

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE  
UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA

FACULTE DE TECHNOLOGIE  
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE  
N° :2018/ESEM16/87



DOMAINE : SCIENCES ET TECHNOLOGIE  
FILIERE : ELECTRONIQUE  
OPTION : ELECTRONIQUE DES SYSTEMES  
EMBARQUE

**Mémoire présenté pour l'obtention  
Du diplôme de Master Académique**

**Par: DEHIMI Belkacem et  
AOUINA elmoueyed billeh nabih**

**Intitulé**

**Etude, Adaptation et Réalisation d'un Système  
Electronique pour sauver de vie des Infarctus  
"Accident Cardiaque"**

**Soutenu devant le jury composé de:**

Dr .LAHOIAOUI laalaoui	Université M'sila	Président
Mr.KETFI Mohamed Elamin	Université M'sila	Rapporteur
Dr.BENHACEN	Université M'sila	Examineur

**Année universitaire : 2017 /2018**

# *Remerciement*

*Nous remercions avant tous ALLAH pour son aide, ses innombrables dons, ALLAH qui nous donne la force, la volonté pour accomplir nos études.*

*Nous tenons à remercier Dr. KETFI Mohamed pour avoir d'abord proposé ce thème, pour son suivi continu durant la réalisation de ce mémoire, et pour ses conseils.*

*Nos remerciements vont au président du jury et aux membres du jury qui nous ont fait l'honneur d'examiner ce mémoire.*

*Nos remerciements vont aussi à tous les enseignants du département d'Electronique qui ont contribué à notre formation.*

# *Dédicace*

*Nous dédions ce travail à :*

❖ *Nos chers mères et nos chers pers*

❖ *Nos Chers frères et sœurs*

❖ *Toute la famille*

❖ *Tous les amis*

❖ *Tous les collèges de promotion 2017*

❖ *Tous ceux que nous aimons et tous qui nous aiment*

❖ *Tous ceux qui connaissent,*

*DEHIMI Belkacem et AOUINA Elmoueyed billeh nabih*

# **Sommaire**

# Sommaire

---

## Sommaire

<b>Introduction générale</b> .....	1
------------------------------------	---

### Chapitre I :

#### Généralités sur le cœur et le rythme cardiaque

I.1 Introduction.....	2
I.2 Le cœur humain.....	2
I.2.1 la fréquence .....	5
I.2.2 Circulation sanguine.....	6
I.2.3 Organisation du système cardiovasculaire.....	7
I.2.3.a Circulation pulmonaire.....	7
I.2.3.b-Circulations systémique.....	7
I.2.3.c Circulation coronaire.....	8
I.3 Mesures en contact de l'activité cardiaque .....	9
I.3.1 Méthode auscultatoire et hémodynamique.....	9
I.3.2 Électrocardiographie (ECG).....	9
I.3.3 Photopléthysmographie et volume sanguin pulsé (PPG).....	10
I.4 Mesure sans contact de l'activité cardiaque .....	12
I.4.1 Doppler.....	12
I.4.2 Caméras thermiques.....	13
I.4.3 Caméras optiques et webcams.....	14
I.4.4 Electrodes ECG sans contact (Capacitively Coupled ECG).....	19
I.5. conclusion.....	20

# Sommaire

---

## Chapitre II :

### Descriptions des blocs du système

II.1 Introduction.....	21
II.2 Définition du module Arduino.....	21
II.2.1 Les gammes de la carte Arduino .....	21
II.2.2 La carte Arduino Mega 2560.....	22
II.2.3 Caractéristique technique de la carte Arduino Mega 2560.....	23
II.2.3.a- Partie matérielle .....	23
II.2.3.b- Partie de programmation .....	26
II.2 Définition du moudele GSM .....	29
II.2.1 Architecture du réseau GSM.....	29
II.2.1.a Le sous-système radio (BSS).....	29
II.2.1.b Le sous-système réseau NSS.....	30
II.2.1.c Le sous-système d'exploitation et de maintenance NMS .....	30
II.2.1.d-La station mobile (MS).....	31
II.3.2 Module GSM SIM800L.....	31
II.3.2.a-Diagramme fonctionnele.....	32
II.4 Définition du Module GPS.....	33
II.4-1Principe de fonctionnement.....	34
II.4.1.a-Détermination de la trajectoire du satellite.....	34
II4.2 Composition.....	36
II.4.3 module GPS NEO-6M .....	37
II.5- conclusion.....	38

# Sommaire

---

## **Chapitre III :**

### **Conception et discussions de résultats**

III-1 Introduction.....	39
III-2 le principe de fonctionnement .....	39
III-3 la partie electronique.....	39
III.3.1 mesure la pulsations cardiaques .....	40
III.3.2 Sélectionnez les coordonnées.....	42
III.3.3 Emit un message .....	42
III.4. Partie programmation.....	46
III.5.Conclusion.....	47
<b>IV.Conclusion générale .....</b>	<b>48</b>

## **Annexe**

### **Références bibliographique**

### **Résumé**

# Table des figures

---

## Table des figures

### Chapitre I

<b>Fig.I.1</b> : SITUATION DU CŒUR DANS LE MEDIASTI.....	3
<b>Fig.I.2</b> : vue de face et en coupe de couer.....	4
<b>Fig.I.3</b> : Fonctionnement du cœur.....	5
<b>Fig.I.4</b> : circulation sanguine systematique (a) et pulmonaire( b).....	.8
<b>Fig.I.5</b> : trce d'un electrocardiogramme.....	10
<b>Fig.I.6</b> : Ondes ECG et PPG .....	12
<b>Fig.I.7</b> : thermographie infrarouge des arteres.....	13
<b>Fig.I.8</b> : Observation de la PPGsur le visage a trvers laluminance.....	15
<b>Fig.I.9</b> : Observation de la PPG par le canal Vert sur plusieurs regions du visage.....	16
<b>Fig.I.10</b> : Methodologie de recuperation du signal cardiaque proposee par Poh et ses colleques.....	17
<b>Fig.I.11</b> :Amplification des variations de couleur entrainees par la PPG.....	19

### Chapitre II

<b>Fig.II.1</b> : Description de la carte Arduino MEGA 2560 .....	20
<b>Fig.II.2</b> : Constitution de la carte Arduino Mega 2560 .....	21
<b>Fig.II.3</b> : Microcontrolleur ATMega 2560.....	22
<b>Fig.II.4</b> : Sc Interface Arduino IDE .....	25
<b>Fig.II.5</b> : Parametrage de logiciel Arduino IDE.....	26
<b>Fig.II.6</b> : Les etapes de telechargement du code .....	27
<b>Fig.II.7</b> : Architecteur d'un reseau GSM .....	28
<b>Fig.II.8</b> : Module GSM SIM 800L .....	30
<b>Fig.II.9</b> : SIM 800L Diagramme fonctionnel .....	31
<b>Fig.II.10</b> : module GPS NEO-6M. ....	36

# Table des figures

---

## Chapitre III

<b>Fig.III.1</b> : Schémas bloc de la réalisation .....	38
<b>Fig.III.2</b> : le capteur ky-039 et sa en placement.....	38
<b>Fig.III.3</b> : la sortie du capteur Ky-039.....	39
<b>Fig.III.4</b> : la valeure mesuree du batenment de couer.....	39
<b>Fig.III.5</b> : le bloc arduino module GSM .....	40
<b>Fig.III.6</b> : les cordonnees selectionne par le module GSM.....	40
<b>Fig.III.7</b> : le bloc arduino module GSM.....	41
<b>Fig.III.8</b> : reception de message text et la potision en google mape.....	41
<b>Fig.III.9</b> : la semulation de systeme.....	42
<b>Fig.III.10</b> : le circuit imprime et cart electronique.....	43
<b>Fig.III.11</b> :Organigramme de systeme .....	44

# **Introduction Générale**

## I. Introduction Générale

Un arrêt cardio-respiratoire ou arrêt cardio-ventilatoire, plus communément appelé arrêt cardiaque, mais également mort subite de l'adulte peut être provoqué par un infarctus du myocarde, un traumatisme, une asphyxie, une noyade, une hypothermie ou une électrocution. La personne atteinte perd connaissance immédiatement et s'arrête de respirer ou présente des mouvements respiratoires lents, bruyants et anarchiques. Les battements cardiaques se désynchronisent. Le cœur ne peut plus assurer son rôle de pompe et n'arrive plus à irriguer correctement les organes vitaux de l'organisme. L'arrêt cardiaque représente une urgence absolue et peut n'être que temporaire si la personne est prise en charge dans les quelques minutes. Un arrêt cardiaque nécessite des soins en urgence, notamment une réanimation cardio-pulmonaire. [1]

Les domaines médicaux à l'instar des appareils utilisés dans ces deux secteurs, connaissent une véritable révolution alors que les appareils de suivi des conditions physiques évoluent sur un marché qui se caractérise par de nombreuses exigences. Car les appareils que l'on trouvait exclusivement dans les milieux hospitaliers sont dorénavant utilisés à domicile, comme tous les appareils de surveillance des conditions physiques. Ainsi les produits grand public sont de plus en plus souvent équipés de fonctionnalités de mesure du rythme cardiaque et de taux d'oxygène dans le sang. Des mesures qui peuvent être effectuées à l'aide d'un oxymètre de pouls, désormais disponible en tant qu'appareil médical d'auto-mesure mais aussi en tant que système intégré à un bracelet de fitness. [2]

La demande en appareils de mesure du rythme cardiaque et du taux d'oxygène dans le sang est ainsi vouée à progresser. Les notions de base de l'oxymétrie de pouls pour les applications médicales et le suivi personnel de santé, fonction de plus en plus souvent intégrée dans des objets portés sur soi comme les bracelets, sont ici analysées.

A partir de notre Spécialité « système embarqués » et après les recherches qui déjà évolués dans le domaine médicale et du côté humain nous avons développé et réaliser un système électronique mobile fiable et en temps réel capable d'alerter et protéger les gens contre un arrêt cardiaque. Ce système mesure les pulses de cœur grâce à un capteur de battements de cœur et à base a des circuits intégrés pour assure le bon fonctionnement du projet. Noter travaille est diviser en deux aspects :

1. L'aspect théorique qui se partage en deux parties :

# Introduction Générale

---

- Le premier chapitre donne une explication de rythme cardiaque et son fonctionnement, ainsi les méthodes possibles pour mesurer les pulsations cardiaques.
- Le deuxième chapitre contient des généralités sur la carte arduino et les modules GSM et GPS.

2. L'aspect pratique est bien détaillé dans le troisième chapitre, qui englobe la réalisation de la partie électronique et la partie programmation.

Et finalement on termine avec une conclusion générale qui résume tout le travail où nous citons quelques perspectives.

**Chapitre I :**  
**Généralités sur le cœur et le rythme cardiaque**

## I.1 Introduction

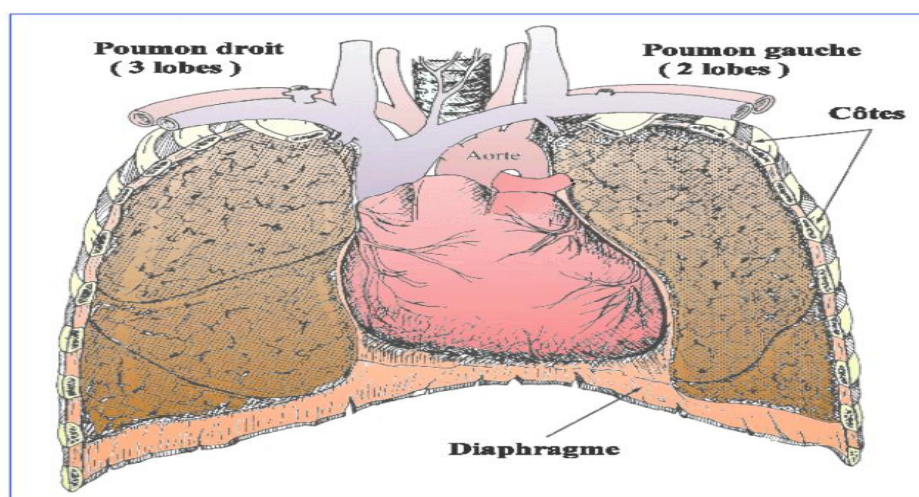
Le cœur est le don de Dieu et un membre ne peut pas arrêter de travailler parce qu'il donne vie au reste des membres, y compris le cerveau, les poumons et les reins. Les médecins le considèrent également comme l'un des membres les plus sophistiqués de son travail et de sa composition.

Ce qui nous intéresse maintenant, c'est ce que nous devons savoir sur un appareil qui est le plus important dans tous nos corps pour maintenir sa santé et donc la santé de notre corps.

## I.2 Le cœur humain

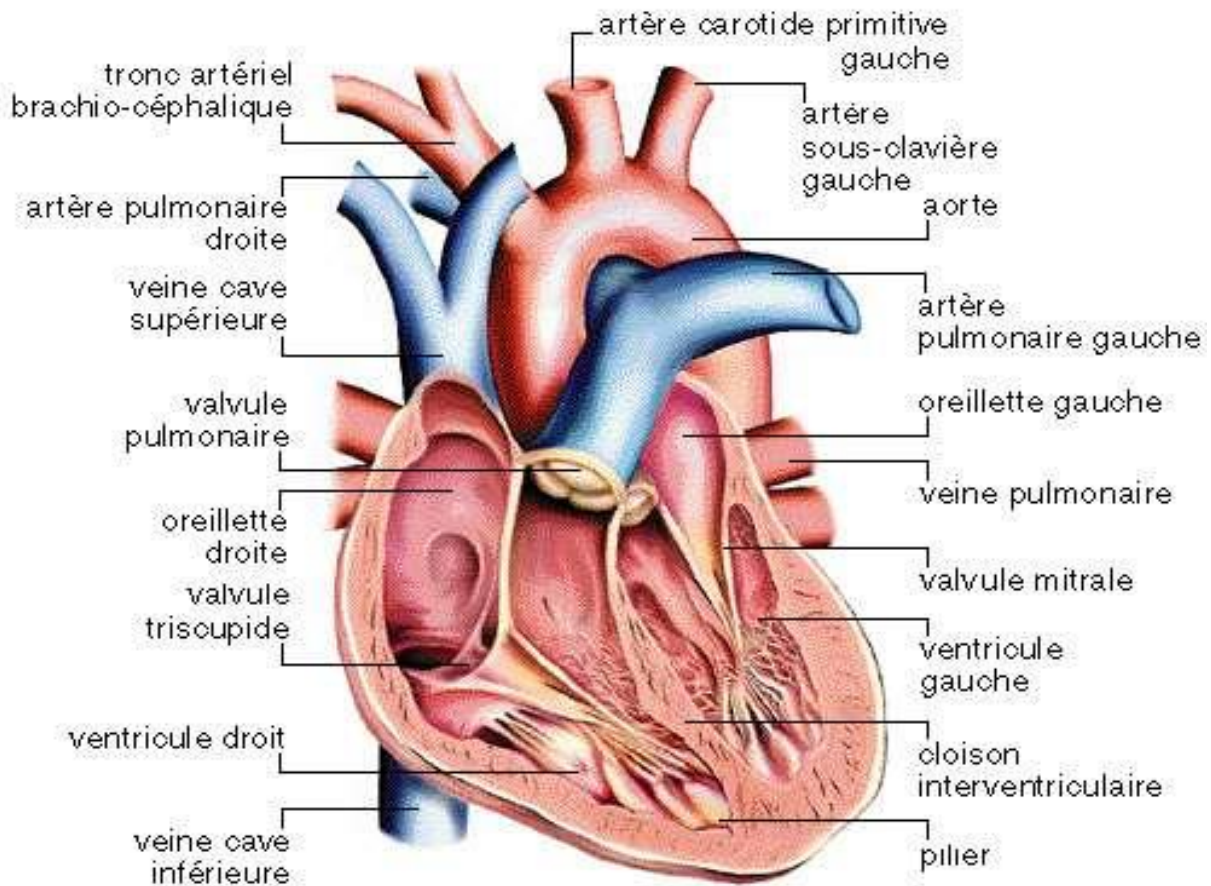
Le cœur est un organe creux et musculaire, il joue le rôle de pompe du système sanguin par des contractions périodiques. Plus de 7000 litres de sang sortent du cœur par jour, à raison d'environ 5 L par minute. Le cœur bat en moyenne 100000 fois par jour, ce qui fait qu'il peut battre plus de deux milliards de fois dans une vie.

