

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
UNIVERSITE Mouloud MAMMARI DE TIZI- OUZOU



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

Mémoire de Fin d'Etudes De MASTER ACADEMIQUE

Filière : Electronique
Spécialité : Instrumentation

Thème

**Etude d'un incubateur (couveuse) et réalisation d'une carte de
surveillance de la température et d'humidité**

Présenté par :

M^{elle}.Mahroul Hassina

Encadreur M^r lazri

M^{elle}. Khemri fatma zohra

Soutenu publiquement le 24/09/2018

Année Universitaire 2017/2018

Remerciement

Nous remercions avant tout ALLAH AZAWAJEL de nous avoir gardés en bonne santé afin de mener à bien ce projet de fin d'étude. Nous remercions également nos familles pour les sacrifices qu'elles ont faits pour que nous terminions nos études.

Nous exprimons toutes nos profondes reconnaissances à notre encadreur Mr. Lazri, qui nous a témoigné de sa confiance et de son aide que se soit scientifique où technique et qui par son expérience et sa compétence, nous a transmis sa passion pour la modélisation des structures.

Nous adressons de chaleureux remerciements à tout les enseignants, notamment : Mr. Oualouche et le groupe labo-maquette.

Nous remercions également les membres des jurys pour l'effort qu'ils feront dans le but d'examiner ce travail.

*A la mémoire de ma grande-mère je dédie ce travail à
mes chers parents et mes grands parents, pour leurs
sacrifices, leur amour, leur tendresse, leur soutien et
leurs prières tout au long de mes études,*

*A ma chère sœur **Thinhinane**, a mes chers frères*

Abdenour et Amine,

*A toute ma famille pour leur soutien tout au long de
mon parcours universitaire,*

*A ma meilleure copine **Thileli** pour son encouragement
et son aide ;*

*A mon cher ami **M'heni** qu'a été la du début à la fin
de mon projet*

*A mes chères amies **Taous, Fairouz, Lilia, Sabrina,**
Malha*

*Sans oublier mes deux chers amis **Aghiles et Ali***

*A ma chère amie et binôme **Fatma Zohra***

*A mon chouchou **Adam***

*A tout ceux qui ont contribué de prêt ou de loin à la
réussite de ce travail, notamment ma chère tante
Akila qui a toujours été la pour moi, je vous dis
merci.*

Yasmine

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à mes deux frères « Karim » et « Samir », eux qui ont lutté, et se sont sacrifié pour m'offrir les conditions propices à ma réussite, et qui ont veillé sur moi tout au long de ma vie, qui m'ont encourager et donner l'aide qui m'est nécessaire.

A mon père et à ma mère surtout celle qui m'a donné la vie, le symbole de tendresse, qui s'est sacrifiée pour mon bonheur et ma réussite. Je ne pourrai jamais vous remercier assez, que ce modeste travail soit un prélude de l'immense bonheur que je compte vous procurer.

A tous mes frères : Mouloud, Karim, Samir, mouhéné

A ma sœur Anissa et sa belle sœur Chafia et à toute sa famille

A mes oncles et tentes et tous mes cousins

A mes copines sœurs : Maia, Katia, Fairouz, Taoues, Doudouche, Ibtissém, Nora ...

Et à tous mes amis sans exceptionnel

A ma binôme qui est ma chère sœur Yasmine

A tous ceux qui me sont chers

A tous les enseignants qui m'ont aidé durant mon parcours universitaire

A tous mes amis avec qui j'ai partagé d'agréables moments tout au long de mon parcours.

FaFaCha

Liste des tableaux

/liste des figure

The image features the text "/liste des figure" in a bold, italicized, black sans-serif font. Below the main text is a shadowed version of the same text in a gold or brown color, creating a 3D effect. The shadow is slightly offset to the right and bottom, and has a textured, slightly grainy appearance.

Chapitre I :

Figure I.1 : Un bébé prématuré	2
Figure I.2 : Les étapes du développement fœtal.....	4
Figure I.3 : Le refroidissement d'un nouveau-né.....	4
Figure I.4 : La température corporelle d'un nouveau-né.....	5
Figure I.5 : Maladie de la membrane hyaline.....	6
Figure I.6 : La dysplasie broncho-pulmonaire.....	6
Figure I.7 : Tachypnée transitoire du nouveau-né.....	7
Figure I.8 : Syndrome d'aspiration méconiale	7
Figure I.9 : Reflux gastro-œsophagien (RGO).....	8
Figure I.10 : Anémie du prématuré.....	9
Figure I.11 : Rétinopathie du prématuré.....	9
Figure I.12 : La prise en charge d'un bébé prématuré.....	10
Figure I.13 : La première couveuse pour bébé.....	11
Figure I.14 : Incubateur.....	12
Figure I.15 : Incubateur ouvert.....	13
Figure I.16 : Incubateur fermé.....	14

Chapitre II :

Figure II.1 : L'incubateur de la sonde ISIS.....	16
Figure II.2 : L'habitacle de la couveuse	19
Figure II.4 : L'emplacement de la sonde cutanée sur le bébé.....	20
Figure II.3 : La sonde cutanée.....	21
Figure II.5 : L'emplacement de la sonde sur l'appareil.....	21

Figure II.6 : la composition du boîtier	22
Figure II.7 : Schéma fonctionnel de l'incubateur.....	25
Figure II.8 : Le circuit de ventilation et d'humidification de l'incubateur.....	26
Figure II.9 : Le bac à eau.....	27
Figure II.10 : Bouton de réglage d'humidité.....	28
Figure II. 11 : Connecteur de sonde d'oxygène.....	29
Figure II.12 : Schéma de l'écart de calibration	29
Figure II. 13 : Résistance chauffante de l'incubateur.....	30
Figure II. 14 : Sonde température.....	30
Figure II.15 : Sonde cutanée.....	31
Figure II.16 : Application de la sonde cutanée sur le bébé.....	32
Figure II.17 : Tableau de commande	33

Chapitre III :

Figure III.1 : Schéma synoptique général de l'incubateur	40
Figure III.2 : carte mère et unité de traitement	41
Figure III.3 : Le schéma fonctionnel détaillé de l'unité de traitement	42
Figure III.4 : Carte mère d'alimentation et surveillance de défaut de sonde....	44
Figure III.5 : Schéma fonctionnel détaillé de la partie CTA et def sonde	45
Figure III.6 : Carte d'affichage et signalisation de défaut	46
Figure III.7 : Sonde température air	47
Figure III.8 : Carte d'alimentation et surveillance de défaut de sonde.....	47
Figure II.9 : sonde température cutanée.....	49
Figure III.10 : Schéma fonctionnel détaillé de la partie conversion température / tension cutanée	50

