



الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République Algérienne  
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي  
Ministère de l'Enseignement Supérieure et de la Recherche Scientifique

جامعة وهران 2 محمد بن أحمد  
Université d'Oran 2 Mohamed Ben Ahmed

معهد الصيانة والأمن الصناعي  
Institut de Maintenance et de Sécurité Industrielle

**Département de Maintenance en Instrumentation**

## MÉMOIRE

Pour l'obtention du diplôme de Master

**Filière :** Génie Industriel  
**Spécialité :** Génie Industriel

### Thème

**Vision artificielle : Application à la conception d'un système de surveillance pour les prématurés dans une couveuse.**

Présenté et soutenu publiquement par :

**BENYEKHFLEF Yasmine**

Devant le jury composé de :

Nom et Prénom	Grade	Etablissement	Qualité
MEKKI Ibrahim El Khalil	MCA	IMSI-Univ. D'Oran2	Président
BELKHODJA Leila	MCB	IMSI-Univ. D'Oran2	Encadreur
AISSANI Nassima	MCA	IMSI-Univ. D'Oran2	Examinatrice

Année 2020/2021

## Remerciements

Avant tout, je remercie Dieu le tout-puissant de m'avoir donné le courage, la volonté, la patience et la santé durant toutes ces années d'études et que grâce à lui ce travail a pu être réalisé.

J'aimerais, dans ces quelques lignes remercier toutes les personnes qui, d'une manière ou d'une autre, ont contribué au bon déroulement de ces cinq années d'études.

Je voudrais exprimer ma profonde gratitude à mon encadreur, **Dr. BELKHODJA Leila**. Je vous remercie humblement de m'avoir octroyé votre confiance et m'avoir supporté au dépend de votre précieux temps, pour tous les efforts déployés sans hésitation aucune, les enseignements et conseils élogieux et pour votre aimable personne.

Faible témoignage de note haute gratitude aux membres du jury :

Au **Dr. MEKKI Ibrahim Elkhilil** pour nous avoir fait l'honneur par sa présence afin de présider notre travail.

Au **Dr. AISSANI Nassima** pour l'honneur qu'elle nous a fait par sa participation et pour le temps consacré à la lecture de notre mémoire et de mener à bien le débat.

J'adresse de chaleureux remerciements aux **Dr HABOUCHI Zineb résidente en réanimation anesthésie pédiatrique à l'EHU d'Oran**, Pr. Boumendil chef de service d'urgences médico-chirurgicale à l'EHS canastel, Dr **BELAININ.S** la directrice de l'hôpital la mère et l'enfant MASCARA et Monsieur **Zadi Belhadj Sidali**, étudiant à Université Akli Mohand Oulhadj – Bouira, pour ses conseils avisés et son énergie qui ont été prépondérants pour la bonne réussite de ce travail.

Je souhaite remercier également tous les enseignants de l'Institut de Maintenance et de Sécurité Industrielle IMSI, Université d'Oran 2, de m'avoir illuminé le chemin par leur savoir.

Nombreux sont celles et ceux qui sont à l'ombre mais qui m'apportaient beaucoup d'aide et d'encouragements au cours de la préparation de ce mémoire. Qu'ils en soient tous chaleureusement remerciés.

# DEDICACES

*Je dédie ce modeste travail à toute ma famille*

## ***A ma chère mère***

*Aucune dédicace ne saurait exprimer mon respect, mon amour éternel et ma considération pour les sacrifices que vous avez consenti pour mon instruction et mon bien être*

*Je vous remercie pour tout le soutien et l'amour que vous me portez depuis mon enfance et j'espère que votre bénédiction m'accompagne toujours*

*Que ce modeste travail soit l'exaucement de vos vœux tant formulés, le fruit de vos innombrables sacrifices, puisse Dieu, le très haut vous accorder santé, bonheur et longue vie.*

## ***A Mon cher père***

*Aucune dédicace ne saurait exprimer mes sentiments que Dieu te préserve et te procure santé et longue vie.*

***Mes chères sœurs Hafida, Chahrazed***

***Ma chère cousine Fatima***

*qui m'ont offert leurs encouragements permanents, leur soutien moral, et leur amour inconditionnel. Je vous souhaite tout le bonheur du monde.*

***Ma chère nièce Oussaima et mon neveu Islâm***

*la Source de ma joie au quotidien*

***Mes chers oncles Nabil et Sadek***

*Je te suis très reconnaissante pour le temps que vous avez pris pour m'aider à réaliser mon projet, Merci d'avoir pensé à moi et d'avoir pris le temps d'être si gentil.*

***Ma chère amie AMINA***

*Pour tous ces moments simples qui sont Devenus inoubliables.*

# Résumé

L'incubateur néonatal est le dispositif dans lequel les nourrissons prénatals, nés au septième mois, ainsi que dans la structure squelettique pendant l'accouchement, sont conçus pour offrir une atmosphère proche de l'environnement prénatal de la mère, car ce groupe est vulnérable aux conditions physiques externes.

Notre projet consiste à concevoir et à construire un modèle d'incubateur néonatal qui fournira au Prématurés un moyen approprié de surveiller la température et la fréquence cardiaque et taux d'oxygène, ainsi que de surveiller l'activité électrique du cerveau.

Nous avons également proposé le développement de ce projet à l'avenir en ajoutant plusieurs améliorations, dont le plus important est un système d'alarme pour prédire des infections et une application permettant de contrôler les paramètres à distance pour bien contrôler la santé du bébé.

## *Abstract*

Neonatal Incubator is the device in which prenatal infants, born in the seventh month, as well as in the skeletal structure during childbirth, are designed to provide an atmosphere close to the mother's prenatal environment, as this group is vulnerable to external physical conditions.

Our project is to design and build a neonatal incubator model that will provide premature babies with a suitable means of monitoring temperature and heart rate and oxygen levels, as well as monitoring the electrical activity of the brain.

We also proposed the development of this project in the future by adding several improvements, the most important of which is an alarm system to predict infections and an app to control parameters remotely to properly monitor the health of the baby.

## Listes des acronymes et symboles

**TFPN** : très faible poids de naissance (PN < 1 500 g)

**SPO** : la société pédiatrie de l'ouest

**RPM** : rupture prématurée des membranes

**HTA** : hypertension artérielle

**SA** : semaines d'aménorrhée

**PCA** : Patient Controlled Analgesia (Analgésie Contrôlée par le Patient).

**Freq.Resp** : fréquence de respiration.

**PaO2** : pression partielle d'oxygène

**NN** : nouveau-né

**Mm hg** : le symbole du millimètre de mercure.

**SAMU** : Le Service d'Aide Médicale Urgente.

**SMUR** : Le Service Mobile d'Urgence et de Réanimation.

**MHz** : mégahertz unité de mesure de fréquence du Système international.

**IT** : Information Technology.

**UARTs**: universal asynchronous receiver-transmitter

**KB**: Kilobit.

**ICSP** : In Circuit Serial Programming.

**E/S** : entrées, sorties.

**USB** : Universal Serial Bus.

**CAN** : un convertisseur analogique/numérique

**ATMEL**: advanced technology for memory and logic.

**AVR** : Automatic Voltage Regulator

**PWM** : Pulse Width Modulation [La modulation de largeur d'impulsions]

**TOR** : tout ou rien.

**MCU** : L'univers cinématographique Marvel

**SPO2** : Saturation pulsée en oxygène.

**Frq card** : La fréquence cardiaque

**IDE** : Integrated Development Environment.

**CAO** : conception assistée par ordinateur

**3D** : 3 dimensions

# **TABLE DES MATIERES**

<i>Remerciements</i> .....	IV
<b>DEDICACES</b> .....	V
Résumé.....	VI
Listes des acronymes et symboles.....	VII
1. Introduction.....	4
2. La néonatalogie.....	4
3. La prématurité.....	4
3.1. Les causes de la prématurité.....	5
3.2. Particularités physiologiques du prématuré.....	5
3.2.1. La fonction respiratoire.....	5
3.2.2. Le cœur et la circulation sanguine.....	6
3.2.3. La régulation thermique.....	6
3.3. La prise en charge du prématuré.....	7
4. La couveuse néonatale.....	8
4.1. Historique.....	8
4.2. Définition.....	9
4.3. Le Rôle de la couveuse.....	9
4.4. Les types des incubateurs.....	9
4.4.1. Les incubateurs fermés (couveuses).....	9
4.4.2. Les incubateurs ouverts (radiants).....	10
4.4.3. Les incubateurs mobiles.....	10
4.5. Principe de fonctionnement des incubateurs fermés.....	11
4.6. Les paramètres à contrôler.....	12
4.6.1. La température de l'incubateur.....	12
4.6.2. L'hygrométrie.....	12
4.6.3. Le niveau sonore.....	12
4.6.4. La vitesse de l'air.....	12
5. Maintenance des incubateurs.....	12
6. Technologies innovantes pour la modernisation de l'incubateur.....	12
7. Conclusion.....	13
1. Introduction.....	15
2. Environnement de développement : Arduino.....	15
2.1 Qu'est-ce qu'un Arduino ?.....	15
2.2 Qu'est-ce qu'une carte Arduino ?.....	15

2.3	Famille de la carte d'Arduino.....	16
2.3.1	La carte Arduino Uno.....	16
2.3.2	La carte Arduino Méga.....	16
2.3.3	La carte Arduino LEONARDO.....	16
2.3.4	La carte Arduino DUE .....	16
2.3.5	La carte Arduino Micro .....	16
2.3.6	Carte Arduino DUE.....	16
2.3.7	Carte Arduino Esplora.....	17
2.3.8	Carte Arduino NANO .....	17
2.3.9	Carte Arduino Yun Mini .....	17
3.	Carte Arduino UNO .....	17
3.1	Pourquoi l'Arduino UNO ? .....	17
3.2.	Caractéristiques .....	18
3.3.	Composants .....	20
3.3.1	Le port USB a deux actions.....	20
3.3.2	Prise jack .....	20
3.3.3	Régulateur de tension .....	20
3.3.4	Oscillateur à quartz.....	20
3.3.5	Arduino Reset.....	21
3.3.6	Broches (3.3, 5, GND, Vin) .....	21
3.3.7	Broches analogiques.....	21
3.3.8	Microcontrôleur ATMEL ATmega328.....	21
3.3.9	Connecteur ICSP .....	21
3.3.10	Indicateur LED d'alimentation.....	21
3.3.11	LEDs TX et RX.....	21
3.3.12	entrées et sorties numériques (digital).....	21
3.3.13	Broche AREF .....	22
4.	Capteurs.....	22
4.1.	Le capteur SHT3x .....	23
4.1.1.	Principales caractéristiques .....	23
4.1.2.	Branchement.....	24
4.2.	Le capteur MAX30100 .....	24
4.2.1.	Principales caractéristiques .....	25
4.2.2.	Branchement .....	25
4.3.	L'Electro-Encéphalographie (EEG) .....	25

5.	Actionneurs .....	26
5.1.	Buzzer .....	26
5.1.1.	Principales caractéristiques .....	27
5.1.2.	Branchement .....	27
5.2.	Diode RGB LED .....	27
5.2.1.	Principales caractéristiques .....	28
5.2.2.	Branchement .....	28
5.3.	LCD Afficheur .....	28
5.3.1.	Principales caractéristiques .....	29
5.6.2.	Branchement.....	29
6.	Les composants .....	29
6.1.	Bread board (platine de montage) .....	29
6.2.	Les fils de liaison.....	30
6.3	Résistance (R).....	30
6.	La vision artificielle.....	31
6.1.	Les objectifs visés.....	32
7.	Conclusion.....	32
1.	Introduction .....	33
2.	Architecture globale du système .....	33
2.1.	Partie Utilisateur.....	33
2.2.	Partie Arduino .....	33
2.3.	Partie matérielle.....	33
3.	Logiciel utilisé.....	35
3.1.	Logiciel de programmation de la carte Arduino IDE.....	35
4.	Fonctionnement automatique .....	38
5.	Tests des capteurs et branchements.....	38
5.1.	Détection du proportion d'oxygène et battement cardiaque par le MAX30100 .....	38
5.1.1	branchement du capteur avec l'Arduino .....	38
5.1.2.	Diagramme de séquence de la mesure de pulsations cardiaques et taux d'oxygène : .....	38
5.2.1.	Branchement du capteur avec l'Arduino UNO: .....	39
5.2.2.	Diagramme de séquence de contrôle de la température .....	40
5.3.	Détection des vibrations au niveau du cerveau.....	42
5.3.1.	Branchement du capteur avec l'Arduino UNO .....	42
5.4.	Détection de l'humidité par le capteur SHT3X .....	43

5.4.1. Branchement du capteur avec Arduino UNO.....	44
6. Quelques essais réels sur un bébé [la prise de la température] .....	45
7. Quelques essais à la maison sur un adulte [prise de la fréquence cardiaque] et comparaison avec l'appareil.....	46
8. Réalisation finale.....	48
9. Conclusion.....	50
ANNEXE.....	52
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES .....	61

# **LISTE DES FIGURES**

## CHAPITRE I

<b>Figure I.1</b> : Un Bébé prématuré .....	5
<b>Figure I.2</b> : Organigramme de la réanimation primaire du prématuré [3] .....	8
<b>Figure I.3</b> : La salle des couveuses pour les nouveaux nés à la maternité de Port Royal 1897.9	
<b>Figure I.4</b> : Incubateur fermé .....	10
<b>Figure I.5</b> : Incubateur ouvert (radiante).....	10
<b>Figure I.6</b> : Un incubateur mobile.....	11
<b>Figure I.7</b> : Aperçu de l'opération d'incubateur.....	11
<b>Figure I.8</b> : La photothérapie. ....	13
<b>Figure I.9</b> : Une injection à l'aide d'un détecteur de veines.....	13

## CHAPITRE II

<b>Figure II.1</b> : LOGO d'Arduino .....	36
<b>Figure II.2</b> : Une carte Arduino UNO.....	17
<b>Figure II.3</b> : Les composants de la carte Arduino UNO .....	37
<b>Figure II.4</b> : Fonctionnement d'un capteur .....	22
<b>Figure II.5</b> : Capteur d'humidité et de température .....	23
<b>Figure II.6</b> : Branchement du capteur de température et d'humidité avec Arduino UNO.....	24
<b>Figure II.7</b> : Le capteur de fréquence cardiaque et taux d'oxygène MAX30100 .....	24
<b>Figure II.8</b> : Branchement du capteur MAX30100 avec Arduino .....	25
<b>Figure II.9</b> : Détection d'un signe épileptique sur un signal EEG.....	26
<b>Figure II.10</b> : Buzzers .....	26
<b>Figure II.11</b> : Cablage du buzzer avec Arduino UNO .....	27
<b>Figure II.12</b> : Branchement D'une LED RGB avec Arduino UNO.....	28
<b>Figure II.13</b> : Afficheur LCD.....	29
<b>Figure II.14</b> : Le cablage de l'afficheur LCD avec Arduino UNO .....	29
<b>Figure II.15</b> : Bread board.....	30
<b>Figure II.16</b> : Fils de liaisons .....	30
<b>Figure II.17</b> : Les résistances .....	30
<b>Figure II.18</b> : Couveuse avec surveillance par imagerie thermique infrarouge néonatale .....	32

## CHAPITRE III

<b>Figure III.1</b> : Architecture globale du système .....	34
<b>Figure III.2</b> : Couveuse conçue en 3D .....	34
<b>Figure III.3</b> : Le schéma principal du système .....	35
<b>Figure III.4</b> : Interface de l'utilisation de logiciel Arduino .....	36
<b>Figure III.5</b> : Interface de programmation Arduino.....	36
<b>Figure III.6</b> : Schéma fonctionnel du système.....	37
<b>Figure III.7</b> : Diagramme de la séquence de la détection du MAX30100.....	38

<b>Figure III.8</b> : Un essai réel du Max30100.....	39
<b>Figure III.9</b> : Diagramme de séquence de contrôle de la température.....	40
<b>Figure III.10</b> : Le branchement du capteur de la température avec Arduino.....	41
<b>Figure III.11</b> : Un essa réel du déclenchement de l’alarme de la température .....	41
<b>Figure III.12</b> : Diagramme de séquence de mesure de l’activité électrique du cerveau .....	42
<b>Figure III.13</b> : Le branchement du capteur de la vibration avec Arduino .....	43
<b>Figure III.14</b> : Le signal électrique sur le traceur série.....	43
<b>Figure III.15</b> : Diagramme de la détection de l’humidité.....	44
<b>Figure III.16</b> : Branchement réel du capteur d’humiditéSHT3X.....	44
<b>Figure III.17</b> : La prise de la température par le capteur SHT3x.....	45
<b>Figure III.18</b> : La prise de la température par le thermomètre médicale .....	45
<b>Figure III.19</b> : Le résultat de la prise de la température par le thermomètre .....	46
<b>Figure III.20</b> : La prise de la fréquence cardiaque par le capteur .....	46
<b>Figure III.21</b> : Le résultat de la mesure sur le moniteur du logiciel IDE.....	47
<b>Figure III.22</b> : Le résultat sur l’appareil de mesure .....	47
<b>Figure III.23</b> : Vue réelle de la couveuse connectée au PC.....	48
<b>Figure III.24</b> : Vue réelle de carte de surveillance du bébé.....	49
<b>Figure III.25</b> : Vue réelle du prototype de la couveuse intelligente .....	49

## ANNEXE

<b>Figure A.1</b> : Le schéma simplifié de l'Arduino Uno .....	52
<b>Figure A.2</b> : Datasheet du MAX30100 .....	53
<b>Figure A.3</b> : Datasheet du MAX30100 .....	54
<b>Figure A.4</b> : : Datasheet du capteur MLX90614X.....	55
<b>Figure A.5</b> : Datasheet du capteur MLX90614 .....	56

# **LISTE DES TABLEAUX**

<b>Tableau I.1 :</b> Normes pédiatriques fréquence cardiaque et fréquence respiratoire .....	6
<b>Tableau I. 2 :</b> Valeurs proposées pour la température ambiante neutre [3] .....	7
<b>Tableau II.1 :</b> Caractéristiques techniques de microcontrôleur .....	19
<b>Tableau II.2 :</b> Caractéristiques du capteur de température et d'humidité SHT3X[11] .....	23
<b>Tableau II.3 :</b> Caractéristiques du capteur de fréquence cardiaque et taux d'oxygène MAX30100.....	25
<b>Tableau II.4 :</b> Caractéristiques du Buzzer .....	27
<b>Tableau II.5 :</b> principales caractéristiques de LED RGB .....	28
<b>Tableau II.6 :</b> principales caractéristiques de l'afficheur LCD. ....	29

# **INTRODUCTON GENERALE**

# INTRODUCTION GENERALE

---

Au cours de ces dernières années, le taux des naissances avant terme a considérablement augmenté (On estime à 15 millions le nombre de bébés prématurés chaque année). Cependant, une nette réduction du taux de mortalité infantile ainsi qu'un bon taux de survie des bébés de TFPN ont été constatés depuis la mise en place des soins néonataux intensifs, au début des années 1970. Les problèmes développement associés à la prématurité sont devenus alors la majeure préoccupation des services de la santé néonatale. Ces problèmes tiennent au fait que les fonctions biologiques (comme le système nerveux central et les poumons) n'ont pas pu atteindre leur pleine maturité pendant la grossesse. D'ailleurs, après la naissance, l'interaction entre cette immaturité biologique ainsi que l'environnement physique et social de l'enfant joue un rôle décisif dans son développement.

Depuis le 19<sup>e</sup> siècle, les progrès de la médecine se sont accélérés, comme par exemple : l'allongement de l'espérance de vie et l'amélioration de la qualité de vie. Ces progrès médicaux récemment accomplis permettent ainsi aujourd'hui de pallier à cette immaturité et de mieux accompagner l'évolution du nouveau-né, des parents et du personnel soignant. A cette fin, *l'incubateur* a été inventé pour sauver la vie des bébés.

L'incubateur, appelé aussi *couveuse*, est une enceinte fermée destinée à isoler un nouveau-né fragile et à le maintenir dans les conditions proches de celles de l'utérus maternel tout en permettant les soins.

La surveillance d'une couveuse par le personnel soignant est une tâche délicate. Elle permet de régler la température et l'oxygénation de l'incubateur pour assurer un milieu approprié au bébé mais également humide et contrôler la température du prématuré spécialement le gradient thermique. Cependant, surveiller les fonctions vitales du bébé.