Dans le corps humain, le cœur se situe dans la région thoracique, où il occupe plus précisément la portion antéro-inférieure du médiastin (partie du corps située entre les cavités pleurales qui contiennent les poumons). Il est situé sur la ligne médiane, un peu décalé à gauche de telle sorte que deux tiers de sa masse sont situés du côté gauche. Le cœur est contenu dans la cavité péricardique qu'il occupe entièrement, et il est entouré par les poumons de chaque côté, le diaphragme en bas, le sternum en avant, l'œsophage en arrière et les troncs artériels en haut. [3]



**Fig.I.1** :SITUATION DU CŒUR DANS LE MEDIASTIN

Le cœur est un muscle creux contenant deux parties séparées bien qu'accollées l'une à l'autre : le « cœur gauche » et le « cœur droit ». Ces deux « cœurs » sont situés côte-à-côte dans l'axe base-apex, séparés par une paroi globalement verticale et orientée dans l'axe du cœur. Chacune de ces deux parties est subdivisée en deux chambres ou cavités, l'oreillette (ou atrium) vers la base et le ventricule vers l'apex. Ces deux cavités sont séparées par une valve ; on distingue ainsi la valve mitrale, entre l'oreillette et le ventricule gauches, et la valve tricuspide, entre l'oreillette et le ventricule droits. L'organisation est symétrique entre le cœur gauche et le cœur droit, bien que le cœur gauche soit plus volumineux. [3]



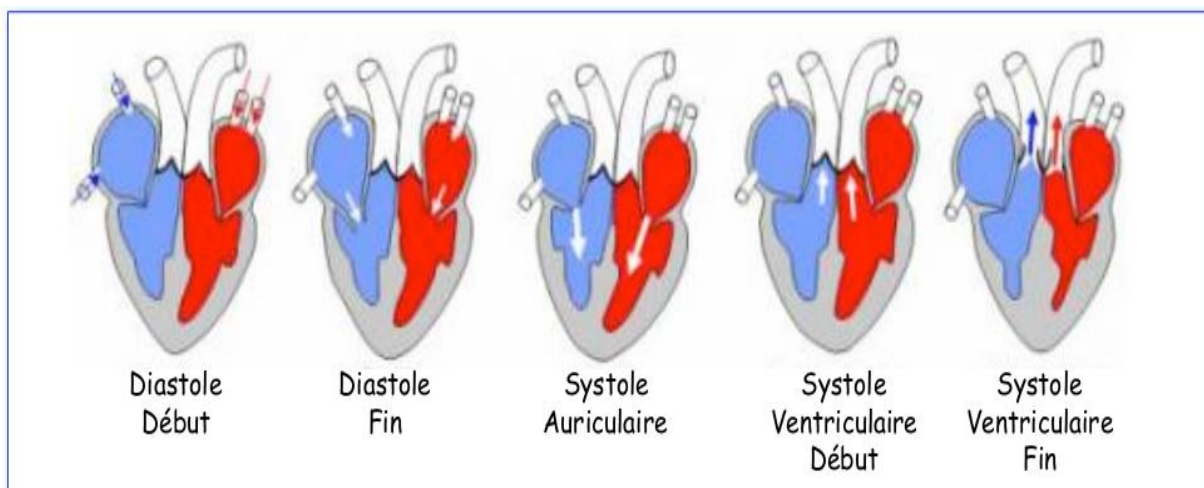
**Fig.I.2 :** vue de face et en coupe de couer.

### I.2.1 La fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque au repos chez l'Homme est de 60 à 80 battements par minute, pour un débit de 4,5 à 5 litres de sang par minute. Au total, le cœur peut battre plus de 2 milliards de fois en une vie. Chacun de ses battements entraîne une séquence d'événements collectivement appelés la révolution cardiaque. Celle-ci consiste en trois étapes majeures : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole :

- Au cours de la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et éjectent du sang vers les ventricules (remplissage actif). Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valves auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Le sang continue tout de même à affluer dans les oreillettes. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valves produit le son familier du battement du cœur.
- La systole ventriculaire implique la contraction des ventricules, expulsant le sang vers le système circulatoire. En fait, dans un premier temps, très bref, les valves sigmoïdes sont fermées. Dès que la pression à l'intérieur des ventricules dépasse la pression artérielle, les valves sigmoïdes s'ouvrent. Une fois le sang expulsé, les deux valves sigmoïdes - la valve pulmonaire à droite et la valve aortique à gauche - se ferment. Ainsi le sang ne reflue pas vers les ventricules. La fermeture des valves sigmoïdes produit un deuxième bruit cardiaque plus aigu que le premier. La pression sanguine augmente.
- Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage (passif) des ventricules (plus de 80 % du remplissage dans les conditions usuelles), par les oreillettes droite et gauche et depuis les veines cave et pulmonaire. Les oreillettes se remplissent doucement et le sang s'écoule dans les ventricules.

Le cœur au repos passe un tiers du temps en systole et deux tiers en diastole. [3]



**Fig.I.3** : Fonctionnement du cœur.

## **I.2.2 Circulation sanguine**

Le système circulatoire comprend le système cardiovasculaire qui transporte le sang, et le système lymphatique qui distribue la lymphe dans tout le corps. le système circulatoire, qui est un réseau de vaisseaux sanguins qui transporte des nutriments sous forme d'acides aminés, d'électrolytes, de lymphe (liquide contenant des globules blancs), d'hormones et de sang oxygéné vers les tissus ou organes du corps humain. Cela maintient l'homéostasie, le système immunitaire, et stabilise la température du corps et les niveaux de pH. Le réseau cardiovasculaire humain est un système à boucle fermée qui permet le transport du sang oxygéné vers les tissus et les organes du corps humain et le sang désoxygéné vers les organes respiratoires.

Le cœur pompe environ 5 L de sang à travers le réseau cardio-vasculaire vers les organes vitaux du corps humain, fournissant les nutriments et l'oxygène nécessaires, puis transportant les déchets et les produits chimiques nocifs loin d'eux. Le système cardio-vasculaire comprend le système pulmonaire; le système coronaire; et le système systémique. Il est courant de combiner à la fois le système pulmonaire avec le système coronaire pour former un système connu sous le nom de système cardio-pulmonaire. [4]

## **I.2.3 Organisation du système cardiovasculaire**

Le système cardiovasculaire peut être sous-catégorisé plus loin dans la circulation pulmonaire, systémique, et la circulation coronaire basée sur les routes que le sang prend. La circulation pulmonaire, comme son nom l'indique, entraîne un transfert de sang vers et depuis le cœur et les poumons. Dans cette circulation, le sang désoxygéné est transporté vers les poumons et le sang fraîchement oxygéné est ramené vers le côté gauche du cœur. La circulation systémique, traite de tout le corps et du cœur par lequel le sang oxygéné circule dans les tissus et le sang désoxygéné revient vers le côté droit du cœur. La circulation coronaire implique le sang qui circule dans le cœur même. [4]

### **I.2.3.a Circulation pulmonaire**

Lorsque le sang manque d'oxygène et contient des déchets tels que le dioxyde de carbone, le sang désoxygéné pénètre par l'intermédiaire de deux veines appelées veines caves dans l'oreillette droite du cœur (chambre inférieure) qui se contracte (systole) et pousse le sang dans le ventricule droit (chambre supérieure) via la valve tricuspide (valve auriculo-

ventriculaire droite). Le ventricule droit se contracte alors en expulsant le liquide via la valve semi-lunaire pulmonaire dans l'artère pulmonaire et dans les poumons, ce qui provoque un échange de gaz . Le sang oxygéné est ensuite retourné dans l'oreillette gauche via la veine pulmonaire, qui est pompée dans le ventricule gauche du cœur et expulsé à travers l'aorte, la plus grande artère du corps (pour résister aux hautes pressions), aux autres parties de le corps.

### **I.2.3.b-Circulations systématiques**

Une pression élevée est exercée sur le sang lorsqu'il est expulsé de l'aorte dans le ventricule gauche pour passer à travers tout le corps. Au sein de ce flux, le sang absorbera les nutriments provenant de la digestion, qui est ensuite utilisée pour fournir du carburant pour l'énergie et le stockage. Les déchets sont emportés par le foie et ensuite expulsés du corps. Les parois des cuves sont suffisamment lisses pour permettre un écoulement facile et suffisamment résistantes pour résister à la haute pression du flux. Finalement, le sang désoxygéné transportant le déchet est renvoyé au cœur. En raison des plus grandes distances à transporter, le muscle du ventricule gauche est plus fort et fournit au sang une pression suffisante pour le faire circuler davantage.

### **I.2.3.c Circulation coronaire**

Le sang oxygéné circule à travers le cœur via les artères coronaires, tandis que le sang désoxygéné est emporté dans les poumons par les veines cardiaques. Le système circulatoire coronaire ressemble beaucoup au système circulatoire systémique dans le sens où le sang est fourni au cœur mais par les artères coronaires.

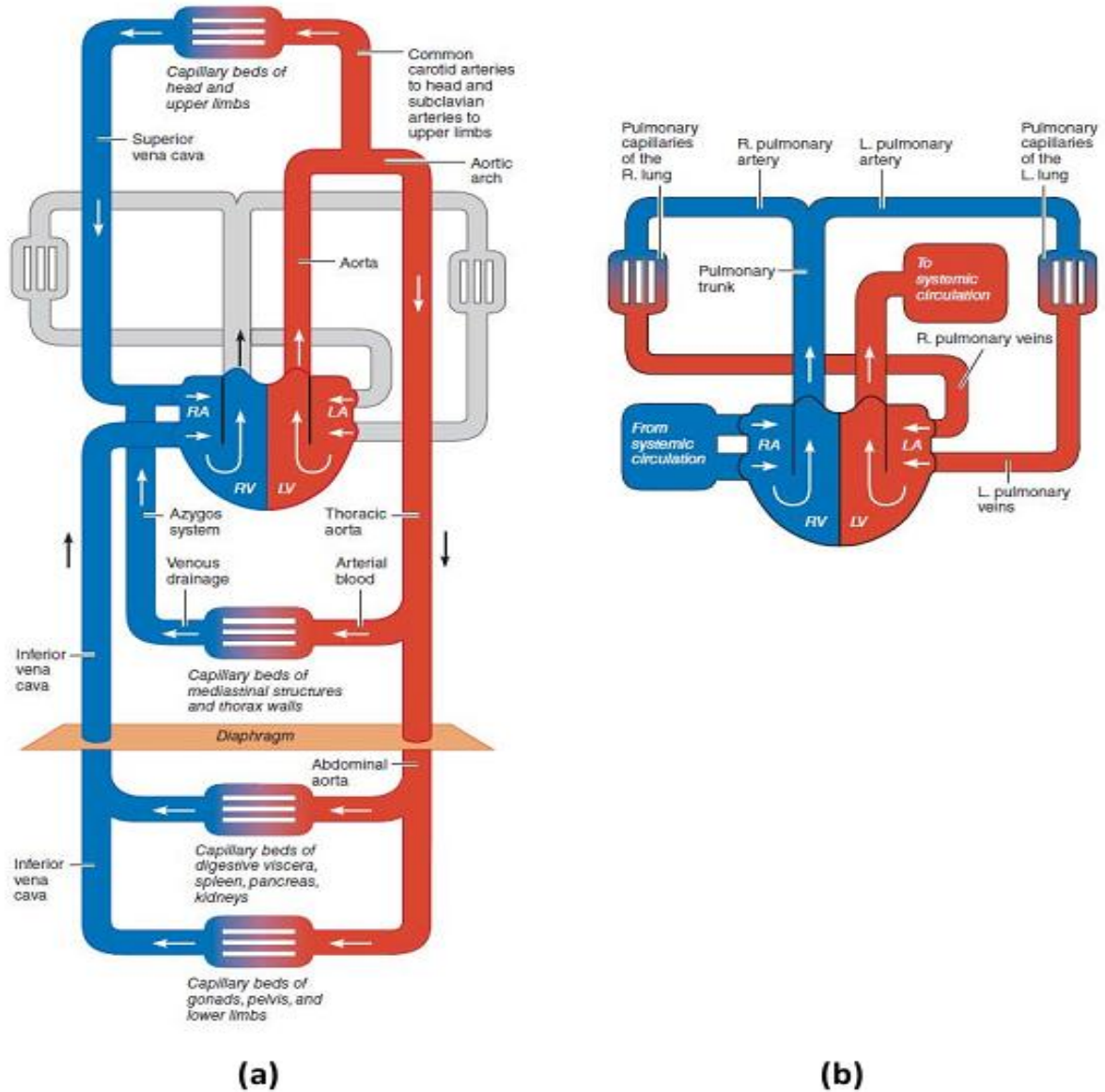


Fig.I.4 : circulation sanguine systematique (a) et pulmonaire( b) .

### I.3 Mesures en contact de l'activité cardiaque

#### I.3.1 Méthode auscultatoire et hémodynamique

Le pouls correspond à l'onde de pression entraînée par la dilatation et rétractation des artères pendant la révolution cardiaque. La prise manuelle se réalise sans instrumentation secondaire, simplement en comprimant avec un ou plusieurs doigts l'artère qui va venir s'écraser contre l'os. La fréquence cardiaque est estimée en comptant le nombre de

battements perçus en une minute.

Lors d'une consultation, le médecin examine le patient en utilisant un stéthoscope qui réalise une amplification acoustique des sons émis par le cœur. Cette méthode auscultatoire est non-invasive et peu coûteuse mais n'est pas utilisable pour une mesure continue et prolongée de la fréquence cardiaque.

Utilisé sur les patients hospitalisés en soins intensifs, un examen hémodynamique permet de mesurer les variations intravasculaires de pression dans une artère en y insérant un cathéter équipé d'un manomètre. Cette méthode invasive n'est effectuée qu'en présence du personnel médical qualifié. [5]

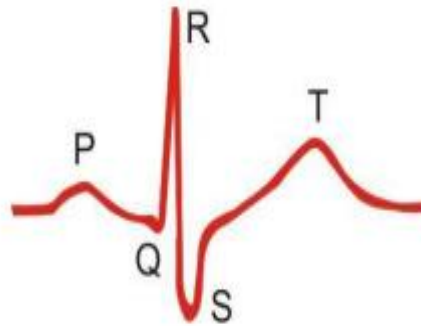
### I.3.2 Électrocardiographie (ECG)

Le principe consiste à mesurer les impulsions électriques émises initialement par le nœud sinusal au moment de la contraction du muscle cardiaque. Cette technique est non-invasive mais nécessite de placer plusieurs électrodes sur la peau du patient. L'impulsion électrique se propage de l'électrode polarisée négativement à celle polarisée positivement et génère une déflexion positive sur l'électrocardiogramme. Au contraire, le signal évolue négativement lorsque le vecteur électrique est opposé à la polarisation des électrodes.

L'impulsion se propage le long des fibres musculaires cardiaques pour atteindre les oreillettes qui se contractent et provoquent la systole auriculaire, générant l'onde P du tracé ECG. L'onde atteint ensuite le nœud auriculo-ventriculaire (situé entre les oreillettes et les ventricules) qui retarde sa propagation pour permettre aux ventricules de se remplir de sang. Cette séquence est visible sur un électrocardiogramme en observant le segment plat entre les ondes P et Q. L'impulsion parcourt ensuite le faisceau de His et Purkinje, un trajet particulier composé de fibres musculaires qui vont engendrer la systole ventriculaire, générant le complexe QRS. Le cycle se termine après la diastole ventriculaire où le cœur est mécaniquement inactif, l'onde T correspondant à la polarisation électrique des cellules du muscle ventriculaire qui préparent le cœur pour un nouveau battement.

En médecine et plus particulièrement en cardiologie, l'ECG est mesuré sur 12 dérivations à l'aide de 10 électrodes placés sur le torse, les bras et les jambes [32]. Un ECG sur 2 dérivations permet de mesurer la fréquence cardiaque et sa variabilité ainsi que différents paramètres temporels liés aux points remarquables de l'onde. Cette technique permet de réduire le nombre d'électrodes à positionner sur le corps. Les patients qui refusent de placer l'instrumentation sur leur torse peuvent éventuellement positionner les électrodes sur leurs

bras. Cette mesure est moins intrusive et permet l'utilisation d'appareils portatifs. Le rythme cardiaque est calculé à partir du tracé ECG en mesurant l'intervalle temporel entre deux ondes R successives. [5]



**Fig.I.5 :** tracé d'un électrocardiogramme.

### **I.3.3 Photo-pléthysmographie et volume sanguin pulsé (PPG)**

La photo pléthysmographie est une technique de mesure optique qui permet d'observer les variations de volume sanguin dans un tissu de manière non-invasive. Le terme pléthysmographie est un héritage direct du Grecque, plethysmos voulant dire augmenter. L'intérêt et le succès de cette méthode résident dans le fait que l'acquisition repose sur un assemblage de composants électroniques très répandus de nos jours, rendant ainsi les capteurs accessibles.

Les signaux PPG permettent de mesurer ou estimer la saturation en oxygène, l'activité cardiaque et l'état du système nerveux autonome. L'allure du signal PPG est très similaire à la courbe de pression sanguine. L'acquisition de ce signal physiologique est réalisée par l'intermédiaire de deux principaux composants optoélectroniques : Un émetteur lumineux : une diode électroluminescente qui émet dans une longueur d'onde déterminée est intégrée dans les capteurs prévus pour être placés en contact direct avec le site de mesure.

