-}{R_G} - \frac{V_o - V_{in}^+}{40K\Omega} \right) * 10K\Omega$$

⇕

$$-\frac{1}{4}V_o = V_{in}^- - \frac{10K\Omega}{R_G}(V_{in}^+ - V_{in}^-) + \frac{V_{in}^-}{4} - V_{in}^+ - \frac{10K\Omega}{R_G}(V_{in}^+ - V_{in}^-) - \frac{V_{in}^+}{4}$$

⇕

$$V_o = -4V_{in}^- + \frac{40K\Omega}{R_G}(V_{in}^+ - V_{in}^-) - V_{in}^- + 4V_{in}^+ + \frac{40K\Omega}{R_G}(V_{in}^+ - V_{in}^-) + V_{in}^+$$

On aura

$$V_o = \left( \frac{80K\Omega}{R_G} + 5 \right) (V_{in}^+ - V_{in}^-) \quad (2.3)$$

On peut remarquer que la tension différentielle du signal utile ECG a été amplifiée d'un facteur  $(\frac{80K\Omega}{R_G} + 5)$ , ou la variation de  $R_G$  conduit à la variation du gain de cet amplificateur.

### Le taux de rejection de mode commun :

La tension de sortie de l'amplificateur en tenant compte du mode commun est:

$$V_s = \left(5 + \frac{80K\Omega}{R_G}\right) (V_{in+} - V_{in-}) + \frac{1}{\tau_{A.op}} (V_{in-} + V_{in+}) \quad (2.4)$$

Cette tension améliore le taux de réjection de l'amplificateur d'instrumentation qui est de :

$$\tau_{AI} = \tau_{A.op} \left(5 + \frac{80K\Omega}{R_G}\right)$$

(2.5)

Cela permet d'obtenir des taux de réjection de mode commun supérieurs à 80dB.

### II.3.1.c. Circuit de compensation automatique du "ZÉRO" :

Généralement la ligne de base de l'ECG est perturbée par les basses fréquences créée à travers les sources d'influences et la réponse de l'ECG ne sera pas horizontale comme l'indique la figure 2.5.

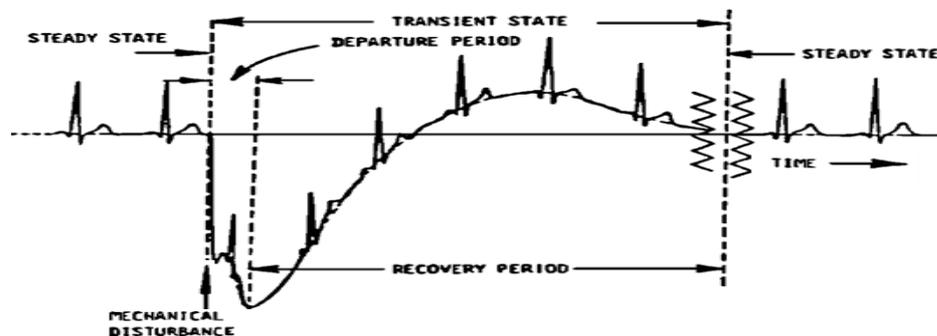


Figure 2.5 : Influence de la basse fréquence sur l'allure de l'ECG.

Le circuit illustré dans la figure 2.6 sert à éliminer les perturbations dans la réponse de notre signal ECG et à accélérer le régime permanent avec une constante de temps  $\tau = R7 * C7$ .

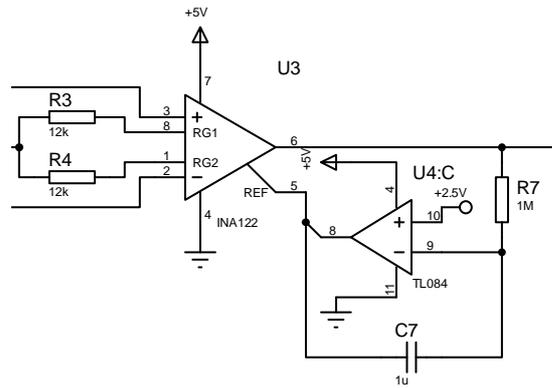


Figure 2.6 : Circuit de compensation automatique du "ZÉRO".

### II.3.1.d. Circuit amplificateur :

Vu que le signal acquis est de faible amplitude, une amplification pour sa mise en forme s'impose, nous avons réalisé le circuit illustré par la figure 2.7, ce montage représente un amplificateur inverseur de gain :  $gain = \frac{R9}{R8} \approx 83.33$  et contient un filtre passe bas avec une fréquence de coupure  $f_c = \frac{1}{2 * \pi * R9 * C8} = 159hz$ .

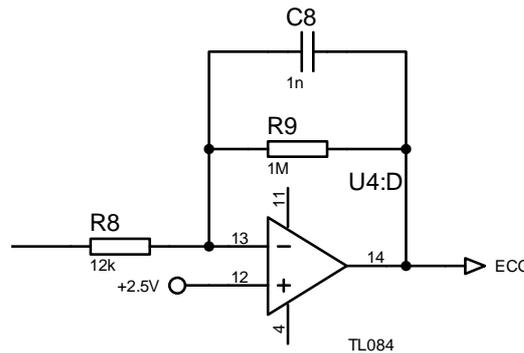


Figure 2.7 : Schéma du Circuit amplificateur.

### II.3.1.e. Circuit de l'électrode du pied droit :

Le corps humain avec en contact avec les électrodes influe sur l'amplificateur d'instrumentation et crée une tension de niveau instable et fluctueuse. Pour améliorer la réponse de l'amplificateur d'instrumentation, on rajoutera un amplificateur auxiliaire avec un gain important. Grâce à cet amplificateur le corps humain est porté à un niveau de mode commun de telle sorte que le signal ne puisse pas sortir de la plage admissible pour l'amplificateur d'instrumentation. La Figure 2.8 montre le circuit général du pied droit.

Pour cela la protection du patient à travers l'électrode de pied droit n'est pas un objectif désiré mais c'est une conséquence. L'erreur  $\frac{e_c}{TRMG}$  dû taux de rejection de mode commun sera ainsi réduite :

$$e_s = A_d e_d + A_c e_c \quad (2.6)$$

$$e_s = A_d \left( e_d + \frac{e_c}{A_c} \right)$$

$$e_s = A_d \left( e_d + \frac{e_c}{TRMC} \right) \quad (2.7)$$

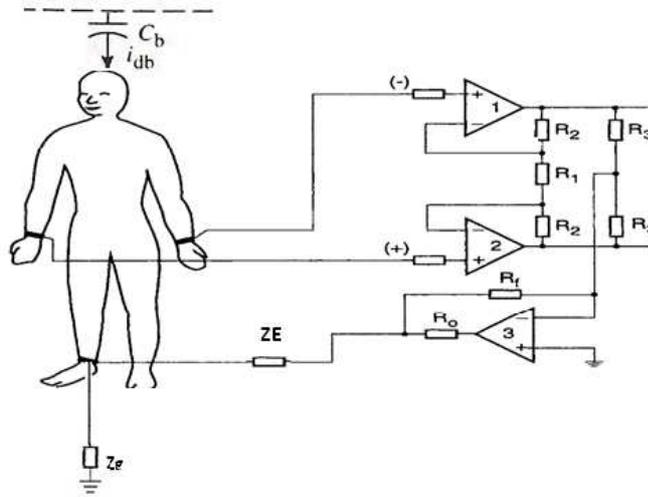


Figure 2.8 : Circuit général du pied droit.

Selon la figure 2.8 et en appliquant le théorème de Millman :  $e_c = \frac{0 - \frac{A_p e_c}{Z_E} + i_d}{\frac{1}{Z_g} + \frac{1}{Z_E}}$

On néglige  $Z_E$  devant  $Z_g$  :  $\frac{e_c}{Z_g} (1 + A_p) = i_d \Rightarrow e_c = \frac{i_d \times Z_E}{1 + A_p} = \frac{i_d \times Z_E}{A_p}$

Nous remarquons que :

- 1- En absence d'électrode  $Z_E = \infty$ .

$$e_c = Z_g \times i_d.$$

- 2- Quand l'électrode est la masse ( $Z_g \gg Z_E$ ) et  $A_p=0$ .

$$e_c = Z_E \times i_d.$$

- 3- En présence du circuit du pied droit, la tension  $e_c$  diminue considérablement.

$$e_c = \frac{Z_E \times i_d}{A_p} \quad (2.8)$$

La figure 2.9 représente le circuit de pied droit que nous avons utilisé pour réduire la tension en mode commun :

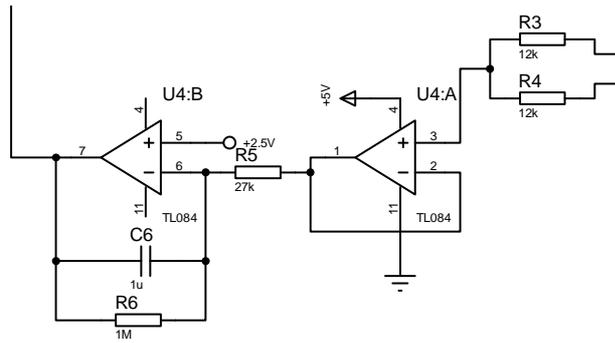


Figure 2.9 : Le circuit de pied droit.

Le gain  $A_p$  de ce circuit est donné par :

$$A_p = \frac{R_6}{R_5 + R_4} \quad (2.9)$$

Pour  $R_6=1M\Omega$ ,  $R_5=27K\Omega$  et  $R_3=R_4=12K\Omega$ , la tension en mode commun est diminuée par un facteur de 25,64.

### II.3.1.f. Résultat de la mesure :

La figure 2.10 montre le premier résultat de la mesure à la sortie de la chaîne ECG. Cette mesure est visualisée sur un oscilloscope numérique à travers le logiciel d'acquisition XOscillo.

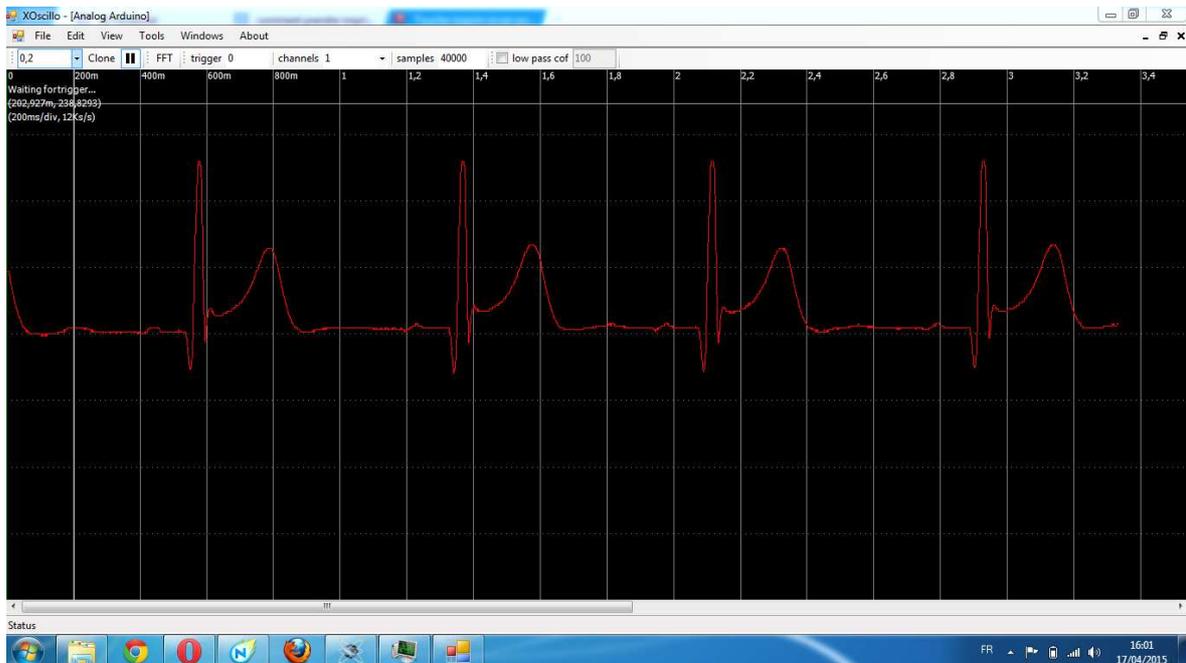


Figure 2.10 : Visualisation du premier signal ECG.

## II.3.2. Mesure de la saturation d'oxygène SpO<sub>2</sub> :

### II.3.2.a. La sonde de mesure :

Il existe différents modèles de capteurs d'oxygène qui permettent de satisfaire tous les usages. Ceux qu'on utilise le plus fréquemment se fixent au niveau de lobe de l'oreille. Il existe aussi des modèles qui se fixent l'extrémité distale des doigts (figure 2.11), le front, le nez et même pour le compartiment intra vasculaire.

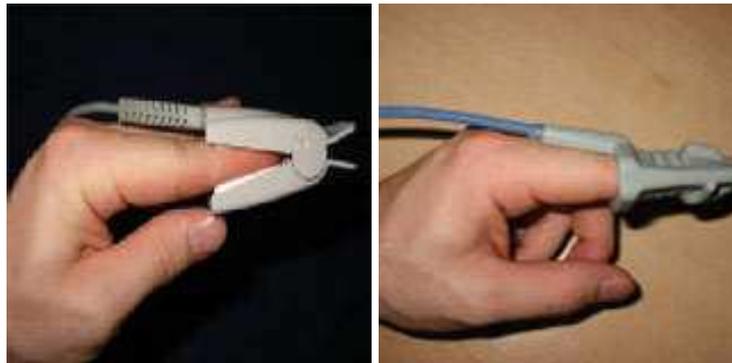


Figure 2.11 : Photo du capteur du saturomètre.

Les capteurs à réflectance se placent sur le front au moyen d'un bandeau ou d'un système autocollant. Plus stables que les pinces à oreille, ils représentent également une alternative efficace à la mesure périphérique sur les membres. Ces capteurs se placent parfois au niveau des ailes du nez. De tous ces modèles de capteurs, on considère les capteurs digitaux comme les plus fiables. C'est pourquoi ces capteurs sont fournis par défaut avec les appareils [35]. La sonde contient :

- Deux diodes qui émettent deux lumières. L'une est rouge et l'autre est infrarouge. Les deux diodes ne transmettent pas uniquement la lumière au travers du flot sanguin artériel mais aussi au niveau du flot veineux et des structures avoisinantes (muscles, tendons, os)
- un photo détecteur qui a une plage de détection admissible pour les deux lumières.



Figure 2.12 : Les capteurs à réflectance.

Dans notre cas nous avons utilisé pour capter la lumière issue des diodes infra rouge et rouge le convertisseur de lumière-fréquence le TSL235R. Ce convertisseur combine une photodiode au silicium et un convertisseur courant-fréquence sur un seul circuit intégré CMOS monolithiques (figure 2.13). La sortie est un signal carré (de rapport cyclique 0.5) avec une fréquence directement proportionnelle à l'intensité de la lumière (irradiance) sur la photodiode. Le dispositif a été compensé en température pour la gamme de 320 nm à 700 nm et sa réponse spectrale est sur la gamme de lumière variant de 320 nm à 1050 nm [49].

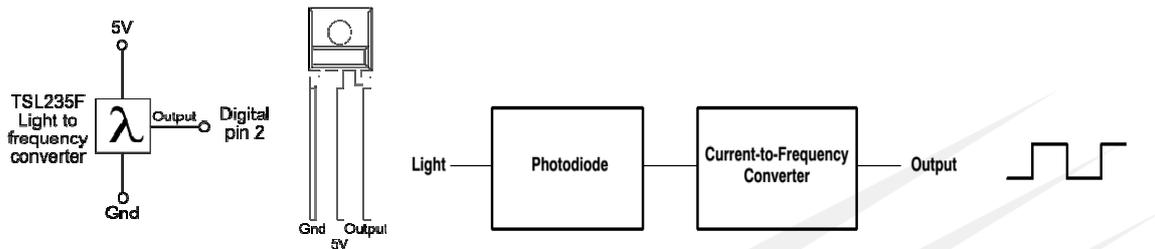


Figure 2.13 : Le convertisseur TSL235R lumière-fréquence

### II.3.2.b. Resultat de mesure :

Le résultat de la figure 2.14 est récupéré à travers la carte d'acquisition que nous allons décrire dans le prochain chapitre et qui représente le signal PPG.

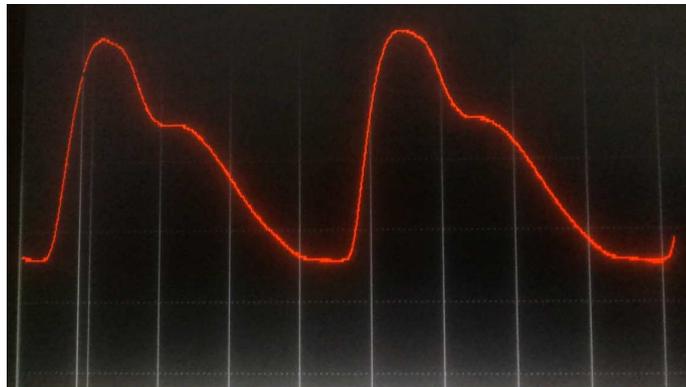


Figure 2.14 : Le signal PPG rouge et infrarouge

### II.3.3. Description du système d'acquisition :

L'architecture du système d'acquisition comporte tous les éléments classiques d'un système à microprocesseur. Notre choix s'est porté sur un microcontrôleur qui présente un ensemble d'avantages dans ce genre d'acquisition. Le microcontrôleur est relié grâce à ses différents ports d'entrées et sorties à la mémoire de stockage, à la liaison série qui se charge de la transmission de données via le module Bluetooth. Dans notre cas le microcontrôleur utilisé est le ATmega328 de la famille AVR 8bits [50-55]. Le microcontrôleur ATmega328 de Atmel dispose :

- De 14 broches numériques d'entrées/sorties, dont 6 peuvent être utilisées en sorties PWM (largeur d'impulsion modulée), réparties selon l'ordre suivant : OC0A(PD6), OC0B(PD5), OC1A(PB1), OC1B(PB3), OC2A(PB3), OC2B(PD3) et 2 (0 et 1) pour réception/émission série).
- De 6 entrées analogiques (qui peuvent également être utilisées en broches entrées/sorties numériques). Ces entrées /sorties sont réparties sur trois ports : PortB, PortC, PortD (soit 23 broches E/S en tout).
- D'un courant max par broches E /S = 40mA.
- D'un courant max sur sortie 3,3V = 50mA.
- D'une mémoire Flash de 32KB dont 512B utilisée par le bootloader.
- D'une mémoire SRAM de 2KB.
- D'une mémoire EEPROM de 1KB.

Il contient aussi trois compteurs (Timer0, Timer1, Timer2), le Timer0 et le Timer2 sont à comptage 8 bits, le Timer1 il est à comptage 16 bits. Chaque Timer peut être utilisé pour générer deux signaux PWM. Certaines broches peuvent avoir plusieurs fonctions différentes choisies par programmation :

**PWM** = pour l'utilisation de la PWM, le ATmega a 6 broches qui peuvent servir à cette fonction qui sont les broches OC0A(PD6), OC0B(PD5), OC1A(PB1), OC1B(PB3), OC2A(PB3), OC2B(PD3).

**Convertisseur Analogique /Numérique** = le ATmega328 possède un convertisseur Analogique /Numérique d'une résolution de 10bits, ce convertisseur peut être utilisé à travers 6 entrées multiplexées de ADC0(PC0) jusqu'à ADC5(PC5).

**Gestion bus I2C** = ce bus est exploité via les deux broches SDA(PC5)/SCL(PC4).

**Port série (USART)** = émission/réception série via les broches TXD(PD1)/RXD(PD0).

**Comparateur Analogique** = le comparateur analogique intégré dans le ATmega peut être utilisé à travers les deux broches AIN0(PD6) et AIN1 (PD7), ce comparateur peut déclencher une interruption.