Dans le cadre de notre projet de fin d'étude et formation en génie industrielle, nous avons constaté qu'on peut apporter une solution à cette problématique et ce en proposant un système de surveillance automatique intelligent qui servira comme un système d'aide au personnel soignant, aux médecins et aux parents. Il pourra ainsi contribuer à réduire le taux de mortalité néonatal et améliorer la qualité de vie des nouveaux nés.

Nous visons à concevoir un prototype de dispositif médical, jouant le rôle d'une couveuse, avec une touche de modernisation dans la lecture et la surveillance de chacun des paramètres physiques tels que la proportion d'oxygène dans le sang et le nombre de battements cardiaques. Nous proposerons un outil intelligent de la vision artificielle ainsi qu'un autre outil pour le contrôle de la température.

A travers ce travail de fin d'études, notre mémoire va être structuré en trois chapitres ainsi :

Le premier chapitre est consacré aux généralités sur la prématurité et les incubateurs.

Le 2<sup>ème</sup> chapitre contient la description des outils, matériels et la carte microcontrôleur Arduino.

Dans le 3<sup>ème</sup> chapitre, nous présentons la partie de conception ainsi que les résultats de la surveillance des paramètres cités avec le prototype final.

Nous terminons notre mémoire par une conclusion générale.

# **Chapitre I**

Généralités sur la prématurité et les  
incubateurs.

# CHAPITRE I : Généralités sur la prématurité et les incubateurs.

## 1. Introduction

La période néonatale et surtout les 8 premiers jours de vie constituent un moment important dans la vie de l'enfant. La naissance marque en effet le passage de la vie fœtale dépendante de la mère à celle du nouveau-né indépendant. La période de l'adaptation à la vie extra utérine nécessite la mise en place d'un ensemble de modifications surtout cardio-vasculaires, et constitue de ce fait une grande période de vulnérabilité, sensible à toute pathologie congénitale (malformations), acquise pendant la grossesse (fœtopathies) ou l'accouchement (anoxie).

D'autre part, la plupart des organes, surtout le cerveau, sont encore en plein développement et donc particulièrement vulnérables à toute perturbation de l'équilibre biologique et nutritionnel. C'est donc tout l'avenir d'un enfant qui peut se jouer à la naissance et pendant les jours suivants. Une surveillance attentive en vue de prévenir, dépister et prendre en charge précocement toute anomalie susceptible d'avoir un retentissement sur le nouveau-né est d'une importance capitale [1].

## 2. La néonatalogie

La néonatalogie est la spécialité (ou plus précisément la surspécialité) de la médecine qui s'intéresse au fœtus et au nouveau-né, avant, pendant et jusqu'aux premiers mois après la naissance. Elle s'intéresse au maintien de la santé et au développement du fœtus, du nouveau-né et du nourrisson, Le médecin néonatal (ou pédiatre néonatal) assure la prise en charge médicale du nouveau-né, depuis la salle d'accouchement jusqu'au départ à la maison. Il travaille en milieu hospitalier au sein d'une unité ou d'un service de néonatalogie, avec des infirmier(e)s puériculteurs/trices et des psychologues. Dans ces structures, la surveillance et les soins prodigués aux nouveau-nés sont continus.

## 3. La prématurité

On parle de prématurité pour une naissance survenant 3 semaines avant le terme normal de la grossesse, fixé à 40 ou 41 semaines d'aménorrhée (9 mois). Un enfant est donc prématuré s'il naît avant la 37<sup>ème</sup> semaine (8 mois) mais il existe différents degrés de prématurité, selon l'âge de naissance de l'enfant. Le bébé né prématuré est complètement formé, mais il est encore petit et fragile. Il faut lui laisser le temps de terminer son développement. Ses organes sont effectivement achevés mais ils ne sont pas toujours prêts à fonctionner, ils sont immatures (figure I.1) [2].

On distingue trois grandes phases de prématurité :

**a) La prématurité moyenne :** Cette notion s'applique aux enfants nés entre la 32<sup>ème</sup> et la 37<sup>ème</sup> semaine d'aménorrhée. Ces enfants bénéficieront d'un pronostic de survie généralement excellent.

**b) La prématurité sévère :** Elle concerne les enfants nés à moins de 32 semaines. Ceux-ci présenteront un taux élevé de complications et de mortalité.

# CHAPITRE I : Généralités sur la prématurité et les incubateurs.

c) **La prématurité extrême** : Définie dès lors que l'accouchement se déroule en dessous de la 27<sup>ème</sup> semaine [2].



*Figure I.1 : Un Bébé prématuré.*

## 3.1. Les causes de la prématurité

Les principales causes de cette prématurité peuvent être :

- Une hypertension artérielle maternelle et ses nombreuses complications.
- Les hémorragies entre l'utérus et le placenta qui mettent en danger la mère et l'enfant.
- Une rupture prématurée des membranes, notamment de la poche des eaux, qui se produit avant le terme normal de la grossesse et avant le début du travail. Celle-ci peut être déclenchée par une infection intra utérine ou encore une consommation de tabac...
- Un travail prématuré spontané, suite à une infection par exemple.
- Un retard de croissance intra utérin caractérisé par un poids de naissance trop petit pour l'âge gestationnel, repéré grâce à l'échographie. Les causes peuvent notamment être une maladie du fœtus, des anomalies de la vascularisation entre l'utérus et le placenta entraînant des apports nutritionnels et en oxygène insuffisants. Il est fréquent de voir associé l'hypertension artérielle maternelle au retard de croissance intra utérin.
- Environnementales : une consommation de tabac, d'alcool, de drogues, de médicaments, des conditions de précaire.

## 3.2. Particularités physiologiques du prématuré

### 3.2.1. La fonction respiratoire

L'immatunité pulmonaire peut être :

- **Anatomique** : structure de type fœtal ne permettant les échanges gazeux qu'à partir de 25 semaines de gestation ;

- **Fonctionnelle** : synthèse insuffisante de surfactant qui, grâce à ses propriétés tensioactives, joue un rôle capital dans l'établissement et le maintien de la capacité résiduelle fonctionnelle. Par ailleurs un excès de liquide pulmonaire est observé étant donné la sécrétion insuffisante en adrénaline.

# CHAPITRE I : Généralités sur la prématurité et les incubateurs.

La respiration du nouveau-né prématuré est facilement compromise étant donné :

- La faiblesse des masses musculaires, d'où fatigue respiratoire rapide en cas de détresse respiratoire ;
- La faible rigidité de la cage thoracique entraînant une rétraction importante au cours des détresses respiratoires.

L'oxygène peut être administré à l'aide d'une canule nasale, d'un masque facial ou d'un masque à oxygène. La concentration en oxygène doit être déterminée afin d'obtenir une PaO<sub>2</sub> de 50 à 70 mm Hg [millimètre de mercure chez les prématurés avec une saturation en oxygène de 90 à 94%. Une PaO<sub>2</sub> inférieure chez le nourrisson permet d'obtenir une saturation presque complète de l'hémoglobine car l'hémoglobine fœtale a une affinité plus élevée pour l'oxygène ; le maintien d'une PaO<sub>2</sub> supérieure augmente le risque de rétinopathie du prématuré. Quelle que soit la manière dont l'oxygène est délivré, il doit être réchauffé (36 à 37° C) et humidifié pour éviter le refroidissement, le dessèchement des sécrétions et prévenir le bronchospasme [3].

## 3.2.2. Le cœur et la circulation sanguine

Trois modifications hémodynamiques surviennent à la naissance d'un nouveau- né :

- 1- Effondrement des résistances artériolaires pulmonaires.
- 2- Fermeture du "foramen ovale" étant donné que la pression est plus élevée dans l'oreillette gauche que dans l'oreillette droite,
- 3- Fermeture du canal artériel, d'abord fonctionnelle puis anatomique.

Chez un prématuré sans détresse respiratoire, la PCA ne se manifestera que par une hyperpulsatilité artérielle, parfois un souffle. Par contre en cas de détresse respiratoire, elle se manifestera surtout par une augmentation des besoins en oxygène vers le 3ème-5ème jour [3].

*Tableau I.1 : Normes pédiatriques fréquence cardiaque et fréquence respiratoire.*

Âge	NN	3mois	6mois
<b>Freq.Resp /min</b>	30-60	30-60	30-60
<b>Freq.Cardiaque /min</b>	140-180	120-150	100-190

Le tableau I.1 représente les deux normes pédiatriques fréquence cardiaque et fréquence respiratoire chez le nouveau-né, le bébé de 3 mois et celui de 6 mois [3].

## 3.2.3. La régulation thermique

A la naissance, les mécanismes de production de chaleur du nouveau-né doivent se mettre en route. L'organisme produit de la chaleur en oxydant des substrats énergétiques : hydrates de carbone, protéines et surtout lipides (graisses brunes). Chez le prématuré, le maintien de l'équilibre thermique est difficile en raison de la pauvreté des réserves en glycogène et en

## CHAPITRE I : Généralités sur la prématurité et les incubateurs.

graisses brunes, d'une forte thermolyse, étant donné la surface cutanée trop grande pour le poids, de l'impossibilité de frissonner et du faible développement des glandes sudoripares.

La température de neutralité thermique est celle où la quantité de chaleur perdue est égale à la production métabolique totale. Lorsque la perte de chaleur dépasse sa production, il en résulte une chute de la température corporelle alors que le stockage d'une quantité de chaleur se manifeste par une hyperthermie [3].

### 3.3. La prise en charge du prématuré

A la naissance tout sera prêt pour la réanimation d'urgence, le réchauffement et l'oxygénation du prématuré. Le transfert au service d'hospitalisation doit être assuré dans des conditions correctes, ultérieurement, il faudra :

- Maintenir autour du prématuré un environnement lui permettant d'éviter les complications auxquelles l'expose son immaturité.
- Assurer un apport nutritionnel adéquat, afin de couvrir ses besoins et d'assurer sa croissance, plus important que chez un nouveau-né normal.
- Pallier de toute urgence aux anomalies qu'il pourra présenter grâce à une surveillance rigoureuse.

*Tableau I. 2 : Valeurs proposées pour la température ambiante neutre [3]*

Age du nouveau-né	Poids de naissance		
	Moins de 1500 g	1501-2000 g	2001-2500 g
0-24H	34°-35° C	33°-35° C	33° C
2 - 3 j	33°-34° C	33°C	32° C
4 - 7j	32° - 33° C	32°C	32° C
à partir de 8 jours	32° C	32° C	32° C

# CHAPITRE I : Généralités sur la prématurité et les incubateurs.

Le schéma dans la figure I.2 résume la démarche à suivre pour la prise en charge du prématuré :

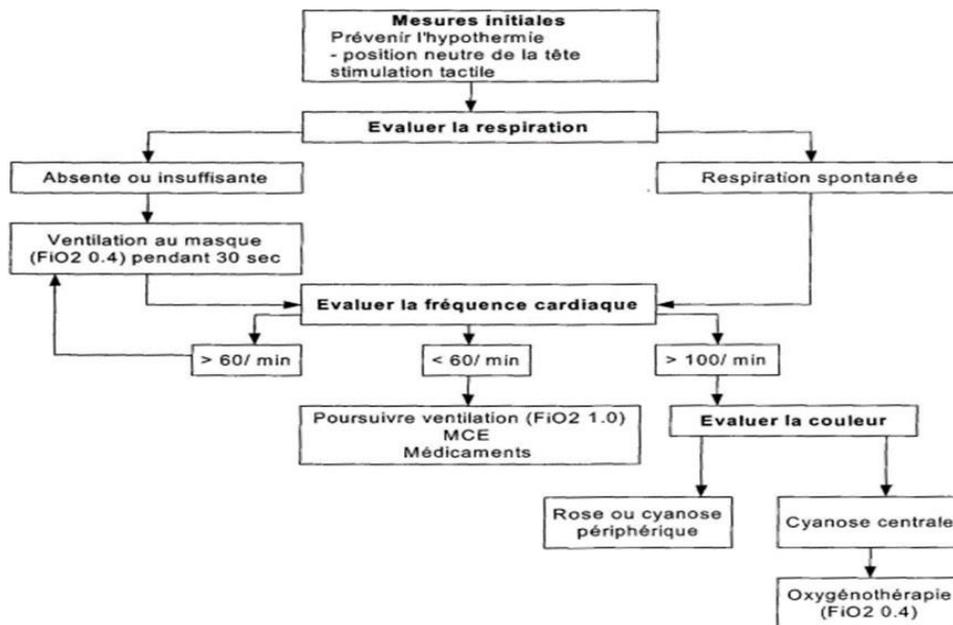


Figure I.2 : Organigramme de la réanimation primaire du prématuré [3].

## 4. La couveuse néonatale

### 4.1. Historique

L'une des premières acquisitions technologiques qui marque le développement de la réanimation néonatale, et qui date de la fin du XIXe siècle, est celle de la *couveuse d'enfants*, ou d'*incubateur*. L'histoire de sa découverte est étrange. Un jour de 1878, Etienne Stéphane Tarnier, chirurgien-accoucheur à la Maternité de Paris, fait une visite au zoo du Jardin d'Acclimatation. La promenade passe par une « poulerie » qui a pour vocation de sélectionner les meilleures espèces pondeuses et les diffuser dans les campagnes. Il y voit des incubateurs à poussins et la alors l'idée est venue d'appliquer la méthode aux nouveau-nés et notamment aux plus faibles.

Il fait construire et utilise dès 1880 les premiers incubateurs pour nouveau-nés qui ne sont alors qu'une simple caisse en bois où l'air pénètre par un orifice après s'être échauffé au contact d'un réservoir d'eau chaude dont la température est maintenue par une lampe à alcool placée au-dessous. L'enfant installé dans une telle couveuse vit dans une atmosphère dont la température varie suivant les cas entre 30 et 37 degrés. Pierre Constant Budin, étudiant de Tarnier, améliore rapidement l'invention. Il ajoute un thermostat, installe des plaques de verre pour permettre l'observation de l'enfant, et abandonne l'eau chaude en faveur d'un chauffage au gaz naturel. En 1893, Budin est nommé à la tête d'une unité spéciale pour les enfants prématurés à la Maternité de Port Royal (figure I.3), le premier hôpital à offrir une prise en charge de la prématurité [4].



*Figure I.3 : La salle des couveuses pour les nouveaux nés à la maternité de Port Royal 1897.*

### 4.2. Définition

L'incubateur néonatal, aussi appelé couveuse dans le langage courant, est une enceinte fermée destinée à isoler un nouveau-né fragile et à le maintenir dans les conditions proches de celles de l'utérus maternel tout en permettant les soins. La couveuse est indiquée particulièrement chez les prématurés et les nouveau-nés à faible poids de naissance. Elle isole l'enfant des variations de la température extérieure et surtout des agents infectieux.

### 4.3. Le Rôle de la couveuse

La fonction principale de la couveuse est de maintenir le bébé au chaud, à bonne température, car il n'a pas assez de force pour réguler la sienne. C'est une température chaude et humide, reproduisant les conditions de l'utérus maternel.

La couveuse permet aussi d'isoler le nouveau-né de tous microbes et infections, même si elle n'est pas complètement stérile. Cela est important le temps que bébé développe un système immunitaire assez fort pour pouvoir combattre lui-même les agressions extérieures.

### 4.4. Les types des incubateurs

Il existe deux types d'incubateurs : ouverts ou fermés. Le deuxième type est le plus répandu, puisqu'il garantit une température constante à l'intérieur.

Les modèles ouverts se composent d'une table/matelas, non recouverte, surmontée d'une lampe radiante pour la chaleur. On les appelle les incubateurs radiants. Ils permettent d'avoir accès plus facilement au nouveau-né pour certains soins.

#### 4.4.1. Les incubateurs fermés (couveuses)

Les incubateurs fermés (figure I.4) sont utilisés dans les secteurs de réanimation, de soins intensifs, ou en pouponnière où ils prennent le nom classique d'incubateur d'élevage. Dans les maternités, on rencontre l'incubateur sous sa forme la plus simplifiée, l'incubateur dit d'attente.



**Figure I.4 :** Incubateur fermé.

### 4.4.2. Les incubateurs ouverts (radiants)

Les incubateurs ouverts ou radiants (figure I.5) sont, très souvent, assimilés aux tables de réanimation pédiatriques. L'incubateur ouvert, dans une utilisation de réanimation, est plus pratique que l'incubateur fermé pour des nouveau-nés demandant de soins rapprochés dans les phases aiguës de leurs pathologies.



**Figure I.5 :** Incubateur ouvert (radiante).

### 4.4.3. Les incubateurs mobiles

Plus sophistiqué, l'incubateur de transport est utilisé dans un cadre bien précis (figure I.6). Mis en œuvre par les services des SAMU et SMUR pédiatriques, il est destiné, comme son nom l'indique, au transport de nouveau-nés nécessitant des soins de haute technicité dans des centres spécialisés (réanimation néonatale).

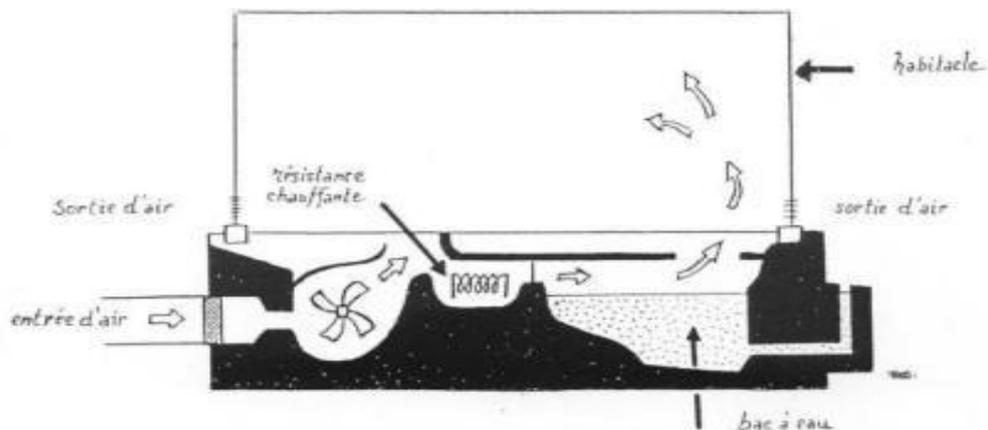


**Figure I.6 :** Un incubateur mobile.

### 4.5. Principe de fonctionnement des incubateurs fermés

Le nourrisson est placé sous une cloche en plastique transparent. Le chauffage utilisé est un chauffage par convection : un ventilateur chauffant brasse de l'air qui circule dans la cloche.

L'air est humidifié par un humidificateur qui diffuse soit des particules d'eau prises par le flux d'air chaud, soit de la vapeur d'eau (figure I.7). L'humidificateur pose souvent des problèmes de développement bactériologique. En effet, l'eau et la chaleur peuvent être d'excellents nids bactériologiques.



**Figure I.7 :** Aperçu de l'opération d'incubateur.

Les incubateurs fermés présentent les avantages suivants :

- ✓ Le chauffage est homogène dans l'ensemble de l'habitable,
- ✓ Le taux d'humidification est contrôlé car l'espace de l'habitable est clos.

Mais ils regroupent quelques inconvénients :

- La difficulté d'accès au nouveau-né pour les soins techniques,
- L'entretien difficile de l'incubateur pour les opérations de nettoyage quotidien [5].

# **CHAPITRE I : Généralités sur la prématurité et les incubateurs.**

---

## **4.6. Les paramètres à contrôler**

### **4.6.1. La température de l'incubateur**

La température doit être proche de celle fixée par l'utilisateur, avec une tolérance maximale de dérivation. La température de l'air trop élevée entraîne un gonflement dans la gorge, donc une gêne respiratoire. Il est également possible de contrôler la température du matelas chauffant.

### **4.6.2. L'hygrométrie**

L'humidité relative participe aux soins du système respiratoire du nouveau-né et influe sur les échanges calorifiques, les pertes étant majorées quand l'humidité relative diminue.

### **4.6.3. Le niveau sonore**

L'exposition continue à des niveaux de bruit élevé peut provoquer une perte auditive et provoquer un stress prolongeant le séjour en couveuse.

### **4.6.4. La vitesse de l'air**

Une vitesse maximale doit être imposée face au stress et au risque de déshydratation du nouveau-né par évaporation. De plus, les régimes de circulation d'air influencent l'équilibre calorifique du patient et les seuils de régulation thermique de l'incubateur [5].

## **5. Maintenance des incubateurs**

La maintenance de ce type d'appareil est relativement simple. Certains modèles possèdent des systèmes d'autotest qui facilitent la vérification du bon fonctionnement de l'incubateur.