Les longueurs d'onde retenues sont très souvent sélectionnées dans le rouge ou le proche infrarouge. Il peut aussi s'agir de la lumière ambiante émise par les néons ou le soleil dans le cas de l'acquisition d'un signal PPG par caméra optique .

Un récepteur de lumière : les fluctuations du volume sanguin entraînent de fines variations au niveau de la lumière reflétée par la peau. Une photodiode est installée à proximité de la diode émettrice pour enregistrer ces légères oscillations d'intensité. La longueur d'onde de travail de la photodiode est accordée avec celle de l'émetteur lumineux. De manière déportée, les

capteurs optiques des caméras numériques et des webcams sont sensibles aux variations d'intensité entraînées par la PPG sur la peau.

La photodiode est souvent placée à proximité de l'émetteur pour mesurer la quantité de lumière reflétée par les tissus et le sang. Le récepteur est autrement positionnée à l'opposé de l'émetteur pour pouvoir mesurer la quantité de lumière absorbée, les tissus se trouvant cette fois entre l'émetteur et le récepteur. La profondeur à laquelle pénètre la lumière dépend directement de sa longueur d'onde. L'utilisation de deux longueurs d'onde différentes, le rouge et l'infrarouge en particulier, permet de mesurer la saturation pulsée en oxygène.

Les capteurs en contact se placent principalement au doigt, à l'oreille, à l'orteil ou encore sur le front. Les caméras intégrées aux smartphones sont des capteurs exploitables pour mesurer la PPG et estimer la saturation pulsée en oxygène en plaçant le doigt directement contre la lentille. Le flash de l'appareil permet dans ce cas d'illuminer correctement la peau.

L'onde PPG possède une composante variable correspondant aux fluctuations du volume sanguin entraînées par les battements du cœur. Sa fréquence fondamentale dépend directement du rythme cardiaque et reste située aux alentours de 1 Hz (60 battements par minute) en moyenne pour un sujet sain et au repos. La composante continue du signal reflète le volume sanguin moyen dans les tissus et est cadencée par des paramètres physiologiques comme la respiration, l'activation du système nerveux sympathique ou la thermorégulation.

Un filtrage du signal est nécessaire pour séparer ces deux composantes. Typiquement, la composante pulsatile est extraite par un filtre passe-haut dont la fréquence de coupure est rigoureusement sélectionnée afin de ne pas déformer le signal et pour que la composante continue ne soit plus dominante. [5]

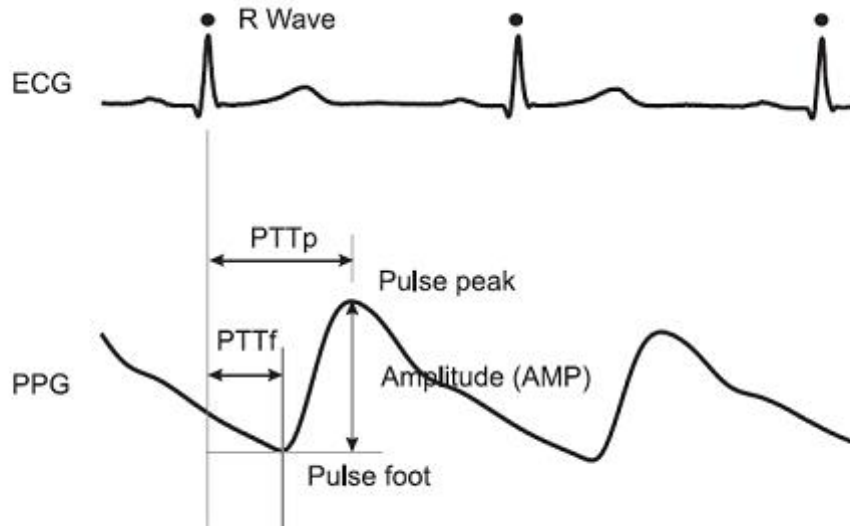


Fig.I.6 : Ondes ECG et PPG

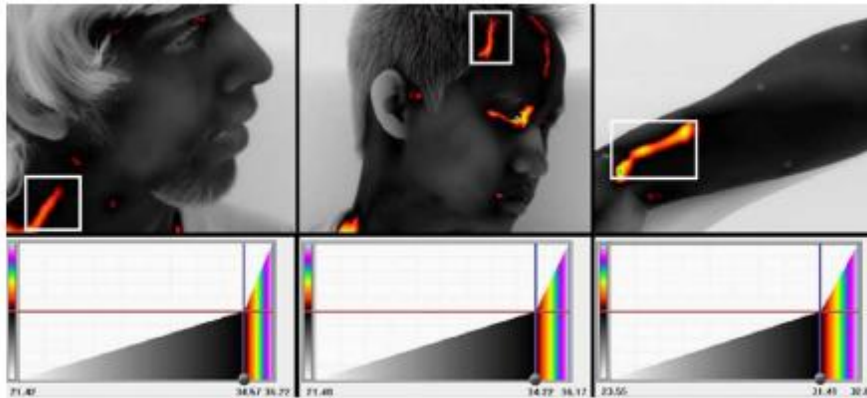
## I.4 Mesure sans contact de l'activité cardiaque

### I.4.1 Doppler

Les radars basés sur l'effet Doppler sont des dispositifs utilisables pour mesurer le rythme cardiaque de manière déportée. L'appareil est orienté vers la poitrine de l'individu qui peut se trouver à une distance maximale d'environ 10 mètres. Dans ce type de système, la respiration est considérée comme la principale source de bruit et des techniques de traitement du signal sont utilisées pour séparer de manière efficace ces deux paramètres physiologiques, notamment par des amplifications analogiques et des filtrages adaptatifs. L'analyse fréquentielle de la densité spectrale de puissance permet de séparer les différentes harmoniques du signal filtré. Typiquement, la respiration et le rythme cardiaque génèrent deux harmoniques de hautes amplitudes qui fournissent une indication sur leur fréquence moyenne respective. Le rythme cardiaque instantané est estimé en détectant les pics formés par la contraction du muscle cardiaque sur les signaux filtrés et en calculant l'intervalle de temps entre deux pics consécutifs. Des algorithmes de démodulation non-linéaire sont utilisés lorsque des mouvements trop importants parasitent les signaux ou lorsque les radars sont cadencés à des fréquences plus importantes [5].

### I.4.2 Caméras thermiques

Des échanges de température par convection et conduction sont introduits par le sang chaud qui traverse les artères de la surface. Ce phénomène est directement modulé par la pulsation cardiaque. Les caméras thermiques représentent ici un moyen non-invasif et sans contact permettant de mesurer ces variations de température pour acquérir la pulsation cardiaque.



**Fig.I.7** : thermographie infrarouge des artères.

Les caméras sont souvent calibrées dans la bande spectrale du moyen infrarouge, soit entre 3 et 5  $\mu\text{m}$  même si les longueurs d'onde appartenant au lointain infrarouge ont été utilisées. Un algorithme de suivi et de sélection de différentes régions d'intérêt du visage permet de prendre une mesure uniquement sur certaines artères, comme la carotide ou l'artère temporale superficielle.

Les variations de température traduisent les changements du volume sanguin dans les vaisseaux observés. La transformée en ondelettes continue est utilisée sur les données thermiques pour supprimer les bruits de mesure en ne sélectionnant que certains coefficients de la bande de fréquence utile.

Le principal défi consiste à rendre l'extraction des données physiologiques robuste aux mouvements de tête pouvant générer d'importants artefacts. Ces problématiques sont communes à la plupart des systèmes qui utilisent l'imagerie pour mesurer des signaux physiologiques. [5].

### I.4.3 Caméras optiques et webcams

Les capteurs qui s'appuient sur le principe de la photo pléthysmographie sont à l'origine constitués d'une diode électroluminescente et d'une photodiode, les deux étant calibrées pour émettre et recevoir de la lumière dans les longueurs d'onde de l'infrarouge ou du rouge, respectivement à 940 ou 660 nm. Les caméras numériques et les webcams sont devenues des capteurs photo-pléthysmographies à part entière et ont le précieux avantage d'être très accessibles et de pouvoir mesurer l'activité cardiaque à distance, là où les capteurs traditionnels nécessitent un contact.

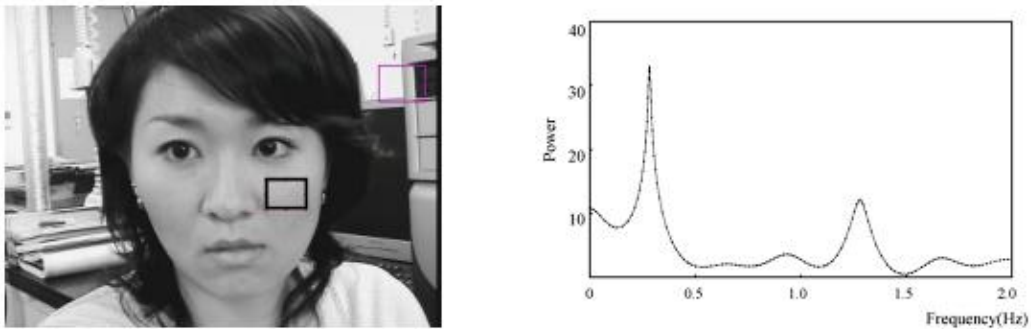
La lumière ambiante, qu'elle soit issue du soleil ou des néons, joue le rôle de la diode électroluminescente des capteurs en contact. La photodiode, l'élément du capteur qui consiste à mesurer la composante de lumière reflétée ou absorbée, est ici assurée par la matrice de cellules photosensibles de la caméra.

Récemment, TAKANO et ses collègues [60] ont utilisé le flux vidéo des caméras pour mesurer l'activité cardiaque en se focalisant sur le visage de l'être humain. Les chercheurs ont exploité l'information de luminance pour former le signal photo-pléthysmographie en réalisant une moyenne spatiale dans une région d'intérêt définie manuellement sur la joue du participant.

Le principe consiste simplement à sommer les intensités lumineuses des pixels dans la région d'intérêt puis diviser ce résultat par le nombre total de pixels contenus dans la zone, à l'instar d'une moyenne classique. Une image est transformée en un scalaire, une succession de trames formant ainsi l'ensemble des points qui compose le signal PPG. Une étape d'interpolation ou de ré-échantillonnage des signaux est mise en œuvre car les trames sont la plupart du temps acquises de manière irrégulière. Les signaux sont traités par un filtre passe-bas dont la fréquence de coupure est fixée à 2 Hz en vue d'éliminer les bruits hautes fréquences.

Les chercheurs ont comparé leurs résultats avec ceux extraits d'un capteur en contact de référence en analysant leur puissance spectrale respective. Deux pics sont distinctement observables sur ces courbes, le premier est situé aux alentours de 0.3 Hz et traduit la fréquence respiratoire. Ce pic est vraisemblablement causé par les mouvements involontaires engendrés lors de l'inspiration et de l'expiration, créant ainsi des changements de luminosité dans la région d'intérêt.

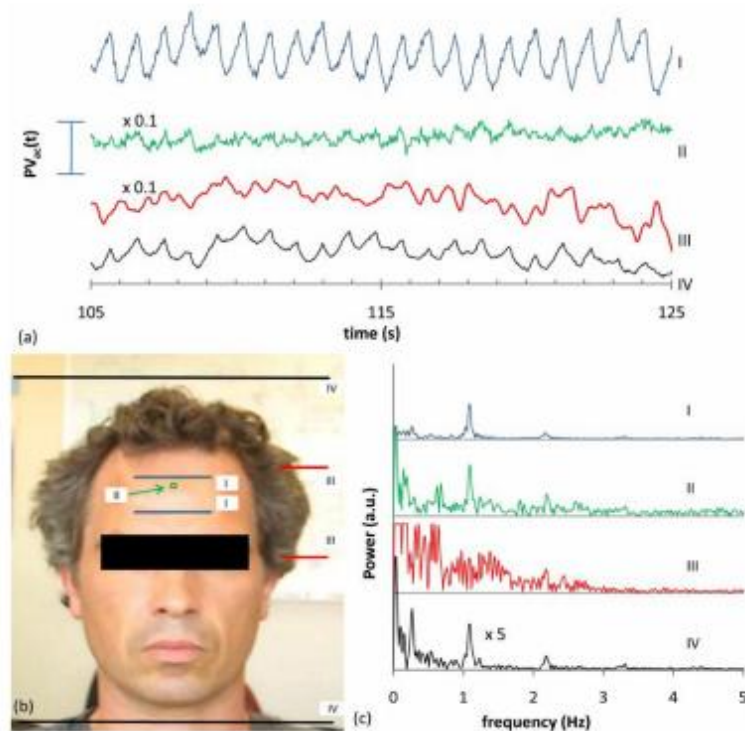
Le pic situé aux alentours de 1.2 Hz traduit la fréquence cardiaque moyenne. On retrouve une mesure en battements par minute (bpm) en multipliant cette valeur par 60.



**Fig.I.8** Observation de la PPG sur le visage à travers la luminance.

VERKRUYSSSE et ses collègues ont défini manuellement des régions d'intérêt de dimension variable sur le visage. Ils utilisent, contrairement à l'étude précédente où seule la luminance était exploitée, l'information contenue dans le canal vert. L'oxyhémoglobine absorbe mieux la lumière verte que la lumière bleue ou rouge. Le signal PPG est comme auparavant formé par une moyenne spatiale. Un filtre passe-bande dont les fréquences de coupure sont fixées à 0.8 et 6 Hz est appliqué sur le signal. Ces fréquences ont été sélectionnées en fonction de la plage de variations naturelles du rythme cardiaque, soit entre 48 et 360 battements par minute. La transformée de FOURIER est utilisée pour former la densité spectrale de puissance en vue d'analyser son contenu fréquentiel. Les auteurs indiquent qu'il est important de paramétrer une région d'intérêt qui englobe un maximum de pixels pour que le rapport signal sur bruit soit adéquat.

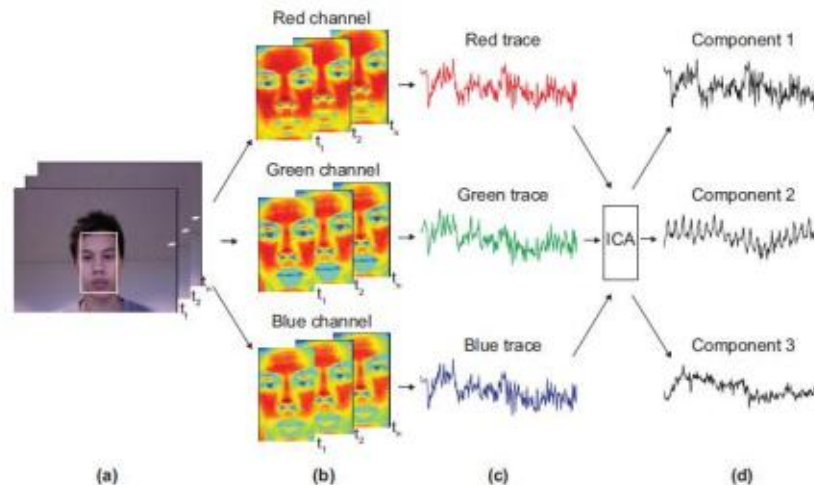
Les cellules photosensibles de la caméra enregistrent du bruit de manière aléatoire et il est très difficile d'observer la PPG sur un seul pixel. Les paramètres qui régulent automatiquement l'exposition ou la balance des blancs de la caméra sont à désactiver car ils peuvent modifier les couleurs de la trame source et ainsi bruite les signaux PPG. Une lentille optique peut être installée sur la caméra pour pouvoir extraire le signal PPG à des distances pouvant dépasser les 10 mètres.



**Fig.I.9** Observation de la PPG par le canal Vert sur plusieurs régions du visage.

POH et ses collègues proposent une méthode automatique de mesure du rythme et de la variabilité cardiaque robuste aux mouvements de la tête et qui est applicable sur des trames délivrées par une webcam bas coût. Le visage est automatiquement détecté à chaque trame par un algorithme de suivi basé sur les cascades de classifieurs boostés, méthode proposée initialement par VIOLA et JONES. Ces derniers ont été pré-entraînés à l'aide de positifs (des images qui contiennent un visage) et de négatifs (des images qui n'en contiennent pas). Les auteurs ont ensuite utilisé l'analyse en composantes indépendantes entre les canaux rouge, vert et bleu pour minimiser l'influence des parasites engendrés par les mouvements. L'analyse en composantes indépendantes est une technique appartenant à la famille des méthodes de séparation aveugle de sources, l'approche consistant à retrouver les sources "à l'aveugle", c'est-à-dire sans un modèle prédéfini qui explique la liaison entre les signaux émis par les sources et ceux reçus par les capteurs. Contrairement à l'analyse en composantes principales, il n'est pas possible de connaître l'ordre de retour des signaux après séparation. Les auteurs utilisent la transformée de FOURIER pour analyser quel signal renvoyé par l'analyse en composantes indépendantes est à utiliser, particulièrement en analysant le pic qui présente le maximum d'amplitude dans la bande de fréquence 0.75–4 Hz (ce qui correspond à 45 et 240 bpm). Les pics de la composante retenue sont détectés et les intervalles de temps entre deux pics consécutifs permettent de former le rythme cardiaque instantané. La

variabilité cardiaque est étudiée en analysant les basses et hautes fréquences de la densité spectrale de puissance du rythme cardiaque instantané. Les résultats montrent que les caractéristiques de la variabilité cardiaque analysée par la caméra sont en étroite corrélation avec les caractéristiques extraites d'un capteur PPG en contact de référence.