**Watchdog Timer programmable :** l'ATMega possède un compteur dit de **chien de garde** programmable pour générer des interruptions à la fin de son comptage et il peut être utilisé comme étant un simple compteur.

Gestion d'interruptions (24 sources possibles) : en résumé

- Interruptions liées aux entrées INT0 (PD2) et INT1 (PD3).
- Interruptions sur changement d'état des broches PCINT0 à PCINT23.
- Interruptions liées aux Timers 0, 1 et 2 (plusieurs causes configurables).
- Interruption liée au comparateur analogique.
- Interruption de fin de conversion **ADC**.
- Interruptions du port série **USART**.
- Interruption du bus **I2C**.

La figure 2.16 représente le circuit d'acquisition ECG, ce circuit a été déjà décrit dans le sous chapitre II.3.1. La sortie du circuit de conditionnement est reliée directement à l'entrée  $A_0$  du microcontrôleur qui la broche d'entrée du convertisseur Analogique Numérique. Par contre le circuit PPG composé de deux LEDs et du circuit TLS 235, sa sortie est reliée au port PD2 programmé en entrée. Les sorties du port PB0 et PB1 sont dédiées à la sélection de la LED Rouge et Infra Rouge ( voir figure 2.17).

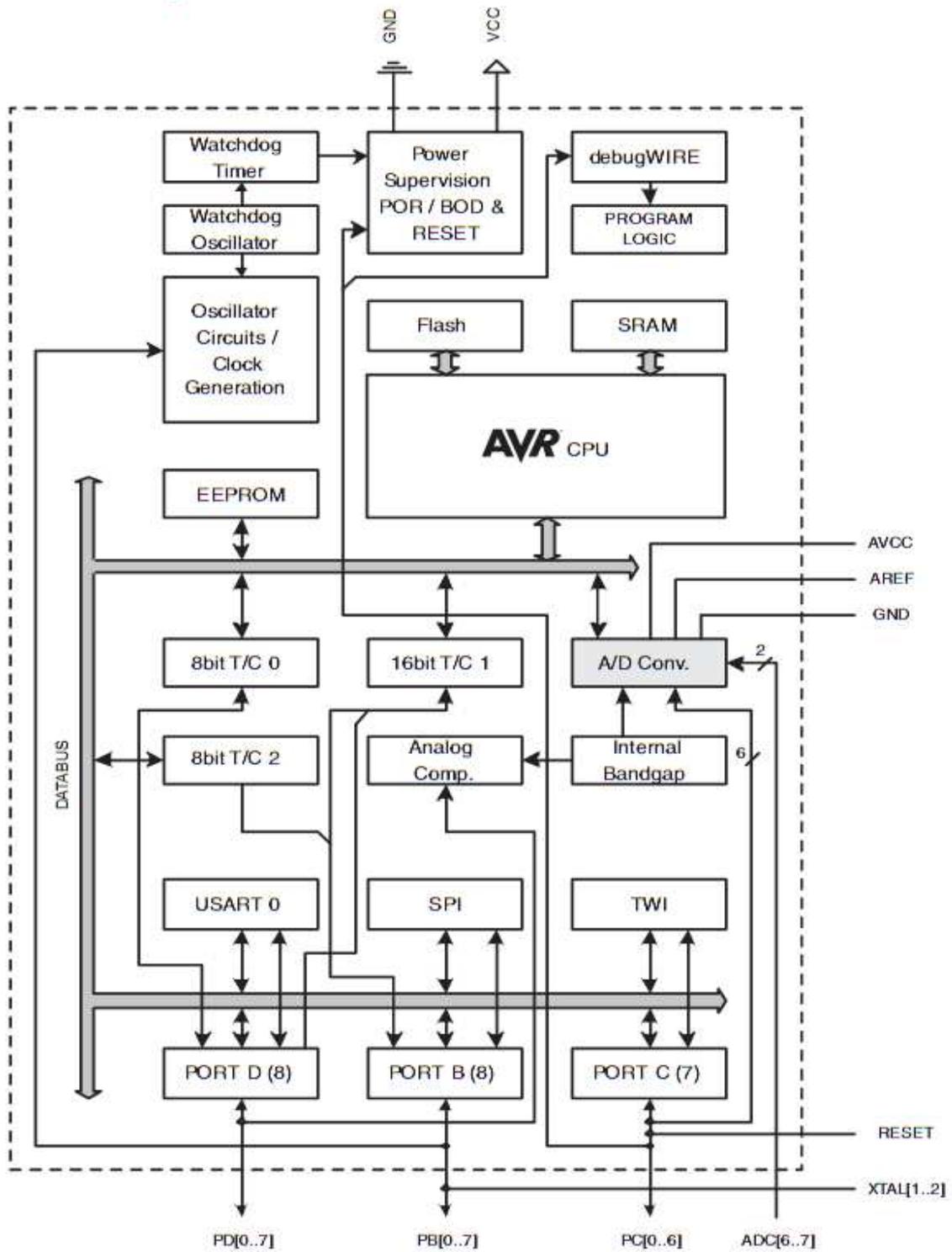


Figure. 2.15 : Architecture interne de l'ATmega 328

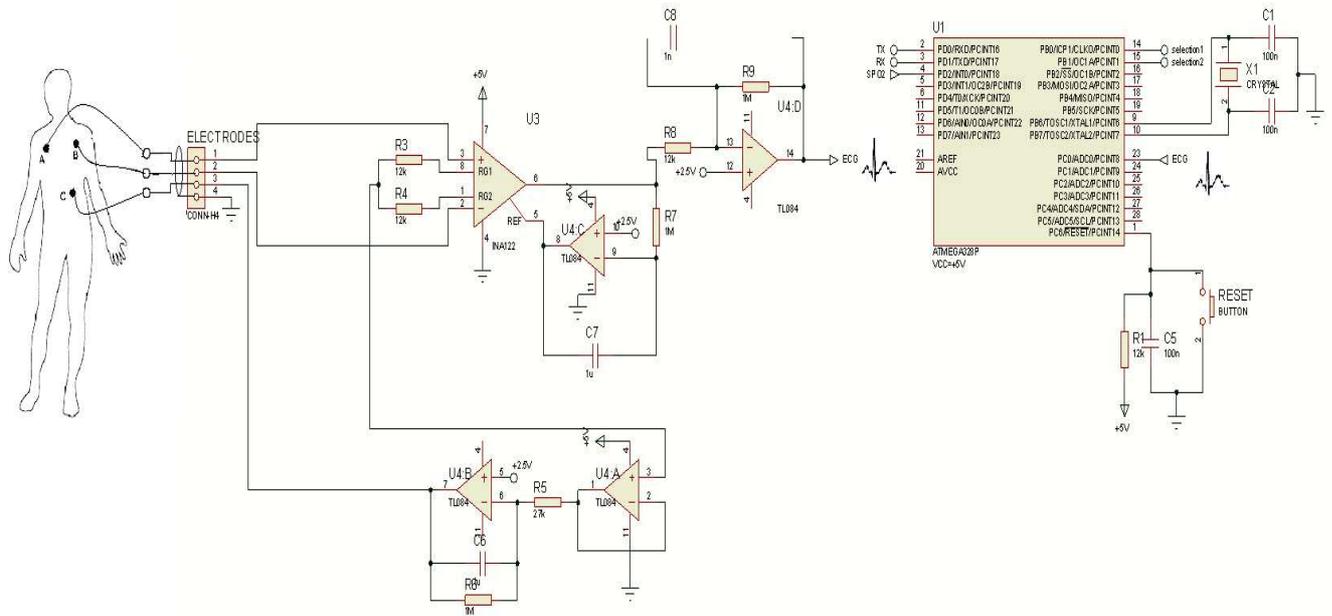


Figure .2.16. Circuit d'acquisition ECG

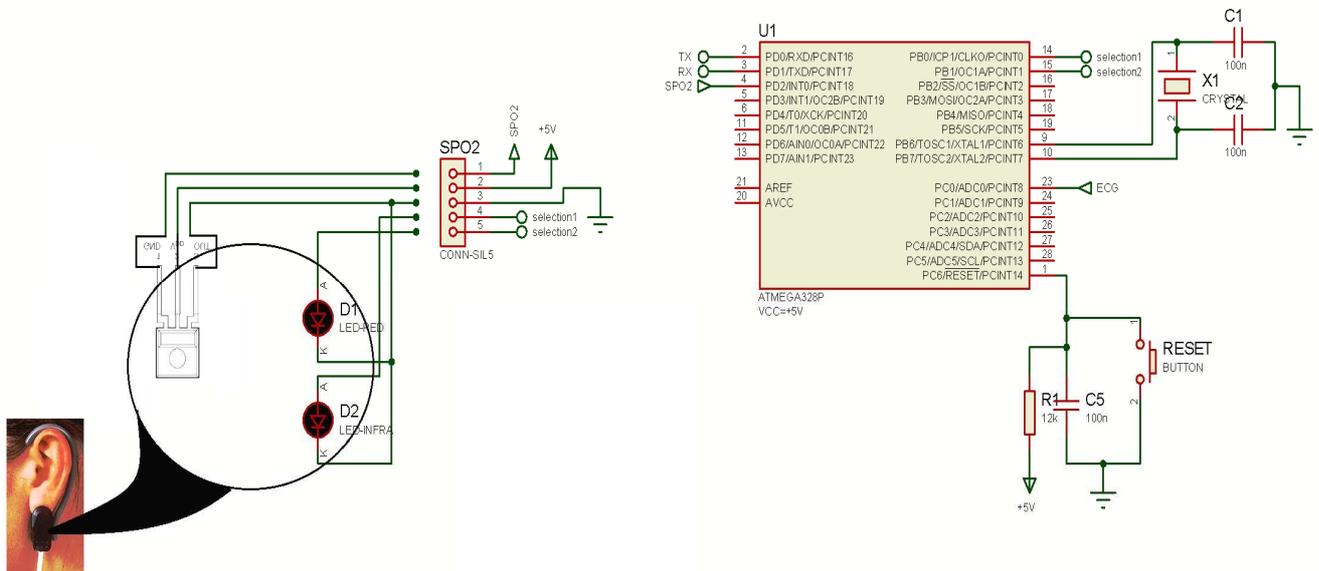


Figure.2.17 : Circuit d'acquisition PPG

### II.3.4. Le module de transmission :

Il existe plusieurs technologies de transmission sans fil dans le domaine de la télécommunication, chaque une de ces technologies diffère des autres en fonction de ses performances, et de sa gamme de fréquence. Dans notre cas nous avons choisi la technologie Bluetooth vu ses avantages et ses performances et sa simplicité de mise en œuvre [56].



Figure 2.18 : Module Bluetooth X-Bee

Le module sans fil X-Bee Bluetooth adapte la conception de XBEE. Son brochage est compatible avec XBEE qui est adapté à tous les types de systèmes à microcontrôleur. Ce module peut utiliser les commandes AT pour définir la vitesse de transmission. Les principales caractéristiques de ce module sont [56]:

- Puce Bluetooth: BC417143 RSE
- Protocole Bluetooth: Specification Bluetooth v2.0 + EDR
- Fréquence porteuse : 2.4Ghz
- Modulation: GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying)
- Puissance de transmission :  $\leq 4\text{dBm}$ , classe 2
- La distance de transmission : 20 ~ 30m dans l'espace libre
- Sensibilité :  $\leq -84\text{dBm}$  à 0,1% BER
- Taux de transfert : asynchrones : 2.1Mbps (Max) / 160 kbps; Synchrone: 1Mbps / 1Mbps
- Caractéristiques de sécurité : Authentification et chiffrement
- Profils de soutien : port série Bluetooth
- Réglages du port série : 1200 ~ 1382400 / N / 8/1
- Vitesse de transmission par défaut: 9600
- faible consommation : 3.3V @ 50mA
- Température de fonctionnement :  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$  ~  $55\text{ }^{\circ}\text{C}$
- Taille du module :  $32 \times 24 \times 9\text{ mm}$

La figure 2.19 montre la liaison entre le microcontrôleur et le module Bluetooth à travers les lignes T.X et R.X.

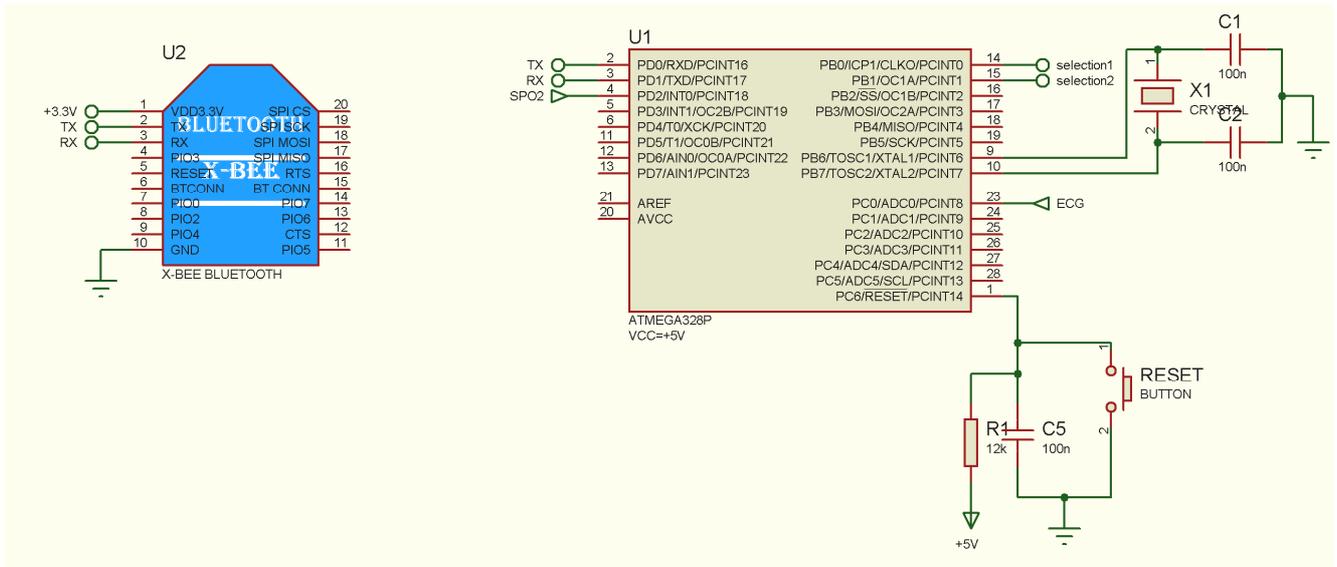


Figure 2.19 : Circuit de transmission Bluetooth

#### II.4. Conception logiciel :

Cette partie est consacrée à la représentation des différents environnements de programmation ainsi que la description des différents programmes et les organigrammes de gestion du système qu'on a développés au cours de ce travail.

##### II.4.1. La programmation du microcontrôleur :

L'environnement de développement Arduino est une application Java multi-plateforme (fonctionnant sur plusieurs système d'exploitation), servant d'éditeur de code et de compilateur, qui peut transférer directement le programme via de la liaison série asynchrone. Le langage de programmation est une variante du C/C++, allégée et restreinte à l'utilisation de la carte, à la manipulation de ses entrées/sorties et de ses bibliothèques associées [55].

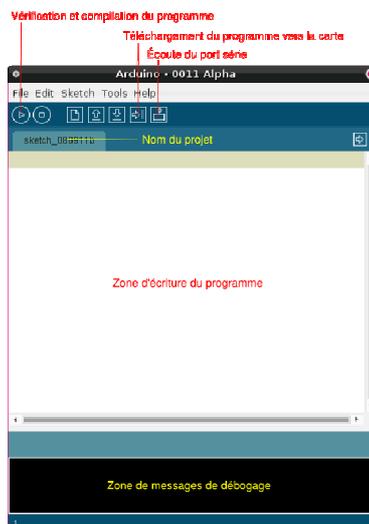


Figure 2.20 : L'environnement de programmation Arduino.

## II.4.2. Description du programme de gestion du système :

Le programme de gestion de notre système est formé d'un ensemble de sous programmes. Ce sont principalement :

- L'initialisation et la configuration du Port B (B0 et B1) comme sortie digital pour la commande des Leds rouge et infrarouge. Le programme sélectionne l'une des deux Leds rouge ou Infrarouge et allume pendant une durée de 10 secondes puis sélectionne et allume l'autre.
- Initialisation du Port A (A<sub>0</sub>) comme une entrée analogique pour l'acquisition du signal ECG
- Choix de la vitesse de transmission du port série.
- La séquence d'acquisition (la conversion analogique digitale du signal ECG)
- La transmission de l'information vers le Smartphone via le module Bluetooth en utilisant la communication série.

Ces différentes fonctions sont gérées par un programme principal dont l'organisation générale est décrite par la figure 2.21. Après la mise sous tension du système, le compteur d'instruction pointe sur l'adresse 0000H où se trouve l'instruction du saut au début du programme principal. Celui-ci est une suite d'appels aux sous programmes structurés dans un ordre adéquat. Cette technique est introduite afin d'éviter la duplication de la même séquence et la consommation inutile de beaucoup de cellules mémoires. Les données acquises seront transmises sous forme d'un pack contenant :

- 1- Les signaux ECG et PPG
- 2- Une routine d'interruption (figure 2.21 B) où le microcontrôleur détecte la fréquence de signal carré à la sortie du capteur TSL 235. Cette fréquence est proportionnelle au signal PPG.

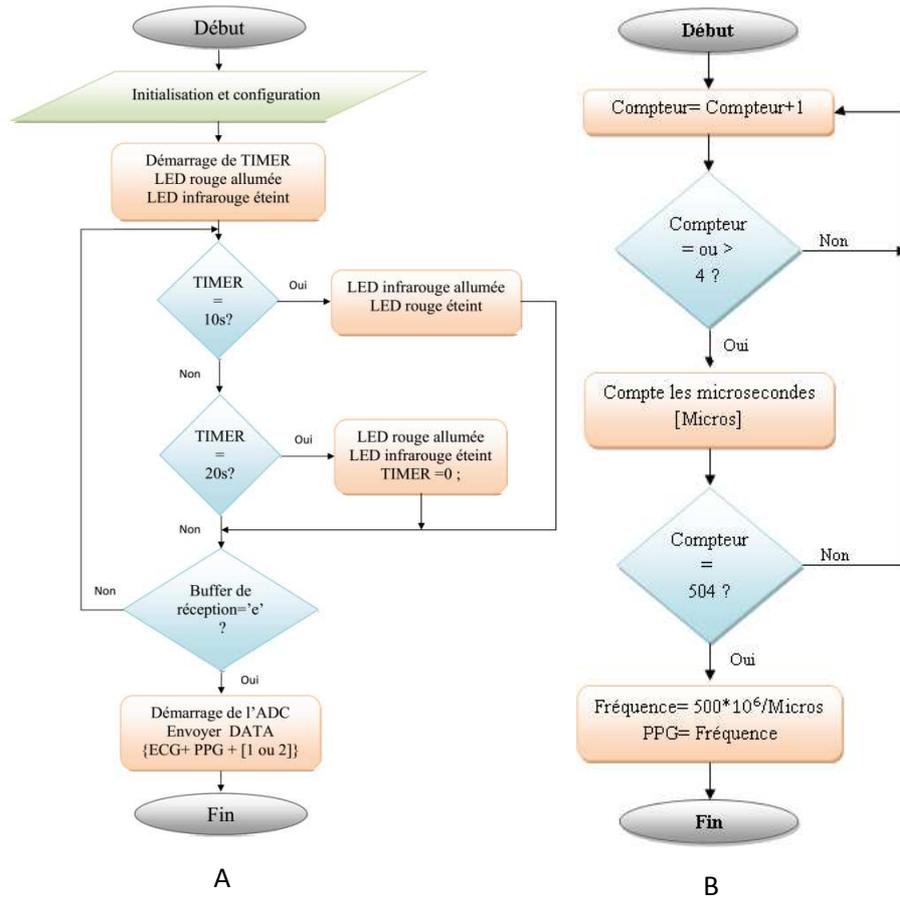


Figure 2.21 : A : Organigramme du programme principal- B : Organigramme de la routine d'interruption

### II.4.3. Développement des applications sous l'environnement Androïde :

Un Smartphone désigne un téléphone portable multifonctions qui a la capacité de naviguer sur Internet, lire des musiques et des films, équipé d'une puce GPS, d'un écran tactile, qui peut évoluer avec le temps à l'aide de mises à jour, et qui a la capacité de télécharger et d'installer de nouvelles applications. Dans notre cas nous avons utilisé le Smartphone galaxie SII Samsung [57].