Figure III.11 : Carte mère et conversion analogique numérique	52
Figure III.12 : Schéma fonctionnel détaillé de la partie conversion A/N.....	52
Figure III.13 : Carte mère et conversion vitesse fréquence.....	54
Figure III.14 : Carte d'affichage et encodage	54
Figure III.15 : Carte mère et conversion analogique numérique.....	55
Figure III.16 : Schéma fonctionnel détaillé de la partie génération d'alarme...	56
Figure III.17 : Carte d'affichage et affichage.....	57
Figure III.18 : Schéma fonctionnel détaillé de la partie affichage.....	57

Chapitre IV:

Figure IV.1 : Carte Arduino UNO.....	59
Figure IV.2 : Composition de la carte Arduino UNO.....	60
Figure IV.3 : Capteur de température et d'humidité DHT11.....	62
Figure IV.4 : Afficheur LCD.....	63
Figure IV.5 : Schéma fonctionnel de l'afficheur LCD.....	64
Figure IV.6 : Ajuster multi tours.....	65
Figure IV.7 : Constitution d'une LED.....	66
Figure IV.8 : bipueur ou buzzer	66
Figure IV.9 : Schéma synoptique général de la carte	67
Figure IV.10 : Schéma électronique de la carte.....	68
Figure IV.11 : Réalisation de carte sur LAB-DC	70
Figure IV.12 : Fenêtre du logiciel Arduino.....	71
Figure IV.13 : Rôles des boutons de la barre des actions.....	72

Figure V.14: Organigramme du programme.....	73
Figure IV.15 : Température conforme.....	74
Figure IV.16 : Température en alerte.....	74
Figure IV.17 : Humidité conforme.....	75
Figure IV.18 : Humidité en alerte	75

Chapitre II :

Tableau II.1 : Caractéristiques techniques.....	17
Tableau II.2 : Caractéristiques électriques.....	17
Tableau II.3 : Caractéristiques électroniques.....	17
Tableau II.4 : Conditions de stockage.....	18
Tableau II.5 : Domaines d'affichage et plage de réglage.....	18
Tableau II.6 : Descriptions des symboles.....	18
Tableau II.7 : Régulation de mode air.....	33
Tableau II.8 : Régulation de mode cutané.....	34

Chapitre IV :

Tableau IV.1 : Caractéristiques de la carte Arduino UNO.....	61
Tableau IV.2 : Caractéristiques du capteur DHT11.....	63

Abbreviation

Chapitre I :

M.M.H : Maladie de la Membrane Hyaline

D.B.P : Dysplasie Broncho-Pulmonaire

T.T.N.N: La Tachypnée Transitoire du Nouveau-Né

S.A .M : Syndrome d'Aspiration Méconiale

R.G .O : Reflux Gastro-Œsophagien

R.O .P : Rétinopathie du Prématuré

Chapitre II :

Ref : référence

ISIS : Intelligent Système for incubateur

Def : défaut

T.P.M : Température, Pression, Masse

Mini : Minimum

Maxi : Maximum

Chapitre III :

U.T : Unité de Traitement

RAM : Mémoire vive

T .C : Température Cutanée

E /S : Entré/ Sortie

DDP : Différence De Potentiel

C. T.A : Contrôle de Température de l'Air

Amb : Ambiante

Cut : Cutanée

CTN : Coefficient de Température Négatif

VRcut : DDP image de la température

VEcut : DDP proportionnel a VRcut

A/N : Analogique numérique

Chapitre IV :

M/A : marche arrêt

AFNOR : association française de normalisation

ECME : équipement de contrôle de mesure et d'essai

Glossaire

Glossaire

Immature : né avant terme

L'hypothermie : diminution de la température en dessous de la normale

Membrane hyaline : insuffisance respiratoire et coloration bleu de la peau

Alvéole : c'est là où se déroulent les échanges gazeux dans les poumons

Tachypnée : tachy (rapide) pnée (respiration) : augmentation de la fréquence respiratoire

Syndrome : une situation jugée mauvaise

OEsophagien : partie du tube digestif

Anémie : appauvrissement du sang

Rétinopathie : affection de la rétine

sommaire

Introduction générale	1
Chapitre I : généralité sur la prématurité	
I.1 Introduction	2
I.2 la prématurité	2
I.2.1. les types des prématurés	3
I.2.2 degrés de prématurité	3
a- La prématuré moyen	3
b- La grande prématurité	3
c- La très grande prématurité	3
I.3. l'hypothermie d'un prématuré (le refroidissement)	4
I.3.1 Les condition climatique pour le développement d'un prématuré	5
a- La température	5
b- Le taux d'humidité dans l'aire	5
c- Le taux d'oxygène dans l'aire	5
I.4 les problèmes qu'un bébé prématuré peut présenter	6
I.5 la prise en charge d'un bébé prématuré	9
I.6 l'incubateur (la couveuse)	10
I.6.1 Historique de la couveuse	10
I.6.2 Définition.....	11
I.6.3 domaine d'utilisation	13
I.6.4 les types d'incubateurs	13
a- les incubateurs ouverts	13
b- l'incubateur fermé	14
I.7 Conclusion	15

Chapitre II : Description et fonctionnement d'un incubateur

II.1	Introduction	16
II.2.	Présentation de l'incubateur	16
II.3.	Caractéristiques de l'appareil	17
II.4	L'habitacle	19
II. 5	La sonde cutanée	20
II.5.1-	Placement et emplacement de la sonde cutanée sur le bébé.....	20
II.5.2-	L'emplacement de la sonde cutanée sur l'appareil.....	21
II.6	La composition du boîtier	22
II.7	Installation et mise en marche	23
II.7.1	Première mise en service	23
a-	Installation	23
b -	Vérification	23
c-	Mise en marche.....	23
II.7.2	Avant toute mise en service	24
a-	Vérification	24
b-	Vérification générale	24
II.8	Principe de fonctionnement	25
II.8.1	Le schéma fonctionnel.....	25
II.8.2	Le circuit de ventilation	26
a-	Humidification de l'air	27
b-	Le réglage de l'humidité	27
II.8.3.	Branchement d'O ₂ dans l'incubateur	28
II.8.4	Ecart de calibration	29

II.9 Le chauffage	30
II.10 Affichage des températures	30
a -Température d'air	30
b -Température cutanée	31
c -Mesure de la température cutanée du nouveau-né	31
II.11 Manipulation et régulation de l'incubateur	32
a -Mode régulation air	32
b -Mode de régulation cutanée	34
II.12 Les alarmes.....	36
II.12 Conclusion.....	39

Chapitre III : Etude technique de l'incubateur

III.1 Introduction.....	40
III.2 Schéma synoptique général	40
III.3 Analyse du synoptique	41
III.3.1 Rôle de l'unité du traitement	41
III.3.2 Etude structurelle de l'unité de traitement	42
III.3.2.1 Le rôle des fonctions secondaire de l'unité de traitement (UT)	43
a -gestion de traitement	43
b - mémorisation données et paramètre	43
c -mémorisation programme et données	43
d -décodage d'adresse	43
e -surveillance	43
f . interface E/S	43
III.3 Rôle de la partie contrôle température ambiante et défaut sonde	44