**Fig.I.10** Methodologie de recuperation du signal cardiaque proposee par Poh et ses colleques.

L'analyse en composantes indépendantes a été comparée avec d'autres méthodes de séparation de sources sur des signaux PPG et s'avère être l'algorithme le plus performant pour extraire l'information utile et quantifier la fréquence cardiaque. D'autres techniques permettant de réduire le nombre de dimensions d'un corpus de données ont été utilisées sur les signaux issus des canaux rouge, vert et bleu d'une webcam. Cette méthode permet d'obtenir des résultats très proches d'un capteur PPG de référence en contact.

SUN et ses collègues ont développé une méthode basée sur une caméra monochrome haute résolution couplée à une lentille. Une source lumineuse artificielle composée de diodes électroluminescentes est disposée en anneau autour de la lentille. La zone contenant le visage est automatiquement détectée par un algorithme de corrélation croisée entre les différentes parties de l'image source et un motif préenregistré, le nez spécifiquement. Les signaux PPG mesurés sont traités à l'aide d'un filtre passe-bande dont les fréquences de coupure sont fixées à 0.5 et 4 Hz.

Les auteurs ont ensuite utilisé une analyse en composantes indépendantes mono-source sur le signal issu du canal monochrome. Cet algorithme part du principe que le signal étudié est une association linéaire de différentes sources statistiquement indépendantes. L'extraction du

rythme cardiaque et de la fréquence respiratoire est réalisée par l'analyse de la représentation temps-fréquence selon la distribution de WIGNER-VILLE.

Dans une autre étude, les chercheurs ont comparé les performances de mesure du rythme cardiaque à partir d'enregistrements vidéo de la main entre une webcam bas coût et une caméra haute-performance. Ils utilisent cette fois des caméras qui délivrent des trames sur les trois canaux rouge, vert et bleu. Leur conclusion indique que l'interpolation des signaux dans le domaine temporel est une étape nécessaire pour pouvoir acquérir des mesures précises en utilisant des webcams dont le taux de rafraîchissement est initialement faible. Les lentes variations d'intensité lumineuse perturbent essentiellement la composante continue du signal PPG, la partie pulsatile reste néanmoins inchangée.

Il est tout à fait possible d'utiliser les caméras intégrées aux smartphones pour mesurer et former les signaux photo-pléthysmographies de cette manière. Les fines variations du volume sanguin dans les tissus sont imperceptibles à l'œil nu mais sont cependant amplifiables pour que des différences au niveau de la couleur de la peau puissent apparaître sur les vidéos.

Inversement, les algorithmes automatiques de détection du visage peuvent intégrer le fait qu'une onde PPG doit exister dans un visage pour s'assurer qu'il s'agit bien d'une personne humaine et pas d'une fausse détection [.

Plus récemment, TARASSENKO et ses collègues ont utilisé des modèles autorégressifs pour estimer la fréquence cardiaque sur des patients alités. Les auteurs ont formé un signal de référence à l'aide d'une région d'intérêt qui ne contient pas de signal photo-pléthysmographie, comme une partie d'un mur par exemple. Le spectre de ce signal de référence est ensuite analysé : toutes les composantes oscillatoires qui présentent de trop fortes puissances dans la bande de fréquence du rythme cardiaque sont détectées et retirées. Cette méthode permet de supprimer les fluctuations parasites émises par les néons, qui peuvent générer du bruit aux alentours de 4 Hz.

Des caméras capables de mesurer jusqu'à 5 bandes différentes de couleur ont été utilisées par MCDUFF et ses collègues. La caméra est capable d'acquérir une image dans le rouge, le vert, le bleu, le cyan et l'orange. Malgré que les longueurs d'onde des deux nouvelles bandes (le cyan et l'orange) soient relativement proches de celle du vert, les auteurs ont montré qu'il est tout à fait intéressant d'appliquer une analyse en composantes indépendantes entre ces

trois canaux. Les résultats présentés dans leur étude sont plus proches du capteur en contact de référence en utilisant les canaux vert, cyan et orange plutôt que les traditionnels rouge, vert et bleu.

D'une manière totalement différente, les webcams sont utilisables pour observer le mouvement résiduel de la tête provoqué par la contraction du muscle cardiaque. Les mouvements involontaires entraînés par la respiration sont filtrés et l'observation des points caractéristiques sur l'axe vertical est privilégiée

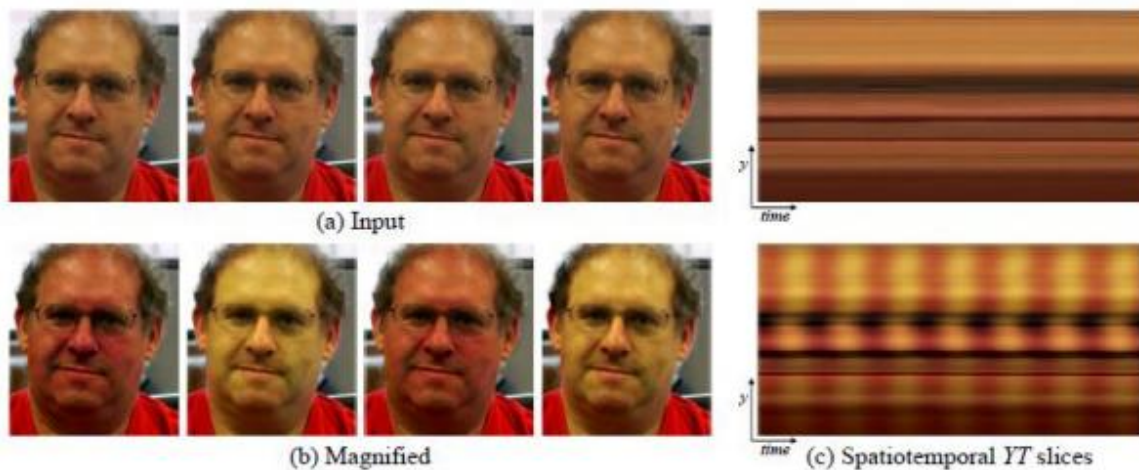


FIGURE 2.15 – Amplification des variations de couleur entrainées par la PPG. Les évolutions du volume sanguin mesurées par photopléthysmographie ne sont pas perceptibles en observant naturellement les trames de la caméra (a). Une amplification permet de modifier la couleur de la peau lorsque le volume sanguin fluctue pour pouvoir mieux observer le phénomène physiologique (b) [74].

**Fig.I.11** Amplification des variations de couleur entrainées par la PPG.

#### I.4.4 Electrodes ECG sans contact (Capacitively Coupled ECG)

Lors de l'acquisition de l'ECG par des capteurs en contact, des électrodes polarisées sont positionnées pour mesurer l'activité électrique du cœur. Du gel conducteur est souvent utilisé pour favoriser le contact entre les électrodes et la peau du patient.

Des électrodes capacitives ont été développées pour permettre d'éviter tout contact avec le site de mesure, supprimant ainsi les risques d'irritation et les démangeaisons lors d'une utilisation prolongée du capteur. Les principaux défis scientifiques consistent à rendre le système assez sensible pour pouvoir mesurer l'activité cardiaque à distance tout en étant résistant aux perturbations de l'environnement extérieur. PRANCE et ses collègues ont

présenté dans une étude récente un système permettant de mesurer l'activité électrique du cœur à partir d'électrodes situées à environ 40 centimètres du corps du patient.

## **I.5. conclusion**

Dans ce chapitre, nous essayons d'expliquer le rythme du cœur, en donnant toutes les techniques possibles pour mesurer le rythme cardiaque. Dans le prochain chapitre, nous expliquerons tous les circuits électroniques pour réaliser notre projet de recherche.

**Chapitre II :**  
**Descriptions des blocs du système**

## II.1 Introduction

Aujourd'hui, l'électronique est de plus en plus remplacée par de l'électronique programmée. On parle aussi de système embarquée ou de l'informatique embarquée. Son but est de simplifier les schémas électroniques et par conséquent réduire l'utilisation de composants électroniques, réduisant ainsi le coût de fabrication d'un produit. Il en résulte des systèmes plus complexes et performants pour un espace réduit.

La conception de la carte électronique ici n'est rien d'autre que le choix des composants et modules électroniques qui vont nous permettre de réaliser notre application. Pour ce faire, nous allons procéder à l'étude de chaque élément qui fait partie de l'application, dont la carte Arduino étant l'élément de base de notre réalisation.

Dans ce chapitre nous présentons une description des composantes électronique adoptée pour répondre aux spécifications de notre cahier de charge.

## II.2- Définition du module Arduino

Le module Arduino est une plate-forme open-source d'électronique programmée qui est basée sur une simple carte à microcontrôleur (de la famille AVR), et un logiciel, véritable environnement de développement intégré, pour écrire, compiler et transférer le programme vers la carte . Pour programmer cette carte, on utilise l'logiciel IDE Arduino. [4]

### II.2.1- Les gammes de la carte Arduino

Actuellement, il existe plus de 20 versions de module Arduino, nous citons l'Arduino UNO, l'Arduino Mini, l'Arduino Nano, l'Arduino Diecimila, et l'Arduino Mega2560. Parmi ces ty pes, nousavons choisi une carte Arduino Mega (ATmega 2560). Elle contient beaucoup de dispositifs qui seront détaillée par la suite. La carte est illustrée dans la figure (II-1).

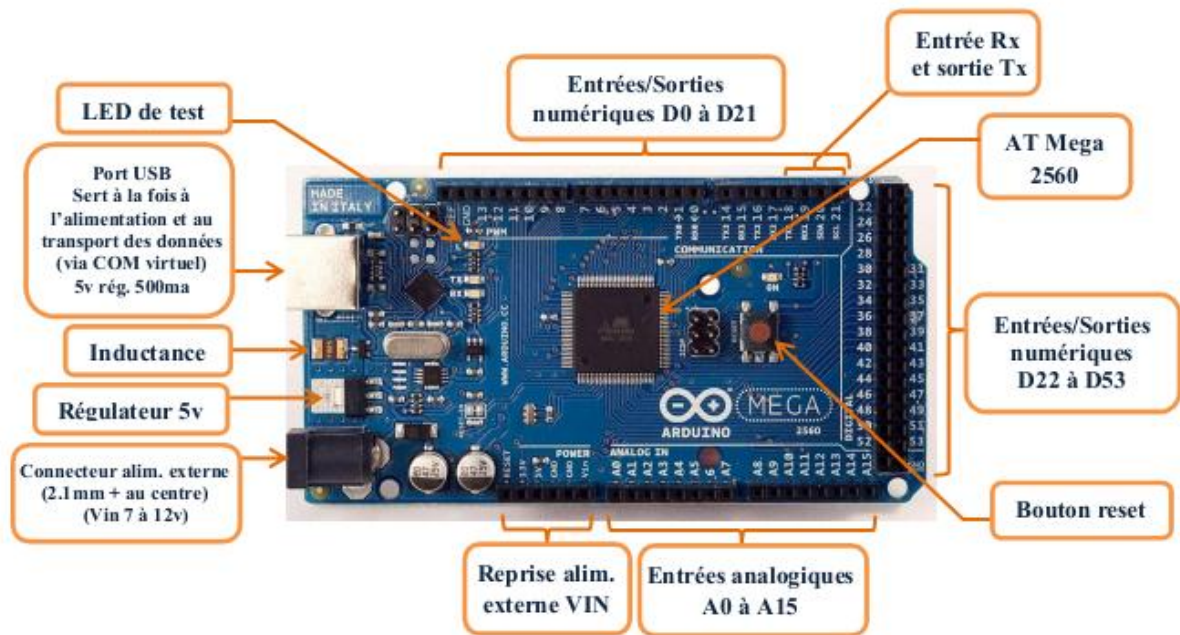


Fig.II.1 Description de la carte Arduino MEGA 2560

## II.2.2- La carte Arduino Mega 2560 :

La carte Arduino Mega 2560 est une carte à microcontrôleur basée sur un ATmega2560.

Cette carte dispose de:

- 54 broches numériques d'entrées/sorties (dont 14 peuvent être utilisées en sorties PWM (MLI : Modulation de largeur d'impulsion)).
- de 16 entrées analogiques (qui peuvent être utilisées en broches entrées/sorties numériques).
- de 4 UART (port série matériel).
- d'un quartz de 16Mhz.
- d'une connexion USB.
- d'un connecteur d'alimentation jack.
- d'un connecteur ICSP (programmation "in-circuit").
- et d'un bouton de réinitialisation (reset).

Elle contient tout ce qui est nécessaire pour le fonctionnement du microcontrôleur ; Pour pouvoir l'utiliser, il suffit simplement de la connecter à un ordinateur à l'aide d'un câble USB (ou de l'alimenter avec un adaptateur secteur ou une pile, mais ceci n'est pas indispensable, l'alimentation étant fournie par le port USB).

La carte Arduino Mega 2560 est compatible avec les circuits imprimés prévus pour les cartes Arduino Uno, Duemilanove ou Diecimila. [4]

### II.2.3- Caractéristique technique de la carte Arduino Mega 2560:

#### II.2.3.a- Partie matérielle :

Généralement tout module électronique qui possède une interface de programmation est basé toujours dans sa construction sur un circuit programmable ou plus.

Microcontrôleur	ATmega2560
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'alimentation (recommandée)	7-12V
Tension d'alimentation (limites)	6-20V
Broches E/S numériques	54 (dont 14 disposent d'une sortie PWM)
Broches d'entrées analogiques	16 (utilisables en broches E/S numériques)
Intensité maxi disponible par broche E/S (5V)	40 mA (ATTENTION : 200mA cumulé pour l'ensemble des broches E/S)
Intensité maxi disponible pour la sortie 3.3V	50 mA
Intensité maxi disponible pour la sortie 5V	Fonction de l'alimentation utilisée - 500 mA max si port USB utilisé seul
Mémoire Programme Flash	256 KB dont 8 KB sont utilisés par le bootloader
Mémoire SRAM (mémoire volatile)	8 KB
Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)	4 KB
Vitesse d'horloge	16 MHz

**Fig.II.2** Constitution de la carte Arduino Mega 2560

➤ **Le Microcontrôleur ATmega2560 :**

Un microcontrôleur ATmega2560 est un circuit intégré qui rassemble sur une puce plusieurs éléments complexes dans un espace réduit. La figure II .3 montre un microcontrôleur ATmega 2560, qu'on trouve sur la carte Arduino.



**Fig.II.3** Microcontrôleur ATmega 2560

➤ **L'alimentation :**

La carte Arduino Mega 2560 peut être alimentée soit via la connexion USB (qui fournit 5V jusqu'à 500mA) ou à l'aide d'une alimentation externe. La source d'alimentation est sélectionnée automatiquement par la carte.

La carte peut fonctionner avec une alimentation externe de 6 à 20 volts. Cependant, si la carte est alimentée avec moins de 7V, la broche 5V pourrait fournir moins de 5V et la carte pourrait être instable. Si on utilise plus de 12V, le régulateur de tension de la carte pourrait chauffer ce dernier.

Les broches d'alimentation sont les suivantes :

- VIN. La tension d'entrée positive lorsque la carte Arduino est utilisée avec une source de tension externe (à distinguer du 5V de la connexion USB ou autre source 5V régulée).
- 5V. La tension régulée utilisée pour faire fonctionner le microcontrôleur et les autres composants de la carte. Le 5V régulé fourni par cette broche peut donc provenir soit de la tension d'alimentation VIN via le régulateur de la carte, ou bien de la connexion USB ou de tout autre source d'alimentation régulée.

- 3.3V. Une alimentation de 3.3V fournie par le circuit intégré FTDI (circuit intégré faisant l'adaptation du signal entre le port USB de votre ordinateur et le port série de l'ATmega) de la carte. L'intensité maximale disponible sur cette broche est de 50mA
- GND. Broche de masse (0V).

- **Les mémoires :**

L'ATmega 2560 à 256Ko de mémoire FLASH pour stocker le programme (dont 8Ko également utilisés par le bootloader). L'ATmega 2560 a également 8 ko de mémoire SRAM (volatile) et 4Ko d'EEPROM (non volatile - mémoire qui peut être lue à l'aide de la librairie EEPROM).

- **Entrées et sorties numériques :**

Chacune des 54 broches numériques de la carte Mega peut être utilisée soit comme une entrée numérique, soit comme une sortie numérique. Ces broches fonctionnent en 5V. Chaque broche peut fournir ou recevoir un maximum de 40mA d'intensité et dispose d'une résistance interne de "rappel au plus" (pull-up) (déconnectée par défaut) de 20-50 KOhms. Cette résistance interne s'active sur une broche en entrée à l'aide de l'instruction `digitalWrite(broche, HIGH)`.