#### II.4.3.a. Les principaux systèmes d'exploitation des Smartphones :

- **Symbian** : initialement racheté et développé par NOKIA, il est devenu "open source" depuis octobre 2009 [57].
- **BlackBerry OS** : Sa principale caractéristique réside dans son système multitâche, surtout connu pour son support natif des e-mails permettant une synchronisation complète avec les messageries d'entreprises. BlackBerry présente de multiples avantages comme le device management, la faible consommation data, un usage intuitif des réseaux sociaux. Bénéficiant d'une forte appropriation dans le monde des entreprises, BlackBerry propose néanmoins une gestion facile des usages Pro/Perso [57].

- **Windows Phone** : Microsoft propose depuis fin 2011 une nouvelle évolution de son système d'exploitation avec la version Windows Phone 7.5. Si la navigation au doigt et le clavier virtuel en sont ses premières caractéristiques, notez aussi que WinDev mobile est intégré pour le développement des applications. Ses principaux atouts ? Une meilleure gestion du multitâches, des widgets, une navigation Internet visuelle, fluide et plus performante, une **intégration native** d'Exchange et Sharepoint. Cependant, on peut regretter une incompatibilité avec Flash, une synchronisation PC obligatoire via Zune ou encore **peu d'applications** sur le Market place [57].
- **iOS (iPhone)** : iOS constitue la base même de l'iPhone : une interface intuitive, de remarquables fonctionnalités et une réelle stabilité. Et le système d'exploitation d'Apple, vient de bénéficier d'une mise à jour majeure iOS 5. Si sa notoriété, son ergonomie, la richesse du catalogue des applications, la sécurité des données et ses possibilités d'intégration au SI des entreprises sont des avantages avérés, iOS présente néanmoins des inconvénients comme son système propriétaire fermé, sa consommation data importante, une incompatibilité avec Flash [56].
- **Androïde** : Le système "open source" de Google est un système d'exploitation fondé sur un noyau Linux et développé de façon à pouvoir intégrer/gérer nativement les applications et services Google existants (Gmail, GoogleMaps, Google Calendar, Youtube, etc...). Son principal avantage, la richesse de gammes des smartphones tant au niveau des constructeurs que des prix, en fait aussi son principal inconvénient : **versionning fréquent**, intégration hétérogène des versions OS selon les constructeurs. A noter aussi l'intégration encore inexploitée des fonctionnalités entreprise [57].

#### II.4.3.b. Différentes versions de l'Androïde :

Les versions se succèdent rapidement et les changements qui les accompagnent sont souvent conséquents en termes de nouvelles fonctionnalités et d'améliorations. Cependant, ces évolutions n'ont pas toujours été sans impact sur le bon fonctionnement et la compatibilité des applications entre versions [57]. La figure suivante présente les différentes versions d'Androïde.



Figure 2.22 : Les différentes versions de l'OS Androïde.

- **Une architecture autour du noyau Linux:**

L'Android est conçue pour des appareils mobiles au sens large. Nullement restreinte aux téléphones, elle ouvre d'autres possibilités d'utilisation des tablettes, des ordinateurs portables, des bornes interactives, des baladeurs.[57]

La plate-forme Android est composée de différentes couches :

- un noyau Linux qui lui confère notamment des caractéristiques multitâches ;
- des bibliothèques graphiques, multimédias ;
- une machine virtuelle Java adaptée : la Dalvik Virtual Machine;
- un framework applicatif proposant des fonctionnalités de gestion de fenêtres, de téléphonie, de gestion de contenu... ;
- des applications dont un navigateur web, une gestion des contacts, un calendrier...

Les composants majeurs de la plate-forme Android sont résumés sur le schéma suivant (traduit de la documentation Google). [57]

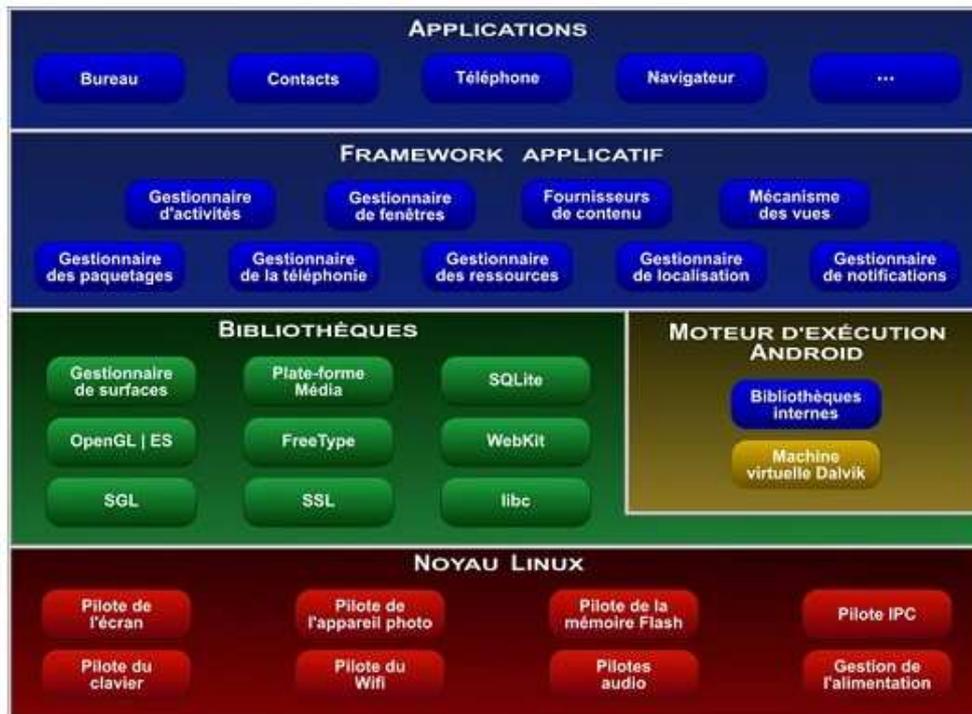


Figure 2.23 : Les composants d'Androïde.

**II.4.4. Description des différentes applications :**

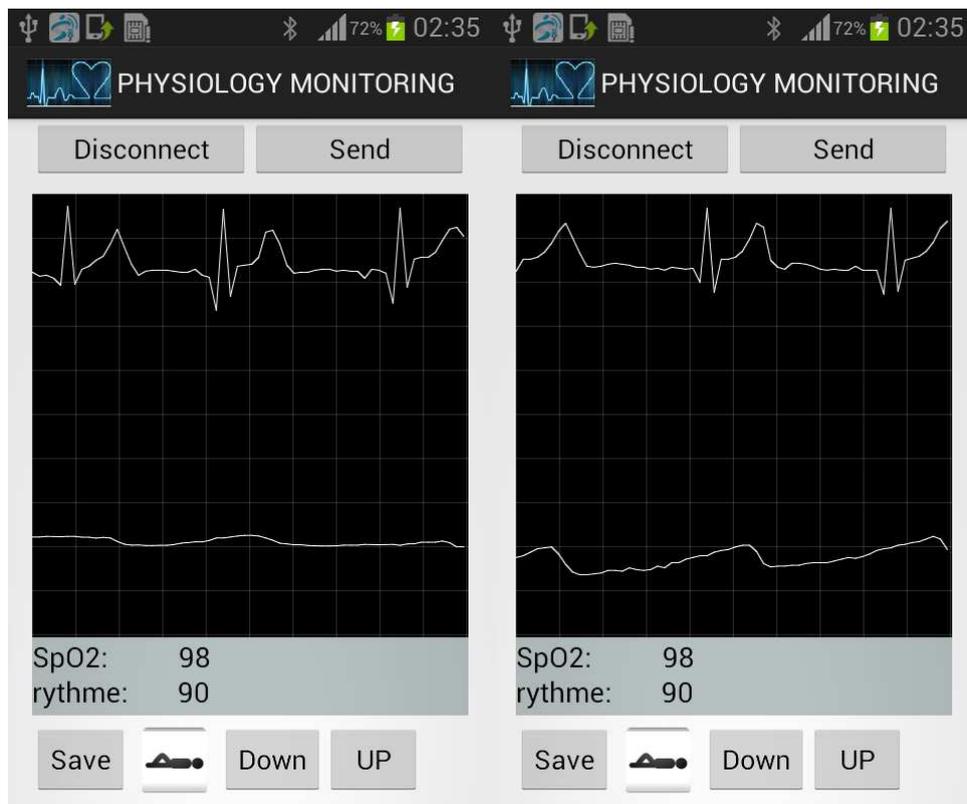
Après avoir effectué l'acquisition du signal ECG et PPG, les données sont transférées via le module Bluetooth vers le Smartphone. Le Smartphone constitue dans ce travail un outil de visualisation et de transfert de l'information vers le médecin. Comme le montre la figure 2.24 l'application développée sous androïde permet d'afficher et de visualiser plusieurs paramètres et cette interface contient :

- Un espace graphique pour tracer les signaux
- Des boutons (**start** qui permet de démarrer l'échange des données entre le Smartphone et la carte d'acquisition ; **Disconnect** : permet d'arrêter et de déconnecter

la communication ; **Save** : se charge d'enregistrer les informations (ECG, PPG (R et IR), la fréquence cardiaque et la saturation en oxygène)

- Une fenêtre permet de montrer la position du patient en exploitant l'accéléromètre 3 axes du Smartphone. Cette application indique si le patient est couché (coté gauche, coté droit, dos, ventre), assis, debout ou entrain de marcher.

- L'application utilise la camera du téléphone pour l'analyse des urines.



**Figure 2.24 :** Application du monitoring des paramètres physiologiques.

#### II.4.4.a. Description détaillée de l'application

Lorsque l'application est lancée, le Smartphone active le Bluetooth s'il n'est pas activé ; cherche les périphériques Bluetooth ; ensuite il se connecte avec le X-bee Bluetooth.

Le click sur le bouton Start assure le démarrage de l'échange des données (ECG+PPG) de la carte d'acquisition vers le Smartphone. Lorsque le Smartphone reçoit les deux signaux PPG rouge et infrarouge, il détecte la valeur max et la valeur min des deux signaux PPG-R et PPG-IR pendant une durée de 20 secondes (c à d 10s pour le signal PPG-R et 10s pour le signal PPG-IR), enfin il calcule le SPO2. Le programme détecte les pic de signal ECG ensuite calcule la durée de 10 pic (c à d la durée de 10 battement cardiaque) puis détermine la fréquence cardiaque. Les deux signaux ECG et PPG sont visualisés sur l'interface graphique. La figure 2.25 présente l'organigramme du programme de cette application.

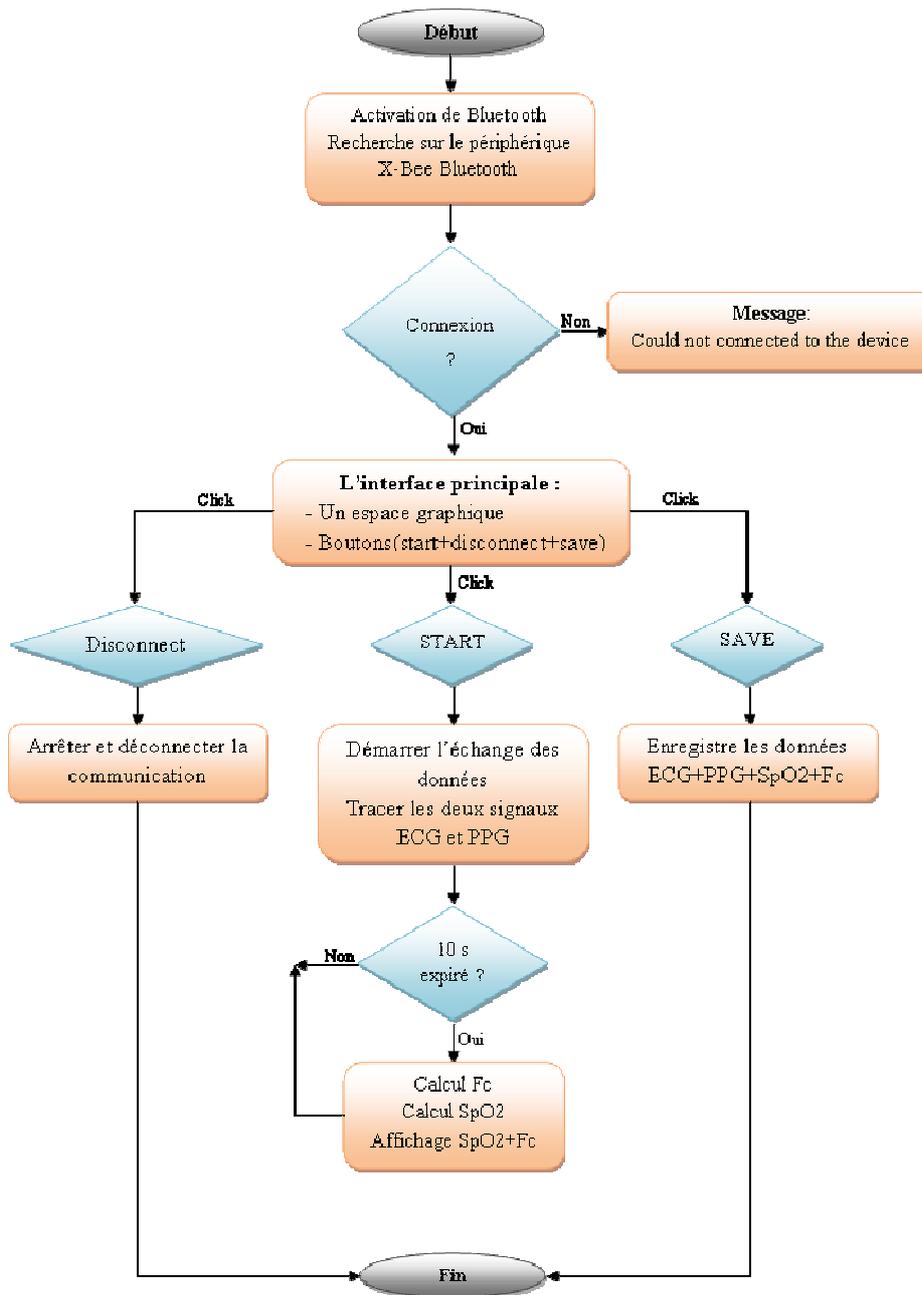


Figure 2.25 : L'organigramme de l'application PATIENT PHYSIOLOGY MONITORING

#### II.4.4.b. Détection du mouvement du patient :

L'application utilise un capteur d'accélération à trois axes, ce capteur est intégré dans le Smartphone. L'application est une interface qui contient :

- un espace graphique pour tracer la variation des trois axes capté par l'accéléromètre
- des boutons (start : activer l'accéléromètre et tracer les informations ; stop : désactiver le fonctionnement de l'accéléromètre ; continue : pour continuer le fonctionnement save : enregistrer les informations sur la mémoire interne de téléphone)



**Figure 2.26:** Application PATIENT MOVEMENT MONITORING.

Le click sur le bouton **START**, le programme trace les trois signaux de l'accélération X, Y et Z. Au même temps, le programme contrôle les changements bruts d'accélération, donc s'il y a un changement (qui dépasse un seul réglé par l'expérience) suivante par un repos pendant 5 secondes.

A la fin de la durée une alarme va se déclencher. Si le patient n'arrête pas l'alarme, pendant 15 secondes un message SMS d'urgence envoyé au service d'urgence ou une personne proche (voir la figure précédant). Le message SMS contient la position de patient qui a été déterminée par le GPS de Smartphone.

Le click sur le bouton **SAVE** donne un ordre pour l'enregistrement des données sur la mémoire interne de Smartphone, sous la forme d'un fichier texte \*.txt.

La figure 2.27 représente l'organigramme du programme de l'application.

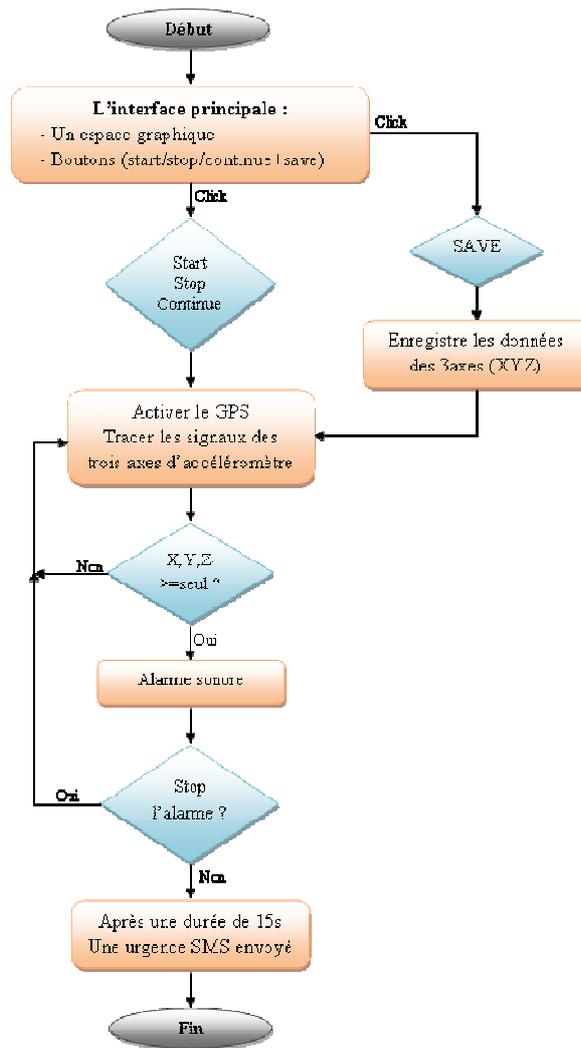


Figure 2.27 : Organigramme de gestion du mouvement du patient.

#### II.4.4.c. Test des urines du patient :

Afin d'exploiter toutes les fonctions du Smartphone pour la surveillance de l'état du patient, nous proposons une application qui utilise la camera du téléphone pour l'analyse des urines.

Le patient prend une photo de la bandelette qui a été déjà préparée. Par un glissement du doigt sur l'écran pour sélectionner la zone de la bandelette, Le programme divise cette zone en dix parties et traite chaque une d'elles en détectant la couleur de chaque morceau. Puis compare avec les couleurs standards préenregistrées pour donner le résultat final de l'analyse et on détermine les paramètres chimiques d'urine.