III.3.1	Etude structurelle de partie contrôle température ambiante (CTA) et défaut sonde (def sonde)	44
III.3.2	Rôle des fonctions secondaires de la partie CTA et def sonde	46
a-	Conversion de température /tension (amb).....	46
b-	étalonnage et amplification.....	47
c-	Détection de trop chaud $T^{\circ} < 37C^{\circ}$	48
d-	Détection défaut de sonde ($10C^{\circ}$)	48
e-	Temporisation de la commande de seuil $40^{\circ}C$	48
f-	Coupure alimentation chauffage.....	49
g-	Adaptation du niveau	49
III.4	Rôle de la conversion température/tension (cutanée)	49
III.4.1	Etude structurelle de partie conversion température/ tension (cutanée)..	50
III.4.2	Rôle des fonctions secondaires de la partie conversion température /tension (cut)	50
a-	Convertisseur température/tension	50
b-	Etalonnage	51
c-	Amplification	51
III.5	Rôle de conversion analogique numérique	51
III.5.1	Etude structurelle de la partie conversion analogique numérique.....	52
III.5.2	Rôle des fonctions secondaires de la partie conversion A/N.....	53
a-	Ecrêtage	53
b-	Conversion	53
c-	Génération de la tension référence	53
III.6	Rôle de conversion vitesse fréquence	53

III.7 Rôle de la partie encodage	54
III.8 Rôle de la partie génération d’alarme	55
III.8.1 Etude structurelle de la partie génération d’alarme	55
III.8.2 Rôle des fonctions secondaires de la partie génération d’alarme...	56
a- Détection absence secteur	56
b- Emission sonore	56
c- Visualisation	56
III.9 Rôle de la partie affichage	57
III.9.1 Etude structurelle de la partie affichage	57
III.9.2 Rôle de la partie affichage de température	58
III.10 Conclusion	58

Chapitre IV : Réalisation de la carte de surveillance de la température et de l’humidité

IV.1 Introduction	59
IV.2 Description des composants utilisée	59
IV.2.1 La carte Arduino	59
a- Définition.....	59
b- Les avantages de la carte Arduino	61
c- Caractéristiques de la carte	61
IV.2.2 le capteur de température et d’humidité DHT11.....	62
a –Définition.....	62
b- Applications de capteur DHT11	62
c- Caractéristiques du capteur DHT11.....	62

IV.2.3	L'afficheur LCD	63
a-	Définition	63
b-	Fonctionnement d'un afficheur LCD	64
c-	Rôle des différentes broches de l'afficheur LCD	64
IV.2.4	L'ajustable multi-tour	65
IV.2.5	Les LEDS (Light-Emitting Diode)	65
IV.2.6	Bipeur (buzzer)	66
IV.3.	Etude du schéma et réalisation pratique de la carte de surveillance de la température et de l'humidité	67
IV.3.1	Schéma synoptique général de la carte	67
IV.3.2	Etude du schéma électronique de la carte	68
IV.3.3	Réalisation pratique de la carte	70
IV.3.4	Partie logicielle	70
a-	Le logiciel de programmation.....	70
b-	Structure d'un programme Arduino	72
c-	Organigramme du programme	73
d-	Procédure de programmation de la carte Arduino	74
IV.3.5	Essai de la maquette	74
IV.4	Conclusion	75
	Conclusion générale.....	77
	Bibliographie	
	Annexe	

Introduction générale

A stylized shadow effect is applied to the text, consisting of multiple parallel lines in a golden-brown color that create a sense of depth and movement, extending from the base of the letters.

Introduction Général :

La naissance d'un enfant prématuré constitue un drame familial auquel on tente de trouver des explications souvent fatalistes.

Les causes et les facteurs de risque sont bien connus actuellement et accessibles à la prévention grâce à la technologie qui évolue de plus en plus.

Le bébé prématuré a un corps complètement formé mais plus petit, plus fragile et encore immature. De même, ses organes sont constitués mais ont besoin d'aide pour fonctionner.

Le bébé qui naît trop tôt ne maîtrise pas encore toutes ses fonctions vitales comme la respiration, la digestion ou le contrôle de sa température. Alors il a besoin d'une prise en charge toute particulière.

L'incubateur est un appareil destiné à prendre en charge, pour un temps, quelques-unes de ces fonctions. C'est un lieu où la chaleur et l'humidité sont toujours égales et bien diffusées. Dans ce contexte, nous avons réalisé un système permettant de contrôler à la fois l'humidité et la température pour assurer le confort au bébé.

Pour mener à bien notre travail, nous avons structuré notre mémoire en quatre chapitres :

Le 1^{er} chapitre est consacré aux généralités sur la prématurité et les incubateurs,

Le 2^{ème} chapitre contient la description de l'incubateur.

Dans le 3^{ème} chapitre, nous allons réaliser une étude technique de notre appareil.

Le 4^{ème} chapitre est la partie pratique dans laquelle nous avons réalisé notre système de surveillance de température et de l'humidité, qui peut s'intégrer de manière standard et aisément dans un incubateur d'attente.

Nous terminons notre mémoire par une conclusion générale.

Chapitre 1

Généralités sur la prématurité

I.1 Introduction :

La prématurité représente 7% des grossesses dans le monde. Les raisons peuvent être nombreuses. Dans nos jours, les prématurés peuvent être sauvés de plus en plus tôt grâce à l'évolution des structures et de la technique médicale. Le prématuré reste un enfant fragile, les complications sont nombreuses. Il a besoin de soins intensifs en service de néonatalogie. il nécessite une attention et une prise en charge toute particulière.

I.2. La prématurité :

Etat attribué à un enfant né avant terme, lorsque le bébé naît avant la 37^{ème} semaine, il est qualifié de prématuré. Son corps est tout à fait formé mais certains organes ne sont pas complètement matures, en particulier ses poumons. C'est un bébé qui présente de nombreuses différences physiologiques par rapport à un bébé qui présente de nombreuses différences physiologiques par rapport à un bébé né à terme. Ainsi on peut voir qu'il présente à sa naissance [1]:

- ❖ Une taille plus petite
- ❖ Un poids plus faible
- ❖ Une peau très fine. Rouge
- ❖ Cartilage des oreilles mou
- ❖ Membres fins
- ❖ Abdomen protubérant
- ❖ Pouls et respiration plus rapides
- ❖ Etroitesse de la cage thoracique



Figure. I.1. un bébé prématuré

I.2.1. les types des prématurés :

On peut subdiviser l'accouchement prématuré en 2 situations :

- a) Prématurité spontanée : celle-ci intervient la plupart du temps suite à des anomalies maternelles, ou ovulaires.
- b) Prématurité provoquée : on parle de prématurité dans le cas où l'on doit déclencher l'accouchement avant que celui-ci soit à terme, ceci dans le but de sauver la vie du fœtus, voire de la mère ou d'éviter de graves complications.

