

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

UNIVERSITE MOULOU D MAMMERI DE TIZ OUZOU

Faculté De Génie Electrique Et Informatique

Département Génie Biomédical



Mémoire de fin d'étude

Master Académique

Filière : Génie Biomédical

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

## Thème

---

# *Conception et réalisation d'une couveuse néonatale*

---

Soutenu le 26/09/2024

Promotion : 2024

Présenté par :

Mr. Marar Sofiane

Devant le jury:

Président : Mr. CHELLI Takfarinas MAA UMMTO

Examinateur : Mr. NAIT OUSLIMANE Ahmed MCB UMMTO

Promoteur : Mr. BACHIR M'Hamed Saadi MCB UMMTO

Co-Encadrant : Mr. CHEBBAH Djamel Assistant EHS S'bihi

Co-Encadrant : Mme. MAHMOUDI Dihia Assistant EHS S'bihi

Année Universitaire: 2023/2024

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

# Remerciement

Au terme de ce travail, je souhaite tout d'abord exprimer ma profonde gratitude au Tout-Puissant Allah, le Créateur de toutes choses, pour m'avoir accordé la vie, les bénédictions et la force nécessaires à l'accomplissement de cette tâche.

Je tiens à adresser mes sincères remerciements à Monsieur le Président du jury ainsi qu'aux membres du jury pour avoir accepté d'évaluer mon travail et pour le partage généreux de leurs précieuses connaissances.

J'exprime également mon immense gratitude à mon promoteur, Monsieur Bachir, dont les efforts, la patience et les judicieux conseils ont été d'une importance capitale dans l'élaboration de ma réflexion.

Mes remerciements vont également à mes co-encadrants, Monsieur Chebbah Djamel , Madame Mahmoudi Dihia et monsieur chelli takfarinas, pour leur accompagnement et leurs conseils précieux tout au long de ce travail.

Grâce à Monsieur chabbah, j'ai eu l'opportunité d'effectuer un stage enrichissant au sein d'un grand établissement hospitalier spécialisé , où il a mis à ma disposition tous les matériels nécessaires ainsi que de nombreuses informations. Sa patience et ses encouragements ont été inestimables.

Je tiens également à remercier Madame mahmoudi pour son aide précieuse durant cette période, ainsi que pour les efforts qu'elle m'a dispensés.

Mes remerciements s'adressent également à l'ensemble des enseignants et à toutes les personnes ayant contribué à notre formation.

Enfin, j'exprime ma gratitude à toutes les personnes, de près ou de loin, dont les contributions ont rendu possible la réalisation de ce projet.

# Dedicaces

Je dédie ce mémoire de fin d'études à :

**Mes parents**, Pour leur amour inconditionnel, leur soutien indéfectible et leurs sacrifices inestimables, sans lesquels je n'aurais pu atteindre ce jalon important. Leur confiance en moi, leurs encouragements constants et leur foi en mes capacités ont été une source inépuisable de motivation tout au long de mon parcours. Je leur dois tout.

**Mon petit frère Nabil**, Pour sa joie de vivre, son énergie et son soutien sans faille. Ta présence à mes côtés, même dans les moments difficiles, a été une source de réconfort et d'inspiration. Tu me rappelles toujours de garder le sourire et de continuer à avancer. Merci pour ta confiance et ton affection.

**Mes sœurs Katia et Manel**, Pour leur amour, leur bienveillance et leur soutien tout au long de mon parcours. Vos encouragements constants et votre présence m'ont toujours apporté de la force et de la sérénité. Je vous suis infiniment reconnaissant.

**Mes chers amis Mehdi, Vernina, Rayane, Yacine, Juba Dh, Samy, Lydia, Sinor, Amar**, Pour votre amitié précieuse, votre soutien et les moments partagés qui ont rendu ce parcours plus agréable et plus enrichissant.

**L'équipage de Campus Phone et Crêpes Factory**, Pour votre esprit d'équipe et votre bonne humeur, qui ont toujours été une source de motivation et de réconfort. Je suis reconnaissant de vous avoir à mes côtés.

**Ma chère amie Amel**, Pour ton aide précieuse et ton soutien indéfectible. Tes encouragements ont été d'une grande valeur tout au long de ce parcours, et je te suis profondément reconnaissant.

**Mes professeurs encadrants et Co-encadrants**, pour leur guidance précieuse, leur expertise partagée et leur dévouement. Leur passion pour l'enseignement et leur engagement envers notre réussite académique ont été des inspirations constantes.

**Enfin**, je dédie ce mémoire à tous ceux qui ont cru en moi et m'ont soutenu tout au long de mon parcours académique. Leurs contributions ont été précieuses.

## **Résumé**

Ce projet de fin d'études en génie biomédical porte sur la conception et la réalisation d'une couveuse néonatale, destinée à fournir un environnement contrôlé pour les nouveau-nés prématurés. L'objectif principal était de développer un système capable de réguler avec précision la température, l'humidité et le niveau d'oxygène, afin de garantir les conditions optimales pour la survie et le développement des bébés.

## **Abstarct**

This final-year project in biomedical engineering involved the design and construction of a neonatal incubator, intended to provide a controlled environment for premature newborns. The main objective was to develop a system capable of precisely regulating temperature, humidity and oxygen levels, in order to guarantee optimal conditions for the survival and development of babies.

## ملخص

يتعلق مشروع نهاية الدراسة في الهندسة الطبية الحيوية بتصميم وبناء حاضنة لحديثي الولادة، تهدف إلى توفير بيئة خاضعة للرقابة لحديثي الولادة المبتسرين. وكان

الهدف الرئيسي هو تطوير نظام قادر على تنظيم مستويات درجة الحرارة

والرطوبة والأكسجين بدقة، لضمان الظروف المثلى لبقاء الأطفال ونموهم.

## **Table des matières**

### **Chapitre I : Généralités sur la prématurité et les incubateurs**

Introduction Générale .....	1
I.Introduction .....	4
I.1. La prématurité.....	4
I.1.1 Définition de la prématurité .....	4
I.1.2 Les types des prématurés .....	5
I.1.3 Les degrés de prématurité .....	6
I.4 Aspects clinique du prématuré.....	9
I.5 Complications de prématuré .....	10
I.6 La couveuse (l'incubateur).....	11
I.6.1 Définition de la couveuse.....	11
I.6.2 Historique de la couveuse néonatale .....	11
I.6.3 Le rôle de la couveuse.....	12
I.6.4 Domaine d'utilisation.....	13
I.6.5 Les différents types des incubateurs.....	14

### **Chapitre II : Conception et Réalisation**

II.1 Carte d'alimentation .....	22
II.2 Les capteurs.....	29
II.2.1 Capteur de température DS18B20.....	29
II.2.1.1 Les caractéristiques du DS18B20 .....	31
II.2.1.2 Les applications courantes du DS18B20 .....	32
II.2.1.3 Diagramme fonctionnel du DS18B20 .....	32
II.2.1.4 Avantages du DS18B20.....	34
II.2.2 Capteur d'humidité DHT11 .....	34
II.2.2.1 Les caractéristiques du capteur DHT11 .....	35
II.2.2.2 Câblage d'un capteur DHT11 .....	36
II.2.2.3 Protocole de communication avec le microcontrôleur.....	36
II.2.3 Capteur de saturation d'oxygène MAX30102.....	37
II.2.3.1 Caractéristiques du capteur MAX30102.....	37
II.2.4 Présentation du bus I2C.....	39
II.2.4.1 Protocole et prise contrôle du bus.....	39
II.2.5 Capteur de niveau d'eau .....	40

II.2.5.1 Types de capteurs de niveau d'eau .....	40
II.3.1 Le PIC18F4550 .....	41
II.3.2 ATmega 328P.....	43
II.4. Programmation des Microcontrôleurs .....	48
II.4.2. Déclaration des entrées sorties .....	50
II.4.3. Fonctionnement du système .....	50
II.4.4. Réalisation des circuits imprimé.....	53

## **Chapitre III Résultats et discussions**

Introduction.....	59
III.1. Architecture du système .....	59
III.2. Bloc d'alimentation .....	59
III.3. La carte de commande.....	61
III.4. Système de chauffage.....	62
III.5. Système d'oxygénation.....	65
III.6. Système d'humidification.....	68
III.6.1 Résultats des essais.....	69
III.7. Système d'alarme .....	70
III.8 Architecture intérieure et extérieur de l'incubateur.....	70
III.8.1 Matériaux utilisé.....	71
Conclusion.....	73

## **Conclusion générale**

## Liste des figures

### Chapitre I : Généralités sur la prématurité et les incubateurs

Figure.I.1 Un bébé prématuré.....	4
Figure. I.2 Un bébé prématuré né avant 19ème semaine.....	5
Figure. I.3 couveuse nouveau-née .....	11
Figure.I.4 Incubateur fermé .....	14
Figure.I.5 Incubateur ouvert .....	15
Figure.I.6 Incubateur de transport .....	15
Figure.I.7 Incubateur photo-thérapeutique .....	17

### Chapitre II : Conception et Réalisation

Figure II.1 Schéma de la carte d'alimentation sur ISIS.....	22
Figure II.3 Signal d'entrée du transformateur sur oscilloscope.....	23
Figure II.4 Signal de sortie du pont de diode sur oscilloscope.....	24
Figure II.5 régulateur LM7812.....	25
Figure II.6 régulateur LM7805.....	26
Figure II.7 Signal de sortie des régulateurs sur oscilloscope.....	27
Figure II.8 Schéma bloc du système électronique .....	28
Figure II.9 Capteur de température DS18B20.....	29
Figure II.10 Sonde DS18B20 .....	29
Figure II.11 Diagramme fonctionnel du DS18B20 .....	31
Figure II.12 Capteur de température et humidité DHT11 .....	33
Figure II.13 Câblage du DHT11 avec ATMEGA328P.....	34
Figure II.14 Protocole de communication du capteur DHT11 .....	35
Figure II.15 Capteur de saturation d'oxygène MAX30102.....	37
Figure II.16 Diagramme fonctionnel du MAX30102.....	37
Figure II.17 Architecture du PIC18F4550.....	40
Figure II.18 Schéma de l'ATmega328P .....	43
Figure II.19 Diagramme ATmega328P.....	45
Figure II.20 Organigramme générale de notre projet .....	46
Figure II.21 PCB de la carte d'alimentation .....	52
Figure II.22 PCB de la carte mère .....	53
Figure II.23 Le PCB de la carte mère imprimé sur papier photo .....	54

Figure II.24 Plaque de cuivre plongée dans le flacon.....	54
Figure II.25 Dissolution du cuivre.....	55
Figure II.26 Circuit final.....	55

### **Chapitre III Résultats et discussions**

Figure III.27 Visualisation 3D de la carte d'alimentation.....	58
Figure III.28 Carte d'alimentation après le soudage des composants .....	59
Figure III.29 Vue de face en 3D de la carte mère .....	60
Figure III.30 Vue derrière en 3D de la carte mère .....	61
Figure III.31 Evolution de température en fonction du temps .....	62
Figure III.32 Affichage de la température sur LCD.....	62
Figure III.33 Essai pratique et affichage LCD.....	63
Figure III.34 Montage de MAX30102.....	64
Figure III.35 Résultat sur l'oxymètre commercial.....	64
Figure III.36 La partie du code implanté.....	65
Figure III.37 Signal de sortie.....	66
Figure III.38 Montage de DHT11 .....	67
Figure III.39 Signal de sortie DHT11 .....	67
Figure III.40 Structure de la couveuse.....	69
Figure III.41 Vue réel du boîtier imprimé .....	70
Figure III.42 Vue de face du boîtier.....	71

## Liste des tableaux

### Chapitre II : Conception et Réalisation

Tableau II.1 Fonctionnalité de la sonde DS18B20 .....	30
Tableau II.2 Caractéristiques du PIC18FXXX .....	40

### Chapitre III Résultats et discussions

Tableau II.3 : Caractéristiques du microcontrôleur ATmega.....	43
Tableau III.4 Evolution de la température en fonction du temps .....	61
Tableau III.5 Différence de résultat entre deux dispositifs .....	65

# **Introduction Générale**

## **Introduction Générale**

La survenue d'une naissance prématurée représente un véritable drame familial, suscitant souvent la recherche d'explications teintées de fatalisme. Les causes et les facteurs de risque sont actuellement bien identifiés et accessibles à la prévention grâce à l'évolution croissante de la technologie.

Malgré la formation complète du corps du bébé prématuré, celui-ci demeure plus petit, plus fragile et encore en phase d'immaturité. Bien que ses organes soient constitués, ils nécessitent un soutien pour assurer leur fonctionnement. Le nouveau-né prématuré ne maîtrise pas encore toutes ses fonctions vitales telles que la respiration, la digestion ou la régulation de la température, ce qui requiert une attention particulière.

L'incubateur se présente comme un dispositif dédié à prendre en charge temporairement certaines de ces fonctions. Il crée un environnement où la chaleur et l'humidité demeurent constantes et bien réparties. Dans ce contexte, Nous avons instauré [1] un système permettant de surveiller simultanément l'humidité et la température, garantissant ainsi le confort optimal du bébé prématuré.

Afin de garantir l'efficacité de notre travail, nous avons organisé notre mémoire en trois chapitres distincts. [2]

**CHAPITRE I**

**Généralités sur la prématurité et les incubateurs**

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

### I. Introduction

Environ 7% des grossesses sont touchées par la prématurité. [3] à l'échelle mondiale, et ses origines sont diverses. Actuellement, les avancées dans les structures médicales et les techniques permettent de sauver des prématurés de plus en plus précocement. Cependant, ces nouveau-nés restent fragiles, et les complications associées sont multiples. Leur état exige des soins intensifs au sein des services de néonatalogie, nécessitant une attention et une prise en charge particulièrement dédiées.

#### I.1. La prématurité



**Figure.I.1 Un bébé prématuré [21]**

##### I.1.1 Définition de la prématurité

La prématurité est définie comme la naissance d'un bébé avant la fin normale de la grossesse, généralement avant 37 semaines de gestation complète. Un bébé prématuré, également appelé prématuré ou prématuré précoce, naît avant que ses organes et systèmes aient atteint un niveau de développement complet. Ce nouveau-né présente de nombreuses différences physiologiques par rapport à un bébé né à terme, telles que :

- Une taille réduite
- Un poids inférieur
- Une peau extrêmement fine et rouge

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

- Un cartilage des oreilles plus souple
- Des membres plus fins
- Un abdomen proéminent
- Un pouls et une respiration plus rapides
- Une cage thoracique plus étroite

Ces caractéristiques soulignent la nécessité d'une attention médicale particulière et de soins adaptés aux besoins spécifiques des prématurés, notamment en matière de développement pulmonaire et de maintien de la température corporelle.



**Figure. I.2 Un bébé prématuré né avant 19ème semaine [21]**

### I.1.2 Les types des prématurés

L'accouchement prématuré peut être [4] subdivisé en deux situations distinctes :

#### a) Prématurité spontanée

Cette situation survient généralement en raison d'anomalies maternelles ou ovulaires, entraînant un début de travail prématuré et une naissance anticipée.

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

### **b) Prématurité provoquée**

Il s'agit de provoquer délibérément l'accouchement avant la fin normale de la grossesse. Cette décision est prise dans le but de sauver la vie du fœtus, de protéger la santé de la mère [5] ou d'éviter des complications graves.

Il est à noter que même certains bébés nés à terme peuvent présenter une détresse respiratoire à la naissance. Dans de tels cas, des soins spécifiques sont administrés pour répondre à leurs besoins respiratoires et assurer leur bien-être.

### **I.1.3 Les degrés de prématurité**

On peut distinguer trois grandes phases de prématurité :

#### **a) Prématurité moyenne**

Cette catégorie inclut les enfants nés entre 33 et 36 semaines de gestation. [3]

Malgré leur prématurité, ces nouveau-nés sont généralement plus susceptibles de rencontrer des complications à la naissance et au cours de leurs premiers jours de vie. Cependant, dans la plupart des cas, ils n'ont pas besoin d'être placés en incubateur et peuvent rester auprès de leur mère. [7]

#### **b) Grande prématurité**

Les nourrissons nés de grande prématurité, c'est-à-dire entre 28 et 32 semaines de gestation, ont généralement un poids inférieur à 2000 grammes. Leur prise en charge nécessite des soins spécifiques adaptés à leur stade de développement. [8]

#### **c) Prématurité extrême**

Les nouveau-nés de cette catégorie, nés entre 22 et 27 semaines, ont généralement un poids inférieur à 1000 grammes.

Le pronostic, tant en termes de morbidité que de mortalité, est plus réservé.

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

La limite d'âge gestationnel à partir de laquelle la réanimation néonatale est jugée légitime est en constante évolution en raison des progrès de la néonatalogie. Cependant, cette question soulève des débats éthiques qui dépassent le cadre du présent travail.

### I.2 L'hypothermie d'un prématuré

L'hypothermie chez un bébé prématuré est une préoccupation sérieuse, car ces bébés ont souvent moins de graisse corporelle pour les isoler et maintenir leur température corporelle. L'hypothermie peut survenir rapidement chez les prématurés, car leur capacité à réguler leur température corporelle est souvent moins développée que chez les bébés nés à terme.

Pour prévenir l'hypothermie chez les bébés prématurés, les unités de soins néonataux utilisent généralement des couveuses chauffées ou des incubateurs pour maintenir une température corporelle stable. Ces appareils sont conçus pour fournir un environnement chaud et contrôlé pour les bébés prématurés, aidant ainsi à prévenir l'hypothermie. Les mécanismes de perte de chaleur pour un nouveau-né comprennent principalement :

- **Radiation** : La perte de chaleur due au rayonnement thermique entre le corps de l'enfant et son environnement.
- **Convection** : Le transfert de chaleur causé par le déplacement de l'air autour du corps de l'enfant, accentué par les différences de température.
- **Conduction** : La perte de chaleur par contact direct avec des surfaces plus froides.
- **Évaporation** : La perte de chaleur qui se produit lorsque des liquides, tels que la sueur, s'évaporent de la surface de la peau.

Il est crucial maintenir une température corporelle adéquate chez les nouveau-nés, surtout les prématurés, est crucial car ils ont une capacité limitée à réguler leur propre température. C'est pourquoi des soins spécifiques, un habillage approprié et une surveillance constante de la température ambiante sont essentiels dans les unités de soins néonataux. [4]

#### I.2.1 Les conditions climatiques pour le développement d'un prématuré

Les conditions climatiques idéales pour le développement d'un bébé prématuré sont celles qui permettent de maintenir une température corporelle stable et confortable pour le bébé. Voici quelques points importants à considérer :

##### a) La température

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

D'après l'Organisation mondiale de la santé, l'hypothermie survient lorsque la température centrale du corps est inférieure à 36,5°C. [9] Chez les nouveau-nés prématurés, l'hypothermie est liée à un accroissement des risques de complications et de mortalité. Cette baisse de température peut résulter d'une exposition à un environnement froid ou signaler la présence d'une maladie sous-jacente, telle qu'une infection sévère comme le speiss. Maintenir une température ambiante appropriée dans les salles d'accouchement et d'opération est essentiel pour prévenir l'hypothermie chez les nouveau-nés. En cas d'hypothermie, il est crucial de réchauffer les nourrissons et de diagnostiquer et traiter toute cause sous-jacente de manière adéquate.

### **b) Le taux d'humidité dans l'air**

Dans certaines situations, l'augmentation du taux d'oxygène dans l'air peut être bénéfique. Toutefois, plusieurs facteurs de risque sont associés à la prématurité chez un bébé :

- Antécédents de travail prématuré.
- Grossesse avec des jumeaux ou plus.
- Intervalles courts entre les grossesses, inférieurs à six mois.
- Grossesse obtenue par fécondation in vitro.
- Présence de certaines conditions chroniques telles que l'hypertension artérielle et le diabète.
- Problèmes de santé liés à l'utérus, au col de l'utérus ou au placenta.
- Multiples fausses couches ou avortements provoqués.
- Tabagisme ou toxicomanie.
- Changements significatifs de poids avant la grossesse.
- Stress psychologique.
- Infections.
- Traumatismes physiques.