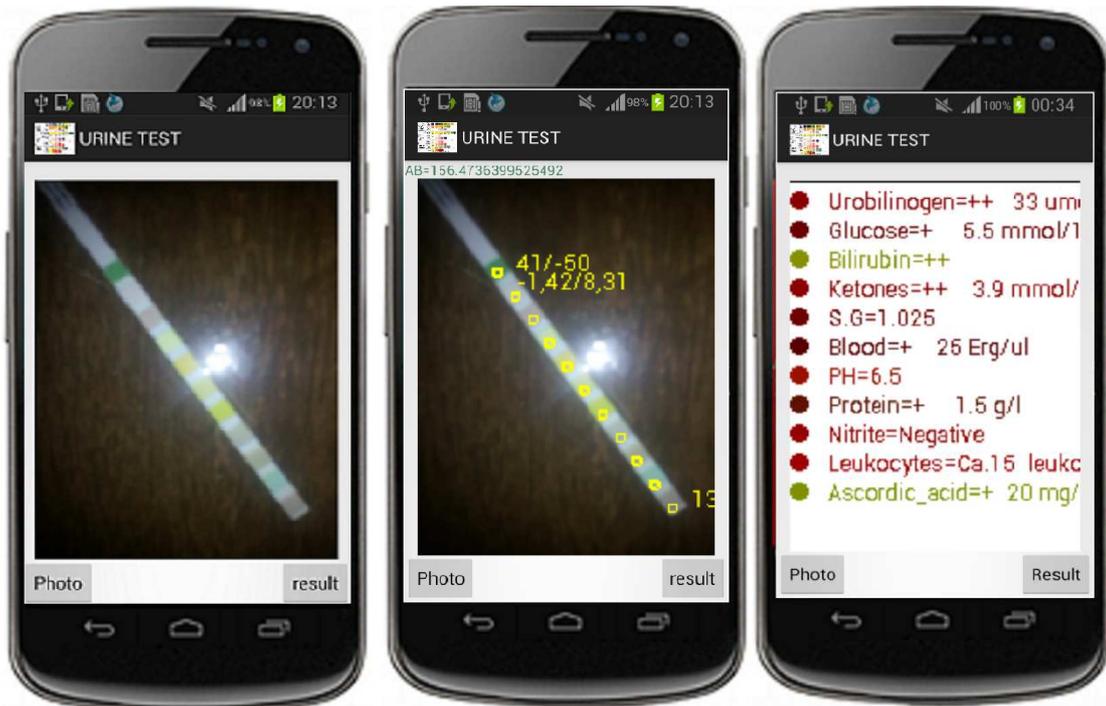


Figure 2.28 : Photo du Smartphone montrant les résultats de l'analyse des urines.

## II.5. Conclusion :

Cette partie contient une description générale du système réalisé. Suivie par une description détaillée des différents étages le constituant. Cette description, nous a permis de convertir les données physiologiques en données électriques (i.e. : l'activité électrique du cœur et le taux d'O<sub>2</sub> dans le sang).

La description de la partie logiciel, la programmation du Smartphone, du microcontrôleur Atmega 328 et la communication entre le Smartphone et la carte d'acquisition a été montré. Dans ce qui suit nous allons présenter les différents tests effectués in situ sur des malades et des sujets sains.

## Chapitre III :

# Développements, Réalisation et Visualisation des Résultats

### III. DEVELOPPEMENTS, REALISATION ET VISUALISATION DES RESULTATS :

#### III.1. Introduction :

Dans les deux chapitres précédents nous avons présenté la conception matérielle et logiciel de notre travail. Dans cette partie, nous allons présenter la réalisation pratique du système avec les différents tests effectués sur des sujets sains et malades.

#### III.2. Présentation de la maquette réalisée :

La figure 3.1 représente le schéma électrique global de notre système. Nous l'avons réalisée avec la technique double face en utilisant le logiciel Proteus 8 Professional. La figure 3.2 et 3.3 montre la photo finale de notre projet.

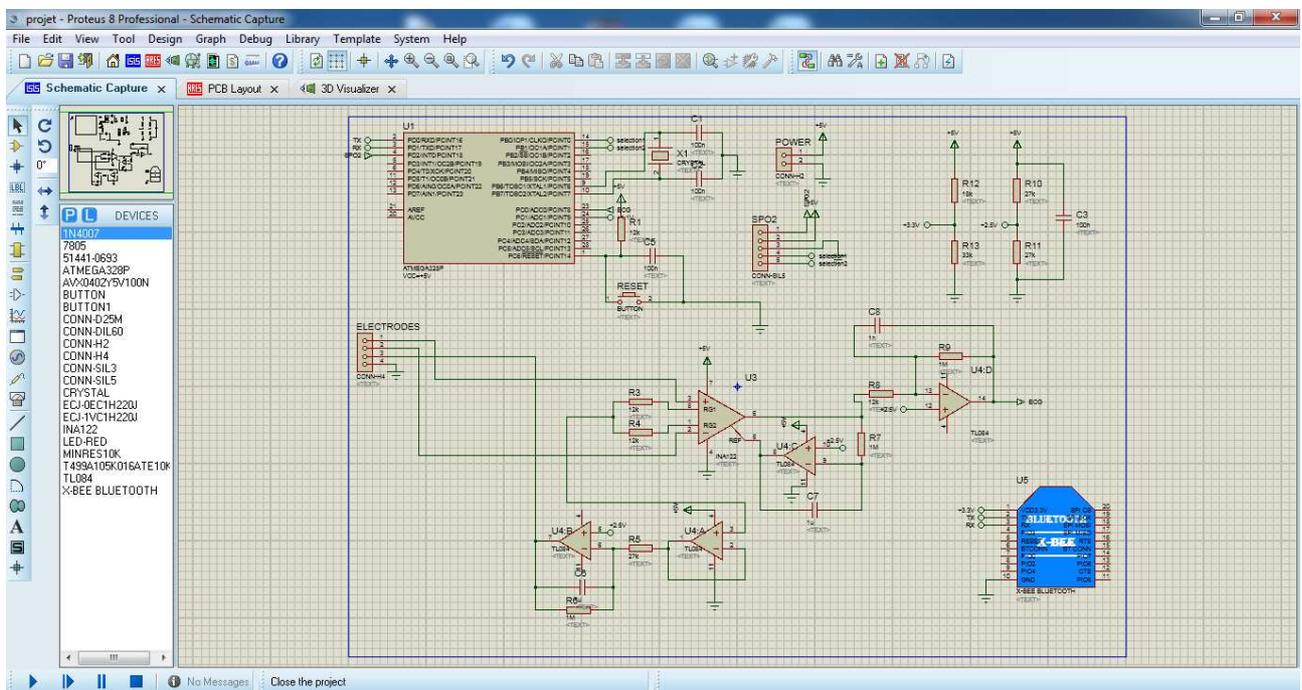


Figure 3.1 : Circuit complète de la carte d'acquisition et de transmission.



Figure 3.2 : PCB de la carte d'acquisition et de transmission.



Figure 3.3 : la carte d'acquisition et de transmission

### III.2.1. Consommation électrique de système :

La carte d'acquisition et de transmission est alimentée par une source de tension 3.8V ayant une puissance de 1.78Wh. Nous avons à cet effet utilisé une batterie de type Lithium Ion de Samsung Galaxy S5.



Figure 3.4: Batterie Lithium-ion de Samsung galaxy S5.

Les batteries au lithium-ion sont présentes dans la plupart de nos appareils électroniques. Ordinateur portable, Smartphone en passant par la tablette.

Le Li-ion a plusieurs avantages par rapport aux anciennes technologies : une meilleure capacité, une décharge moins rapide et la suppression de l'effet mémoire. Les accumulateurs li-ion actuels possèdent une durée de vie comprise entre 500 et 1000 cycles de recharge. [60]

L'effet mémoire des batteries Li-ion a totalement été supprimé. Ce dernier pouvait intervenir sur les batteries NiCd et NiMH. Il fallait que ces dernières soient déchargées régulièrement jusqu'à un certain pourcentage (par exemple 25%) avant d'être à nouveau rechargées.

Etant donné qu'un cycle est décompté uniquement lorsqu'une décharge/recharge complète est effectuée, la batterie ne sera pas affectée par des petits coups de recharge. [60]

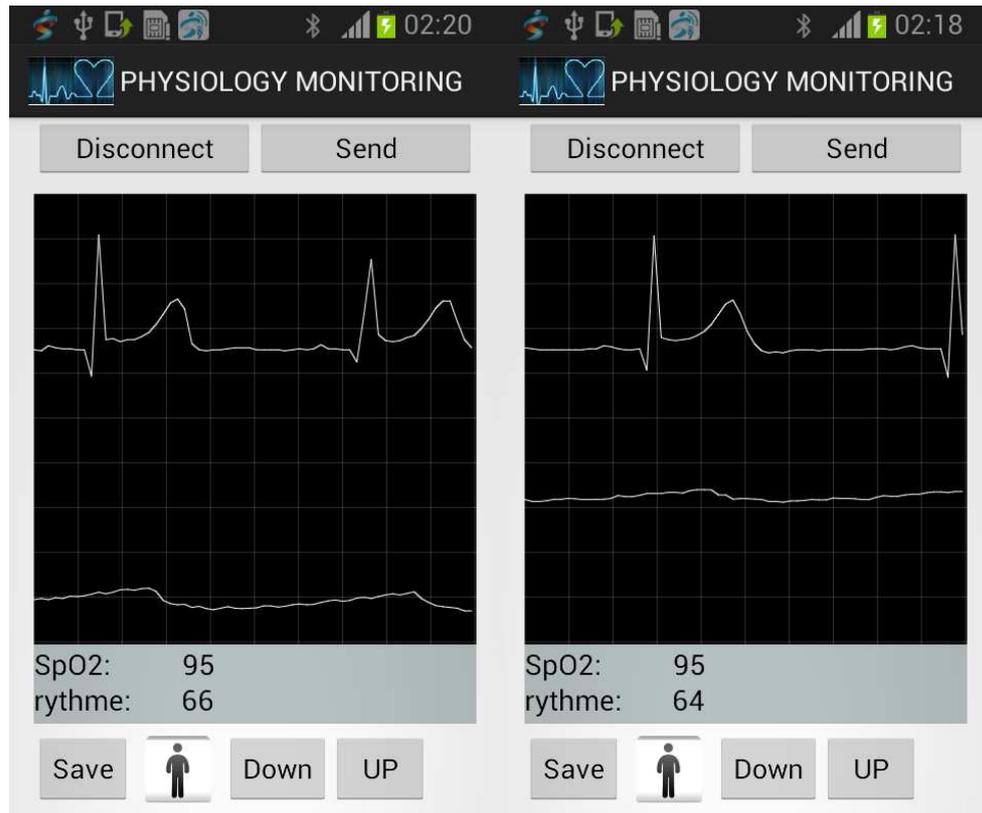
La consommation de la carte d'acquisition et de transmission est illustrée dans le tableau suivant :

Consommation au repos (sans transmission avec le Smartphone)	Sans Bluetooth		Avec Bluetooth	
	Le courant (mA)	La durée de fonctionnement maximale (heure)	Le courant (mA)	La durée de fonctionnement maximale (heure)
	26 mA	109 heures	65-66 mA	43 heures
Consommation pendant la transmission avec le Smartphone	Le courant (mA)		La durée de fonctionnement maximale (heure)	
	70-74 mA		38-40.5 heures	

### III.3. Résultats expérimentaux :

#### III.3.1. Premier test pratique :

Des essais consistent à vérifier le bon fonctionnement de notre système et à étalonner nos capteurs. Cette tâche a été effectuée au niveau du laboratoire Lampa (université UMMTO Algerie) sur un sujet sain. La figure 3.5 représente le résultat de la mesure simultanée de l'ECG et PPG sur l'écran d'un Smartphone (Samsung galaxie s2).



**Figure3.5** : une photo de l'écran de Smartphone.

Les informations physiologiques sont enregistrées dans la mémoire interne de Smartphone. L'enregistrement a une durée de 1 minute (60secondes) et contient les informations suivantes :

- **Le signal ECG** : L'enregistrement de ce signal est illustré dans la figure 3.6
- **Le signal PPG** : A partir de la figure 3.7, on peut voir le changement entre l'absorption de la lumière rouge et l'infrarouge.
- **Les valeurs de SpO2** : la figure 3.8 présente la variation de la saturation d'oxygène
- **Les valeurs de la fréquence cardiaque** : la figure 3.9 donne le détail sur le changement de la fréquence cardiaque.

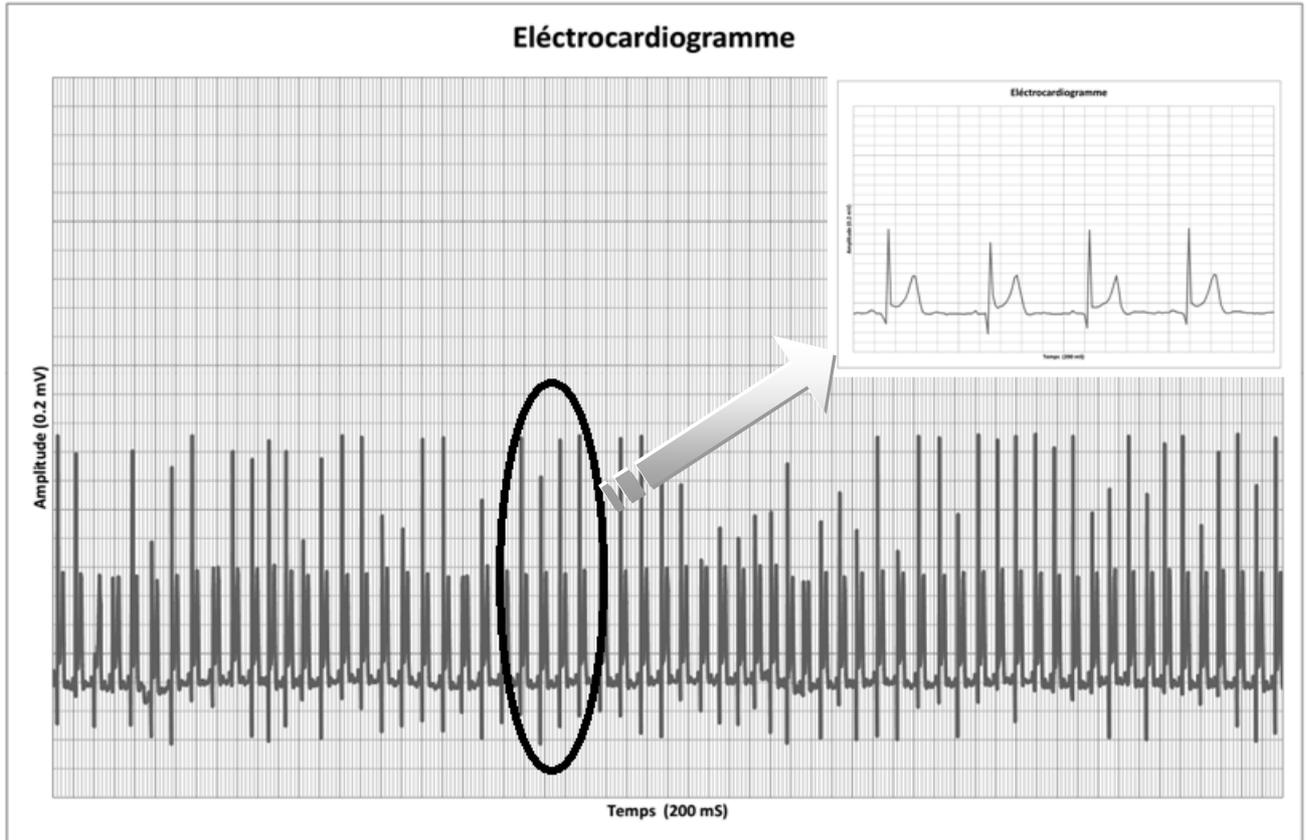


Figure 3.6 : L'enregistrement de signal électrocardiogramme.