Les pannes les plus courantes touchent le plus souvent les capteurs de température et le déclenchement intempestif des alarmes. Par mesure de prévention, il faut aussi veiller à changer régulièrement l'eau du réservoir et le filtre et à vérifier le module de régulation thermique qui doit être calibré fréquemment.

## **6. Technologies innovantes pour la modernisation de l'incubateur**

Deux jours environ après sa naissance, le nouveau-né peut « virer » au jaune. Sa peau se teinte plus ou moins légèrement, son blanc de l'œil devient lui aussi jaunâtre et ses urines foncent. Il se montre vraiment très somnolent et n'ouvre guère les yeux, Grâce au bilirubinomètre transcutané, qui est un petit appareil que l'on applique sur la peau du nourrisson, il est possible de surveiller le taux de ce pigment. Quand il devient trop élevé (entre 220 et 250 mmol/L pour un nouveau-né et à partir de 170 mmol/L pour un prématuré), donc dangereux, on effectue une photothérapie.

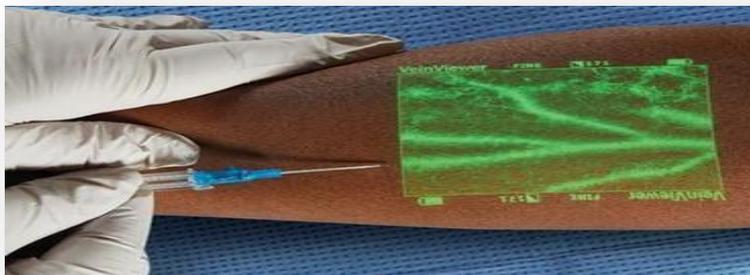
Le nourrisson est placé dans une couveuse au chaud, les yeux protégés et est exposé plusieurs heures sous des lumières bleues, dont la longueur d'ondes (410 à 460 nm) détruit la bilirubine à travers l'épiderme jusqu'à une profondeur de 2mm. L'efficacité du traitement dépend de plusieurs facteurs (figure I.8).



**Figure I.8 :** La photothérapie.

- ✓ De l'éclairement énergétique / dose d'énergie radiante,
- ✓ De la distance tubes-enfant,
- ✓ De la durée de l'exposition,
- ✓ De la position du nouveau-né qui doit se faire alternativement en position dorsale et ventrale,
- ✓ De l'appareil, de sa technologie et de sa maintenance.

D'autres innovations basées aussi sur une technologie d'éclairage permettent de détecter les veines fragiles du nouveau-né en vue d'effectuer une ponction veineuse ou une prise de sang. C'est une lumière infrarouge (figure I.9), qui est calée sur l'hémoglobine sanguine, et qui permet d'éviter le calvaire à l'enfant et au personnel médical.



**Figure I.9 :** Une injection à l'aide d'un détecteur de veines.

### **7. Conclusion**

Au fil des années, les progrès réalisés en néonatalogie et les nouvelles technologies ont permis une prise en charge de plus en plus extrême et complète des nouveau-nés. Dans tous les domaines et particulièrement celui de la santé, Dans ce chapitre nous avons passé en revue les différentes notions et généralités ayant très avec la néonatalogie, la prématurité ainsi que les incubateurs.

# **Chapitre II :**

## **Matériels et Méthodes**

### 1. Introduction

Avec l'élévation du niveau de vie et le progrès continu des connaissances scientifiques, et en particulier médicales, les systèmes électroniques et informatiques sont de plus en plus présents dans la vie courante, mais ils se trouvent maintenant sous forme embarqués dans des objets usuels. Ces derniers sont d'une importance stratégique dans les économies modernes.

La technologie de l'embarqué représente le premier secteur de croissance des technologies de l'information et de la communication puisque son avantage major revient à simplifier leurs schémas électroniques en réduisant l'utilisation de composants électroniques, et par conséquence réduire le coût de fabrication de ces produits. Il en résulte des systèmes plus complexes et performants pour un espace réduit.

Dans ce chapitre nous allons développer la notion de l'électronique embarquée utilisée dans notre projet et qui a la capacité d'unir la puissance de la programmation à la puissance de l'électronique. Pour cela nous allons présenter les différents matériels et logiciels nécessaires pour la réalisation de notre projet ainsi que certains travaux connexes reliés à la conception de couveuses intelligentes pour les prématurés.

### 2. Environnement de développement : Arduino

#### 2.1 Qu'est-ce qu'un Arduino ?

L'Arduino, dont le logo est donné par (figure II.1), est une plateforme de prototypage électronique open-source, basée d'une part sur du matériel et d'autre part sur un ensemble de logiciels faciles à utiliser il a été développé par Une équipe de développeurs composée de Massimo Banzi, David Cuartielles, Tom Igoe, Gianluca Martino, David Mellis et Nicholas Zambetti a imaginé un projet répondant au doux nom de Arduino. [6]



Figure II. 1 LOGO d'Arduino

#### 2.2 Qu'est-ce qu'une carte Arduino ?

Une carte Arduino (figure II.2) est une petite carte électronique équipée d'un microcontrôleur. Ce dernier permet, à partir d'événements détectés par des capteurs, de programmer et commander des actionneurs.

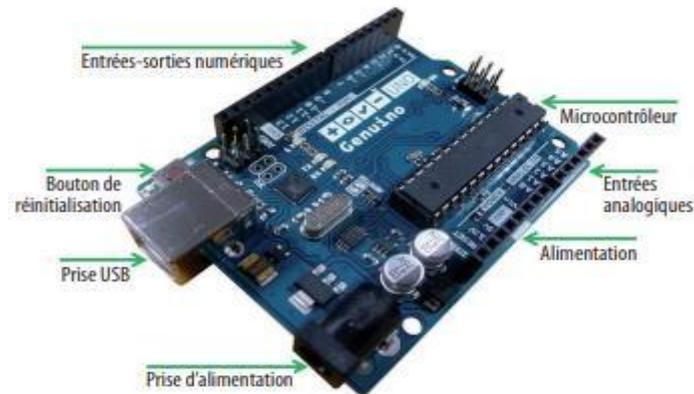
Cette carte est donc un circuit imprimé qui repose sur deux piliers :

- Le premier s'agit de la carte électronique programmable (Hardware), composée de plusieurs composants semi-conducteurs, de circuits intégrés et des périphériques,
- Le deuxième s'agit de l'interface de programmation (Software), qui possède un langage

## CHAPITRE II : Matériels et Méthodes

---

De programmation très spécifique, basé sur les langages C et C++, adapté aux possibilités de la carte [7].



**Figure II.2 :** Une carte Arduino UNO.

### 2.3 Famille de la carte d'Arduino

Il existe plusieurs types de cartes Arduino qui se distinguent l'une de l'autre principalement par le type du microcontrôleur utilisé, le nombre d'entrées/sortie, la capacité de la mémoire et la vitesse de fonctionnement. On peut citer à titre indicatif l'Arduino UNO, Méga, Leonardo, Due, micro...

#### 2.3.1 La carte Arduino Uno

La carte Arduino Uno est basée sur un ATmega328 cadencé à 16 MHz. Des connecteurs situés sur les bords extérieurs du circuit imprimé permettent d'enficher une série de modules complémentaires.

#### 2.3.2 La carte Arduino Méga

La carte Arduino Méga 2560 est basée sur un ATmega2560 cadencé à 16 MHz. Elle dispose de 54 E/S dont 14 PWM, 16 analogiques et 4 UARTs.

#### 2.3.3 La carte Arduino LEONARDO

La carte Arduino LEONARDO est basée sur un microcontrôleur ATmega32u4 cadencé à 16 MHz permettant la gestion du port USB par un seul processeur.

#### 2.3.4 La carte Arduino DUE

La carte Arduino DUE dispose de 54 E/S dont 12 PWM, 12 analogiques et 4 UARTs. Elle est idéale pour des applications exigeant des caractéristiques plus complètes que l'UNO.

#### 2.3.5 La carte Arduino Micro

La carte Arduino Micro est basée sur un ATmega32u4 cadencé à 16 MHz permettant la gestion du port USB par un seul processeur.

#### 2.3.6 Carte Arduino DUE

La carte Arduino DUE dispose de 54 E/S dont 12 PWM, 12 analogiques et 4 UARTs. Elle est idéale pour des applications exigeant des caractéristiques plus complètes que l'UNO.

## CHAPITRE II : Matériels et Méthodes

---

### 2.3.7 Carte Arduino Esplora

La carte Esplora possède une implantation à l'image d'une manette de jeux et est équipée de capteurs et actionneurs permettant de l'utiliser directement pour effectuer des essais.

### 2.3.8 Carte Arduino NANO

La carte Arduino Nano est basée sur un microcontrôleur ATmega328. Sa mémoire de 32 KB et ses E/S font de ce circuit un élément idéal pour les systèmes embarqués ou pour des applications nécessitant du multitâches.

### 2.3.9 Carte Arduino Yun Mini

La carte Arduino Yun Mini est basée sur un ATmega32u4 (comme la Leonardo) et sur un Atheros AR9331. Le processeur Atheros supporte la distribution Linux Linino basée sur Open WRT.

## 3. Carte Arduino UNO

La carte Arduino UNO s'adresse tout spécialement aux débutants. Elle contient tout ce qu'il faut pour tirer pleinement parti du microcontrôleur : 14 entrées/sorties, connexion USB, cristal à 16 MHz, en-tête ICSP. Elle se décline en plusieurs versions. La carte UNO offre une meilleure résistance, notamment aux vibrations.

### 3.1 Pourquoi l'Arduino UNO ?

L'un des avantages indéniables de ce microcontrôleur est sa facilité d'utilisation qui fait qu'il est accessible à tous. Pas besoin d'être calé en technologies de l'information (IT), même les amateurs pourront s'en sortir aisément grâce aux explications claires distribuées un peu partout sur internet ! La carte se connecte très facilement à un ordinateur via un câble USB fourni.

Parmi les avantages de la carte Arduino UNO :

- **Coûts réduits** : C'est une carte qui est relativement peu coûteuse comparativement aux autres plates-formes ;
- **Logiciel Open Source et extensible** : Publiés sous licence open source, le logiciel Arduino et son langage sont disponibles pour être complétés par des programmeurs expérimentés. Le logiciel de programmation des modules Arduino est une application JAVA multi plateformes (fonctionnant sur tout système d'exploitation), servant d'éditeur de code et de compilateur, et qui peut transférer le programme au travers de la liaison série (RS232, Bluetooth ou USB selon le module).
- **Multi plateforme** : Le logiciel Arduino, écrit en JAVA, tourne sous les systèmes d'exploitation Windows, Macintosh et Linux. La plupart des systèmes à microcontrôleurs sont limités à Windows ;
- **Un environnement de programmation clair et simple** : L'environnement de programmation de l'Arduino (le logiciel Arduino IDE) est facile à utiliser par des

## CHAPITRE II : Matériels et Méthodes

---

débutants, tout en étant assez flexible pour que les utilisateurs avancés puissent en tirer profit également. Nombreux conseils, tutoriaux et exemples sont mis en ligne (forums, site perso, etc.) et nombreuses bibliothèques sont disponibles avec diverses fonctions implémentées.

- **Possibilité de se connecter avec des Shields** : qui sont des cartes électroniques supplémentaires comme les afficheurs graphiques en couleur et les GPS [8].

### 3.2. Caractéristiques

Nous résumons les caractéristiques de la carte Arduino UNO dans le tableau II.1 suivant :

## CHAPITRE II : Matériels et Méthodes

---

Tableau II.1 : Caractéristiques techniques de microcontrôleur [9].

Catégorie	Valeur
<b>Microcontrôleur</b>	ATmega328
<b>Tension de service</b>	5 V
<b>Tension d'entrée (recommandée)</b>	7-12 V
<b>Tension d'entrée (limites)</b>	6-20 V
<b>Ports numériques</b>	14 entrées et sorties (6 sorties commutables en MLI – modulation de largeur d'impulsion)
<b>Ports analogiques</b>	6 entrées analogiques
<b>Courant maxi. Par broche d'E/S (cc.)</b>	40 mA
<b>Courant maxi. Par broche 3,3 V</b>	50 mA
<b>Mémoire</b>	32 Ko (ATmega328), dont 0,5 Ko est utilisé par le chargeur d'amorçage
<b>SRAM</b>	2 Ko (ATmega328)
<b>EEPROM</b>	1 Ko (ATmega328)
<b>Fréquence d'horloge</b>	16 MHz
<b>Longueur</b>	68,6 mm
<b>Largeur</b>	53,4 mm
<b>Poids</b>	25 g

### 3.3. Composants

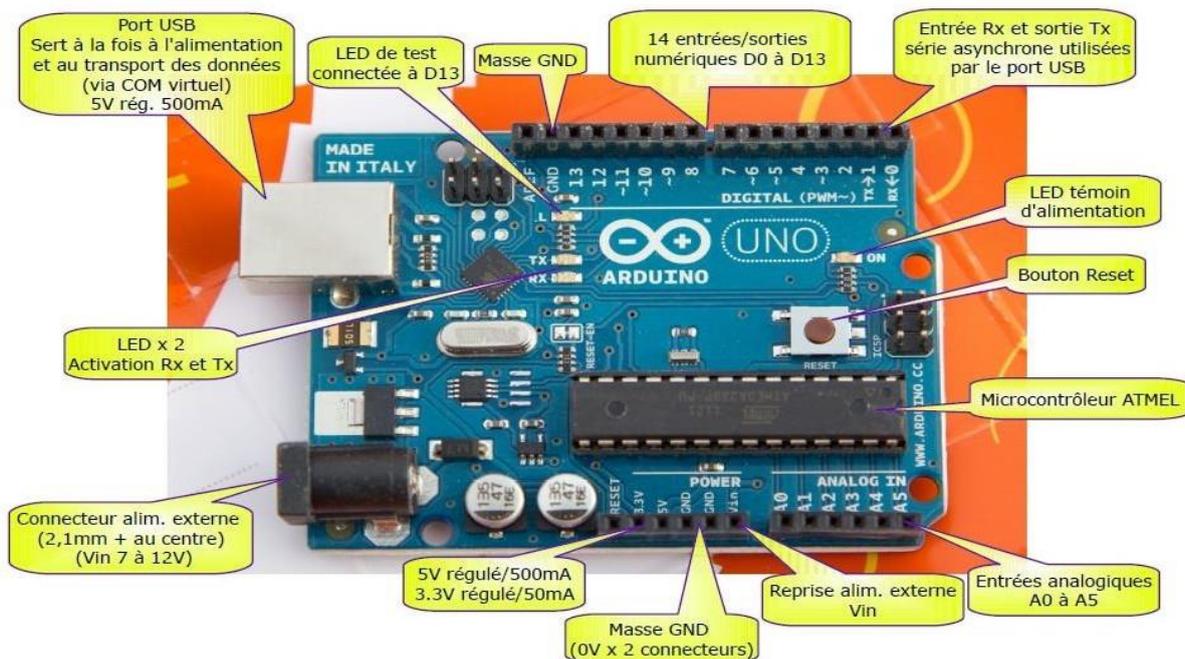


Figure II.3 : Les composants de la carte Arduino UNO.

#### 3.3.1 Le port USB a deux actions

- Alimenter la carte en énergie électrique (5V).
- Téléverser le programme dans la carte.

#### 3.3.2 Prise jack

- Permet de brancher une alimentation (pile, batterie, adaptateur secteur) comprise entre 5 et 12 V.
- Elle est reliée au régulateur de tension intégré à la carte.
- Connexion USB.

#### 3.3.3 Régulateur de tension

La fonction du régulateur de tension est de contrôler la tension d'alimentation de l'Arduino pour la stabiliser à la bonne tension du microcontrôleur et de chaque élément de la carte. La tension de stabilisation est de 5 Volts sur les cartes UNO.

#### 3.3.4 Oscillateur à quartz

Un oscillateur à quartz est un élément électronique qui a la particularité de posséder un quartz à l'intérieur qui vibre sous l'effet piézoélectrique. Les propriétés électromécaniques du quartz sont telles qu'on arrive à faire vibrer le quartz à une fréquence très précise. C'est l'horloge de l'Arduino, il cadence son fonctionnement. Sur le dessus du composant, on peut lire 16.000H9H. Cela signifie que la fréquence est de 16 MHz.

## CHAPITRE II : Matériels et Méthodes

---

### 3.3.5 Arduino Reset

Permettent de redémarrer un Arduino avec un “Reset”. Cela aura pour effet de réinitialiser la carte Arduino. Il existe deux manières de redémarrer un Arduino UNO : soit en utilisant le bouton “Reset”, soit en connectant un bouton externe sur la broche de la carte Arduino mentionnée.

### 3.3.6 Broches (3.3, 5, GND, Vin)

- 3.3V Broche d’alimentation de tension 3.3 Volts.
- 5V Broche d’alimentation de tension 5 Volts.
- La plupart des composants destinés à fonctionner avec Arduino fonctionnent bien en 3.3 Volts ou 5 Volts.
- GND (Ground / Masse) : il y a plusieurs broches de ce type présentes sur la carte Arduino, elles sont toutes communes et peuvent être utilisées comme masse (potentiel 0 Volts) pour les circuits.
- Vin : cette broche permet d’alimenter l’Arduino depuis une source de tension extérieure. Elle est reliée au circuit d’alimentation principale de la carte Arduino.

### 3.3.7 Broches analogiques

Elles permettent de brancher des capteurs et des détecteurs analogiques. La carte Arduino utilise un convertisseur analogique/numérique (CAN) pour permettre la lecture du signal par le microcontrôleur. Un signal sera converti sur 10 bits. Ces six entrées peuvent donc admettre 1024 valeurs analogiques comprises entre 0 et 5 Volts.

### 3.3.8 Microcontrôleur ATMEL ATmega328

Le microcontrôleur utilisé sur la carte Arduino UNO est un microcontrôleur ATmega328. C’est un microcontrôleur ATMEL de la famille AVR 8bits. Il permet de stocker le programme et de l’exécuter. En effet c’est le cerveau de la carte.

### 3.3.9 Connecteur ICSP

Il permet à l’Arduino de communiquer avec des composants externes via le protocole SPI (Serial Peripheral Interface).

### 3.3.10 Indicateur LED d’alimentation

C’est un voyant qui indique l’alimentation de la carte.

### 3.3.11 LEDs TX et RX

- TX clignote lors de l’envoi des données série.
- RX clignote pendant le processus de réception.

### 3.3.12 entrées et sorties numériques (digital)

- Broches numériques d’entrée pour lire des valeurs logiques (0 ou 1) ou numériques
- Broches numériques de sortie pour piloter différents modules.

Remarque : Les broches étiquetées “~” peuvent être utilisées pour générer des

### 3.3.13 Broche AREF

AREF est l'acronyme anglais de "référence analogique". Cette broche est parfois utilisée pour définir une tension de référence externe (entre 0 et 5 Volts) comme limite supérieure pour les broches d'entrée analogiques.

## 4. Capteurs

Dans de nombreux domaines comme l'industrie, la recherche scientifique, les services, les loisirs et plus particulièrement la santé, on a besoin de contrôler de nombreux paramètres physiques (température, humidité, taux d'oxygène, vitesse, pulsations cardiaques, luminosité, etc...).

Un capteur est un organe de prélèvement d'information qui élabore à partir d'une grandeur physique, une autre grandeur physique de nature différente (très souvent électrique). Cette grandeur représentative de la grandeur prélevée est utilisable à des fins de mesure ou de commande, il existe trois familles de capteurs :

- **Capteurs TOR** : Permettent de détecter un événement ou un objet, le signal électrique en sortie est de type logique (2 niveaux logiques 0 ou 1)
- **Capteurs Numériques** : La sortie est une séquence d'états logiques, elle peut prendre une infinité de valeurs discrètes.
- **Capteurs Analogiques** : La sortie est une grandeur électrique dont la valeur est une fonction de la grandeur physique mesurée par le capteur, elle peut prendre une infinité de valeurs continues [10].

