

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

**UNIVERSITE M'HAMED BOUGARA-BOUMERDES**



**Faculté des Sciences de l'Ingénieur**  
**Département Ingénierie des Systèmes Electriques**

**Mémoire de Master**

Présenté par

**Ouhib Soraya**

Filière : Electronique

Spécialité : Electronique des systèmes embarqués

---

**Conception et mise en œuvre d'un système  
embarqué pour le suivi et la détection  
intelligente des crises épileptiques**

---

**Soutenu le 17/07/ 2019 devant le jury :**

|           |           |     |           |            |
|-----------|-----------|-----|-----------|------------|
| AKROUM    | Hamza     | MCB | Boumerdès | Président  |
| MESSAOUDI | Nourddine | MCA | Boumerdès | Examineur  |
| BELKACEM  | Samia     | MCB | Boumerdès | Examineur  |
| SMAANI    | Billel    | MCB | Boumerdès | Rapporteur |

Année Universitaire : 2018/2019



# Remerciements

Nous remercions dieu le tout puissant de nous avoir donné la santé et la volonté d'entamer et de terminer ce mémoire. Tout d'abord, ce travail ne serait pas aussi riche et n'aurait pas pu avoir le jour sans l'aide de notre promoteur Mr SMAAINI BILLEL, nous le remercions pour la qualité de son encadrement, pour sa patience et sa disponibilité, tant pour résoudre les difficultés rencontrées lors de notre réalisation, de répondre à nos questions durant notre préparation de ce mémoire.

Nos sincères remerciements à tous nos enseignants de la faculté des sciences de l'ingénieur de l'université M'hamed Bougara Boumerdes.

Nos remerciements s'adressent également à tous les membres du Jury, qui ont accepté de nous honorer de leur présence et de juger notre travail.

On n'oublie pas nos parents pour leurs contributions, leur soutien et leur patience.

Nos profonds remerciements vont également à toutes les personnes qui nous ont aidés et soutenue de près ou de loin dans la réalisation de ce travail.

S. OUHIB

30/07/2019

# Dédicaces

A mon exemple éternel, mon soutien moral et source de joie et de bonheur, celui qui s'est toujours sacrifié pour me voir réussir, à toi mon père.

A la lumière de mes jours, la source de mes efforts, ma vie et mon bonheur, maman que j'adore.

A mes très chers frères : Sid Ali, Salim, Nacim et Mohamed.

A mes très chères sœurs : Sonia, Kahina et Zinneb.

A toute ma famille, aux personnes qui m'ont toujours aidé et encouragé, qui étaient toujours à mes côtés, et qui m'ont accompagné durant mon chemin d'études, mes ami(e)s, et collègues d'étude.

A mes très chers amis : Amira, Mina, Imene, Nadia.

Et à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin pour que ce projet soit possible, merci à tous.

**ملخص:** في هذا المشروع قمنا بتصميم نظام الكتروني للكشف عن نوبات الصرع من نوع tonico-clonique في الوقت الحقيقي. يعتمد الكشف على نوبات الصرع بقياس تباين نبضات القلب والنشاط الكهربائي المتعلق بحركات العضلات في الجسم. في حالة ظهور نوبات الصرع الحادة، يقوم النظام بتنبيه أسرة المريض وكذلك المراكز الاستشفائية، لذلك استخدمنا بطاقة Arduino، مستشعر نبضات القلب، مستشعر EMG و وحدة GPS/GPRS. تم إجراء البرمجة المناسبة لضمان حسن سير النظام.

**الكلمات الرئيسية:** أزمت صرع من نوع tonico-clonique، أجهزة الاستشعار، لوحة Arduino ، وحدة GPS / GPRS .

**Résumé :** Dans ce projet, nous avons réalisé un système à temps réel pour le suivi et la détection des crises épileptiques de type tonico-clonique chez les patients. La détection des crises épileptiques est basée sur la mesure en temps-réel de la variation des battements cardiaques et des activités électriques liées aux mouvements musculaires du corps. Dans le cas d'une forte crise épileptique, le système alerte la famille du patient ainsi que les centres hospitaliers. Nous avons donc utilisé une carte Arduino UNO, un capteur de battements cardiaques, un capteur EMG et un module GPS/GPRS. Une programmation appropriée a été réalisée afin d'assurer le bon fonctionnement du système.

**Mots clés :** Les crises épileptiques tonico-clonique, les capteurs, la carte Arduino UNO, le module GPS/GPRS.

**Abstract:** In this project, we have realized a time-real system for monitoring and detecting tonic-clonic epileptic seizures. The detection of epileptic seizures is based on the time-real measurement of the heart beat rate and the electrical signals due to muscular activities. In the case of strong epileptic seizures, the system alerts the patient's family as well as the hospital centers. Therefore, we used an Arduino UNO, a pulse sensor, an EMG sensor, a GPS / GPRS module. An appropriate programming was realized for the good behavior of the system.

**Keywords:** Tonic-clonic epileptic seizures, sensors, Arduino UNO board, GPS / GPRS module.

# Table des matières

|                                                             |     |
|-------------------------------------------------------------|-----|
| Remerciements.....                                          | i   |
| Dédicaces .....                                             | ii  |
| ملخص .....                                                  | iii |
| Résumé .....                                                | iii |
| Abstract.....                                               | iii |
| Table des matières.....                                     | iv  |
| Liste des abréviations .....                                | ix  |
| Liste des tableaux.....                                     | x   |
| Liste des figures .....                                     | xi  |
| Introduction.....                                           | 1   |
| Chapitre 1      Description et analyse de l'épilepsie ..... | 3   |
| Introduction .....                                          | 3   |
| 1.1 Etymologie .....                                        | 3   |
| 1.2 Définitions.....                                        | 4   |
| 1.3 Epidémiologie .....                                     | 4   |
| 1.3.1 La prévalence .....                                   | 4   |
| 1.3.2 L'incidence.....                                      | 5   |
| 1.4 Physiopathologie de l'épilepsie.....                    | 5   |
| 1.4.1 Initiation de la décharge épileptique .....           | 5   |
| 1.4.2 Propagation de la décharge épileptique.....           | 6   |
| 1.4.3 Fin de la décharge épileptique.....                   | 6   |

|              |                                                   |    |
|--------------|---------------------------------------------------|----|
| 1.5          | Perception de la maladie .....                    | 7  |
| 1.5.1        | Découverte de la maladie .....                    | 7  |
| 1.5.2        | Scolarité.....                                    | 7  |
| 1.5.3        | Vie sociale .....                                 | 8  |
| 1.5.4        | Travail .....                                     | 10 |
| 1.5.5        | Sport .....                                       | 10 |
| 1.6          | Troubles psychiques et mécanismes mentaux.....    | 11 |
| 1.6.1        | Classification des syndromes internationale ..... | 12 |
| 1.7          | Classification des crises d'épilepsie.....        | 13 |
| 1.7.1        | Crises partielles .....                           | 13 |
| 1.7.2        | Crises d'emblée généralisées .....                | 14 |
| 1.7.2.1      | Les absences .....                                | 15 |
| 1.7.2.2      | Les crises myocloniques .....                     | 15 |
| 1.7.2.3      | Les crises cloniques .....                        | 15 |
| 1.7.2.4      | Les crises toniques .....                         | 16 |
| 1.7.2.5      | Les crises atoniques .....                        | 16 |
| 1.7.2.6      | Les crises tonico-cloniques.....                  | 16 |
| 1.7.2.6.1    | Phase tonique.....                                | 17 |
| 1.7.2.6.2    | Phase clonique.....                               | 17 |
| 1.8          | Epilepsies symptomatiques .....                   | 17 |
| 1.9          | Traitement sproposé.....                          | 18 |
| 1.9.1        | Traitement médicamenteux.....                     | 18 |
| 1.9.2        | Traitement chirurgical.....                       | 19 |
| 1.10         | Conclusion.....                                   | 19 |
| Chapitre 2   | Les capteurs biomédicaux .....                    | 20 |
| Introduction | .....                                             | 20 |
| 2.1          | Définition d'un capteur .....                     | 20 |

|              |                                          |    |
|--------------|------------------------------------------|----|
| 2.2          | Structure d'un capteur.....              | 21 |
| 2.3          | Types de capteurs.....                   | 22 |
| 2.3.1        | Capteur actif.....                       | 22 |
| 2.3.2        | Capteur passif.....                      | 22 |
| 2.4          | Caractéristiques d'un capteur.....       | 22 |
| 2.5          | Les capteurs biomédicaux.....            | 23 |
| 2.6          | Le capteur de battement cardiaque.....   | 24 |
| 2.6.1        | Formes.....                              | 24 |
| 2.6.2        | Définition .....                         | 24 |
| 2.6.3        | Principe de fonctionnement.....          | 25 |
| 2.6.3.1      | Source lumineuse de capteur .....        | 26 |
| 2.7          | Le capteur d'électromyographie EMG.....  | 27 |
| 2.7.1        | Electromyographie .....                  | 27 |
| 2.7.2        | Instrumentation en EMG.....              | 27 |
| 2.7.3        | Définition du capteur EMG.....           | 28 |
| 2.7.4        | Les électrodes.....                      | 29 |
| 2.7.5        | Préparation de la peau .....             | 29 |
| 2.7.6        | Placement des électrodes.....            | 29 |
| 2.8          | Conclusion.....                          | 30 |
| Chapitre 3   | Composants et outils de conception ..... | 32 |
| Introduction | .....                                    | 32 |
| 3.1          | La carte Arduino .....                   | 32 |
| 3.1.1        | Différent modèles.....                   | 33 |
| 3.1.2        | Avantages de l'Arduino UNO.....          | 34 |
| 3.1.3        | Structure de l'Arduino UNO .....         | 35 |
| 3.1.4        | Partie matérielle .....                  | 35 |
| 3.2          | Le module GPS /GPRS (SIM900) .....       | 37 |
| 3.2.1        | Caractéristiques principales .....       | 38 |
| 3.2.2        | Description du module .....              | 39 |

|                                                                       |        |
|-----------------------------------------------------------------------|--------|
| 3.3Le capteur de battement cardiaque.....                             | 40     |
| 3.4Le capteur EMG .....                                               | 40     |
| 3.4.1 Caractéristiques .....                                          | 41     |
| 3.4.2 Contenu de l'emballage .....                                    | 42     |
| 3.5Le Buzzer .....                                                    | 42     |
| 3.6L'afficheur LCD.....                                               | 43     |
| 3.6.1 Fonctionnement d'un afficheur LCD .....                         | 44     |
| 3.6.1.1 Schéma fonctionnel.....                                       | 44     |
| 3.6.1.2 Rôle des différentes broches de l'afficheur LCD .....         | 44     |
| 3.6.1.3 Principe de fonctionnement d'un afficheur LCD .....           | 45     |
| 3.7Outils de simulation & programmation.....                          | 45     |
| 3.7.1 Présentation de Proteus .....                                   | 45     |
| 3.7.1.1 Présentation de l'outil ISIS .....                            | 46     |
| 3.7.1.2 Présentation d'ARES.....                                      | 47     |
| 3.7.2 Présentation du logiciel Arduino.....                           | 48     |
| 3.8Conclusion.....                                                    | 51     |
| <br>Chapitre 4           Le système réalisé .....                     | <br>52 |
| Introduction .....                                                    | 52     |
| 4.1Déroulement de la réalisation.....                                 | 52     |
| 4.2Description fonctionnel .....                                      | 54     |
| 4.3Description matériel .....                                         | 55     |
| 4.3.1 Brochage du capteur EMG avec Arduino .....                      | 55     |
| 4.3.2 Brochage du capteur de battements cardiaques avec Arduino ..... | 57     |
| 4.3.3 Brochage du module SIM900 avec Arduino.....                     | 59     |
| 4.3.4 Brochage de l'afficheur LCD avec Arduino .....                  | 60     |
| 4.3.5 Le circuit d'alarme .....                                       | 61     |
| 4.3.6 L'alimentation .....                                            | 62     |
| 4.3.7 Le circuit complet .....                                        | 63     |

|                                                  |    |
|--------------------------------------------------|----|
| 4.4Organigramme.....                             | 64 |
| 4.5Montage complet.....                          | 65 |
| 4.6Test et mesure .....                          | 66 |
| 4.6.1    Mesure des activités musculaires .....  | 66 |
| 4.6.2    Mesure des battements cardiaques .....  | 69 |
| 4.6.3    Le message d’alerte.....                | 69 |
| 4.7Conclusion.....                               | 71 |
| Annexe A.....                                    | 74 |
| Schéma électronique de la carte Arduino Uno..... | 75 |
| Bibliographie.....                               | 79 |

# Liste des abréviations

|     |                                   |
|-----|-----------------------------------|
| EMG | Electromyogramme                  |
| OMS | Organisation Mondiale de la Santé |
| PDS | Paroxymal Depolarizing Shift      |

# Liste des tableaux

|                                                                                           |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tableau 1- Impact de l'épilepsie sur les enfants scolarisés .....                         | 8  |
| Tableau 2 – Caractéristiques du module SIM 900 .....                                      | 38 |
| Tableau 3 - Le brochage du capteur EMG avec Arduino. ....                                 | 55 |
| Tableau 4 - Le brochage du capteur de battement cardiaque avec la carte Arduino UNO ..... | 57 |
| Tableau 5 - Le brochage du module SIM900 avec la carte Arduino UNO.....                   | 59 |
| Tableau 6- Le brochage de l'afficheur LCD avec la carte Arduino UNO .....                 | 60 |
| Tableau 7- Le brochage du Buzzers et les LEDs avec la carte Arduino UNO.....              | 61 |
| Tableau 8 – La variation de la Pulsation cardiaques pour différents personnes .....       | 69 |

# Liste des figures

|                                                                                                                                                                                           |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figure 1 - Classification des principaux types de la crise épileptique.....                                                                                                               | 13 |
| Figure 2 - Vue des zones touchés du cerveau dans le cas de la crise partielle .....                                                                                                       | 14 |
| Figure 3 - Vue des zones touchés du cerveau dans le cas de la crise générale.....                                                                                                         | 15 |
| Figure 4 - Schéma du capteur .....                                                                                                                                                        | 21 |
| Figure 5 - Différentes formes du capteur PPG, (a) pince semi-rigides s’adaptant à toutes les morphologies, (b) pince autocollante utilisée au niveau du pied, (c) pince à l’oreille. .... | 24 |
| Figure 6 - Le capteur de battements du cœur.....                                                                                                                                          | 25 |
| Figure 7 - Le signal de battement cardiaque.....                                                                                                                                          | 26 |
| Figure 8 - Représentation du capteur PPG. ....                                                                                                                                            | 26 |
| Figure 9 - Principe de la détection EMG. ....                                                                                                                                             | 27 |
| Figure 10 - Schéma synoptique simplifié de l’acquisition d’électromyogramme de ..                                                                                                         | 28 |
| Figure 11 - Le capteur EMG.....                                                                                                                                                           | 28 |
| Figure 12 - Placement d’électrode du capteur EMG. ....                                                                                                                                    | 30 |
| Figure 13 - Structure de la carte Arduino UNO.....                                                                                                                                        | 36 |
| Figure 14 - Le module SIM 900 .....                                                                                                                                                       | 38 |
| Figure 15 - Les supports de la batterie et de la puce de la carte SIM 900 .....                                                                                                           | 39 |
| Figure 16 - Partie principale de la carte SIM 900.....                                                                                                                                    | 39 |
| Figure 17 - Le capteur de battement considéré .....                                                                                                                                       | 40 |
| Figure 18 - Le capteur EMG considéré .....                                                                                                                                                | 41 |
| Figure 19 - Les outils du capteur EMG considéré.....                                                                                                                                      | 42 |
| Figure 20 - Le Buzzer .....                                                                                                                                                               | 42 |
| Figure 21 - Afficheurs à cristaux liquides LCD.....                                                                                                                                       | 43 |

|                                                                                     |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figure 22 - Schéma fonctionnel .....                                                | 44 |
| Figure 23 - La suite logicielle Proteus.....                                        | 46 |
| Figure 24 - Le logiciel ISIS de Proteus .....                                       | 47 |
| Figure 25 - Le logiciel ARES de Proteus.....                                        | 48 |
| Figure 26 - L'écran de démarrage Arduino .....                                      | 49 |
| Figure 27 - L'écran principal du logiciel Arduino (interface IDE) .....             | 50 |
| Figure 28 - Détail de la barre de boutons.....                                      | 50 |
| Figure 29 - Schéma de base d'un système de détection des crises épileptique [13]... | 53 |
| Figure 30 - Schéma fonctionnel du système de détection des crises épileptique ..... | 54 |
| Figure 31 - Circuit de brochage du capteur EMG avec Arduino.....                    | 56 |
| Figure 32 - Programme développé sous Arduino pour le cas du capteur EMG.....        | 56 |
| Figure 33- Circuit de brochage du capteur de battements cardiaques avec Arduino     | 57 |
| Figure 34 - Programme développé sous Arduino pour le cas du Pulse Sensor .....      | 58 |
| Figure 35 - Circuit de brochage du module SIM900 avec Arduino.....                  | 59 |
| Figure 36 - Brochage de l'afficheur LCD avec carte Arduino .....                    | 61 |
| Figure 37 - Le circuit d'alarme .....                                               | 62 |
| Figure 38 - Circuit complet du système réalisé .....                                | 63 |
| Figure 39 - L'organigramme général du système .....                                 | 64 |
| Figure 40 - Montage du système réalisé.....                                         | 65 |
| Figure 41 - Les valeurs du signal EMG à l'état repos des muscles.....               | 66 |
| Figure 42 - Le signal EMG à l'état repos .....                                      | 67 |
| Figure 43 - Le signal d'EMG lors d'une contraction musculaire .....                 | 67 |
| Figure 44 - Les valeurs d'EMG lors d'une contraction musculaire.....                | 68 |
| Figure 45 - Test du montage.....                                                    | 70 |
| Figure 46 - SMS d'alerte dans le cas d'une crise épileptique .....                  | 70 |

# Introduction

Actuellement, le domaine "Biomédicale" attire beaucoup de disciplines tels que l'automatique et l'électronique des systèmes embarqués. Cela afin de réaliser des systèmes et des dispositifs autonomes qui remplissent des tâches bien précises.

L'épilepsie est une maladie chronique, définie par la répétition des crises spontanées, elle touche plus de 10 % de la population mondial [13]. En effet, une crise épileptique de type tonico-clonique se caractérise par une diminution importante du rythme cardiaque et des contractions musculaire involontaire.

En effet l'épilepsie influe de manière négative sur la vie quotidienne de l'individu souffrant de cette maladie. Lors d'une crise épileptique le traitement et l'intervention rapide est primordial. Dans ce cas, un système électronique pour la détection intelligente des crises épileptique sera très outil et énormément important pour informer à temps réel la famille du patient et les centres d'hôpitaux.

Dans ce contexte, nous avons réalisé un système électronique pour le suivi et la détection des crises épileptiques de type tonico-clonique.

Le présent mémoire est partagé en quatre grands chapitres.

Dans le premier chapitre, nous décrivons la maladie d'épilepsie ainsi que l'identification des différents types des crises épileptiques, cela afin de choisir un type sur lequel on fondera notre travail.

Le deuxième chapitre, se focalisera sur la présentation de la structure et du fonctionnement des capteurs utilisées, qui sont le capteur EMG et le capteur de battements cardiaque, soit en Anglais « Pulse Sensor ».

Dans le troisième chapitre, nous projetons la lumière sur les principaux éléments électroniques constituant notre système, puis nous présentons l'outil utilisé pour la simulation des circuits édités.

Dans le dernier chapitre, on va décrire le système de détections des crises épileptique, ainsi que les différentes parties réalisées. L'organigramme du programme développé sera également abordé.

Enfin, nous terminons ce mémoire par une conclusion général sur le travail effectué.

# Chapitre 1

## Description et analyse de l'épilepsie

### Introduction

L'épilepsie est une maladie chronique, définie par la répétition des crises spontanées. Il s'agit d'un fonctionnement anormal, aigu et transitoire de l'activité électrique du cerveau qui survient pendant un certain temps de la vie d'un individu.

Dans ce premier chapitre, nous allons décrire et analyser la maladie d'épilepsie. Nous allons ainsi étudier et identifier les différents types de crises d'épilepsie, cela afin de choisir un type sur lequel on fondera notre travail.

### 1.1 Etymologie

En grec, le mot « épilepsie » ou « épilepsia » signifie : « action de saisir, de mettre la main sur quelque chose, attaque, interception, arrêt soudain ». Il tire son origine du grec ancien : « epilambanein » qui signifie : prendre par surprise [1].

## **1.2 Définitions**

Du « mal sacré » à « l'affection neurologique », les définitions et les interprétations des épilepsies se sont succédé suivant les époques, les cultures et les religions. L'épilepsie se définit actuellement comme « une décharge excessive, paroxystique et hyper synchrone d'une population plus au moins étendue de neurones cérébraux ».

Certes c'est une définition internationale qui n'est nullement contestée, mais il reste des différences d'interprétations concernant les écoles et les disciplines. Ainsi selon l'école psychanalytique, la crise épileptique est vécue comme un surgissement et un éclatement d'un fantasme laissant le sujet s'absenter de lui-même. En 1919, Freud décrit les moments de l'épilepsie comme une action de folie, c'est à-dire l'inquiétant. Ce surgissement de l'inquiétant a une connotation d'effroyable et qui aurait dû rester de l'ordre du refoulé [1].

## **1.3 Epidémiologie**

### **1.3.1 La prévalence**

La prévalence d'une affection est la proportion de la population souffrant de cette affection à un moment donné dans le temps. La prévalence moyenne de l'épilepsie évolutive selon l'O.M.S. l'organisation mondiale de la santé (c'est-à-dire la présence de crises chroniques, ou rendant nécessaire un traitement), d'après de nombreuses études effectuées dans le monde, se situerait à environ de 6 à 10 pour 1000.

En Algérie, la prévalence de l'épilepsie, c'est-à-dire le nombre total de cas rapporté à 1000 habitants dans la population générale est estimé à 5. Cela signifie donc que, dans la population générale, un individu sur 20 est épileptique au vu des résultats de l'enquête établie en 2008 [2].

### **1.3.2 L'incidence**

L'incidence d'une affection est le nombre de cas nouveaux survenant pendant une période déterminée, généralement une année. Des études menées dans les pays développés suggèrent une incidence annuelle de l'épilepsie d'environ 50 pour 100.000 pour l'ensemble de la population, selon des études menées par l'O.M.S en 2009 [1].

## **1.4 Physiopathologie de l'épilepsie**

### **1.4.1 Initiation de la décharge épileptique**

L'activité épileptique est caractérisée par une dépolarisation massive paroxystique, qui génère des bouffées de potentiels d'action au sein d'une population de neurones. Ces PDS que l'on peut enregistrer sur des cellules nerveuses inaccessibles dans la pratique courante, s'expriment pour le clinicien sous la forme de « pointe » sur l'électroencéphalogramme d'un patient épileptique. Sur l'enregistrement cellulaire, on remarque, qu'après la phase de dépolarisation massive, il apparaît une forte hyperpolarisation. Ce phénomène est encore plus marqué dans les cellules avoisinantes, ce qui permettrait « d'encercler » la décharge et ainsi, éviter qu'elle ne se propage et ne se répète immédiatement.