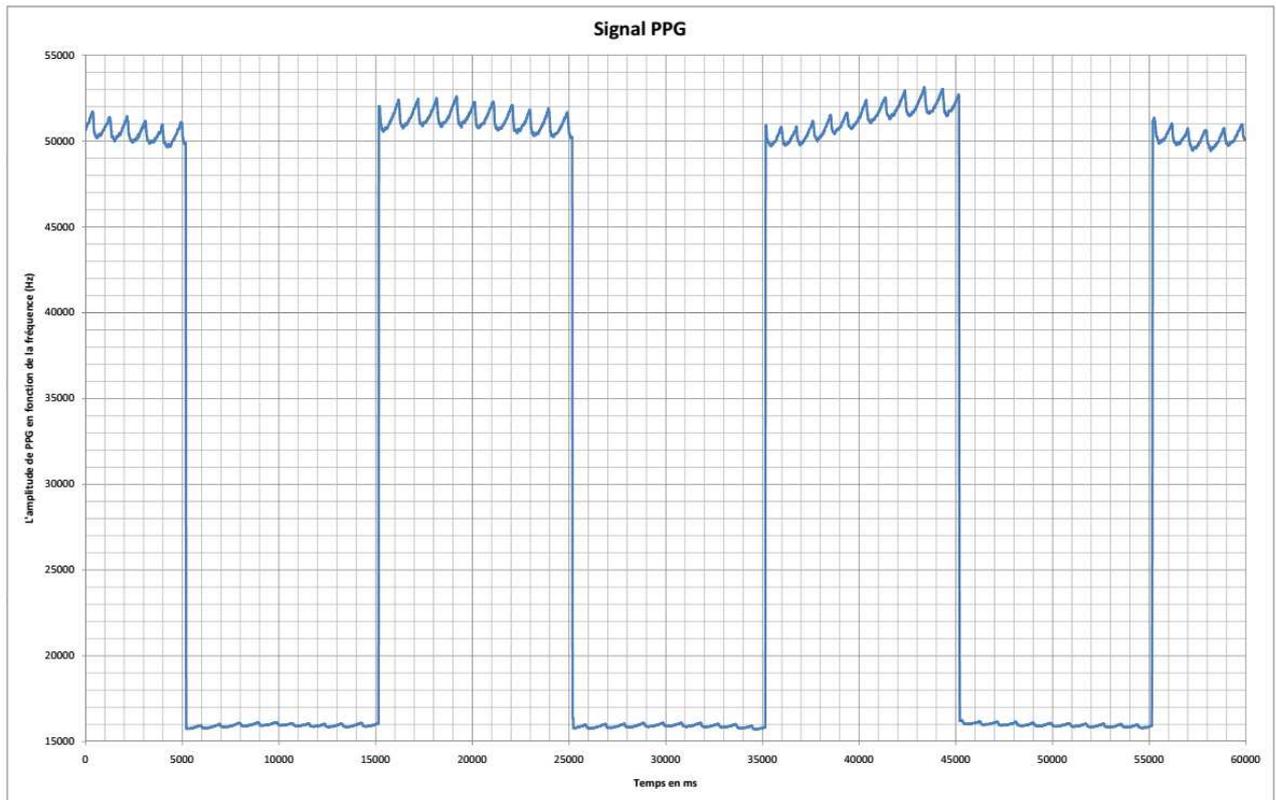


Figure 3.7 : L'enregistrement de signal Photopléthysmographie

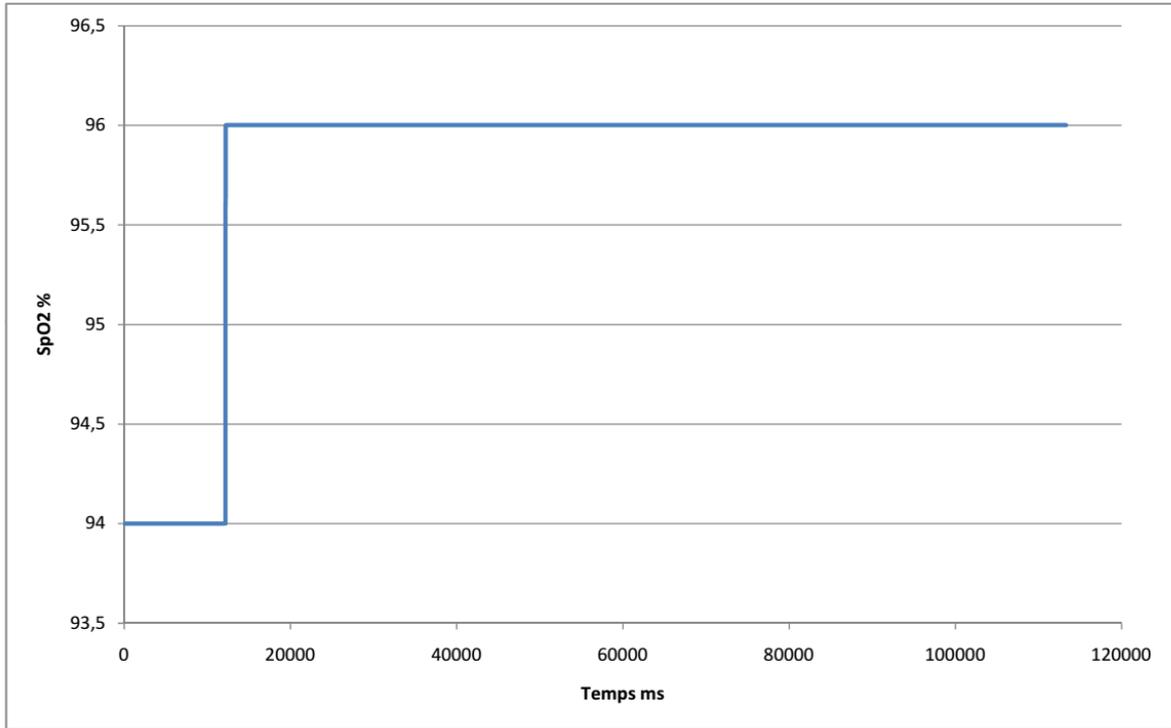


Figure 3.8 : la variation de la saturation d'oxygène

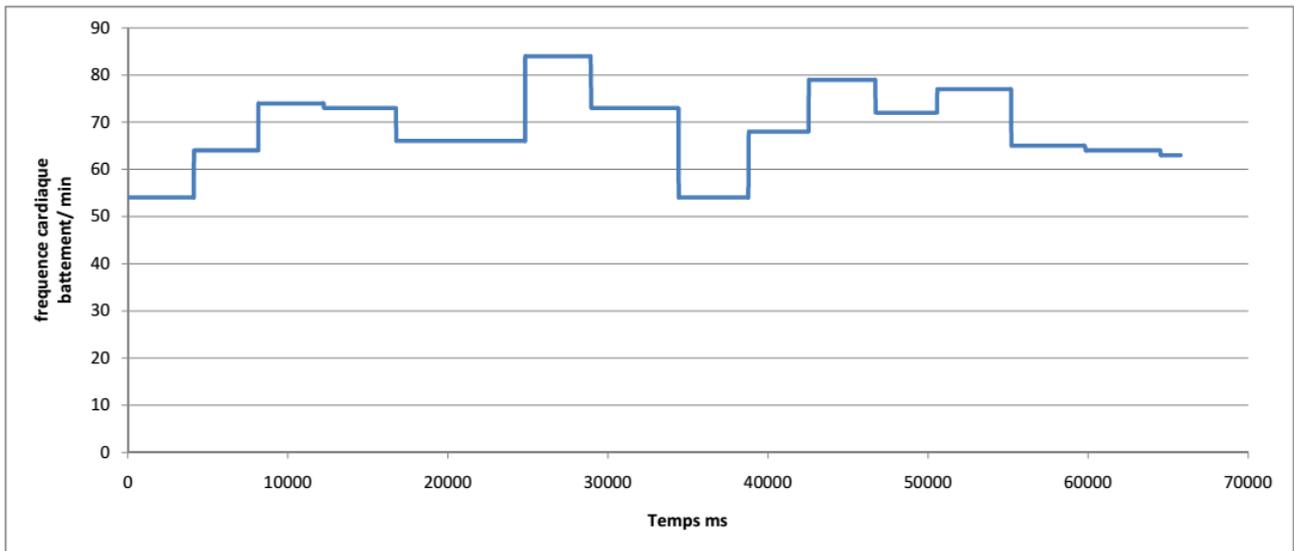


Figure 3.9 : La variation de la fréquence cardiaque.

En plus nous avons effectué un enregistrement du signal électrocardiogramme pour des diverses dérivations. En effet avec l'utilisation de 3 électrodes, nous avons enregistré le signal ECG pour les différentes dérivations. Nous avons procédé à un changement manuel de l'emplacement de ces électrodes.

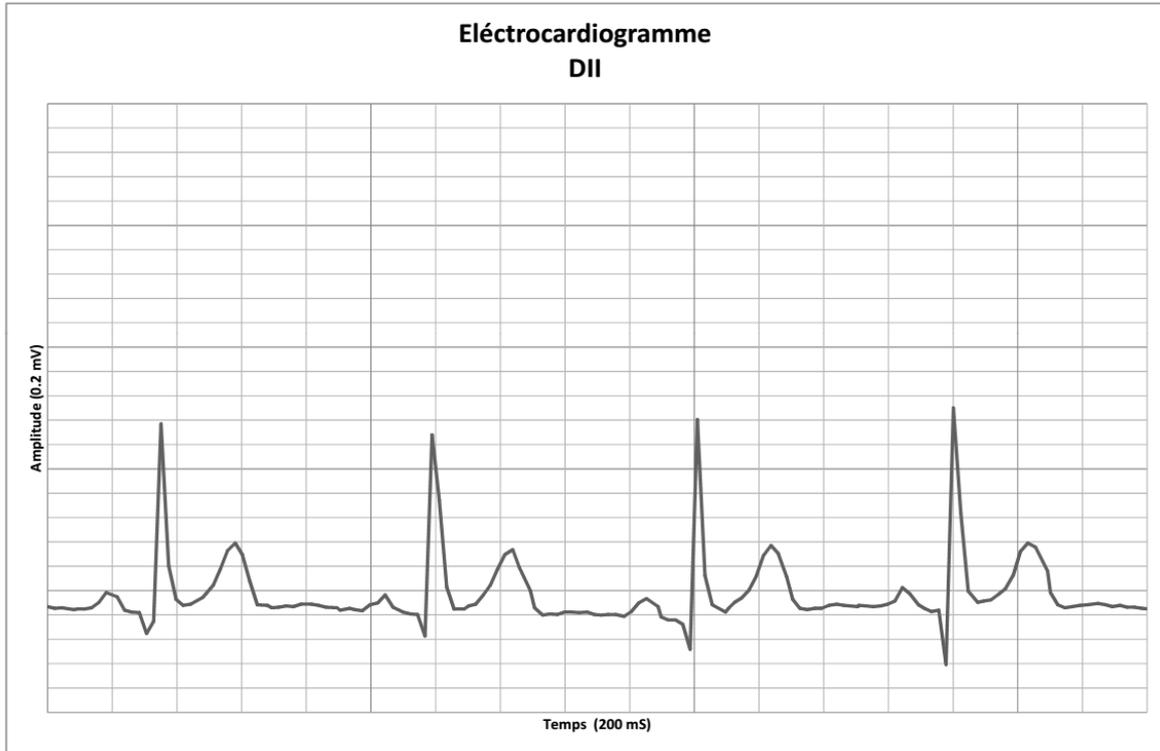


Figure 3.10 : le signal ECG DII.

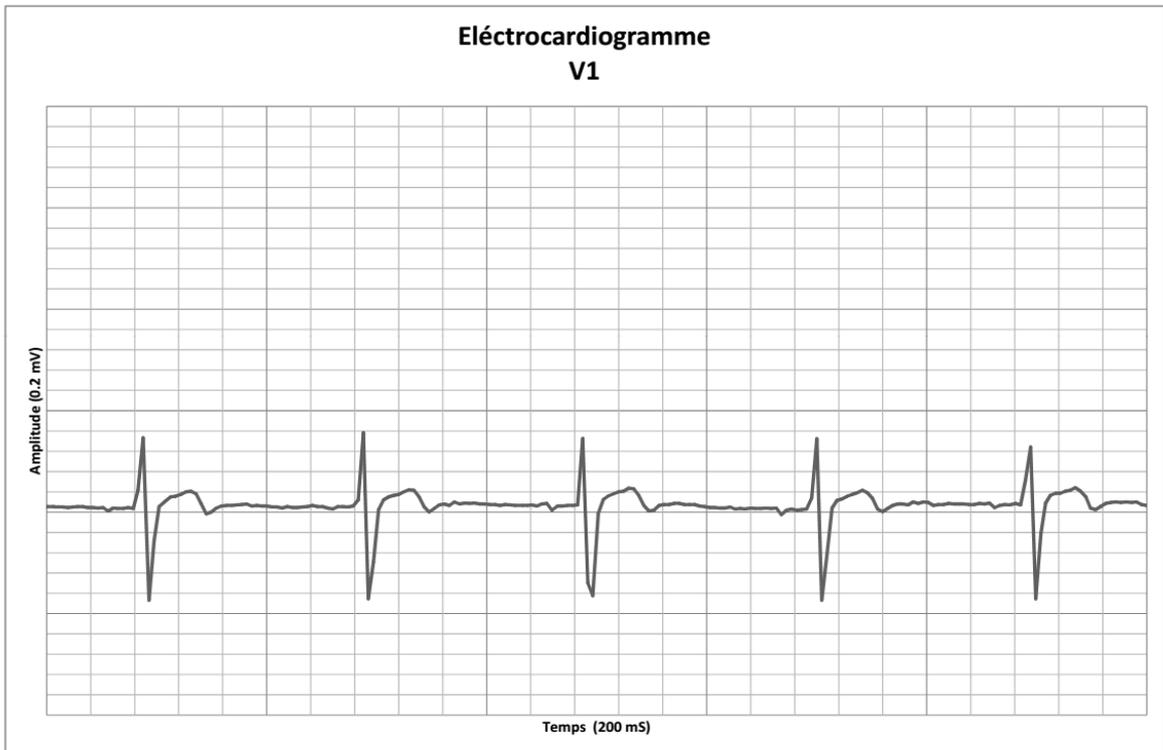
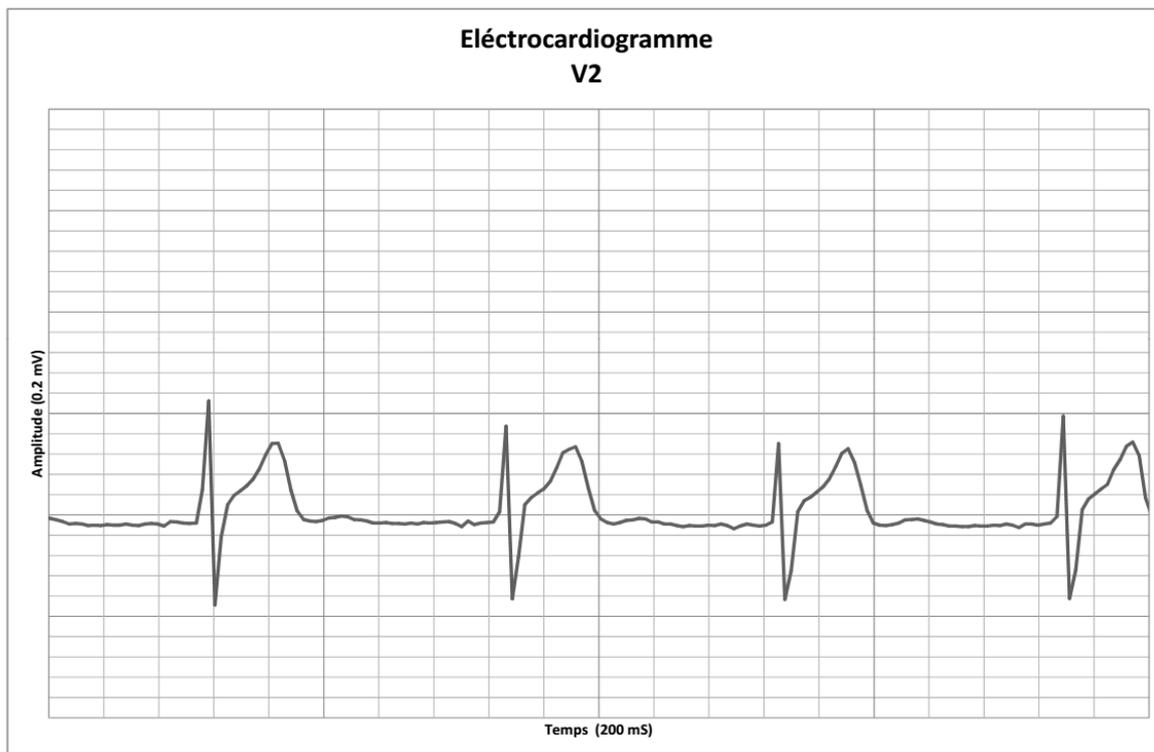
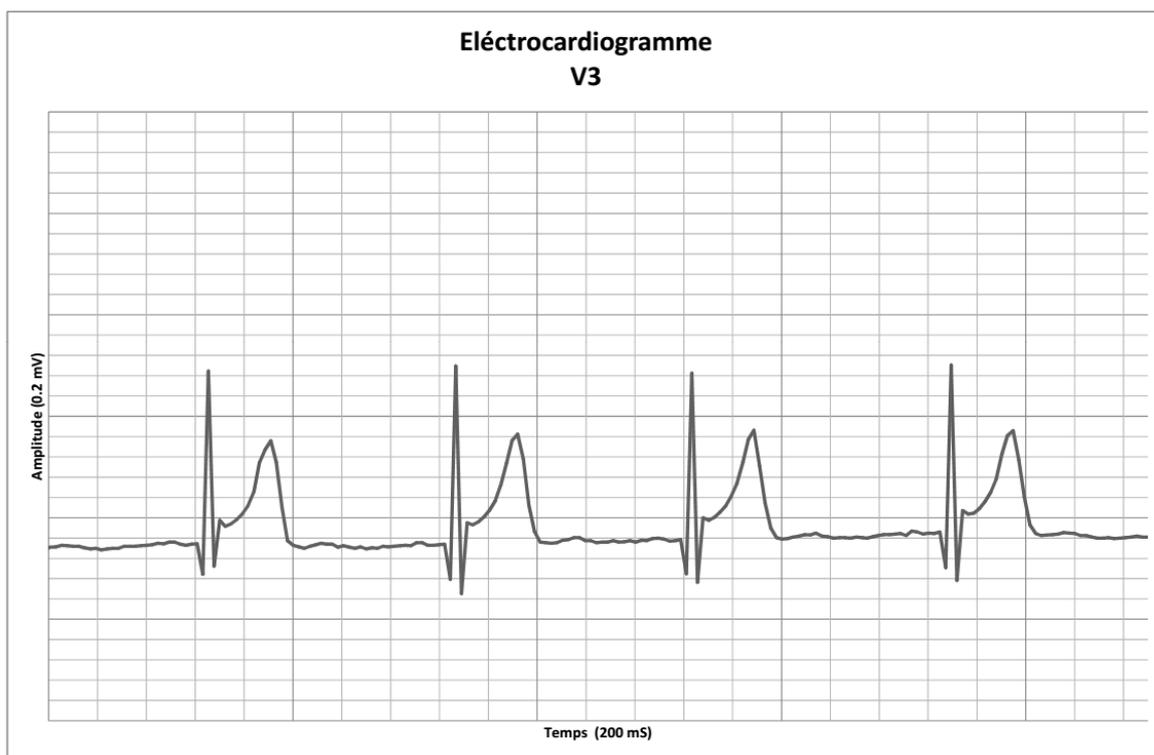


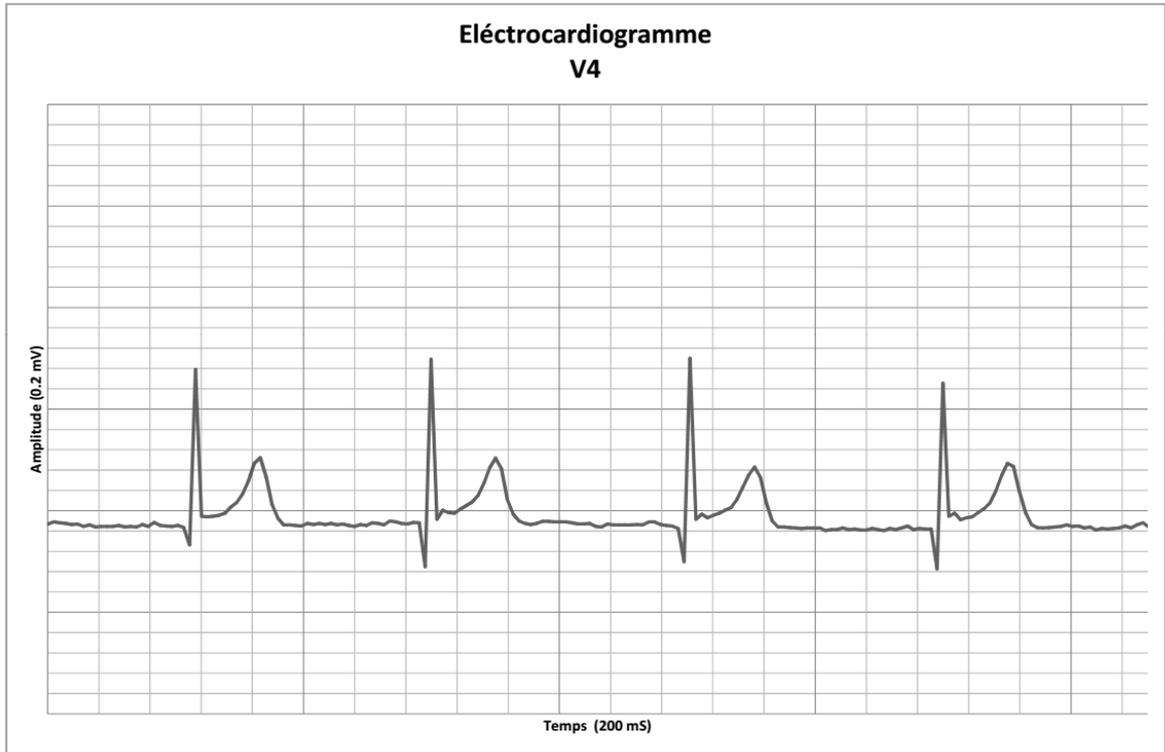
Figure 3.10 : le signal ECG V1.



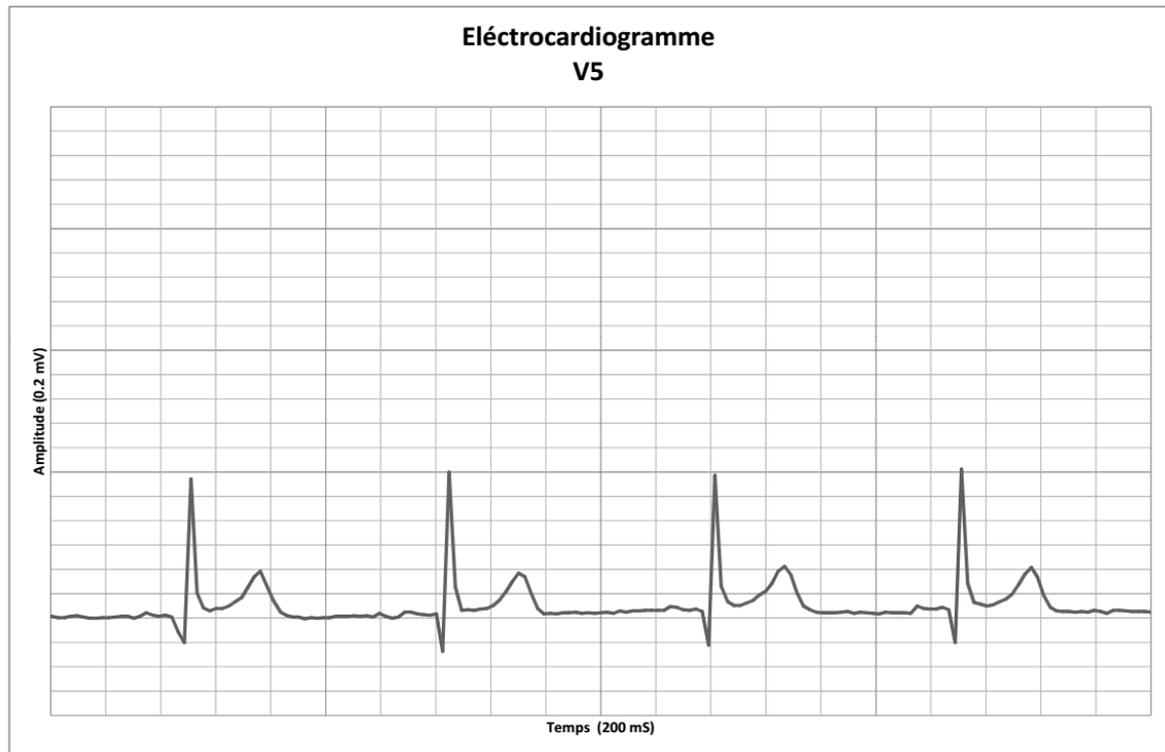
**Figure 3.11** : le signal ECG V2.