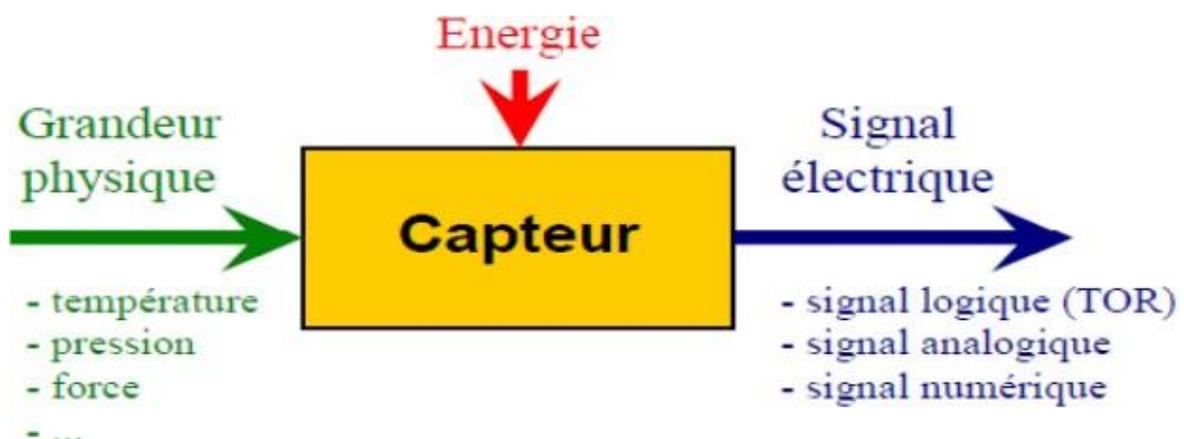


Figure II.4 : Fonctionnement d'un capteur.

Dans ce qui suit nous allons survoler les principaux capteurs utilisés pour la réalisation de notre projet de surveillance de bébé prématuré par la conception d'une couveuse intelligente.

## CHAPITRE II : Matériels et Méthodes

### 4.1. Le capteur SHT3x :

C'est un capteur d'humidité et température (figure II.5) permis les appareils les plus fins et les plus précis. Il a une véritable interface I2C (sortie de tension analogique) et même avec deux options adresse. Il est également conforme à la norme 3V ou 5V, on peut donc l'alimenter et communiquer avec lui en utilisant à peu près n'importe quel microcontrôleur ou micro-ordinateur avec une sortie de signal numérique étalonnée, avec un mode d'alerte avec des limites d'humidité et de température programmables et des vitesses de communication allant jusqu'à 1 MHz.

En utilisant la technique exclusive d'acquisition de signal numérique et la technologie de détection de la température et de l'humidité, il garantit une grande fiabilité et précision et une excellente stabilité à long terme.



**Figure II.5 :** Capteur d'humidité et de température SHT3X.

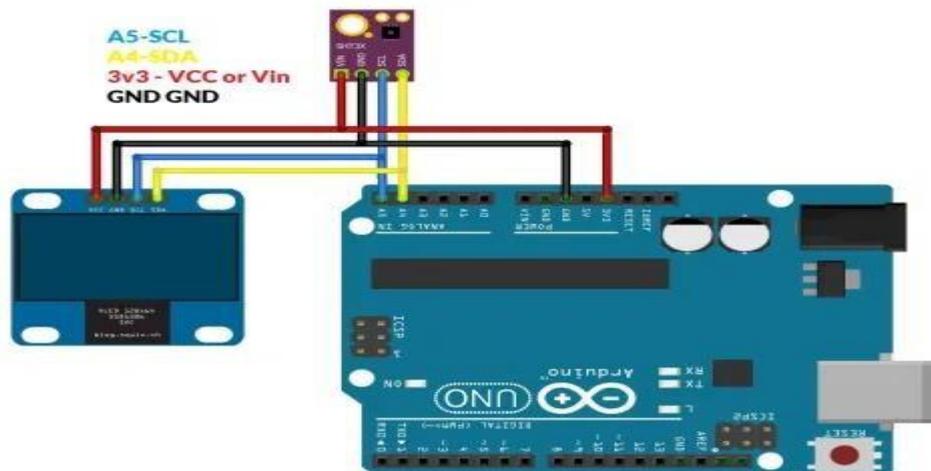
#### 4.1.1. Principales caractéristiques

Les principales caractéristiques sont données dans le tableau II.2 :

*Tableau II.2 :* Caractéristiques du capteur de température et d'humidité SHT3X[11].

<b>Dimensions (L x l x H)</b>	2.5 x 2.5 x 0.9 mm
<b>Alimentation</b>	2.15 to 5.5 V
<b>Plage de mesure</b> - <b>Température</b> - <b>Humidité</b>	0 - 100% RH -40 to +125°C
<b>Précision</b> - <b>Température</b> - <b>Humidité</b>	±0.3°C ±2%RH
<b>Consommation d'énergie</b>	4.8µW

### 4.1.2. Branchement



**Figure II.6 :** Branchement du capteur de température et d'humidité avec Arduino UNO.

### 4.2. Le capteur MAX30100

Le MAX30100 est une solution intégrée de capteur d'oxymétrie de pouls et de moniteur de fréquence cardiaque (figure II.7). C'est un capteur optique qui tire ses lectures de l'émission de deux longueurs d'onde de la lumière à partir de deux LED (par le bout de son doigt), un photodétecteur, une optique optimisée et un traitement de signal analogique à faible bruit pour détecter les signaux d'oxymétrie de pouls et de fréquence cardiaque. Le signal est traité par une faible unité de traitement du signal et communiquée à la cible MCU par l'interface I2C. Le MAX30100 fonctionne à partir d'alimentations de 1,8 V et 3,3 V et peut être mis hors tension via un logiciel avec un courant de veille négligeable, permettant de rester connectée à tout moment.



**Figure II.7 :** Le capteur de fréquence cardiaque et taux d'oxygène MAX30100.

## CHAPITRE II : Matériels et Méthodes

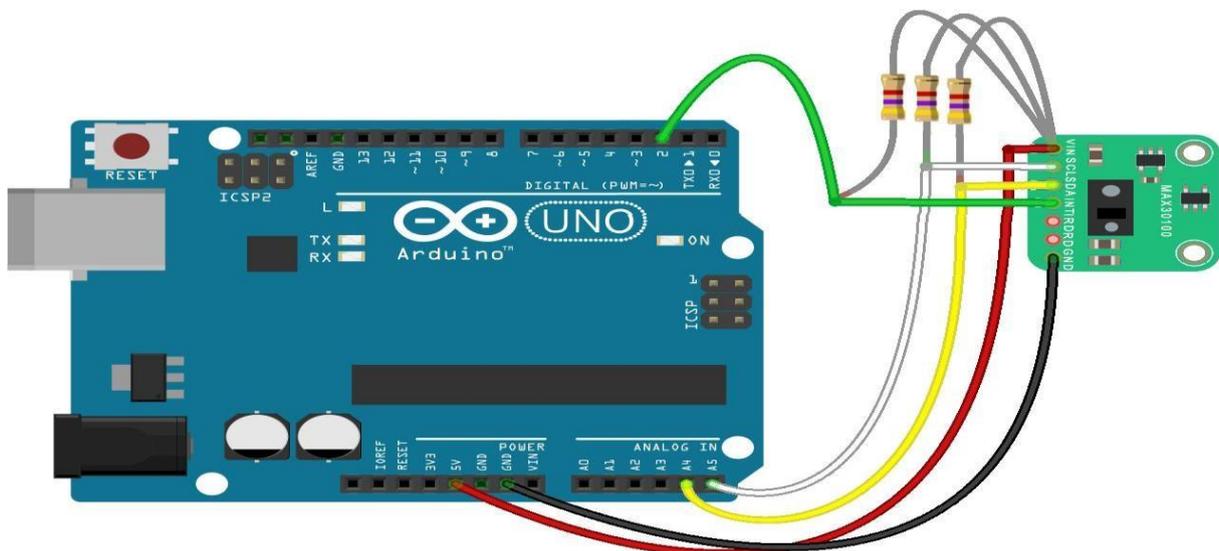
### 4.2.1. Principales caractéristiques

Les principales caractéristiques du capteur MAX30100 sont résumées dans le tableau II.3 suivants :

*Tableau II.3* : Caractéristiques du capteur de fréquence cardiaque et taux d'oxygène MAX30100.

<b>Capteur optique</b>	IR et rouge LED combiné avec cellule photoélectrique
<b>Mesures</b>	Absorbance de pulsation sanguine
<b>Interface</b>	I2C plus INT broches
<b>Tension d'alimentation</b>	3-5V
<b>Taille</b>	14mm * 14mm
<b>Poids</b>	20 g
<b>Dimensions (L x l x H)</b>	1.90 x 1.40 x 0.30 cm

### 4.2.2. Branchement



**Figure II.8** : Branchement du capteur MAX30100 avec Arduino.

### 4.3. L'Electro-Encéphalographie (EEG)

L'électro-encéphalographie, ou EEG, consiste en l'enregistrement de l'activité électrique du cerveau par des capteurs posés sur la tête. Lorsque l'on présente un stimulus, comme une lumière, une image ou un son, la région cérébrale qui traite ce stimulus va modifier son activité neuronale et donc l'activité électrique recueillie à la surface de la tête. Comme le cerveau ne reste jamais inactif, cette modification est perdue dans l'activité cérébrale de fond. Mais si on répète de nombreuses fois la même tâche, on peut, par moyennage, extraire la séquence des événements électriques entraînés par cette tâche. En effet, une syllabe est toujours perçue de la même façon et donc sa présentation est toujours suivie des mêmes

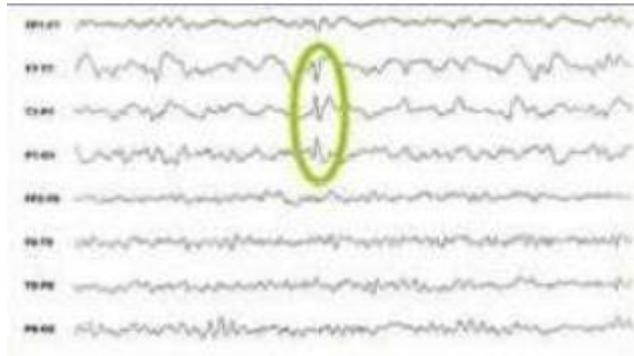
## CHAPITRE II : Matériels et Méthodes

---

modifications électriques. Par contre, le reste de l'activité électrique du cerveau qui n'est pas liée au traitement de la syllabe est positif ou négatif de façon aléatoire.

L'EEG est utile pour le diagnostic et le suivi des patients épileptiques. Il est aussi préconisé pour le diagnostic et/ou le pronostic de différentes atteintes du cerveau (infections, traumatismes...).

Dans le cas d'un prématuré, juste 3 électrodes sont utilisées et l'amplitude de signal à cause de la petite taille du bébé est réalisée. La figure II.9 illustre un signe épileptique capté par un signal EEG



**Figure II.9 :** Détection d'un signe épileptique sur un signal EEG.

### 5. Actionneurs

#### 5.1. Buzzer

Le buzzer (figure II.10) est un composant constitué essentiellement d'une lamelle réagissant à l'effet piézoélectrique. La piézoélectricité est la propriété que possèdent certains minéraux de se déformer lorsqu'ils sont soumis à un champ électrique. Ce phénomène est réversible ; si nous déformons ce minéral, il produit de l'énergie électrique.

Dans l'univers Arduino, le buzzer est principalement utilisé pour émettre un son.



**Figure II.10 :** Buzzers.

## CHAPITRE II : Matériels et Méthodes

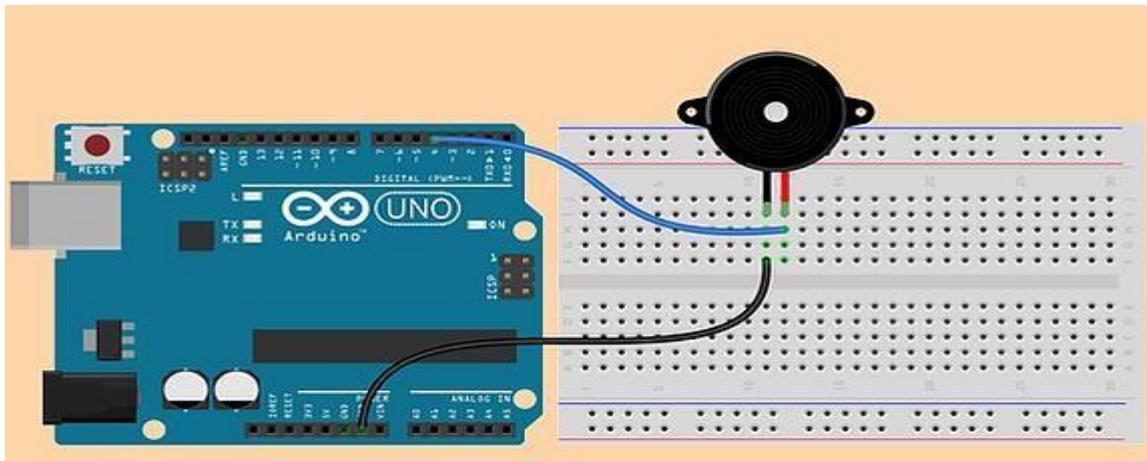
### 5.1.1. Principales caractéristiques

Les principales caractéristiques du buzzer sont illustrées dans le tableau II. 4 suivants :

**Tableau II.4 :** Caractéristiques du Buzzer.

<b>Tension nominale</b>	6V DC
<b>Tension de fonctionnement</b>	4-8V DC
<b>Courant nominal</b>	<30mA
<b>Type de son</b>	Bip continu
<b>Fréquence de résonance</b>	~ 2300 Hz

### 5.1.2. Branchement



**Figure II.11 :** Câblage du buzzer avec Arduino UNO.

### 5.2. Diode RGB LED

Une diode électroluminescente (DEL en français, ou LED en anglais) est un dispositif optoélectronique capable d'émettre de la lumière lorsqu'il est parcouru par un courant électrique. Une diode électroluminescente ne laisse passer le courant électrique que dans un seul sens (le sens passant, comme une diode classique, l'inverse étant le sens bloquant).

Le principe de fonctionnement est simple. Les changements de couleurs sont obtenus par le mélange de 3 couleurs primaires. Le rouge, le vert et le bleu. D'où l'abréviation **RGB** pour R (red – rouge), G (green – vert) et B (blue – bleu).

Pour résumer le fonctionnement :

- On allume une LED de couleur en mettant la broche/pin à 0 volts.
- On éteint une LED en mettant la broche/pin à +5 volts.

Dans le même ordre d'idée, le contrôle PWM La modulation de largeur d'impulsions fonctionne à l'identique).

## CHAPITRE II : Matériels et Méthodes

- Assigner une valeur 255 en PWM (100% de cycle utile) éteint la LED.
- Assigner une valeur 30 en PWM (30% de cycle utile) allume la LED à 70%.
- Assigner une valeur 0 en PWN (0% de cycle utile) allume la LED à 100%.

Celle que nous allons utiliser est la LED RVB à cathode commune. Nous allons donc connecter la broche commune au GND d'Arduino et les trois autres fils des LED aux broches PWM d'Arduino.

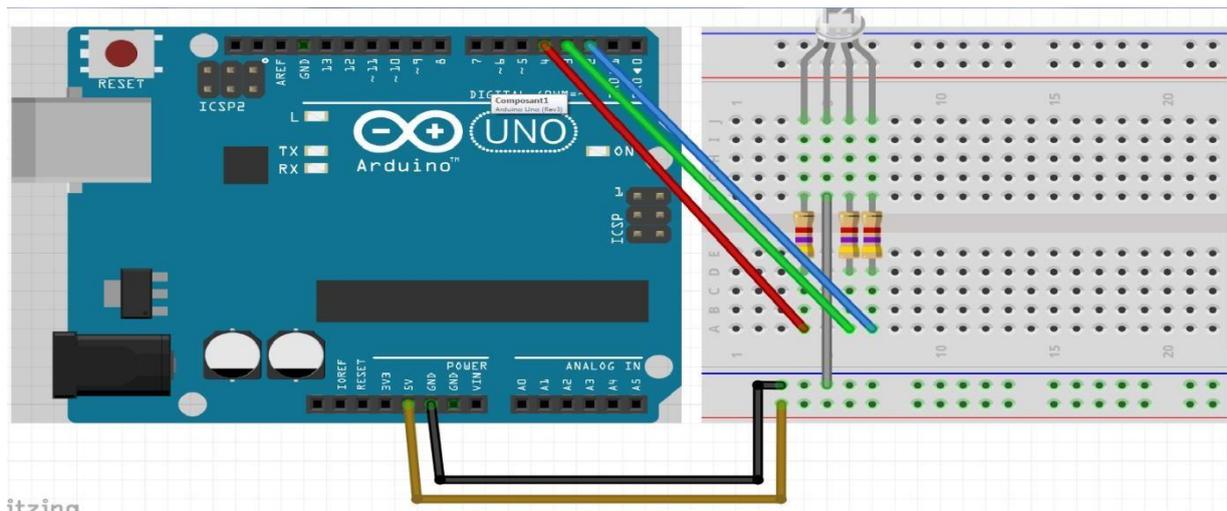
### 5.2.1. Principales caractéristiques

Les paramètres caractérisant la diode RVB LED sont donnés dans le tableau II.7.

**Tableau II.3 :** principales caractéristiques de LED RGB.

Couleurs	Tension de seuil où $V_f$	$I_f$ (mA)	Longueur d'onde
Rouge	1,6 V à 2 V	6 à 20	650 à 660 nm
Vert	1,8 V à 2 V	6 à 20	585 à 590 nm
Bleu	2,7 V à 2 V	6 à 20	470 nm

### 5.2.2. Branchement

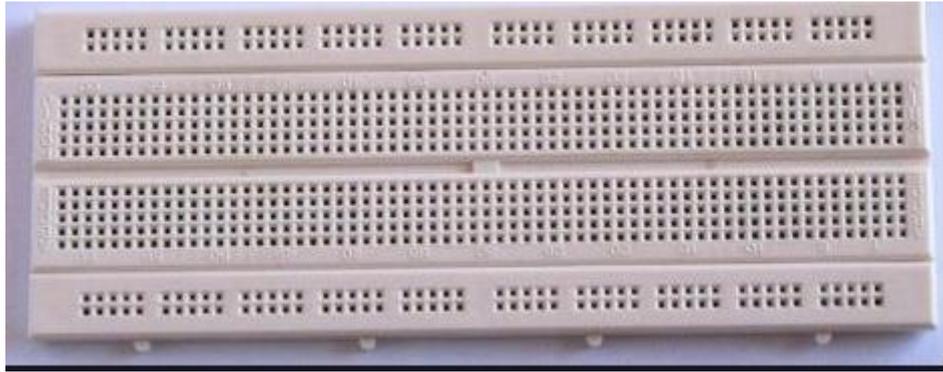


**Figure II.12 :** Branchement d'une LED RGB avec l'Arduino UNO.

### 5.3. LCD Afficheur

LCD est l'abréviation du terme anglais "*Liquid Crystal Display*" qui signifie en français « Écran à cristaux liquides. L'afficheur LCD est en particulier une interface visuelle entre un système (projet) et l'homme (utilisateur). Son rôle est de transmettre les informations utiles d'un système à un utilisateur. Il affichera donc des données susceptibles d'être exploitées par l'utilisateur d'un système.





**Figure II.15 :** Bread board.

### 6.2. Les fils de liaison :

C'est des fils de couleurs assez fins qui sont destinés à faire la jonction entre les composants électroniques et la bread board (figure II.16).



**Figure II.16 :** Fils de liaisons.

### 6.3 Résistance (R) :

La résistance, en figure II.17, s'oppose au passage du courant, proportionnellement à sa « résistance » exprimée en Ohm. Un code de couleurs, permet de reconnaître cette valeur. La résistance est un composant non polarisé.