Cependant, comme certains bébés nés à terme, il se peut qu'il y ait une détresse respiratoire à la naissance. Dans ce cas il recevra les soins adaptés à ses besoins respiratoires.

I.2.2 degrés de prématurité :

On distingue trois grandes phases de prématurité :

a- La prématurité moyenne :

Né entre 33 et 36 semaines, les enfants prématurés de cette catégorie d'âge gestationnel présentent plus de complications à la naissance et durant les premiers jours de vie, mais ils seront rarement mis en couveuse et pourront rester auprès de la mère.

b- La grande prématurité :

Les grandes prématurés (nés entre 28 semaines et 32 semaines), pèsent généralement moins de 2000 grammes et doivent bénéficier de soins particuliers.

c- La très grande prématurité :

Ces nouveau-nés (entre 22 semaines et 27 semaines) ont généralement un poids inférieur à 1000 grammes. Le pronostic tant sur le plan de la morbidité que de la mortalité est beaucoup plus réservé. La limite d'âge gestationnel à partir duquel la réanimation néonatale est légitime est en perpétuelle évolution compte tenu des progrès de la néonatalogie et fait l'objet de débats éthiques qui sortent du champ du présent travail [2]

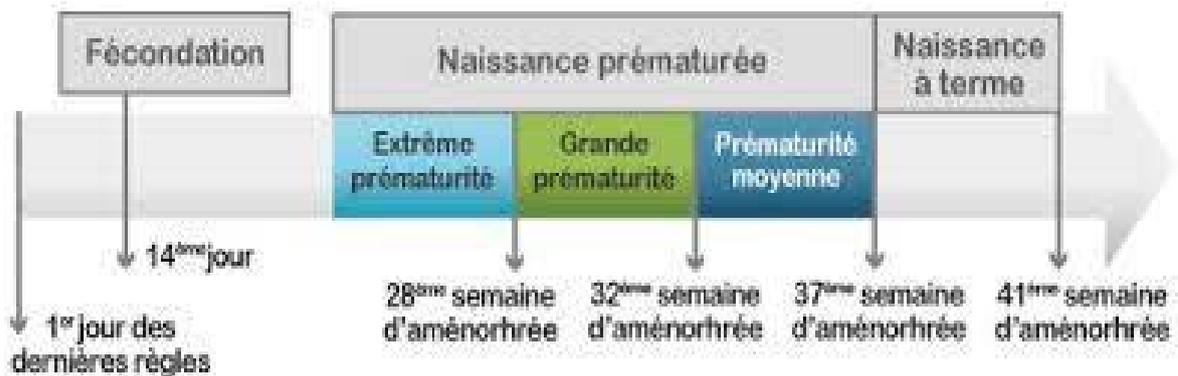


Figure I.2 : les étapes du développement fœtal

I.3. l'hypothermie d'un prématuré (le refroidissement) :

Un enfant dès sa naissance est exposé à une température ambiante de 23°C, alors il subit les mêmes pertes thermiques qu'un adulte nu à 0°C, et ses pertes de chaleur se font par :

- Radiation
- Convection
- Conduction
- Evaporation

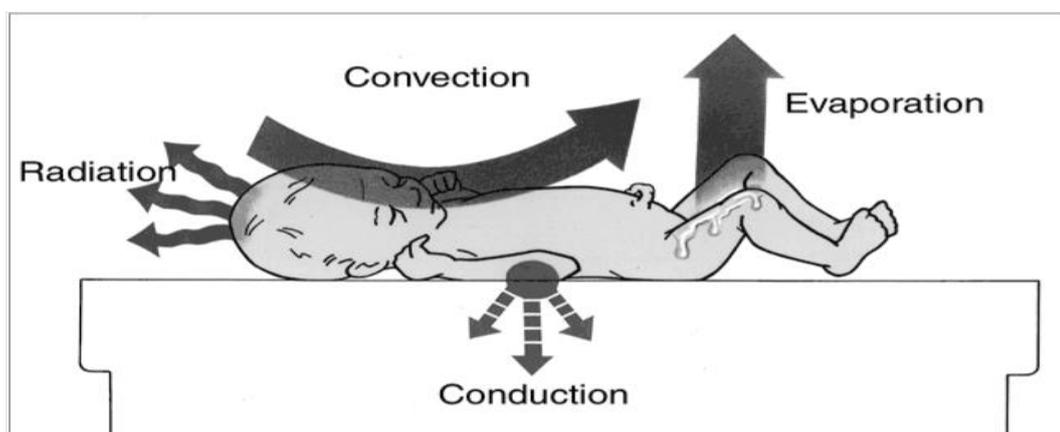


Figure. I.3 : le refroidissement d'un nouveau-né

I.3.1. Les conditions climatiques pour le développement d'un prématuré :

a- La température :

Il est contrôlé plusieurs fois le premier jour puis ou moins une fois par jour, les suivants ceci permet l'efficacité des actions mises en place pour le maintien de la température corporelle normal

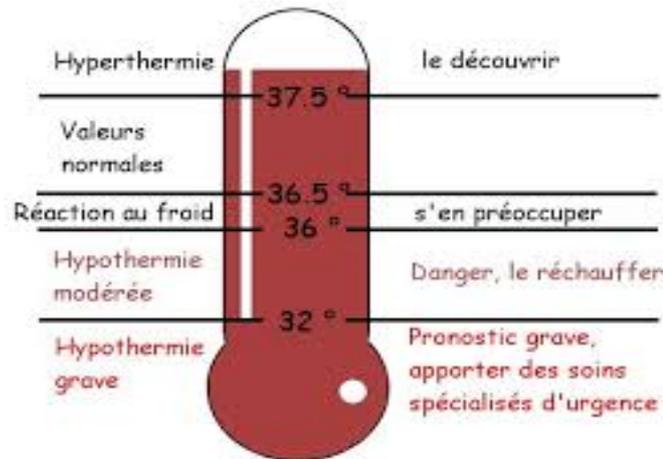


Figure I.4 : températures corporelle d'un nouveau-né

b- Le taux d'humidité dans l'aire :

Les variations de la température et l'introduction d'oxygène peuvent faire varier considérablement le taux d'humidité dans l'aire. Or il est dangereux de déshydrater un bébé en particulier si c'est un prématuré. Le maintien du taux d'humidité au delà d'une certaine valeur est donc extrêmement importante.

c- Le taux d'oxygène dans l'aire :

Il peut être utile. Dans certain cas, d'augmenter le taux d'oxygène dans l'aire. [3]

I.4 les problèmes qu'un bébé prématuré peut présenter

Chez un bébé prématuré quelques organes sont immatures, et ceci peut entraîner plusieurs problèmes de santé

- **Maladie de la membrane hyaline (MMH) :**

Chez un prématuré les alvéoles ne sont pas assez matures pour produire leur propre surfactant, les échanges gazeux se font difficilement et nuisent à l'oxygénation du bébé



Figure I.5 : maladie du membre hyalin

- **La dysplasie broncho-pulmonaire(DBP) :**

La DBP touche les bébés qui sont nés à moins de 32 semaines de gestion et qui ont toujours besoin d'un surplus d'oxygène, cette maladie se caractérise par des troubles du développement alvéolaire, entraînant une diminution des échanges gazeux créant ainsi une insuffisance respiratoire chronique.