Selon un des modèles, les neurones hyperexcitables qui produisent beaucoup de PDS, seraient au centre de ce que l'on appelle le foyer épileptique. Entourant ce centre, se trouve une zone de cellules hyper polarisées. Pour expliquer l'origine de ces PDS, il existe deux hypothèses :

- la première s'appelle l'hypothèse neuronale, qui s'explique par un trouble des canaux ioniques, causant un défaut de perméabilité dans la membrane du neurone, ce qui perturberait son équilibre ;

- la deuxième s'appelle l'hypothèse synaptique, qui s'expliquerait par des potentiels post-synaptiques excitateurs géants. Selon cette hypothèse, le comportement du neurone serait normal ou peu altéré ;

Chez la personne épileptique, on retrouve ces manifestations électriques entre les crises, sans pour autant qu'il y ait des symptômes. En effet, normalement la propagation des potentiels d'action répétitifs est prévenue par l'intégrité de l'hyperpolarisation suivant le PDS et l'existence d'une zone environnante d'inhibition créée par des neurones inhibiteurs [2].

### **1.4.2 Propagation de la décharge épileptique**

Au cours d'une activation suffisante, il y a un recrutement des neurones environnants. En effet, s'il y a une mobilisation d'un nombre suffisant de neurones, le système inhibiteur entourant le foyer va s'épuiser, permettant ainsi la synchronisation et la propagation de la décharge épileptique aux structures avoisinantes, à travers des connexions corticales locales ou à des zones plus éloignées, par le biais des fibres commissurales. Les symptômes dépendent de la zone corticale touchée par la décharge épileptique. Par exemple, si la décharge se propage à travers le cortex sensitif, le sujet atteint percevra des paresthésies (picotements, fourmillements, etc.) [2].

### **1.4.3 Fin de la décharge épileptique**

Il y a plusieurs mécanismes qui peuvent arrêter la décharge. Dans ces mécanismes interviennent l'accumulation des déchets cellulaires secondaires à la crise, les astrocytes (cellules de soutien des neurones) qui ont un rôle dans la recapture du potassium et enfin des neurotransmetteurs inhibiteurs [2].

## **1.5 Perception de la maladie**

### **1.5.1 Découverte de la maladie**

L'épilepsie est une maladie greffée de préjugés, une maladie dont on ne parle pas assez, et ce malgré une prévalence proche de 1%. Ce manque d'information affecte non seulement la personne épileptique qui se heurte alors à l'incompréhension de la société, mais il peut aussi avoir une résonance au moment de l'annonce du diagnostic. En effet, la personne chez qui on détecte une épilepsie peut elle-même être victime de ses propres préjugés.

La pose du diagnostic nécessite alors une approche toute particulière, une prise en charge adéquate, comme dans d'autres maladies à charge symbolique importante. Le médecin devrait donc prendre le temps d'informer la personne sur cette maladie, sur ce qui lui arrive, de lui expliquer de quoi il s'agit, de l'orienter vers d'éventuelles associations qui pourront l'aider, la comprendre, l'encadrer. Ceci, afin d'éviter toutes représentations fausses, qui ne peuvent que nuire.

Ainsi, il faudrait non seulement mieux informer la population, mais également éduquer les médecins à une meilleure communication, pour reconforter la personne dans ces moments difficiles et pour encourager une meilleure collaboration qui ne peut être que bénéfique au traitement.

D'une manière générale, l'annonce du diagnostic est toujours un choc. Cependant, selon si le corps médical est suffisamment attentif à l'information transmise ou pas, les patients réagiront de façon différente [1].

### **1.5.2 Scolarité**

L'école est une étape fondamentale dans la vie de l'enfant, non seulement parce qu'il y passe une grande partie de son temps, mais surtout parce qu'elle doit contribuer à son épanouissement intellectuel et favoriser son intégration sociale. Malheureusement, les enfants épileptiques y rencontrent bien souvent des

difficultés. En effet, l'impact des crises épileptiques sur les enfants scolarisés est significatif (tableau 1).

Tableau 1- Impact de l'épilepsie sur les enfants scolarisés

| Pourcentage des enfants | Scolarité                  | Cause                                                                                                                                                  |
|-------------------------|----------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 25 %                    | Etablissements spécialisés | Des handicaps liés à l'épilepsie (le retard mental)                                                                                                    |
| 25 %                    | Retardée                   | -Absentéisme dû aux crises<br>-Des troubles de l'attention et du comportement à cause des médicaments<br>-Une altération de la faculté de raisonnement |
| 50 %                    | Sans problèmes             | /                                                                                                                                                      |

D'autre part, il faut souligner que les enfants épileptiques ont une intelligence normale, sans problèmes de mémoire. Mais l'apprentissage proprement dit peut être ralenti. Dans ce cas, l'enfant est capable d'apprendre autant, mais il a besoin de plus de temps, d'où ses difficultés à suivre le rythme [2].

### 1.5.3 Vie sociale

Une crise est tout d'abord angoissante et ceci pour différentes raisons :

Premièrement, pour les personnes qui perdent connaissance durant leurs crises, celles-ci correspondent à un trou noir, au néant, à une « petite mort ». Pour celles qui ne perdent pas connaissance, c'est soudain le corps qui n'obéit plus.

Deuxièmement, une crise ne se prévoit pas, elle surprend à n'importe quel moment, n'importe où.

Troisièmement, certaines crises comme les atonies provoquent des chutes lors desquelles la personne peut se blesser.

Une crise d'épilepsie peut encore être perçue comme humiliante. En effet, la personne en crise se trouve livrée au regard des autres dans une situation inconfortable. De plus, une crise peut s'accompagner d'une perte de selles et d'urines. Mais encore, la crise épileptique exprime un caractère spectaculaire.

Un patient épileptique dit s'être souvenu des commentaires que la foule avait exprimés lors d'une de ses crises. Des commentaires souvent maladroits et dévalorisants, dans lesquels on associait sa crise à des problèmes d'alcool ou de drogue. De par l'aspect humiliant et angoissant que peut revêtir la crise épileptique, on comprend aisément qu'elle puisse être un frein à une vie sociale épanouie.

La personne épileptique, après avoir accepté sa maladie devra donc « apprendre à vivre avec », « l'autonomie étant plus importante que le risque d'une crise ». Cet apprentissage n'est certes pas facile, mais des associations ont été mises sur pied pour aider et soutenir la personne épileptique dans sa démarche. Ces « groupes d'entraide et de parole », s'ils sont adaptés, peuvent véritablement apporter un soutien, une motivation aux personnes qui en font partie.

Outre les crises, une personne épileptique doit suivre des règles d'hygiène assez contraignantes. Elle devra avoir un sommeil suffisant à heures régulières. Elle évitera de consommer de l'alcool, du café ou d'autres excitants. Elle cherchera à éviter tout facteur pouvant déclencher des crises. En plus, il lui faudra suivre strictement son traitement. Elle devra peut-être aussi renoncer à sa voiture. Du fait d'une interférence possible entre travail et épilepsie, des difficultés financières peuvent encore être rencontrées.

Voilà des éléments qui ne favorisent pas les rencontres sociales. Des activités adaptées comme le sport en équipe permettront par exemple d'échapper à l'isolement. L'information et la communication sont importantes, car l'épilepsie se vit d'autant mieux qu'elle est acceptée par la personne épileptique et qu'elle est connue et comprise par tout un chacun [2].

#### **1.5.4 Travail**

Comme nous l'avons vu, l'épilepsie peut être plus ou moins sévère. Elle aura donc un impact équivalent sur la vie professionnelle de la personne touchée. Pour les enfants, la maladie (crises et traitement) pouvant entraîner une fatigue et une difficulté de concentration, leur niveau de formation sera éventuellement plus bas. Ainsi, ils accéderont à des postes peut-être moins importants. Mais encore, leur orientation professionnelle devra prendre en compte la maladie.

On évitera donc de choisir un métier à risque pour le patient (travail sur des échafaudages) ou à risque pour les autres (chauffeur de transport en commun). Les types d'emploi occupés par les épileptiques sont sensiblement différents de ceux d'une population normale: moins de professions libérales et moins de travailleurs qualifiés. Si la personne développe une épilepsie à l'âge adulte, différentes situations sont possibles, selon le métier exercé et la sévérité de la maladie.

Rien n'oblige une personne épileptique à déclarer sa maladie à son employeur, mais rien n'empêche un employeur de licencier un employé parce qu'il est épileptique. Ainsi, la personne va plutôt cacher sa maladie, en espérant ne jamais faire de crises sur son lieu de travail [2].

#### **1.5.5 Sport**

Il est important de savoir que la pratique du sport, pour un patient correctement traité et équilibré par un traitement complaint:

1. n'aggrave pas une épilepsie ;

2. ne favorise pas le déclenchement d'une crise, sauf si l'activité sportive est exécutée de manière irrégulière, provoquant une fatigue brutale ;

3. n'entraîne, en général, pas un risque d'accident plus élevé, même si ce risque doit être pris en compte. La pratique du sport est donc non seulement possible, mais également souhaitable chez les sujets épileptiques car elle joue un rôle indéniable dans :

- la santé physique et l'équilibre dynamique du sujet ;
- le développement de la personnalité ;
- l'intégration sociale ;

Les sports où il y a un contact direct avec le sol (athlétisme, sports de balle) sont praticables sans restriction : une surveillance et une aide particulière sont toutefois nécessaires pour les épileptiques graves. Excepté dans des conditions extrêmes, faire du vélo, du ski et de l'équitation est tout-à-fait possible pour la personne épileptique qui a fait le pas de l'autonomie: les conséquences d'une chute ne sont pas plus sérieuses que pour une autre personne.

Les sports aquatiques (natation, planche à voile, voile, plongée sous-marine, pêche), par contre, ne peuvent être pratiqués que sous la surveillance d'un tiers au courant de l'affection : une perte de connaissance en milieu aquatique peut toujours avoir des conséquences graves. Enfin, en raison du danger qu'occasionnerait une chute ou une perte de contact, les sports mécaniques, l'alpinisme et le parachutisme sont fortement déconseillés [2].

## **1.6 Troubles psychiques et mécanismes mentaux**

La caractéristique essentielle d'une crise épileptique est sa survenue brutale. Dans de très nombreux cas, le patient perd conscience et c'est alors son entourage qui fait la description de la crise. Les patients n'ont donc connaissance de leurs symptômes qu'à travers la description relatée par leur entourage. Les réactions des

patients sont diverses : angoisse, dépression, névrose, ou même psychose, très peu d'entre eux acceptent la réalité [1].

### **1.6.1 Classification des syndromes internationale**

La classification des syndromes épileptiques est définie, selon la ligue internationale et précise que l'épilepsie est : « le groupement d'un certain nombre de symptômes et signes apparaissant ensemble d'une manière constante et fortuite ». Les signes cliniques sont les suivants :

- Le type de crises ;
- Le contexte clinique dans lequel s'inscrit l'épilepsie : âge du début, antécédents familiaux, et personnels, histoire clinique ;
- Les manifestations neurologiques et extra-neurologiques associées à l'épilepsie ;
- Les données électroencéphalogrammes critiques (durant les crises) et inter critiques (entre les crises) ;
- Les données de l'imagerie ;

Les bases de la classification des syndromes épileptiques sont constituées par deux axes « symptomatologique » et « étiopathogénique ».

L'axe « symptomatologique » distingue, comme pour la classification des crises les épilepsies généralisées et les épilepsies partielles.

L'axe « étiopathogénique » distingue :

- Les épilepsies idiopathiques : qui surviennent indépendamment de toute lésion cérébrale ;
- Les épilepsies symptomatiques : qui résultent d'une lésion structurelle diffuse ou focale, évolutive ou fixée du système nerveux centrale (ex : traumatisme crânien, accident, accident vasculaire cérébral, alcool, infections);

- Les épilepsies crypto géniques : dont la cause est cachée, sont présumées symptomatiques d'une cause inconnue qui échappe aux moyens d'investigations [1].

## 1.7 Classification des crises d'épilepsie

Il existe de nombreux types de crises d'épilepsie. Néanmoins, les types de crises d'épilepsie sont classés selon deux grandes catégories : les crises généralisées et les crises partielles ou focales, comme l'indique la figure 1 [1].

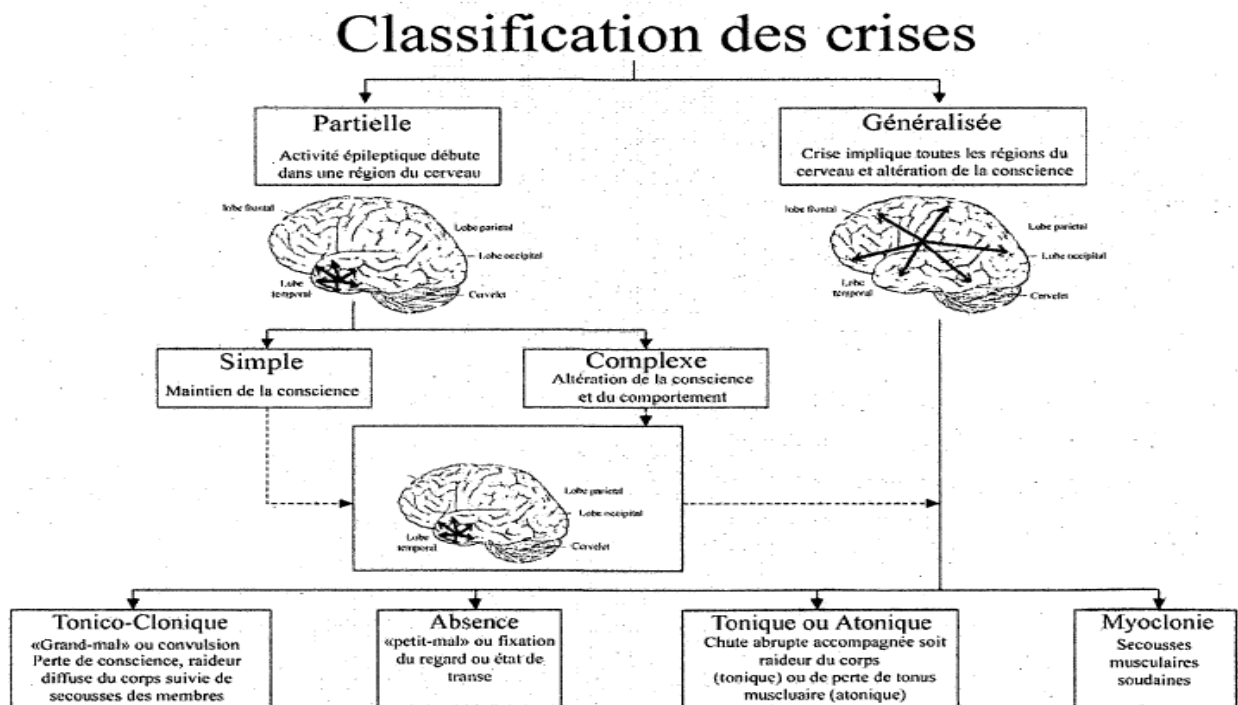


Figure 1 - Classification des principaux types de la crise épileptique

### 1.7.1 Crises partielles

Ces crises touchent une région anatomiquement ou fonctionnellement bien délimitée. Ainsi les symptômes seront en étroite corrélation avec la zone de la

décharge épileptique. Ils peuvent être d'ordre moteur, sensitif, végétatif, psychique, dysphasique (trouble de la parole) ou encore dysmnésique (trouble de la mémoire).

La décharge peut s'étendre sur plusieurs territoires corticaux différents, donnant ainsi naissance à plusieurs symptômes. D'ailleurs les anomalies électroencéphalographies sont restreintes aux zones de décharges épileptiques. Si en plus de tout cela, il y a perte de conscience, on parle de « crise partielle complexe ». Parfois la décharge peut s'étendre à l'autre hémisphère, à travers les fibres commissurales, donnant ainsi lieu à des manifestations tonico-cloniques bilatérales. On parle alors de « crise partielle secondairement généralisée » [2].

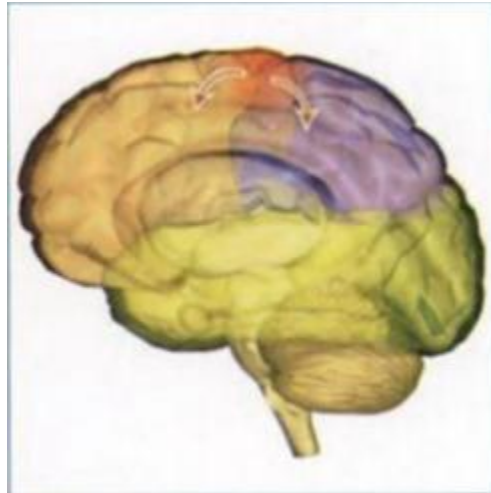


Figure 2 – Vue des zones touchées du cerveau dans le cas de la crise partielle

### 1.7.2 Crises d'emblée généralisées

Ces crises ne comportent aucun signe qui permet de localiser une région précise du cerveau. De plus, contrairement aux crises partielles, toutes les crises généralisées (sauf les crises myocloniques) sont associées à une perte de connaissance. Les sujets épileptiques souffrant de crises d'emblée généralisées n'ont pas d'aura, ce qui stipule que la crise n'est pas précédée des signes annonciateurs. Il en découle qu'en l'absence de ces signes, ils ne peuvent prévoir la crise et ainsi « se mettre à l'abri » (descendre de leur vélo par exemple) [2].

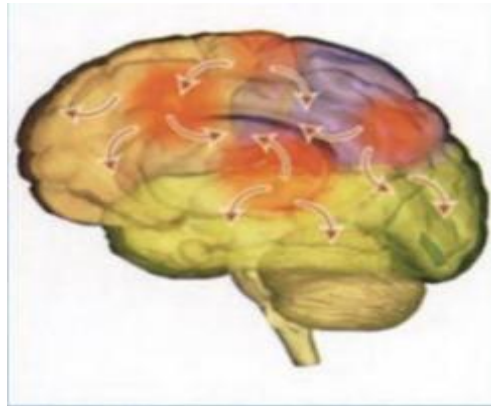


Figure 3 - Vue des zones touchés du cerveau dans le cas de la crise générale

#### **1.7.2.1 Les absences**

Elles se manifestent par une altération de la conscience plus ou moins brève (10 sec. en moyenne), isolée ou associée à d'autres symptômes. Ce type de crise se retrouve principalement chez les enfants. Si l'altération de la conscience est isolée, on parle d'absences simples, dans le cas contraire on parle d'absences complexes.

#### **1.7.2.2 Les crises myocloniques**

Elles consistent en des secousses musculaires violentes, toujours brèves, bilatérales, plus ou moins rythmées et répétitives. Elles touchent préférentiellement les membres supérieurs; les objets tenus dans la main sont alors projetés ou lâchés au moment de la crise. Elles peuvent également toucher les membres inférieurs, impliquant ainsi la chute de la personne. Attention, ce sont les seules crises d'emblée généralisées qui ne s'accompagnent pas d'altération de la conscience.

#### **1.7.2.3 Les crises cloniques**

Elles se caractérisent par des secousses cloniques rythmiques, plus ou moins régulières et généralisées. Un déficit moteur, régressif en quelques heures, est habituel après la crise.

#### **1.7.2.4 Les crises toniques**

Elles se caractérisent par une contracture musculaire soutenue, s'installant brutalement ou progressivement. Le spasme commence généralement dans la musculature du cou, puis s'étend à la face, aux muscles respiratoires et enfin à la musculature abdominale. Souvent, il touche également les muscles proximaux des membres. Ces crises toniques sont souvent responsables de chutes pouvant avoir des conséquences importantes.

#### **1.7.2.5 Les crises atoniques**

Elles se manifestent par une diminution ou une abolition du tonus musculaire. Lorsqu'elles sont brèves, elles peuvent se limiter à la tête qui chute brusquement en avant. Si elles touchent les muscles posturaux, elles entraînent une chute brutale. Les crises atoniques peuvent également durer plus longtemps. Dans ce cas, le sujet reste immobile à terre avec une perte de connaissance.

#### **1.7.2.6 Les crises tonico-cloniques**

Elles se divisent en trois phases. Au début, il y a une phase tonique, dans laquelle le patient perd brusquement connaissance, se raidit et chute. De plus, à cause de la contracture de la musculature respiratoire, il y a une apnée, qui peut provoquer une cyanose. Après quelques secondes survient la phase clonique caractérisée par des secousses rythmiques des quatre membres qui durent généralement moins de quelques minutes. Durant cette phase, il peut y avoir une morsure de la langue, des pertes d'urines ou encore des pertes de selles. L'obnubilation et une respiration bruyante marquent la phase résolutive. Ensuite le patient s'endort généralement.

### **1.7.2.6.1 Phase tonique**

Durant la phase spasmodique ou tonique, qui dure généralement environ 10 à 20 secondes, le corps se rigidifie. Cela affecte souvent d'abord les muscles du visage, puis les bras et les jambes, ce qui peut entraîner une chute. Il se produit également une contraction des muscles des organes internes. Avec la bouche fermée, l'expression de l'air des poumons peut générer un gémissement bizarre ou ce que l'on appelle le cri initial. La respiration peut ensuite être interrompue pendant un certain temps.

### **1.7.2.6.2 Phase clonique**

La phase tonique est suivie de la phase clonique ou convulsive, qui dure généralement de 30 à 60 secondes, deux minutes au maximum. Une alternance d'abord rapide, puis de plus en plus lente entre contraction et relaxation des muscles provoque des convulsions, ou spasmes, généralement violents. Les yeux restent en général ouverts et sont parfois bizarrement réversés. Une salivation accrue au niveau de la bouche peut être accompagnée d'expirations violentes conduisant à la formation de mousse, qui peut être sanglante si la personne se mord la langue. En fonction de la durée des troubles respiratoires, il peut se produire un bleuissement de la peau (dans le jargon médical: cyanose).

## **1.8 Epilepsies symptomatiques**

Toute agression cérébrale est susceptible, sur un terrain donné, de provoquer des crises épileptiques [2] :

- Malformations / kystes ;
- Tumeurs / métastases ;
- Hémorragie / thrombose / embolie ;

- Traumatismes ;
- Infections (méningo-encéphalites) ;
- Troubles électrolytiques / métaboliques ;
- Maladies dégénératives ;
- Intoxications ;
- Alcool : en particulier lors du sevrage ;

Les facteurs déclenchant ne sont pas des causes mais des situations où les crises peuvent venir plus facilement chez une personne prédisposée. Ils doivent être évités.

- Manque de sommeil ;
- Alcool (peut être CAUSE et/ou facteur déclenchant !) ;
- Oubli ou arrêt médicamenteux injustifié ;
- Etat fébrile ;
- Jeux vidéo (épilepsies photosensibles) ;

## **1.9 Traitements proposé**

Le traitement d'une épilepsie est avant tout symptomatique : il vise à supprimer les crises [2].

### **1.9.1 Traitement médicamenteux**

La grande majorité des épilepsies est traitée médicalement : 80 % des patients sont stabilisés par une monothérapie. Les médicaments antiépileptiques classiques (Phénobarbital, valproate de sodium, benzodiazépines, carbamazépine et phénitoïne) agissent en diminuant l'excitabilité des membranes des neurones par interaction avec certains neuromédiateurs, certains récepteurs ou certains canaux ioniques.

### **1.9.2 Traitement chirurgical**

Il ne faut pas le confondre avec le traitement chirurgical d'une lésion focale responsable de crises épileptiques. Le traitement chirurgical d'une épilepsie est devenu un outil performant qui vise à supprimer le foyer épileptique et de ce fait la totalité des crises par « cortectomie » sélective.

### **1.10 Conclusion**

L'épilepsie est une maladie très répandue, elle se caractérise par la répétition de crises épileptiques créant une forme d'une décharge électrique résultant par l'activation simultanée d'une population de neurones.

Dans ce chapitre, nous avons décrit et analyser de manière scientifique la maladie d'épilepsie. Dans ce cas nous avons donné des définitions sur cette maladie.