**Figure II.17 :** Les résistances.

### 6. La vision artificielle :

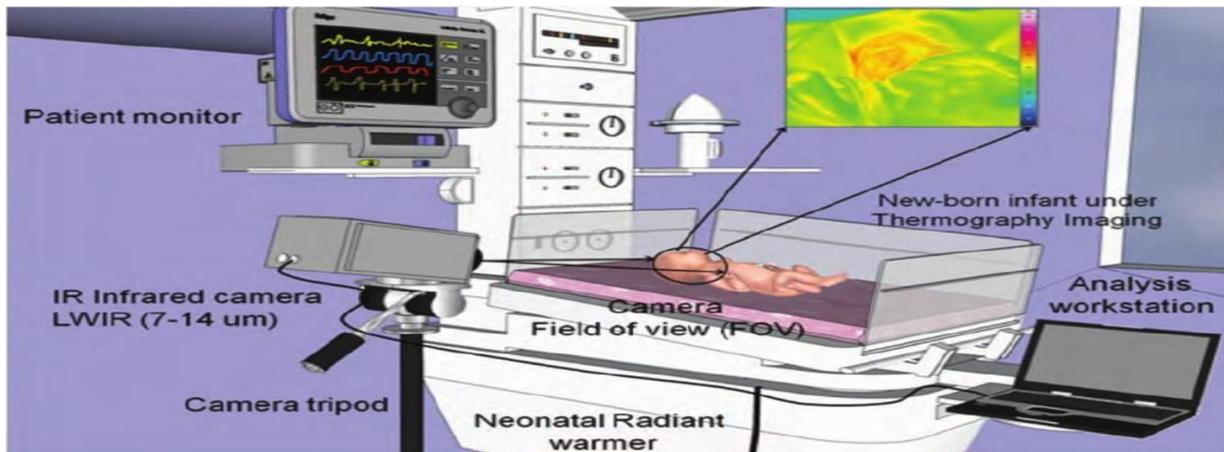
La surveillance des paramètres vitaux est un sujet important dans les soins quotidiens aux nouveau-nés. Les progrès réalisés en matière d'intelligence informatique et de capteurs médicaux ont facilité le développement de moniteurs de chevet intelligents capables d'intégrer plusieurs paramètres dans un seul système de surveillance.

Dans ce contexte , nous citons comme paramètre physiologique important la température, La thermographie est un procédé d'images qui rend visible la radiation de chaleur (lumière infrarouge) d'un objet ou d'un corps invisible à l'œil nu. C'est un procédé de mesure sans contact qui permet d'enregistrer des processus extrêmement rapides.

En néonatalogie, la numérisation précise et exacte de la température de surface des nouveau-nés aidera au pré-diagnostic et à la prédiction des états d'hyper-/hypothermie des nouveau-nés. Les méthodes particulièrement non invasives de visualisation et de cartographie de la température cutanée des nouveau-nés seront utilisées comme norme de mesure de la température dans la conception future des unités d'incubation.

La thermographie infrarouge néonatale (TIRN) est considérée comme une méthode nouvelle et prospective de balayage et de surveillance en temps réel de la température de surface du corps d'un nouveau-né. Il est donc nécessaire d'intégrer un module virtuel de détection de la température dans la boucle de commande de l'incubateur néonatal. La détection de la thermographie virtuelle est basée sur des méthodes avancées d'acquisition d'images en temps réel, d'algorithmes intelligents de reconnaissance des formes de thermographie, élément de détection virtuel.

L'imagerie thermique infrarouge (figure II.18) a été utilisée pour la surveillance en temps réel des nouveau-nés à l'intérieur d'une couveuse ou pendant des procédures cliniques intensives, par exemple le réchauffement par rayonnement IR, la photothérapie UV et les soins cliniques de routine. Aussi, elle est utile pour mesurer la température de surface des nouveau-nés et du rayonnement spectral infrarouge pour cartographier le profil de température de la peau sur une base de 24 heures sur 24 et 7 jours sur 7, et étude de l'interaction métabolique sur le processus de thermorégulation des prématurés.



**Figure II.18:** Couveuse avec surveillance par imagerie thermique infrarouge néonatale

### 6.1. Les objectifs visés :

- ✓ Développement d'un élément de détection de température virtuelle pour remplacer le capteur de température de contact classique dans une couveuse néonatale.
- ✓ Développement et mise en place d'une nouvelle stratégie technique de contrôle automatique pour les incubateurs néonataux basée sur la méthode de thermographie infrarouge (IRT).
- ✓ Modélisation et simulation précises du processus de thermorégulation néonatale sur la base de l'imagerie thermographique infrarouge spectrale

## 7. Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons passé en revue une présentation générale sur le choix et les caractéristiques des composants et norme utilisés dans notre projet. Nous avons commencé par le microcontrôleur Arduino ensuite les capteurs de température et d'humidité, fréquence cardiaque, taux d'oxygène et l'activité électrique du cerveau. Dans le prochain chapitre nous discuterons les différentes étapes de conception et réalisation hardware.

CHAPITRE III :  
ETUDE ET  
REALISATION  
PRATIQUE

## 1. Introduction

Les progrès techniques, en pédiatrie néonatale, et plus précisément les techniques de soins en réanimation, se sont multipliés. Ils ont fait des progrès gigantesques tant pour la protection de tous les nouveau-nés que pour le traitement de ceux qui sont atteints de maladies graves, autrefois incurables, chose qui nous intéresse dans notre projet.

Dans ce contexte, nous visons principalement à concevoir de système d'aide à la surveillance de chacun des paramètres physiques tels que la température, l'activité électrique du cerveau, la proportion d'oxygène dans le sang et le nombre de battements cardiaques afin de répondre à la problématique à travers un prototype accompagné par le microcontrôleur Arduino, qui est relié avec des capteurs et des actionneurs.

En termes de santé publique, l'enjeu primordial est de proposer, au médecin, un outil performant lui permettant d'augmenter son attention aux lectures des signes vitaux et ainsi minimiser tout risque de perte du nouveau-né.

## 2. Architecture globale du système

Notre système est composé globalement de trois grandes parties ainsi (figure III.1) :

### 2.1. Partie Utilisateur

Cette partie concerne le personnel médical qui contrôle le système via un moniteur de control.

### 2.2. Partie Arduino

C'est la partie la plus importante de notre système. Elle joue le rôle de la liaison entre l'utilisateur et les capteurs. L'Arduino, en tant qu'unité principale, traite les données et les ordres reçus. Il transmet les ordres aux actionneurs afin de les exécuter.

### 2.3. Partie matérielle

Cette partie est constituée de l'ensemble des équipements qu'on a utilisés et de ceux proposés pour le contrôle de notre système. Parmi eux, nous citons :

- Une caméra thermique et/ou un capteur MLX90614 : Ces deux outils, d'une extrême importance, servent pour renseigner l'état thermique du bébé. Cependant, avec la difficulté d'avoir une caméra et une base d'images thermiques de prématurés pour concevoir notre prototype, nous nous sommes contentés seulement du capteur MLX90614 pour surveiller ce paramètre vital. Le contrôle de la température se fait avec des LEDs *vert* pour l'état normal et en *rouge* avec une *alarme (Buzzer)*, qui se déclenche très rapidement en cas d'hyperthermie ou hypothermie.
- Un capteur MAX30100: pour la mesure de la proportion d'oxygène et la pulsation cardiaque à l'aide d'infrarouge.
- Un Capteur de vibrations : pour détecter l'activité électrique du cerveau en vue de prévenir les crises d'épilepsie.

## CHAPITRE III : Etude et réalisation pratique

- Un capteur d'humidité Sht3x pour mesurer le taux d'humidité à l'intérieur de la couveuse

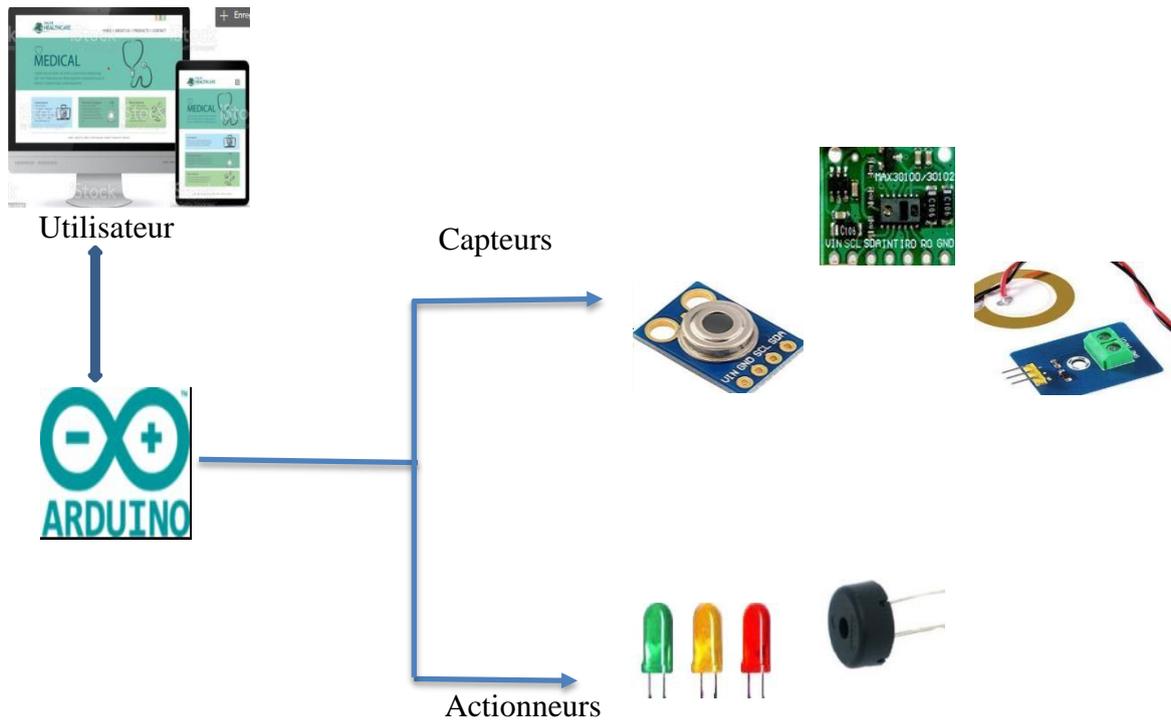


Figure III.1 : Architecture globale du système

- Une carcasse en **PLEXIGLASS** : pour la construction de la structure de l'incubateur on a utilisé le **PLEXIGLASS**, ce dernier est une matière biocompatible ou en d'autres termes, ne sont pas réagis par la température pour ne pas produire des gaz chimiques susceptibles de mettre le bébé en danger. La propriété du **PLEXIGLASS** est la préservation de la température ambiante et empêcher l'entrée de rayonnement Ultraviolet et Infrarouge. Ce qui fournit un environnement approprié pour que le bébé soit mis dans de meilleures conditions. La forme de la carcasse en 3D, réalisée sous SOLID WORKS (voir Annexe) est illustrée dans la figure III.2.

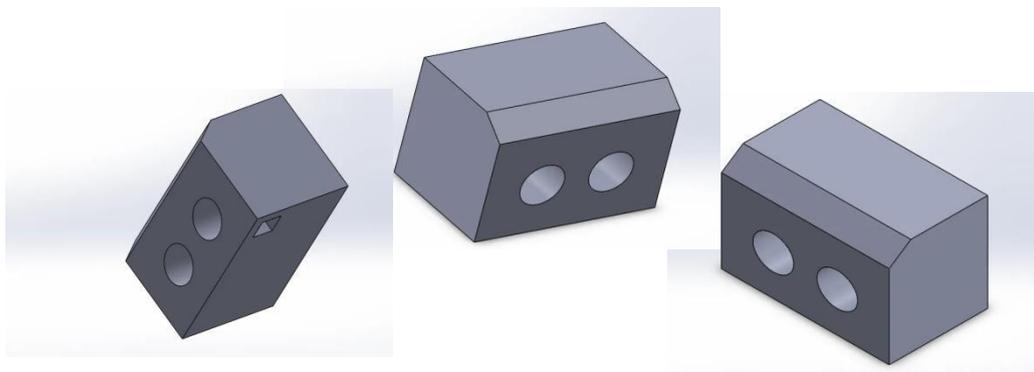
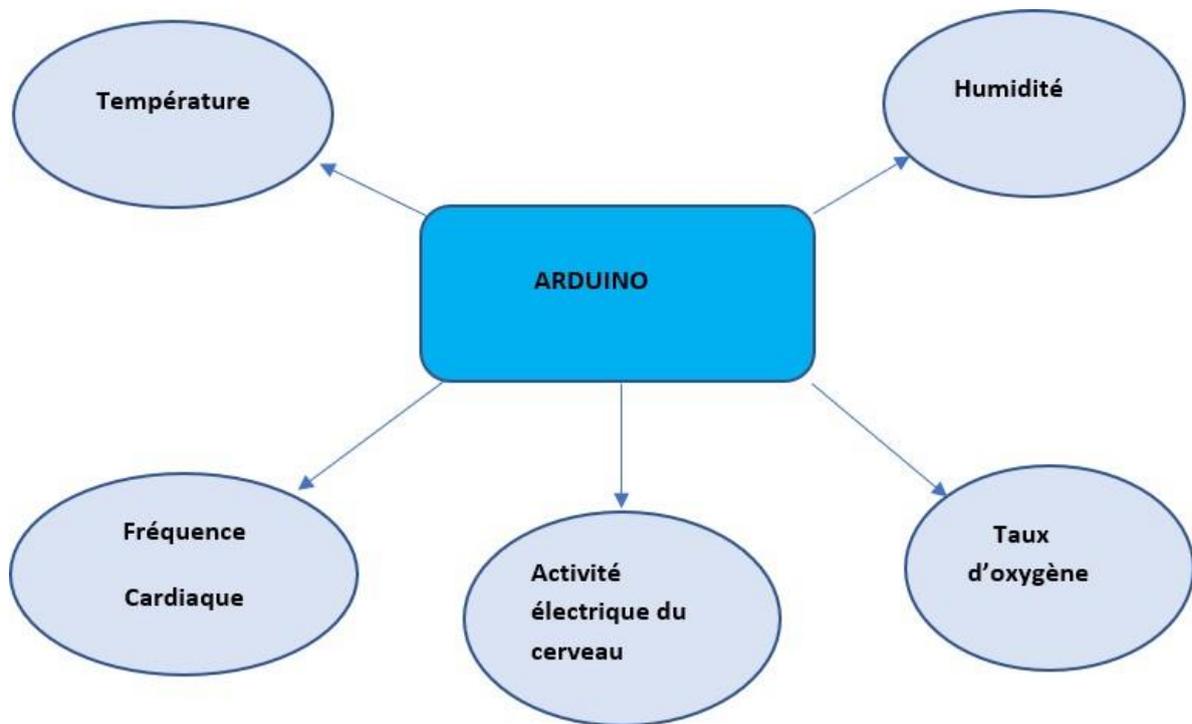


Figure III.2 : Couveuse conçue en 3D

## CHAPITRE III : Etude et réalisation pratique

---

Le schéma principal du système est donné en figure III.3 ainsi :



**Figure III.3** : Le schéma principal du système.

### 3. Logiciel utilisé

#### 3.1. Logiciel de programmation de la carte Arduino IDE

C'est un logiciel sous une licence open source écrit en java et qui se base sur un langage de programmation proche du C, il peut être utilisé avec toutes les cartes Arduino. Pour l'utilisation des autres modules comme l'écran LCD ou le capteur de température, etc..., une bibliothèque, qui définit ce périphérique, doit être incluse.

Il intègre une interface d'utilisation facile comme le montre la figure III.4 suivante :

## CHAPITRE III : Etude et réalisation pratique

```
sketch_sep06a | Arduino 1.8.12
Fichier Édition Croquis Outils Aide
Enregistrer
sketch_sep06a
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
}
```

Figure III.4 : Interface d'utilisation de logiciel Arduino.

- Arduino UNO (afigure III.5) : il commande le système pour recevoir les informations du capteur MXL90614, MAX30100, SHT3X et du capteur de vibrations tout en affichant les informations de l'état du chacun (température, taux d'oxygène, pulsations cardiaques et activité électrique).

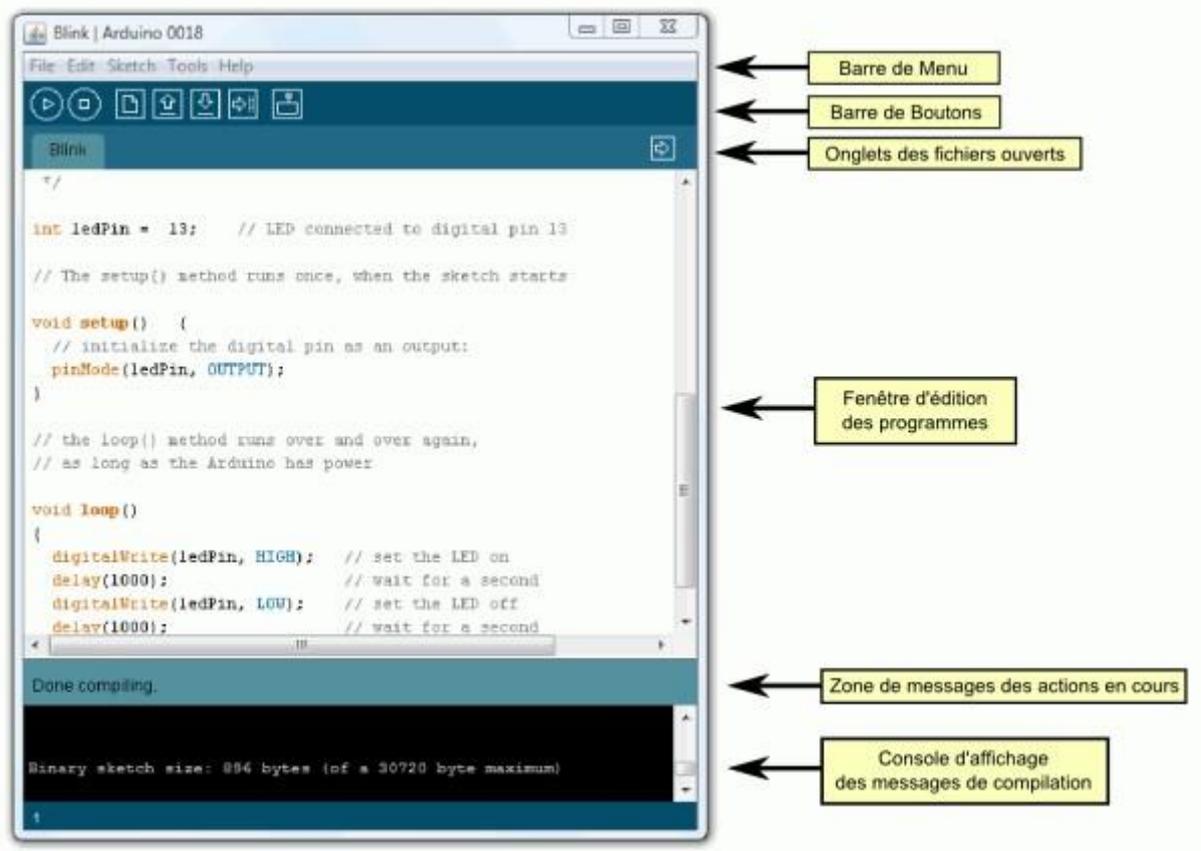


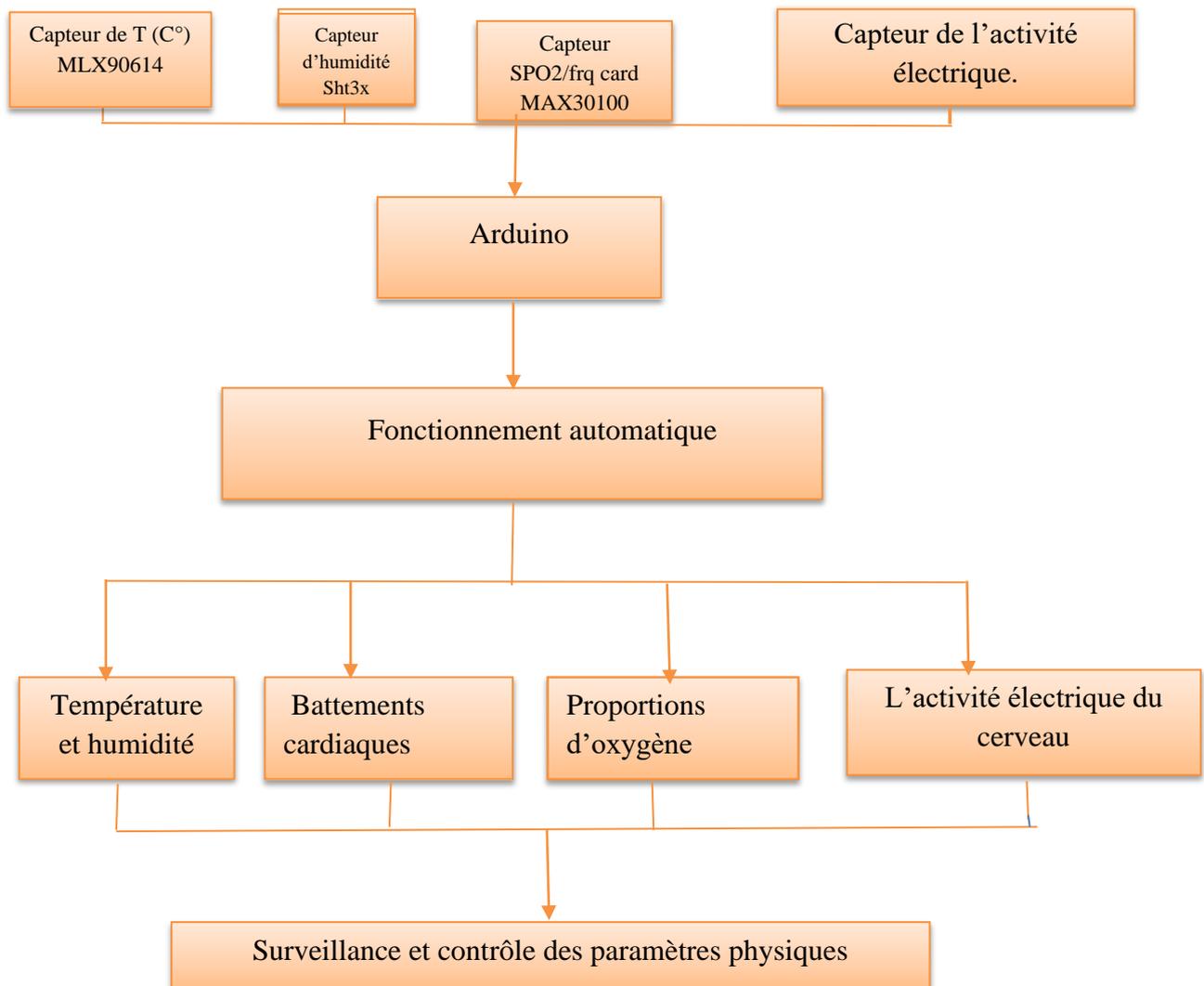
Figure III.5 : Interface de programmation Arduino.