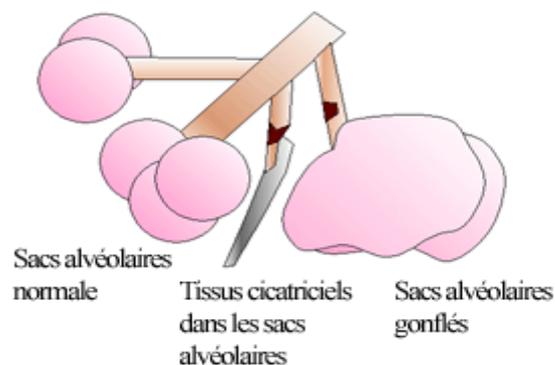


Figure I.6 : la dysplasie broncho-pulmonaire

- **La tachypnée transitoire du nouveau-né(TTNN) :**

Dans le ventre de sa maman, les poumons du bébé sont remplis de liquide ; lors de l'accouchement une partie du liquide est absorbée par le corps du bébé, mais lors d'un accouchement précipité ce processus peut ne pas avoir le temps nécessaire pour s'effectuer normalement alors chez le bébé on observe un rythme respiratoire élevé pouvant aller à 120 perspirations par minute [3]



Figure I.7 : tachypnée transitoire du nouveau-né

- **Syndrome d'aspiration méconial (SAM) :**

Suit a un stress vécu alors qu'il était dans l'utérus de sa maman le bébé risque d'absorber le liquide amniotiques et cela provoque des dommages pour les poumons



Figure I.8 :syndrome d'aspiration méconiale

- **Reflux gastro-œsophagien (RGO) :**

Il se produit lorsque le liquide contenu dans l'estomac remonte dans l'œsophage l'acidité des régurgitations provoque une inflammation de la muqueuse de l'œsophage, particulièrement douloureuse ainsi que des problèmes respiratoires.

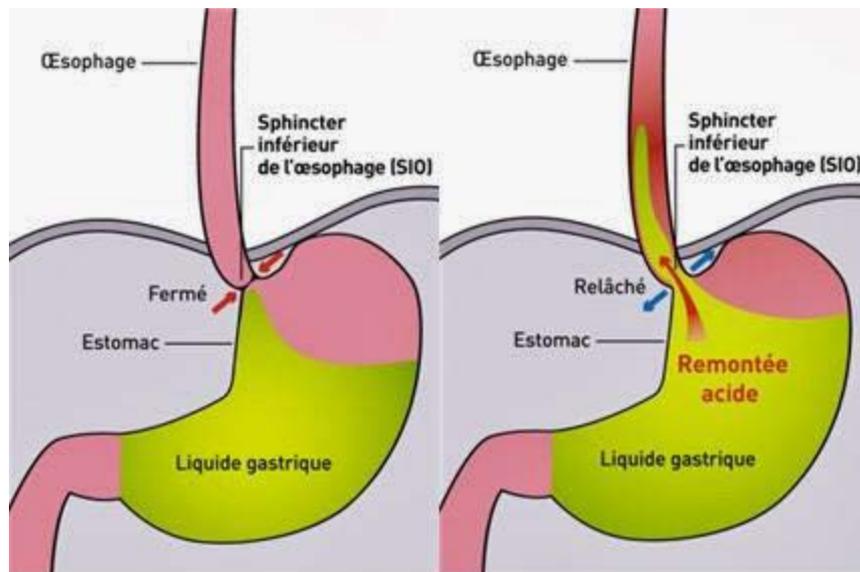


Figure I.10 : reflux gastro-oesophagien(RGO)

- **Anémie du prématuré :**

Chez les bébés prématurés les réserves en fer sont plutôt faibles de plus la durée de vie des globules rouge est diminuée et les nombres prélèvements qui sont faits sont aussi la cause de cette anémie et les bébés anémiques peuvent avoir une difficulté à respirer



Figure I.10 : anémie du prématuré

- **Rétinopathie du prématuré (ROP) :**

La ROP est le résultat du dommage fait à la rétine .chez le prématuré la rétine est encore immature et l'exposition de la rétine aux agressions de l'environnement l'empêche de se développer normalement. [1]



Figure. I.11 : rétinopathie du prématuré

I.5 la prise en charge d'un bébé prématuré :

Suite à toutes les complications possibles, présentées précédemment, les nouveaux nés seront pris en soin par l'équipe soignante dès leur premier souffle. Cela dans le but de mettre en place l'équipement nécessaire à leur survie.ils seront placés dans un incubateur afin de les aidé à maintenir leur température corporelle, ils auront une assistance

respiratoire si le besoin s'en fait sentir, ils seront équipés d'un monitor afin de suivre chacune des perturbations et ainsi pouvoir y pallier dans les plus brefs délais.

Le petit sera donc placé s'il en a besoin, dès sa naissance dans ce milieu chaud, mais également humide afin d'assurer une hydrométrie optimale et se rapprocher des conditions de l'utérus maternel. Alors le bébé sera placé dans une couveuse ou ce qu'on appelle incubateur, qui sera équipé d'un système d'alimentation (sonde gastrique). Un système de réanimation respiratoire Etc. ...[3]

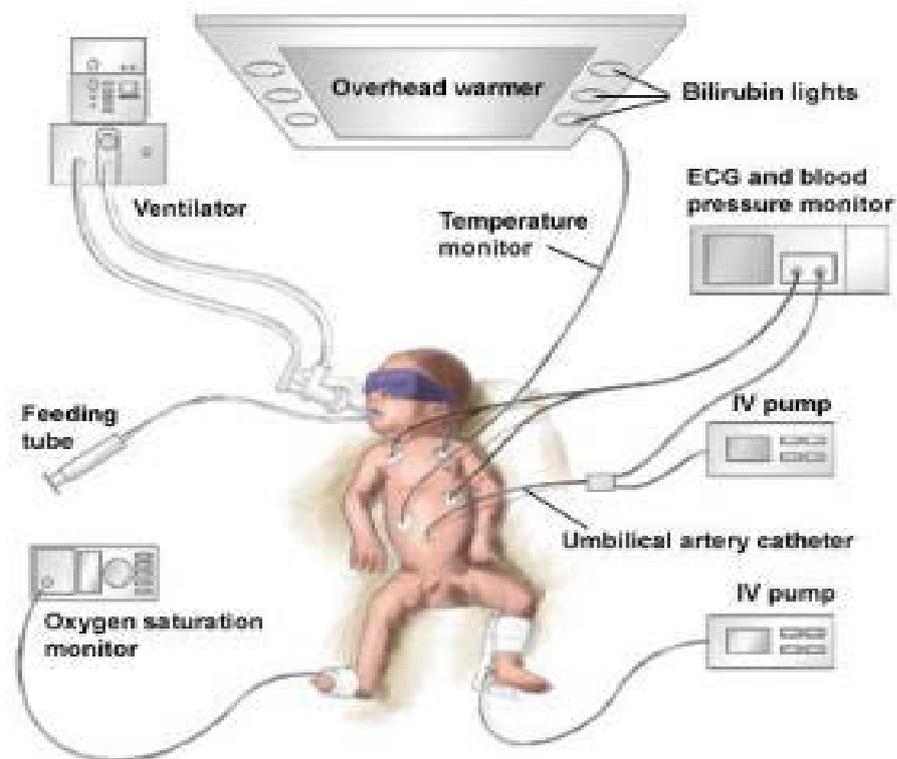


Figure I.12. La prise en charge d'un bébé prématuré

I.6 l'incubateur (la couveuse) :

I.6.1 Historique de la couveuse :

Une couveuse (ou incubateur) est une machine reproduisant les conditions de développement foetal.