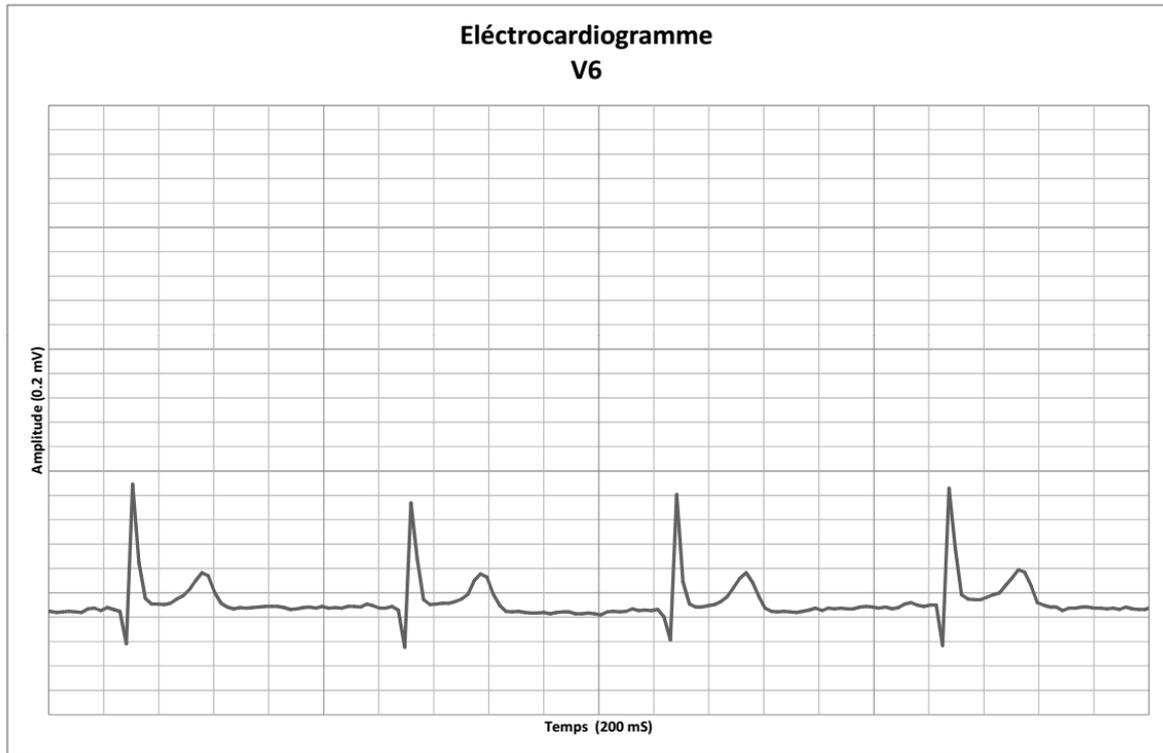
**Figure 3.12** : le signal ECG V3.



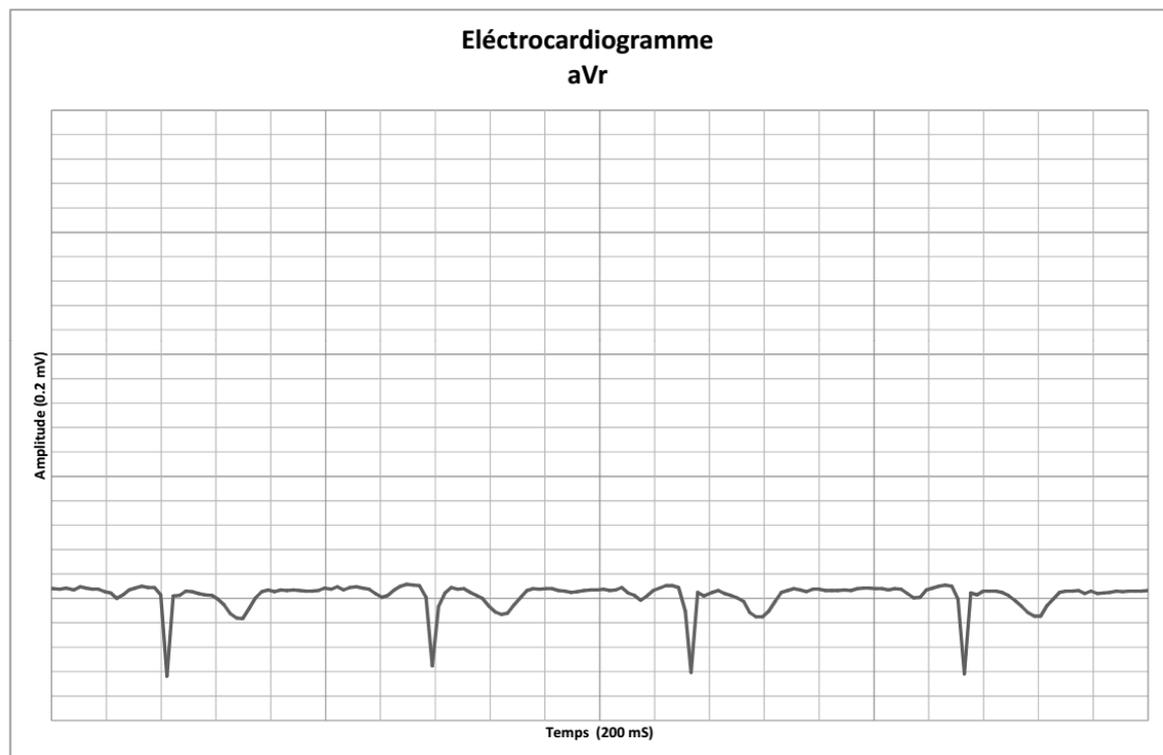
**Figure 3.13** : le signal ECG V4.



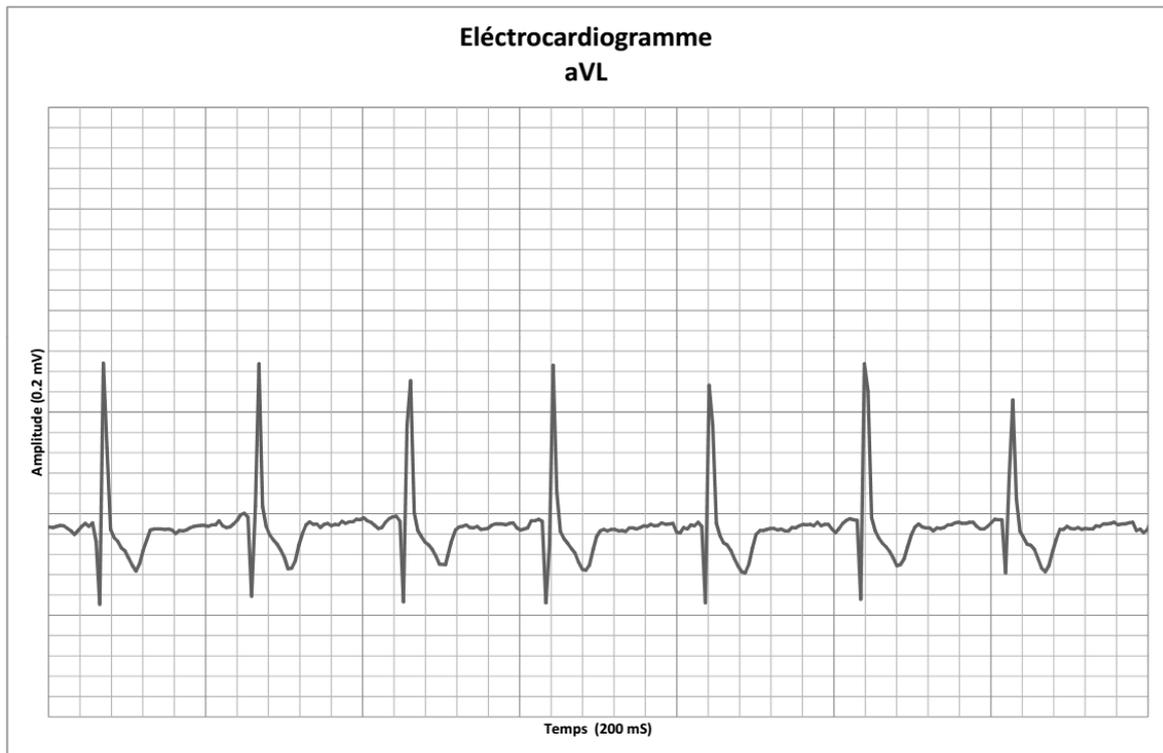
**Figure 3.14** : le signal ECG V5.



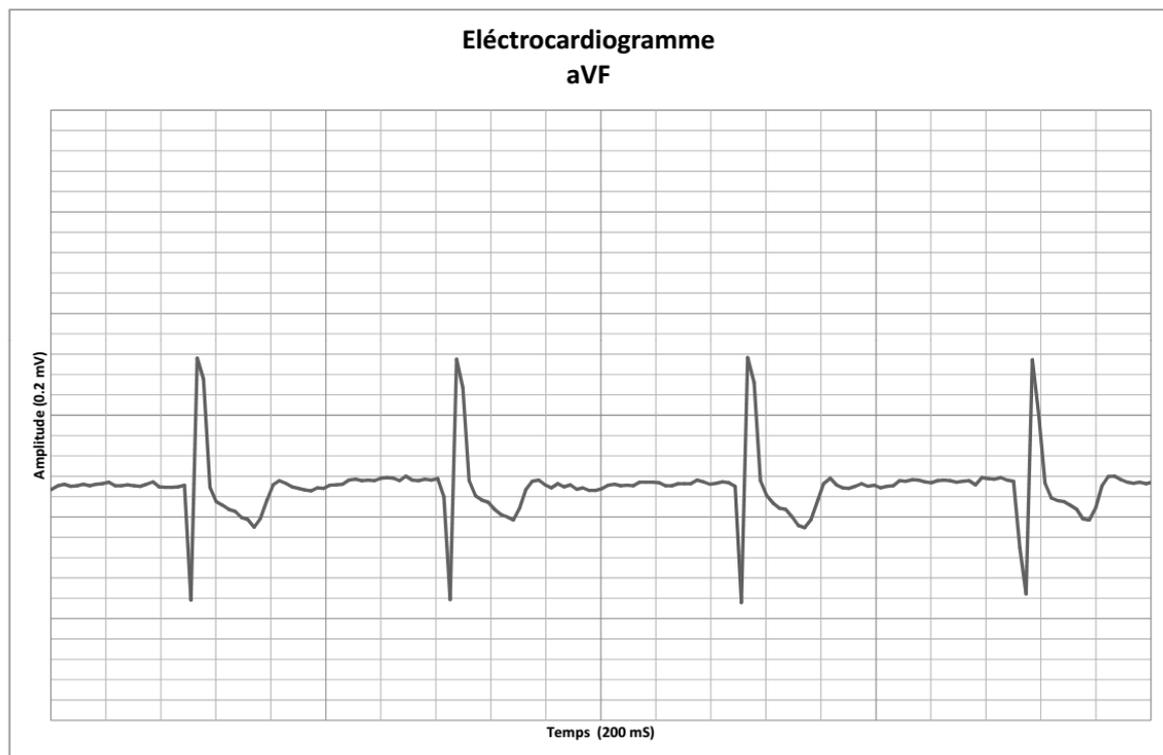
**Figure 3.15** : le signal ECG V6.



**Figure 3.16** : le signal ECG aVR.



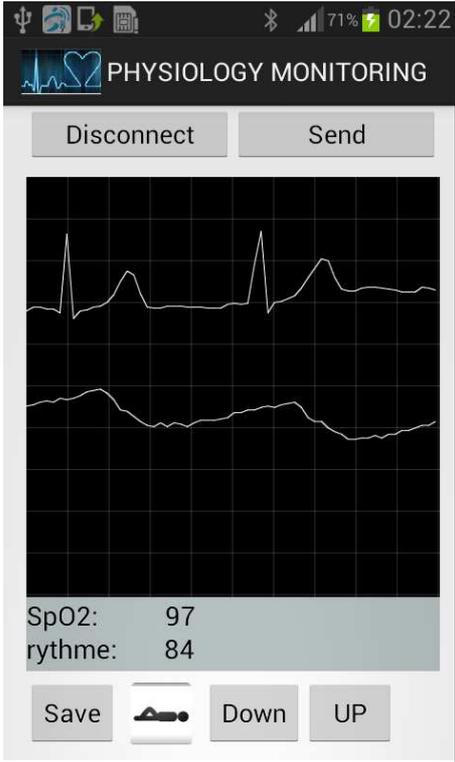
**Figure 3.17** : le signal ECG aVL.



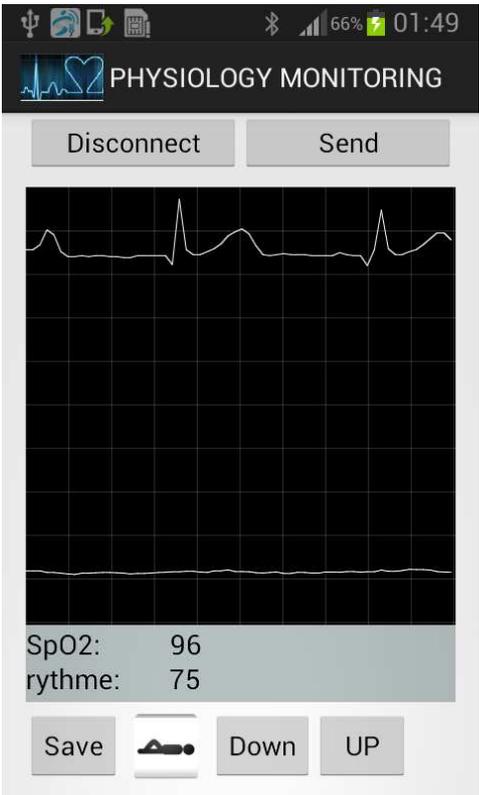
**Figure 3.18** : le signal ECG aVF.

### III.3.2. Deuxième test pratique :

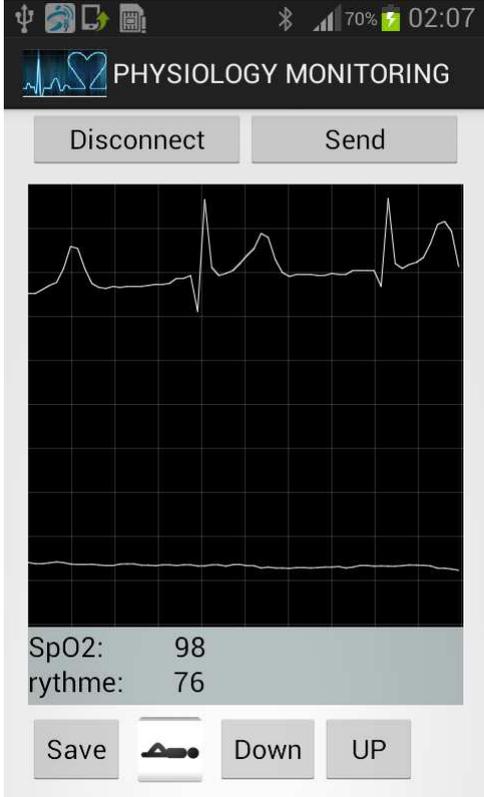
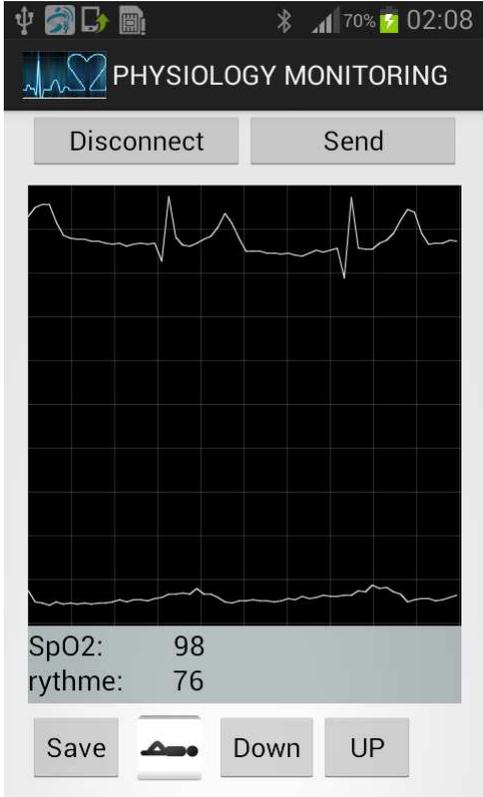
Cet examen montre une extension du premier test sur cinq sujets différents (âge, sexe, poids et taille) que nous avons pris comme échantillons. Le premier sujet qu'on a examiné est une dame (âge 48 ans, poids 70Kg, taille 1.75m). La saturation en oxygène obtenu est 97 % et la fréquence cardiaque est de 84 battement/minute position allongée. Les résultats sont récupérés sur l'écran du Smartphone (Samsung galaxie s2).

Sujet 1	Signal ECG, PPG ROUGE	Signal ECG+PPG INFRAROUGE
Personne normale		
Age :48 ans		
Poids : 70kg		
Taille : 1.75m		
Sexe : Féminin		
	<b>SpO2 : 97%</b> <b>Rythme : 84 battement/minute</b>	<b>Position : Coucher sur le dos</b>

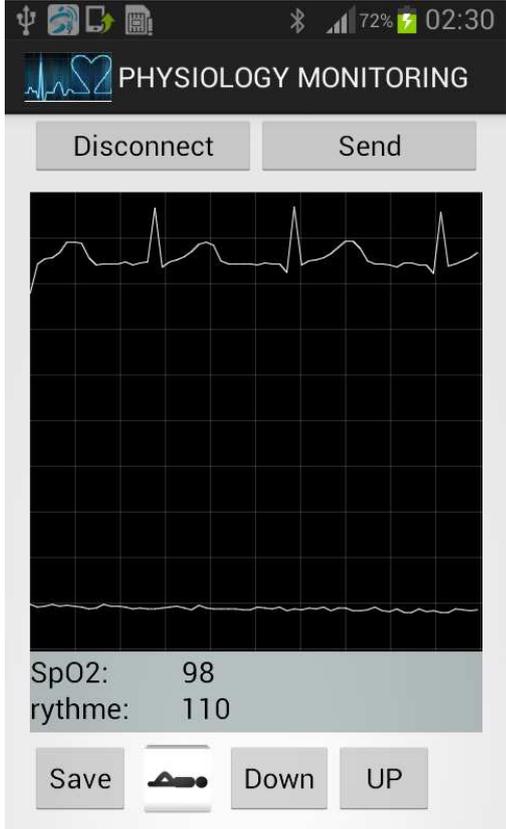
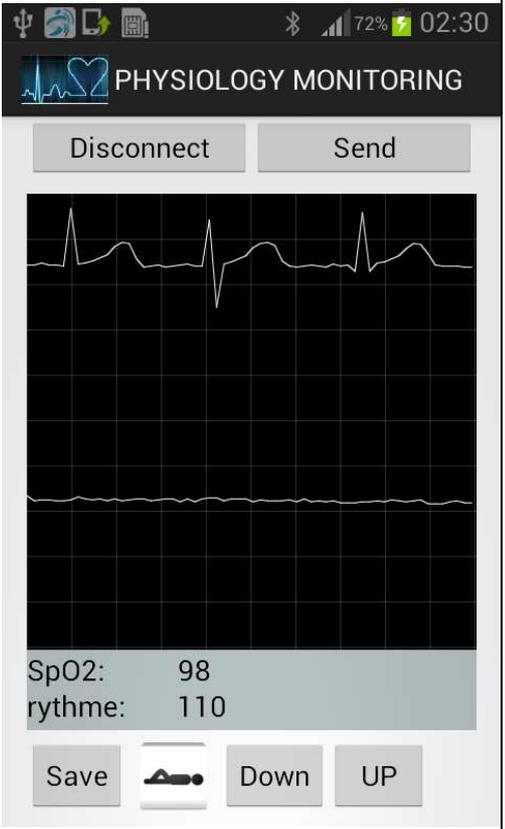
Le deuxième sujet qu'on a examiné est un adolescent sportif (âge 16 ans, poids 73 Kg, taille 1.83m). La saturation en oxygène obtenu est 96 % et la fréquence cardiaque est de 75 battement/minute position couché sur le dos.