Il est essentiel de prendre en compte ces facteurs de risque afin de prévenir la prématurité et de garantir une grossesse saine.

### **I.3 Les cause de prématurité**

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

Un vaste éventail de facteurs bien documentés contribue à la prématurité chez certains bébés. Certains de ces facteurs sont associés à la santé de la mère, tandis que d'autres sont liés à celle du fœtus. En ce qui concerne les causes d'origine maternelle, qui sont liées à l'état général de la mère, on peut citer [4] :

- Hypertension artérielle
- Infections
- Consommation excessive d'alcool ou de drogues
- Traumatismes
- Maladies chroniques

La prématurité peut également être le résultat de complications associées à l'utérus ou au placenta, telles que :

- Malformations utérines
- Béance cervico-isthmique, une ouverture prématurée du col de l'utérus [9]
- Excès de liquide amniotique, pouvant exercer une pression sur l'utérus et entraîner des contractions précoces
- Malformations ou décollements prématurés du placenta

De plus, la prématurité peut être causée par des facteurs d'origine fœtale, tels que :

- Infections
- Malformations fœtales
- Anomalies chromosomiques

Il est également important de noter que des naissances prématurées peuvent survenir sans cause évidente ou pour des raisons inconnues. Bien que certaines femmes puissent être conscientes de leur risque de donner naissance prématurément et se préparer en conséquence, la majorité des naissances prématurées surviennent de manière non planifiée et imprévue.

### I.4 Aspects clinique du prématuré

Le nouveau-né prématuré présente des caractéristiques distinctives qui le distinguent. Il est souvent petit mais proportionné, avec un visage délicat et gracieux. Sa peau est recouverte d'une substance blanche cireuse appelée vernix caseosa. Elle est fine et peut être rougeâtre, parfois

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

d'un rouge vif, avec une texture douce et une consistance gélatineuse. Des œdèmes peuvent parfois être présents aux extrémités. Des poils fins appelés lanugo peuvent couvrir ses épaules et son dos.

Certains signes physiques permettent également de reconnaître la prématurité, tels que l'absence de relief et la mollesse du pavillon de l'oreille, l'absence de lignes sur la plante des pieds, la petite taille des mamelons et les caractéristiques des organes génitaux externes. Ces signes peuvent être comparés aux indicateurs de maturité neurologique, notamment le tonus musculaire, les mouvements spontanés, les réflexes archaïques et les réflexes oculaires.

### **I.5 Complications de prématuré**

Les complications liées à la prématurité découlent principalement de l'immaturité de certains organes chez les enfants nés prématurément [3], indépendamment des circonstances de leur naissance. Parmi ces complications, celles qui affectent le système respiratoire, vasculaire et neurologique revêtent une importance particulière en termes de santé publique.

Les complications respiratoires sont principalement représentées par la maladie de la membrane hyaline.

Quant aux complications vasculaires et neurologiques, elles revêtent une importance particulière, surtout dans les cas de grande prématurité. Elles doivent être systématiquement dépistées par échographie. Ces complications se déclinent en deux catégories distinctes :

-La pathologie veineuse se manifeste principalement par l'hémorragie sous-épendymaire et intra-ventriculaire, qui est la manifestation clinique la plus fréquente. Son incidence augmente proportionnellement à la gravité de la prématurité ; généralement, elle atteint environ 25% chez les nouveau-nés nés avant 32 semaines de gestation. Seules les formes les plus étendues, celles associées à une dilatation ventriculaire ou à une "lésion parenchymateuse", comportent un risque évolutif, bien qu'elles soient rares.

-En ce qui concerne la pathologie artérielle, la leuco malacie périventriculaire en est l'expression la plus caractéristique. Il s'agit d'une lésion ischémique de la substance blanche près des ventricules cérébraux, pouvant s'étendre à distance du toit du ventricule. Son incidence, qui augmente avec la prématurité, est d'environ 10% chez les nouveau-nés nés avant 32 semaines de gestation, soit moins élevée que celle de l'hémorragie sous-épendymaire et intra-ventriculaire.

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

### I.6 La couveuse (l'incubateur)

#### I.6.1 Définition de la couveuse

Une couveuse pour bébé est un dispositif médical conçu pour maintenir un environnement optimal afin de prendre en charge les nouveau-nés. Principalement utilisées pour les prématurés, c'est-à-dire les bébés nés avant terme, généralement avant 37 semaines d'aménorrhée (une mesure de temps utilisée dans les grossesses), les couveuses peuvent également accueillir des nourrissons atteints de certaines maladies congénitales. Ces appareils sont stériles et maintenus à une température idéale, permettant ainsi aux bébés de poursuivre leur développement de manière optimale. Les couveuses sont équipées de petites ouvertures qui permettent au personnel médical et aux parents d'avoir un contact physique avec le bébé, tout en respectant des règles d'hygiène strictes.



**Figure. I.3 couveuse nouveau-née [22]**

#### I.6.2 Historique de la couveuse néonatale

C'est le chirurgien-accoucheur Stéphane Tarnier (1828-1897), qui était également Président de l'Académie de Médecine et professeur de clinique obstétricale, qui a été le premier à concevoir une véritable couveuse pour les prématurés. Son innovation a été rapidement adoptée par d'autres médecins, notamment dans les provinces, où des couveuses artisanales, bien que rudimentaires, ont été mises en place. Un exemple notable est celui du docteur Léon Dufour (1856-1928) de Fécamp, fondateur de l'Œuvre de la Goutte de lait.

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

Les couveuses modernes telles que nous les connaissons aujourd'hui ont été développées dans les années 1950 par des pédiatres. Elles ont été conçues dans le but de contrôler précisément la température, de réduire les risques d'infection et de permettre un accès facile aux ressources et équipements spécialisés nécessaires à la prise en charge optimale des nouveau-nés prématurés.

### **I.6.3 Le rôle de la couveuse**

La couveuse, également connue sous le nom d'incubateur, n'est pas simplement une bulle stérile ; son rôle principal est de protéger le nouveau-né du froid. En effet, à sa naissance, votre bébé n'a pas encore développé la capacité de réguler sa propre température corporelle. Ainsi, il a besoin d'être maintenu au chaud, ce qui constitue la fonction essentielle de la couveuse.

Dès sa naissance, votre petit sera placé dans cet environnement chaud et humide si nécessaire, pour assurer un niveau d'humidité optimal et se rapprocher des conditions de l'utérus maternel. De plus, la couveuse, souvent constituée d'une paroi vitrée transparente, offre un environnement protecteur qui isole votre enfant des microbes tout en permettant à l'équipe médicale d'observer le bébé.

Bien que la couveuse ne soit pas complètement stérile, elle offre une protection contre les agents infectieux. Elle est équipée d'ouvertures permettant de manipuler les nourrissons, vous permettant ainsi de toucher votre bébé, de le prendre contre vous et de le caresser (ce qui est d'ailleurs recommandé !) tout en respectant des mesures d'hygiène strictes. L'équipe médicale veillera à ce que vous vous laviez soigneusement les mains avant d'interagir avec votre enfant.

Il existe deux principaux types d'incubateurs : les ouverts et les fermés. Les modèles fermés sont souvent constitués d'une bulle en plastique assurant un maintien constant de la température à l'intérieur. Quant aux modèles ouverts, ils se composent d'une table ou d'un matelas non recouvert surmonté d'une lampe radiante pour fournir de la chaleur. Ces incubateurs radiants offrent un accès plus facile au nouveau-né pour certains soins spécifiques.

### **I.6.4 Domaine d'utilisation**

Les incubateurs néonataux sont devenus des équipements essentiels dans le domaine médical, offrant un environnement sécurisé et contrôlé aux nouveau-nés prématurés ou malades. Leur utilisation est répandue dans divers domaines médicaux, voici quelques-uns des principaux [10] :

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

### a) Soins intensifs néonataux

Les incubateurs jouent un rôle essentiel au sein des unités de soins intensifs néonataux (USIN) [11], où ils sont utilisés pour prendre en charge les bébés prématurés ou confrontés à des problèmes de santé graves.

### b) Prématurité

Les bébés prématurés ont souvent besoin d'un environnement chaud et stable pour les aider à maintenir leur température corporelle et à se développer correctement.

### c) Problèmes respiratoires

Les nouveau-nés souffrant de problèmes respiratoires, tels que le syndrome de détresse respiratoire [4], peuvent bénéficier de l'oxygénothérapie et des réglages de ventilation disponibles dans les incubateurs.

### d) Maintien de la température corporelle

Les incubateurs fournissent une atmosphère thermiquement stable, aidant ainsi les bébés à maintenir leur température corporelle dans une plage optimale.

### e) Surveillance médicale continue

Les incubateurs sont équipés de capteurs et de moniteurs pour surveiller en continu les signes vitaux des bébés, tels que la fréquence cardiaque, la saturation en oxygène et la température.

### f) Soins spécialisés

Certains bébés nécessitent des soins spécialisés pour des conditions médicales spécifiques, telles que l'ictère, la septicémie ou d'autres problèmes métaboliques, qui peuvent être fournis efficacement dans un incubateur.

### g) Transport sécurisé

Les incubateurs néonataux sont également déployés lors du transport de bébés prématurés ou malades entre les établissements hospitaliers ou vers des unités de soins spécialisées. Ils garantissent ainsi un environnement stable et sécurisé pendant le déplacement, contribuant à la santé et au bien-être des nourrissons transportés [10].

En résumé, les incubateurs néonataux sont [10] un outil essentiel pour assurer la survie et le bien-être des nouveau-nés prématurés ou malades, en leur fournissant un environnement sûr, chaud, surveillé et adapté à leurs besoins spécifiques.

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

### I.6.5 Les différents types des incubateurs

Les types d'incubateurs couramment utilisés en milieu hospitalier comprennent :

#### a) Les incubateurs fermés

Également connus sous le nom de couveuses, qui fournissent un environnement contrôlé et stable pour le nouveau-né, en maintenant une température constante et en régulant l'humidité. Ils offrent une protection contre les infections tout en permettant une observation continue du bébé à travers une paroi transparente.



Figure.I.4 Incubateur fermé [22]

#### b) Les incubateurs ouverts

Également appelés incubateurs radiants, qui consistent en une table ou un matelas non recouvert surmonté d'une lampe radiante pour fournir de la chaleur. Ces incubateurs permettent un accès facile au bébé pour les soins tout en maintenant une chaleur constante.

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



Figure.I.5 Incubateur ouvert [22]

### c) Les incubateurs mobiles

Conçus pour faciliter le transport des nouveau-nés vers différents services médicaux ou entre les installations médicales. Ils sont souvent équipés de roues pour une mobilité accrue et maintiennent les conditions de température et d'humidité nécessaires pendant le transport.



Figure.I.6 Incubateur de transport [22]

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

- **Composition d'un incubateur de transport (mobile)**

Les incubateurs de transport sont spécialement conçus pour fournir un environnement contrôlé et sécurisé pendant le transport des nouveau-nés prématurés ou malades entre les installations médicales [12]. Voici les composants typiques que l'on trouve dans un incubateur de transport :

**-Coque extérieure robuste :** L'incubateur de transport est généralement constitué d'une coque extérieure robuste en plastique ou en fibres renforcées pour protéger le bébé pendant le transport et assurer sa sécurité en cas de chocs ou de secousses.

**-Poignées de transport :** Des poignées ergonomiques sont fixées à l'incubateur pour faciliter le transport manuel par le personnel médical.

**-Matelas chauffant :** Comme dans les incubateurs traditionnels, un matelas chauffant est intégré à l'incubateur de transport pour maintenir une température corporelle [4] stable chez le bébé pendant le transport.

**-Capteurs et moniteurs :** Des capteurs et des moniteurs sont intégrés à l'incubateur pour surveiller en continu les signes vitaux du bébé pendant le transport, tels que la fréquence cardiaque, la saturation en oxygène et la température corporelle.

**-Alimentation électrique :** L'incubateur de transport est généralement alimenté par une source d'alimentation électrique interne ou externe, ainsi que par une batterie de secours pour assurer un fonctionnement continu pendant le transport, même en cas de panne de courant.

**-Ventilation et oxygénothérapie :** Certains incubateurs de transport sont équipés d'un système de ventilation et d'oxygénothérapie intégré pour fournir de l'oxygène supplémentaire au bébé si nécessaire pendant le transport.

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

**-Système de suspension :** Pour réduire les vibrations et les secousses pendant le transport, l'incubateur de transport est souvent équipé d'un système de suspension qui absorbe les chocs et protège le bébé.

**-Éclairage :** Des lampes LED ou des néons sont souvent intégrés à l'incubateur de transport pour fournir un éclairage adéquat pendant le transport et permettre aux médecins et aux infirmières de surveiller le bébé.

### d) Les incubateurs photothérapie

Spécialement conçus pour traiter l'hyper bilirubinémie néonatale, un trouble caractérisé par un excès de bilirubine dans le sang [4]. Ces incubateurs sont équipés de lampes spéciales qui émettent une lumière bleue ou verte pour aider à décomposer la bilirubine et réduire ainsi le jaunissement de la peau du bébé.



Figure.I.7 Incubateur photo-thérapeutique [22]

- **Composition d'un incubateur photo-thérapeutique**

Un incubateur photo thérapeutique est un dispositif médical utilisé pour traiter l'ictère néonatal en exposant la peau du bébé à une lumière spécifique, généralement la lumière bleue ou blanche, pour décomposer la bilirubine excessive. Voici les composants typiques que l'on peut trouver dans un incubateur photo thérapeutique :

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

**-Coque extérieure :** L'incubateur photo thérapeutique est généralement constitué d'une coque extérieure en plastique transparent, permettant aux soignants de surveiller facilement le bébé pendant le traitement.

**-Matelas chauffant :** Un matelas chauffant est intégré à l'incubateur pour avoir [4] une température corporelle stable chez le bébé pendant le traitement photo thérapeutique.

**-Lampe de photothérapie :** L'élément central de l'incubateur photothérapeutique est la lampe de photothérapie, qui émet une lumière spécifique, souvent dans la gamme bleue ou blanche, pour traiter l'ictère néonatal en décomposant la bilirubine excessive présente dans la peau du bébé.

**-Réflecteur et diffuseur :** Un réflecteur et un diffuseur sont généralement intégrés à la lampe de photothérapie pour optimiser la distribution de la lumière sur la peau du bébé et garantir une efficacité maximale du traitement.

**-Capteurs de température et de lumière :** Des capteurs de température et de lumière sont intégrés à l'incubateur pour surveiller en continu la température de l'air et l'intensité de la lumière, afin de garantir des conditions optimales pour le bébé pendant le traitement.

**-Alarmes :** Des alarmes sont généralement intégrées à l'incubateur pour alerter le personnel médical en cas de variations anormales de température ou d'intensité lumineuse, ou en cas de problème avec le dispositif.

**-Fenêtre d'accès :** Une fenêtre d'accès est souvent prévue sur le dessus ou sur le côté de l'incubateur pour permettre aux soignants d'accéder facilement au bébé pour les soins et les interventions nécessaires pendant le traitement.

Chaque type d'incubateur est adapté à des besoins spécifiques en matière de soins et contribue à assurer le bien-être des nouveau-nés prématurés ou malades.

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

### **Conclusion**

Dans ce chapitre, nous avons examiné en détail les différents aspects des incubateurs utilisés en milieu médical pour prendre en charge les nouveau-nés prématurés ou malades. Nous avons exploré les différents types d'incubateurs, notamment les incubateurs fermés (ou couveuses), les incubateurs ouverts (ou radiants), les incubateurs mobiles et les incubateurs de photothérapie.

Nous avons également discuté des fonctions principales des incubateurs, qui consistent à maintenir un environnement optimal pour le bébé, en contrôlant la température, l'humidité et en fournissant une protection contre les agents infectieux. Nous avons souligné l'importance de ces appareils dans le maintien de la santé et du bien-être des nouveau-nés, en particulier des prématurés qui ont besoin d'un soutien supplémentaire pour leur développement.

En examinant la structure typique d'un incubateur fermé, nous avons identifié les principaux composants qui contribuent à son efficacité, tels que le boîtier extérieur, la paroi transparente, le système de chauffage, les capteurs de température et d'humidité, ainsi que les alarmes de sécurité.

En conclusion, les incubateurs jouent un rôle crucial dans les soins néonataux en fournissant un environnement contrôlé et sécurisé pour les nouveau-nés vulnérables. Leur conception et leur fonctionnement visent à assurer le confort, la stabilité et la protection des nourrissons, ce qui contribue à leur santé et à leur développement à long terme. Ces dispositifs médicaux représentent ainsi une avancée importante dans le domaine de la néonatalogie, permettant de sauver des vies et d'améliorer la qualité des soins pour les bébés prématurés et malades.

**CHAPITRE II**

**Conception et Réalisation**

## **CHAPITRE II : Conception et Réalisation**

### **Introduction**

Les avancées technologiques dans le domaine du génie biomédical ont révolutionné les soins de santé néonataux en permettant la conception et la réalisation de dispositifs spécialisés tels que les couveuses néonatales. Ces appareils jouent un rôle crucial dans la prise en charge des nouveau-nés prématurés ou malades en fournissant un environnement sûr, contrôlé et propice à leur développement. Dans ce chapitre, nous explorerons en détail le processus de conception et de réalisation d'une couveuse néonatale, en mettant l'accent sur les principes fondamentaux, les défis techniques et les considérations éthiques associés à ce projet.

### **II.1 Carte d'alimentation**

La carte d'alimentation décrite est conçue pour fournir des tensions régulées de 5V et 12V à partir d'une source d'alimentation principale de 220V alternatif. Cette carte est essentielle dans de nombreux systèmes électroniques où une alimentation stable et fiable est nécessaire pour assurer le bon fonctionnement des composants.

La carte comprend principalement un transformateur abaisseur qui réduit la tension alternative de 220V à une valeur plus basse, suivie d'un redressement et d'un filtrage pour convertir la tension alternative en tension continue et éliminer les fluctuations indésirables. Ensuite, des régulateurs de tension sont utilisés pour stabiliser les tensions de sortie à 5V et 12V respectivement, assurant ainsi une alimentation précise et constante pour les circuits électroniques connectés.