C'est le chirurgien-accoucheur Stéphane Tarnier (1828-1897), président de l'Académie de Médecine, professeur de clinique obstétricale, qui le premier a mis au point une véritable couveuse pour les prématurés. Il est imité par les médecins de province qui font réaliser des couveuses artisanales encore très rudimentaires, tel le docteur Léon Dufour (1856-1928) de Desjardins, « la couveuse du docteur Léon Dufour », in Annales du Patrimoine de Fécamp, n°05-1998.[4]

Les couveuses modernes ont été créées dans les années 1950 par les pédiatres pour permettre de contrôler la température, prévenir les risques d'infection et permettre l'accès aux ressources et équipements spécialisés. Elles sont soit adaptées aux bébés prématurés en maternité, soit à l'incubation des œufs en élevage.

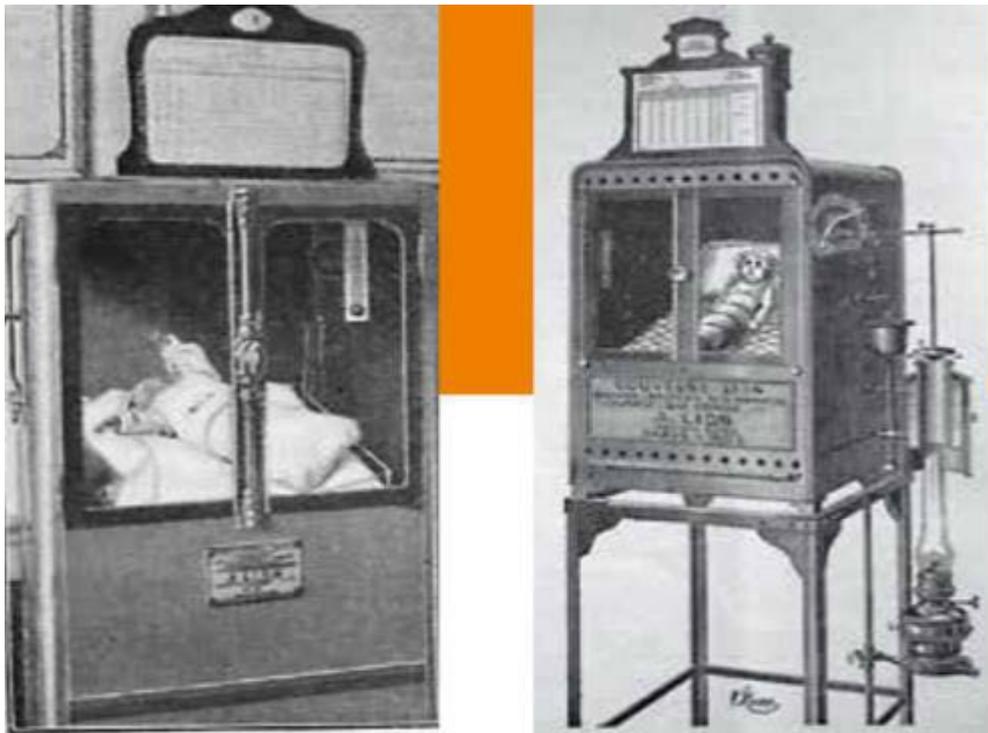


Figure. I.14 : la première couveuse pour bébé

I.6.2 Définition :

L'incubateur néonatal, appelé aussi couveuse, est un appareil qui permet de maintenir des nouveau-nés, malades ou prématurés, dans des conditions climatiques favorables à une évolution positive de leur état.

Il est constitué d'un habitacle transparent qui permet la surveillance visuelle du nouveau-né. Cet habitacle est percé de hublots permettant le passage des mains de telle façon que le personnel médical puisse accéder directement au bébé pour des soins.[]

Il permet ainsi de le protéger au mieux des agressions extérieures : courant d'aire, bruits, micro-organismes



Figure. I.14 : incubateur

I.6.3 domaine d'utilisation :

Les incubateurs sont utilisés dans :

- ❖ Maternité, néonatalogie, et réanimation néonatale .
- ❖ Anesthésie (pédiatrique).
- ❖ Service de grands brûlés (pédiatrique).

I.6.4 les types d'incubateurs : Il existe deux types d'incubateurs :

a- les incubateurs ouverts : ceux-ci sont ouverts et utilisent deux systèmes de chauffage :