Puis, nous avons expliqué la physiopathologie de l'épilepsie ainsi que les perceptions de cette dernière.

Aussi nous avons détaillés les deux principaux types de la crise d'épilepsie telle que la crise générale et la crise partielle. En effet, la crise "tonico-clonique" est la plus répandue. Dans ce cadre, nous allons ainsi concevoir et réalisé un système permettant le suivi et la détection automatique des crises épileptique de types "tonico-clonique".

Puisque la réalisation de tel système nécessite l'utilisation d'un capteur de battement et d'un capteur de muscle, le prochain chapitre discutera ces composants.

# Chapitre 2

## Les capteurs biomédicaux

### **Introduction**

Les capteurs électroniques sont utilisés dans beaucoup de domaines comme le domaine de la biomédicale.

Dans ce chapitre, nous allons commencer par la présentation de la structure et du fonctionnement des capteurs. Puis, nous allons se focaliser sur les capteurs utilisées dans le domaine de la biomédicale, comme le capteur EMG et le capteur de battements du cœur, soit en Anglais « Pulse Sensor ».

### **2.1 Définition d'un capteur**

Un capteur est un organe de prélèvement d'informations qui élabore à partir d'une grandeur physique (information entrante) une autre grandeur physique de nature différente (la plus part du temps, électrique). Cette grandeur, représentative de la grandeur prélevée, est utilisable à des fins de mesure ou de commande [18].

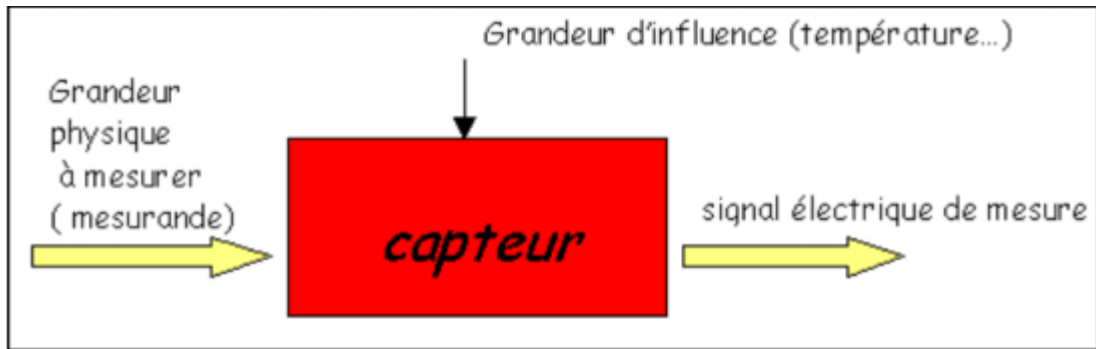


Figure 4 - Schéma du capteur

## 2.2 Structure d'un capteur

La Figure 5 montre la structure interne d'un capteur, il est constitué de 3 parties : corps d'épreuve, transducteur, transmetteur [3].

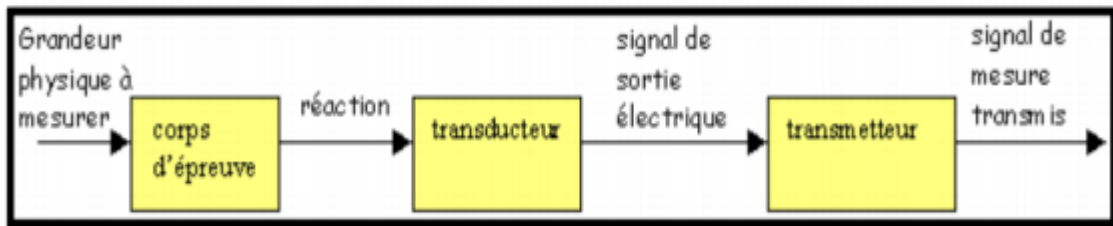


Figure 5 - Constitution interne d'un capteur

- Corps d'épreuve : c'est un élément mécanique qui réagit sélectivement à la grandeur physique à mesurer et la transforme en une autre grandeur physique dite mesurable ;
- Transducteur : il traduit les réactions du corps d'épreuve en une grandeur électrique constituant le signal de sortie. il peut générer l'un des types de signaux suivants : une tension électrique, un courant électrique, des charges électriques ou finalement des variations d'impédance ;

- Transmetteur : il assure la mise en forme, l'amplification, le filtrage et la mise à niveau du signal de sortie pour sa transmission à distance. Il peut être incorporé ou non au capteur proprement dit ;

## **2.3 Types de capteurs**

Les types des capteurs sont basés [4] :

- La mesurande qu'ils traduisent (capteur de température, de pression, etc.).
- De leur rôle dans un processus industriel (contrôle de produits finis, de sécurité, etc) ;
- Du signal qu'ils fournissent (capteur analogique, capteur logique, capteurs digitaux) ;
- De leur principe de traduction du mesurande (capteur résistif, à effet Hall,...) ;
- De leur principe de fonctionnement : Les capteurs fonctionnent selon deux principes de base suivant l'origine du signal électrique de sortie ;

### **2.3.1 Capteur actif**

Fonctionnant en générateur, un capteur actif est généralement fondé dans son principe sur un effet physique qui assure la conversion en énergie électrique de la forme propre au mesurande : énergie thermique, mécanique ou de rayonnement.

### **2.3.2 Capteur passif**

Il s'agit d'impédance dont l'un des paramètres déterminants est sensible à la mesurande.

## **2.4 Caractéristiques d'un capteur**

Les caractéristiques générales des capteurs sont [4]:

- Etendue de mesure : valeurs extrêmes pouvant être mesurée par le capteur ;
- Résolution : plus petite variation de grandeur mesurable par le capteur ;
- Sensibilité : variation du signal de sortie par rapport à la variation du signal d'entrée ;
- Précision : aptitude du capteur à donner une mesure proche de la valeur vraie ;
- Rapidité : temps de réaction du capteur. La rapidité est liée à la bande passante ;
- Linéarité : représente l'écart de sensibilité sur l'étendue de mesure.

## 2.5 Les capteurs biomédicaux

Dans le domaine de la biomédicale, les capteurs sont utilisés pour assurer une surveillance permanente des organes vitaux de l'être humain. Ceux-ci pouvant être implantés sur la peau pour faciliter le diagnostic par la mesure continue des paramètres tel que : la tension artérielle, les battements du cœur, la fonction respiratoire, etc.

Les capteurs biomédicaux sont destinés à mesurer les signaux physiologiques générés par des organismes vivants en particulier par les êtres humains. Le rôle joué par les capteurs biomédicaux est l'un des aspects techniques que l'on rencontre au cours du dialogue patient-machine, en effet toute transformation biologique doit être exploitée, présentée sous la forme de signaux, enregistrée et mesurable [5].

## 2.6 Le capteur de battement cardiaque

### 2.6.1 Formes

Chaque mesure est assurée par l'intermédiaire d'un capteur, dans le cas de la photo pléthysmographie, la conception de la mesure est élaborée selon la technique ou la méthode physique (absorbance).

Les capteurs existent sous différentes formes et différentes tailles afin de s'adapter à toutes les situations. Le plus souvent, ils se présentent sous l'apparence de pinces à placer sur un doigt. Ce dernier est constitué d'une source lumineuse qui est assez puissante pour pénétrer plus d'un centimètre dans le tissu, d'une photo détecteur pour détecter la lumière transmise [6].

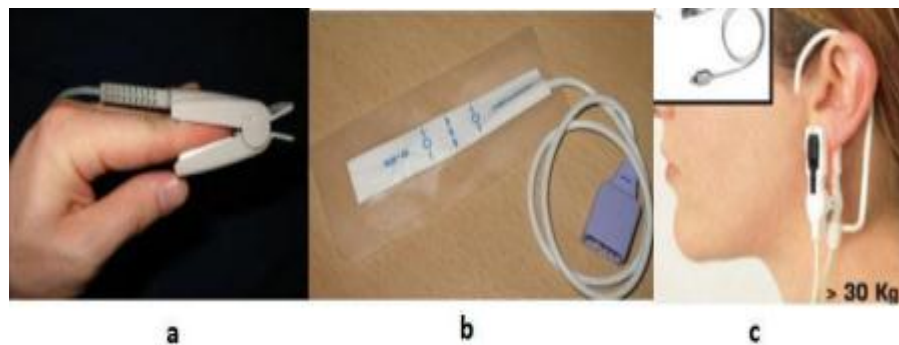


Figure 5 - Différentes formes du capteur PPG, (a) pince semi-rigides s'adaptant à toutes les morphologies, (b) pince autocollante utilisée au niveau du pied, (c) pince à l'oreille.

### 2.6.2 Définition

Le "Pulse Sensor" est un capteur pour Arduino immédiatement utilisable, qui permet de mesurer le pouls d'une personne. Il est tout à fait adapté aux étudiants, artistes, sportifs, développeurs, etc. Qui souhaitent incorporer facilement dans leurs projets des données.

Il combine un capteur optique amplifié et un circuit d'effacement des bruits qui favorise une lecture rapide et fiable des données. De plus, sa consommation est seulement de 4mA à 5 volts, ce qui est très pratique dans le cas d'applications mobiles.

Il n'y a qu'à clipper à un lobe de l'oreille ou à un doigt pour parvenir immédiatement à lire les battements de cœur. La terminaison du câble de 15 cm est un connecteur male. Il n'est donc pas nécessaire de le souder [6].

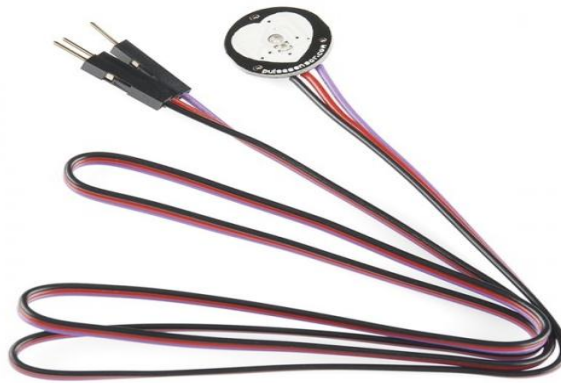


Figure 6 – Le capteur de battements du cœur

### 2.6.3 Principe de fonctionnement

Lorsque le cœur pompe le sang dans le corps, il produit à chaque battement une onde de pouls (un peu comme une onde de choc) qui se propage le long de toutes les artères jusqu'aux extrémités du tissu capillaire où le capteur de pouls est fixé. Le sang circule dans le corps beaucoup plus lentement que l'onde de pouls. Suivons les événements au fur et à mesure qu'ils progressent depuis le point 'T' du PPG ci-dessous. Une augmentation rapide de la valeur du signal se produit lorsque l'impulsion passe sous le capteur, puis le signal retombe vers le point normal [14].

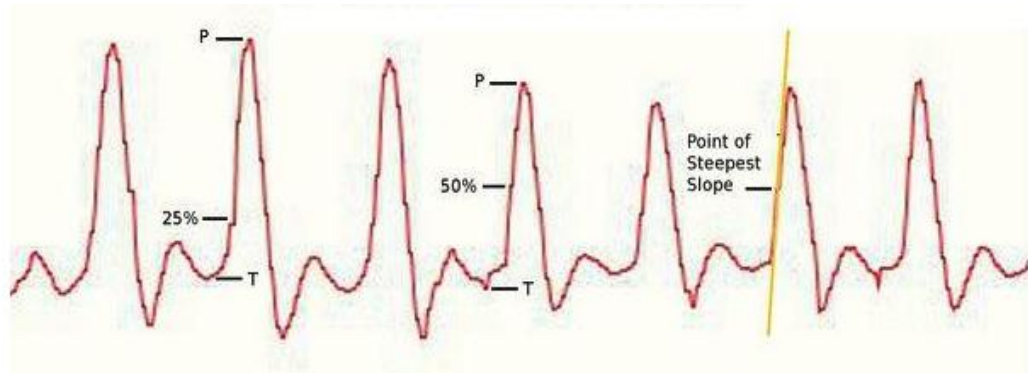


Figure 7 – Le signal de battement cardiaque

### 2.6.3.1 Source lumineuse de capteur

La source lumineuse est constituée d'une diode émettrice de lumière infrarouge à 920 nm. Un photo-détecteur (phototransistor), placé à l'opposé de la diode, mesure l'intensité de la lumière transmise à travers le lit vasculaire. Les variations de l'intensité lumineuse transmises au photo-détecteur, dues aux variations de l'absorption de la lumière par les hémoglobines oxygénées ( $\text{HbO}_2$ ) dans ce lit vasculaire permettent de déterminer la variation pulsée de l'oxygène dans le sang [6].

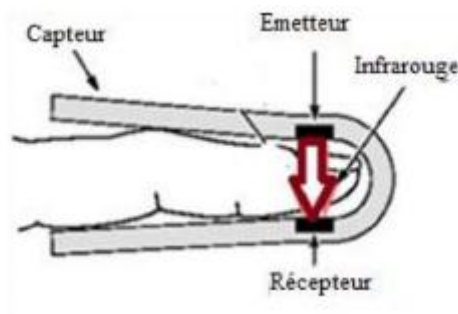


Figure 8 - Représentation du capteur PPG.

## Le capteur d'électromyographie EMG 2.7

### 2.7.1 Electromyographie

C'est un examen consistant à enregistrer l'activité électrique d'un muscle ou d'un nerf. A l'aide d'une aiguille-électrode ou de surface placée sur la peau au-dessus du muscle par rapport à une électrode de référence, pour avoir un signal bien amplifié puis transmis à l'appareil qui peut être analysé visuellement sur l'écran, ou en écoutant les sons produits par un hautparleur. Le tracé obtenu est appelé électromyogramme.

En a établi un schéma présentant d'une manière simplifiée le chemin de traitement que devra suivre le signal pour obtenir des résultats valables [7].

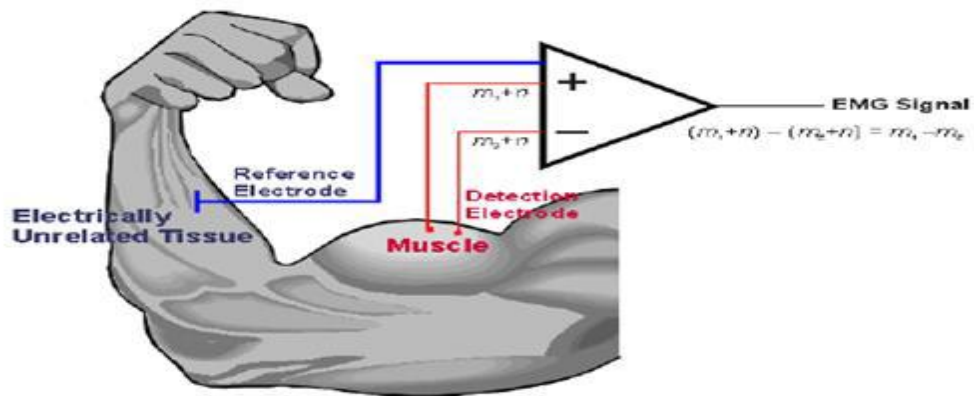


Figure 9 - Principe de la détection EMG.

### 2.7.2 Instrumentation en EMG

L'électromyographie est employée dans les domaines de l'étude du mouvement humain et du diagnostic neuromusculaire. Elle est le plus fréquemment employée dans le domaine de la neurophysiologie clinique ou de la médecine électro diagnostique avec nombreuses applications de l'EMG de surface : analyse de mouvement et de la posture (sport, clinique, ergonomie), étude de la fatigue

musculaire, étude de la relation EMG/force, etc. afin d'avoir l'acquisition du notre signal [7].

En peut schématisée l'instrumentation en EMG comme cela :

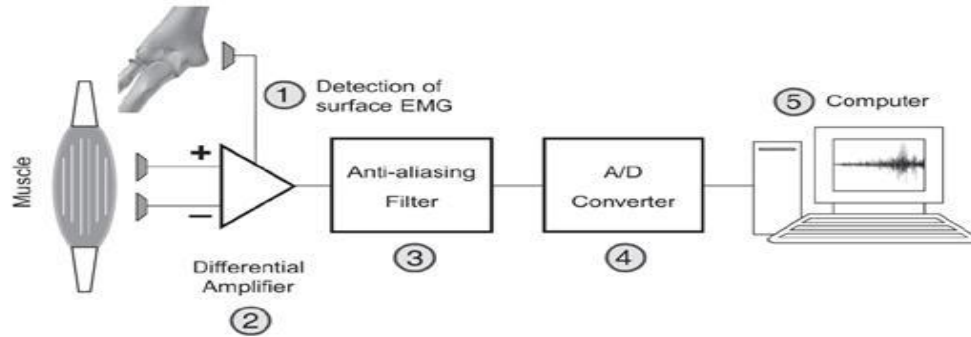


Figure 10 - Schéma synoptique simplifié de l'acquisition d'électromyogramme de Surface.

### 2.7.3 Définition du capteur EMG

Le capteur d'électromyographie (EMG) permet de mesurer l'activité électrique des muscles au repos et pendant la contraction en fonction de la quantité d'activité dans le muscle sélectionné. Il peut être utilisé comme signal de contrôle pour les prothèses.



Figure 11 - Le capteur EMG

#### **2.7.4 Les électrodes**

Les signaux électro-physiologiques reflètent l'activité physiologique constituée par un grand nombre de cellules qui travaillent ensemble. La mesure de ces signaux, y compris le signal EMG, est effectuée au moyen de capteurs soit de manière invasive ou non invasive. Dans la détection invasive effectuée avec des aiguilles, ces dernières doivent être insérées à l'intérieur du muscle pour obtenir des signaux, tandis que dans la détection non-invasive, des électrodes sont placées sur la surface du muscle [15].

#### **2.7.5 Préparation de la peau**

Cette opération permet de [15] :

- Réduire les effets des artefacts de la peau : Graisse, poils, saleté, cellules, etc. mortes de la peau et transpiration, tous ces artefacts réduisent le signal EMG enlever les poils et les couches mortes d'épiderme ;
- Nettoyer avec une solution à base d'alcool ;
- Laisser sécher ;
- Appliquer les électrodes -dans la direction des fibres musculaires, sur le ventre musculaire (emplacement standardisé), Mesurer l'impédance des électrodes inférieur à 5 K Ohm (norme-Répéter la préparation de la peau si l'impédance est trop grande (éventuellement papier de verre) ;

#### **2.7.6 Placement des électrodes**

La figure 12 décrit la méthode permettant le placement des électrodes du capteur EMG [7].

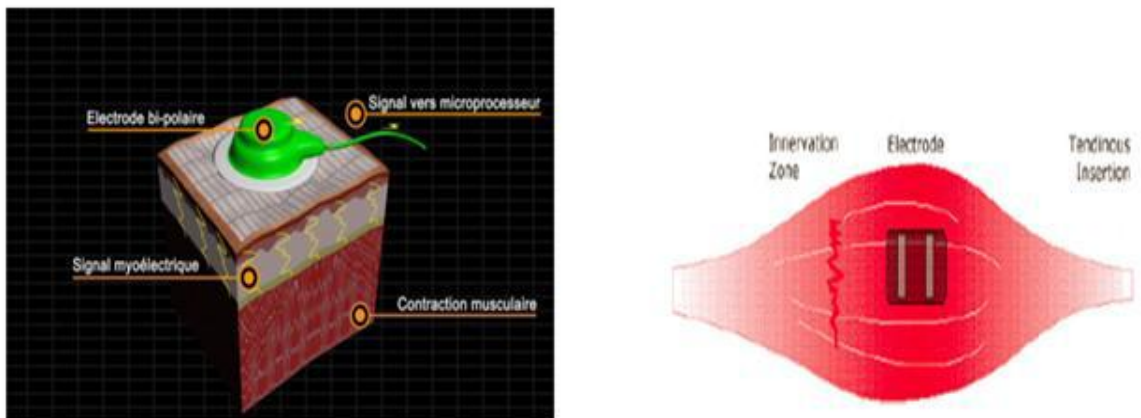


Figure 12 - Placement d'électrode du capteur EMG.

Donc, il faut placer les électrodes :

- Aux fibres musculaires ;
- Au milieu du corps musculaire ;
- Les fils doivent être immobilisés à la peau jamais sur ou à côté de l'insertion tendineuse ni sur la zone d'innervation (point moteur) ;
- Les potentiels d'action se déplacent étrangement (dans les 2 sens) et la détection EMG en est affectée (signal faible ou nul) ;
- L'électrode de référence est loin et placée sur une aire neutre électriquement.

## 2.8 Conclusion

Dans ce chapitre, nous nous sommes intéressés à l'étude théorique des capteurs. Dans la première partie, nous avons décrit la structure et le fonctionnement des capteurs de l'électronique générale. Dans la deuxième partie, nous avons exposés les capteurs utilisés dans le domaine biomédical. Dans ce cas, nous avons décrit de manière détaillée le capteur EMG ainsi que les capteurs de battements du cœur, soit en Anglais « Pulse Sensor ».

En effets, les capteurs considérés dans le présent chapitre jouant un rôle très important dans la réalisation et la mise en œuvre de l'application envisagé dans le cadre de projet.

Le chapitre suivant, mottera les composants électroniques utilisés dans la réalisation.

# Chapitre 3

## Composants et outils de conception

### **Introduction**

La réalisation du système considéré dans le cadre de ce projet nécessite l'utilisation des composants électroniques et des systèmes embarqués tels que la carte Arduino, les capteurs et le module GPS/GPRS.

Dans ce chapitre, nous allons commencer par la présentation des composants électroniques utilisés. Puis, nous allons exposer les outils et les logiciels considérés pour la programmation et la simulation des circuits.

### **3.1 La carte Arduino**

Il s'agit d'une carte électronique en matériel libre basée autour d'un microcontrôleur Atmega du fabricant Atmel, qui peut être programmée pour analyser et produire des signaux électriques, de manière à effectuer des tâches très diverses comme la domotique (le contrôle des appareils domestiques, éclairage,

chauffage, etc.), l'électrotechnique industrielle et embarquée, le pilotage d'un robot, le modélisme (commander des appareils mobiles) [3].

### **3.1.1 Différent modèles**

Actuellement, il existe plus de 20 versions de modules Arduino, nous citons quelques-uns ainsi que leurs caractéristiques afin de montrer l'évolution de ces cartes [3] :

- Le NG d'Arduino, avec une interface d'USB pour programmer et usage d'un ATmega8 ;
- L'extrémité d'Arduino, avec une interface d'USB pour programmer et usage d'un Microcontrôleur ATmega8 ;
- L'Arduino Mini, une version miniature de l'Arduino en utilisant un microcontrôleur ATmega168 ;
- L'Arduino Nano, une petite carte programme à l'aide porte USB cette version utilisant un microcontrôleur ATmega168 (ATmega328 pour une plus nouvelle version) ;
- Le LilyPad Arduino, une conception de minimaliste pour l'application wearable en utilisant un microcontrôleur ATmega168 ;
- Le NG d'Arduino plus, avec une interface d'USB pour programmer et usage d'un ATmega168 ;
- L'Arduino Bluetooth, avec une interface de Bluetooth pour programmer en utilisant un microcontrôleur ATmega168 ;
- L'Arduino Diecimila, avec une interface d'USB et utilise un microcontrôleur ATmega168 ;

- L'ArduinoDuemilanove ("2009"), en utilisant un microcontrôleur l'ATmega168 (ATmega328 pour une plus nouvelle version) et actionné par l'intermédiaire de d'USB/DC ;
- L'ArduinoMega, en utilisant un microcontrôleur ATmega1280 pour I/O additionnel et mémoire ;
- L'Arduino UNO, utilisations microcontrôleur ATmega328;
- L'Arduino Mega2560, utilisations un microcontrôleur ATmega2560, et possède toute la mémoire à 256 KBS. Elle incorpore également le nouvel ATmega8U2 (ATmega16U2 dans le jeu de puces d'USB de révision 3);
- L'Arduino Leonardo, avec un morceau ATmega3U4 qui élimine le besoin de raccordement d'USB et peut être employé comme clavier ;
- L'ArduinoEsplora : ressemblant à un contrôleur visuel de jeu, avec un manche et des sondes intégrées pour le bruit, la lumière, la température, et l'accélération ;

### **3.1.2 Avantages de l'Arduino UNO**

Les avantages de la carte Arduino UNO sont [3] :

- Le prix : En vue des performances qu'elles offrent, les cartes Arduino sont relativement peu coûteuses, comparativement aux autres plates-formes ;
- La compatibilité : Le logiciel, écrit en JAVA, tout comme la carte, est compatible sous les plateformes les plus courantes (Windows, Linux et Mac) ;
- Environnement de programmation clair et simple ;

- Logiciel et matériel « Open Source » et extensible ;
- Nombreuses librairies disponibles avec diverses fonctions implémentées ;
- Nombreux conseils, tutoriaux et exemples en ligne (forums, site perso etc.) ;
- Existence de « shield » (boucliers), des cartes supplémentaires qui se connectent sur le module Arduino comme par exemple : afficheur graphique couleur, interface Ethernet, GPS, etc.