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

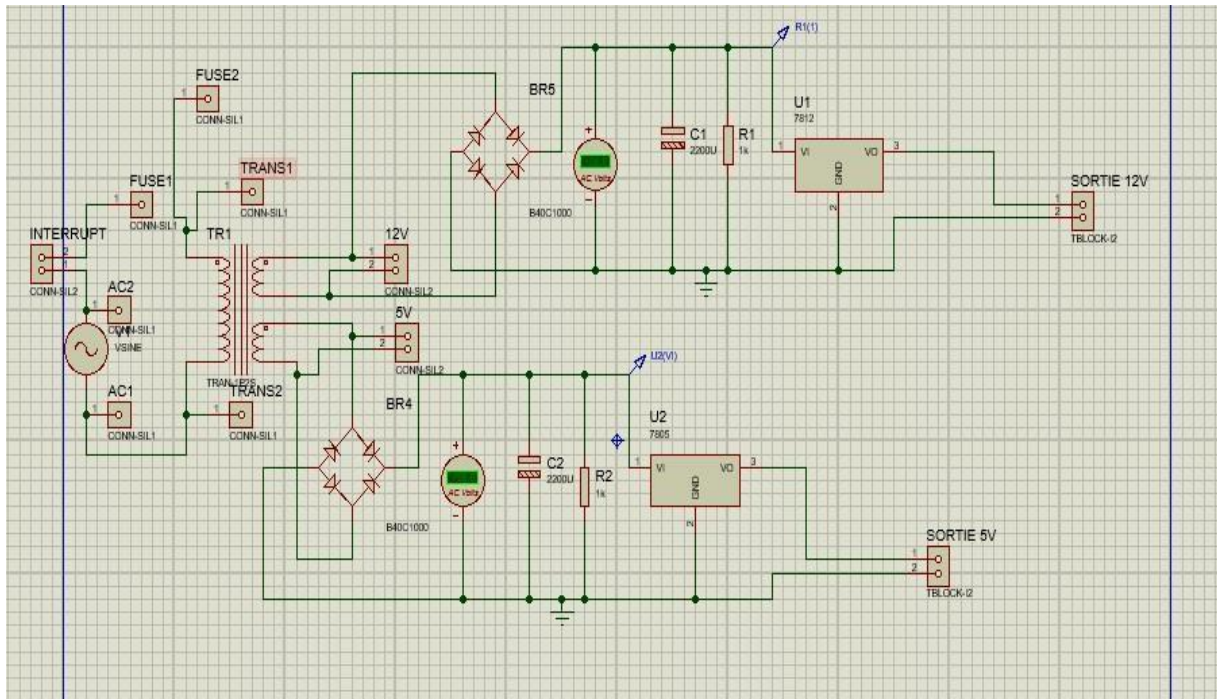


Figure II.1 Schéma de la carte d'alimentation sur ISIS



Figure II.2 Diagramme de la carte d'alimentation

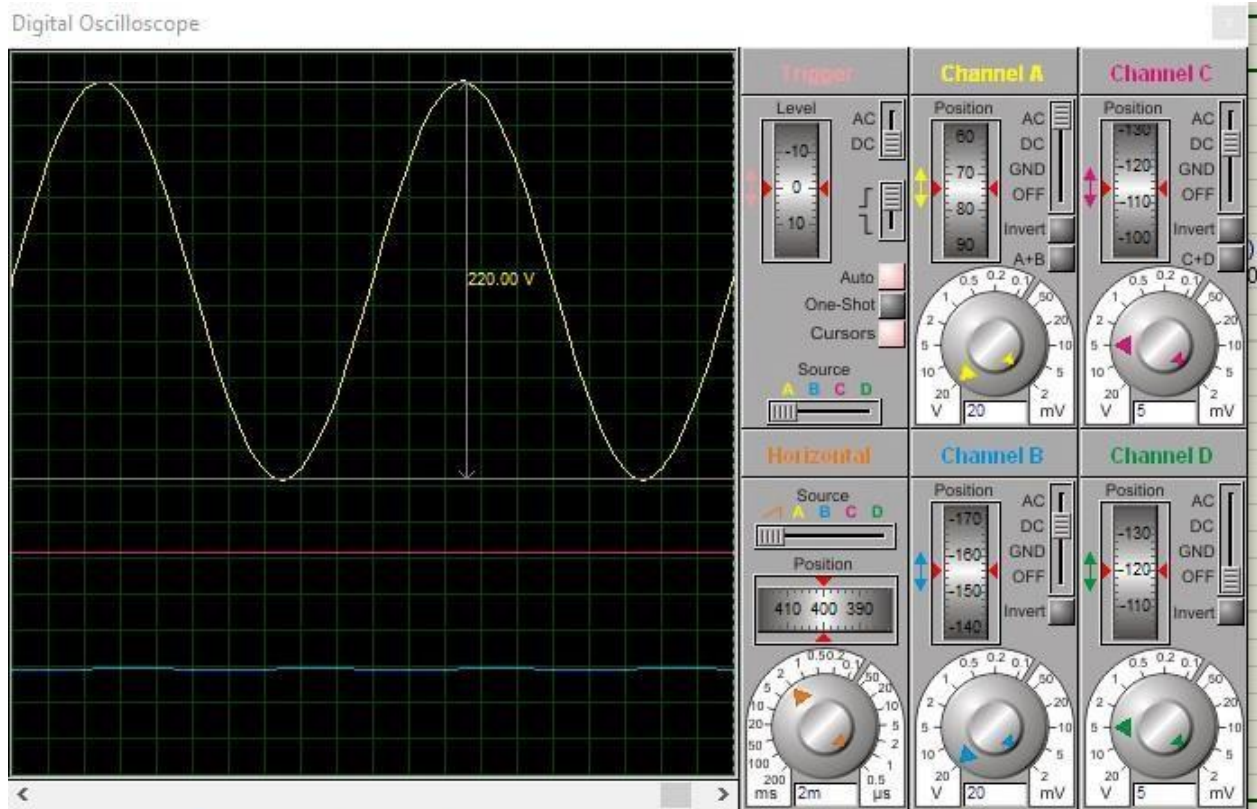
### a) Le transformateur

Un transformateur est un dispositif électromagnétique qui permet de transférer de l'énergie électrique entre deux circuits à travers un champ magnétique, sans qu'il y ait de connexion électrique directe entre eux. Il est principalement composé de deux enroulements de fil conducteur, appelés bobinages, qui sont enroulés autour d'un noyau ferromagnétique [13].

Le fonctionnement d'un transformateur repose sur le principe de l'induction électromagnétique. Lorsqu'un courant alternatif passe dans le bobinage primaire (le côté d'entrée), il crée un champ magnétique qui induit une tension dans le bobinage

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

Secondaire (le côté de sortie), en fonction du rapport de transformation entre les enroulements [13].



**Figure II.3 Signal d'entrée du transformateur sur oscilloscope**

- **En jaune** : Entrée 220V du transformateur

### b) Le pont de diode

Le pont de diodes, également connu sous le nom de pont redresseur, est un circuit électrique utilisé pour convertir une tension alternative (AC) en une tension continue (DC). Il est composé de quatre diodes disposées dans une configuration spécifique qui permet de redresser le courant alternatif [14].

Dans notre carte on a utilisé le B40C800 :

Est un composant électrique spécifique appartenant à la famille des ponts redresseurs.

- **B** : Indique que le composant est un pont de diodes (Bridge en anglais).

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

- **40** : Cela peut représenter différentes caractéristiques du composant, telles que la tension inverse (par exemple, 40 pourrait indiquer une tension inverse maximale de 40 volts).
- **C** : Il indique le type de montage ou d'encapsulation du composant.
- **800** : Ce nombre représente probablement le courant nominal maximum que le pont de diodes peut gérer en fonctionnement normal. Dans ce cas, 800 indiquerait que le composant peut gérer un courant nominal maximum de 800 mA (milliampères)

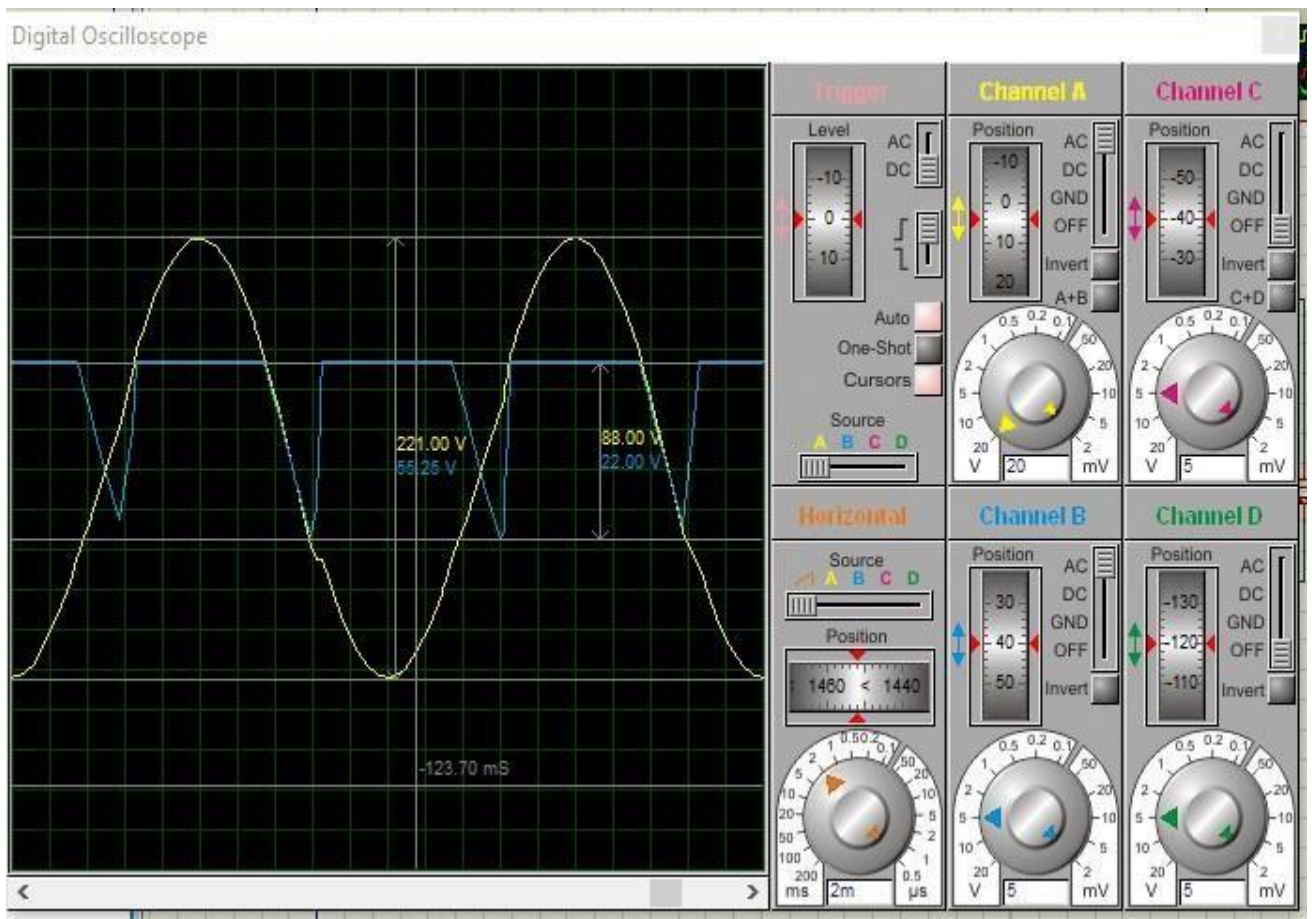


Figure II.4 Signal de sortie du pont de diode sur oscilloscope

- **En jaune** : Entrée 220V du transformateur
- **En bleu** : Sortie du pont de diode

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

### c) Filtre passe haut

Un filtre passe-haut est un circuit électronique conçu pour laisser passer les signaux dont la fréquence est supérieure à une fréquence de coupure spécifiée, tout en atténuant les signaux dont la fréquence est inférieure à cette fréquence de coupure .

Pour matérialiser efficacement ce filtre, une méthode courante consiste à recourir à un circuit RC. Ce circuit, comme son appellation le suggère, se compose d'un condensateur de capacité C et d'une résistance R, disposés en série avec la source  $v_i$  du signal. Le signal de sortie  $v_o$  est ensuite prélevé aux bornes de la résistance. Bien qu'il partage la même configuration que le filtre passe-bas, ce circuit se distingue par l'inversion des positions de la résistance et du condensateur [15].

### d) Régulateur de tension LM7812

Est un dispositif à trois bornes qui fournit une tension de sortie fixe de 12V. Ce régulateur positif offre une régulation locale, une limitation de courant interne, un dispositif de contrôle thermique et une protection de zone sûre pour notre projet. Chaque régulateur de cette série est capable de délivrer un courant maximal de 1,5A [16].

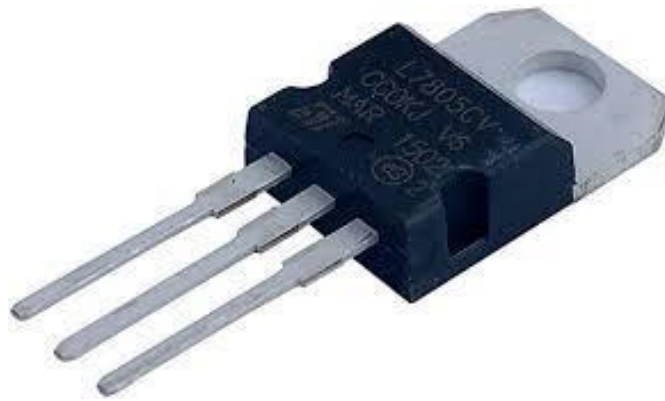


Figure II.5 régulateur LM7812 [16]

### e) Régulateur de tension LM7805

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

Ce régulateur de tension positive est conçu pour réguler une tension d'entrée variant de 7V à 35V à une tension de sortie de 5V avec un courant maximal de 1A. Il est important de noter que plus la tension à réguler est élevée, plus le régulateur génère de chaleur. Par conséquent, il est recommandé d'être attentif pour éviter tout risque de brûlure, et l'utilisation d'un dissipateur thermique est préférable pour assurer un fonctionnement optimal [16].



**Figure II.6 régulateur LM7805 [16]**

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

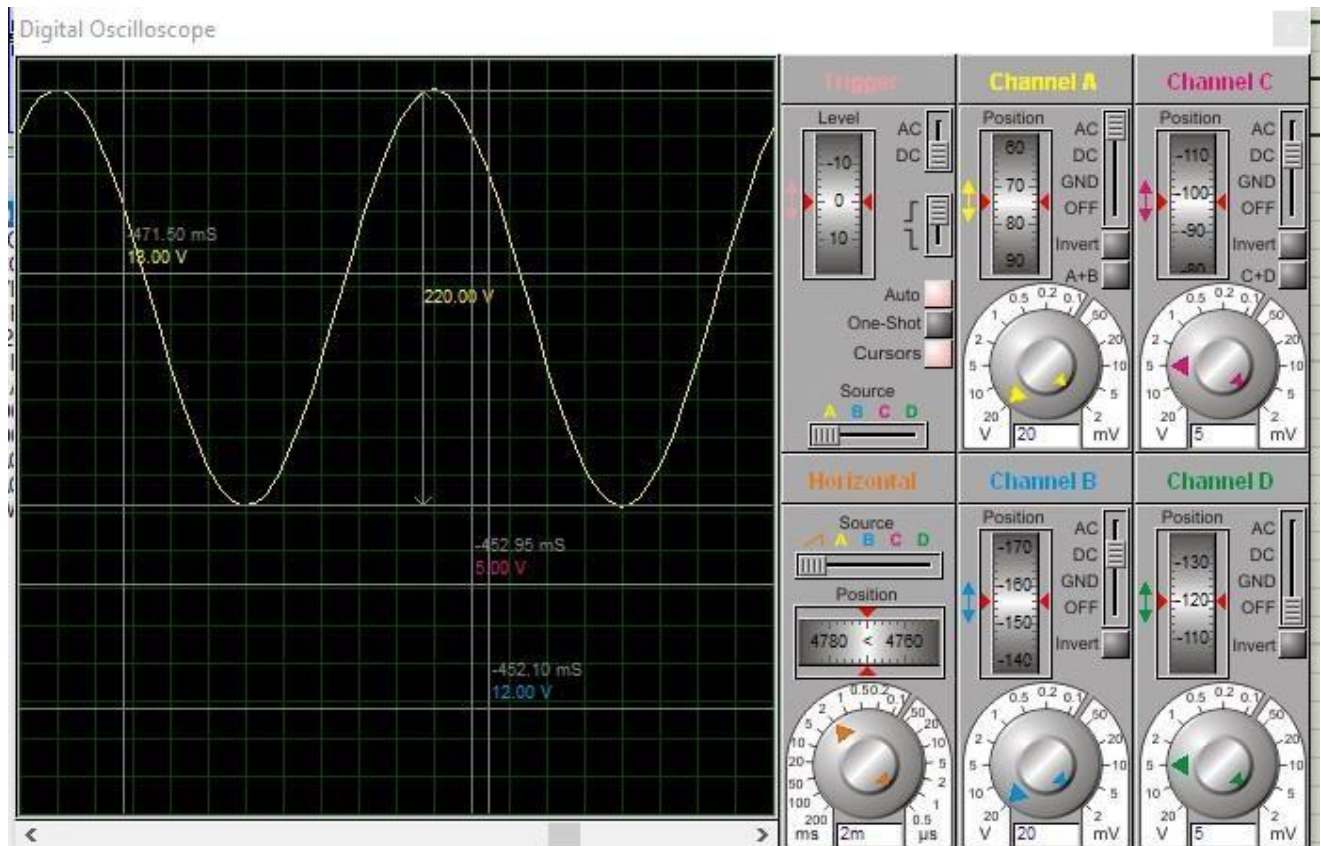


Figure II.7 Signal de sortie des régulateurs sur oscilloscope

- **En jaune** : Entrée 220V du transformateur
- **En bleu** : Sortie 12V du régulateur
- **En rouge** : Sortie 5V du régulateur

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

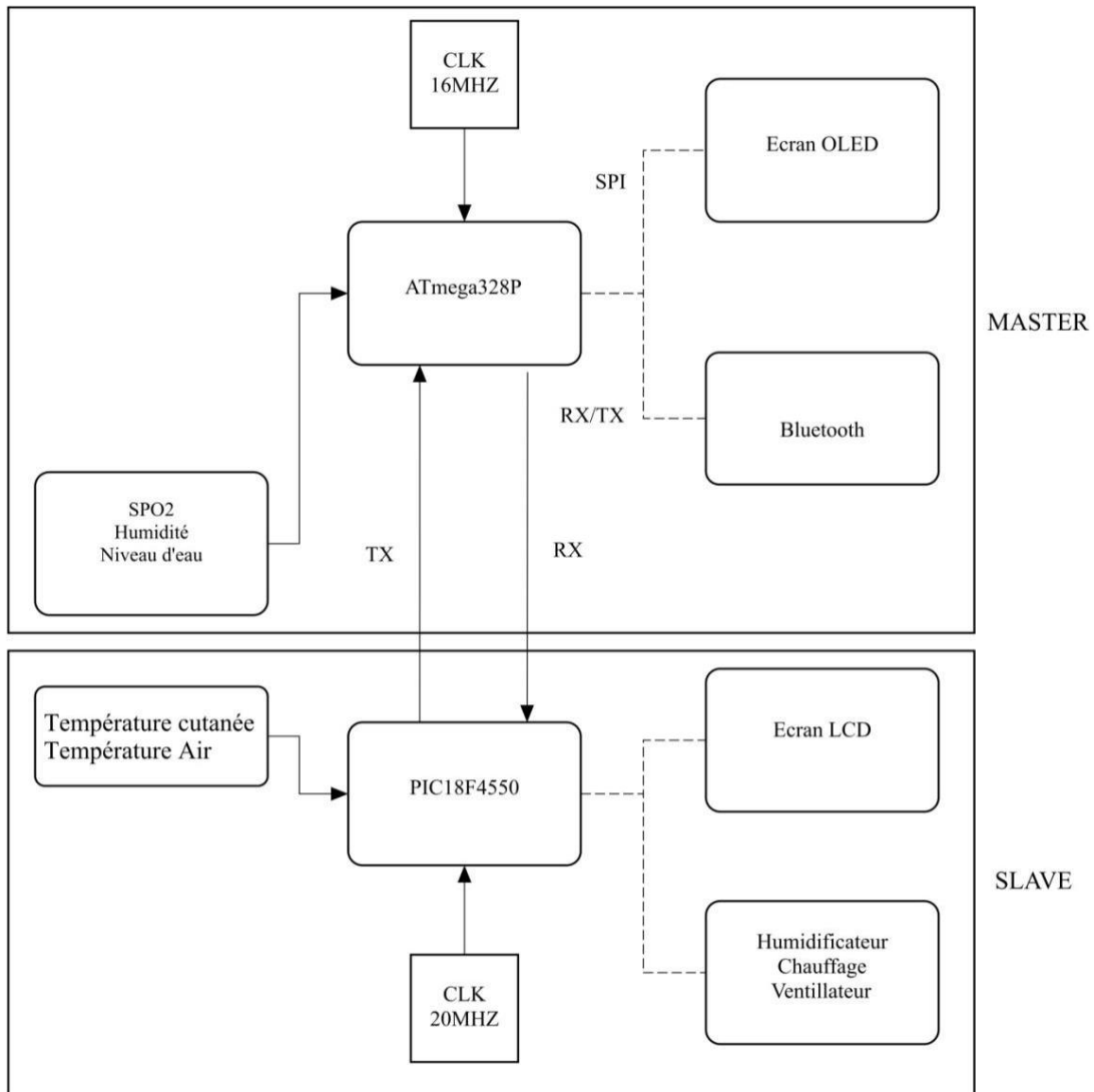


Figure II.8 Schéma bloc du système électronique

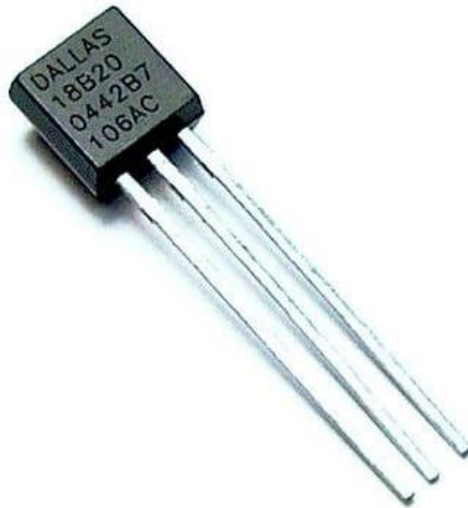
### II.2 Les capteurs

#### II.2.1 Capteur de température DS18B20

Le capteur DS18B20 est un capteur numérique de température à 1 fil. Il est fabriqué par Maxim Integrated et est disponible en boîtier TO-92 ou SO-8. Le DS18B20 a une plage de mesure de  $-55^{\circ}\text{C}$  à  $+125^{\circ}\text{C}$  avec une résolution de  $0,5^{\circ}\text{C}$ . Il est précis à  $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$  sur la plage de  $-10^{\circ}\text{C}$  à  $+85^{\circ}\text{C}$ . Est un capteur à faible consommation d'énergie, il consomme  $0,5\text{ mA}$  en mode actif et  $0,1\text{ }\mu\text{A}$  en mode veille. Il est également très résistant aux interférences électromagnétiques.