De plus, certaines broches ont des fonctions spécialisées :

- Communication Série: Port Série Serial : 0 (RX) and 1 (TX); Port Série Serial 1: 19 (RX) and 18 (TX); Port Série Serial 2: 17 (RX) and 16 (TX); Port Série Serial 3: 15 (RX) and 14 (TX).
- Interruptions Externes: Broches 2 (interrupt 0), 3 (interrupt 1), 18 (interrupt 5), 19 (interrupt 4), 20 (interrupt 3), et 21 (interrupt 2). Ces broches peuvent être configurées pour déclencher une interruption sur une valeur basse, sur un front montant ou descendant, ou sur un changement de valeur.
- Impulsion PWM (largeur d'impulsion modulée) : Broches 0 à 13. Fournissent une impulsion PWM 8-bits à l'aide de l'instruction `analogWrite()`.
- □ SPI (Interface Série Périphérique): Broches 50 (MISO), 51 (MOSI), 52 (SCK), 53 (SS). Ces broches supportent la communication SPI (Interface Série Périphérique).
- I2C: Broches 20 (SDA) et 21 (SCL). Supportent les communications de protocole I2C.
- LED: Broche 13. Il y a une LED incluse dans la carte connectée à la broche 13.

- **Broches analogiques :**

La carte Mega2560 dispose de 16 entrées analogiques, chacune pouvant fournir une mesure d'une résolution de 10 bits (càd sur 1024 niveaux soit de 0 à 1023) à l'aide de la très utile fonction `analogRead()` du langage Arduino. Par défaut, ces broches mesurent entre le 0V (valeur 0) et le 5V (valeur 1023). Les broches analogiques peuvent être utilisées en tant que broches numériques.

- **Autres broches :**

Il y a deux autres broches disponibles sur la carte :

- **AREF** : Tension de référence pour les entrées analogiques (si différent du 5V). Utilisée avec l'instruction `analogReference()`.
- **Reset** : Mettre cette broche au niveau BAS entraîne la réinitialisation du microcontrôleur .

Comme un port de communication virtuel pour le logiciel sur l'ordinateur , La connexion série de l'Arduino est très pratique pour communiquer avec un PC, mais son inconvénient est le câble USB, pour éviter cela, il existe différentes méthodes pour utiliser ce dernier sans fil.

### **II.2.3.b- Partie de programmation :**

Une telle carte d'acquisition qui se base sur sa construction sur un microcontrôleur doit être dotée d'une interface de programmation comme est le cas de notre carte. L'environnement de programmation open-source pour Arduino peut être téléchargé gratuitement (pour Mac OS X, Windows, et Linux).

- **l'environnement de la programmation :**

Le logiciel de programmation de la carte Arduino sert d'éditeur de code (langage proche du C). Une fois, le programme tapé ou modifié, il sera transféré et mémorisé dans la carte à travers de la liaison USB. Le câble USB alimente à la fois en énergie la carte et transporte le fichier (.hex) .

- **Structure générale du programme (Arduino IDE) :**

Le logiciel Arduino a pour fonctions principales :

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

Ce logiciel est un Environnement de Développement Intégré (IDE) dédié au langage Arduino et à la programmation des cartes. Il comporte :

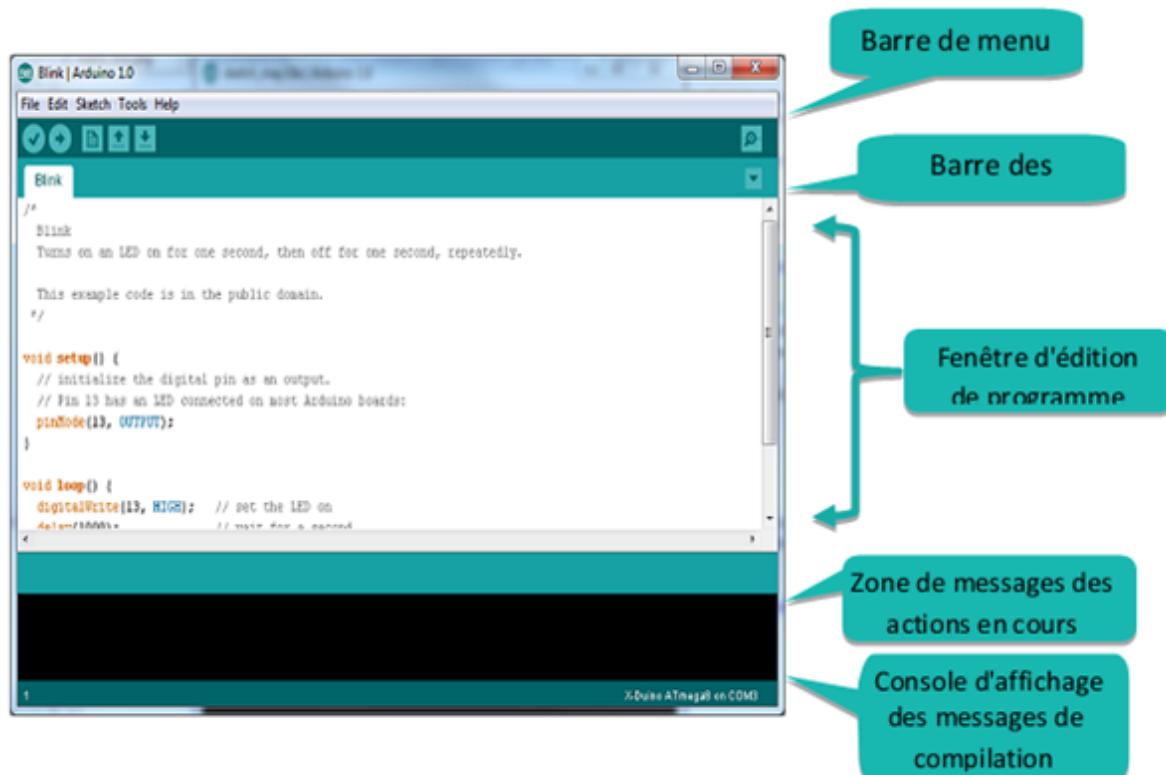


Fig.II.4 Interface Arduino IDE

- **Injection du programme :**

Avant d'envoyer le fichier (.hex) dans la carte Arduino mega2560, il est nécessaire de sélectionner le type de la carte (Arduino MEGA 2560) et le numéro de port USB (COM 69) comme à titre d'exemple la figure suivante :

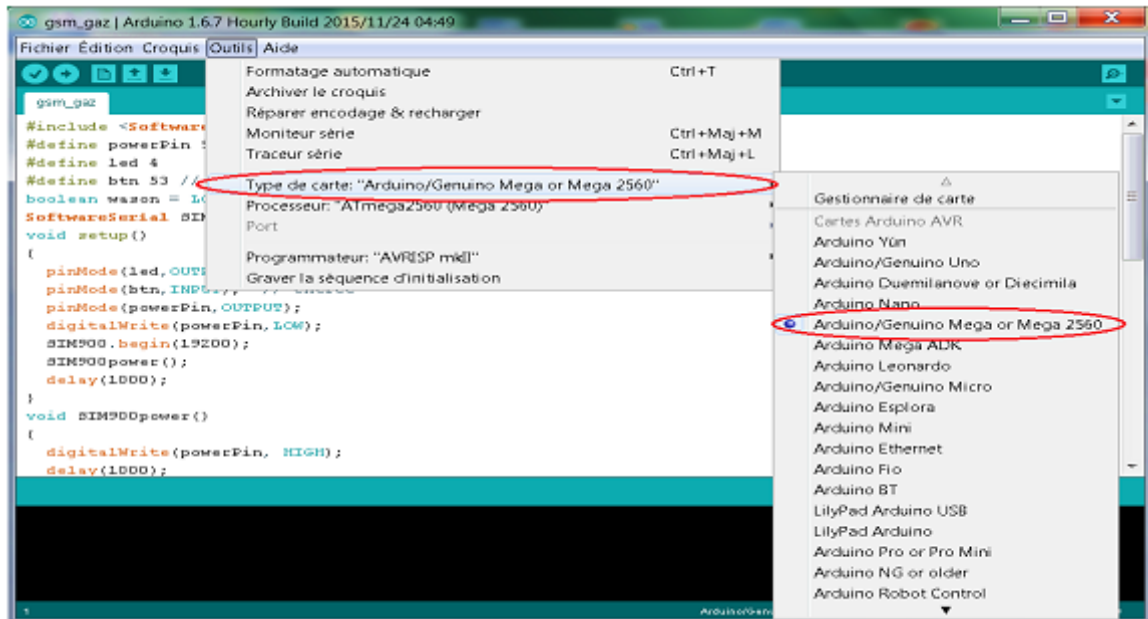
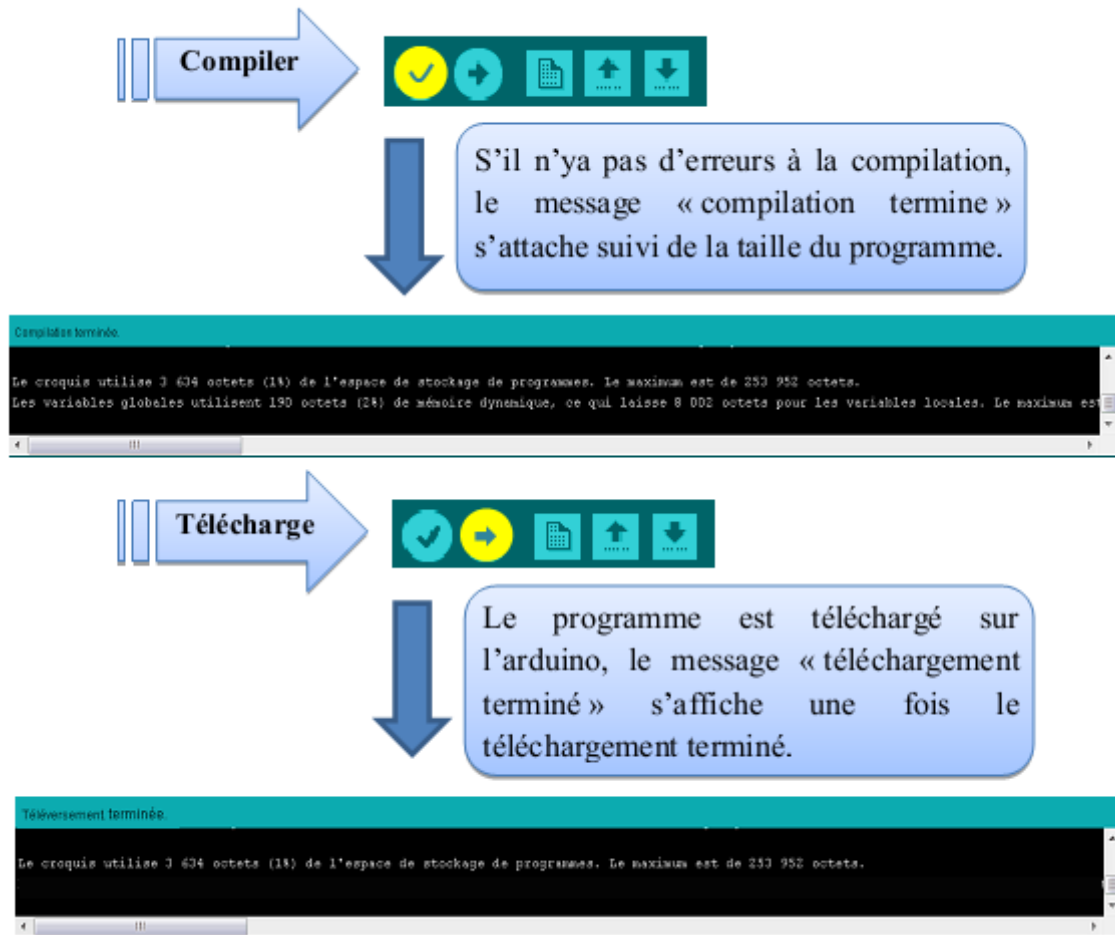


Fig.II.5 Parametrage de logiciel Arduino IDE

- **Les étapes de téléchargement du programme :**

Une simple manipulation enchaînée doit être suivie afin d'injecter un code vers la carte Arduino via le port USB.

1. On vérifie le programme avec le logiciel Arduino (compilation).
2. Si des erreurs sont signalées, on modifie le programme.
3. On charge le programme sur la carte Arduino Mega 2560.
4. L'exécution du programme est automatique après quelques secondes.
5. On alimente la carte soit par le port USB, soit par une source d'alimentation autonome. [4]



**Fig.II.6** Les étapes de téléchargement du code

### III.2 Définition du modèle GSM :

Un système de communication, ou réseau, désigne tout ensemble d'éléments capables de véhiculer de l'information d'une source vers une destination. Le téléphone en est la meilleure illustration. Apparus plus récemment, de nouveaux types de réseaux transportant d'autres formes d'informations, telles que les données informatiques ou la vidéo. Ces systèmes ont pratiquement toujours été astreints à des supports fixes.

Au début des années 80, la CEPT (Conférence Européenne des Postes et Télécommunications) crée un groupe de travail, le GSM (Global System for Mobile Communication ou, groupe spécial mobile), pour définir un système numérique de communication avec les mobiles à vocation internationale pour l'horizon 1990. L'année 1992 a vu la commercialisation réelle des premiers systèmes GSM. [5]

La norme GSM est adoptée dans de nombreux pays. C'est l'unique norme numérique de téléphonie cellulaire 2G(2<sup>ème</sup> Génération) acceptée en Europe. Dans la plupart des autres régions du monde, elle est en concurrence avec d'autres normes de radiotéléphonie numérique, en général originaires des Etats-Unis (Interim Standard IS-95) ou du Japon (Personal Digital Cellular PDC).

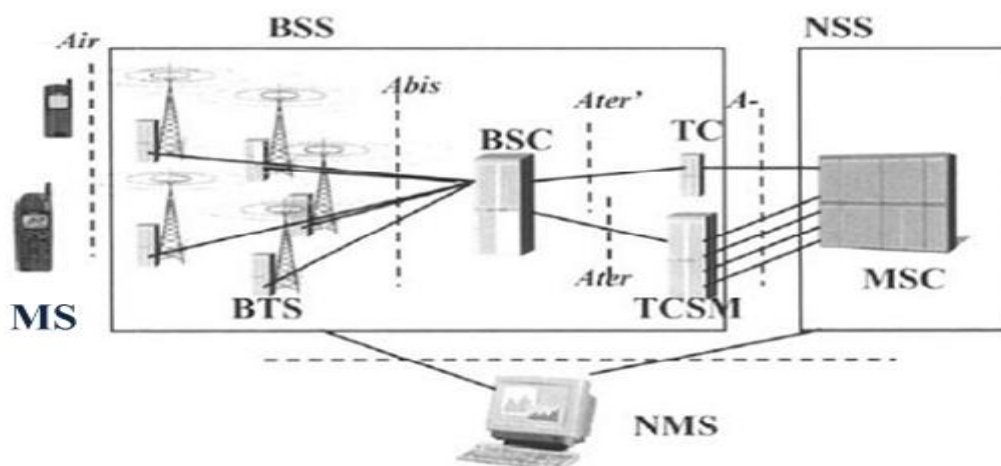
### III.2.1 Architecture du réseau GSM

Le réseau GSM est composé de 3 parties essentielles:

- Le sous-système radio BSS (Base Station Subsystem).
- Le sous-système réseau NSS (Network Sub-System).
- Le système réseau de gestion NMS (Network Management System)(figure 1-1), ou connu sous une autre appellation, le sous-système d'exploitation et de maintenance OSS (Opération and Maintenance Sub System). [5]

#### III.2.1.a Le sous-système radio (BSS)

Ce sous-système est constitué de stations de base BTS (Base Transceiver Station), qui assure le lien radioélectrique avec les abonnés mobiles MS. Les BTS sont gérées par un contrôleur de stations de base BSC (Base Station Controller), qui assure également la fonction de concentration du trafic. Le BSC est connecté à un sous-multiplexeur transcodeur TCSM (TransCoder Sub-Multiplexer) qui rend compatible le réseau GSM avec les réseaux numériques fixes publics avec une adaptation du débit des circuits de parole.



**Fig.II.7** Architecture d'un réseau GSM

### III.2.1.b Le sous-système réseau NSS

C'est une interface entre le réseau GSM et le réseau fixe public, elle regroupe toutes les fonctions de commutation et de routage, localisées dans le MSC (Mobile-services Switching Center). Les données de référence, propre à chaque abonné sont enregistrées dans une base de données répartie sur des enregistreurs de localisation HLR(Home Location Register) afin de minimiser les accès aux VLR (Visitor Location Register). Le MSC utilise un enregistreur de localisation temporaire le VLR, contenant les données de travail relatives aux abonnés présents dans la zone gérée par le MSC.