### **3.1.3 Structure de l'Arduino UNO**

L'Arduino est donc une plateforme open-source d'électronique programmée qui est basée sur une simple carte à microcontrôleur et un logiciel (qui sera présenté dans la partie outils de simulation et programmation) servant d'interface entre l'ordinateur et la carte Arduino, créant un environnement de développement permettant d'écrire, de compiler et de transférer un programme vers la carte Arduino.

### **3.1.4 Partie matérielle**

L'Arduino UNO utilise un microcontrôleur ATmega328P cadencée à 16Mhz, c'est le cerveau de la carte. L'ATmega328P est un composant électronique programmable par le biais d'un ordinateur, il va recevoir le programme et le stocker dans sa mémoire puis l'exécuter.

Il est constitué des mêmes éléments que sur la carte mère d'un ordinateur il possède 32ko de mémoire flash (effaçable et réinscriptible), destinée à recevoir le programme, 2ko de SRAM (mémoire vive) et 1 ko d'EEPROM (mémoire morte destinée aux données qui ont besoin de survivre dans le temps même si la carte doit être arrêtée).

Elle offre 14 pins (broches) d'entrée/sortie numérique dont 6 pouvant générer des PWM. Elle permet aussi de mesurer des grandeurs analogiques grâce à ses 6

entrées analogiques. Chaque broche est capable de délivrer un courant de 40mA pour une tension de 5V. Les broches 2 et 3 peuvent être configurées pour déclencher une interruption.

La carte Arduino UNO possède une communication série grâce aux broches numériques 0 (RX) et 1 (TX). On utilise (RX) pour recevoir et (TX) transmettre les données séries de niveau TTL.

Cette carte Arduino peut aussi s'alimenter sous 5V et communiquer avec un ordinateur grâce à son port USB. On peut aussi l'alimenter avec une alimentation externes comprise entre 7V et 12V grâce à son connecteur Power Jack [19,5].

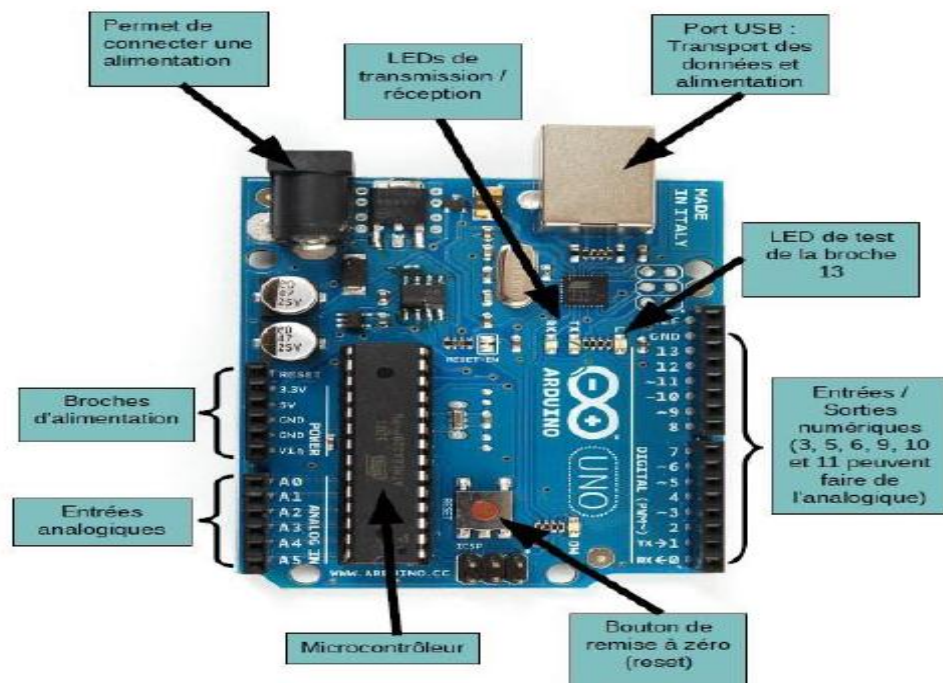


Figure 13 - Structure de la carte Arduino UNO

## 3.2 Le module GPS/GPRS (SIM900)

Le Shield GSM/GPRS est basé sur un module SIM900 de SIMCOM, il est compatible avec Arduino et ses clones. Le Shield GPRS permet à l'Arduino de communiquer en utilisant le réseau GSM. Il permet d'envoyer des SMS, MMS, GPRS et d'établir des communications audio en envoyant des commandes AT à l'UART.

Il dispose de 12 pins GPIO, 2 sorties PWM et du convertisseur Analogique/Digital ADC du module SIM900 (accessible sur la carte, logique 2.8volts).

L'UART permet d'établir une connexion série avec le module SIM900. A l'aide de cette connexion série, le programme d'Arduino sera capable d'envoyer des commandes "textuelle" au module (ce sont les fameuses commandes "AT").

Le module réagira à ces commandes et fournira le service demandé et une réponse sur la liaison série.

Par exemple, pour former un numéro de téléphone, le programme Arduino doit envoyer la commande "ATD+212661122345;" sur la connexion série. En réponse, le module SIM900 formera le numéro.

Dans le même ordre d'idée, lorsque le module reçoit un appel téléphonique, l'UART envoie le message "Ring" sur la connexion série.

Le Shield dispose également de 3 LEDs permettant d'identifier facilement l'état de son fonctionnement (par exemple, connecté ou non sur le réseau mobile).

La connexion sur le réseau mobile est commandée manuellement (à l'aide d'un bouton) mais il est également possible d'utiliser la Pin 9 de votre Arduino connecter/déconnecter le Shield du réseau [8].



Figure 14 – Le module SIM 900

### 3.2.1 Caractéristiques principales

Le tableau 2 montre les principales caractéristiques du module SIM900 [9].

Tableau 2 – Caractéristiques du module SIM 900

|                                |                                                                                |
|--------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Module Quad-band</b>        | 850/900/1800/1900MHz                                                           |
| <b>Protocoles supportés</b>    | TCP/UDP                                                                        |
| <b>Tension d'alimentation</b>  | 5V par la broche 5V<br>6,5V à 12V par la broche<br>Vin                         |
| <b>Consommation</b>            | 1,5 mA en veille<br>400 mA max                                                 |
| <b>Puissance</b>               | Classe 4 (bandes<br>850/900) : 2 W<br>Classe 1 (bandes<br>1800/1900 MHz) : 1 W |
| <b>Température de fonction</b> | -40 °C à +85 °C                                                                |
| <b>Dimensions</b>              | 68.58* 53.34 mm                                                                |

### 3.2.2 Description du module

Les deux figures 15 et 16 présentent les différentes parties formant la carte du module Sim 900 GSM/GPRS [9].

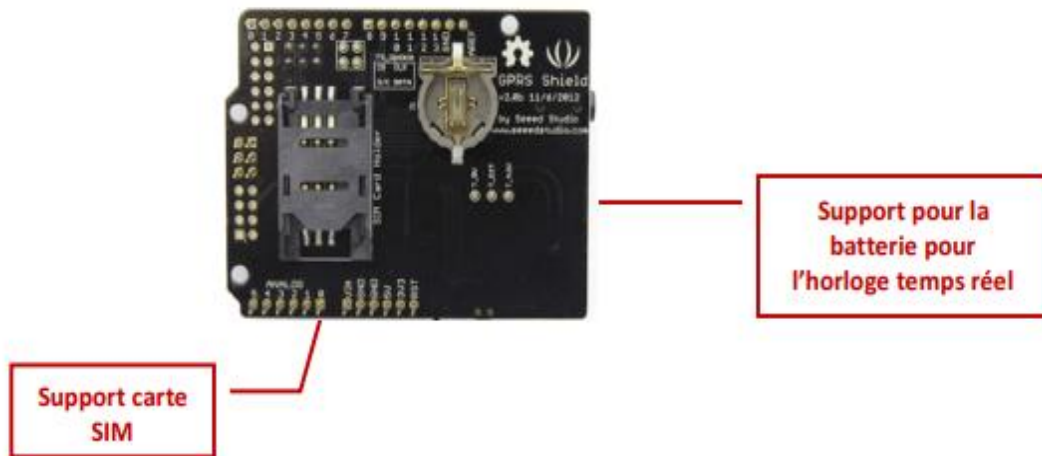


Figure 15 – Les supports de la batterie et de la puce de la carte SIM 900

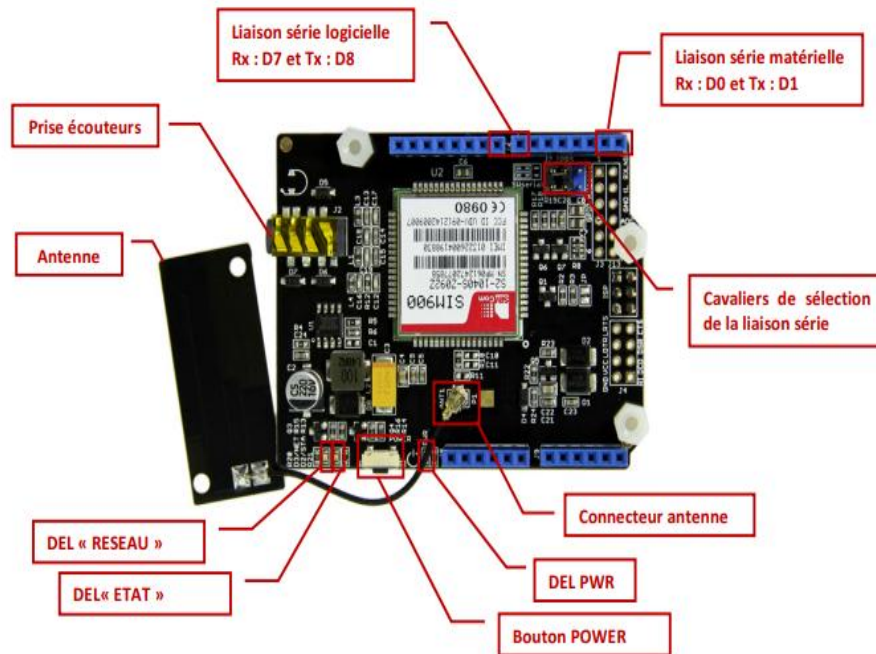


Figure 16 – Partie principale de la carte SIM 900

### 3.3 Le capteur de battement cardiaque

Le Pulse Sensor est un capteur de fréquence cardiaque compatible. Il peut être utilisé par les étudiants, les athlètes, les créateurs et les développeurs de jeux et mobiles qui souhaitent intégrer facilement des données de fréquence cardiaque en direct dans leurs projets. Le capteur d'impulsions ajoute des circuits d'amplification et d'annulation du bruit au matériel. Il est visiblement plus rapide et plus facile d'obtenir des lectures de pouls fiables. Pulse Sensor fonctionne avec un Arduino 3V ou 5V (voir le chapitre 2) [13].



Figure 17 – Le capteur de battement considéré

Les dimensions du capteur de battement :

- Diamètre : 158 mm;
- Épaisseur : 3.17mm;

### 3.4 Le capteur EMG

Il basé sur la mesure des activités musculaire par la détection du potentiel électrique, nommé électromyogramme (EMG), il est traditionnellement dans le domaine de la recherche médicale.

Ce capteur mesure la filtrée et activité électrique rectifié de un muscle, alors vs volts selon la quantité de l'activité dans la sélectionné, musculaires où VS signifie la tension de la source d'alimentation (voir le chapitre 2) [7].

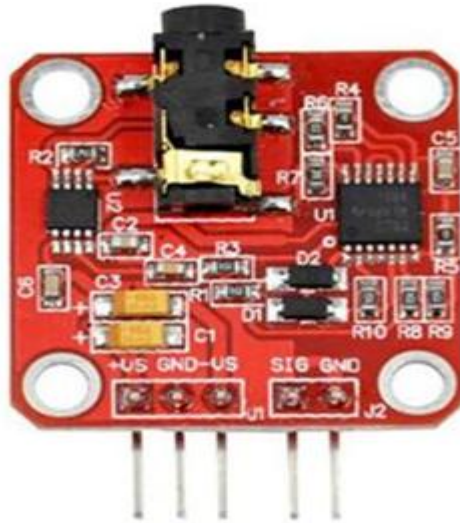


Figure 18 – Le capteur EMG considéré

### 3.4.1 Caractéristiques

Les caractéristiques de capteur EMG sont [17] :

- Petit facteur de forme ;
- Spécialement conçu pour micro ;
- Gain réglable ;
- 3,5 mm connecteur ;
- Breadboard compatible ;
- Tension d'alimentation : min. + -3.5 V ;

### 3.4.2 Contenu de l'emballage

- Une planche de capteur de muscle ;
- Un câble professionnel ;
- Trois électrodes ;



Figure 19 – Les outils du capteur EMG considéré

## 3.5 Le Buzzer

Un Buzzer est un composant électromécanique qui produit un son quand on lui applique une tension. Certains nécessitent une tension continue (Buzzers électromécanique), d'autres nécessitent une tension alternative (transducteurs piézo-électrique) [16].



Figure 20 - Le Buzzer

### 3.6 L'afficheur LCD

Les afficheurs à cristaux liquides (LCD) sont devenus indispensables dans les systèmes techniques qui nécessitent l'affichage de paramètres de fonctionnement.

Les afficheurs LCD sont des modules compacts intelligents et nécessitant peu de composants externes pour un bon fonctionnement. Ils sont relativement bons marchés et s'utilisent avec beaucoup de facilité.

Ils consomment relativement peu de courant (de 1 à 5 mA), ils sont pratiquement seuls à être utilisés sur les appareils à alimentation par piles.

Plusieurs afficheurs sont disponibles sur le marché et diffèrent les uns des autres, non seulement par leurs dimensions (de 1 à 4 lignes de 6 à 80 caractères), mais aussi par leurs caractéristiques techniques et leurs tensions de service. Certains sont dotés d'un rétro-éclairage de l'affichage. Cette fonction fait appel à des leds montées derrière l'écran du module, cependant cet éclairage est gourmand en intensité (250 mA max) [20, 21].



Figure 21 - Afficheurs à cristaux liquides LCD

### 3.6.1 Fonctionnement d'un afficheur LCD

#### 3.6.1.1 Schéma fonctionnel

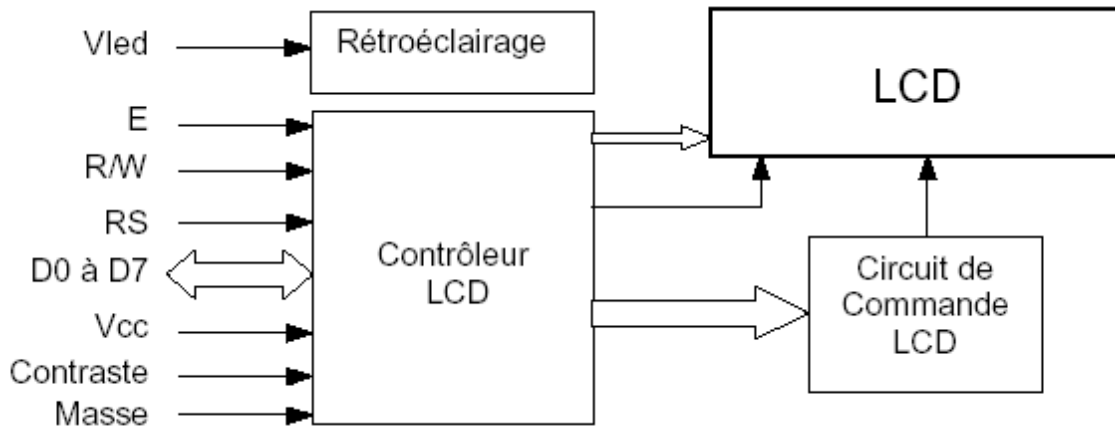


Figure 22 - Schéma fonctionnel

#### 3.6.1.2 Rôle des différentes broches de l'afficheur LCD

- **Vcc, Masse** : alimentation de l'afficheur LCD. Un afficheur LCD s'alimente en 0V-5V.
- **Contraste** : entrée permettant de régler le contraste de l'afficheur LCD. Il faut appliquer une tension continue réglable (entre 0V et 5V) à l'aide d'un potentiomètre.
- **Vled** : différence de potentiel permettant de commander le rétro éclairage.
- **E** : entrée de validation (**ENABLE**), elle permet de valider les données sur un **front descendant**. Lorsque **E=0** alors le bus de données est à l'état haute impédance.

- **RS : Register Select** cette entrée permet d'indiquer à l'afficheur si l'on souhaite réaliser une commande (**RS=0**) par des instructions spécifiques ou écrire une donnée (envoi du code du caractère à afficher) sur le bus (**RS=1**).
- **R/W** : entrée de lecture (**R/W=1**) et d'écriture (**R/W=0**). Lorsqu'on commande l'afficheur LCD il faut se placer en écriture.
- **D7...D0 : bus de données bidirectionnel**, il permet de transférer les instructions ou les données à l'afficheur LCD [20].

### 3.6.1.3 Principe de fonctionnement d'un afficheur LCD

Un afficheur LCD est capable d'afficher tous les caractères alphanumériques usuels et quelques symboles supplémentaires. Pour certains afficheurs, il est même possible de créer ses propres caractères.

Le principe de fonctionnement est simple, Chaque caractère est identifié par son code ASCII, pour le visualiser, il faut l'envoyer(codé en ASCII) sur les lignes D0 à D7, mettre RS au niveau haut (caractère), R/W au niveau bas (écriture), et provoquer un front descendant sur l'entrée de validation de l'afficheur (E). Ces lignes sont aussi utilisées pour la gestion de l'affichage avec l'envoi d'instructions telles que l'effacement de l'écran, l'écriture en ligne 1 ou en ligne 2, le sens de défilement du curseur[20,21] .

## 3.7 Outils de simulation & programmation

### 3.7.1 Présentation de Proteus

Proteus est une suite logicielle destinée à l'électronique .Grâce à ce logiciel, nous pouvons réaliser des schémas électriques et les simuler. Développé par la société LabcenterElectronics, les logiciels incluent dans Proteus, permettent la CAO (conception Assisté par Ordinateur) dans le domaine de l'électronique. Cette suite

logicielle est très connue et utilisée dans de nombreuses entreprises et organismes de formation (incluant lycées et universités) [3].

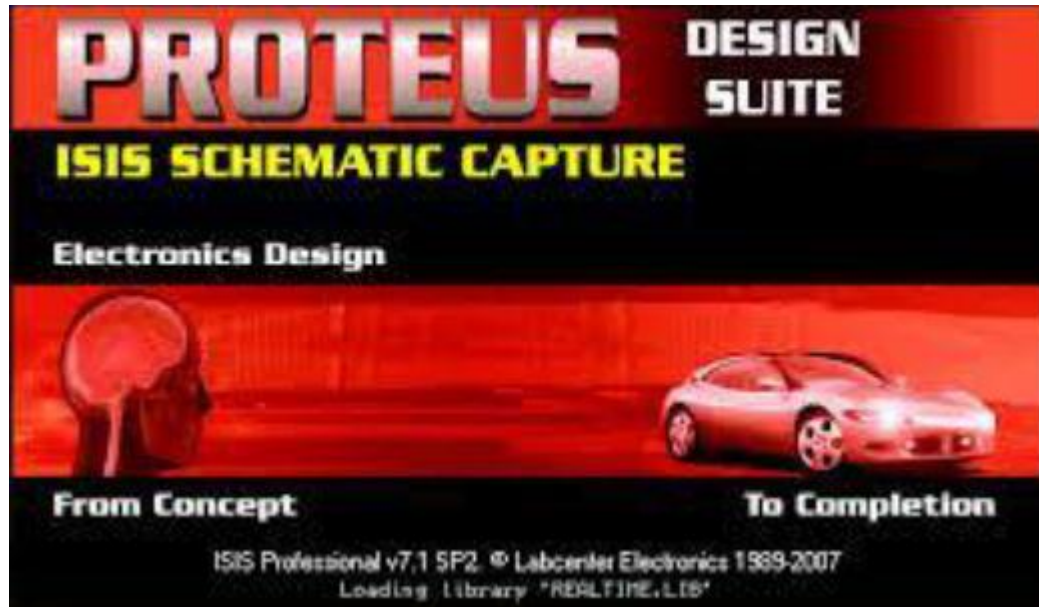


Figure 23 - La suite logicielle Proteus

Deux logiciels principaux composent cette suite logicielle : ISIS et ARES.

### 3.7.1.1 Présentation de l'outil ISIS

ISIS (Intelligent Schematic Input System) est principalement connue pour éditer des schémas électriques (assemblage de composants électroniques dont on fixe les valeurs et les références reliés par des connexions électriques (fils).

Par ailleurs, le logiciel permet également de simuler ces schémas ce qui permet de déceler certaines erreurs dès l'étape de conception.

Les circuits électriques conçus grâce à ce logiciel peuvent être utilisés dans des documentations car le logiciel permet de contrôler la majorité de l'aspect graphique des circuits.