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

Est un capteur très polyvalent qui peut être utilisé dans de nombreuses applications, telles que la surveillance de la température ambiante, la mesure de la température corporelle, la régulation de la température des systèmes de chauffage et de climatisation, etc. [17].



**Figure II.9 Capteur de température DS18B20 [18]**



**Figure II.10 Sonde DS18B20 [18]**

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

**Tableau II.1 Fonctionnalité de la sonde DS18B20**

<b>Noir</b>	GND est une broche de terre.
<b>Jaune</b>	Le DQ est un bus de données à 1 fil qui doit être connecté à une broche numérique sur le microcontrôleur.
<b>Rouge</b>	La broche VDD fournit une alimentation au capteur qui peut être comprise entre 3,3 et 5 V.

### II.2.1.1 Les caractéristiques du DS18B20

- **Interface 1-Wire**

Le DS18B20 utilise un protocole de communication 1-Wire, ce qui signifie qu'il ne nécessite qu'un seul fil pour communiquer avec un microcontrôleur. Cela simplifie le câblage et réduit le nombre de broches nécessaires sur le microcontrôleur.

- **Résolution programmable**

La résolution du DS18B20 est programmable, ce qui permet aux utilisateurs de choisir entre une résolution de 9 bits, 10 bits, 11 bits ou 12 bits. Une résolution plus élevée permet d'obtenir des mesures plus précises, mais elle augmente également le temps de conversion.

- **Alarmes de température**

Le DS18B20 peut être configuré pour déclencher une alarme lorsqu'une certaine température est atteinte. Cela peut être utile pour les applications où il est important de détecter les changements de température rapidement.

- **Plage de mesure**

-55°C à +125°C

- **Résolution**

0,5°C

- **Précision**

±0,5°C sur la plage de -10°C à +85°C

- **Faible consommation d'énergie**

0,5 mA en mode actif et 0,1 µA en mode veille

- **Très résistant aux interférences électromagnétiques**

- **Boîtier TO-92 ou SO-8**

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

### II.2.1.2 Les applications courantes du DS18B20

- **Surveillance de la température ambiante**

Le DS18B20 peut être utilisé pour surveiller la température d'une pièce ou d'un bâtiment.

- **Mesure de la température corporelle**

Le DS18B20 peut être utilisé pour mesurer la température corporelle, ce qui en fait un choix populaire pour les thermomètres numériques.

- **Régulation de la température des systèmes de chauffage et de climatisation**

Le DS18B20 peut être utilisé pour réguler la température des systèmes de chauffage et de climatisation, ce qui permet d'économiser de l'énergie.

- **Surveillance de la température des équipements électroniques**

Le DS18B20 peut être utilisé pour surveiller la température des équipements électroniques, ce qui permet de prévenir les surchauffes.

- **Applications scientifiques et industrielles**

Le DS18B20 peut être utilisé dans une variété d'applications scientifiques et industrielles, telles que la mesure de la température du sol, de l'eau ou de l'air [17].

### II.2.1.3 Diagramme fonctionnel du DS18B20

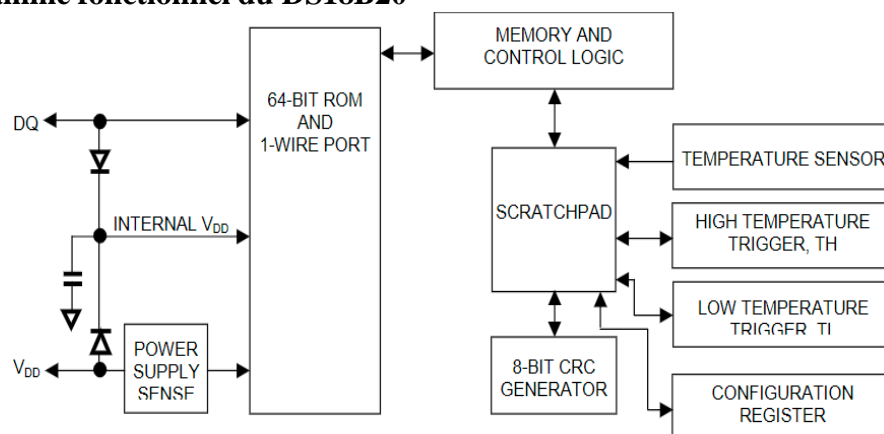


Figure II.11 Diagramme fonctionnel du DS18B20 [19]

Ce diagramme montre l'architecture interne d'un capteur (sonde) numérique. Il est composé de plusieurs blocs fonctionnels, notamment :

- Une mémoire morte (ROM) de 64 bits

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

- Un port 1-Wire
- Un capteur de température
- Un générateur de CRC 8 bits
- Un registre de configuration

Ces blocs fonctionnels sont reliés entre eux par un bus de données et un bus d'adresses. Le bus de données est utilisé pour transférer les données entre les différents blocs fonctionnels. Le bus d'adresses est utilisé pour spécifier l'adresse du bloc fonctionnel auquel les données doivent être transférées ou lues.

Le capteur numérique est alimenté par une source d'alimentation externe. La tension d'alimentation est fournie au bloc d'alimentation, qui la convertit en une tension interne de 3,3 V. Cette tension interne est utilisée pour alimenter les différents blocs fonctionnels du thermomètre numérique.

Il est ensuite contrôlé par un microcontrôleur. Le microcontrôleur est responsable de la gestion des différents blocs fonctionnels du thermomètre numérique. Il est également responsable de la communication avec l'utilisateur.

Ce capteur est capable de mesurer la température ambiante. La température ambiante est mesurée par le capteur de température. Le capteur de température est une thermistance. La thermistance est une résistance dont la valeur varie en fonction de la température. Le microcontrôleur lit la valeur de la thermistance et la convertit en une valeur de température [17].

Il, est aussi capable d'afficher la température mesurée sur un écran LCD. L'écran LCD est un écran à cristaux liquides. L'écran est composé de plusieurs segments. Chaque segment est contrôlé par un transistor. Le microcontrôleur active les transistors pour afficher la température mesurée sur l'écran.

### II.2.1.4 Avantages du DS18B20

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

- Faible coût
- Précision
- Faible consommation d'énergie
- Facilité d'utilisation
- Résistance aux interférences
- Polyvalence
- Large plage de mesure
- Programmable
- Alarmes de température
- Boîtier compact

En résumé, le DS18B20 est un capteur de température numérique polyvalent, précis et fiable qui convient à un large éventail d'applications. Sa simplicité d'utilisation, sa faible consommation d'énergie et son faible coût en font un choix populaire pour les projets de toutes tailles.

### II.2.2 Capteur d'humidité DHT11

Le DHT11 est un capteur numérique pour mesurer l'humidité relative de l'air et la température. Est un capteur capacitif. Il est capable de mesurer des taux d'humidité de 20 à 96% avec une précision de  $\pm 5\%$  et une température de 0 à  $+50\text{ }^{\circ}\text{C}$  [18].

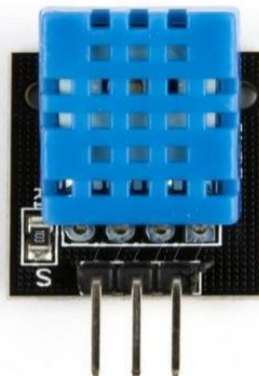


Figure II.12 Capteur de température et humidité DHT11

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

### II.2.2.1 Les caractéristiques du capteur DHT11 [18].

- Mesure de la température et de l'humidité relative
- Plage de mesure de la température : 0°C à 50°C
- Précision de la température :  $\pm 2^\circ\text{C}$
- Plage de mesure de l'humidité : 20% à 96% HR
- Précision de l'humidité :  $\pm 5\%$  HR
- Interface numérique à un fil: Le DHT11 communique avec un microcontrôleur via un seul fil de données, ce qui le rend facile à connecter et à utiliser.
- Faible consommation d'énergie: Le DHT11 consomme très peu d'énergie, ce qui le rend idéal pour les applications alimentées par batterie.
- Faible coût: Le DHT11 est un capteur très abordable, ce qui le rend accessible à tous les projets.

### II.2.2.2 Câblage d'un capteur DHT11

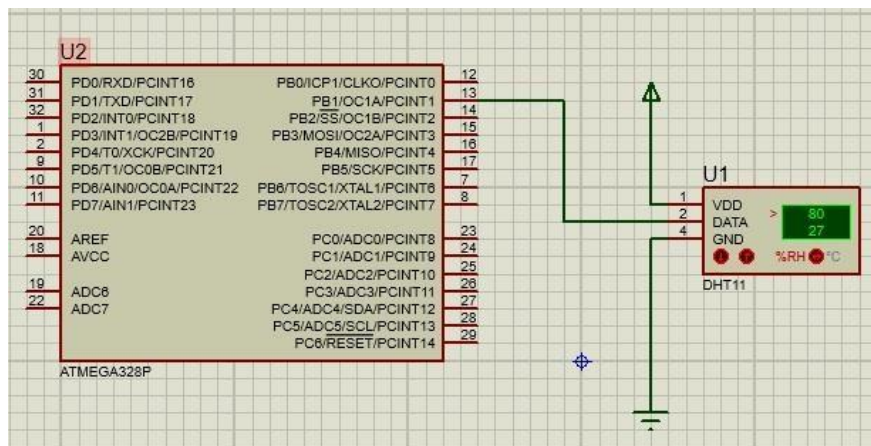


Figure II.13 Câblage du DHT11 avec ATMEGA328P

### II.2.2.3 Protocole de communication avec le microcontrôleur [18]

La communication entre le capteur DHT11 et le microcontrôleur se fait via un protocole série à un fil en suivant ces étapes :

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

- **Initialisation**

- Définir la broche de données du DHT11 comme sortie et la mettre à l'état haut.
- Attendre au moins 18 ms.

- **Demande de données**

- Mettre la broche de données à l'état bas pendant au moins 1 ms.
- Mettre la broche de données à l'état haut pendant au moins 40  $\mu$ s.
- Mettre la broche de données en mode entrée.

- **Réception de données**

- Attendre que la broche de données passe à l'état bas pendant au moins 80  $\mu$ s.
- Attendre que la broche de données passe à l'état haut pendant au moins 80  $\mu$ s.
- Lire la valeur de la broche de données pendant 50  $\mu$ s.

- **Traitement de données**

- Convertir les 8 bits de données d'humidité en un nombre décimal.
- Convertir les 8 bits de données de température en un nombre décimal.
- Utiliser les valeurs d'humidité et de température pour votre application.

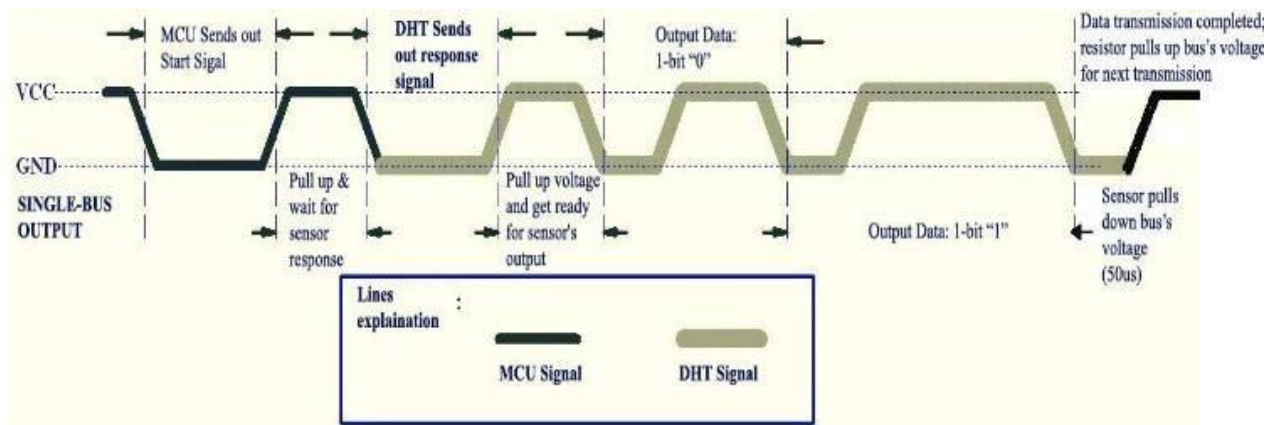


Figure II.14 Protocole de communication du capteur DHT11 [19]

### II.2.3 Capteur de saturation d'oxygène MAX30102

Le MAX30102 est un module intégré de surveillance biométrique principalement utilisé pour la mesure de la fréquence cardiaque et de la saturation en oxygène du sang. Il comprend des LED internes, photo-détecteurs, éléments optique et électronique à faible bruit avec rejet de la lumière ambiante. Le MAX30102 offre une solution complète pour faciliter le processus de conception pour les appareils

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

mobile et portable. Ce capteur fonctionne sur une seule alimentation de 1.8V et une alimentation séparée de 5V pour les LED internes. La communication se fait à travers un standard I2C compatible interface. Le module peut être arrêté via un logiciel avec un courant de veille nul, permettant aux rails d'alimentation de rester alimenter à tout moment [19].

### II.2.3.1 Caractéristiques du capteur MAX30102 [19]

#### a) Photo-pléthysmographie (PPG)

- Utilise deux LEDs (rouge et infrarouge) pour émettre de la lumière à travers la peau.
- Un photodétecteur mesure l'intensité de la lumière réfléchié ou transmise, ce qui permet de détecter les variations dues au flux sanguin.

#### b) Mesure de la SpO2

- La saturation en oxygène du sang est déterminée en analysant les différences d'absorption de la lumière rouge et infrarouge par l'oxygène et la désoxyhémoglobine.

#### c) Mesure de la fréquence cardiaque

- Le capteur détecte les pulsations cardiaques en mesurant les variations de la lumière infrarouge réfléchié à chaque battement de cœur.

#### d) Faible consommation d'énergie

- Conçu pour les dispositifs portables, il consomme très peu d'énergie, ce qui le rend idéal pour une utilisation continue dans les appareils comme les montres intelligentes et les bracelets de fitness.

#### e) Interface de communication

- Communique via une interface I2C, ce qui le rend facile à intégrer avec des microcontrôleurs et des cartes de développement comme Arduino et Raspberry Pi.

#### f) Compatibilité et intégration

- Intègre un circuit de traitement de signal numérique pour filtrer et analyser les données.
- Peut être utilisé dans des environnements de faible lumière grâce à une configuration optimisée des LED et du photodétecteur.

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

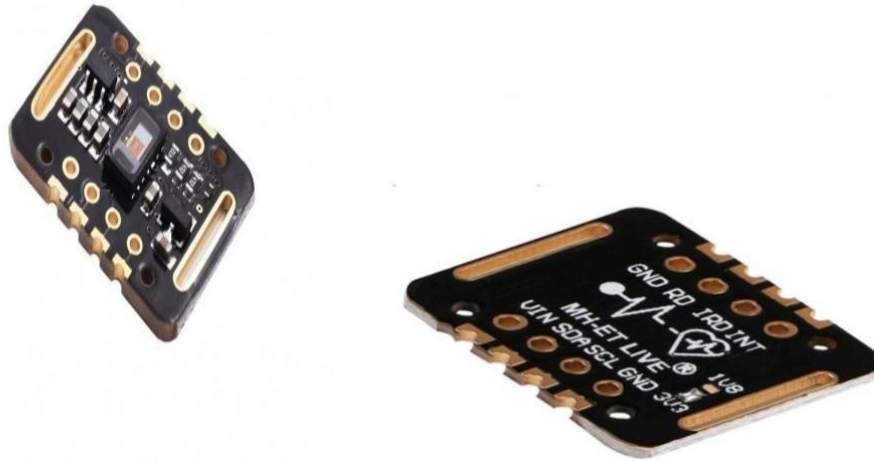


Figure II.15 Capteur de saturation d'oxygène MAX30102

**VCC** : 5V (alimentation).

**GND** : Masse.

**SCL** : Ligne de l'horloge I2C (connectée à la broche 28 de ATMEGA328P).

**SDA** : Ligne de données I2C (connectée à la broche 27 de ATMEGA328P).

**INT** : (optionnel) Ligne d'interruption pour signaler la disponibilité des données.

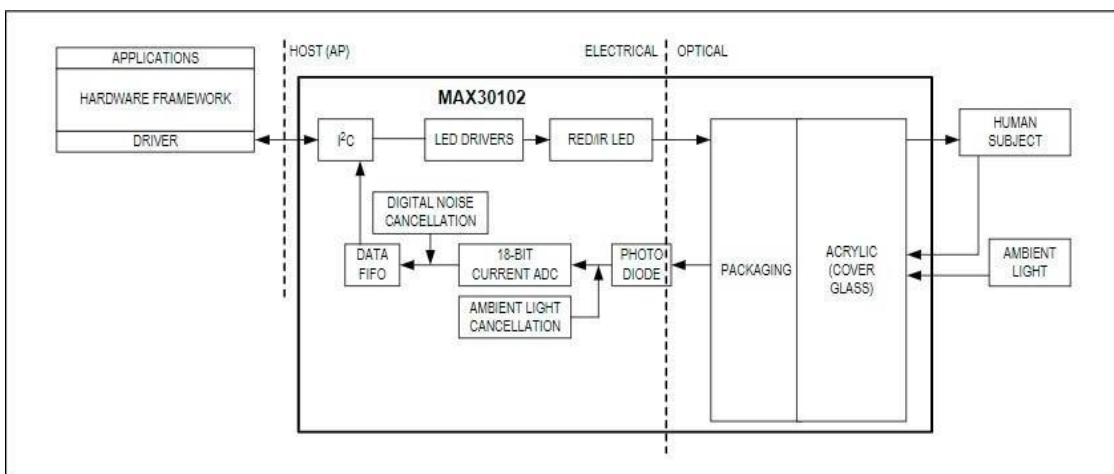


Figure II.16 Diagramme fonctionnel du MAX30102 [19]

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

### II.2.4 Présentation du bus I2C

Le bus I2C (Inter-Integrated Circuit) est un protocole de communication série conçu pour permettre une communication simple et efficace entre divers composants électroniques. Conçu à l'origine par Philips Semiconductors (maintenant NXP Semiconductors) dans les années 1980, ce protocole est largement utilisé dans les systèmes embarqués et les applications électroniques pour permettre l'interconnexion de périphériques sur une même carte ou entre différentes cartes. Il permet de communiquer seulement sur 2 fils [18] :

- Signal de donnée : SDA c'est la ligne par laquelle les données sont transmises.
- Signal d'horloge : SCL c'est la ligne d'horloge qui synchronise le transfert de données [18].