## CHAPITRE III : Etude et réalisation pratique

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

- Une barre de menus comme pour tout logiciel une interface graphique,
- Une barre de boutons qui donnent un accès direct aux fonctions essentielles du logiciel et fait toute sa simplicité d'utilisation,
- Un éditeur (à coloration syntaxique) pour écrire le code de vos programmes, avec onglets de navigation,
- Une zone de messages qui affiche indique l'état des actions en cours,
- Une console texte qui affiche les messages concernant le résultat de la compilation du programme.

Le schéma fonctionnel du système opère selon la figure III.6 suivante :



**Figure III.6 :** Schéma fonctionnel du système.

## CHAPITRE III : Etude et réalisation pratique

### 4. Fonctionnement automatique

Le système peut fonctionner d'une manière automatique en se basant sur les données acquises par les capteurs et il réagit selon les commandes qui sont programmées auparavant afin de répondre aux besoins de l'utilisateur. Par exemple :

- La mesure de la fréquence cardiaque et le taux d'oxygène et les afficher.
- Le déclenchement du buzzer et en cas d'hyperthermie ou hypothermie
- Aussi le LED vert s'allume si l'état du bébé est normal et le rouge si un danger est détecté.
- L'enregistrement de l'activité électrique du cerveau.

### 5. Tests des capteurs et branchements :

5.1. Détection de la proportion d'oxygène et des battements cardiaque par le MAX30100 :

5.1.1 Branchement du capteur avec l'Arduino :

Le tableau III.1 illustre le branchement du capteur MAX30100 avec l'Arduino.

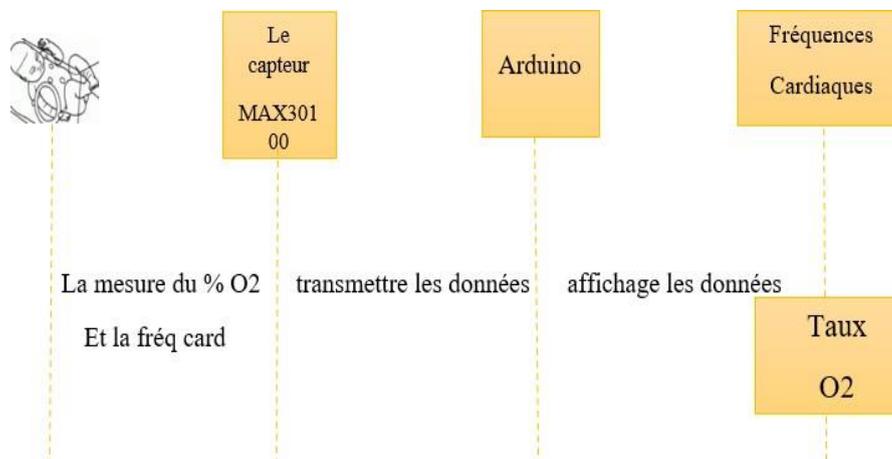
**Tableau III.1 :** Branchement du MAX30100 avec l'Arduino.

Gnd	↔	Gnd
Int	↔	pin2
Sda	↔	A4
Scl	↔	A5
Vin	↔	5V

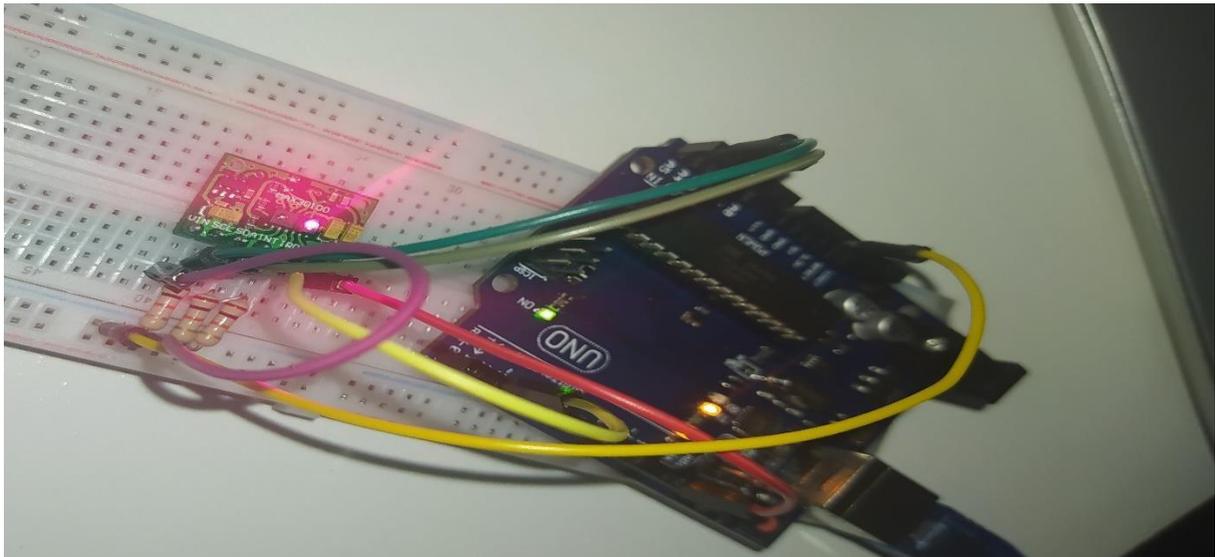
Notons qu'on rajoute 3 résistances 10K liées avec Int, Sda, Scl en parallèle pour augmenter la résistivité du capteur.

5.1.2. Diagramme de séquence de la mesure de pulsations cardiaques et taux d'oxygène :

La figure III.7 illustre le diagramme de la séquence de la détection du MAX30100 avec un essai réel dans la figure III.8.



**Figure III.7 :** Diagramme de la séquence de la détection du MAX30100.



**Figure III.8 :** Un essai réel du MAX30100.

Le résultat sur le moniteur série du logiciel IDE donne un nombre de pulsations *cardiaques et de taux d'oxygène* proches des valeurs obtenues avec des appareils médicaux :

```
Beat!  
Beat!  
Heart rate:94.35bpm / SpO2:95%  
Heart rate:94.35bpm / SpO2:95%  
Heart rate:94.35bpm / SpO2:95%  
Beat!
```

5.2. Détection de la température par le capteur MLX90614 :

5.2.1. Branchement du capteur avec l'Arduino UNO:

Le tableau III.2 illustre le branchement du capteur MLX90614 avec l'Arduino.

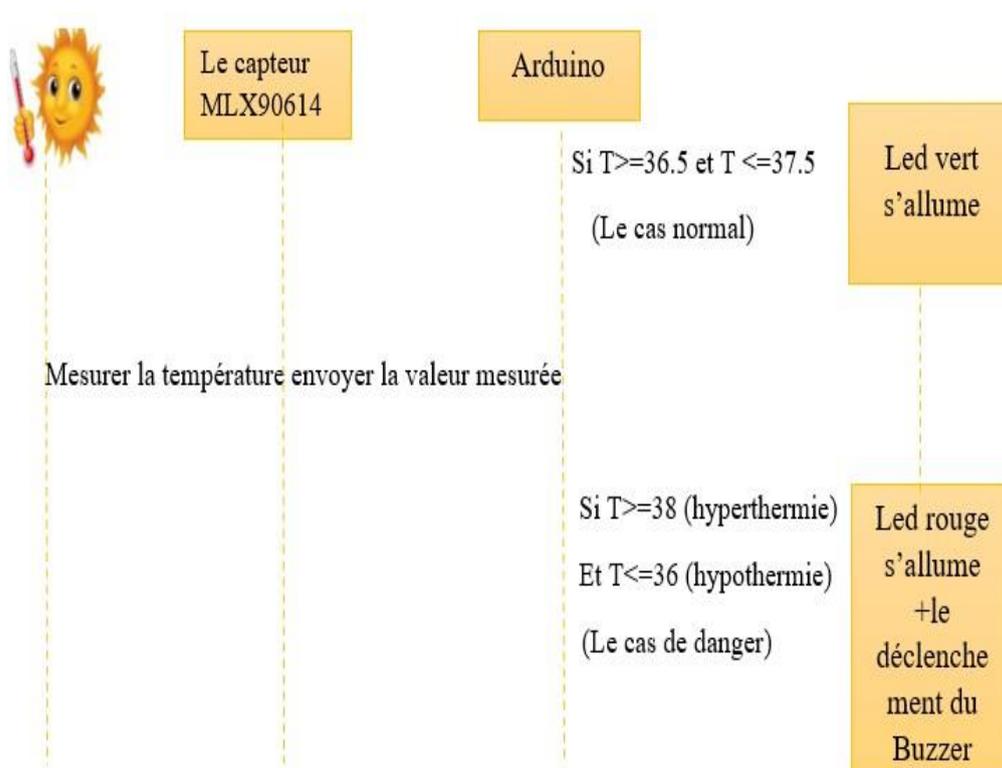
## CHAPITRE III : Etude et réalisation pratique

**Tableau III.2 :** Branchement du capteur MLX90614 avec l'Arduino.

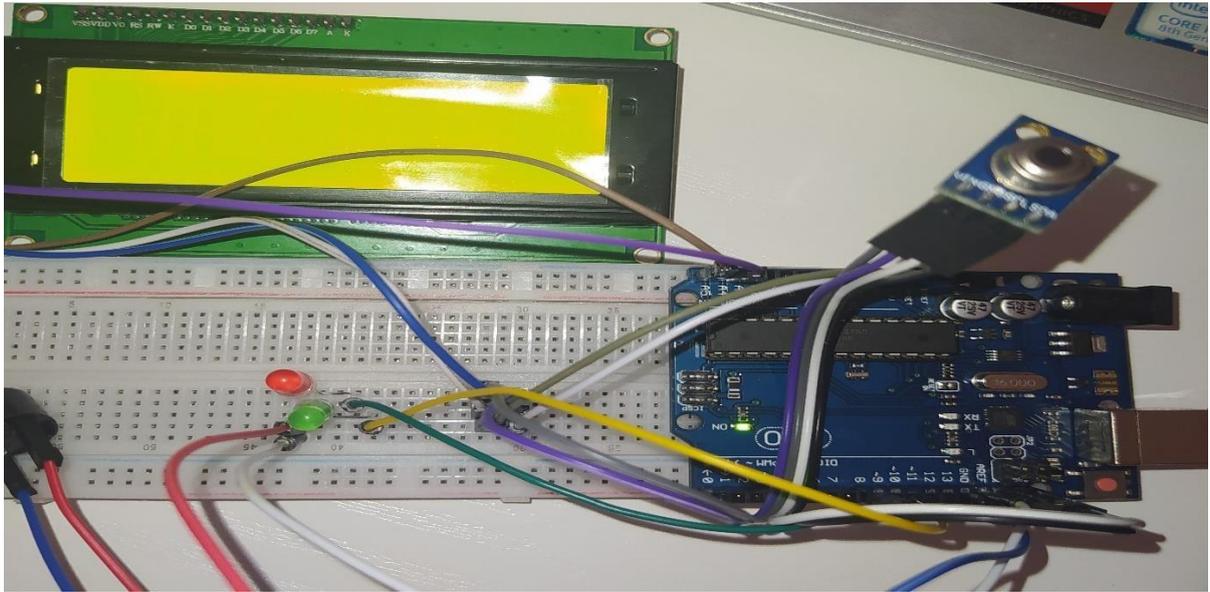
<b>MLX90614</b>	
Vcc	←→ 5V
Gnd	←→ Gnd
Sda	←→ Sda
Scl	←→ Scl
<b>LCD+I2C</b>	
Vcc	←→ 5V
Gnd	←→ Gnd
Sda	←→ A4
Scl	←→ A5
<b>RED LED</b>	
(+)	←→ pin8 / (-) ←→ Gnd
<b>GREEN LED</b>	
(+)	←→ pin10 / (-) ←→ Gnd
<b>BUZZER</b>	
(+)	←→ pin13 / (-) ←→ Gnd

### 5.2.2. Diagramme de séquence de contrôle de la température :

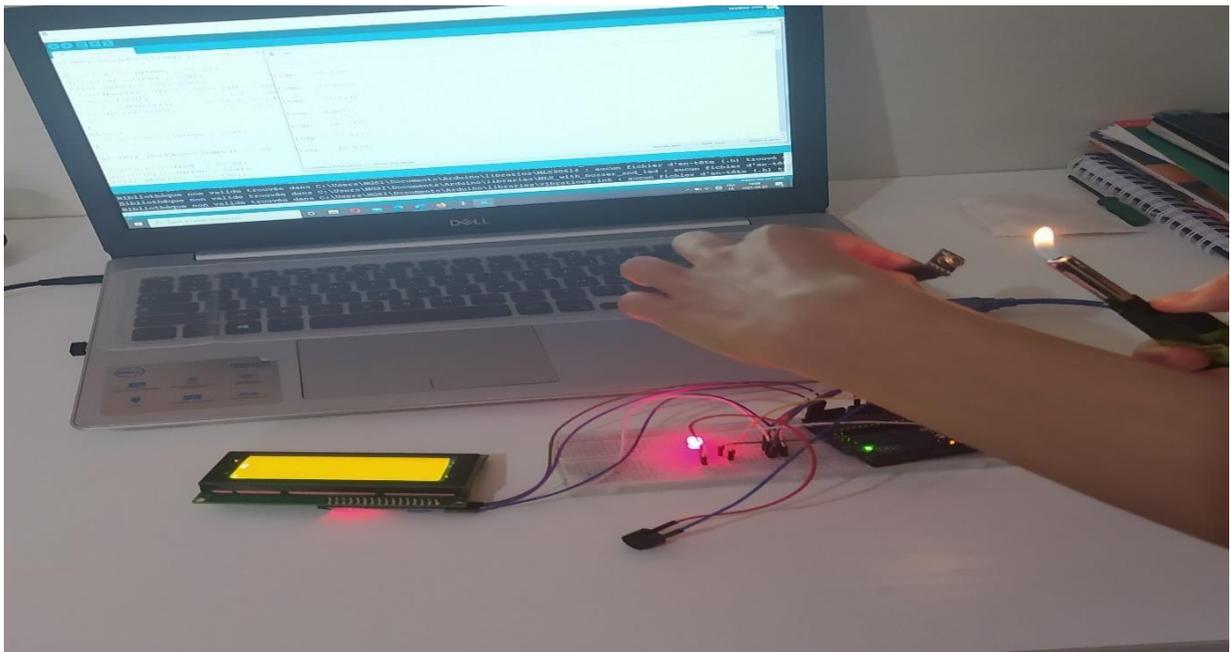
Voici en figure III.9 le diagramme de séquence de contrôle de la température et en figure III.10 et III.11 respectivement son branchement avec Arduino ainsi qu'un essai réel avec déclenchement de l'alarme. Notons que les valeurs utilisées sont celles données par les spécialistes en pédiatrie.



**Figure III.9 :** Diagramme de séquence de contrôle de la température.



**Figure III.10 :** Le branchement du capteur de la température avec Arduino.



**Figure III.11 :** Un essai réel du déclenchement de l'alarme de la température.

Le résultat sur le moniteur série du logiciel donne:

temp = 37.51\*C

temp = 38.79\*C

temp = 41.55\*C

## CHAPITRE III : Etude et réalisation pratique

### 5.3. Détection des vibrations au niveau du cerveau :

Le bébé prématuré risque d'avoir des organes incomplets, le plus souvent du système respiratoire et cardiaque qui peuvent amplifier la morbidité et parfois lui causer la mort. Dans ce cas il est placé sous assistance car il n'est pas autonome et certains nombres de complications peuvent survenir, EEG qui mesure l'activité électrique du cerveau est l'un des outils de prévision du devenir neurologique du prématuré [12]. A chaque instant, les cellules du cerveau (neurones) communiquent entre elles et échangent des informations. Ceci produit une activité électromagnétique que nous pouvons enregistrer en plaçant des capteurs sur la tête. Depuis les années 30, les médecins utilisent ces propriétés électriques des neurones pour avoir un indice sur le fonctionnement du cerveau. En médecine, cette technique est essentiellement utilisée pour la détection des épilepsies.

Vu le manque des équipements on a remplacé les électrodes par un capteur de vibration électrique qui convertit une vibration en un signal électrique grâce à la piézoélectricité (sachant que c'est un capteur industriel).

#### 5.3.1. Branchement du capteur avec l'Arduino UNO :

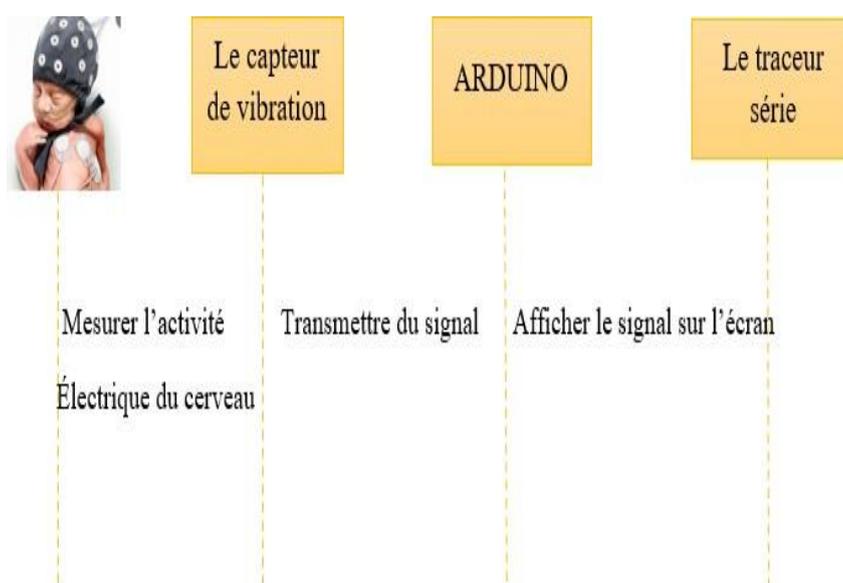
Le tableau III.3 illustre le branchement du capteur de vibrations avec l'Arduino.