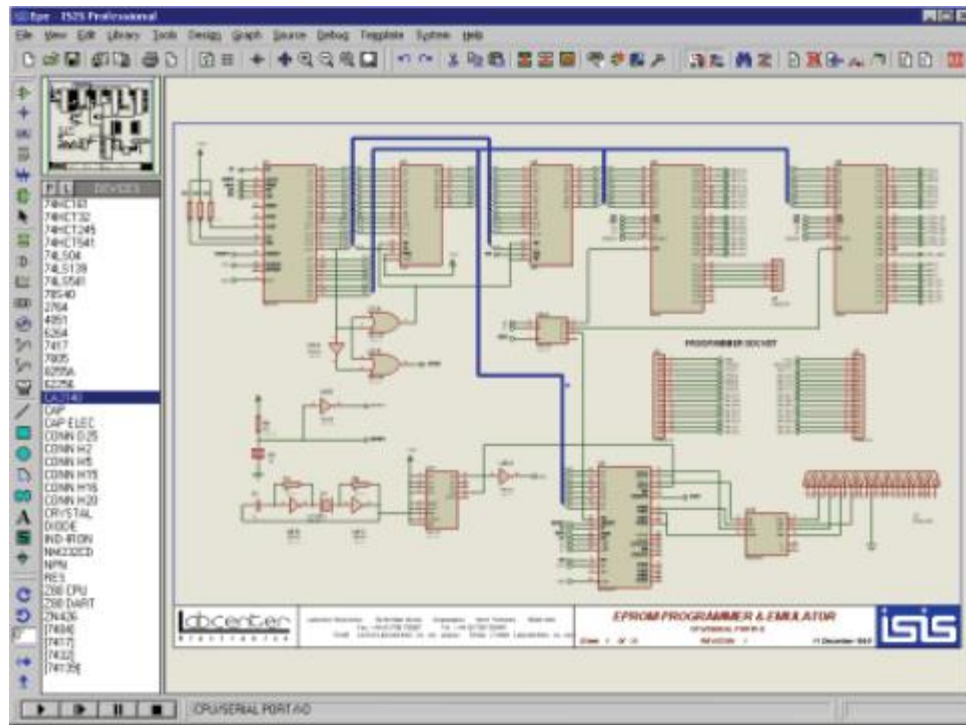


Figure 24 - Le logiciel ISIS de Proteus

### 3.7.1.2 Présentation d'ARES

Le logiciel ARES est un outil d'édition et de routage qui complète parfaitement ISIS. Un schéma électrique réalisé sur ISIS peut alors être importé facilement sur ARES pour réaliser le PCB (bloc de contrôle de processus) de la carte électronique. Bien que l'édition d'un circuit imprimé soit plus efficace lorsqu'elle est réalisée manuellement par routage, ce logiciel permet de placer automatiquement les composants et de réaliser le routage automatiquement [10,11].

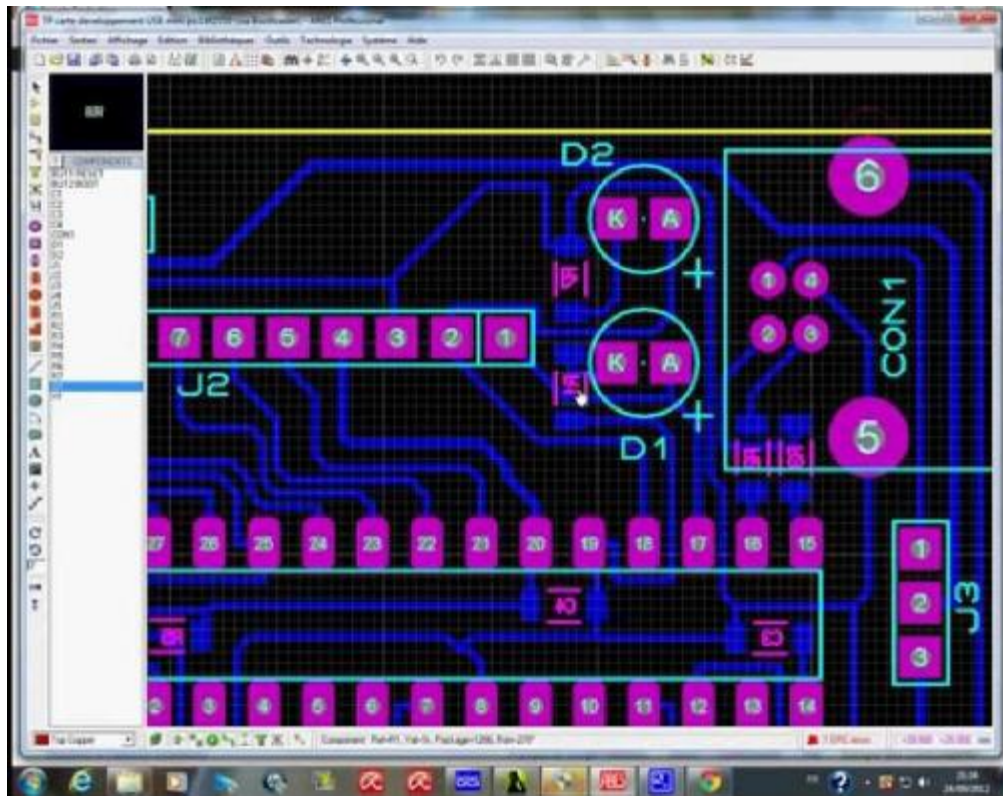


Figure 25 - Le logiciel ARES de Proteus

### 3.7.2 Présentation du logiciel Arduino

Le logiciel de programmation des modules Arduino est une application multiplateformes (compatible Windows, Linux et Mac), servant d'éditeur de code et de compilateur, et qui peut transférer le firmware (le programme) au travers de la liaison série (RS232, Bluetooth ou USB selon le module).

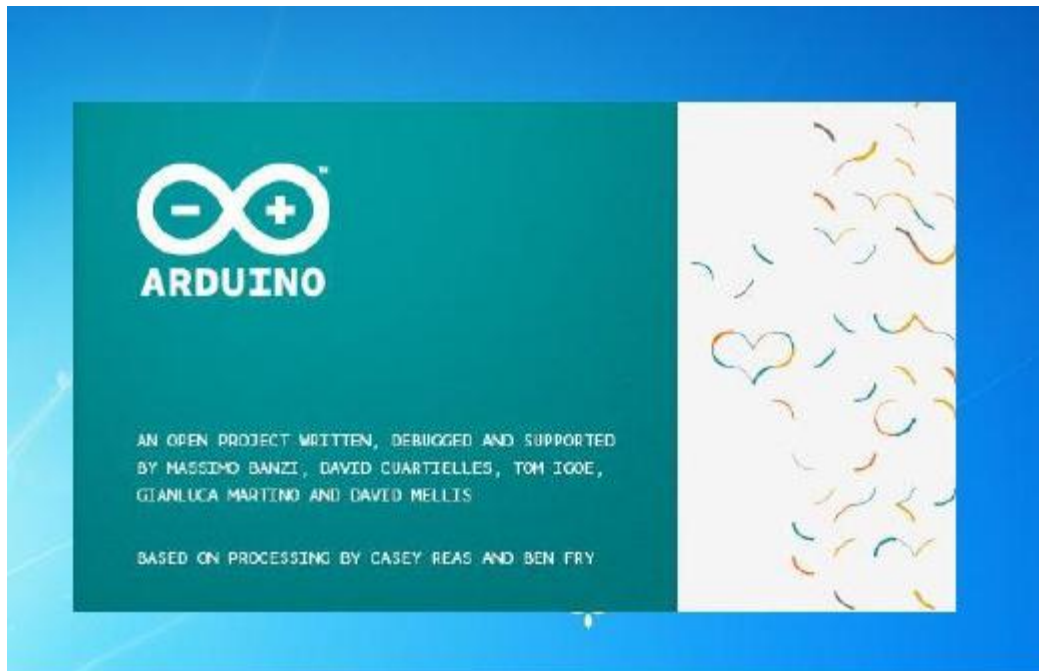


Figure 26 - L'écran de démarrage Arduino

L'interface de l'IDE (Integrated Development Environment) Arduino est plutôt simple (Fig.III.16), il offre une interface minimale et épurée pour développer un programme sur les cartes Arduino. Il est doté d'un éditeur de code avec coloration syntaxique et d'une barre d'outils rapide .Ce sont les deux éléments les plus importants de l'interface, c'est ceux que l'on utilise le plus souvent.

On retrouve aussi une barre de menus (Figure 26) plus classique qui est utilisé pour accéder aux fonctions avancées de l'IDE. Enfin, une console affichant les résultats de la compilation du code source, des opérations sur la carte, etc.

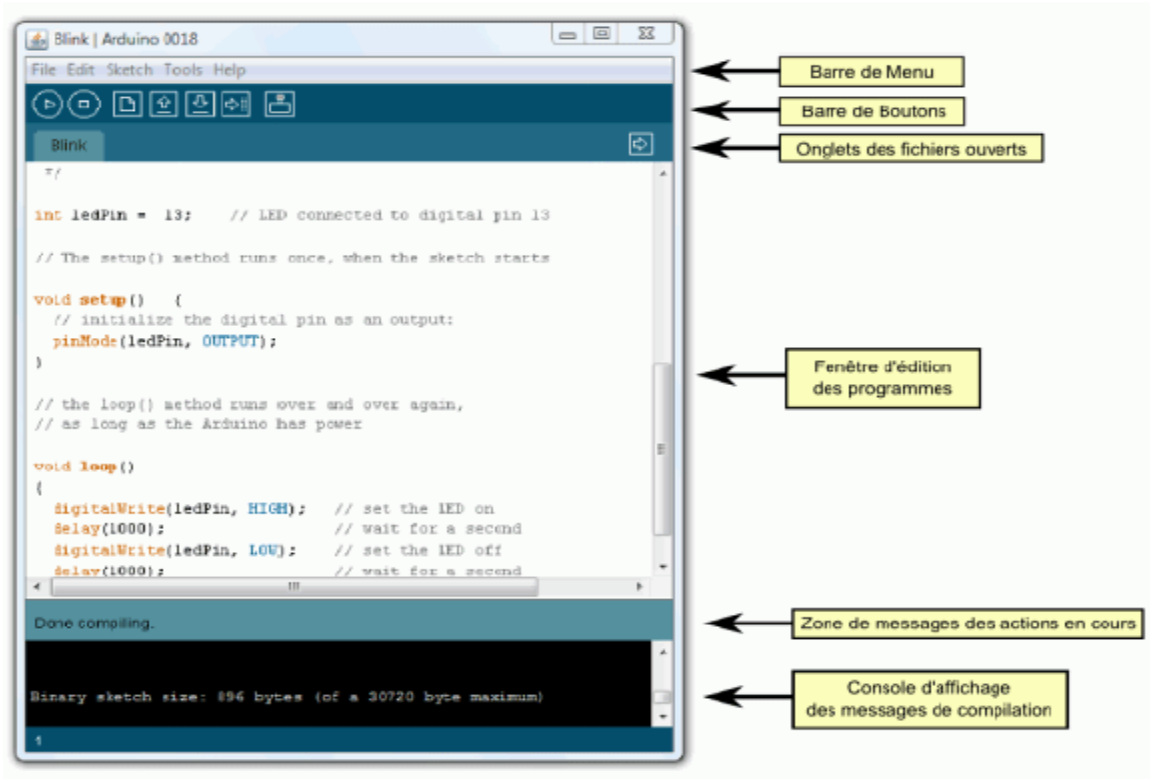


Figure 27 - L'écran principal du logiciel Arduino (interface IDE)

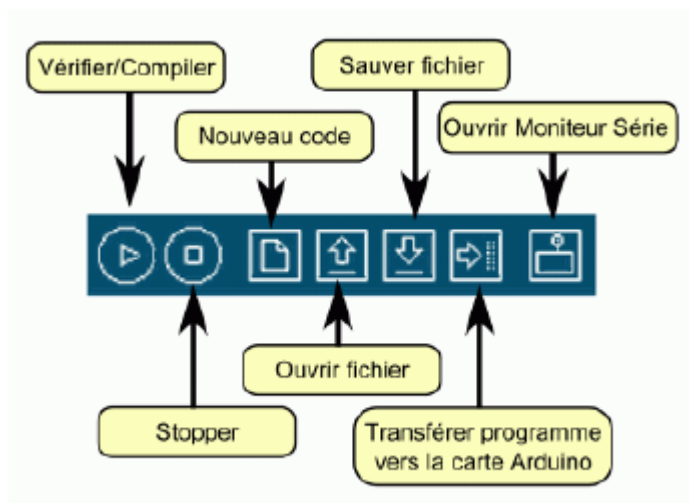


Figure 28 - Détail de la barre de boutons

Le langage Arduino est inspiré de plusieurs langages. On retrouve notamment des similarités avec le C, le C++ et le Java et le Processing [12,3].

### **3.8 Conclusion**

Dans ce chapitre, nous avons projeté la lumière sur les principaux composants électroniques considérés dans ce projet. Nous avons commencé par la présentation de la carte Arduino UNO qui joue le rôle d'une unité de traitement basé sur un microcontrôleur de type AVR. Puis, nous avons décrit le module GPS/GPRS SIM900 qui permet de se communiquer en utilisant le réseau GSM. Aussi, nous avons présenté les capteurs consistés, comme le capteur EMG et le Pulse Sensor.

Dans le dernier chapitre, nous allons présenter le montage et le dispositif réalisé au cours dans ce projet.

# Chapitre 4

## Le système réalisé

### Introduction

Dans ce chapitre, nous allons présenter le montage réalisé au cours de ce projet. Nous présentons, également, la mise en œuvre des circuits formant le système.

Aussi, nous allons décrire le déroulement de notre réalisation, puis nous exposant la description fonctionnelle et matérielle du système.

Nous terminons le chapitre par l'organigramme du programme développé sous Arduino, les tests des circuits réalisés et les résultats obtenus.

### 4.1 Déroulement de la réalisation

Notre projet consiste à réaliser un système électronique intelligent permettant de détecter les crises épileptiques de type tonico-clonique.

La figure 29 montre le schéma de base d'un système de surveillance des crises épileptiques.

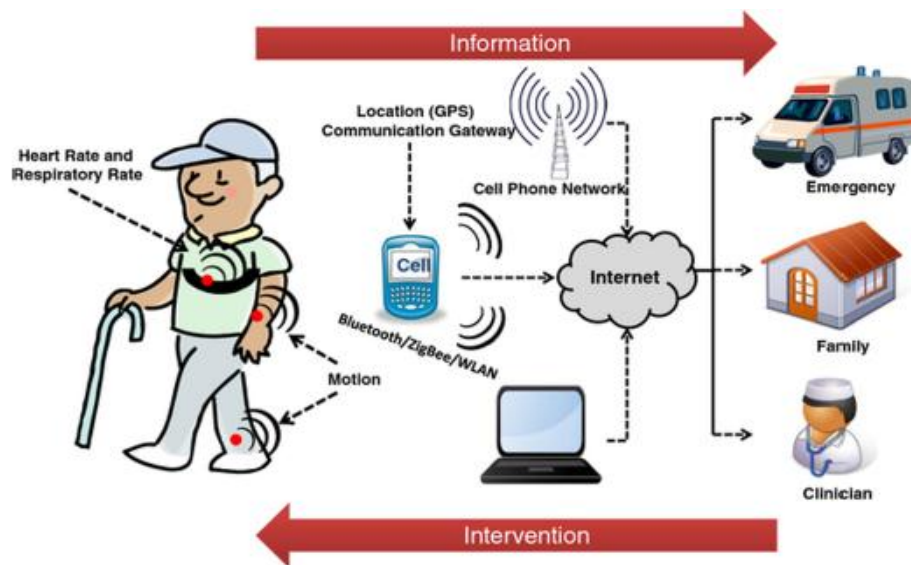


Figure 29 – Schéma de base d'un système de détection des crises épileptique [13]

Notre système est basé sur la mesure en temps réel de la variation de battements cardiaques et des activités musculaire du corps dans le cas d'une crise de type tonico-clonique.

De manière générale, la crise tonico-clonique se caractérise par une contraction musculaire involontaire forte ainsi qu'une diminution importante du rythme cardiaque, cela jusqu'à 40 pulsation par minute. Dès la détection d'une crise tonico-clonique, le système envoie un message d'alerte pour informer la famille et les centres d'hôpitaux, afin d'assurer le a sécurité de l'individu.

Les circuits formant le système sont réalisés séparément et tester sur différentes catégories de personnes afin d'identifier les symptômes pathologiques des patients épileptique et vérifier ainsi le bon fonctionnement de chaque bloc du système. Ensuite, le montage complet est réalisé.

## 4.2 Description fonctionnel

Sur la figure 30 nous présentons le schéma fonctionnel du système élaboré.

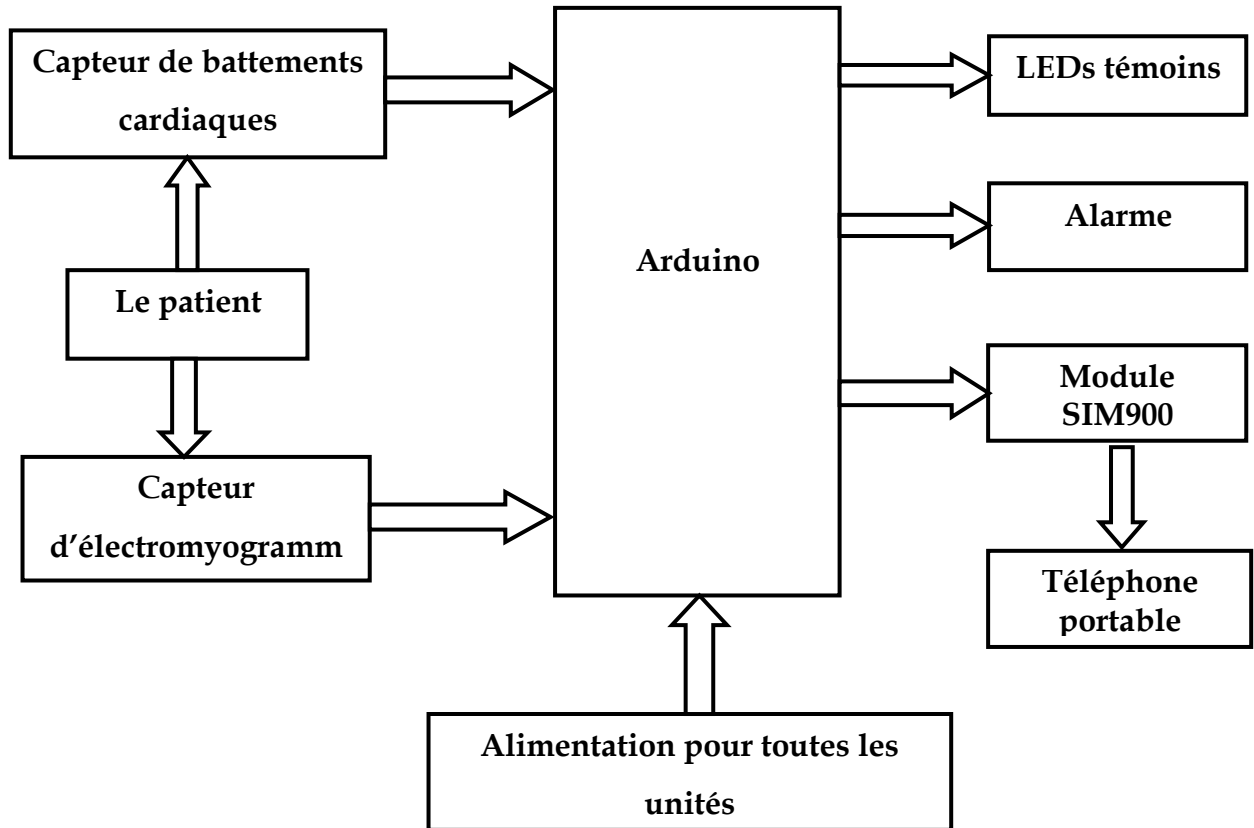


Figure 30 – Schéma fonctionnel du système de détection des crises épileptique

Après la mise sous tension des composants électroniques du système, ce dernier détermine l'état général du patient. Dans ce cas, la carte Arduino traite les données qui dérivent des capteurs et contrôle ainsi le module SIM900. Au niveau de la carte Arduino, les variables des tags seront vérifiées et traitées afin de détecter s'il y a une crise épileptique ou non, c'est aussi au niveau de la carte Arduino UNO que la surveillance est faite à l'aide des capteurs appropriés.

Le circuit d'alarme est constitué d'un Buzzer et d'une LED. La LED s'allume et le Buzzer produit un signal d'alarme lorsqu'une crise épileptique est détectée au niveau du système.

Le module SIM900 envoie un SMS d'alerte au téléphone portable de l'utilisateur à temps réel.

## 4.3 Description matériel

### 4.3.1 Brochage du capteur EMG avec Arduino

Le tableau 3 décrit le brochage du capteur EMG avec Arduino.

Tableau 3 - Le brochage du capteur EMG avec Arduino.

| Pin capteur EMG | Pin de la carte Arduino | Alimentation |
|-----------------|-------------------------|--------------|
| Sig             | 5                       | /            |
| GND             | GND                     | /            |
| +Vs             | /                       | +Vs          |
| GND             | /                       | GND          |
| -Vs             | /                       | -Vs          |

La figure 31 - Présente le montage du capteur EMG avec la carte Arduino.

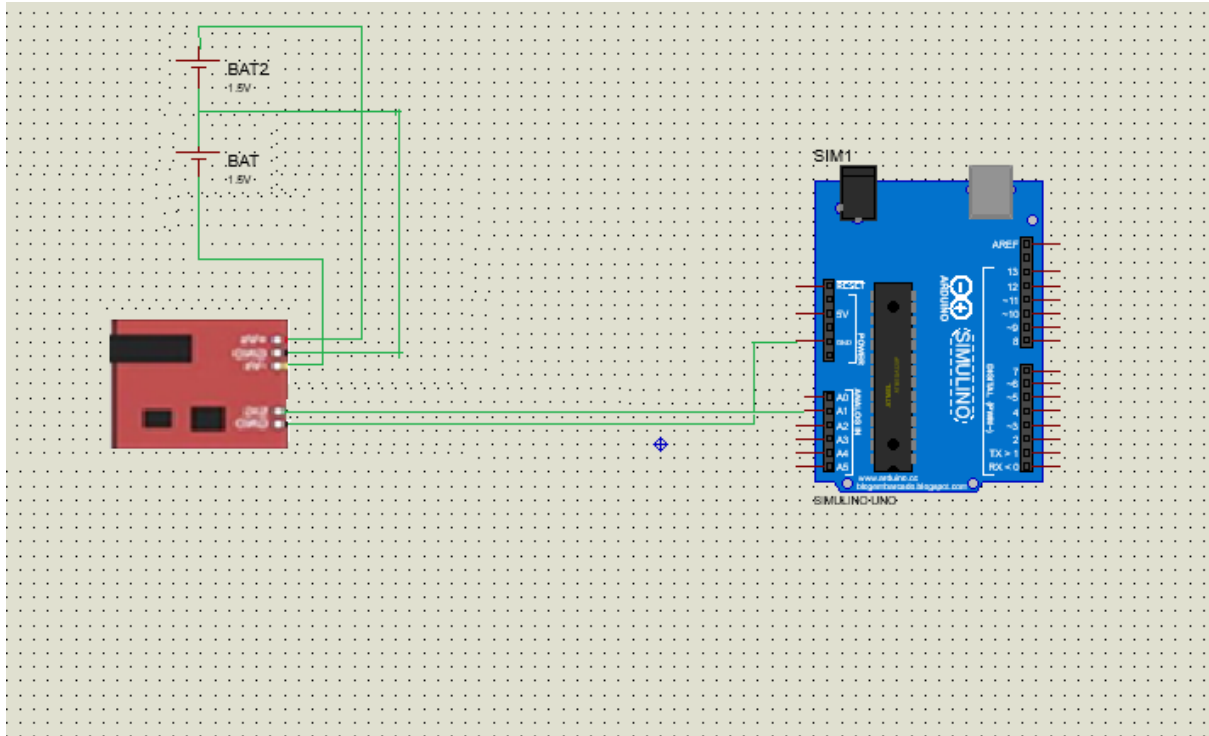


Figure 31 – Circuit de brochage du capteur EMG avec Arduino

La figure 32 illustre le programme que nous avons développé sous Arduino et qui est nécessaire pour l'acquisition des signaux EMG. Ce programme va être implémenté au niveau du microcontrôleur de la carte Arduino, ce qui permet d'avoir un système autonome et portatif et qui fonctionne sans la nécessité d'un PC.

```
int val ;
int sensor = 0 ;
void setup() {
  Serial.begin(9600);
}
void loop() {
  val = analogRead(sensor);
  Serial.println(val);
}
```

Figure 32 – Programme développé sous Arduino pour le cas du capteur EMG

### 4.3.2 Brochage du capteur de battements cardiaques avec Arduino

Le tableau 4 présente le brochage du capteur de battements cardiaques avec la carte Arduino UNO.