#### II.2.4.1 Protocole et prise contrôle du bus

Le protocole I2C établit les séquences possibles des états logiques sur les lignes SDA et SCL, ainsi que les réponses appropriées des circuits en cas de conflits. Et pour prendre le contrôle du bus I2C, celui-ci doit être inactif (SDA et SCL à '1'). Pour transmettre des données sur le bus, il est nécessaire de surveiller deux conditions spécifiques [18]:

- La condition de départ : SDA passe à '0' tandis que SCL reste à '1'.
- La condition d'arrêt : SDA passe à '1' tandis que SCL reste à '1'.

Lorsqu'un circuit vérifie que le bus est libre et prend le contrôle, il devient le maître du bus et génère le signal d'horloge.

### II.2.5 Capteur de niveau d'eau

Un capteur de niveau d'eau est un instrument qui surveille et rapporte la hauteur du liquide présent dans un récipient ou une zone spécifique. Il peut fonctionner en utilisant différents principes de mesure, tels que la flottabilité, la pression, les ondes ultrasonores, les ondes radar, la conductivité électrique, ou les propriétés capacitives, pour fournir une indication continue ou discrète du niveau d'eau [17].

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

### II.2.5.1 Types de capteurs de niveau d'eau

- Capteurs à Flotteur
- Capteurs de Pression Hydrostatique
- Capteurs Ultrasoniques
- Capteurs Radar
- Capteurs de Conductivité

### II.3 Les microcontrôleurs

Un microcontrôleur est un système à microprocesseur intégré dans une seule puce. Il est employé dans divers domaines pour réaliser une multitude d'applications en robotique, en automatisation et en communication.

Ce petit composant a simplifié la vie quotidienne grâce aux nombreuses applications qu'il permet de développer, et il continue d'être essentiel aujourd'hui. Qu'il s'agisse d'une LED clignotante, d'un Smartphone, d'une voiture électrique, d'un système d'arrosage automatique, d'une maison intelligente, d'une simple calculatrice ou d'un thermomètre, tous ces projets sont possibles grâce au microcontrôleur.

Plus l'imagination est fertile, plus les applications sont nombreuses. Il existe une multitude de types et de marques de microcontrôleurs, qu'ils soient grands ou petits, en boîtier SMD ou DIP, offrant ainsi un large éventail de choix. Pour ce projet, nous nous concentrons sur les microcontrôleurs des familles PIC et ATmega, en particulier le PIC18F4550 et l'ATmega328p [20].

#### II.3.1 Le PIC18F4550

Le microcontrôleur PIC18F4550 est un membre de la famille des microcontrôleurs PIC (Peripheral Interface Controller) fabriqués par Microchip Technology. Est un microcontrôleur 8 bits en technologie CMOS, cadencé par une horloge allant de 0 à 48 MHz et une alimentation varie entre 2,2V et 5V [19].

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

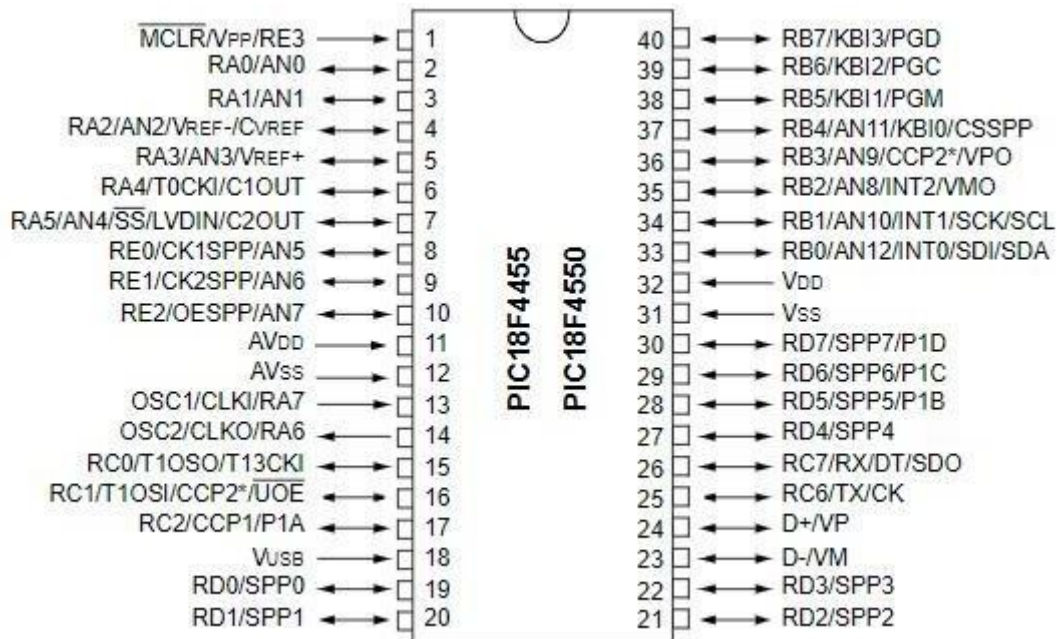


Figure II.17 Architecture du PIC18F4550 [19]

### a) Caractéristiques générales du PIC18F4550

Tableau II.2 Caractéristiques du PIC18FXXX

<b>Architecture</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Architecture Harvard modifiée de 8 bits.</b></li> <li>• <b>Jeu d'instructions étendu avec des instructions de 16 bits.</b></li> <li>• <b>Mémoire Flash, EEPROM et RAM intégrées.</b></li> </ul>
<b>Mémoire</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>32 Ko de mémoire Flash pour le programme.</b></li> <li>• <b>2 Ko de mémoire SRAM.</b></li> <li>• <b>256 octets de mémoire EEPROM</b></li> </ul>

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

<b>Périphériques</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Ports E/S (Entrée/Sortie) : 35 broches d'entrée/sortie numérique.</b></li><li>• <b>Convertisseur Analogique-Numérique (CAN) : 13 canaux avec une résolution de 10 bits.</b></li><li>• <b>USART : Module de communication série universelle synchrone/asynchrone.</b></li><li>• <b>MSSP : Module maître/esclave pour SPI (Serial Peripheral Interface) et I<sup>2</sup>C (Inter-Integrated Circuit).</b></li><li>• <b>Comparateurs analogiques : Deux comparateurs analogiques intégrés.</b></li><li>• <b>PWM : Module Capture/Compare/PWM (ECCP) pour la génération de signaux PWM.</b></li></ul>
<b>Horloge</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Fréquence d'horloge allant jusqu'à 48 MHz.</b></li><li>• <b>Oscillateur interne de 8 MHz avec PLL (Phase-Locked Loop) pour des fréquences plus élevées.</b></li></ul>
<b>Interface USB</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Supporte l'USB 2.0 Full-Speed (12 Mbps).</b></li><li>• <b>Capable de fonctionner en tant que périphérique USB avec des points de terminaison configurables.</b></li></ul>
<b>Alimentation</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Plage de tension d'alimentation : 2.0V à 5.5V.</b></li><li>• <b>Faible consommation d'énergie avec des modes de veille et de sommeil.</b></li></ul>

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

<b>Timers</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Quatre timers de 8 bits (Timer0, Timer2, Timer3, Timer4).</b></li><li>• <b>Un timer de 16 bits (Timer1).</b></li></ul>
---------------	---

### b) Brochage du PIC18F4550

Le PIC18F4550 est disponible dans plusieurs types de boîtiers, notamment DIP (Dual In-line Package), QFN (Quad Flat No-lead), et TQFP (Thin Quad Flat Pack).

- VDD et VSS : Broches d'alimentation.
- MCLR : Broche de réinitialisation maîtresse.
- OSC1 et OSC2 : Broches de l'oscillateur externe.
- Port A à Port E : Ports d'E/S numériques.

En résumé, le microcontrôleur PIC18F4550 est un composant polyvalent et puissant pour une variété d'applications nécessitant des fonctionnalités avancées et une interface USB. Son ensemble riche de périphériques et sa capacité de fonctionnement à haute vitesse le rendent adapté à de nombreux projets embarqués [19].

### II.3.2 ATmega328P

Le microcontrôleur ATmega328P est un membre de la famille des microcontrôleurs AVR produits par Microchip Technology. Il est particulièrement populaire en raison de son utilisation dans les plateformes Arduino, notamment l'Arduino Uno. L'ATmega328P est utilisé dans une large gamme d'applications en raison de sa polyvalence et de son efficacité énergétique, telles que :

- Prototypes et projets DIY.
- Systèmes embarqués.
- Applications domotiques.
- Robots et dispositifs automatisés.
- Périphériques de communication série.

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

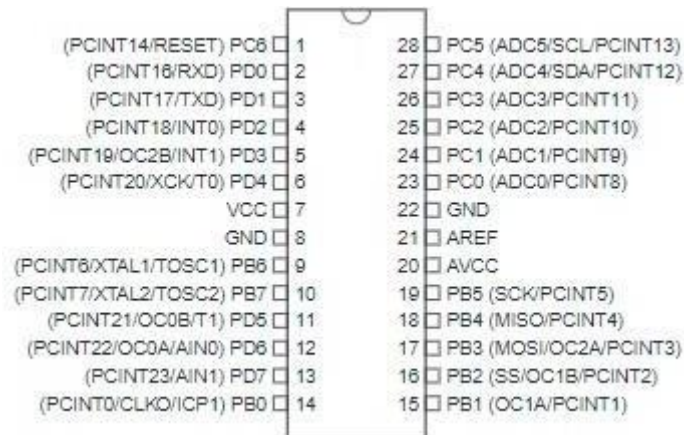


Figure II.18 Schéma de l'ATmega328P [19]

### a) Caractéristiques générales d'ATmega328P

Tableau II.3 : Caractéristiques du microcontrôleur ATmega

<b>Architecture</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Architecture RISC (Reduced Instruction Set Computing) de 8 bits.</b></li> <li>• <b>Jeu d'instructions avec 32 registres de travail de 8 bits.</b></li> </ul>
<b>Mémoire</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>32 Ko de mémoire Flash pour le programme.</b></li> <li>• <b>1 Ko de mémoire EEPROM.</b></li> <li>• <b>2 Ko de mémoire SRAM.</b></li> </ul>
<b>Périphériques</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Ports E/S (Entrée/Sortie) : 23 broches d'entrée/sortie numérique.</b></li> <li>• <b>Convertisseur Analogique-Numérique (CAN) : 6 canaux avec une résolution de 10 bits.</b></li> <li>• <b>USART : Module de communication série universelle synchrone/asynchrone.</b></li> </ul>

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

	<ul style="list-style-type: none"><li>• <b>SPI : Interface Serial Peripheral Interface pour la communication avec d'autres périphériques SPI.</b></li><li>• <b>I<sup>2</sup>C (TWI) : Interface Two-Wire Interface pour la communication avec des périphériques I<sup>2</sup>C.</b></li><li>• <b>Timers : Trois timers, dont deux de 8 bits (Timer0, Timer2) et un de 16 bits (Timer1).</b></li><li>• <b>PWM : Capacités PWM (Pulse Width Modulation) sur 6 canaux pour le contrôle de moteurs ou de LED.</b></li></ul>
<b>Horloge</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Fréquence d'horloge maximale de 20 MHz.</b></li><li>• <b>Oscillateur interne de 8 MHz.</b></li></ul>
<b>Alimentation</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Plage de tension d'alimentation : 1.8V à 5.5V.</b></li><li>• <b>Faible consommation d'énergie avec plusieurs modes de veille et de sommeil.</b></li></ul>
<b>Interruption</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Supporte les interruptions externes et internes.</b></li></ul>
<b>Communication série</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Supporte la communication série via UART, SPI, et I<sup>2</sup>C.</b></li></ul>

### b) Brochage de ATmega328P

L'ATmega328P est disponible dans plusieurs types de boîtiers, y compris PDIP (Plastic Dual In-line Package), MLF (Micro Lead Frame), et TQFP (Thin Quad Flat Package).

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

- VCC et GND : Broches d'alimentation.
- RESET : Broche de réinitialisation.
- XTAL1 et XTAL2 : Broches pour l'oscillateur externe.
- Port B, Port C, Port D : Ports d'E/S numériques et analogiques.

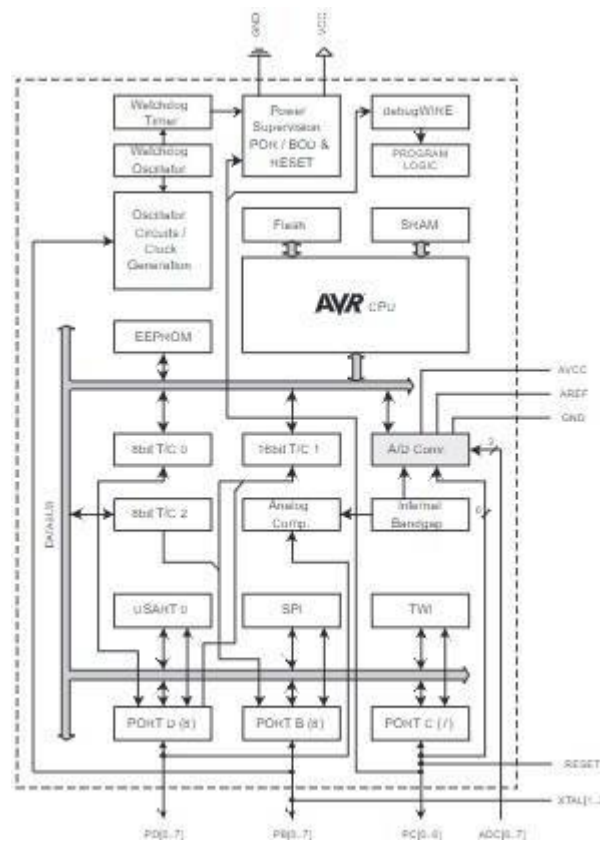


Figure II.19 Diagramme ATmega328P [19]

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

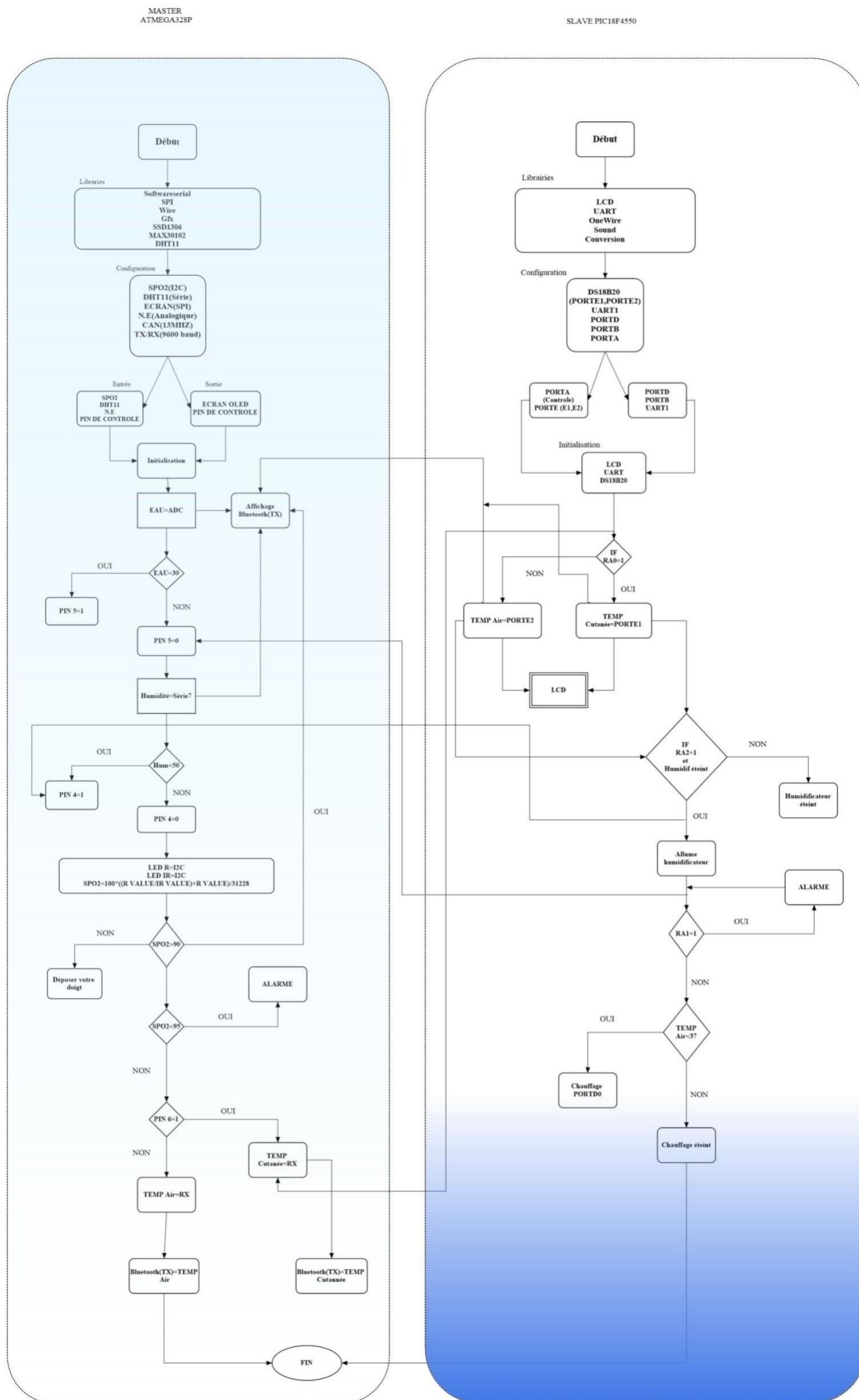


Figure II.20 Organigramme générale de notre projet

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

### II.4. Programmation des Microcontrôleurs

#### a) ATmega328P

L'ATmega328P est un microcontrôleur de la famille AVR, il est largement utilisé dans les projets en raison de sa popularité dans les cartes ARDUINO comme ARDUINO UNO.

La programmation de ce dernier peut se faire avec plusieurs méthodes, dont les plus courantes sont :

- **ARDUINO IDE**

L'ATmega328P est souvent programmé en utilisant cette méthode, ce qui simplifie grandement le développement grâce à une vaste bibliothèque de fonctions et à une communauté active. Le code est écrit en C/C++.

- **AVR-GCC et AVRDUDE**

Pour ceux qui préfèrent une approche plus directe et flexible, l'ATmega328P peut être programmé en utilisant AVR-GCC pour compiler le code C/C++ et AVRDUDE pour téléverser le code compilé sur le microcontrôleur.

#### b) PIC18F4550

Le PIC18F4550 est un microcontrôleur de la famille PIC, il est connu pour sa capacité à gérer des communications USB, ce qui le rend idéal pour les applications nécessitant une interface USB.