### III.2.1.c Le sous-système d'exploitation et de maintenance NMS

Il est utilisé par l'opérateur pour administrer son réseau, de manière locale par des OMC (Opération and Maintenance Centre), et de manière générale par les NMC (Network Management Centre). Les fonctions de sécurité et de contrôle d'accès au réseau sont assurées par le centre d'authentification AUC (AUthentication Centre) et l'enregistreur des identités des équipements EIR (Equipment Identity Register).

### III.2.1.d-La station mobile (MS)

La station mobile MS (Mobile Station) désigne un équipement terminal muni d'une carte SIM (Subscriber Identity Module) qui permet d'accéder aux services de télécommunications d'un réseau mobile GSM. La carte SIM d'un abonné est généralement du format d'une carte de crédit, parfois même juste du format de la puce (plug-in). Elle contient toutes les informations nécessaires au bon fonctionnement du mobile:

- Ses identités:
  - ✓ Universelle et unique IMSI (international Mobile Subscriber Identity).
  - ✓ Temporaire et valable seulement au sein d'un VLR: TMSI (Temporary Mobile Subscriber Identity).
- Eventuellement un code PIN (bloquant la carte après trois essais).
- Sa clé de chiffrement.
- Sa clé d'authentification.
- les algorithmes de chiffrement et d'authentification.

Le terminal est muni d'une identité particulière, l'IMEI (International Mobile Equipment Identity). Cette identité permet en particulier de déterminer le constructeur de l'équipement.

### III.3.2 Module GSM SIM800L :

Le module GSM SIM800L est l'un des plus petits modules GSM du monde avec une taille de 2.2 cm x 1.8 cm. C'est un module puissant qui démarre automatiquement et recherche automatiquement le réseau. Il inclut notamment le Bluetooth 3.0+EDR et la radio FM (récepteur uniquement). Il vous permettra d'échanger des SMS, de passer des appels mais aussi, et c'est nouveau, de récupérer de la data en GPRS 2G+. Ainsi vous pourrez faire transiter des données sur une très longue distance, si par exemple la radio FM ou le Bluetooth ne vous suffit plus.

Ce module nécessite une alimentation entre 3,4V et 4,4V. L'alimentation 5V de l'Arduino ne lui convient donc pas. Pour contrer ce problème d'alimentation, on ajoute une diode 1N4007 entre le 5V de l'Arduino et le pin VCC du SIM800L. Le SIM800L nécessite un pic de courant d'environ 2A. Le reste du branchement est détaillé ci-dessous. La pin reset doit être relié au 3,3v de l'arduino. [6]



Fig.II.8 Module GSM SIM 800L

#### II.3.2.a Diagramme fonctionnel

La figure suivante montre un schéma fonctionnel de SIM800L:

- Bande de base GSM
- GSM RF
- Interface de l'antenne

- Autre interface

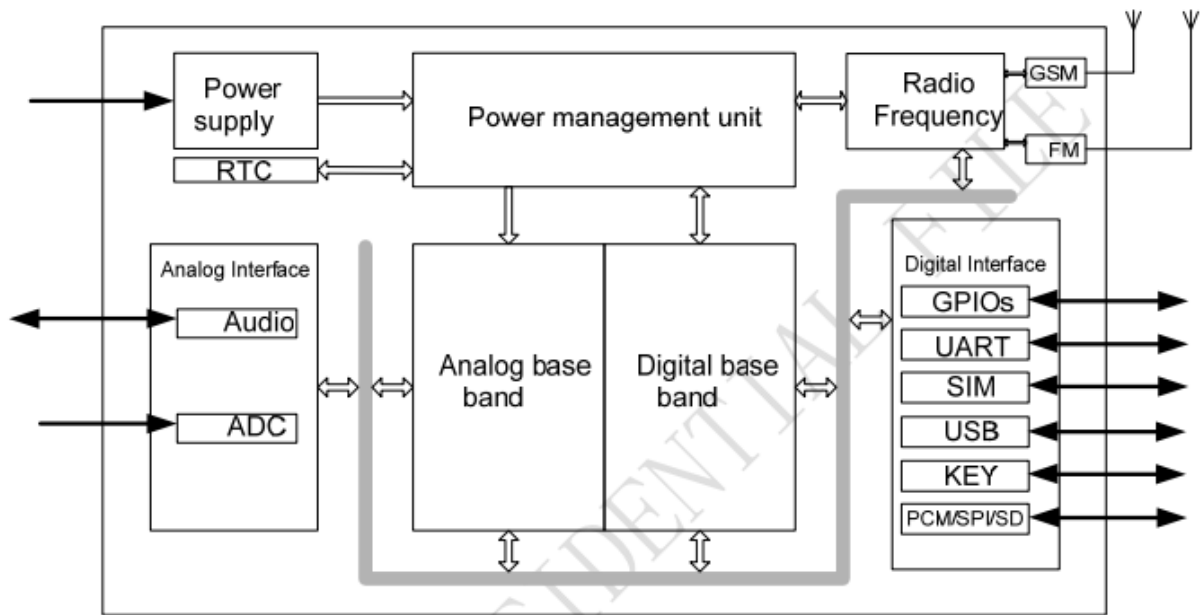


Fig.II.9 SIM 800L Diagramme fonctionnel

### III.4 Définition du Module GPS :

Le Global Positioning System (GPS) (en français Système mondial de positionnement ou Géo-positionnement par satellite), aussi connu sous le nom de Navstar est le premier système de géolocalisation mondial fonctionnant sur l'exploitation de signaux radio émis par une constellation de satellites dédiés. Mis en place par le département de la Défense des États-Unis à des fins militaires à partir de 1973, le système avec 24 satellites est totalement opérationnel en 1995 et s'ouvre au civil en 2000.

Les signaux transmis par les satellites peuvent être librement reçus et exploités par quiconque. L'utilisateur, qu'il soit sur terre, sur mer ou dans les airs, peut connaître sa position à toute heure et en tout lieu sur la surface ou au voisinage de la surface de la terre avec une précision sans précédent, dès lors qu'il est équipé d'un récepteur GPS et du logiciel nécessaire au traitement des informations reçues.

Le principe de fonctionnement repose sur la trilatération de signaux électromagnétiques synchronisés émis par les satellites. Pour assurer la précision du positionnement, le système GPS utilise des technologies sophistiquées : horloges atomiques embarquées, compensation d'effets relativistes, mise en place de stations

d'observation et de synchronisation . Les coordonnées terrestres calculées se référant au système géodésique WGS 84. Commercialement, le GPS connaît un grand succès et engendre de nombreux développements dans une multitude de domaines : navigations maritime, terrestre et aérienne, localisation de flottilles commerciales (bateaux, avions, camions), suivi et traçage de parcours, évaluation de la pertinence d'itinéraire re. L'intégration de « puces GPS » dans les smartphones multiplie les usages domestiques ou individuels. Dans le milieu scientifique la précision de la localisation et de la synchronisation permettent de développer et d'exploiter de nouvelles applications : géodésie , synchronisation entre horloges atomiques , étude de l' atmosphère , etc. L 'Europe, la Chine, la Russie et l'Inde, conscient s de l'intérêt stratégique d'un tel système de géolocalisation satellitaire développent depuis quelques années des systèmes concurrents.

Un système de positionnement par satellites fournit sur un récepteur les coordonnées géographiques (longitude, latitude), la vitesse de déplacement et l'heure à son utilisateur. Cette information est obtenue en mesurant la distance à un instant donné entre le récepteur de l'utilisateur et un satellite artificiel dont la position dans l'espace est connue avec précision. [7]

### **III.4-1Principe de fonctionnement**

Distance d'au moins quatre satellites, le récepteur est capable par trilatération de fournir la position et l'altitude avec une précision de l'ordre d'une dizaine de mètres et la vitesse avec une précision de quelques cm/s. Le récepteur peut être au sol ou embarqué ou positionné dans un véhicule en déplacement : automobile , navire et avion .

#### **III.4.1.a-Détermination de la trajectoire du satellite**

Pour mesure r la distance entre le récepteur et le satellite, la trajectoire précise de ce dernier doit être connue. Celle-ci est reconstituée à partir de deux types de message envoyé par le satellite au récepteur :

- Les données d'almanach sont transmises en permanence et fournissent la position approximative des satellites de navigation dans le ciel. Elles permettent au récepteur de repérer rapidement les satellites visibles depuis la position de son utilisateur.
- Les données d'éphémérides fournissent des données de position beaucoup plus précises qui sont actualisées périodiquement (toutes les 4 à 6 heures pour le système

GPS) afin de tenir compte des plus petits changements affectant l'orbite des satellites.

Ce sont ces données qui sont utilisées pour le calcul de la position.

### ❖ Détermination de l'heure

Connaissant la trajectoire que suit le satellite, le récepteur, pour calculer la position, doit théoriquement utiliser la même heure que le satellite. En effet, compte tenu de la vitesse à laquelle circule le signal (300 000 km/s), une désynchronisation de 10 millisecondes entre l'horloge du satellite et celle du récepteur engendre une erreur de calcul de la position de 3000 km. La précision et la stabilité de l'heure du satellite est garantie par l'emport de plusieurs horloges atomiques qui fournissent une heure qui ne dérive que de quelques nanosecondes par jour. Le récepteur, par contre, ne peut être équipé d'une horloge aussi précise pour des raisons de coût et d'encombrement. L'heure est fournie par un oscillateur à quartz dont la dérive journalière moyenne est de 10 millisecondes.

### ❖ Calcul de la position

Pour déterminer sa position, sa vitesse et l'heure, le récepteur calcule la distance à laquelle se trouve le satellite à partir des données de l'éphéméride et en se basant sur son horloge interne. Mais ce calcul est entaché d'erreur (on parle de pseudo-distance) du fait de la désynchronisation des horloges mais également parce que différents phénomènes viennent perturber la propagation du signal :

- Le signal est ralenti durant sa traversée de l'atmosphère (ionosphère et troposphère) de manière variable.
- Le signal peut être réfléchi par des objets au sol (bâtiments) avant d'atteindre le récepteur.
- Enfin en milieu urbain, en montagne ou dans une région boisée le signal peut être bloqué.

La méthode de trilatération permet théoriquement de calculer position, vitesse et temps en utilisant le signal de trois satellites : la distance à laquelle se situe un satellite positionne l'utilisateur à la surface d'une sphère dont le centre est le satellite. L'intersection de 3 sphères permet d'identifier un point unique dans l'espace. Un quatrième satellite est néanmoins requis pour permettre de déterminer le décalage des horloges et réduire les incertitudes liées aux autres sources de perturbation du signal.

**❖ Augmentation du signal**

Pour assurer des performances de précision et de sécurité garanties, des signaux supplémentaires sont émis par des satellites ou des balises de correction, appelés systèmes d'augmentation.

**❖ Interface avec des applications**

Le récepteur est souvent couplé à un ordinateur qui détermine le cap à suivre pour rejoindre un point de coordonnées connues ou qui affiche une carte numérique sur un écran. Le récepteur peut également être interfacé à un ordinateur portable muni d'un logiciel cartographique, ou à une centrale de navigation intégrant également tous les autres senseurs de bord (compas, tachymètre, autres systèmes de radionavigation...). Le récepteur peut aussi être couplé à un téléphone cellulaire ou satellitaire qui retransmet automatiquement la position du mobile à un central. Ce central peut alors contrôler, gérer ou surveiller le déplacement des mobiles. [8]

**III4.2-Composition**

Le GPS se compose de trois groupes d'éléments (appelés segments) : des satellites en orbite autour de la Terre (segment spatial), des stations de contrôle au sol (segment contrôle), et les récepteurs GPS des utilisateurs (segment utilisateur).

**✓ Le segment spatial**

est constitué d'une constellation de 31 satellites en fonctionnement, mais le nombre de satellites en service à une date précise peut varier selon les opérations décidées par le segment de contrôle. La constellation est organisée autour de 24 satellites principaux qui assurent la disponibilité mondiale du GPS, ce qui suppose d'avoir au moins quatre satellites visibles du sol partout dans le monde. Il y a toujours plus de satellites en orbite afin de maintenir ces 24 emplacements complets même en cas de panne. Depuis 2011, la configuration de la constellation principale est augmentée à 27 emplacements afin de fournir une meilleure couverture mondiale. Les satellites évoluent sur six plans orbitaux ayant une inclinaison d'environ  $55^\circ$  sur l'équateur. Ils suivent une orbite quasi-circulaire de rayon 26 600 km environ (soit une altitude de 20 200 km) qu'ils parcourent en

1 1 h 58 min 2 s, soit un demi-jour sidéral. Ainsi, les satellites, vus du sol, reprennent la même position dans le ciel au bout d'un jour sidéral.

✓ **Segment de contrôle**

C'est la partie qui permet de piloter et de surveiller le système. Il est composé de cinq stations au sol du 50th Space Wing de l'Air Force Space Command, basé à la Schriever Air Force Base dans le Colorado (la station maîtresse est basée à Colorado Springs) dans la base de Cheyenne Mountain. Leur rôle est de mettre à jour les informations transmises par les satellites (éphémérides, paramètres d'horloge) et contrôler leur bon fonctionnement.

✓ **Segment utilisateur**

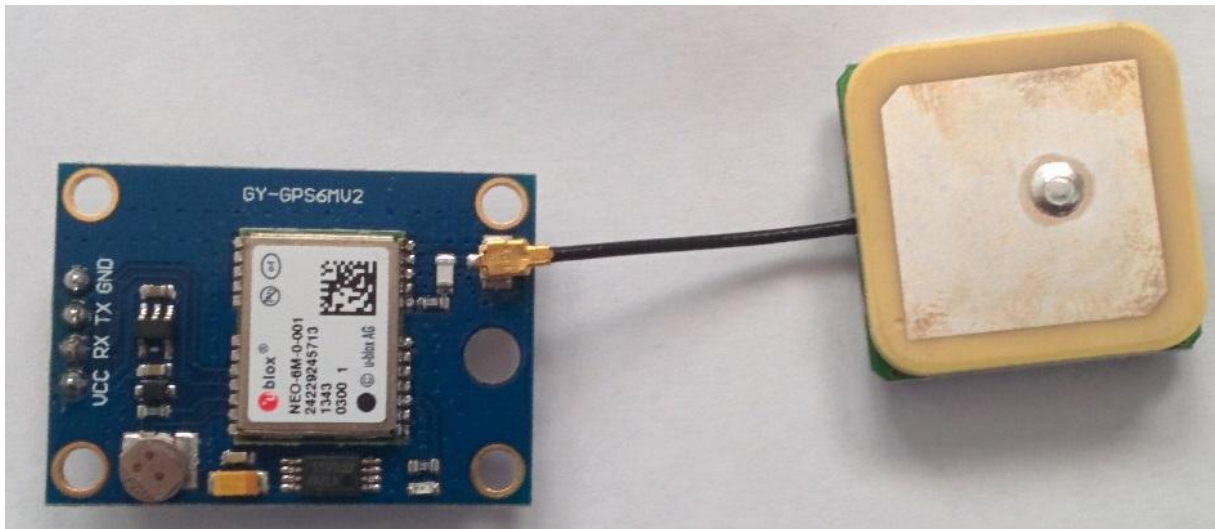
Le segment utilisateur regroupe l'ensemble des récepteurs GPS militaires et civils qui reçoivent et exploitent les signaux des satellites GPS pour calculer des données de position, de vitesse ou de temps. Comme les utilisateurs ne font que recevoir (ils n'émettent pas vers les satellites), le système ne peut être saturé et le nombre maximum d'utilisateurs GPS est illimité.

En 2014, le nombre total de récepteur GPS est estimé à 3,6 milliards. Les smartphones avec GPS intégré sont les plus nombreux avec 3,08 milliards, suivi par les 260 millions d'assistants de navigation pour des applications routières. Le nombre restant d'appareils est réparti entre des applications variées : autres transports (aviation, ferroviaire, maritime), topographie, agriculture, infrastructure critique. [7]

### **3-2 module GPS NEO-6M :**

La série de modules NEO-6 est une famille de récepteurs GPS autonomes dotés du moteur de positionnement haute performance u-blox 6. Ces récepteurs flexibles et économiques offrent de nombreuses options de connectivité dans un boîtier miniature de 16 x 12,2 x 2,4 mm. Grâce à leur architecture compacte et à leurs options d'alimentation et de mémoire, les modules NEO-6 sont parfaits pour les appareils mobiles fonctionnant sur batterie avec des contraintes de coût et d'espace très strictes. Le moteur de positionnement u-blox 6 à 50 canaux bénéficie d'une durée de vie inférieure à 1 seconde. Le moteur d'acquisition dédié, avec 2 millions de corrélateurs, est capable d'effectuer des recherches massives de

temps et de fréquence parallèles, ce qui lui permet de trouver des satellites instantanément. La conception et la technologie innovantes suppriment les sources de brouillage et atténuent les effets des trajets multiples, donnant aux récepteurs GPS NEO-6 d'excellentes performances de navigation, même dans les environnements les plus difficiles. [9]



**Fig.II.10** module GPS NEO-6M.

## II.5- conclusion :

Dans ce second chapitre que nous l'avons consacré à la description de les différents composants utilisés dans la réalisation de notre projet. De même, les principaux programmes employés dans la programmation des différents modules ont été présenté.