Tableau 4 - Le brochage du capteur de battement cardiaque avec la carte Arduino UNO

| Pin Arduino | Capteur de battement cardiaque |
|-------------|--------------------------------|
| A0          | S                              |
| GND         | GND                            |
| +5V         | +VS                            |

La figure 33 présente le schéma décrivant le brochage du capteur de battements cardiaques avec Arduino UNO.

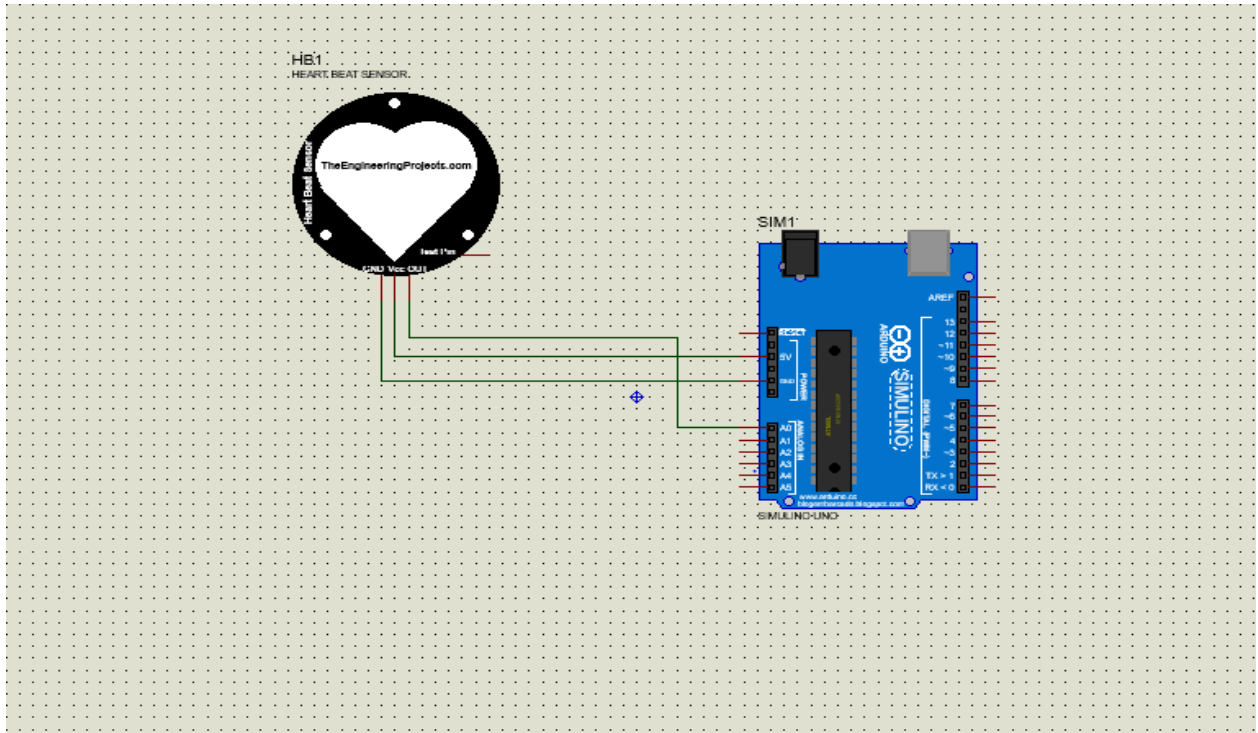


Figure 33- Circuit de brochage du capteur de battements cardiaques avec Arduino

La figure 34 illustre le programme que nous avons développé sous Arduino et qui est nécessaire pour l'acquisition des signaux du capteur des battements cardiaques. Ce programme va être implémenté au niveau du microcontrôleur de la carte Arduino, ce qui permet d'avoir un système autonome et portatif et qui fonctionne sans la nécessité d'un PC.

```
// Variables
int PulseSensorPurplePin = 0;    // Pulse Sensor PURPLE WIRE connected to
ANALOG PIN 0
int LED13 = 13; // The on-board Arduion LED
int Signal;          // holds the incoming raw data. Signal value can range from 0-
1024
int Threshold = 550;      // Determine which Signal to "count as a beat", and
which to ingore.
// The SetUp Function:
void setup() {
  pinMode(LED13,OUTPUT);    // pin that will blink to your heartbeat!
  Serial.begin(9600);      // Set's up Serial Communication at certain speed.
}
// The Main Loop Function
void loop() {
  Signal = analogRead(PulseSensorPurplePin); // Read the PulseSensor's value.
          // Assign this value to the "Signal" variable.
  Serial.println(Signal);    // Send the Signal value to Serial Plotter.
  if(Signal > Threshold){    // If the signal is above "550", then "turn-on"
Arduino's on-Board LED.
    digitalWrite(LED13,HIGH);
  } else {
    digitalWrite(LED13,LOW);    // Else, the sigal must be below "550", so
"turn-off" this LED.
  }
  delay(1000);
}
```

Figure 34 – Programme développé sous Arduino pour le cas du Pulse Sensor

### 4.3.3 Brochage du module SIM900 avec Arduino

Le tableau 5 présente le brochage du module SIM 900 avec la carte Arduino UNO.

Tableau 5 - Le brochage du module SIM900 avec la carte Arduino UNO

| Pin Arduino | SIM900 |
|-------------|--------|
| 7           | Tx     |
| 8           | Rx     |
| +5V         | +VS    |
| GND         | GND    |

La figure 35 présente le schéma du brochage du module SIM900 avec Arduino UNO.

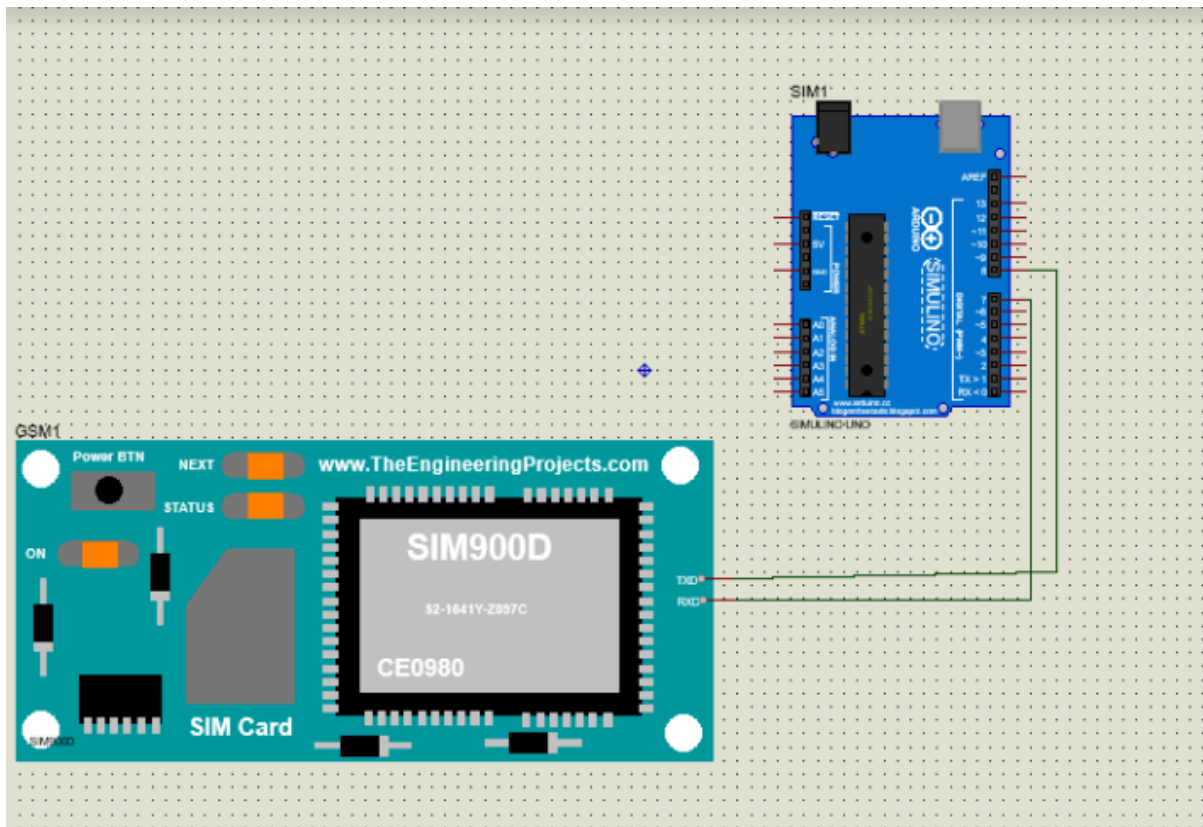


Figure 35 – Circuit de brochage du module SIM900 avec Arduino

#### 4.3.4 Brochage de l'afficheur LCD avec Arduino

Le tableau 6 présente le brochage de l'afficheur LCD (16\*2) avec la carte Arduino UNO.

Tableau 6- Le brochage de l'afficheur LCD avec la carte Arduino UNO

| Pin LCD | Pin Arduino |
|---------|-------------|
| Vss     | GND         |
| Vdd     | 5V          |
| Rs      | 11          |
| Rw      | GND         |
| E       | 12          |
| D4      | 5           |
| D5      | 6           |
| D6      | 7           |
| D7      | 8           |

La figure 36 présente le schéma du brochage de l'afficheur LCD avec Arduino UNO.

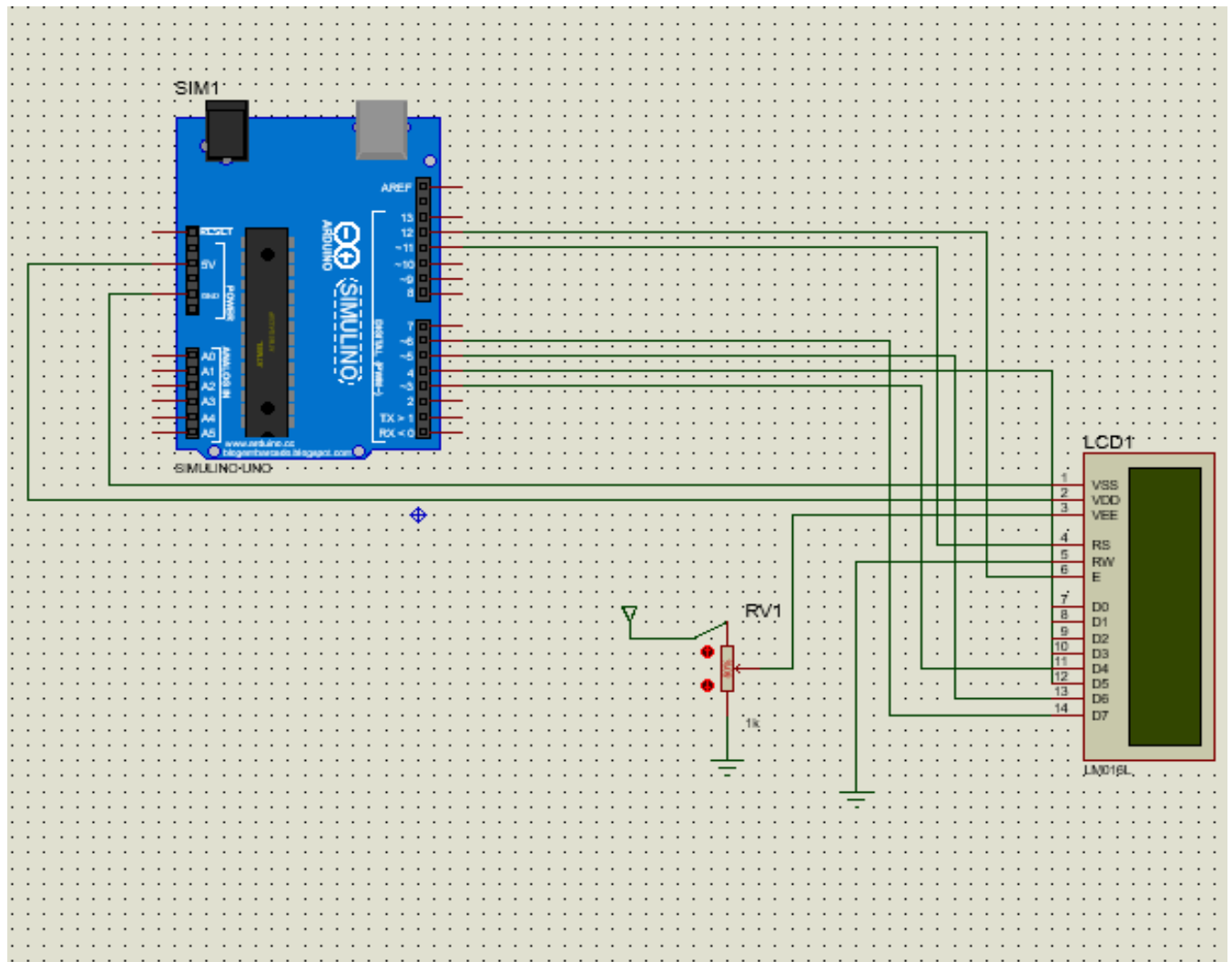


Figure 36 - Brochage de l’afficheur LCD avec carte Arduino

#### 4.3.5 Le circuit d’alarme

Le tableau 7 présente le brochage du Bezzer et des LEDs témoins avec la carte Arduino UNO.

Tableau 7- Le brochage du Buzzers et les LEDs avec la carte Arduino UNO

| Pin Arduino | Buzzer | LED |
|-------------|--------|-----|
| 4           | +      |     |
| 13          |        | +   |
| +5V         |        |     |
| GND         | GND    | GND |

La figure 37 présente le schéma du brochage du circuit d’alarme avec Arduino UNO.

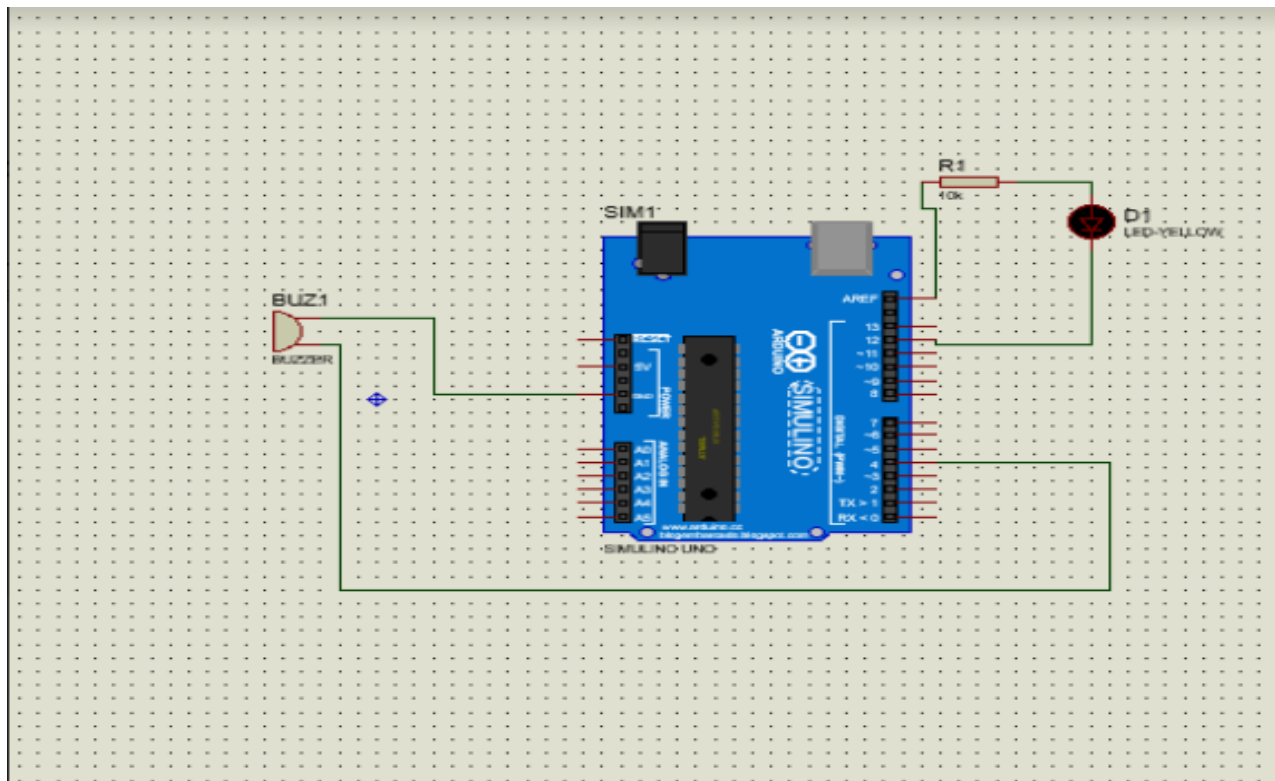


Figure 37 – Le circuit d’alarme

#### 4.3.6 L’alimentation

Nous avons utilisées deux piles de 9V pour alimenter le capteur EMG et une pile de 9 V pour alimenter l’Arduino, ce qui permet au système d’être indépendant (sans connexion avec l’ordinateur)

### 4.3.7 Le circuit complet

Sur la figure 38 nous présentons le circuit électrique complet du montage réalisé pour la détection automatique des crises épileptiques.

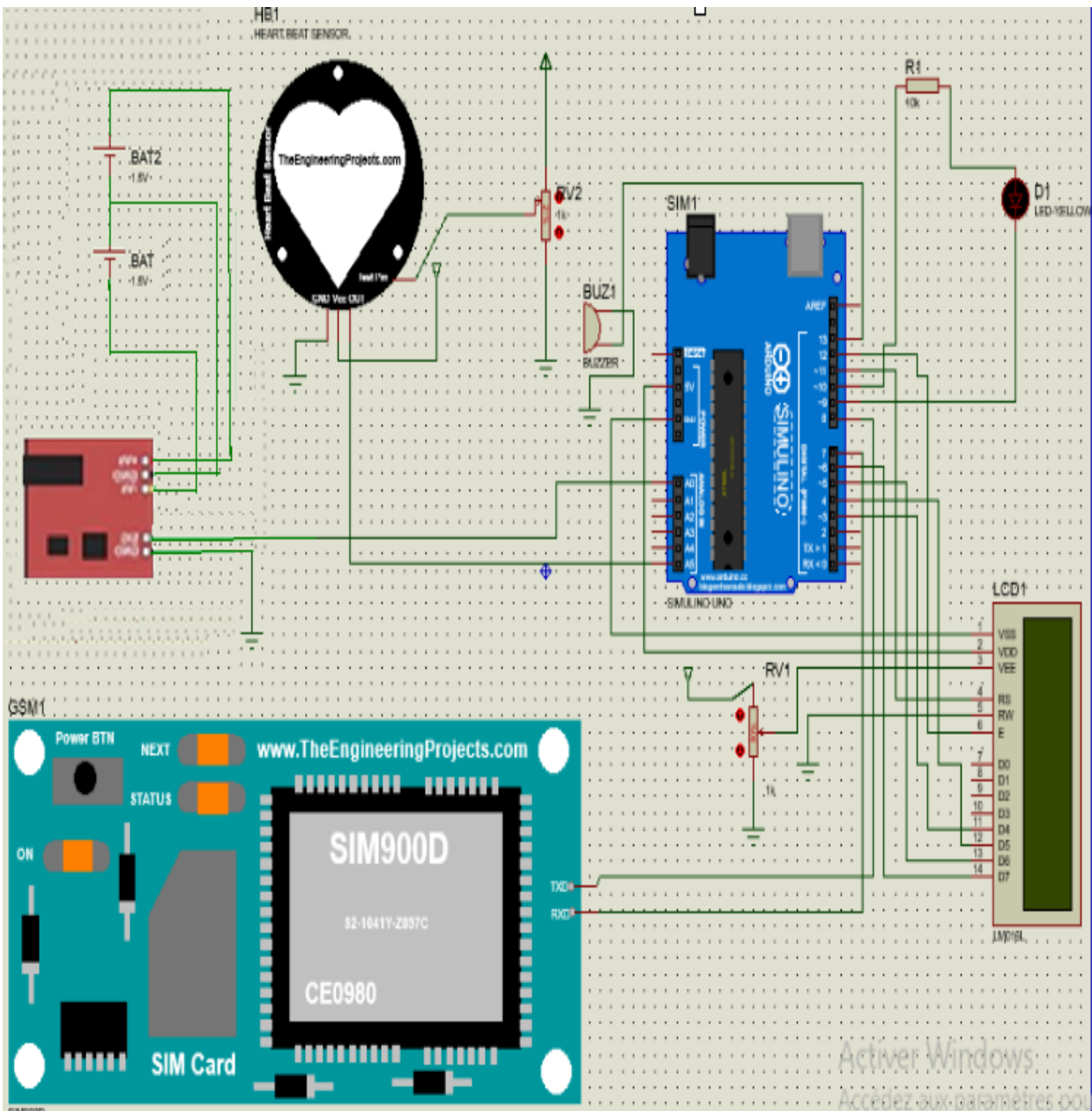


Figure 38 – Circuit complet du système réalisé

## 4.4 Organigramme

L'organigramme général décrivant le programme développé sous Arduino est présenté sur la figure ci-dessous.

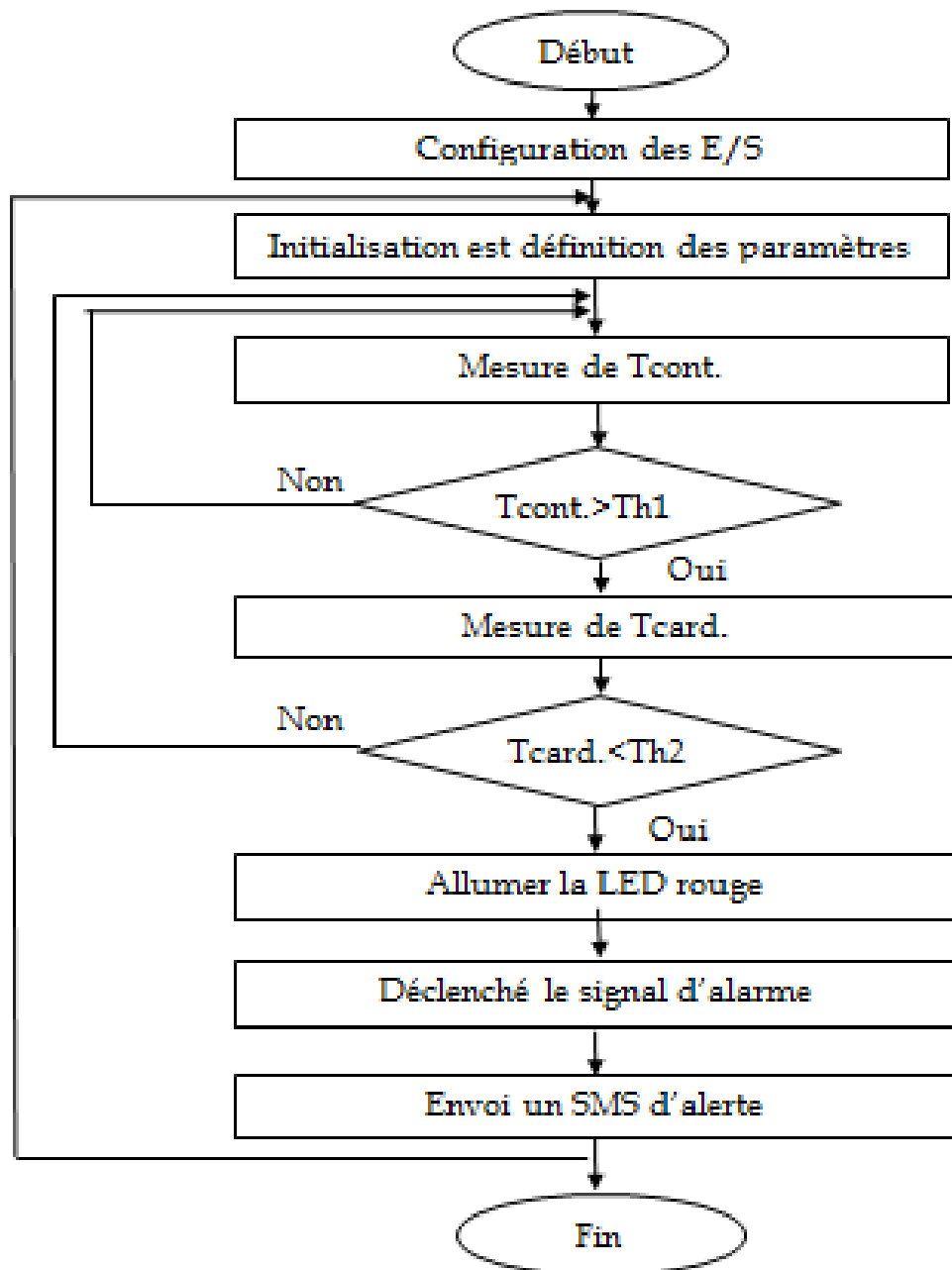


Figure 39 - L'organigramme général du système

Où :

- Tcont. : Contraction musculaire.
- Tcard. : Rythme cardiaque.
- Th1 : Seuil de contraction musculaire.
- Th2 : Seuil de battement cardiaque.