La programmation de ce dernier peut se faire par divers outils, les plus courants sont :

- **MPLAB X IDE**

- **MIKROC**

#### c) Interconnexion des microcontrôleurs

Pour transmettre des données entre l'ATmega328P et le PIC18F4550, une méthode courante est d'utiliser une communication série UART. Voici une description de la configuration et du fonctionnement:

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

- TX (transmission) de l'ATmega328P est connecté à RX (réception) du PIC18F4550.
- RX (réception) de l'ATmega328P est connecté à TX (transmission) du PIC18F4550.
- Assurez que les deux microcontrôleurs partagent un GND commun.

### II.4.1. Déclaration des libraires

Dans le programme de l'ATmega328P, plusieurs librairies sont utilisées pour gérer les différents aspects des capteurs et de l'affichage voici une description de chacune d'elle :

#### a) **Software serial.h**

Cette bibliothèque permet la communication série sur n'importe quelles broches numériques de l'ARDUINO, sa fonction principale est de créer les objets de communication série sur des broches autres que celles par défaut (RX et TX).

#### b) **SPI.h**

La bibliothèque SPI permet la communication avec des périphériques utilisant le protocole SPI (Serial Peripheral Interface), sa fonction principale est de faciliter la communication avec les périphériques SPI tels que les afficheurs et les mémoires.

#### c) **Wire.h**

La bibliothèque Wire permet la communication avec des périphériques utilisant le protocole I2C (Inter-Integrated Circuit), elle gère la communication I2C entre l'ARDUINO et les périphériques connectés.

#### d) **Adafruit\_SSD1306.h**

Elle est spécifique aux écrans OLED utilisant le contrôleur SSD1306 pour gérer les fonctions d'affichage spécifiques à ces écrans.

#### e) **MAX30102.h**

Cette librairie est utilisée pour interfacer avec le capteur de la saturation en oxygène, elle gère la lecture des données de capteur, notamment pour mesurer le niveau SPO2 et le rythme cardiaque.

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

### f) **Bonezegei\_DHT11.h**

Cette librairie est utilisée pour interfacer avec le capteur d'humidité DHT11, sa fonction principale est de gérer la lecture des données du capteur pour obtenir les résultats.

En résumé, ces bibliothèques facilitent l'interfaçage avec les capteurs et l'affichage des données.

Dans le programme MIKROC du PIC18F4550 les bibliothèques suivantes sont utilisées :

#### a) **LCD library**

Cette bibliothèque permet de contrôler un écran LCD alphanumérique en utilisant l'un des broches du microcontrôleur, elle permet aussi d'envoyer des données et de commandes à l'écran pour afficher des textes et des chiffres.

#### b) **UART library**

UART permet la communication série entre deux microcontrôleurs, elle facilite l'envoi et la réception des données via les ports série UART.

#### c) **Sound library**

Permet de contrôler un buzzer connecté à une broche spécifique du microcontrôleur, elle génère des sons à des fréquences et des durées spécifiques.

#### d) **OneWire library**

Est utilisé pour communiquer avec des capteurs de température DS18B20 qui utilise ce protocole afin de lire les valeurs.

### II.4.2. Déclaration des entrées sorties

Les entrées/sorties constituent un élément crucial des microcontrôleurs, car elles permettent à ces derniers d'interagir avec le monde extérieur. Ces déclarations est un processus essentielles qui consiste à configurer les broches pour qu'elles puissent être utilisées comme une entrée ou bien une sortie.

#### a) **ATmega328P**

##### • **Entrées**

- SPO2 connectés via I2C
- DHT11 connectés via une communication série

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

- Niveau d'eau capteur analogique pour mesurer le niveau
- Pin de contrôle : divers pins utilisés pour le contrôle de l'état des capteurs et autres périphériques

- **Sorties**

- Ecran OLED pour afficher les valeurs des capteurs
- Pin de contrôle utilisé pour allumer et éteindre des périphériques

### b) PIC18F4550

- **Entrées**

- PORTA utilisé pour les capteurs et les boutons
- PORTE utilisé pour les capteurs de température DS18B20

- **Sortie**

- PORTD utilisé pour le contrôle de buzzer
- PORTB utilisé pour l'affichage sur l'écran LCD
- UART1 utilisé pour la communication série pour transmettre les données

### II.4.3. Fonctionnement du système

L'organigramme fourni décrit de manière structurée et détaillée le processus de configuration et de fonctionnement de notre projet, en utilisant les microcontrôleurs ATmega328P et PIC18F4550. Chaque partie de l'organigramme montre comment les données des capteurs sont collectées, traitées, affichées, et comment les actions correspondantes sont prises en fonction des conditions mesurées. Cette description détaillée peut être utilisée comme base pour expliquer le fonctionnement du système.

#### a) Programme pour le PIC18F4550

- **Initialisation**

- Configurer les ports
- Initialise le module UART à 9600 baud
- Initialise l'écran LCD et le buzzer

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

- **Boucle principale**

- Lit l'état des capteurs de température (sur PORTA.F0).
- Affiche la température cutanée ou de l'air sur l'écran LCD et envoie la valeur par UART.
- Vérifie l'état de RA1 pour activer le buzzer.
- Contrôle l'état de RA2 pour allumer ou éteindre une LED sur RD0.
- Lire PORTA.F0
- Si PORTA.F0 == 1 : \*\*Calcul de la température cutanée
- Afficher sur LCD
- Envoyer par UART
- Sinon : \*\*Calcul de la température de l'air
- Afficher sur LCD
- Envoyer par UART
- \*\*Vérifier RA1
- Si RA1 == 1 : Activer le buzzer
- \*\*Vérifier RA2
- Si RA2 == 1 : Allumer la LED (RD0)
- Sinon : Éteindre la LED (RD0)

- **Retour à la boucle principale**

### b) Programme pour l'ATmega328P

- **Initialisation**

- Configure les ports et initialise les modules nécessaires (OLED, capteurs, etc.).
- Configure les broches pour la lecture des capteurs et l'affichage sur l'écran OLED.

- **Boucle principale**

- Lit les données reçues du PIC18F4550 et les transmet via Bluetooth.
- Mesure le niveau d'eau dans le bac et contrôle une pompe en conséquence.
- Lit l'humidité avec le capteur DHT11 et active un humidificateur si nécessaire.
- Lit les données du capteur MAX30102 pour la saturation en oxygène et affiche les résultats sur l'écran OLED.
- \*\*Réception des données du PIC18F4550
- Transmettre via Bluetooth

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

- Mesure du niveau d'eau
  - Afficher le niveau d'eau
  - Si niveau d'eau < 30% : Pin5=1
  - Sinon : Pin5=0
  - Mesure de l'humidité
  - Afficher l'humidité
  - Si humidité < 50% : Activer l'humidificateur
  - Sinon : Désactiver l'humidificateur
  - Mesure de la saturation en oxygène (SPO2)
  - Afficher la saturation en oxygène
  - Si saturation < 90% : Afficher un message d'alerte
- **Retour à la boucle principale**

### II.4.4. Réalisation des circuits imprimé

Pour réaliser un circuit imprimé nécessite dans un premier temps une impression via une imprimante laser du PCB sur papier photo comme la montre la figure suivante :

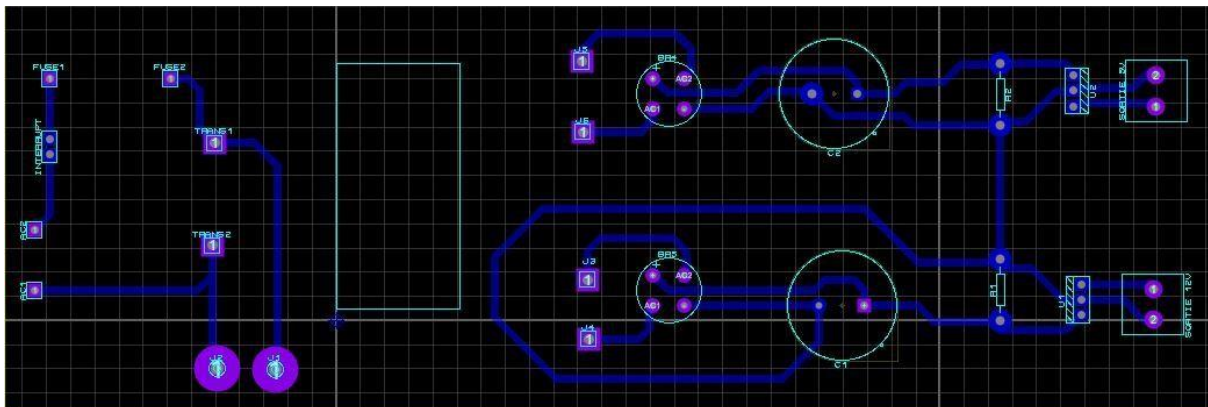


Figure II.21 PCB de la carte d'alimentation

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

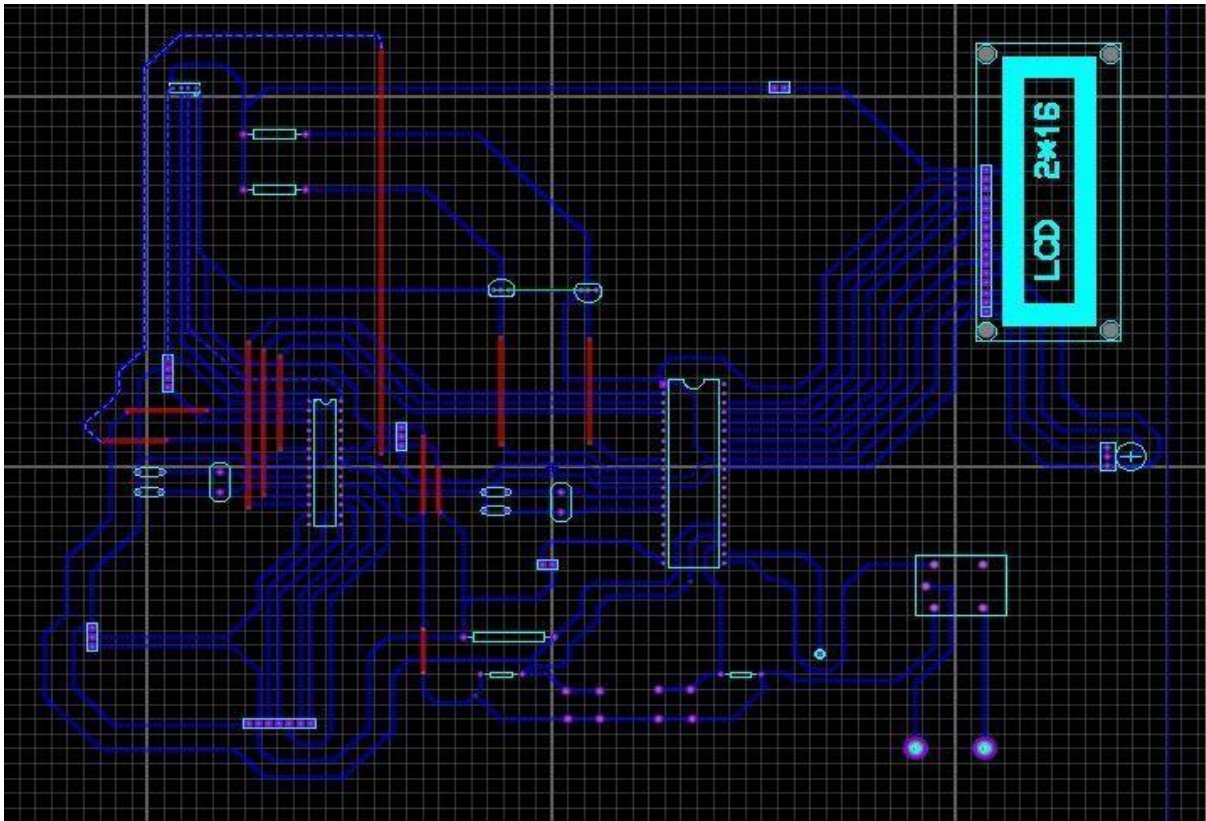


Figure II.22 PCB de la carte mère

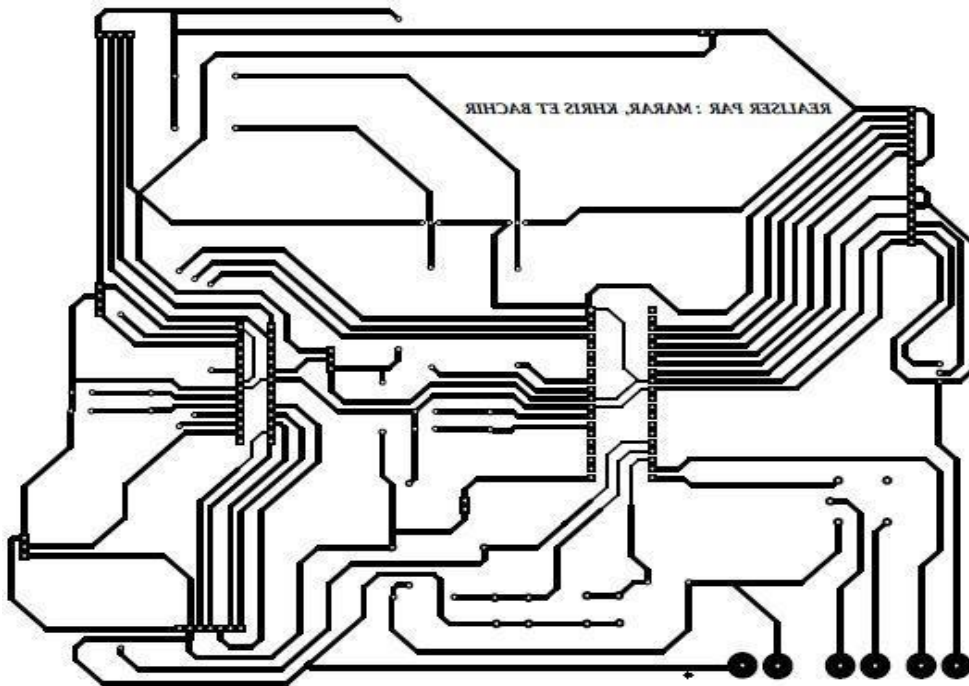
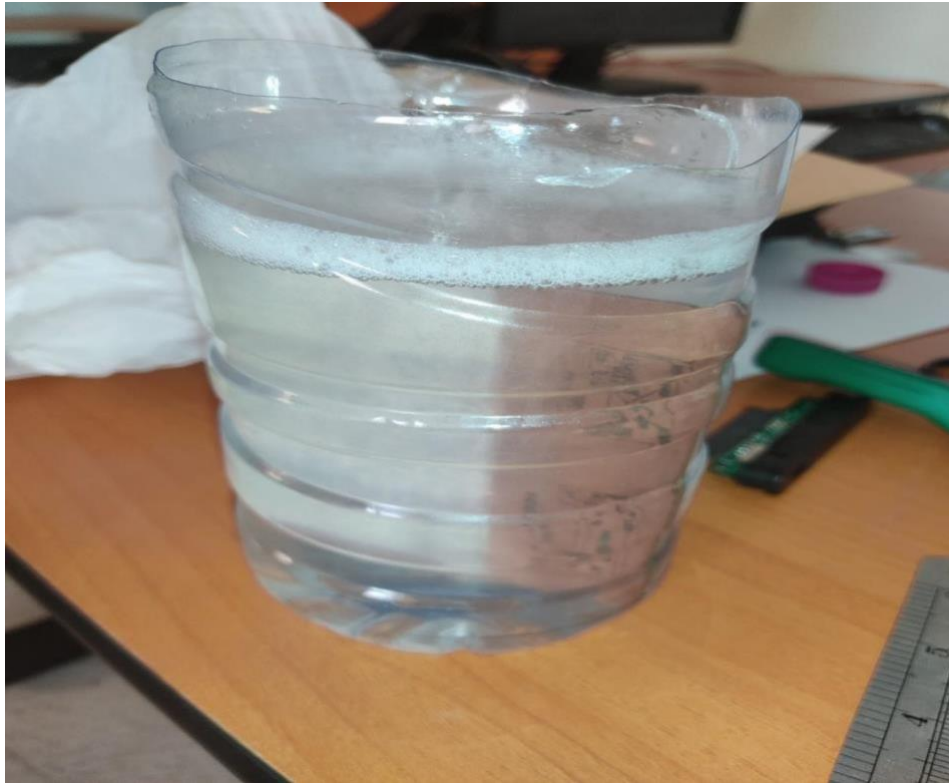


Figure II.23 Le PCB de la carte mère imprimé sur papier photo

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation

- Le schéma imprimé sera posé sur une plaque de cuivre sur laquelle on passera un fer à repasser chaud et sec.
- Puis plongée dans un flacon d'eau savonneuse pendant 20 à 25 min à ce que l'encre de l'impression se collera sur la plaque (Voir la photo)



**Figure II.24** Plaque de cuivre plongée dans le flacon

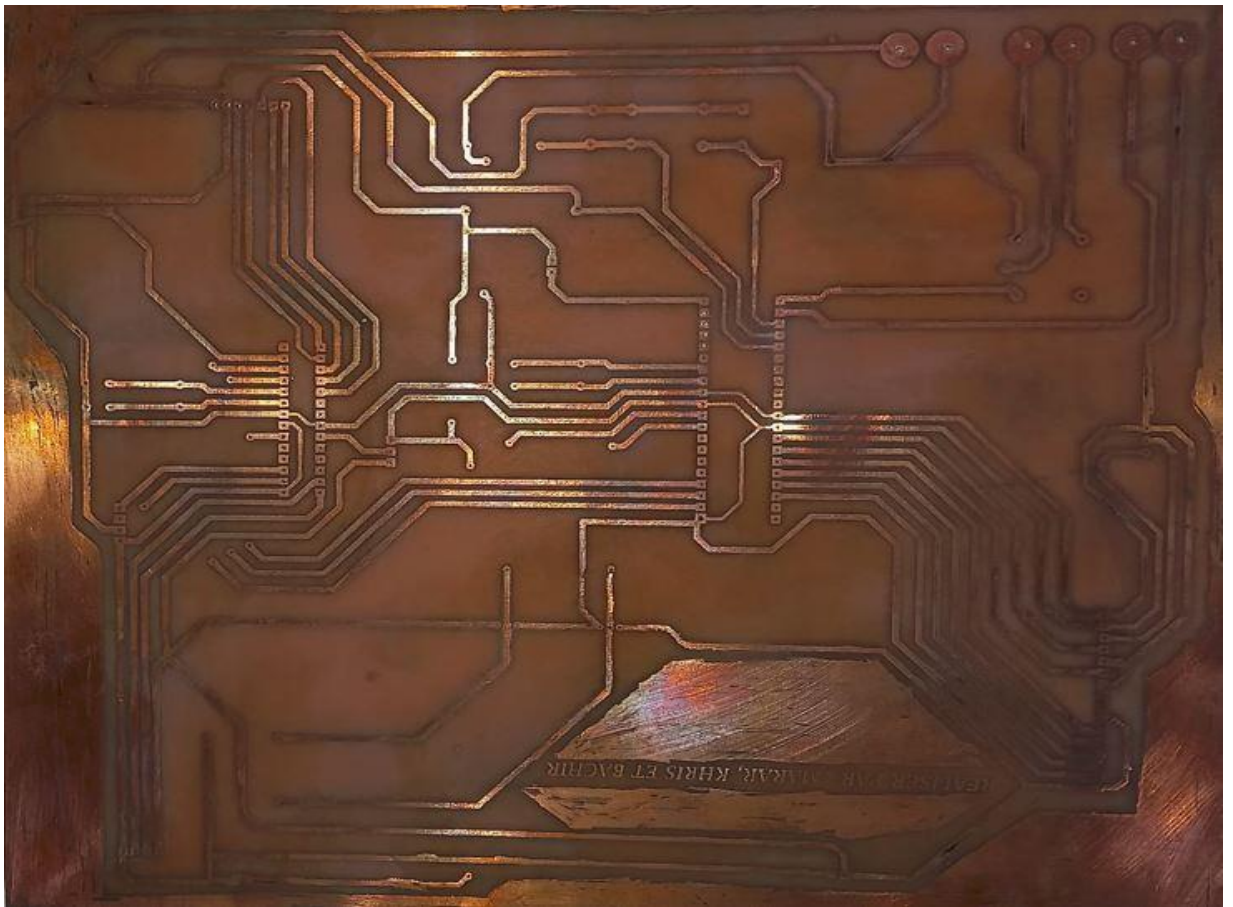
- Ensuite on décollera le papier photo qui apparaîtra avec le circuit imprimé et l'encre.
- Ce circuit sera ensuite plongé dans une solution à base de perchlorure de fer.
- Après plusieurs agitations de ce circuit dans cette solution le cuivre se dissout sauf au niveau des endroits où figure l'encre d'impression.