Le chapitre suivant sera consacré à la présentation de notre réalisation ainsi que les résultats obtenus.

**Chapitre III :**  
**Conception et discussions de résultats**

### III-1 Introduction :

Le but de ce projet est de créer et réaliser un système à base d'une carte arduino UNO, module GSM-sim800, model GPS, Capteur de pulsations cardiaques, ce système capable de protéger les gens contre une crise cardiaque dont alerter et informer les proches en envoyant un message texte contenant coordonnées du patient pour le sauver.

Différentes techniques peuvent être élaborées afin de permettre mesurer les battements du coeur ,notre thecnique utiliser la circulation de sang dans le corps pour faire la mesure .

pour se faire , notre realisation requiert diverses notions dans le domaine de l 'electronique et de l'informatique.

### III-2 Le principe de fonctionnement :

Quand le cœur se batte, il fait circuler le sang dans le corps. À chaque battement cardiaque, le sang est comprimé dans des vaisseaux capillaires dont le volume augmente très légèrement. Entre chaque battement cardiaque, leur volume décroît. Cette différence de volume affecte la quantité de lumière telle que la quantité de lumière rouge ou infrarouge qui traverse les tissus. Bien que cette fluctuation soit infime, elle peut être capter et mesurée à l'aide d'une carte Arduino et un détecteur .

Lorsque les battements dépassent les limites d'intervalle (35-125pulse/min) le circuit émit un message texte à laide de la carte GSM-sim800 qui contient les coordonnées de position de patient déterminer par le module GPS .

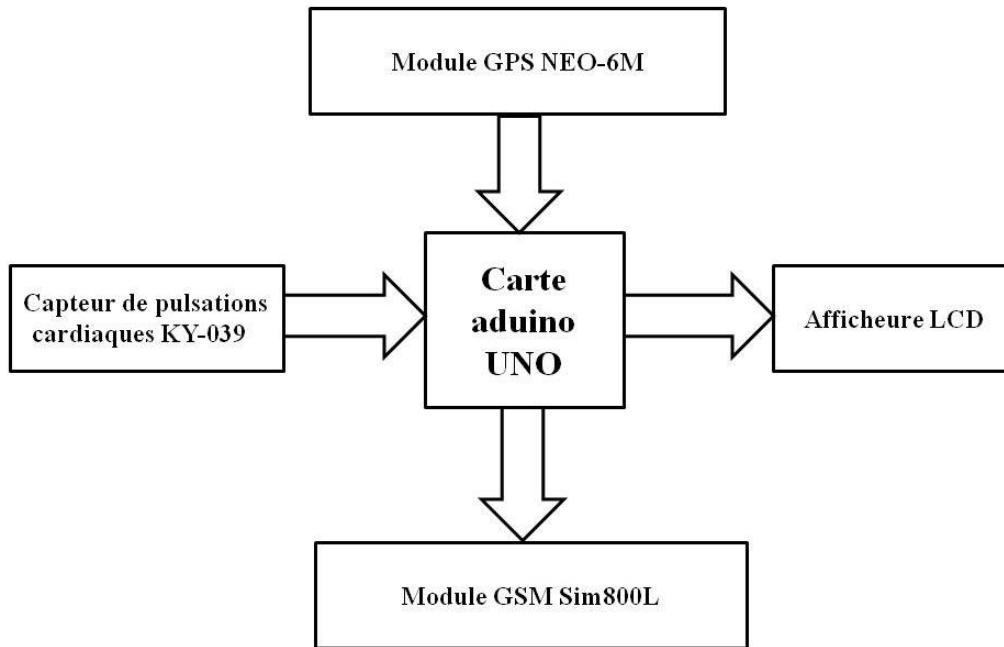
### III-3 La partie électronique :

La partie électronique consiste à realiser une carte à base des circuits électroniques modernes et programmables afin d'assurer la mesure du pulsation.

On peut diviser cette partie en trois blocs principaux :

- Le premier bloc permet de détecter et mesure les pulse de cœur.
- Le deuxième bloc capable de contient les coordonnées de position de patient.
- Le dernier bloc permet d'emit un message texte.

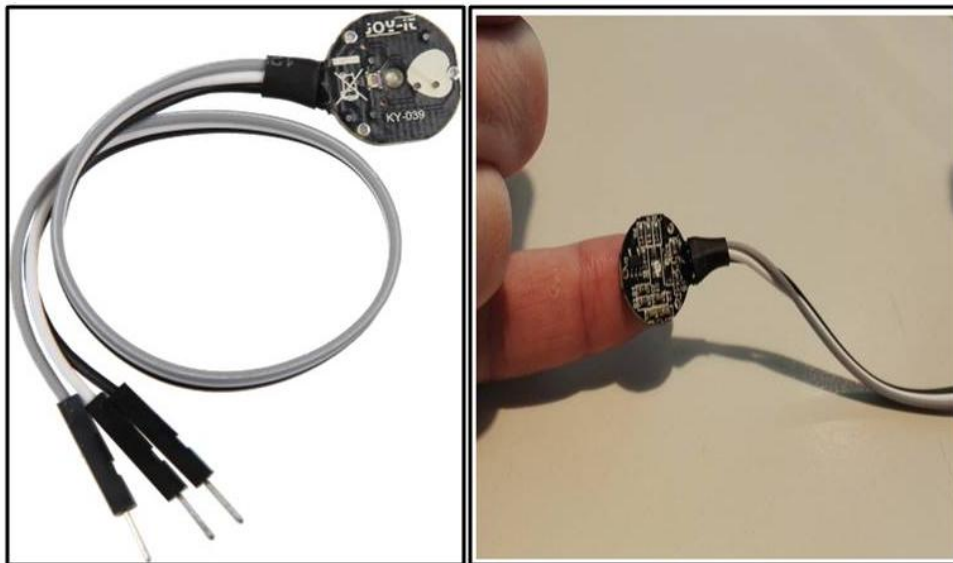
Dans notre système on a utilisé la carte arduino pour faire toutes les traitements et les opérations pour calculer les valeurs et commande les autres circuits. On peut dire que c'est un mécanisme « Maître – Esclave ».



**Fig.III.1** :Schémas bloc de la réalisation

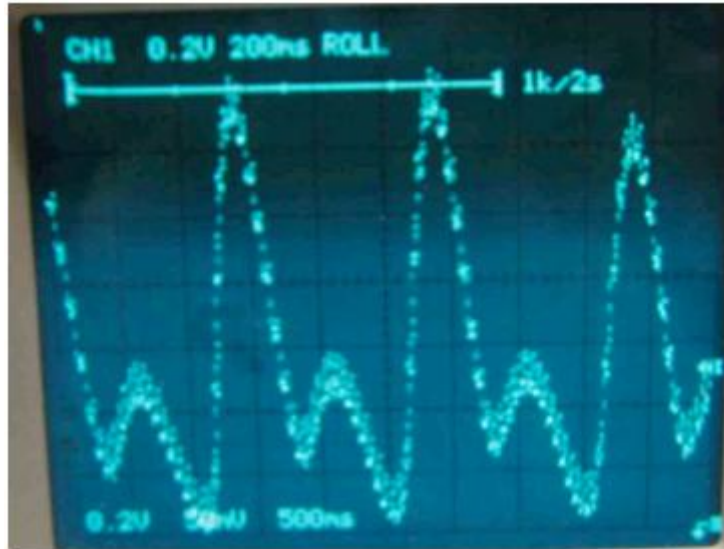
### III.3.1 Mesure de la pulsations cardiaques :

Dans ce bloc nous avons utilisé le capteur KY-039 pour détecter les pulses de cœur dont ce dernier est compatible avec une carte arduino.



**Fig.III.2** :le capteur ky-039 et sa en placement.

Ce module permet de mesurer les pulsation en plaçant un doigt entre la diode et le phototransistor .Le signal de sortie délivré une image de pulsations. Le phototransistore fonctionne comme un transistor normale sauf que le courant de base est remplacé par la lumière reçue



**Fig.III.3** : la sortie du capteur Ky-039

La carte arduino reçoit le signal dilivré par le capteur à partir des ports analogique , et applique les traitements mathematiques pour obtient la valeur de pulse à chaque instant .



**Fig.III.4** :la valeure mesuree du batenment de couer.

### III.3.2 La sélection des coordonnées:

Le module GSM NEO-6M est le cœur de cette partie , il est capable de contenir les coordonnées à chaque fois que la carte arduino demmandé , Lorsque les battements dépassent les limites d'intervalle (35-125pulse/min) .

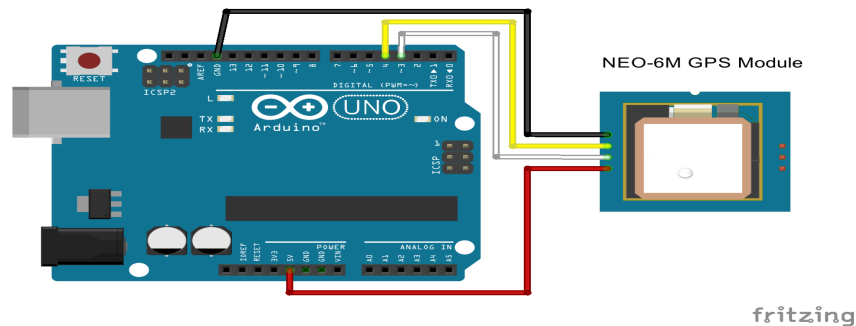


Fig.III.5 : le bloc arduino module GSM

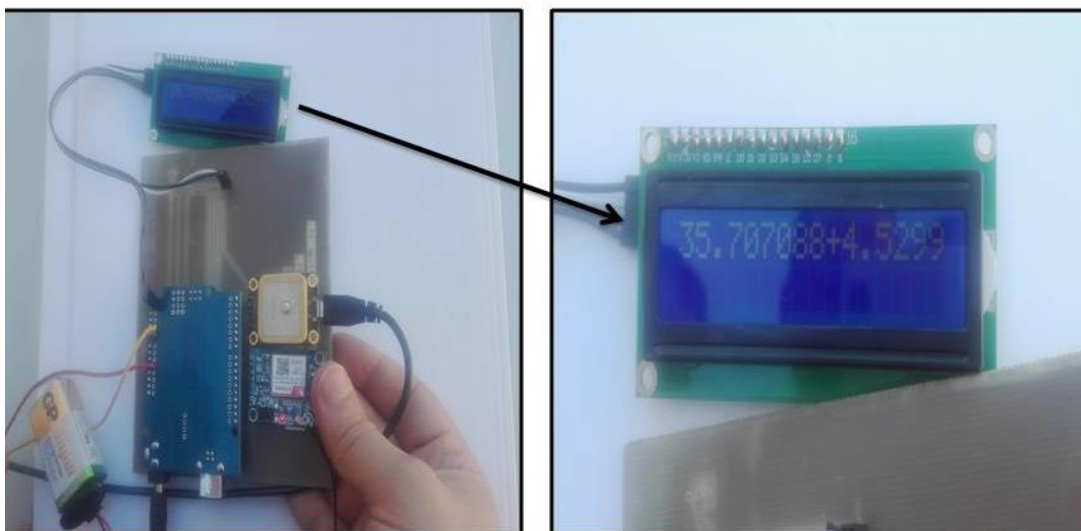


Fig.III.6 : les cordonnees selectionne par le module GSM.

### III.3.3 Emission d'un message :

Cette partie est la dernière partie dans le cycle de fonctionnemnt de notre projet . le module GSM sim800 reçoit les coordonnées à partir de la carte Arduino et permet l'émission de cette coordonnée sous forme d'un message texte à des numéros téléphonique déjà définis.

Le receveur de cette message il reçoit les coordonnées de position à partir de l'application Google Maps ou bien Google Earth qui localise la position exacte de la patient et trace l'itinéraire pour le sauver.