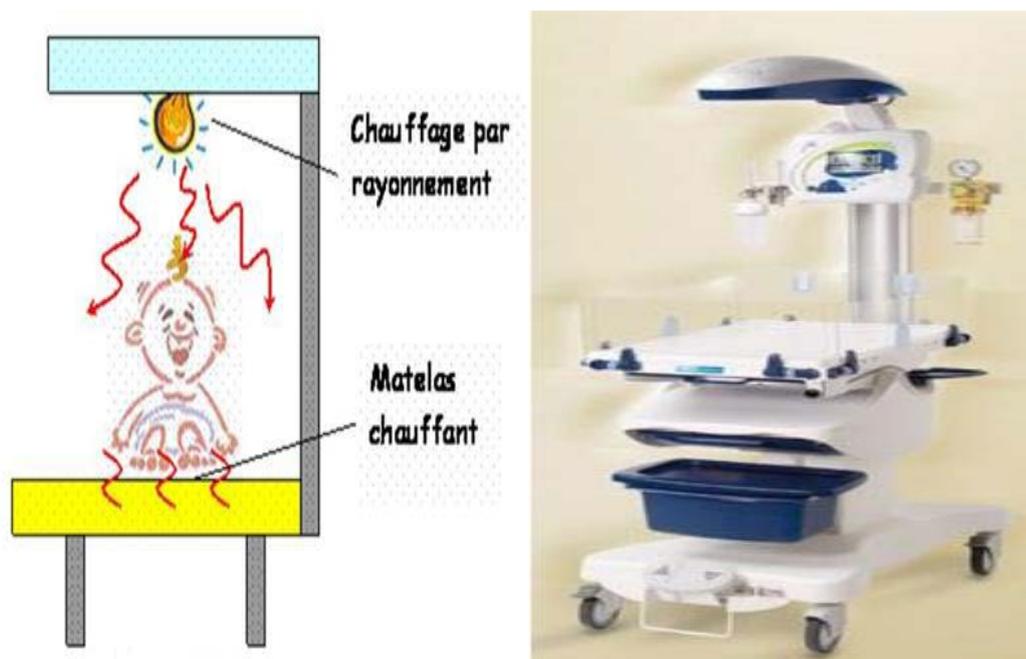


Figure. I.15:Incubateur ouvert

- **Chauffage par radiation** : l'effet thermique est fait par transfère depuis une lampe source de chaleur vers le bébé prématuré, celle-ci étant placée au-dessus du nourrisson et sa hauteur et son intensité sont variables.la chaleur est produite sous forme d'ondes électromagnétiques de longueur d'ondes appartenant aux infrarouges (entre 700nm et 1000 000nm).ceci ondes lui parviennent sous forme de rayonnement et réchauffent le bébé.

- **Chauffage par conduction** : le bébé est posé sur un matelas recouvert d'un gel à fort capacité thermique qui est chauffé par une résistance interne (au matelas).
- **Composition d'un incubateur ouvert** : en général il est composé de :
 - ✓ Rampe chauffante mobile associée au module de contrôle et de surveillance : régulation de la température, luminosité, sonde thermique, sonde d'oxygène pour certain modèles, et chronomètre (calcul du score d'Apgar)
 - ✓ Socle avec matelas simple ou gel, et parois latérales
 - ✓ Colonne d'aspiration (vide) et de fluides.
 - ✓ Tiroir sous le socle et cassette pour les films radios (la rampe et mobile pour permettre l'accès de l'appareil de radio).
 - ✓ Pédale de réglage en hauteur et d'aspiration.

b- l'incubateur fermé :

Celui-ci est fermé pour utilise un système de chauffage par convection. En effet l'air est chauffé par une résistance puis un ventilateur brasse l'air chauffé au sein de l'incubateur .et l'air est humidifié grâce à un humidificateur qui diffuse de la vapeur d'eau en minime quantité.[5]

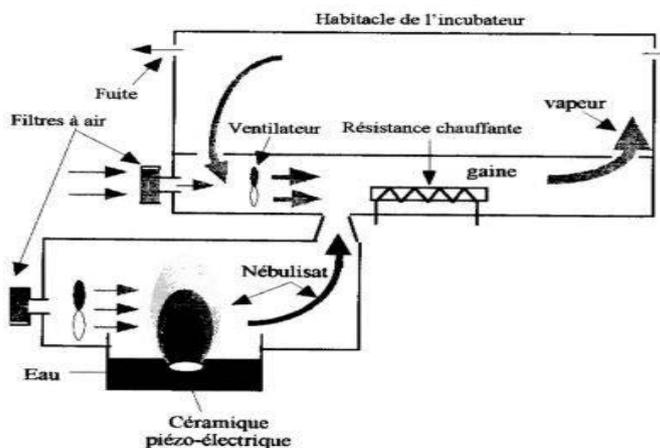


Figure. I.16 : incubateur fermé

Composition d'un incubateur fermé :

- ✓ Moniteur
- ✓ Habitacle
- ✓ Verrou
- ✓ Hublot
- ✓ Plan de couchage caisson
- ✓ Coffre
- ✓ Piétement

I.7 Conclusion :

Grace aux généralités présentées, nous constatons que les bébés prématurés naissent avec des organes qui n'ont pas encore atteint une maturité suffisante pour permettre la vie extra-utérine. Ils sont donc exposés à de nombreux problèmes de santé et particulièrement à une hypothermie qui peut avoir des répercussions majeures sur la santé.

Pour pallier à ces derniers et assurer la meilleure surveillance sur le bébé alors sa prise en charge se fait dans un incubateur fermé qui assure une protection contre les différents agents infectieux et assure des conditions thermiques et hygrométriques optimaux permettant de se rapprocher des exigences de l'utérus maternel qui est le milieu protecteur par excellence de la santé et du bien-être du bébé.

Chapitre II:

Description et fonctionnement de l'incubateur

II.1 Introduction :

Notre travail porte sur incubateur fermé «REF MP5 ISIS A» fabriqué par Médiprema, les incubateurs fermés Médiprema sont spécialement conçus pour assurer au nouveau-né un confort douillet par une optimisation de son environnement.

II.2. Présentation de l'incubateur :

L'incubateur (couveuse) est une couveuse d'attente pour soin intensif du nouveau-né malade ou prématuré il est conçu en étroite collaboration entre l'ensemble du corps médical, personnel soignant et techniciens.

En conséquence, la présente évolution de cet incubateur prend en compte les plus récentes techniques médicales et reflète la technologie électronique la plus avancée ISIS (intelligente system for incubator). [4]



Figure II.1 : L'incubateur

II.3. Caractéristiques de l'appareil :

Les principales caractéristiques de l'incubateur MP5 ISIS sont résumées dans les tableaux suivant :

Poids	90 kg (avec option hauteur variable).
Poids des deux coffres	14 kg
Hauteur	130 cm
Largeur	58 cm
Longueur	101 cm

Tableau II.1 : Caractéristiques techniques :

Tension de service	220 V – 240 V ± 10 % 50 Hz (110-120 v ± 10 % 60 Hz en option) voir plaque d'identification.
Puissance absorbée	700 VA (1300 VA option hauteur variable).
Puissance de chauffage	420 W sous 230 V
Classification électrique	Classe I type B

Tableau II.2 : Caractéristiques électriques :

Microcontrôleurs	MOTOROLA série HCS 12
Régulation et sécurité	Sondes platine PT 1 000 Ohms sélectionnées
Précision de la mesure	+ ou – 0,3 °C avec l'ensemble de la chaîne de mesure.

Tableau II.3 : Caractéristiques électroniques :

	Conditions de stockage	Conditions d'utilisation
Température	-10 °C à 40 °C	20 °C à 30 °C
Humidité	20 à 90 %	40 à 90 %

Tableau II.4 : Conditions de stockage :

	Plage de commande	Domaines d'affichage
Température de l'air	20 à 37 °C étendue à 39 °C	5 à 45 °C
Température cutanée	35 à 37 °C étendue à 39 °C	5 à 45 °C
Humidité	35 à 80% étendue à 90%	5 à 99%
Oxygène		0 à 100%

Tableau II.5 : Domaines d'affichage et plage de réglage :

	Attention, consulter les documents d'accompagnement.
	Appareil de type B.
	Courant alternatif.
	Marquage CE (répond aux normes de la communauté européenne).
	Arrêt (mise hors tension).
	Marche (mise sous tension).