## CHAPITRE II : Conception et Réalisation



**Figure II.25** Dissolution du cuivre

- Au final le circuit sera retiré de la solution de perchlorure de fer, la plaque sera essuyée avec de l'alcool pour faire éliminer l'encre, ensuite on passera un flux pour souder, les composants nécessaires seront soudé chacun à sa place et ainsi le circuit sera finalisé.



**Figure II.26** Circuit final

## **CHAPITRE II : Conception et Réalisation**

### **Conclusion**

Dans ce chapitre nous avons réalisé les différentes parties de notre projet ainsi leurs programmes avec le langage machine en finalisant la partie la plus importante de notre travail.

Le résultat du travail réaliser dans ce chapitre va être étudié et discuter dans le chapitre suivant.

## **CHAPITRE III**

### **Résultats et discussions**

## CHAPITRE III : Résultats et discussion

### Introduction

La couveuse néonatale est un équipement médical essentiel pour la survie et le développement du nouveau-né, elle permet de maintenir un environnement stable et contrôler, en assurant la température, l'humidité et l'oxygénation nécessaire.

Ce chapitre consacre à la présentation et à la discussion des résultats obtenus lors de la phase de la réalisation et confirmer le bon fonctionnement de notre dispositif et rendre ce travail réalisable, nous devons présenter et étudier les résultats acquis pour toute les parties et de discuter l'ensemble des parties théoriques.

Dans cette section nous discuterons les différents mécanismes utilisés pour la mise en œuvre de ce projet.

### III.1. Architecture du système

Le système d'un incubateur néonatal est conçu pour créer un environnement stable et contrôler pour le nourrisson. Elle comprend généralement les éléments suivants :

- Paroi double avec isolation thermique
- Système de chauffage
- Système d'humidification
- Système d'oxygénation
- Système d'alarme
- Système de contrôle de niveau d'eau

### III.2. Bloc d'alimentation

Ce bloc d'alimentation convertit une tension 220V en 12V et 5V avec l'utilisation d'un transformateur abaisseur, ponts de diode, filtrage, régulateur de tension

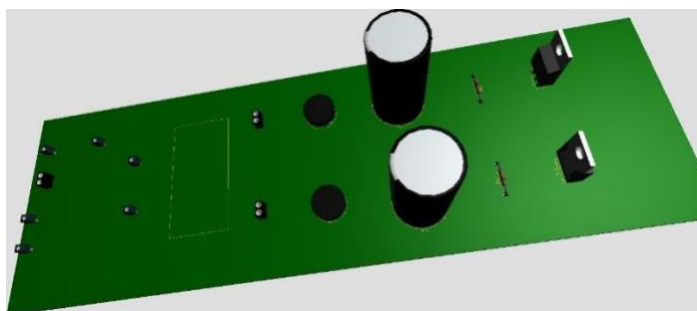


Figure III.27 Visualisation 3D de la carte d'alimentation

## CHAPITRE III : Résultats et discussion



**Figure III.28** Carte d'alimentation après le soudage des composants

Cette carte reçoit une tension 220V AC, le transformateur abaisseur convertit cette tension en une tension AC plus basse qui peut atteindre 15V AC.

Passant au redressement par les ponts de diode qui signifie la conversion de la tension alternative AC en une tension continue DC.

Ensuite, cette tension passe par un filtre qui élimine les parasites et au final par des régulateurs de tension DC pour fournir des sorties stables de 5V et 12V.

### III.3. La carte de commande

Notre carte de commande (carte mère) contient deux microcontrôleurs un PIC18F4550 et un autre ATmega328P pour gérer les paramètres vitaux qu'on a utilisés dans notre projet, ces paramètres sont connectés comme suit :

- Capteur de saturation d'oxygène MAX30102 contient quatre pins, deux connectés aux broches 27(SDA) et 28(SCL) du microcontrôleur ATmega328P et deux autres au VCC et GND.
- Capteur d'humidité DHT11 contient trois pins, une est connectée à la broche 13 du microcontrôleur ATmega328P, les deux autres au VCC et GND.
- Capteur et sonde de température DS18B20 sont connectés aux broches 9 et 10 du PIC18F4550.
- Capteur de niveau d'eau connecté à la broche 23 d'ATmega328P.

### CHAPITRE III : Résultats et discussion

Elle contient aussi un relais pour commander la résistance chauffante qui fournit une certaine température qui va être capté par les capteurs DS18B20 ces derniers seront commander par le PIC18F4550 pour assurer un environnement contrôlé et stable pour le nourrisson.

- Un ventilateur qui crée un rideau d'air qui empêche considérablement la pénétration d'air plus frais, en même temps il fournit plus d'air chaud pour compenser la baisse néanmoins inévitable de la température.
- Un humidificateur pour fournir de l'humidité si le taux capté par DHT11 est inférieur à 50%.
- Un Bluetooth pour la transmission des données entre les deux microcontrôleurs, ce qu'on appelle la communication point à point.

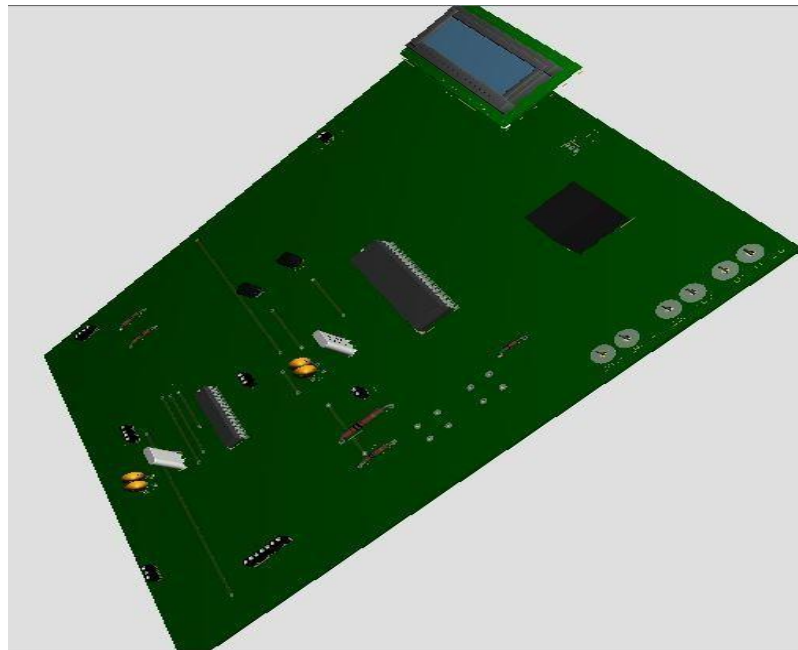
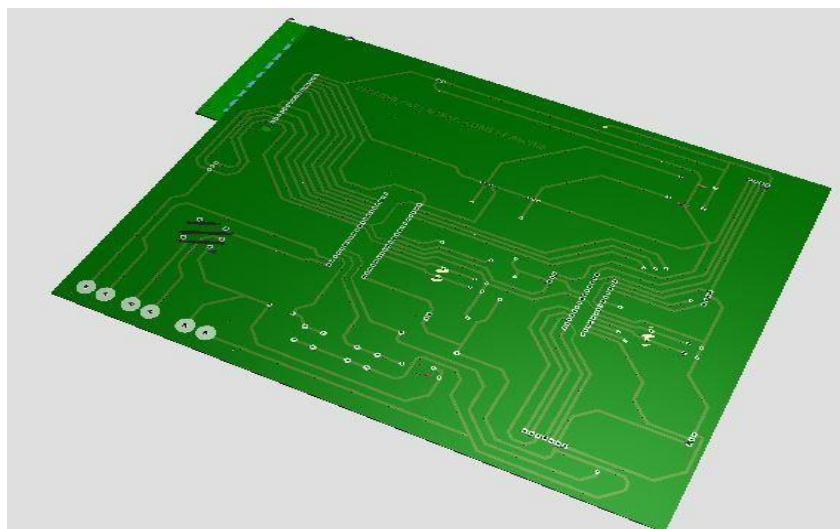


Figure III.29 Vue de face en 3D de la carte mère



**Figure III.30 Vue derrière en 3D de la carte mère**

### III.4. Système de chauffage

Pour garantir un environnement optimal il est essentiel de surveiller et de contrôler précisément la température à cet effet nous avons utilisé un capteur et une sonde DS18B20, le premier mesure la température ambiante d'air à l'intérieur de l'habitable, tandis que l'autre est utilisé comme sonde cutanée pour mesurer la température corporelle du nourrisson. Ces deux capteurs sont connectés à un microcontrôleur PIC18F4550 qui assure la gestion et la régulation du système de chauffage.

Dans ce système nous avons intégré une résistance chauffante de 220V, commander par un relais, la gestion de la température et assurer par les deux capteurs.

Le PIC18F4550 lit les températures mesurées, si la température descend en dessous de 37 degré, le microcontrôleur active le relais pour allumer la résistance chauffante. Lorsque la température atteint son niveau adéquat, le relais est désactivé, coupant ainsi l'alimentation de la résistance chauffante.

Pour cela on a déterminé la durée de préchauffage dès l'allumage jusqu'au moment dont on va atteindre la température consigne (référence) à 37 degré. Voir le tableau suivant :

**Tableau III.4 Evolution de la température en fonction du temps**

Temps (min)	Température (°C)
0	27
3	28

### CHAPITRE III : Résultats et discussion

6	29.5
9	32
12	35.5
15	37

A partir de ce tableau nous avons tracé un graphe d'évolution de ces deux températures

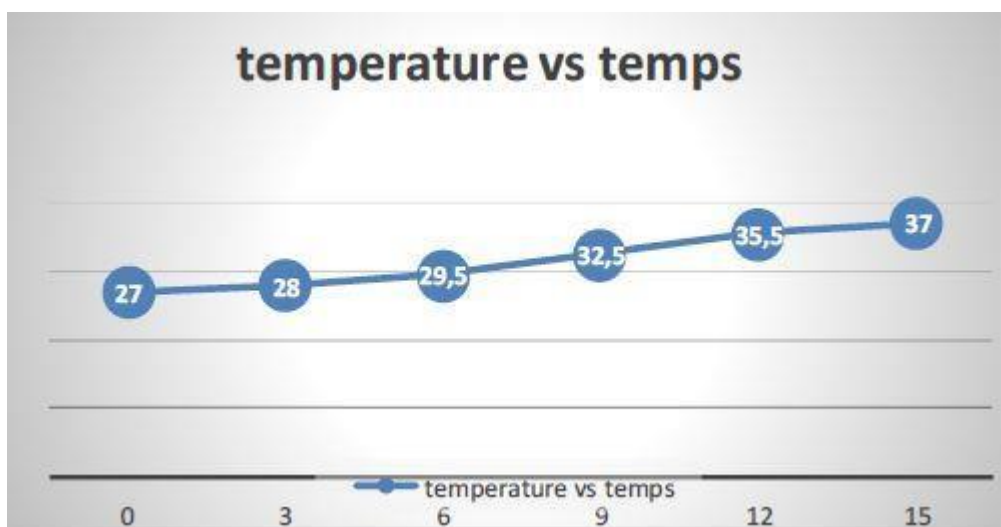


Figure III.31 Evolution de température en fonction du temps

A partir des essais pratiques afin d'obtenir les deux températures précédentes nous constatons que le système de chauffage, combiné avec les deux capteurs et le relais contrôlant la résistance chauffante, assure un maintien stable de la température.

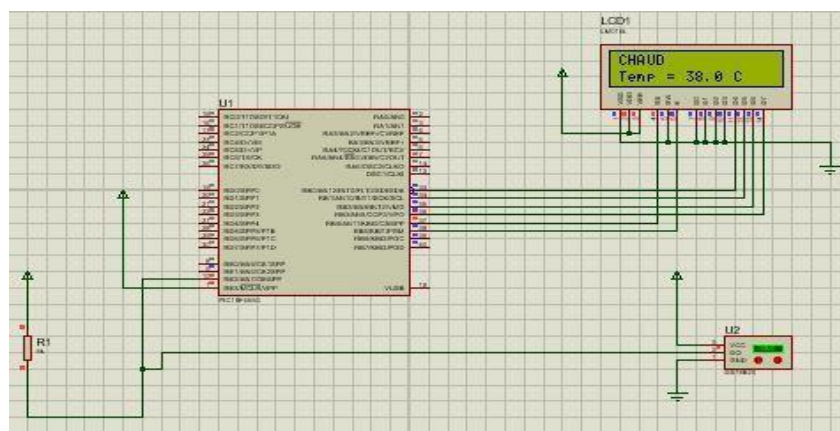


Figure III.32 Affichage de la température sur LCD

## CHAPITRE III : Résultats et discussion

Les résultats de la surveillance et du contrôle de la température sont affichés sur un écran LCD 16\*2 afin de permettre la visualisation en temps réel des résultats obtenus et l'état du système en général.

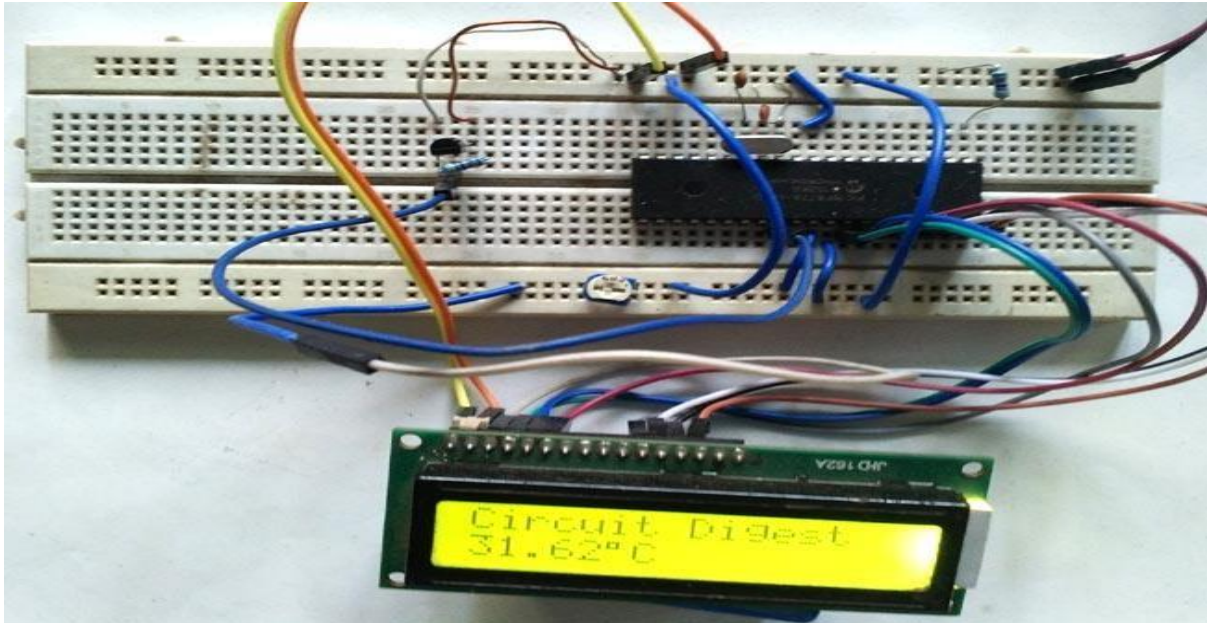
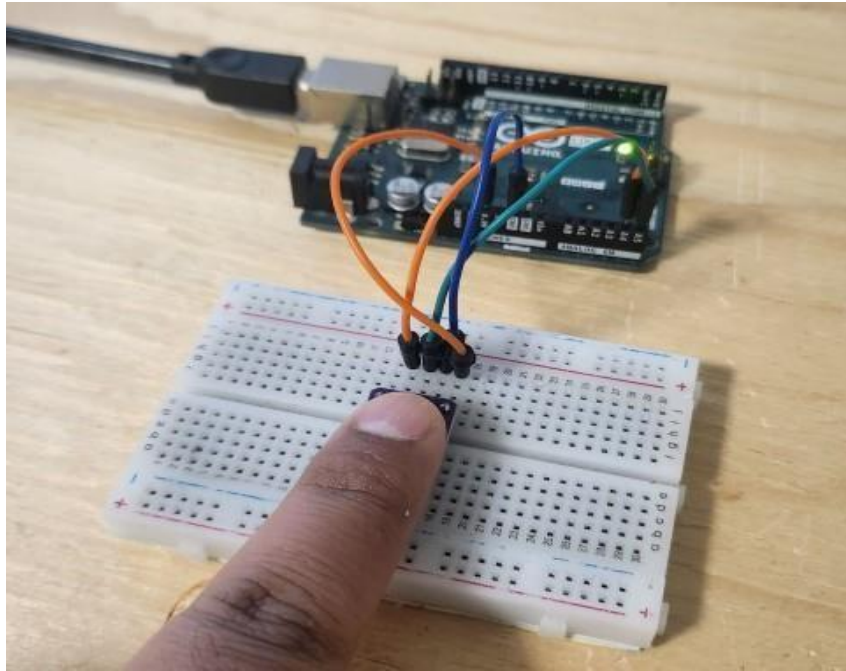


Figure III.33 Essai pratique et affichage LCD

### III.5. Système d'oxygénation

Dans cette expérience nous allons vérifier le système de suivi de la saturation en oxygène en utilisant un capteur MAX30102, ce capteur est largement utilisé dans les dispositifs de surveillance de la santé, il utilise une technologie de photo-pléthysmographie (PPG) pour détecter les variations de volume sanguin dans les tissus micro-vasculaire à travers l'absorption de la lumière rouge et infrarouge. Les résultats obtenus seront comparés à ceux obtenus avec un oxymètre commercial. Les figures ci-dessous représentent le montage réalisé pour cette expérience et une partie du code implémenté.

### CHAPITRE III : Résultats et discussion



**Figure III.34 Montage de MAX30102**

Les essais pratiques ont montré que le capteur MAX30102 fournit des résultats fiable et précis. La saturation en oxygène dans le sang varie entre 95% et 100%, avec une moyenne de 97%. Nous avons également mis en place un système d'alarme qui se déclenche si le taux SPO2 descend en dessous de 94%, afin de garantir une surveillance continue et proactive.



**Figure III.35 Résultat sur l'oxymètre commercial**

### CHAPITRE III : Résultats et discussion

Pour évaluer la précision des résultats obtenus par le capteur MAX30102, nous avons comparé les résultats fournis avec ceux d'un oxymètre commercial standard. Cette comparaison permet de vérifier la validité des mesures et de s'assurer que ce capteur peut être fiable et performant.

Les résultats montrent une concordance entre le capteur et l'oxymètre commercial. Les résultats du MAX30102 varient entre 95% et 100%, tandis que celle obtenue avec l'oxymètre commercial se situaient entre 97% et 100%.