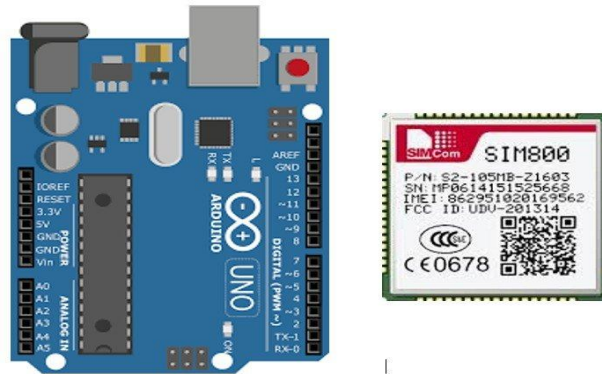


Fig.III.7 : le bloc arduino module GSM

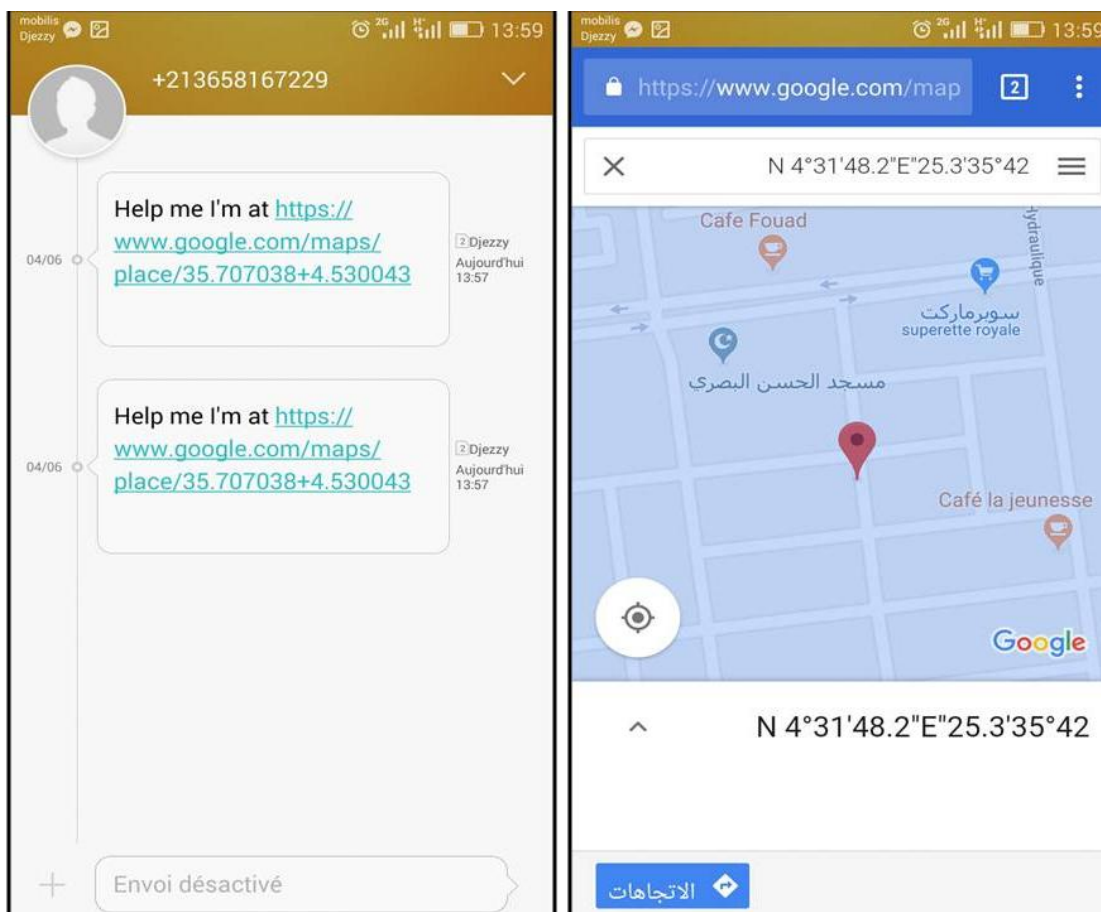


Fig.III.8 : reception de message text et la potision en google map

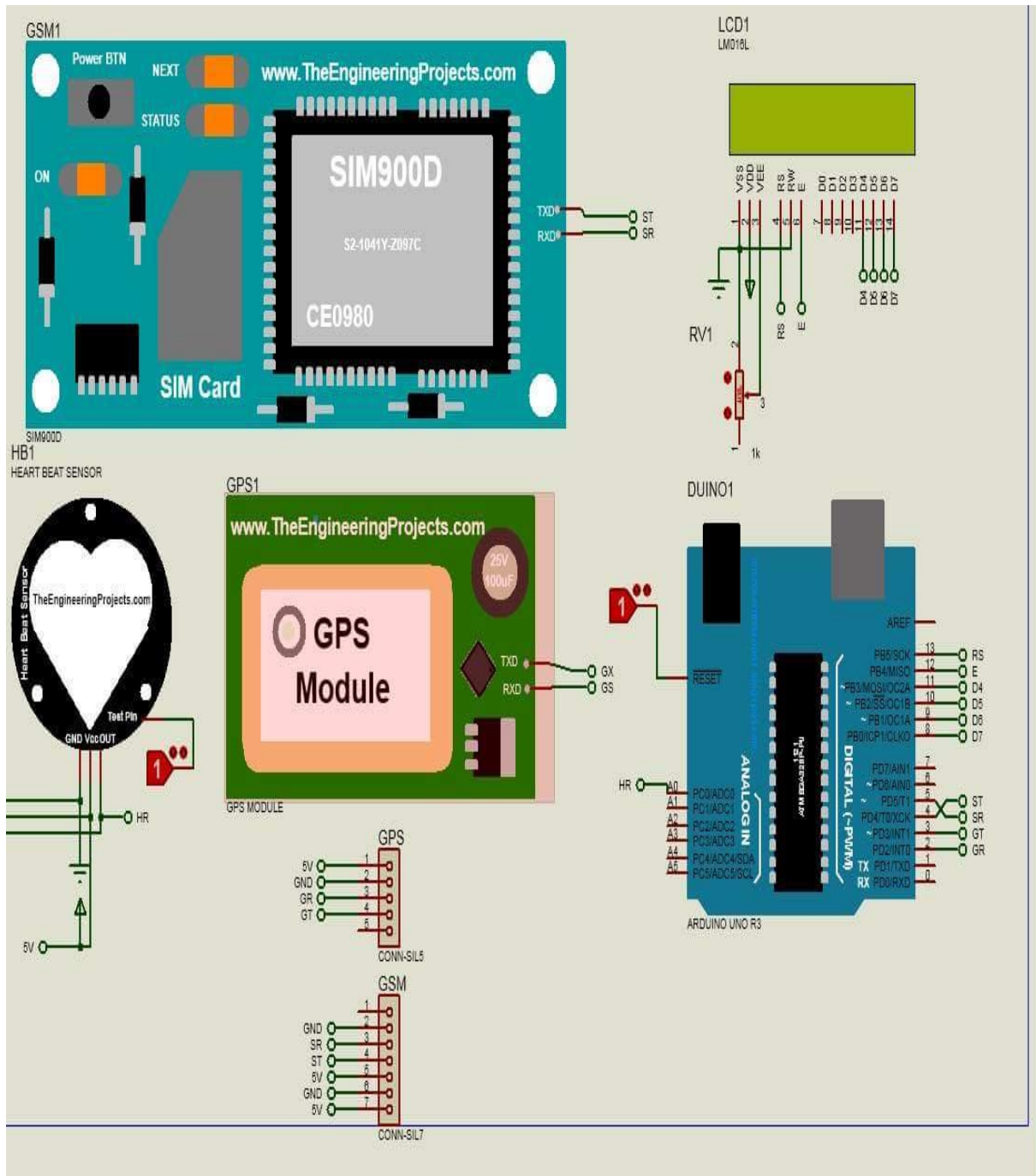


Fig.III.9 : la simulation de systeme.

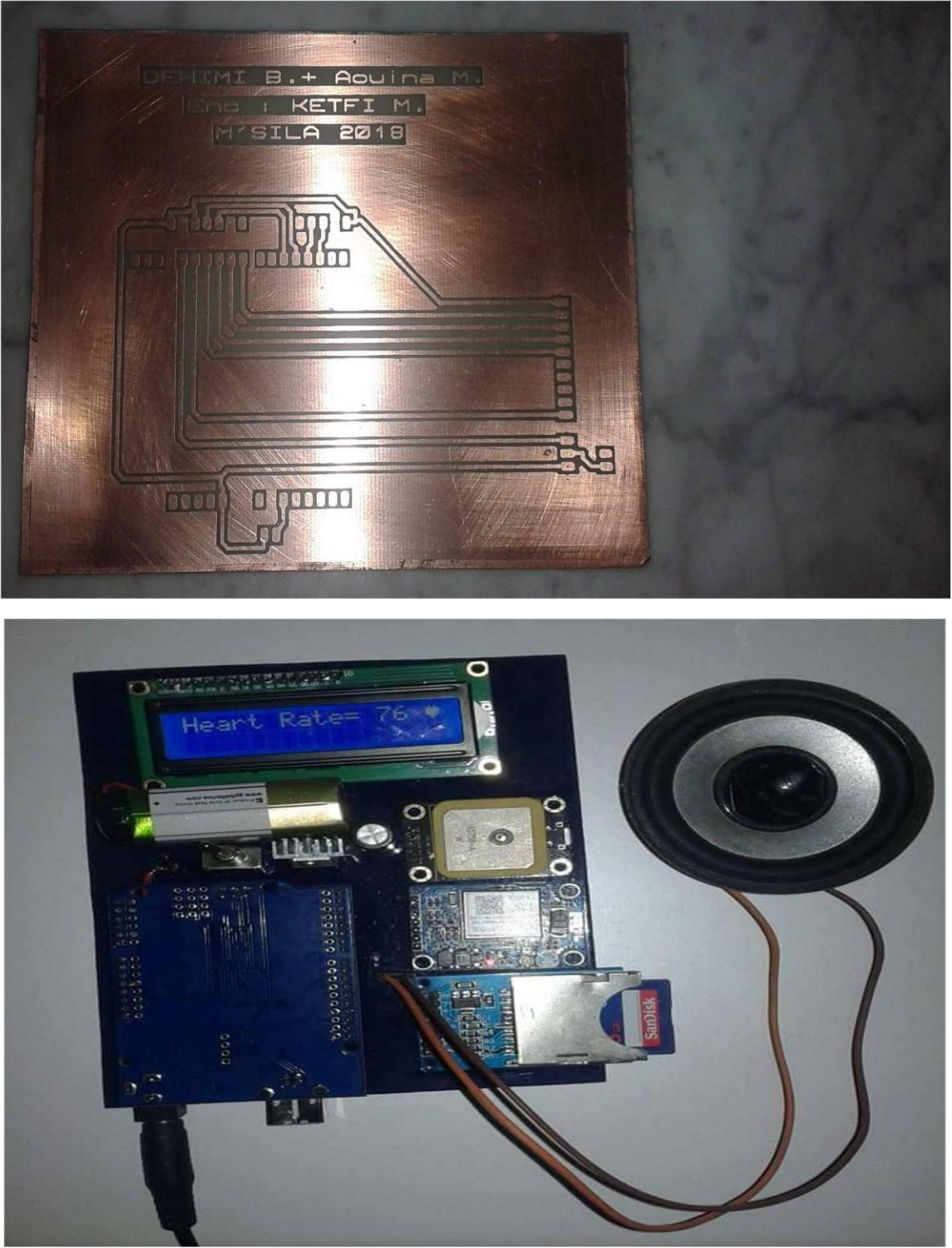


Fig.III.10 : le circuit imprimé et cart électronique

### III.4. Partie programmation

On resume le fonctionnement du systeme par l'organigramme de la figure III.8

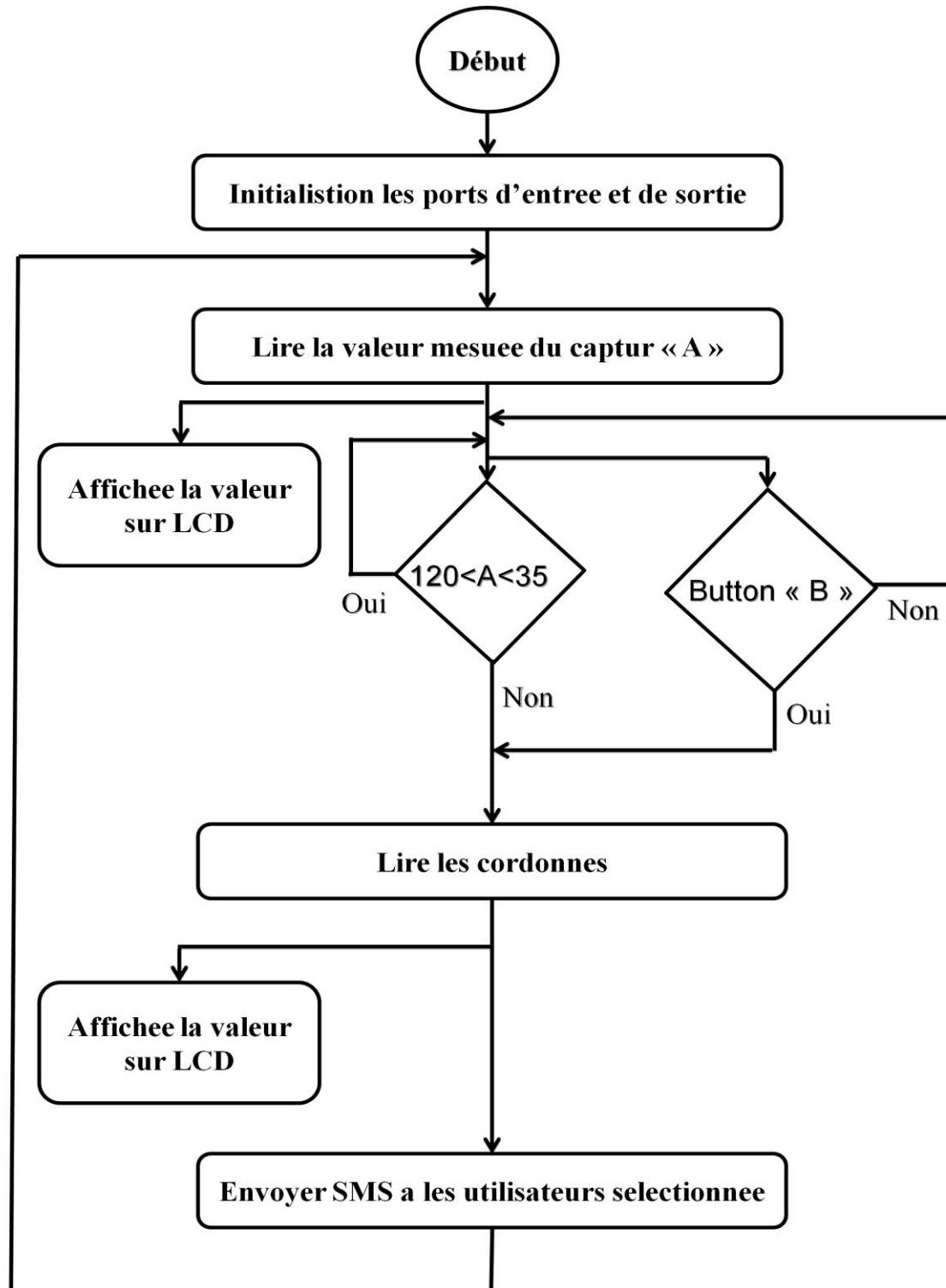


Fig.III.11 : Organigramme de systeme

- **Commentaires**

Configuree et inisialise les ports d'entrees , de sorties analogique et nemurique pour fair la conversion analogique numerique de la signal de capteur de battement, et pour commande a les autre circuit.

La carte arduino recoit le signal deleivre par le capteur et donne la valeur mesure « A » , si cette valeur n'est pas infeieur a 120 et superieur a 35 ou bien si en a active la button « B » la carte UNO comunique avec la module GSM pour selection les cordonnes.

Apres la reseption des cordonnes la carte UNO commande a la module GPS , et le dernier emis un message textcontien les cordonnes a utilisateur silectioner.

### **III.5.Conclusion**

Le fonctionnemnt de notre systeme et fiable et assez simpele, neanomois nous avons eu quelques problemes dans le capteur de battements .l' effet de la lumiere de l'espace et la qualite des doigts sont ifluier a la phototransistor .

On constant que les systemes electronique dans la demaine médical sont tres vastes, nous opte a une systeme de mesure et d'allert primitive qui permet de souver des gents contre les pensees d'arret cardiaque.

## **Conclusion générale**

### IV. Conclusion générale

Notre travail s'inscrit dans la thématique des systèmes embarqués qui sont composés généralement en deux parties. la première est la partie harde qui contient la description des circuits électroniques utilisés et le principe de fonctionnement de chaque bloc séparément. La deuxième partie est la partie soft qui contient le côté pratique du projet montrant la réalisation et le bon fonctionnement en temps réel de l'appareil médical.

L'objectif général de ce mémoire c'est de réaliser un système électronique qui capable de fait des tâches bien sélectionnés pour mesurer les battements de cœur où nous avons choisi une technique simple et efficace à partir le suivi de la circulation de sang sur un doigt, pour cela nous avons utilisé un capteur des battements de cuore KY-039 qui confirme la détection du pulse chaque second .Pour les autres taches nous avons utilisé des circuits intégrés qui assure la bon fonctionnement du système, la carte Arduino qui est le cerveau de notre système pour traiter ,analyser ,mesurer et donner les résultats et contrôler en même temps les modules GSM et GPS.

si le systeme a ete realisee sans difficulté avec les moyens disponibles ,il n'en est pas de la meme pour la partie de mesure des battemnts qui conites des facteurs influnts a la detection de phenomene comme la lumiere de l'endroit et l'epaisseur de la peau des doigts.

**bibliographique**

## Référence bibliographique

---

### Référence bibliographique

[1] [https://fr.wikipedia.org/wiki/Arr%C3%AAt\\_cardio-circulatoire](https://fr.wikipedia.org/wiki/Arr%C3%AAt_cardio-circulatoire)

[2] Zhang Feng et Marten Smith, « Savoir mesurer le rythme cardiaque et le taux d'oxygène dans le sang » . Medical Products Group, Microchip Technology .DEC2016.

[3] <https://fr.wikipedia.org/wiki/C%C5%93ur>.

[4] Jiyuan Tu , Kiao Inthavong et Kelvin Kian Loong Wong.« Computational Hemodynamics Theory, Modelling and Applications, Biological and Medical Physics »,liver ; Biomedical Engineering. Springer Science+Business Media Dordrecht 2015 /J.

[5] FRÉDÉRIC BOUSEFSAF «Mesuresans contact de l'activite cardiaque par analyse de flux video issu d'une camera numerique »Memoire doctorat ,universite de lorraine ,Fre,Nov 2015.

[6] Chaouche Riadh ,Chetti Sif Eddine « Détection et diagnostic de défauts statorique externe d'un moteur asynchrone triphasé à l'aide de la carte ARDUINO MEGA 2560 », MASTER ACADEMIQUE ,UNIVERSITE KASDI MERBAH OUARGLA, Algerie,juin 2016.

[7] Mint Mohamed Lamine Khawla « Estimation du perte dans un réseau GSM avec la méthode SVM »,memoire master, universite de m'sila , algerie , juin2016.

[8] A company of sim tech « sim800L\_hardware\_Designe\_V1.00 »,Aout 2013.

[9] [https://fr.wikipedia.org/wiki/Syst%C3%A8me\\_de\\_positionnement\\_par\\_satellites](https://fr.wikipedia.org/wiki/Syst%C3%A8me_de_positionnement_par_satellites)

[10] [https://fr.wikipedia.org/wiki/Global\\_Positioning\\_System](https://fr.wikipedia.org/wiki/Global_Positioning_System)

[11] u-blox AG « NEO-6 \_ u-blox 6 GPS \_ModulesData Sheet », Dec2011.

## Résumé

L'insuffisance cardiaque est une maladie qui affecte toutes les personnes. Dans certains cas, il est possible de protéger des patients à travers l'intervention rapide.

Dans la version finale de notre étude, nous sommes intéressés par la réalisation d'un système d'alarme pour ce type de phénomène. Le système avancé comprend de nombreuses fonctionnalités telles que la mesure du pouls, le module GPS pour la sélection des coordonnées et le module GSM pour envoyer des messages texte aux proches des patients.

Le système de développement a été testé dans différentes situations, et les résultats ont été très satisfaisants.

**Mots clé :** mesure de battements de cœur, module GSM, module GPS, carte arduino.

---

## Abstract

Heart failure is a disease that affects all people. In some time, it is possible to protect patients through rapid intervention.

In the final version of our study, we are interested in the realization of an alarm system for this type of phenomenon. The advanced system includes many features such as pulse measurement, the GPS module for wire selection and the GSM module to send text messages to patients' relatives.

The development system has been tested in different situations, and the results have been very satisfactory.

**Key words:** heartbeat measurement, GSM module, GPS module, arduino card.

---

## ملخص

السكتة القلبية ظاهرة قد يتعرض لها أي شخص حيث انه من الممكن حماية المرضى عن طريق التدخل السريع. في موضع الدراسة كان اهتمامنا حول انجاز نظام إنذار لمثل هذه الحالات المرضية ' حيث يتضمن هذا النظام وحدة "جي بي اس" لتحديد الإحداثيات و وحدة "جي اس ام" لإرسال رسالة نصية لأقارب المصابين . لقد تم اختبار النظام في ظروف مختلفة واثبت نجاعته.

**كلمات مفتاحيه :** قياس نبضات القلب ' وحدة "جي اس ام" ' وحدة "جي بي اس" , بطاقة اردوينو.