En effet, le programme développé assure l'acquisition et le traitement des signaux issus des capteurs et permettant ainsi à la carte Arduino de contrôler les différents composants de sorties tels le module SIM900 et le Buzzer.

## 4.5 Montage complet

La figure 40 présente une vue du test élaboré de circuit électrique de commande.

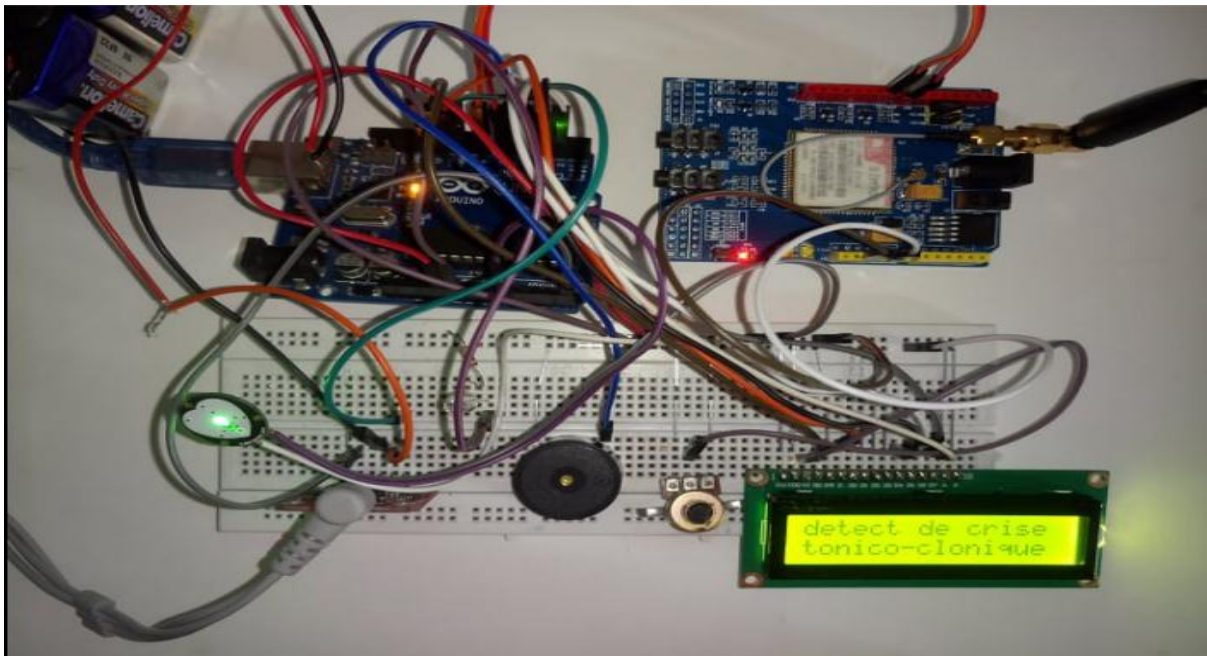


Figure 40 – Montage du système réalisé

## 4.6 Test et mesure

### 4.6.1 Mesure des activités musculaires

La force d'un muscle est proportionnel au nombre de fibre musculaire présente dans le muscle ou plus simplement à section, donc la force musculaire diffère d'une personne à l'autre.

La figure 41, montre l'état du moniteur série d'Arduino dans le cas du repos des muscles. En effet, le moniteur série affiche des zéros dans l'état du repos.

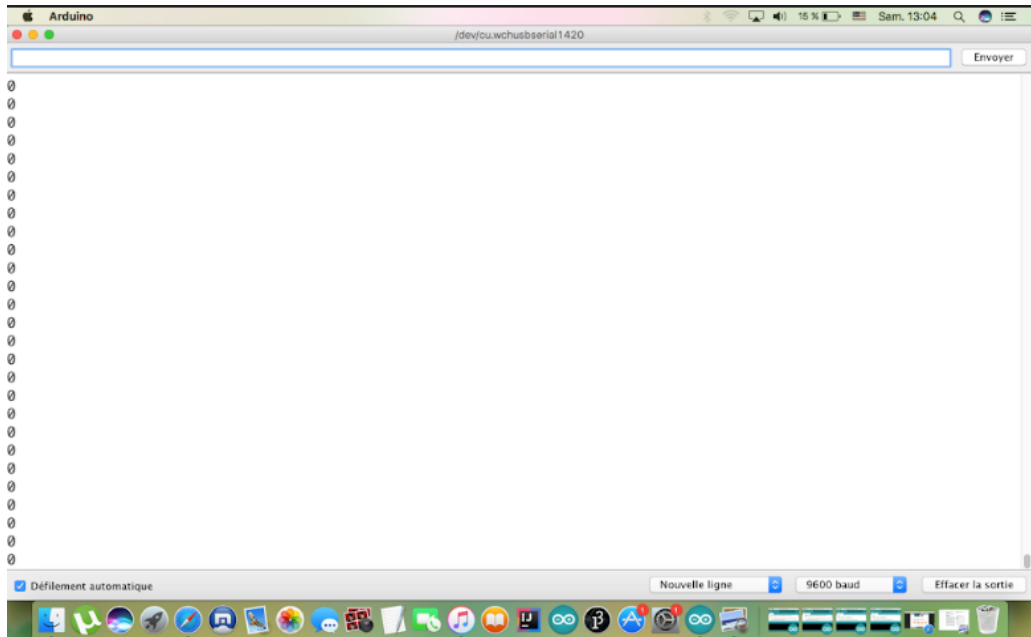


Figure 41 – Les valeurs du signal EMG à l'état repos des muscles

Sur la figure 42 on présente le signal EMG obtenu à l'état repos de muscle sur le traceur série d'Arduino. Dans ce cas le signal est nul.

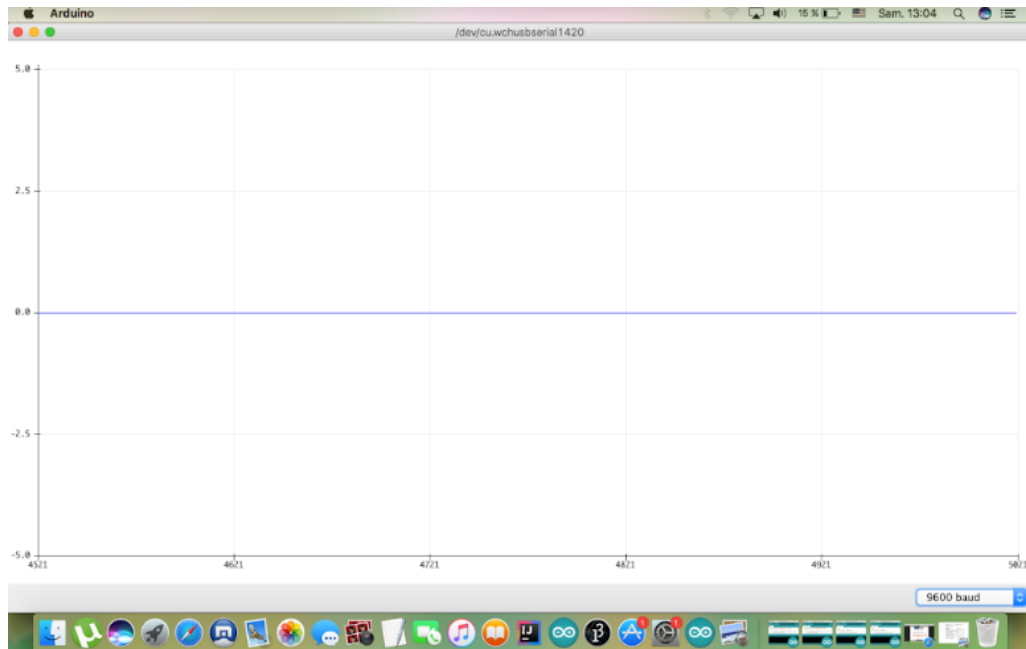


Figure 42 - Le signal EMG à l'état repos

La figure 43 montre l'état du signal EMG obtenu lors d'une contraction musculaire.

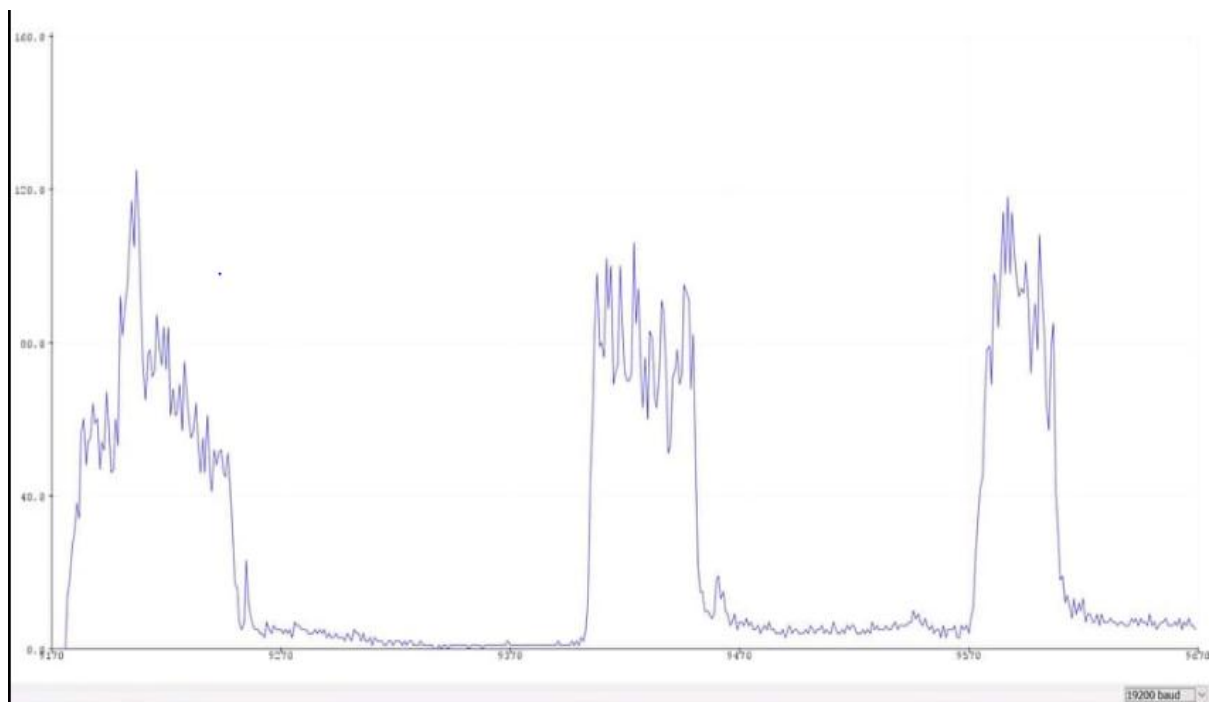


Figure 43 - Le signal d'EMG lors d'une contraction musculaire

Les valeurs obtenus lors d'une contraction musculaire sont représenté sur le moniteur série d'Arduino, comme présente la figure 44.

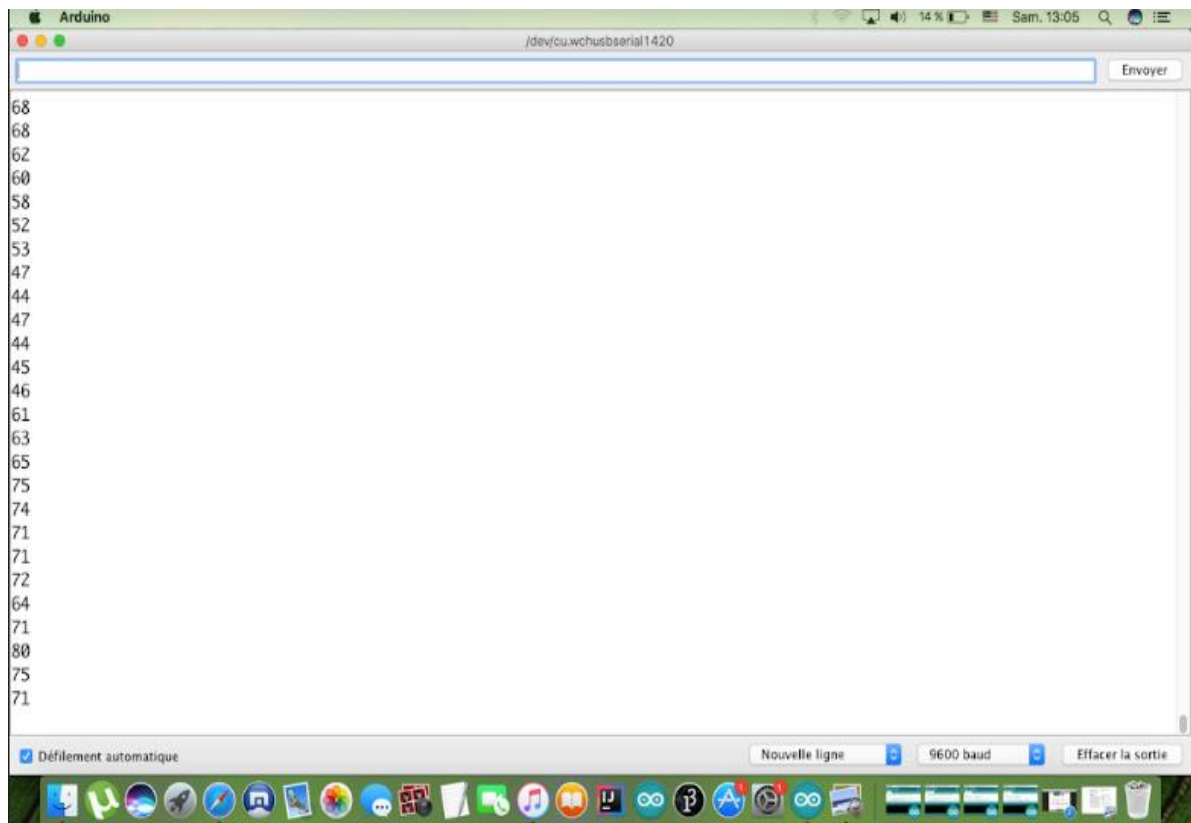


Figure 44 – Les valeurs d'EMG lors d'une contraction musculaire

En effet, les mesures de la contraction musculaire dans le repos et à l'état actif d'une personne permettent de réaliser un seuillage pour la détection pratique d'une crise épileptique. De plus, le signal EMG varie d'une personne à l'autre selon le sexe, l'âge ainsi que l'état physique du corps.

#### 4.6.2 Mesure des battements cardiaques

Dans cette partie, on présente les résultats des mesures de la variation des battements cardiaques effectués pour différents personnes, ceci est réalisé en repos et dans le cas d'une activité physique.

Le tableau 8 regroupe les résultats des mesures de battements cardiaques effectués sur différentes catégories de personnes de bonne santé.

Tableau 8 – La variation de la Pulsation cardiaques pour différents personnes

| Personne            | Fréquence cardiaque à l'état repos (pulsation/min) | Fréquence cardiaque pendant un effort (pulsation/min) |
|---------------------|----------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|
| Enfant (6 à 12 ans) | 60 à 100                                           | 208 à 214                                             |
| Adulte              | 70 à 80                                            | 180 à 220                                             |
| Personne âgé        | 60 à 70                                            | 150 à 170                                             |

En effet, Chez un individu sain, la fréquence cardiaque n'est pas toujours constante. Elle varie en fonction du niveau d'activité physiques et du stress.

À l'état d'activité le rythme cardiaque peut atteindre 220 pulsations par minutes lors d'un effort. La fréquence cardiaque peut varier selon l'âge. Aussi, on remarque que la Pulsation la plus élevée est chez les adultes et les enfants.

Pour un patient épileptique de type tonico-clonique, la fréquence cardiaque peut se déminer jusqu'à 40 pulsation par minutes lors d'une crise.

#### 4.6.3 Le message d'alerte

Le module SIM900 envoie un message à temps réel lors d'une détection d'une crise épileptique pour informer un membre de la famille ou bien les centres d'hôpitaux.

La figure 45 présente le teste élaboré pour l'envoi du SMS.

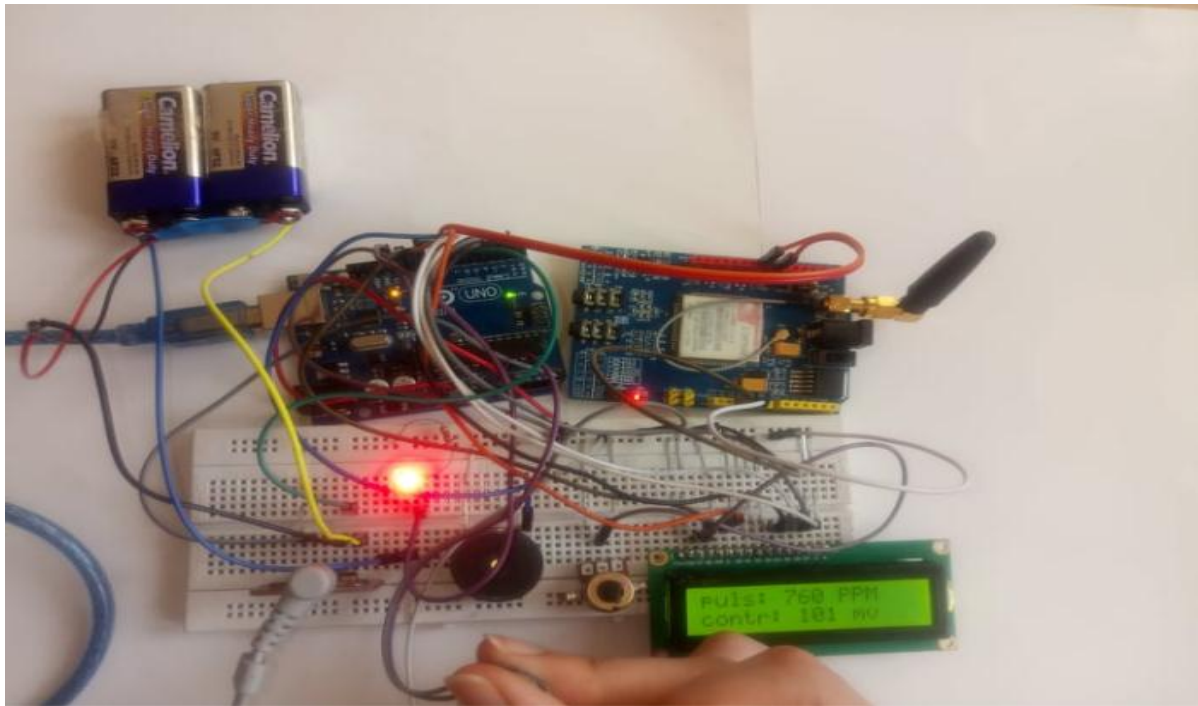


Figure 45 – Test du montage

La figure 46 montre une photo du SMS d’alerte reçu à travers le module SIM900.

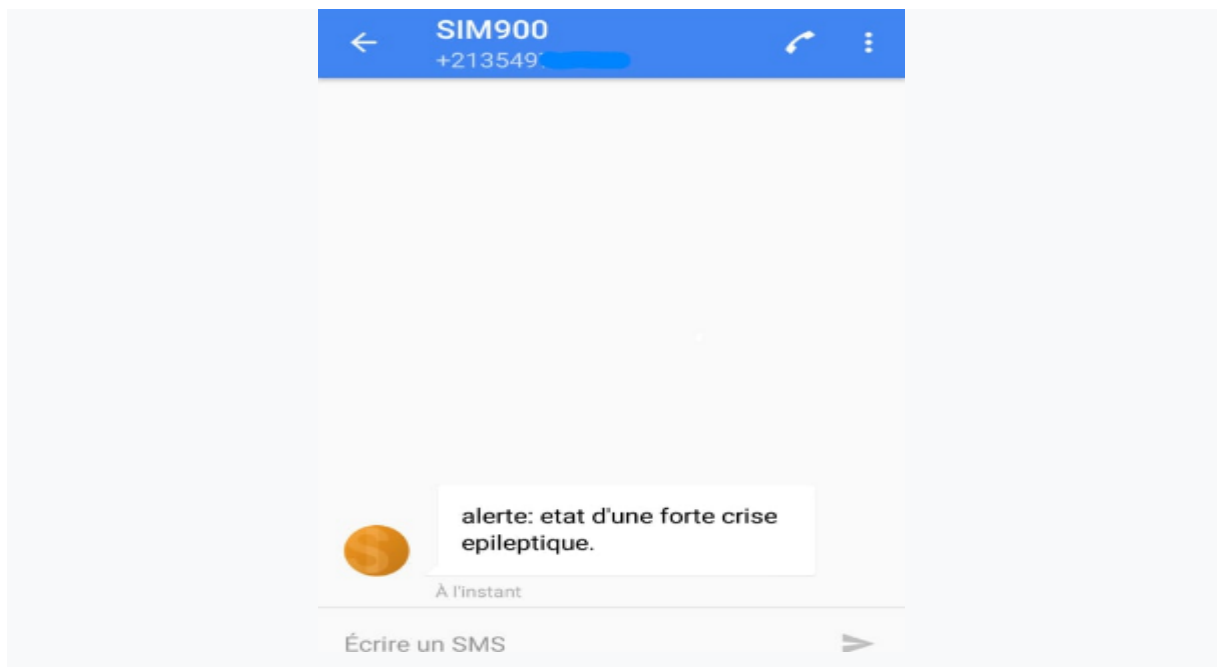


Figure 46 – SMS d’alerte dans le cas d’une crise épileptique

## 4.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le dispositif réalisé dans le cadre de ce projet. Nous avons commencé par une description fonctionnelle et matérielle du système élaboré. Ensuite, nous avons exposé l'organigramme du programme développé sous Arduino. Aussi, nous avons détaillé les différents circuits électriques réalisés. Le montage complet est également exposé.