La différence moyenne entre les deux dispositifs était inférieure à 2%. Le tableau ci-dessous montre cette différence entre les deux dispositifs :

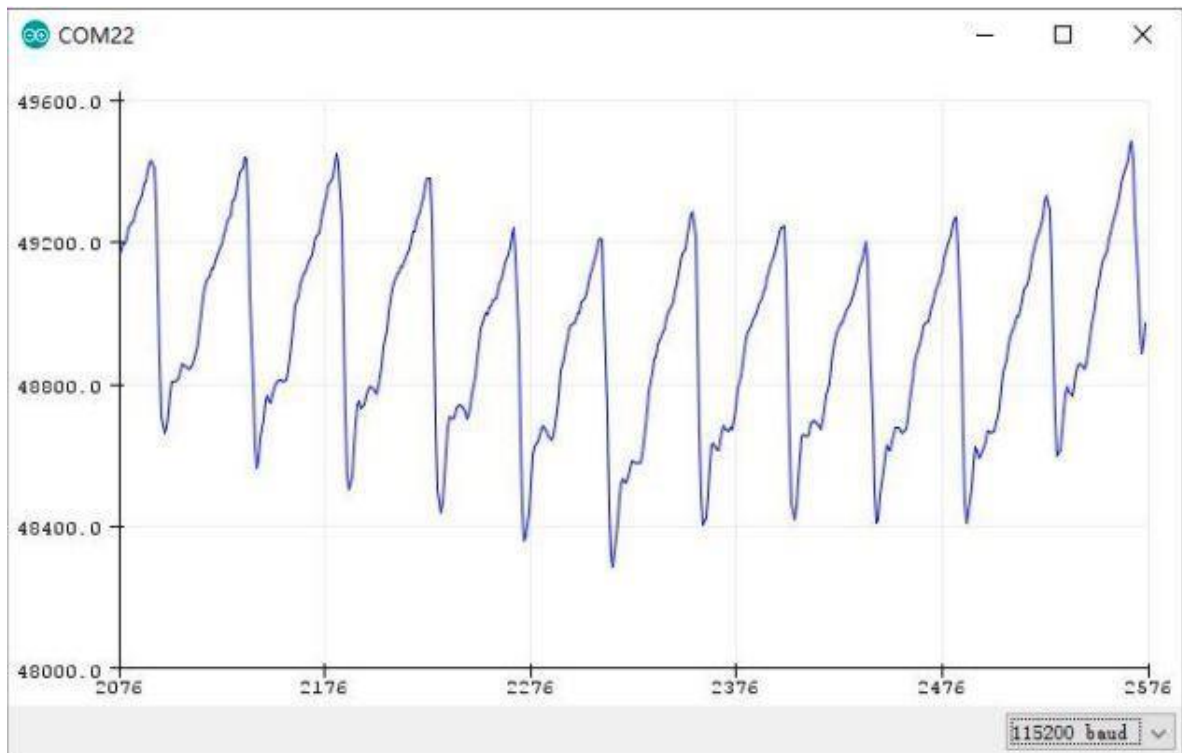
**Tableau III.5 Différence de résultat entre deux dispositifs**

Essais	MAX30102(%)	Oxymètre(%)	Différence(%)
Premier essai	97	98	-1
Deuxième essais	95	97	-2
Troisième essais	96	97	-1
Quatrième essais	98	100	-2

```
101 ..... ///////////////////////////////////////////////////.SPO2
102 irValue = particleSensor.getIR(); .....//Reading the IR value it will permit us
103 ✓ rValue = particleSensor.getRed(); .....//Reading the IR value it will permit us
104 ..... beatAvg=100*((rValue/irValue)+rValue)/31228;
105 ..... if (beatAvg>90){
106 ..... Soxygen = "SPO2: ";
107 ✓ ..... Serial.println(beatAvg); .....
108 ..... }
109 ..... else
110 ..... { .....
111 ✓ ..... Soxygen = "Brancher votre doigt";
112 ..... }
```

**Figure III.36 La partie du code implanté**

## CHAPITRE III : Résultats et discussion



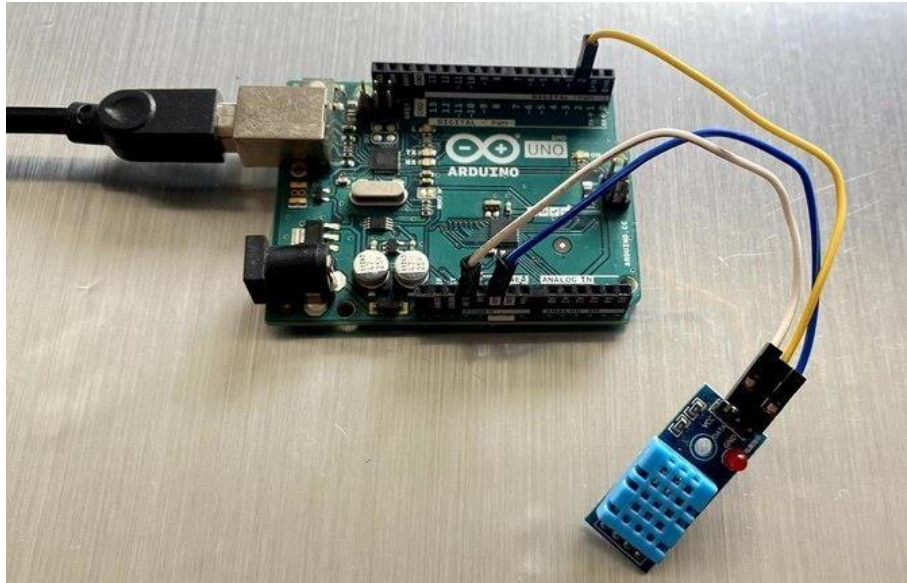
**Figure III.37 Signal de sortie**

Cette image représente le signal de sortie du capteur MAX30102. Ce signal est une onde sinusoïdale dont l'amplitude varie en fonction de la saturation en oxygène dans le sang, lorsque la saturation est élevée l'amplitude du signal sera élevée et lorsque la saturation est faible l'amplitude sera faible.

### **III.6. Système d'humidification**

Pour assurer un environnement optimal dans une couveuse, il est important de maintenir le taux d'humidité à un niveau approprié. Le système d'humidification que nous avons conçu utilise un capteur d'humidité DHT11 connecté à un microcontrôleur ATmega328P, avec un microcontrôleur PIC18F4550 pour contrôler l'humidificateur.

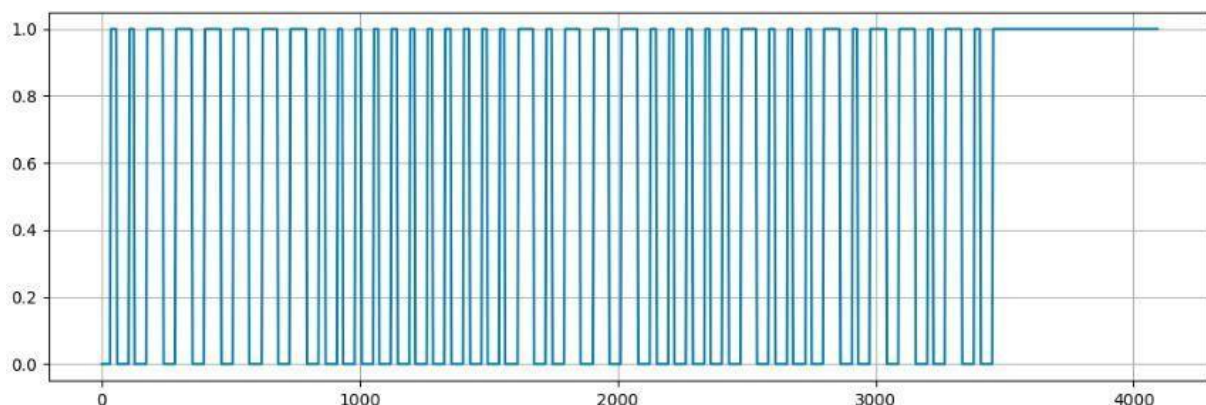
## CHAPITRE III : Résultats et discussion



**Figure III.38 Montage de DHT11**

Le microcontrôleur ATmega328P est chargé de recevoir et d'analyser les données provenant du capteur DHT11. Il surveille en continu le taux d'humidité dans l'air. Lorsque le taux d'humidité descend en dessous du seuil critique de 50%, l'ATmega328P envoie un signal aux deuxièmes microcontrôleurs par Bluetooth pour activer l'humidificateur.

Sur réception du signal, le PIC18F4550 active l'humidificateur pour augmenter le taux d'humidité à un niveau adéquat. Une fois que l'humidité atteint un niveau acceptable détecté par DHT11, l'ATmega328P envoie un signal au PIC pour désactiver l'humidificateur.



**Figure III.39 Signal de sortie DHT11**

## CHAPITRE III : Résultats et discussion

Après plusieurs essais le capteur a été capable de mesurer le taux d'humidité, les lectures étaient stable et fiable avec une précision acceptable.

Lors de ces applications le capteur a détecté plusieurs variations et a envoyé les données au microcontrôleur sans décalage significatif.

Le système de son ensemble a fonctionné d'une manière cohérente en maintenant la plage d'humidité optimale à l'intérieure de l'habitable.

Pour évaluer la performance de ce système, plusieurs essais pratiques ont été réalisés. Ces tests avaient pour objectif de mesurer sa précision ainsi que l'activation et la désactivation de l'humidificateur.

### III.6.1 Résultats des essais

- Les données recueillies par le capteur ont montré une variation de moins de 2% par rapport aux mesures de références, démontrant ainsi une bonne précision.
- Les lectures étaient cohérentes et stable, confirmant la fiabilité du capteur.
- L'ATMega328P a réagi en moins de 3 secondes après que l'humidité descend de 50% en envoyant immédiatement un signal au PIC18F4550.
- Le PIC va activer l'humidificateur dans un délai de moins de 2 secondes après avoir reçu le signal.
- L'humidificateur s'allume chaque fois que l'humidité atteint son niveau bas et s'éteint lorsqu'atteint son niveau adéquat.

### III.7. Système d'alarme

Le système d'alarme est essentiel pour détecter rapidement toute anomalie pouvant mettre en danger la santé du nouveau-né. Il permet de surveiller en continu les paramètres vitaux et les conditions environnementales à l'intérieur de l'habitable. Les principaux paramètres surveillés dans cet instrument sont :

- Température de l'air et de la peau, si la température descend en dessous de la consigne la résistance chauffante sera activée via un relais pour réchauffer et si la température dépasse un certain seuil, l'alarme va se déclencher.
- Humidité
- Saturation en oxygène

## CHAPITRE III : Résultats et discussion

Si l'un de ces paramètres descend en dessous de la consigne, et après le traitement des données principales, le microcontrôleur donne l'ordre au buzzer pour se déclencher afin d'avertir le personnel médical.

Le système d'alarme a été testé et validé dans un environnement simulé, est les résultats ont démontré son efficacité et sa fiabilité. Il est important de poursuivre les tests de validation dans des conditions réelles afin de de confirmé ses performances.

### III.8 Architecture intérieure et extérieur de l'incubateur

Un incubateur est composé de trois parties :

- Un habitacle simple ou double à paroi en plexiglas comprenant des hublots
- Un bloc technique où se situent les systèmes de surveillance (chauffage, saturation en oxygène, humidité, niveau d'eau)
- Pied permettant la hauteur variable de l'incubateur

La structure que nous avons adoptée est rectangulaire avec une paroi en plexiglas

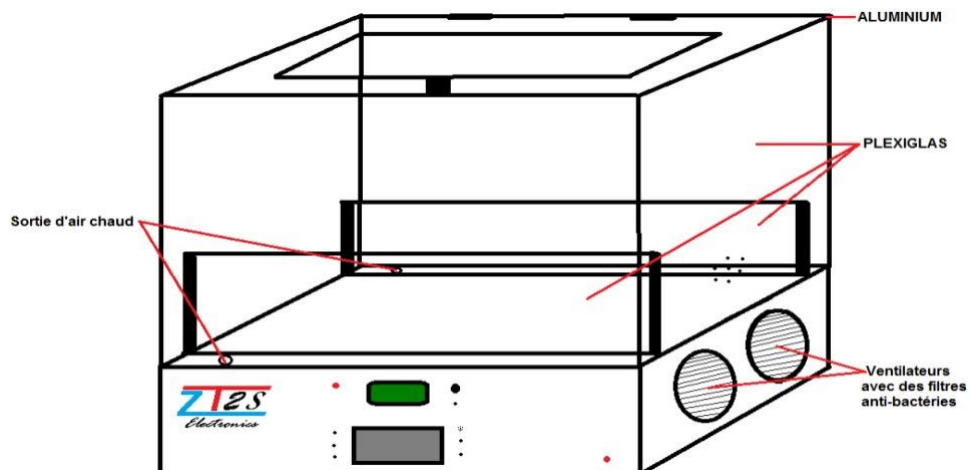


Figure III.40 Structure de la couveuse

## CHAPITRE III : Résultats et discussion



**Figure III.41** Vue réel du boîtier imprimé

### III.8.1 Matériaux utilisé

Les matériaux utilisés pour la construction de notre projet sont le PLA, le plexiglas et le forex. Ces derniers sont biocompatibles pour ne pas produire des gaz chimiques susceptibles de mettre le bébé en danger.

Le plexiglas est connu pour sa transparence exceptionnelle, avec une transmission de la lumière allant jusqu'à 92%, comparable au verre. Il offre une clarté optique remarquable, ce qui en fait un choix idéal pour les applications nécessitant une visibilité maximale. En termes de résistance mécanique le plexiglas est plus résistant aux chocs 17 fois plus que le verre et possède une bonne résistance à l'abrasion. De plus il présente une excellente stabilité aux UV, il agit comme un bon isolant thermique.

Le PLA est particulièrement apprécié pour sa biodégradabilité, étant fabriqué à partir de ressources renouvelables telles que le maïs ou la canne à sucre. Il se décompose dans des conditions industrielles de compostage, ce qui en fait un choix écologique. Le PLA est facile à imprimer en 3D, avec une faible tendance à la rétraction et à la déformation, nécessitant des températures d'impression généralement autour de 180-220°C. En termes de propriétés mécaniques, le PLA est rigide mais relativement fragile par rapport à d'autres thermoplastiques. Il possède une stabilité thermique modérée, avec une température de transition vitreuse autour de 60-65°C, ce qui le rend moins résistant à la chaleur que certains autres plastiques comme

### CHAPITRE III : Résultats et discussion

l'ABS. Le PLA offre également une bonne résistance à de nombreux produits chimiques, bien qu'il puisse être dissous par des solvants tels que le dichlorométhane.

Le Forex est un matériau très léger grâce à sa structure alvéolaire, tout en offrant une bonne rigidité et résistance aux chocs. Il est facile à travailler, pouvant être coupé, percé et formé sans difficulté. Le Forex peut également être collé et peint facilement, ce qui le rend polyvalent pour diverses applications. En termes de stabilité aux intempéries, le Forex présente une bonne résistance aux conditions extérieures et aux rayons UV, ce qui le rend adapté à une utilisation extérieure. En outre, le Forex offre une bonne isolation thermique et acoustique, contribuant à un environnement confortable. Il possède également une bonne résistance à de nombreux produits chimiques. Enfin, le Forex est auto-extinguible, améliorant la sécurité en cas d'incendie.



**Figure III.42** Vue de face du boîtier

#### **Conclusion**

En conclusion, le système développé répond aux exigences critiques pour une couveuse néonatale, assurant un environnement stable et contrôlé pour les nouveau-nés prématurés. Ces résultats positifs ouvrent la voie à de futures améliorations et innovations, afin d'optimiser encore plus les soins néonataux et d'intégrer de nouvelles technologies pour une surveillance encore plus précise et une maintenance prédictive.

### **CHAPITRE III : Résultats et discussion**

Par rapport aux résultats obtenus dans ce chapitre, nous pouvons considérer notre dispositif prêt pour l'utilisation à 90%.

## **Conclusion générale**

La réalisation de ce projet de fin d'études, centrée sur la conception et la réalisation d'une couveuse néonatale, a permis de concrétiser une solution technologique innovante et efficace pour le soin des nouveau-nés prématurés. En intégrant divers capteurs et systèmes de régulation, ce projet a réussi à créer un environnement contrôlé essentiel pour le développement et la survie des bébés vulnérables.

Les principaux objectifs de ce projet ont été atteints avec succès :

- Régulation de la température
- Contrôle de l'humidité
- Surveillance de l'oxygène
- Contrôle de niveau d'eau
- Affichage et interface utilisateurs

Ce projet a non seulement permis de développer des compétences techniques et pratiques dans le domaine du génie biomédical, mais il a également ouvert des perspectives pour des améliorations futures et des innovations dans le domaine des soins néonataux.

En conclusion, ce projet de couveuse néonatale représente une avancée significative dans le domaine des soins néonataux, offrant une solution fiable et innovante pour le bien-être des nouveau-nés prématurés. Les résultats obtenus témoignent de la viabilité du système et de son potentiel pour une adoption en milieu clinique, contribuant ainsi à l'amélioration des soins et à la réduction de la mortalité néonatale.

## Références bibliographiques

- [1] D. Van Gysel, J. Tessier , Exemple de mise en place d'un système de suivi et de contrôle de l'activité PMSI d'un établissement En MCO, Revue d'Épidémiologie et de Santé Publique, 2017
- [2] K.kasri,I.kebiche, la politique de recrutement au sein d'une entreprise public, UNIV béjaia,2021
- [3] Véronique.P, J.Z, Prématurité des bébés qui arrivent trop tôt,centre de recherche épidémiologie et statistique paris cité ,2023
- [4] Arcangela.b,nourissons prématuré,UNIV de pittsburgh,faculté de médecine, 2023
- [5] Organisation mondiale de la santé,santé du nouveau née,plan d'action pour mettre fin aux décès évitables, 2014
- [6] Goldenberg.R,L.Culhane, D.Romero, Epidemiology and causes of preterm birth,The Lancet,2008
- [7] Saigal.S, L.W, An overview of mortality and sequelae of preterm birth from infancy to adulthood,The Lancet,2009
- [8] Alice.D,la croix l'hebdo,bébé prématuré a l'hospital, 2022
- [9] Saigal.S, L.W, Un aperçu de la mortalité et des séquelles de la naissance prématurée de la petite enfance à l'âge adulte, La Lancette, 2008
- [10] Lorenz, J.M,Le résultat de l'extrême prématurité,Séminaires de périnatalogie, 2001
- [11] Mercer, B.M, Rupture prématurée prématurée des membranes,Obstétrique et de gynécologie, 2003
- [12] Liu.L, Oza.S, régionales et nationales de la mortalité infantile en 2000-2013, avec des projections pour éclairer les priorités post-2015, une analyse systématique mise à jour, La Lancette,2015
- [13] Smith.J,Principes et applications des transformateurs. Éditions Techniques.2018
- [14] Brown.A , Conception de circuits redresseurs. Revue d'Électronique .2019

- [15] Johnson.L, Filtres et circuits électroniques. Presses Universitaires.2017
- [16] Green. D, électronique et tension ,Théorie et pratique,IEEE Press.2020
- [17] White. E, Capteurs numériques pour applications industrielles, Éditions Techniques.2016
- [18] Taleb.S,Z.b,Conception d'un prototype de couveuse,Univ bouira.2017
- [19] Maxim Integrated, MAX30102 Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health Datasheet.2020
- [20] Khris.R, Conception et réalisation d'un implant cochléaire neuronal numérique, UMMTO.2022
- [21] Duperex.O ,rapport d'immersion,la prématurité,2004
- [22] N.Kozende,Jerry vasely,incubateur néonatale, institut du génie biomédical de lome (république du Togo),2022



FIGURE 1-2: PIC18F4455/4550 (40/44-PIN) BLOCK DIAGRAM