**Tableau III.3:** représente le branchement du capteur de vibrations avec Arduino

(-) ←→	GND
(+) ←→	3.3V
(S) ←→	A0

#### 5.3.2. Diagramme de détection de l'activité électrique au niveau du cerveau :

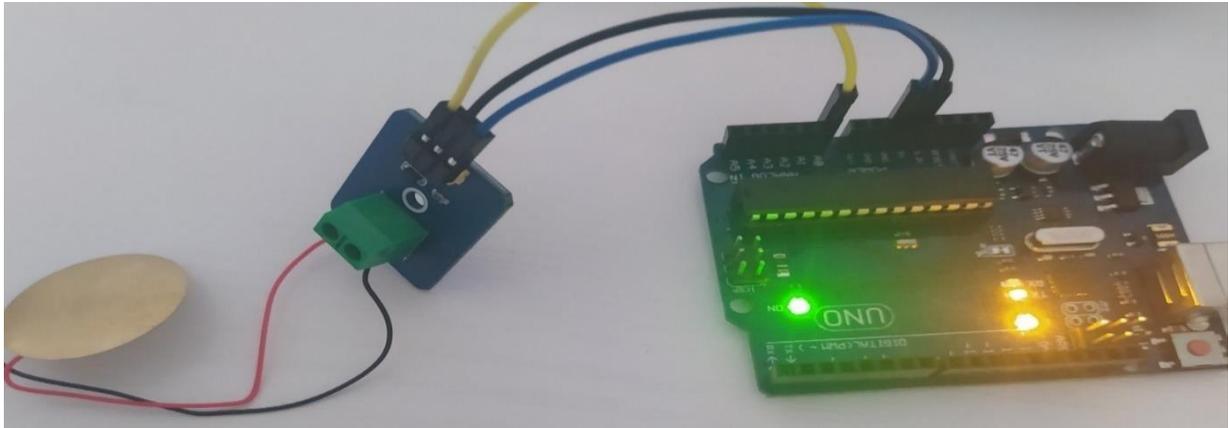
La mesure de l'activité électrique du cerveau est donné dans le diagramme de la figure III.12



**Figure III.12 :** Le diagramme de mesure de l'activité électrique du cerveau.

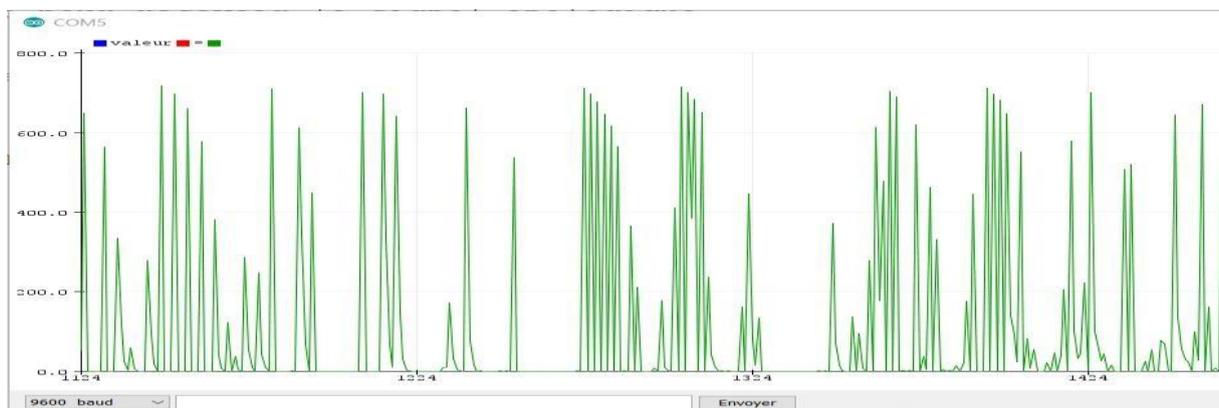
## CHAPITRE III : Etude et réalisation pratique

Le branchement du capteur de vibrations ainsi que le résultat du traçeur dont illustrés respectivement dans les figures III.13 et III.14



**Figure III.13 :** Le branchement du capteur de la vibration avec Arduino.

Le résultat sur le traçeur série du logiciel IDE:



**Figure III.14 :** Le signal électrique sur le traçeur série.

### 5.4. Détection de l'humidité par le capteur SHT3X :

Dans les services de néonatalité, les prématurés sont placés dans une couveuse. Son atmosphère doit par ailleurs présenter un taux d'humidité de 80 %. Ce capteur mesure deux paramètres la température et l'humidité mais on intéresse beaucoup plus à l'humidité.

## CHAPITRE III : Etude et réalisation pratique

### 5.4.1. Branchement du capteur avec Arduino UNO :

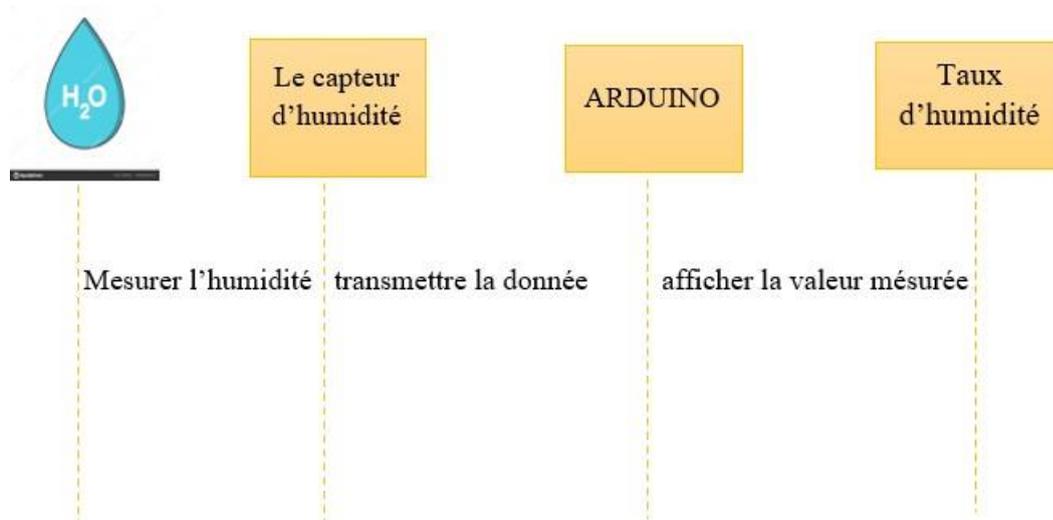
Le tableau III.4 illustre le branchement du capteur d'humidité avec l'Arduino.

**Tableau III.4 :** Branchement du capteur d'humidité avec Arduino.

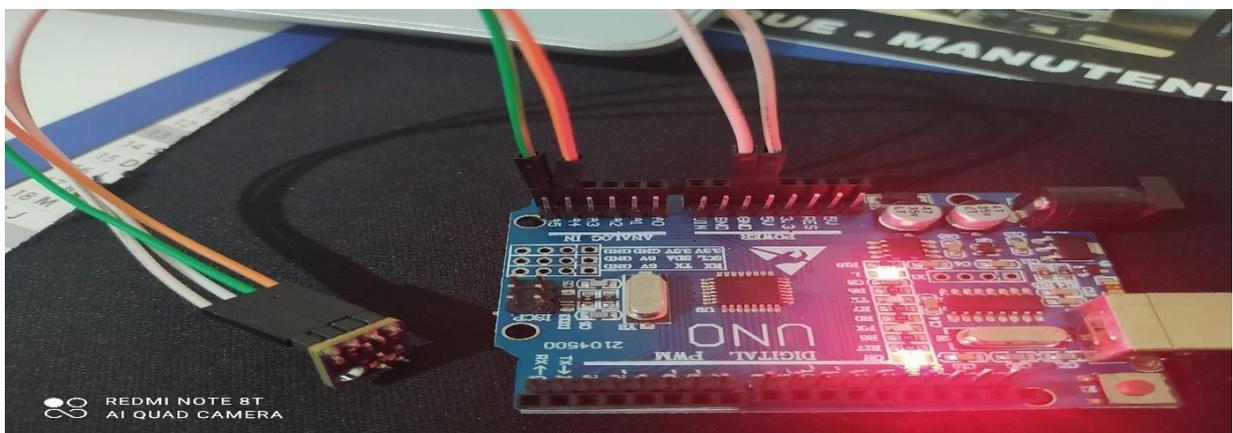
Vin	↔	5V
Gnd	↔	Gnd
Scl	↔	A5
Sda	↔	A4

### 5.4.2. Diagramme de séquence de détection de l'humidité :

Le diagramme de séquence et le branchement du capteur sont donné par les figures III.15 et III.16 respectivement



**Figure III.15:** Diagramme de la détection de l'humidité.



**Figure III.16 :** Branchement réel du capteur d'humidité SHT3X.

## CHAPITRE III : Etude et réalisation pratique

---

Le résultat sur le moniteur série du logiciel :

```
SHT :  
  RH:  81.82  
  T:   28.37  
SHT :  
  RH:  80.62  
  T:   28.26  
SHT :  
  RH:  79.58  
  T:   28.12
```

### 6. Quelques essais réels sur un bébé [la prise de la température]:



**Figure III.17** : La prise de la température par le capteur .

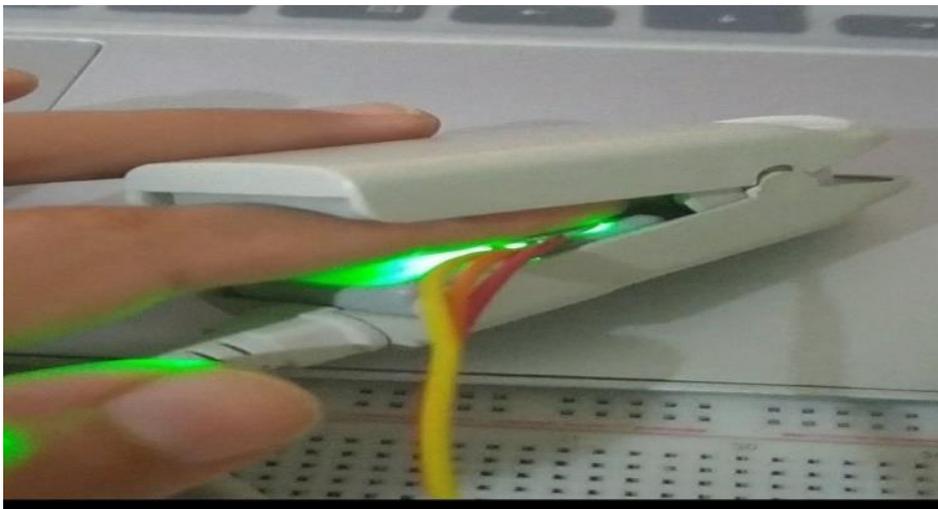


**Figure III.10**: La prise de la température par le thermomètre médical.



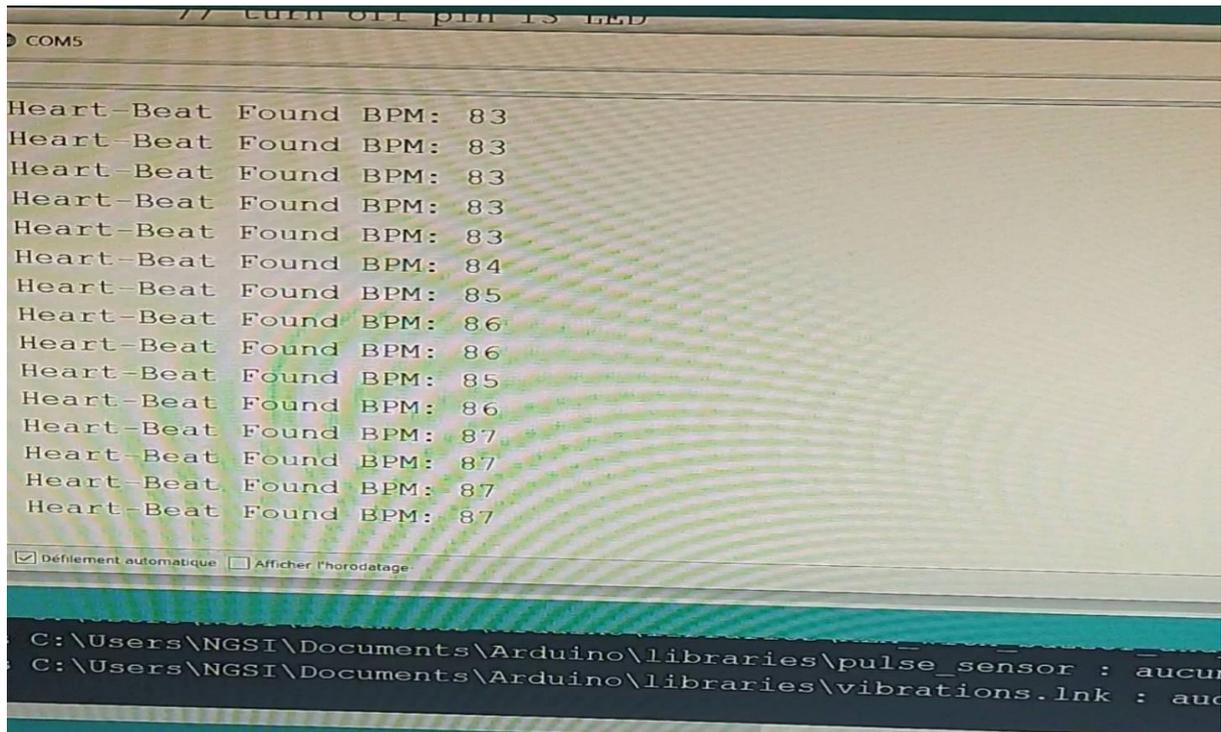
**Figure III.19:** Le résultat de la prise de la température par le thermomètre

**7. Quelques essais sur un adulte [prise de la fréquence cardiaque] et comparaison avec l'appareil :**



**Figure III.20 :** La prise de la fréquence cardiaque par le capteur.

## CHAPITRE III : Etude et réalisation pratique



**Figure III.21:** Le résultat de la mesure sur le moniteur du logiciel IDE.



**Figure III.22:** Le résultat sur l'appareil de mesure

## CHAPITRE III : Etude et réalisation pratique

---

Le résultat sur le moniteur série du logiciel donne:

```
RH: 74.00  
T: 28.82  
:HT:  
RH: 73.94  
T: 28.78  
:HT:  
RH: 74.06  
T: 28.78  
:HT:  
RH: 74.06  
T: 28.72  
:HT:  
RH: 74.16  
T: 28.72
```

```
Humidity: 70.90% Temperature: 28.50°C 83.30°F Heat index: 31.81°C 89.26°F  
Humidity: 74.40% Temperature: 28.30°C 82.94°F Heat index: 31.93°C 89.48°F  
Humidity: 75.70% Temperature: 28.30°C 82.94°F Heat index: 32.14°C 89.86°F  
Humidity: 74.70% Temperature: 28.30°C 82.94°F Heat index: 31.98°C 89.57°F
```

### 8. Réalisation finale :

Dans les figures III. 23, III.24 et III.25 nous présentons quelques images de la réalisation finale de notre couveuse intelligente.

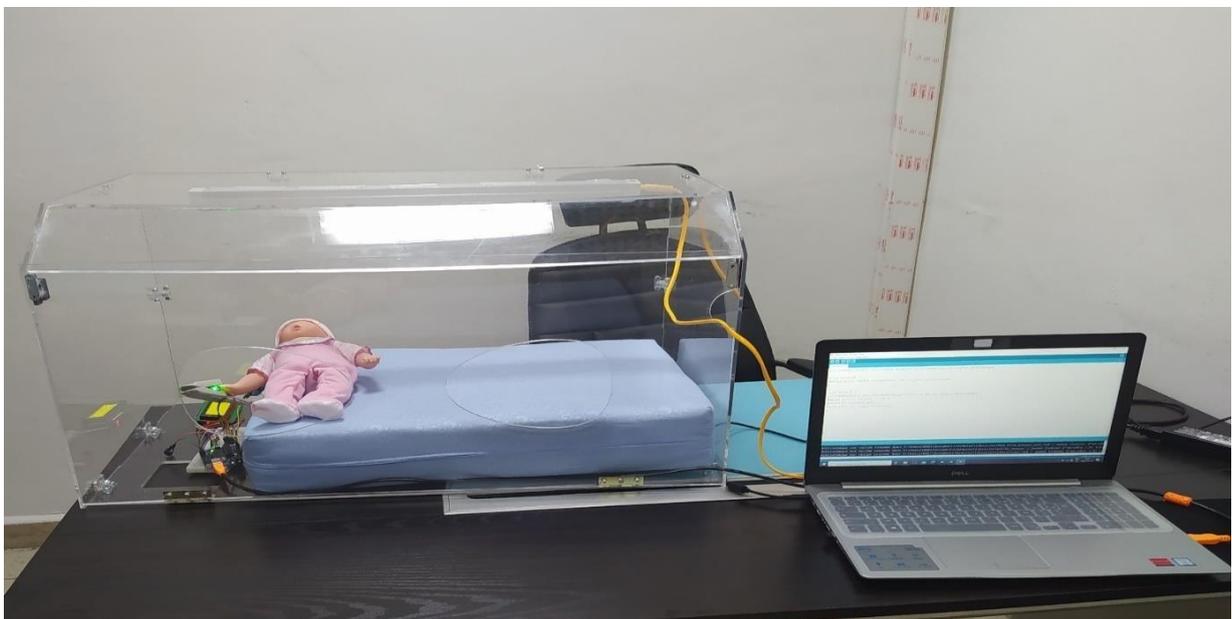


Figure III.23 : Vue réelle de la couveuse connectée au PC.



Figure III.24 : Vu réelle de la carte de surveillance du bébé.



Figure III.25 : Vue réelle du prototype de la couveuse intelligente.

### **9. Conclusion :**

Au niveau de ce dernier chapitre, nous avons étudié toutes les étapes de la réalisation de notre carte, et nous avons pu concevoir notre système de surveillance grâce à un logiciel spécialisé permettant de programmer les parties programmables de la carte. Cela nous a amené à nous confronter aux difficultés de réalisation des montages électroniques. Aussi, cette réalisation nous a procuré la satisfaction d'avoir pu faire fonctionner une partie non négligeable de l'équipement médical.

CONCLUSION  
GENERALE  
ET  
PERSPECTIVES

## Conclusion générale et perspectives

---

Dans ce projet de fin d'étude, on a réalisé un prototype d'incubateur de bébés prématurés équipé d'un système de surveillance des paramètres physiques tel que la température, la fréquence cardiaque, le taux d'oxygène et l'humidité. En phase de développement on a essayé de réaliser différents bloc et design en utilisant différents outils logiciels et matériels. Ceci nous a permis de maîtriser la réalisation de la couveuse ainsi que le système de surveillance. Les résultats de la conception sont très satisfaisants et nous considérons que le système a atteint ses objectifs.

Le travail sur un projet de réalisation d'un prototype pour un dispositif indispensable à n'importe quel hôpital et établissement de santé spécialisé en pédiatrie et en néonatalogie reflète clairement le rôle essentiel de l'ingénieur dans ces derniers, et également le plus qu'il peut apporter au monde de la médecine et de la santé.

L'incubateur moderne, comme tout instrument médical, reste connaît des limites et reste toujours en cours de développement. C'est pour ces raisons que les perspectives de ce projet peuvent être décrites, et sans exagération, comme illimitées. Dans ce prototype, nous avons concentré notre travail sur la réalisation du système de surveillance de la température et la mesure des signaux physiologiques qui peuvent être considérés comme la pierre de fondation d'une couveuse de bébés après la régulation de la température et l'humidité.

Cependant, actuellement plusieurs systèmes et applications techniques s'intègrent à la couveuse pour répondre aux besoins et aux exigences médicales et ainsi pour améliorer la performance de ce dispositif et nous pouvons dire sans hésiter que les points que nous citons dans ce qui suit ne sont que des petits exemples de ce qu'on peut vraiment apporter comme plus à ce dispositif. Voici quelques améliorations que nous proposons :

- Développer le système de vision artificielle pour une surveillance intelligente de l'état thermique ainsi que pour tout autre danger à l'intérieur et à l'extérieur de la couveuse
- Intégrer un peseur électrique précis pour surveiller la gestation et le gain du poids pour l'enfant et du coup prédire quand il sera capable de sortir au monde extérieur,
- Aussi lorsqu'un prématuré termine sa maturation en couveuse, la moindre infection peut être lourde de conséquences pour son avenir. De ce fait il serait intéressant de penser à un système intelligent pour prédire toute infection,
- Une application permettant de contrôler les paramètres à distance. A cet effet, l'utilisation de WIFI, Bluetooth, GSM... peut être envisageable.

**ANNEXE**

## Schéma de la carte Arduino UNO

Schéma simplifié de la carte Arduino UNO dont les broches du microcontrôleur sont reliées à des connecteurs selon le schéma ci-dessous.