Le bon fonctionnement du système a été vérifié à travers des tests qu'on a effectués sur différentes personnes, ceci dans le cas du repos et dans le cas d'activité. La détection automatique des crises épileptique de type tonico-clonique est basé sur le calcul en temps réel des pulsations cardiaques et de la mesure des contractions musculaires involontaires.

L'intérêt de ce système est l'acquisition au temps réels des signaux d'électromyogramme et les battements cardiaque afin d'identifier la crise épileptique de types tonico-clonique et d'envoyé un message d'alerte pour informer un proche de la famille ou bien les centres d'hôpitaux.

# Conclusion

Le travail présenté dans ce mémoire, s'inscrit dans le cadre de notre projet de fin d'études, intitulé « Conception et mise en œuvre d'un système embarqué pour le suivi et la détection intelligente des crises épileptique ». Dans lequel nous avons réalisé un système électronique pour la détection des crises épileptique de type tonico-clonique.

Au début du mémoire, nous avons commencé par l'étude de la maladie d'épilepsie et ces différents types de crises, et on a opté pour le type tonico-clonique sur lequel nous avons fondé notre travail.

Ensuite, on s'est focalisé sur les capteurs utilisés dans le domaine biomédical. Dans ce contexte, nous avons utilisé différents capteurs pour la conception de notre système ainsi que la réalisation de notre application.

Aussi, nous avons présenté les éléments constituant le système, en donnant la définition, l'architecture et le principe de fonctionnement des composants considérés. Nous avons cité les outils utilisés pour la conception des circuits électriques.

A la fin, nous avons présenté en détails le travail réalisé au cours de ce projet.

Le système réalisé permet, d'une part, l'acquisition à temps réels des signaux d'électromyogramme et des battements cardiaque du cœur afin d'identifier et de détecter une crise épileptique de type tonico-clonique, et d'envoyer ainsi un message d'alerte pour informer un proche de la famille ou bien les centres d'hôpitaux. Le système réalisé est basé sur l'utilisation d'une carte Arduino UNO, d'un capteur EMG, d'un capteur de battement cardiaque, et d'un module SIM900 (GPRS/GSM).

De même nous avons élaboré un programme sous Arduino pour permettre le contrôle des composants de système, ainsi que le bon fonctionnement de ces derniers.

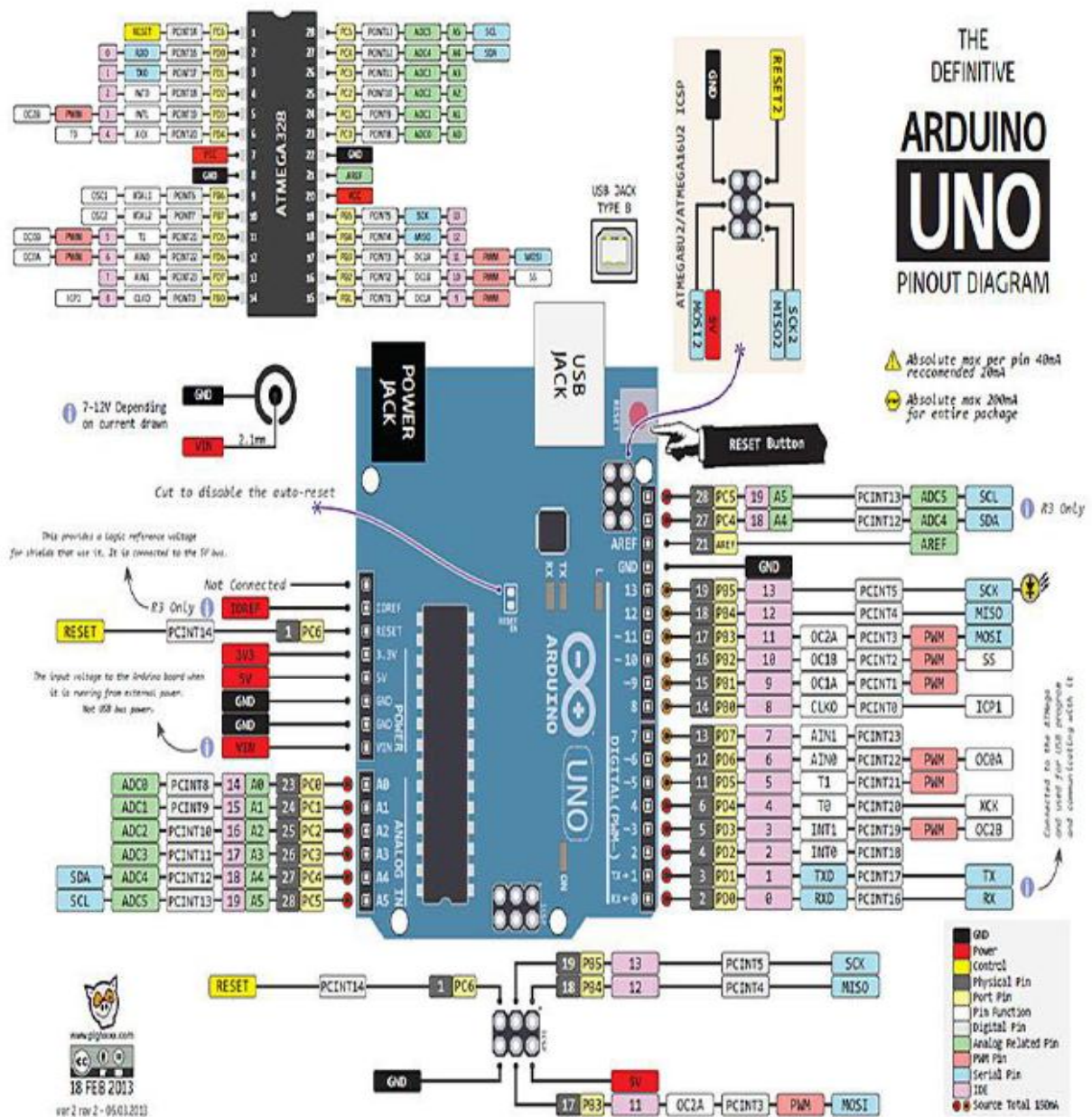
Le système réalisé se présente sous forme d'une carte électronique dans un boîtier de poids faible, ce qui simplifier l'utilisation et son port lors des déplacements pour aider les patients épileptique à se déplacer librement comme des personnes normales sans soucis.

En mettant en œuvre ce projet, nous avons appris l'utilisation de la technologie GPRS et GSM, et même d'autres composants électroniques, comme les capteurs EMG et le Pulse Sensor.

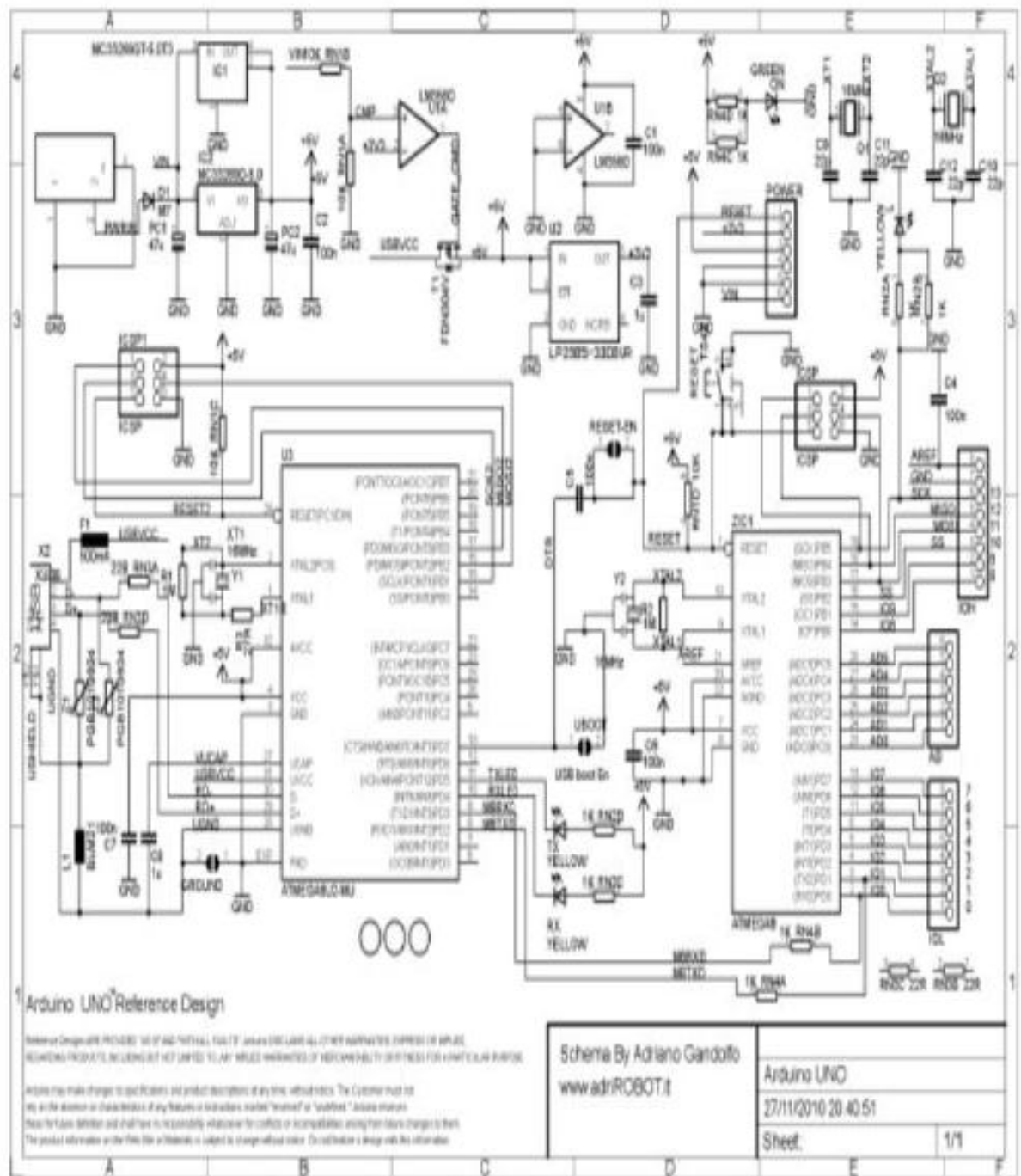
Le développement du système considéré a été une expérience intéressante et réussie du point de vue électronique. En effet, cela a permis non seulement de parfaire de nombreuses compétences mais aussi de découvrir d'autres technologies passionnantes et d'apprendre à les utiliser pour la réalisation et la mise en œuvre de tel projet.

# Annexe A

## La carte Arduino UNO



## Schéma électronique de la carte Arduino Uno



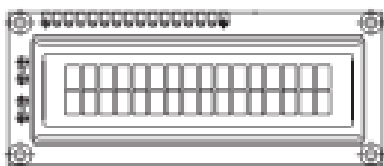
L'afficheur LCD 2\*16 caractères



LCD-016M002B

Vishay

16 x 2 Character LCD



FEATURES

- 5 x 8 dots with cursor
- Built-in controller (KS 0065 or Equivalent)
- + 5V power supply (Also available for + 3V)
- 1/16 duty cycle
- B/L to be driven by pin 1, pin 2 or pin 15, pin 16 or A/K (LED)
- N.V. optional for + 3V power supply

| MECHANICAL DATA  |                |      |
|------------------|----------------|------|
| ITEM             | STANDARD VALUE | UNIT |
| Module Dimension | 80.0 x 35.0    | mm   |
| Viewing Area     | 66.0 x 16.0    | mm   |
| Dot Size         | 0.56 x 0.66    | mm   |
| Character Size   | 2.96 x 5.56    | mm   |

| ABSOLUTE MAXIMUM RATING |         |                |      |      |      |
|-------------------------|---------|----------------|------|------|------|
| ITEM                    | SYMBOL  | STANDARD VALUE |      |      | UNIT |
|                         |         | MIN.           | TYR. | MAX. |      |
| Power Supply            | VDD-VSS | - 0.3          | —    | 7.0  | V    |
| Input Voltage           | VI      | - 0.3          | —    | VDD  | V    |

NOTE: VSS = 0 Volt, VDD = 5.0 Volt

| ELECTRICAL SPECIFICATIONS                                      |          |                                |       |                |     |      |      |
|----------------------------------------------------------------|----------|--------------------------------|-------|----------------|-----|------|------|
| ITEM                                                           | SYMBOL   | CONDITION                      |       | STANDARD VALUE |     |      | UNIT |
|                                                                |          |                                |       | MIN.           | TYR | MAX. |      |
| Input Voltage                                                  | VDD      | VDD = + 5V                     |       | 4.7            | 5.0 | 5.3  | V    |
|                                                                |          | VDD = + 3V                     |       | 2.7            | 3.0 | 3.3  | V    |
| Supply Current                                                 | IDD      | VDD = 5V                       |       | —              | 1.2 | 3.0  | mA   |
| Recommended LC Driving Voltage for Normal Temp. Version Module | VDD - VO | - 20 °C                        |       | —              | —   | —    | V    |
|                                                                |          | 0 °C                           |       | 4.2            | 4.6 | 5.1  |      |
|                                                                |          | 25 °C                          |       | 3.8            | 4.2 | 4.6  |      |
|                                                                |          | 50 °C                          |       | 3.6            | 4.0 | 4.4  |      |
|                                                                |          | 70 °C                          |       | —              | —   | —    |      |
| LED Forward Voltage                                            | VF       | 25 °C                          |       | —              | 4.2 | 4.6  | V    |
| LED Forward Current                                            | IF       | 25 °C                          | Array | —              | 130 | 260  | mA   |
|                                                                |          |                                | Edge  | —              | 20  | 40   |      |
| EL Power Supply Current                                        | IEL      | V <sub>el</sub> = 110VAC/400Hz |       | —              | —   | 5.0  | mA   |

| DISPLAY CHARACTER ADDRESS CODE: |    |    |   |   |   |   |   |   |   |    |    |    |    |    |    |    |
|---------------------------------|----|----|---|---|---|---|---|---|---|----|----|----|----|----|----|----|
| Display Position                | 1  | 2  | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
| DD RAM Address                  | 00 | 01 |   |   |   |   |   |   |   |    |    |    |    |    |    | 0F |
| DD RAM Address                  | 40 | 41 |   |   |   |   |   |   |   |    |    |    |    |    |    | 4F |

# LCD-016M002B

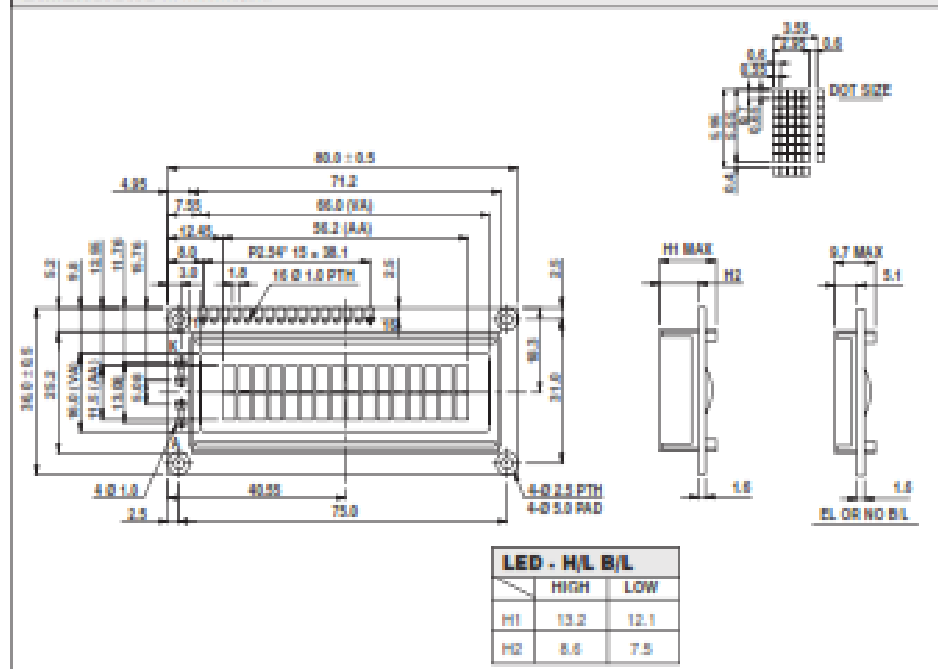
Vishay

16 x 2 Character LCD

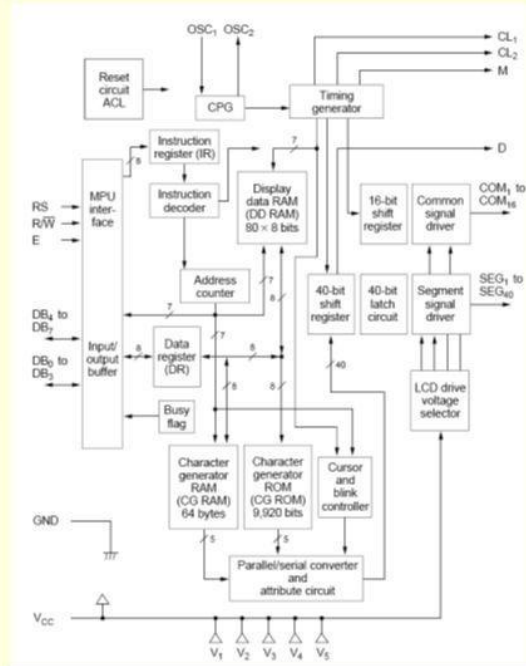


| PIN NUMBER | SYMBOL | FUNCTION                               |
|------------|--------|----------------------------------------|
| 1          | Vss    | GND                                    |
| 2          | Vdd    | + 3V or + 5V                           |
| 3          | Vc     | Contrast Adjustment                    |
| 4          | RS     | H/L Register Select Signal             |
| 5          | R/W    | H/L Read/Write Signal                  |
| 6          | E      | H → L Enable Signal                    |
| 7          | DB0    | H/L Data Bus Line                      |
| 8          | DB1    | H/L Data Bus Line                      |
| 9          | DB2    | H/L Data Bus Line                      |
| 10         | DB3    | H/L Data Bus Line                      |
| 11         | DB4    | H/L Data Bus Line                      |
| 12         | DB5    | H/L Data Bus Line                      |
| 13         | DB6    | H/L Data Bus Line                      |
| 14         | DB7    | H/L Data Bus Line                      |
| 15         | A/Vee  | + 4.2V for LED/Negative Voltage Output |
| 16         | K      | Power Supply for BL (OV)               |

## DIMENSIONS in millimeters



# Structure Interne Contrôleur LCD



- Tous les échanges transitent par le buffer d'entrée/sortie.
- Les instructions transitent par l'intermédiaire du registre d'instructions (IR).
- Les données transitent par le registre de données (DR).
- La DDRAM mémorise les données d'affichage en code ASCII. Ici 2 lignes de 16 caractères.
- La CGROM génère un motif de 5x8 ou 5x10 points, pour chaque code ASCII.
- L'utilisateur peut définir des caractères personnalisés dans la CGRAM. On utilise une matrice de 5x8 ou 5x10 points.

# Bibliographie

- [1] B. Haddouche, N. Megaiz, « Classification de la crise épileptique par réseau de neuronos (LVQ) et ASP », mémoire de Master, université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen, Algérie, 2016.
- [2] [http://www.medecine.unige.ch/enseignement/apprentissage/module4/immersion/archives/2003\\_2004/travaux/04\\_r\\_epilepsie.pdf](http://www.medecine.unige.ch/enseignement/apprentissage/module4/immersion/archives/2003_2004/travaux/04_r_epilepsie.pdf), (consulté le 26/03/2019).
- [3] B. Hamdani, « Etude et conception d'un système automatique pour le contrôle et la régulation de la pression », mémoire de Master, université M'hamed Bougara de Boumerdes, Algérie, 2017.
- [4] <http://dspace.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/1019/5/Chapitre2-Boudaoud-Chahrazed.pdf>, (consulté le 06/04/2019).
- [5] [http://www-master.ufr-info-p6.jussieu.fr/2005/IMG/pdf/GRETR\\_biocapteurs-haduong\\_carlier.pdf](http://www-master.ufr-info-p6.jussieu.fr/2005/IMG/pdf/GRETR_biocapteurs-haduong_carlier.pdf), (consulté le 23/04/2019).
- [6] A. Lahlou, Y. Amroun, « Plateforme dédiée à l'acquisition du signal PPG et calcul de fréquence cardiaque », mémoire de Master, université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen, Algérie, 2016.
- [7] H. Mekki, C. Merhoum, « Etude et réalisation d'un système d'acquisition de l'activité musculaire », mémoire de Master, université Abou Bakr Belkaid de

Tlemcen, Algérie, 2016.

- [8] S. Hamrit, « Réalisation d'une armoire didactique pour la protection des réseaux électriques », mémoire de Master, université Mohamed Khider Biskra, Algérie, 2017/2018.
- [9] [https://fr.banggood.com/SIM900-Quad-band-GSM-GPRS-Shield-development-Board-For-Arduino-p-64229.html?cur\\_warehouse=CN](https://fr.banggood.com/SIM900-Quad-band-GSM-GPRS-Shield-development-Board-For-Arduino-p-64229.html?cur_warehouse=CN) (Consulté le 13/07/2019).
- [10] Proteus (ISIS et ARES). [En Ligne]. Disponible sur : <http://blewando.dlinkddns.com/elv/Promo2016/th4/pag1.html> (Consulté le 13/07/2019).
- [11] M. Bernard. Présentation de la suite Proteus édité le 04/09/2008. [En Ligne]. Disponible sur : <http://sebastien.bernard.free.fr/cours-tp-td-exo/Presentation-Proteus.pdf> (Consulté le 15/05/2019).
- [12] L. Reynier. C'est quoi Arduino ? [En Ligne]. Disponible sur : <http://louisreynier.com/fichiers/Kesaco%20Arduino.pdf>, (Consulté le 10/05/2019).
- [13] S. Patel, H. Park, P. Bonato, L. Chan et M. Rodgers, « A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation », Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation, vol.9, n.21, pp.2-17, 2012.
- [14] <https://www.generationrobots.com/media/DetecteurDePoulsAmplifie/PulseSensorAmpedGettingStartedGuide.pdf> (Consulté le 11/04/2019)
- [15] J-D Coudé, « Conception d'un électromyogramme », mémoire de Master,

université de Quebec à Chicoutimi, 2010.

- [16] S. Tizioualou, «Etude et conception d'un système d'alarme et de contrôle d'accès à temps réel», mémoire de Master, université M'hamed Bougara de Boumerdes, Algérie, 2018.
- [17] <https://www.robotshop.com/eu/fr/capteur-emg-analogique-gravity.html>, (Consulté le 26/05/2019).
- [18] Caractéristiques d'un capteur. [En Ligne]. Disponible sur : [https://cours.etsmtl.ca/gpa668/acours/chapitre\\_01\\_668\\_h14.pdf](https://cours.etsmtl.ca/gpa668/acours/chapitre_01_668_h14.pdf), (Consulté le 02/06/2019).
- [19] A-Krama, A-Gougui. « Etude et réalisation d'une carte de contrôle par Arduino via le système Androïde», Mémoire de Master, université Kasdi Merbah Ouargla. ».2014/2015.
- [20] Les afficheurs à cristaux liquides. [En Ligne]. Disponible sur : <https://www.aurel32.net/elec/lcd.php> (Consulté le 20/06/2019).
- [21] A-Brahimi, H- Guezouli, « Etude et réalisation d'une carte de commande à base d'un microcontrôleur PIC 16f877 pour ponts redresseurs triphasés à thyristors», mémoire de Master, Université Abou-Bekr Belkaïd de Tlemcen, Algérie, 2014.