<b>Sujet 2</b>	<b>Signal ECG, PPG ROUGE</b>	<b>Signal ECG+PPG INFRAROUGE</b>
<b>Personne sportif</b>		
<b>Age :16 ans</b>		
<b>Poids : 73kg</b>		
<b>Taille : 1.83m</b>		
<b>Sexe : Masculin</b>		
	<b>SpO2 : 96%</b>	<b>Rythme : 75 battement/minute</b>
		<b>Position : Coucher sur le dos</b>

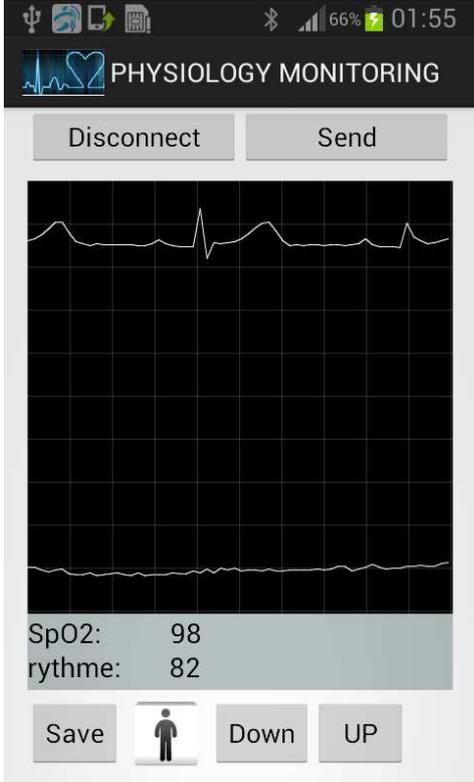
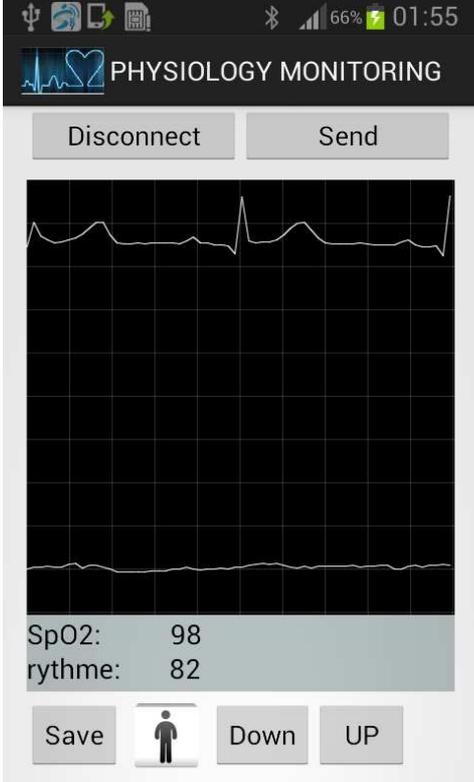
Le troisième sujet qu'on a examiné est un enfant (âge 9 ans, poids 27 Kg, taille 1.3m). La saturation en oxygène obtenu est 98 % et la fréquence cardiaque est de 76 battements/minute position couchée.

<b>Sujet 3</b>	<b>Signal ECG, PPG ROUGE</b>	<b>Signal ECG+PPG INFRAROUGE</b>	
<b>Personne normal</b>			
<b>Age : 9 ans</b>			
<b>Poids : 27kg</b>			
<b>Taille : 1.3m</b>			
<b>Sexe : Masculin</b>			
	<b>SpO2 : 98%</b>	<b>Rythme : 76 battement/minute</b>	<b>Position : Coucher sur le dos</b>

Le quatrième sujet qu'on a examiné est un enfant (âge 4 ans, poids 17 Kg, taille 1 m). La saturation en oxygène obtenu est 98 % et la fréquence cardiaque est de 110 battements/minute, position couchée.

<b>Sujet 4</b>	<b>Signal ECG, PPG ROUGE</b>	<b>Signal ECG+PPG INFRAROUGE</b>
<b>Personne normale</b>		
<b>Age : 4 ans</b>		
<b>Poids : 17kg</b>		
<b>Taille : 1m</b>		
<b>Sexe : Masculin</b>		
	<b>SpO2 : 98%</b>	<b>Rythme : 110 battement/minute</b>
		<b>Position : Coucher sur le dos</b>

Le cinquième sujet qu'on a examiné est un enfant (âge 58 ans, poids 85 Kg, taille 1.66 m). La saturation en oxygène obtenu est 98 % et la fréquence cardiaque est de 82 battement/minute, position debout.

<b>Sujet 5</b>	<b>Signal ECG, PPG ROUGE</b>		<b>Signal ECG+PPG INFRAROUGE</b>	
<b>Personne normale</b>				
<b>Age : 58 ans</b>				
<b>Poids : 85kg</b>				
<b>Taille : 1.66m</b>				
<b>Sexe : Masculin</b>				
<b>SpO2 : 98%</b>	<b>Rythme : 82 battement/minute</b>	<b>Position : DEBOUT</b>		

### III.3.3. Troisième test pratique :

Notre système d'acquisition de données a été expérimenté en dernier lieu à l'hôpital EPH de Mohammedia (wilaya de Mascara) sous la direction du médecin cardiologue « **Docteur Benhaddou Adelnader** ». Nous l'avons testé deux (02) patients ayant deux anomalies cardiaques.

#### a- Premier patient :

Le 1<sup>er</sup> patient est une personne âgée qui souffre d'un trouble du rythme et de conduction (bloc de branche gauche sur fibrillation auriculaire)

Dans ce test nous avons relevé le signal ECG sur plusieurs dérivation :

#### - Dérivation DI :

La Photo gauche est une photo réelle de l'examen pratique de notre système sur le premier patient et l'autre représente le signal ECG classique de la dérivation DI du même patient.

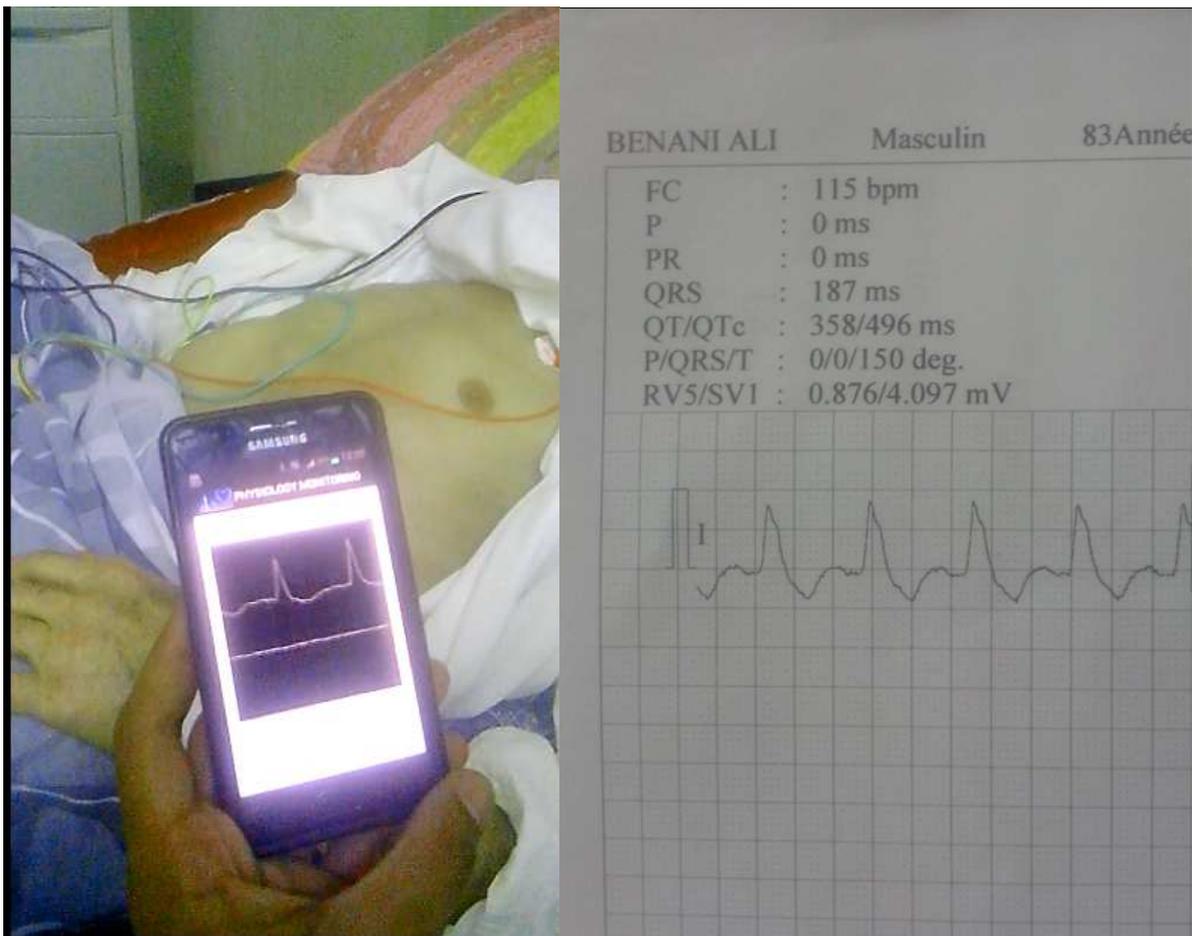
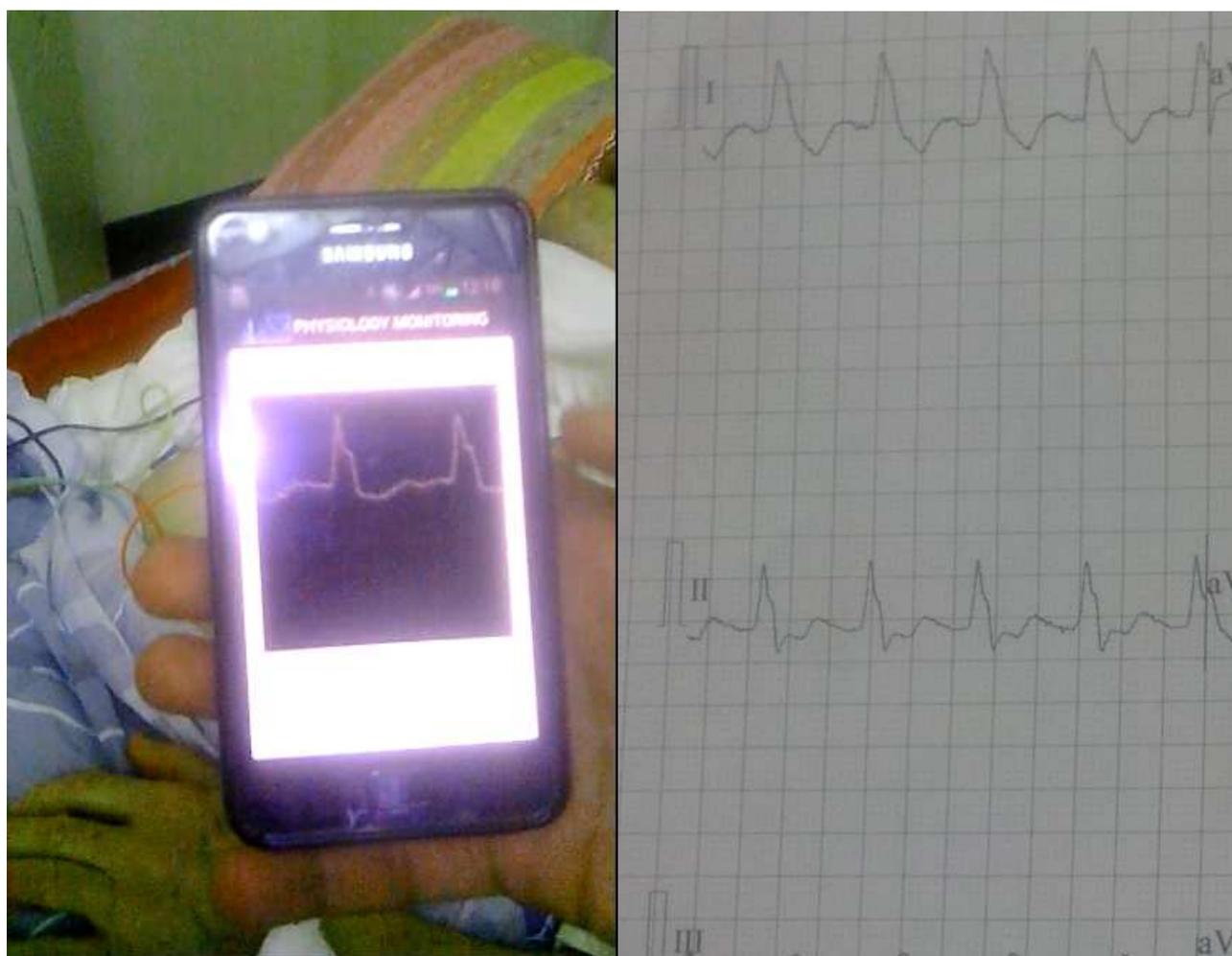


Figure 3.19 : Photo gauche : l'examen pratique; photo droite : le signal ECG classique de la dérivation DI.

**- Dérivation DII:**

Comme un deuxième test sur le même patient, on a changé l'emplacement d'électrodes pour enregistrer le signal ECG avec la dérivation DII.

La Photo sur gauche représente une photo réelle de la 2<sup>ème</sup> dérivation et l'autre représente le signal ECG classique de la dérivation DII du même patient.

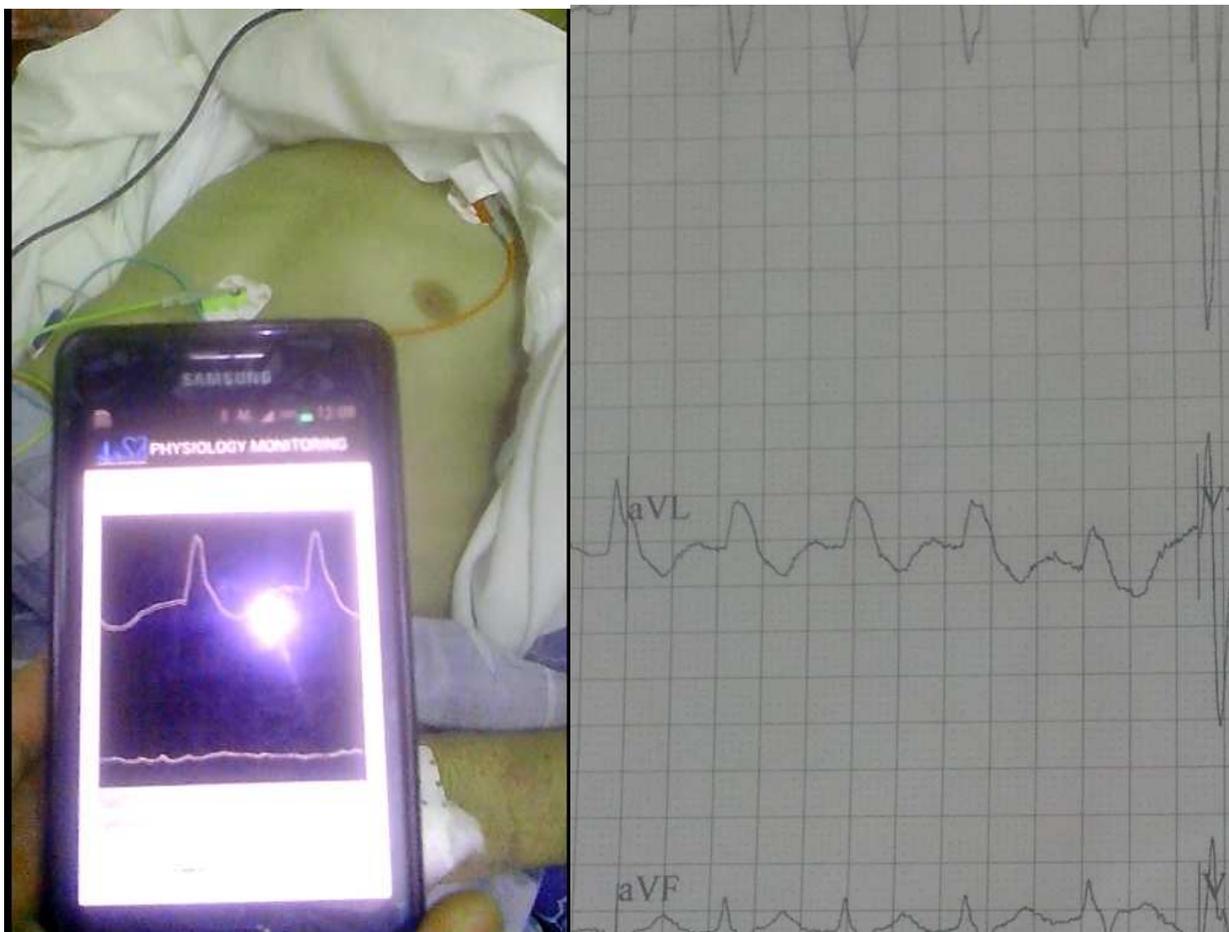


**Figure 3.19** : Photo gauche : 2<sup>ème</sup> test sur l'examen pratique; photo droite : le signal ECG classique de la dérivation DII.

### - Dérivation aVL:

Le troisième test sur le même patient, on a enregistré le signal ECG avec la dérivation aVL.