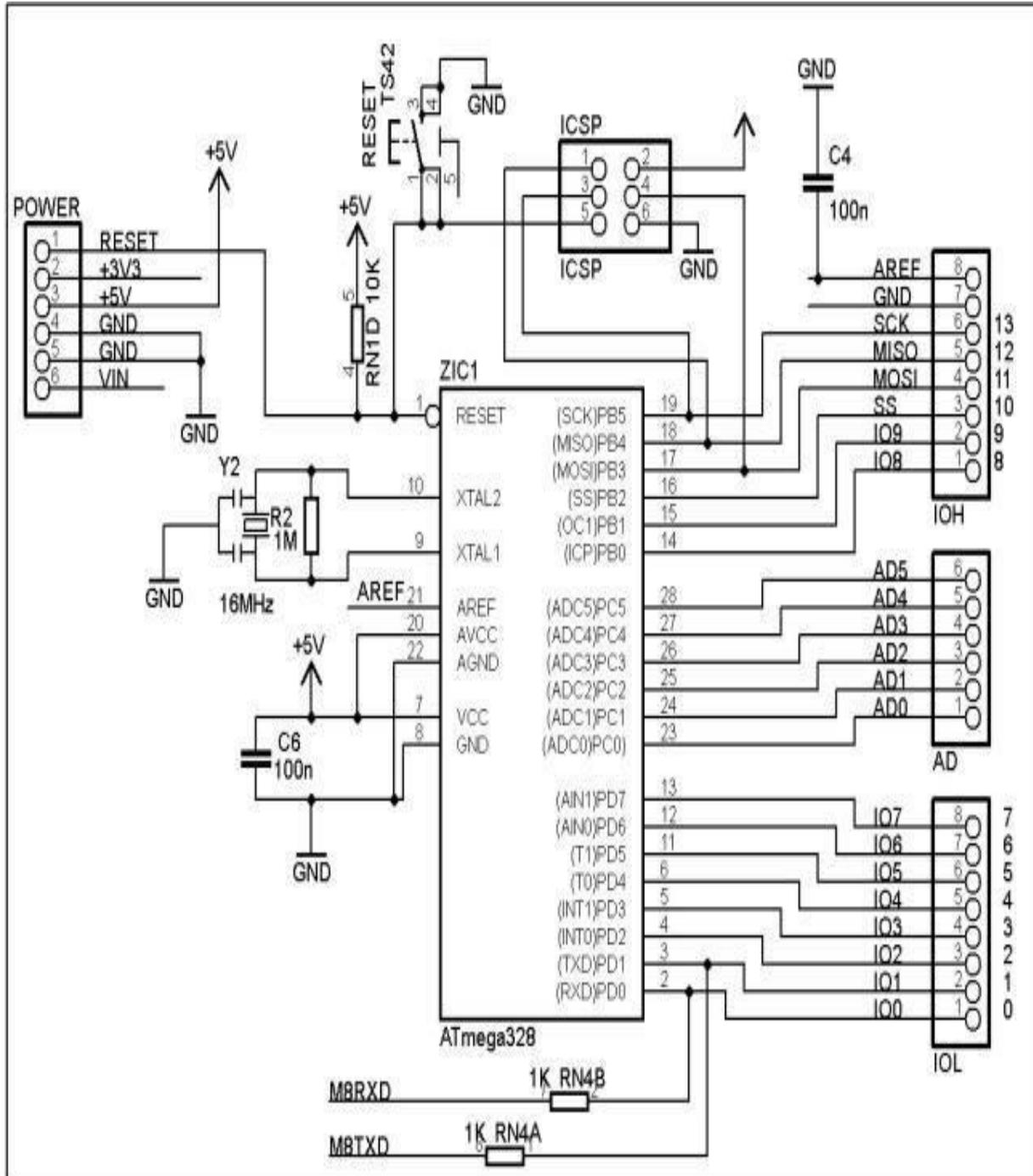


Figure A.1. : Le schéma simplifié de l'Arduino Uno.

La datasheet du capteur MAX30100 :

## MAX30100

## Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health

### General Description

The MAX30100 is an integrated pulse oximetry and heart-rate monitor sensor solution. It combines two LEDs, a photodetector, optimized optics, and low-noise analog signal processing to detect pulse oximetry and heart-rate signals.

The MAX30100 operates from 1.8V and 3.3V power supplies and can be powered down through software with negligible standby current, permitting the power supply to remain connected at all times.

### Applications

- Wearable Devices
- Fitness Assistant Devices
- Medical Monitoring Devices

### Benefits and Features

- Complete Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor Solution Simplifies Design
  - Integrated LEDs, Photo Sensor, and High-Performance Analog Front -End
  - Tiny 5.6mm x 2.8mm x 1.2mm 14-Pin Optically Enhanced System-in-Package
- Ultra-Low-Power Operation Increases Battery Life for Wearable Devices
  - Programmable Sample Rate and LED Current for Power Savings
  - Ultra-Low Shutdown Current (0.7 $\mu$ A, typ)
- Advanced Functionality Improves Measurement Performance
  - High SNR Provides Robust Motion Artifact Resilience
  - Integrated Ambient Light Cancellation
  - High Sample Rate Capability
  - Fast Data Output Capability

Ordering Information appears at end of data sheet.

### System Block Diagram

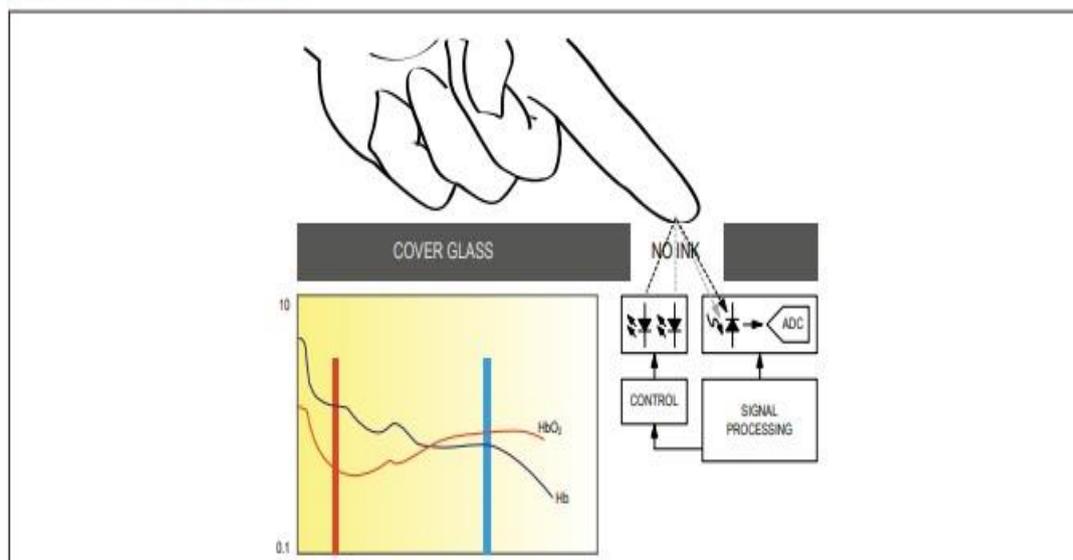
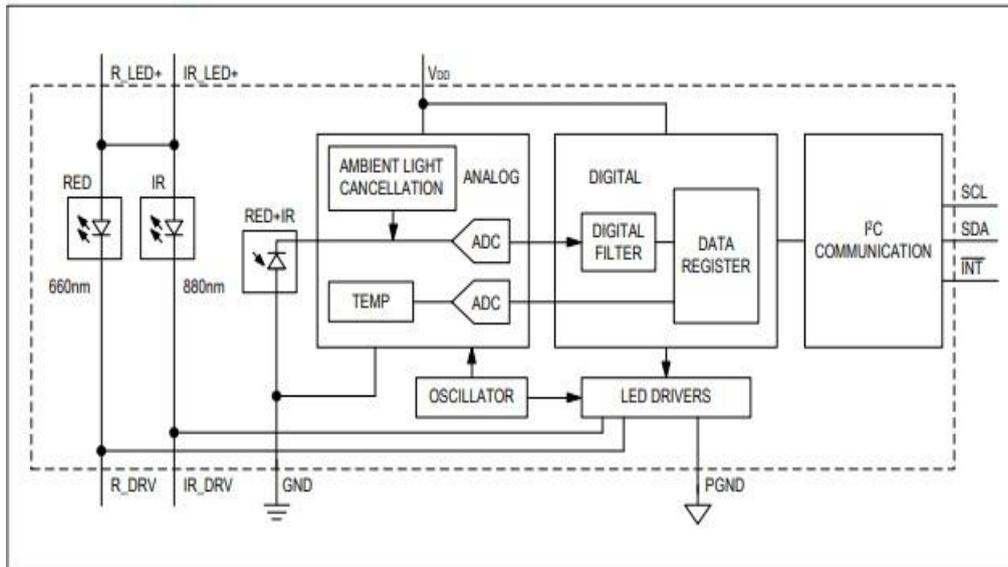


Figure A.2 : Datasheet du MAX30100.

## MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC  
for Wearable Health

## Functional Diagram



## Detailed Description

The MAX30100 is a complete pulse oximetry and heart-rate sensor system solution designed for the demanding requirements of wearable devices. The MAX30100 provides very small total solution size without sacrificing optical or electrical performance. Minimal external hardware components are needed for integration into a wearable device.

The MAX30100 is fully configurable through software registers, and the digital output data is stored in a 16-deep FIFO within the device. The FIFO allows the MAX30100 to be connected to a microcontroller or microprocessor on a shared bus, where the data is not being read continuously from the device's registers.

**SpO<sub>2</sub> Subsystem**

The SpO<sub>2</sub> subsystem in the MAX30100 is composed of ambient light cancellation (ALC), 16-bit sigma delta ADC, and proprietary discrete time filter.

The SpO<sub>2</sub> ADC is a continuous time oversampling sigma delta converter with up to 16-bit resolution. The ADC output data rate can be programmed from 50Hz to 1kHz. The

MAX30100 includes a proprietary discrete time filter to reject 50Hz/60Hz interference and low-frequency residual ambient noise.

**Temperature Sensor**

The MAX30100 has an on-chip temperature sensor for (optionally) calibrating the temperature dependence of the SpO<sub>2</sub> subsystem.

The SpO<sub>2</sub> algorithm is relatively insensitive to the wavelength of the IR LED, but the red LED's wavelength is critical to correct interpretation of the data. The temperature sensor data can be used to compensate the SpO<sub>2</sub> error with ambient temperature changes.

**LED Driver**

The MAX30100 integrates red and IR LED drivers to drive LED pulses for SpO<sub>2</sub> and HR measurements. The LED current can be programmed from 0mA to 50mA (typical only) with proper supply voltage. The LED pulse width can be programmed from 200µs to 1.6ms to optimize measurement accuracy and power consumption based on use cases.

Figure A.3 : Datasheet du MAX30100.

- Le programme du capteur MAX30100 :

```
void loop()
{
  // Make sure to call update as fast as possible
  pox.update();

  // Asynchronously dump heart rate and oxidation levels to the serial
  // For both, a value of 0 means "invalid"
  if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {
    Serial.print("Heart rate:");
    Serial.print(pox.getHeartRate());
    Serial.print("bpm / SpO2:");
    Serial.print(pox.getSpO2());
    Serial.println("%");

    tsLastReport = millis();
  }
}
```

- La datasheet du capteur MLX90614 :

## MLX90614 family

Datasheet Single and Dual Zone  
Infra Red Thermometer in TO-39



### Features and Benefits

- Small size, low cost
- Easy to integrate
- Factory calibrated in wide temperature range: -40°C...+125°C for sensor temperature and -70°C...+380°C for object temperature.
- High accuracy of 0.5°C in a wide temperature range (0°C...+50°C for both Ta and To)
- High (medical) accuracy calibration
- Measurement resolution of 0.02°C
- Single and dual zone versions
- SMBus compatible digital interface
- Customizable PWM output for continuous reading
- Available in 3V and 5V versions
- Simple adaptation for 8V...16V applications
- Sleep mode for reduced power consumption
- Different package options for applications and measurements versatility
- Automotive grade

### Application Examples

- High precision non-contact temperature measurements
- Thermal Comfort sensor for Mobile Air Conditioning control system
- Temperature sensing element for residential, commercial and industrial building air conditioning
- Windshield defogging
- Automotive blind angle detection
- Industrial temperature control of moving parts
- Temperature control in printers and copiers
- Home appliances with temperature control
- Healthcare
- Livestock monitoring
- Movement detection
- Multiple zone temperature control – up to 127 sensors can be read via common 2 wires
- Thermal relay / alert
- Body temperature measurement

### Ordering Information

Part No.	Temperature Code	Package Code	- Option Code	Standard part	Packing form
MLX90614	E (-40°C...85°C) K (-40°C...125°C)	SF (TO-39)	- X X X (1) (2) (3)	-000	-TU

(1) Supply Voltage/ Accuracy A - 5V B - 3V C - Reserved D - 3V medical accuracy	(2) Number of thermopiles: A - single zone B - dual zone C - gradient compensated*	(3) Package options: A - Standard package B - Reserved C - 35° FOV D/E - Reserved F - 10° FOV G - Reserved H - 12° FOV (refractive lens) I - 5° FOV K - 13° FOV
---	---	--



Figure A.4 : Datasheet du capteur MLX90614X.

**MLX90614 family**  
 Single and Dual Zone  
 Infra Red Thermometer in TO-39



## 10.1.2. Medical accuracy

A version of the MLX90614 with accuracy suited for medical applications is available. The accuracy in the range  $T_a$  16°C...40°C and  $T_o$  22°C...40°C is shown in diagram below. The accuracy for the rest of the temperature ranges is the same as in previous diagram. Medical accuracy specification is only available for the MLX90614Dxx versions.

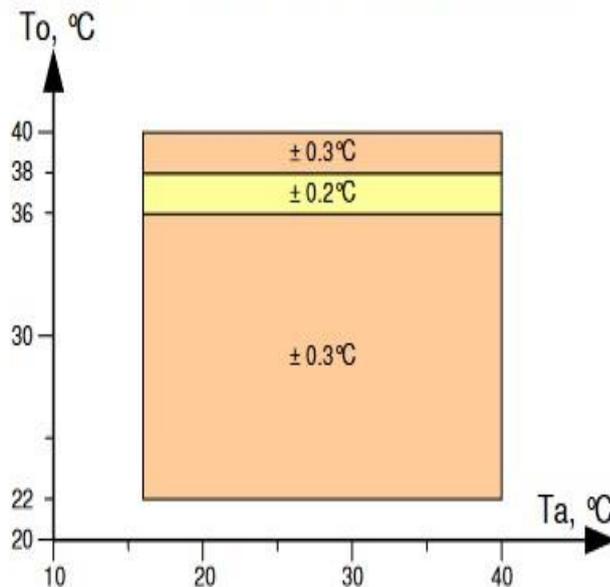


Figure 24: Accuracy of MLX90614DAA ( $T_a$ ,  $T_o$ ) for medical applications.  
 Accuracy of the MLX90614DCC, DCH and DCI for VDD = 3V (see paragraph 10.1.3)

Versions MLX90614ESF-DCC, -DCH and -DCI comply with ASTM standard section 5.4 (Designation: E1965 – 98 (Re-approved 2009) - Standard Specification for Infrared Thermometers for Intermittent Determination of Patient Temperature

It is very important for the application designer to understand that the accuracy specified in Figure 22 and Figure 24 are only guaranteed when the sensor is in thermal equilibrium and under isothermal conditions (there are no temperature differences across the sensor package). The accuracy of the thermometer can be influenced by temperature differences in the package induced by causes like (among others): Hot electronics (heaters / coolers) behind or beside the sensor or when the measured object is so close to the sensor that heats the thermometer package.

This effect is especially relevant for thermometers with a small Field Of View (FOV) like the xxC and xxF as the energy received by the sensor from the object is reduced. Therefore, Melexis has introduced the xCx version of the MLX90614. In these MLX90614xCx, the thermal gradients are measured internally and the measured temperature is compensated for them. In this way, the MLX90614xCx is much less sensitive to thermal gradients induced from outside, but the effect is not totally eliminated. It is therefore important to avoid introducing strong heat sources close to the sensor or to shield the sensor from them.

**NOTE:** In order to have the highest possible signal and the best performance a higher gain of the amplifier is selected for MLX90614DCx type of devices. This eventually would limit the maximum object temperature (due to overload of the ADC) to about 200°C.

**Figure A.5 :** Datasheet du capteur MLX90614.

## Annexe

---

- Le programme d'alarme de la température :

```
if (mlx.readObjectTempC() >= 36.5 && mlx.readObjectTempC() <= 37.5 ) {  
  
    digitalWrite(green , HIGH);  
    digitalWrite(red , LOW);  
    //int BEEP(2, 200, 200);  
    tone(buzzer, 3); // Send 1KHz sound signal...  
    delay(500);      // ...for 1 sec  
    noTone(buzzer);  // Stop sound...  
    // delay(50000);  // ...for 1sec  
  
}  
else {  
    digitalWrite(green , LOW);  
}  
  
if (mlx.readObjectTempC() >= 38 && mlx.readObjectTempC() <= 36 ) {  
  
    digitalWrite(red , HIGH);  
    digitalWrite(green , LOW);  
    //int BEEP(20, 100, 100);
```

- Le programme de la détection de l'humidité :

```
void loop() {  
    // put your main code here, to run repeatedly:  
  
    if (sht.readSample()) {  
        Serial.print("SHT:\n");  
        Serial.print("  RH: ");  
        Serial.print(sht.getHumidity(), 2);  
        Serial.print("\n");  
        Serial.print("  T:  ");  
        Serial.print(sht.getTemperature(), 2);  
        Serial.print("\n");  
    } else {  
        Serial.print("Error in readSample()\n");  
    }  
  
    delay(1000);
```

## Annexe

---

- Le programme de la détection de l'activité électrique du cerveau :

```
int vibration=A1; // attache Arduino pour recevoir le signal analogique

void setup() {
  Serial.begin(9600) ;//moniteur série pour l'affichage
}

void loop() {
  int valeur=analogRead(vibration); //lecture de la valeur analogique
  Serial.print("valeur = ") ;
  Serial.println(valeur) ;
  delay(50); // temps d'attente
}
```

- Logiciel SOLID WORKS:

SolidWorks permet de réaliser de la modélisation 2D et 3D, ce logiciel de CAO est réputé pour sa simplicité d'utilisation et se veut intuitif. Le logiciel SolidWorks permet de : concevoir des objets en 3D de manière très précise.

Avec un tel logiciel, nous allons pouvoir concevoir nos propres plans de fabrication ou nous servir des images réelles du design de la couveuse en 3 dimensions.

### *REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES*

- [1] - Support de Cours (Version PDF) - Le nouveau-né Comité éditorial pédagogique de l'UVMaF 2011-1012 Université Médicale Virtuelle Francophone.
- [2] extrait de publication réalisé en collaboration avec Pierre-Yves Ancel, directeur de recherche à l'Inserm, directeur de l'équipe d'Épidémiologie obstétricale, périnatale et pédiatrique Publié le : 10/08/2017.
- [3] extrait du livre Eléments de Pédiatrie, Tome 1 par A. Bensenouci S.M. Mazouni. OFFICE DES PUBLICATIONS UNIVERSITAIRES: 04-2010, Page 40,45 (le prématuré).
- [4] -Extrait de l'histoire progrès de néonatalogie, le magazine du Centre Hospitalier d'Avignon.
- [5] Les principaux dispositifs médicaux dédiés à la néonatalogie, A.Adjedj, C.Desreumaux, V.Pauchard, Projet MASTER MTS, UTC, 2004-2005.
- [6] Erik Bartmann, "Le grand livre d'Arduino", 3eme Edition, EROLLES. Paris. 2017
- [7] Krama Abdelbasset et Gougui Abdelmoumen, "Etude et réalisation d'une carte de Contrôle par Arduino via le système Android", PFE, université Ouargla, Algérie. 2015.
- [8] Conception et réalisation d'un prototype d'une maison intelligente Année 2019/ 2020  
Présentées et soutenues publiquement par : BELMELIANI Amina RAHIEL Naima
- [9] LE GRAND LIVRE D'ARDUINO Erik Bartmann 3e édition.
- [10] ASCH, Georges. Les capteurs en instrumentation industrielle-7ème édition. Dunod, 2010.
- [11] Digital Humidity Sensor SHT3x (RH/T) [www.sensirion.com](http://www.sensirion.com)
- [12] Thèse : prévision du risque neurodéveloppemental du nouveau-né prématuré par classification automatique du signal EEG