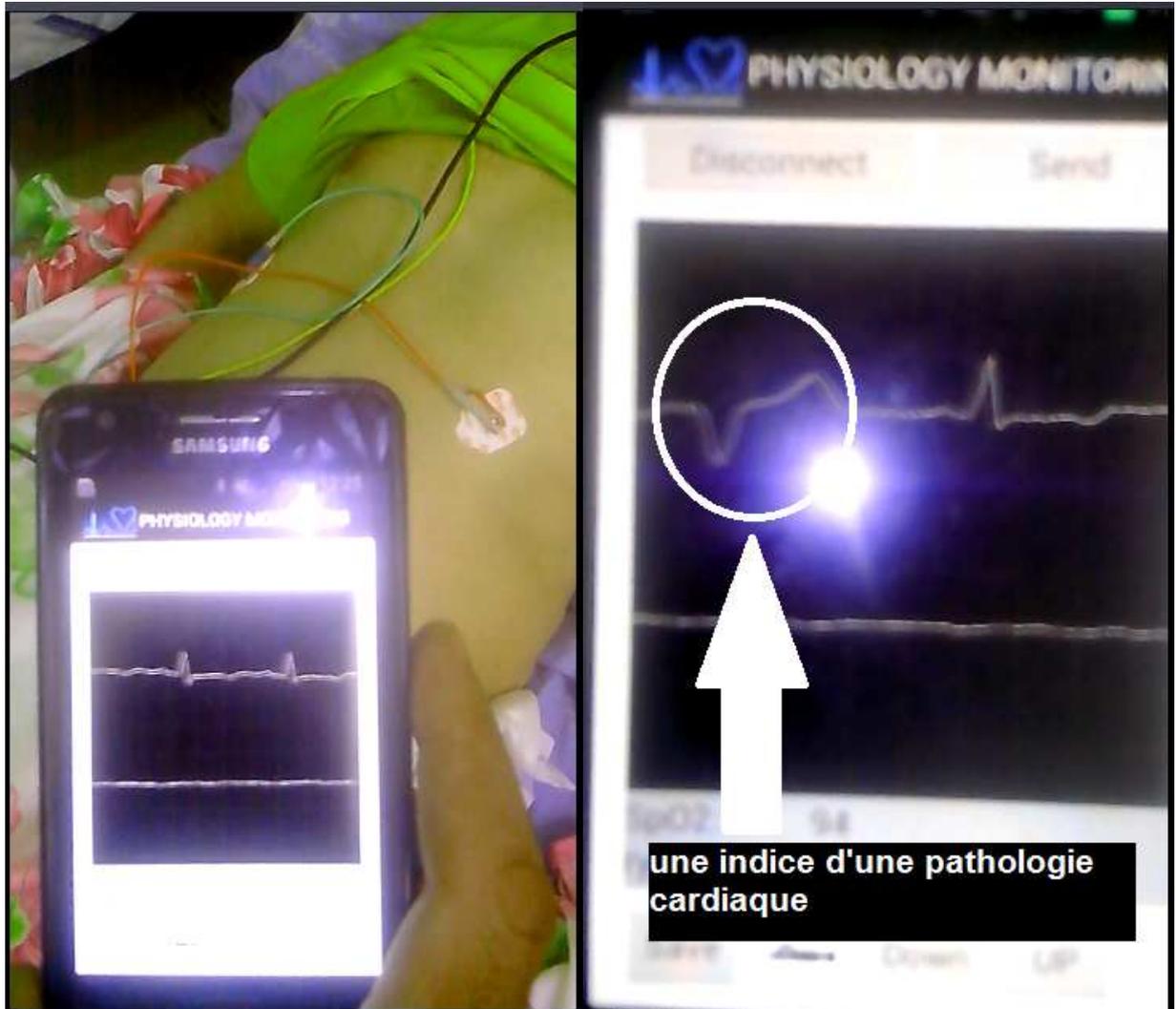
La Photo sur la côté gauche est une photo réelle de la dérivation aVL et l'autre présente le signal ECG classique de la dérivation aVL du même patient.



**Figure 3.20** : Photo gauche : l'examen pratique avec un changement sur l'emplacement d'électrodes ; photo droite : le signal ECG classique de la dérivation aVL.

**b- Deuxième patient :**

Le test sur le 2<sup>ème</sup> patient a enregistré le signal ECG avec la dérivation DII qui illustre un indice d'une pathologie cardiaque.



**Figure 3.21 :** Photo gauche : le test avec le 2<sup>ème</sup> patient; photo droite, et l'autre : le signal ECG du même patient.

Un rapport de test du notre système avec l'interprétation des résultats a été établi par le médecin cardiologue le **Docteur Benhaddou Abdelkader** :

Dr : Benhaddou . A. MOHAMMADIA le 31/05/2025  
cardiologue - EPH Mohammadia.

Rapport du test du système de mesure de signaux physiologiques (ECG et PPG) à base d'un smart phone  
Nous docteur Benhaddou Abdelkader cardiologue à l'EPH de Mohammadia Wilaya de Mascara et après des tests effectués par ce système de mesure de signaux physiologiques (ECG + PPG) pour la mesure de la saturation capillaire sanguine en  $O_2$ , ce système est composé de 03 électrode pour la visualisation des différents dérivation ECG (DI, DII, DIII, AVR, AVL, AVF et  $V_1, V_2, V_4$ ) placés manuellement l'un après l'autre en plus de ces 03 électrodes ECG il y a le capteur PPG relié à une boîte muni d'un module bluetooth connectant au smart phone.

ces tests sont effectués sur plusieurs patients dont deux sont cardiaque objectivant des signaux ECG les mêmes que l'ECG standards

le 1<sup>er</sup> patient cardiaque : trouble du rythme et de conduction (Bloc de branche gauche sur fibrillation auriculaire)

Dr. BENHADDOU Abdelkader  
Cardiologue

le 2<sup>er</sup> patient : extra-rythmes ventriculaires : seules mes  
en temps réel => le même que l'ECG réalisé à l'hôpital  
pour la saturation en O<sub>2</sub> : pour le premier  
patient dyspneïque était à 94%, le 2<sup>er</sup> patient hypertensive  
était normale

Conclusion: résultats similaires au normal.  
les signaux ECG et APG sont identiques à l'ECG  
classique

Meiri -

Dr. BENHADDOU Abdelkader  
Cardiologue

Dr. BENHADDOU Abdelkader  
Cardiologue

### **III.4. Conclusion :**

Dans cette partie, une évaluation pratique du dispositif a été réalisée dans le but de confirmer la fonctionnalité de notre système. A partir de tous nos résultats, nous avons remarqué que le rythme cardiaque change avec, l'âge, le sexe, la taille et le poids.

Des tests ont été effectués avec notre prototype à l'EPH de Mohammadia wilaya de Mascara sur plusieurs patients sous la surveillance du médecin cardiologue le Docteur Benhaddou Adalkader . Une comparaison avec les examens classiques sur les mêmes patients a montré que notre système présente des résultats similaires aux normes. Les signaux ECG et PPG sont identiques aux signaux de l'appareil ECG classique.

# Conclusion Générale

## Conclusion Générale

L'objectif principal de notre projet est la mise en œuvre d'un prototype de monitoring de l'activité électrique du cœur (ECG), de la circulation dynamique du sang dans le lit capillaire à travers un lobe de l'oreille pour relever le taux d'oxygène dans le sang par un moyen optique (PPG), du mouvement et de l'état de métabolisme de patient en analysant les urines du patient. L'amplification de l'ECG est basée sur un amplificateur d'instrumentation (INA126) et un circuit du pied droit qui permet de réduire la tension en mode commun due essentiellement au couplage capacitif du corps avec le réseau électrique. Un circuit de compensation automatique du zéro pour un enregistrement horizontal est réalisé autour d'un amplificateur opérationnel. Le capteur de SpO2 est basé sur un convertisseur tension fréquence de deux longueurs d'ondes rouge-infrarouge pour générer les sources optiques et un photo détecteur pour la détection du signal PPG autour d'un circuit monolithique le TSL 235. Nous avons réussi à réaliser une carte d'acquisition pour le monitoring autonome basée sur un microcontrôleur Atmega328 afin d'effectuer les tâches suivantes :

- Commande les LEDs.
- Transmission des données vers le Smartphone à travers un module X-Bee Bluetooth.

Les applications Androïde ont permis de réaliser des interfaces qui :

- Visualisent les signaux physiologiques (ECG, PPG), calculent le SpO2 et la fréquence cardiaque.
- Contrôlent la position, déplacement de patient.
- Déterminent l'état de métabolisme avec une analyse d'urine.
- Fournies une communication entre le patient et le médecin.

Après les tests qui sont effectués à l'EPH de Mohamadia wilaya Mascara, et la comparaison avec les examens classique récupérées par des équipements médicales dans le même hôpital et sur les mêmes patients.

On peut conclure que ce système de mesure des paramètres physiologiques à base d'un Smartphone présente des résultats similaires aux normes et les signaux ECG et PPG sont identiques aux signaux de l'appareil ECG classique. Une validation clinique du système doit naturellement passer par une étude statistique très poussée, réalisée sur une importante population de sujets atteints de diverses pathologies cardiaques et respiratoires afin de pouvoir faire intervenir les fonctions d'auto-corrélations temporelles et statistiques.

La perspective de ce travail au niveau du traitement numérique du signal est d'arriver à implémenter un logiciel, capable de prendre en charge le traitement du signal cardiorespirographiques, qui rend compte du fonctionnement de la pompe cardiaque et de la pompe respiratoire. Ceci par le biais des signaux représentatifs des différentes activités à savoir la vélocimétrie doppler, l'ECG, le PPG, le PTG et enfin le Pléthysmogramme rhéologique pariétal rendant compte des propriétés élastiques de la paroi vasculaire.

# Références Bibliographiques

- [1] V.Stanford, Biosignals Offer Potential for Direct Interfaces and Health Monitoring. *IEEE Pervasive Computing* 2004; 3:99–103.
- [2] A Basak, et al. KiMS: kids' health monitoring system at day-care centers using wearable sensors and vocabulary-based acoustic signal processing. In: *International conference on e-Health Networking Applications and Services (Healthcom)*. 2011, p. 1–8.
- [3] S. Y. Lee, L. H.Wang, and Q. Fang, A low power RFID integrated circuits for intelligent healthcare systems, *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 14, no. 6, pp. 1387–1396, Nov. 2010.
- [4] S. L. Chen, H. Y. Lee, C. A. Chen, H. Y. Huang, and C. H. Lou, “Wireless body sensor network with adaptive low-power design for biometrics and healthcare applications,” *IEEE Trans. Syst. J.*, vol. 3, no. 4, pp. 398–409, Dec. 2009.
- [5] A. Huang, C. Chen, K. Bian, X. Duan, M. Chen, H. Gao, C. Meng, Q. Zheng, Y. Zhang, B. Jiao, and L. Xie, “WE-CARE: an intelligent mobile telecardiology system to enable mHealth applications,” *IEEE J. Biomed. Health Inf.*, vol. 18, no. 2, pp. 693–702, Mar. 2014.
- [6] Lee, S.H., Sohn, J., Usami, A., Hamanaka, M.. Development of wearable device by kids friendly design for kids safety. *Journal of Human-Computer Interaction* 2010;;80–85.
- [7] X. Liu, Y. Zheng, M. W. Phyu, B. Zhao, and X. Yuan, Multiple functional ECG signal is processing for wearable applications of long-term cardiac monitoring, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 2, pp. 380–389, Feb. 2011.
- [8] C. Ken and L. Xiaoying, “Development of WI-FI Based Telecardiology Monitoring System, in *2nd International Workshop on Intelligent Systems and Applications (ISA)*, 2010.
- [9] U. Anliker, J. A. Ward, P. Lukowicz and Troster, G.; Dolveck, F.; Baer, M.; Keita, F, AMON: a wearable multiparameter medical monitoring and alert system, *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions* , 2004 , vol. 8, no. 4, pp. 415-427.
- [10] J. D. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook*, 2nd ed. Boca Raton, FL, USA: CRC, 2000.
- [11] T. H. Tsai, J. H. Hong, L. H. Wang, and S. Y. Lee, “Low-power analog integrated circuits for wireless ECG acquisition systems,” *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 16, no. 5, pp. 907–917, Sep. 2012.
- [12] J. B. M. M. R. Gupta, “ Development of an embedded system and MATLAB-based GUI for online acquisition and analysis of ECG signal,” *Measurement*, 2010, vol. 43, pp. 1119-1126.
- [13] Q.Fang, F.Sufi, , I.Cosic, A Mobile Device Based ECG Analysis System. InTech; 2014. ISBN 978-953-7619-30-5.
- [14] J. Murphy, Y.Gitman,. Open source Pulse sensor. <https://www.pulsesensor.com>; 12-11-2013 (last accessed).
- [15] A.Gleise, le Saturometre en EHPAD, Université Rene Descartes-Paris V ; Année 2009.
- [16] R B.Northrop, Non invasive instrumentation and measurement in medical diagnosis; CRC LLC; Année 2002.

- [17] J.D. Bronzin, *The Biomedical Engineering Handbook* edition CR.C 2000.
- [18] Organisation Mondiale de la Santé, Concentration hémoglobine permettant de diagnostiquer l'anémie et d'en évaluer la sévérité, Année 2011.
- [19] A. Jeon, J. Kim, I. Kim, J. Jung, S. Ye, J. Ro, S. Yoon, J. Son, B. Kim, B. Shin, G. Jeon, Implementation of the personal emergency response system using a 3-axial accelerometer, in: *Information Technology Applications in Biomedicine, 6<sup>th</sup> International Special Topic Conference on ITAB 2007*, 2007, pp. 223–226.
- [20] A. Bourke, J. O'Brien, G. Lyons, Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm, *Gait & Posture* 26 (2007) 194–199.
- [21] M. Marschollek, G. Nemitz, M. Gietzelt, K. Wolf, H. Meyer zu Schwabedissen, R. Haux, Predicting in-patient falls in a geriatric clinic, *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie* 42 (2009) 317–322.
- [22] M. Marschollek, K.-H. Wolf, M. Gietzelt, G. Nemitz, H. Meyer zu Schwabedissen, R. Haux, Assessing elderly persons' fall risk using spectral analysis on accelerometric data – a clinical evaluation study, in: *Engineering in Medicine and Biology Society, 30th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2008, pp. 3682–3685.
- [23] H. C. B. L. S. D.H. Shih, An embedded mobile ECG reasoning system for elderly patients, *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed*, 2010., vol. 14, pp. 854-865.
- [24] M. Cerny, M. Penhaker, Bed vibration measurement and evaluation for maintainace health systems, in: *Mechanical and Electronics Engineering. 2nd International Conference on (ICMEE)*, vol. 1, 2010, V1-372–V1-373.
- [25] A. Sabatier, Études sur le coeur et la circulation centrale dans la série des vertébrés: anatomie et physiologie comparées, philosophie naturelle, ed. : C. Coulet, Université d'Oxford, 26 mai 2006.
- [26] H. V. Pipberger, M.C. Manus & H. A. Pipberger, Methodology of ECG interpretation in the AVA program, 1990 Sep;29(4):337-40.
- [27] L.Rougen, J.P. Sabatie. L'électrocardiogramme. La courbe électrocardiographique, le vocabulaire du cardiologue. Ed: Documentation Médicale Labaz.
- [28] A. Ellrodt, «Urgences Médicales, 5 Édition», Édition ESTEM, 89, boulevard Auguste Blanqui, 75013, Paris, 04/2003. ISBN: 978 2 84371 335  
[http://www.scribd.com/doc/40469809/Urgences - medicales](http://www.scribd.com/doc/40469809/Urgences-medicales).
- [29] R. Slama, G. Motte, C. Sebag, Aide mémoire de Rhythmologie, Ed Flammarion, Paris, 04/2003. ISBN 10 : 22 57124065. ISBN 13:9782257124067.  
<http://www.unitheque.com/medecine/Rythmologie-2385.html>
- [30] A.B.Ritter,V.Hazelwood, A.Valdevit,A.Ascione. *Biomedical Engineering Principales*, second edition, 2011-08-15.
- [31] J. D. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook, Second Edition. 2 Volume Set*, Series:Electrical Engineering Handbook, December 28, 1999 by CRC Press.

- [32] J. Yao and S. Warren, Design of a Plug-and-Play Pulse Oximeter, presented at 2<sup>nd</sup> Joint EMBS-BMES Conf., Houston, TX, 2002.
- [33] D. Benedetto, P. Breuil, Spectrophotométrie d'absorption dans l'ultraviolet et le visible, P 2 795 V2 – 2, Disponible sur le net à l'adresse : [www.techniquesingenieur.fr/spectrophotometrie](http://www.techniquesingenieur.fr/spectrophotometrie)
- [34] M. Feissel, La pléthysmographie de l'oxymètre de pouls: un ancien tracé plein d'avenir Principes et applications cliniques, Journal Elsevier, Vol 16 - N° 2 ,P. 124-131 – avril 2007.
- [35] STSA, Lettre d'informations-analyse d'urine, AVRIL 2010
- [36] Roche : Communiqué de presse: Communiqué de presse : Roche lance un analyseur urinaire entièrement automatisé assurant une meilleure fiabilité des résultats et une sécurité accrue du personnel, le 30 juin 2014.
- [37] T. Borghini, M. Schenker, D. Kessler, Fiche technique Bandelette réactive urinaire, CSCQ Juin 2013.
- [38] Spinreact, Bandelettes Réactives d'Analyse Urinaire , année 2013.
- [39] Olga.F-Roca,Marcelo C. Sosa-Iudicissa, « Handbook of Telemedicine», Volume 54 of Studies in Health Technology and Informatics, ISBN 978-90-5199-413-1, January 1999.
- [40] F. Brunet – Télé médecine 28 octobre 2010 , Disponible sur le net à l'adresse : <http://www.brnt.eu/telemedecine.pdf>
- [41] W. Einthoven, Le télé cardiogramme . Archives internationales de physiologie 1906;4:132–64.
- [42] N. Demartinesa, E. Battegayb, J. Liebermannc, M. Oberholzerd, Th. Rufflie, F.Hardera Télé médecine: perspectives et approche pluridisciplinaire Schweiz Med Wochenschr 2000;130:314–23 Peer reviewed article.
- [43] M. Wen, Real-time ECG telemonitoring system design with mobile phone platform, *Measurement*, 2008, vol. 41, pp. 463-470.
- [44] J. Healey and B. Logan, Wearable Wellness Monitoring Using ECG and Accelerometer Data,” in In Proceedings of the Ninth *IEEE International Symposium on Wearable Computers (ISWC '05)*, Washington, DC, USA, 2005.
- [45] G. Yang, L. Xie, M. Mantysalo, J. Chen, H. Tenhunen, and L. R. Zheng, Bio-patch design and implementation based on a low-power system-on-chip and paper-based inkjet printing technology, *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 16, no. 6, pp. 1043–1050, Nov. 2012.
- [46] M. Khayatzadeh, X. Zhang, J. Tan, W. S. Liew, and Y. Lian, A 0.7-V 17.4- $\mu$ W 3-lead wireless ECG SoC, *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 7, no. 5, pp. 583–592, Oct. 2013.
- [47] L. Yan, J. Bae, S. Lee, T. Roh, K. Song, and H. J. Yoo, A 3.9 mW 25- electrode reconfigured sensor for wearable cardiac monitoring system, *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 46, no. 1, pp. 353–364, Jan. 2011.

- [48] J. G. Webster, *Medical Instrumentation: Application and Design*. New York, NY, USA: Wiley, 1995.
- [49] TSL235R- light-to-frequency converter-Copyright 2007-Texas Advanced Optoelectronic Solutions Inc.
- [50] L.Buechley, M. Eisenberg, The LilyPad Arduino: Toward Wearable Engineering for Everyone. *IEEE Pervasive Computing* 2008; 7:12–15.
- [51] M.Banzy, *Getting Started with Arduino*. Make Books; 2009.
- [52] P.Bender, K.Kussmann,. Arduino Based Projects in the Computer Science Capstone Course. *J Comput Sci Coll* 2012;27:152–157.
- [53] Adafruit flora, url: <http://www.adafruit.com/flora>. Accessed: 2014-1-9.
- [54] L.Buechley et al. The lilypad arduino: Using computational textiles to investigate engagement, aesthetics, and diversity in computer science education. In: *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems; CHI '08*. New York, NY, USA: ACM. ISBN 978-1-60558-011-1; 2008, p. 423–432.
- [55] Arduino, Arduino Programming Language Reference. <http://arduino.cc/en/Reference/HomePage>; 15-11-2013.
- [56] L. H. Wang, T. Y. Chen, S. Y. Lee, T. H. Yang, S. Y. Huang, J. H. Wu, K. H. Lin, and Q. Fang, “A wireless ECG acquisition SoC for body sensor network,” in *Proc. IEEE Biomed. Circuits Syst. Conf.*, Nov. 2012, pp. 156– 159.
- [57] D. Guignard ; J. Chable; E. Robles : Programmation Android de la conception au déploiement avec le SDK Google Android 2.