Tableau II.6 : Description des symboles :

II.4 L'habitacle :

L'habitacle, équipé de hublots côté tête et côté pieds ainsi que de nombreux orifices destinés au passage des capteurs et des tuyaux, agrée la mise en place et la préparation de l'enfant par l'équipe soignante. Les passages, côté tête, situés à différents niveaux, permettent d'ajuster parfaitement le positionnement vertical des tuyaux du ventilateur.

De plus, ces tuyaux peuvent être introduits au niveau des portes avant, sans désintuber l'enfant. Ce dernier peut donc recevoir tous les soins sur son plan de couchage sorti à 75 % ou à 120 % sans arrêter la ventilation artificielle : le gain de temps pour l'équipe soignante est considérable ainsi que le confort de l'enfant.

Les verrous charnières, ergonomiques, silencieux et particulièrement esthétiques présentent les avantages :

De réduire considérablement les bruits provoqués par les ouvertures des hublots

De dégager une plus grande visibilité dans l'habitacle

D'autoriser l'ouverture avec les coudes sans faute d'hygiène

De rendre le nettoyage et la désinfection de l'habitacle particulièrement rapide et efficace.

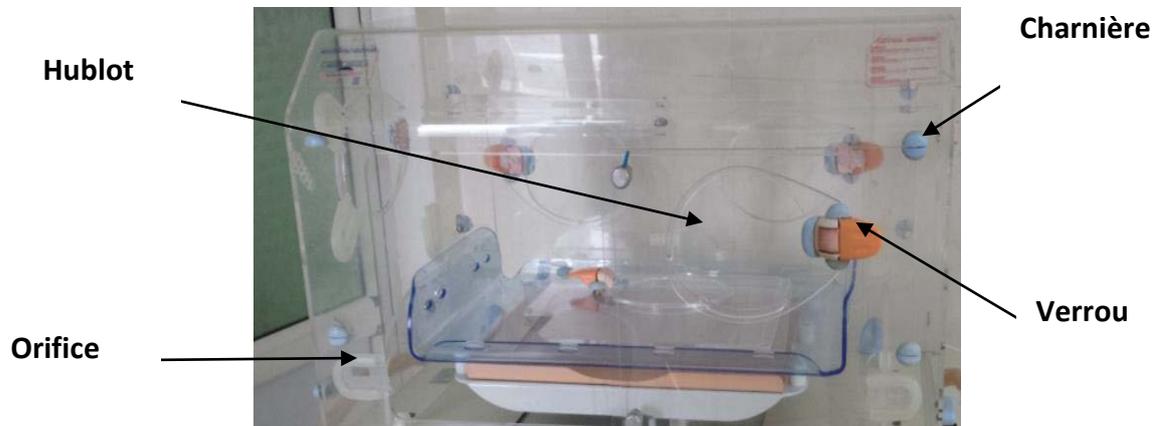


Figure II.2 L'habitacle de la couveuse

II. 5 La sonde cutanée :

C'est un capteur pour l'indication de la température sur la peau du bébé, elle est constituée d'une thermistance, de câble et d'un connecteur RJ45, comme indiqué sur la figure II.3

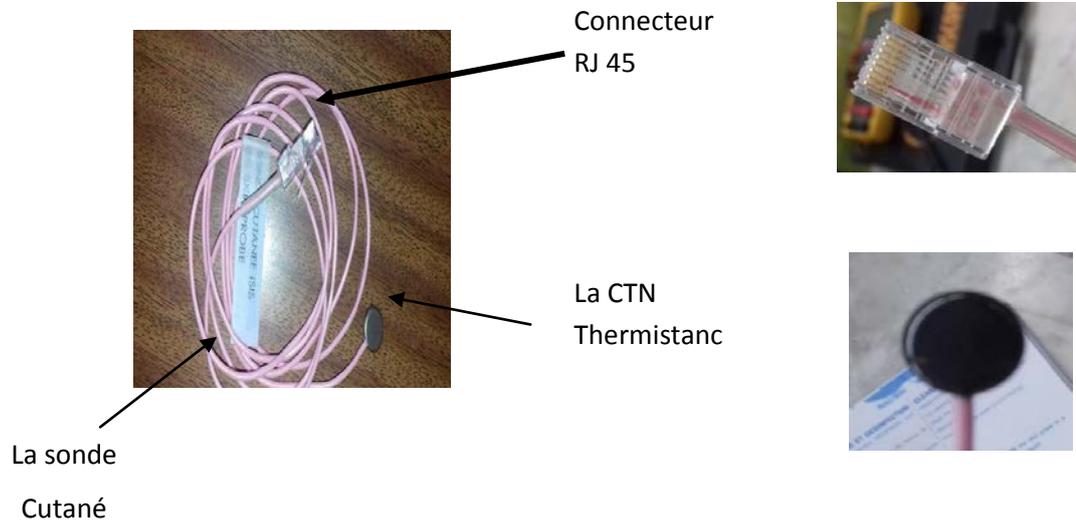
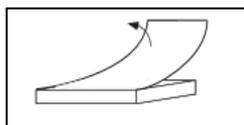
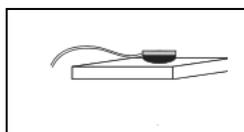


Figure II.3 : La sonde cutanée

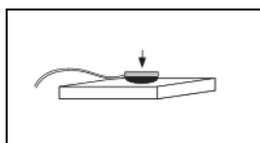
II.5.1- Placement et emplacement de la sonde cutanée sur le bébé :



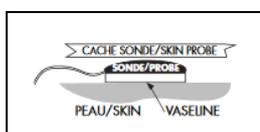
Enlever la protection de l'adhésif du cache sonde



Placer la sonde face noire sur l'adhésif du cache sonde



Enduire légèrement de vaseline, la face métallique



Coller le cache sonde avec la sonde sur la peau du nouveau né la position la plus couramment utilisée est sur l'abdomen pour permettre entre autre, de vérifier qu'elle ne se soit pas détachée

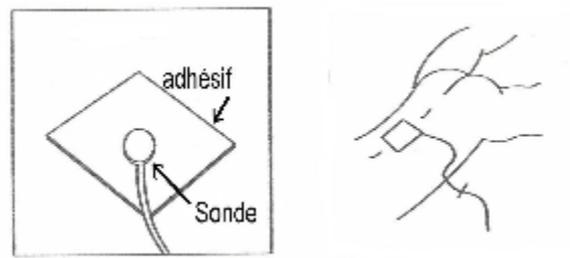


Figure II.4 : L'emplacement de la sonde cutanée sur le bébé

II.5.2- L'emplacement de la sonde cutanée sur l'appareil :



Figure II.5 : L'emplacement de la sonde sur l'appareil

Après avoir appliqué la sonde cutanée sur le nouveau-né, enficher le connecteur RJ45 de la sonde dans le connecteur 'SONDE DU NOUVEAU-NE CUTANEE' situé sur le côté de l'incubateur. L'afficheur 'T° CUTANEE' indique alors la température cutanée du nouveau-né avec une résolution de 0,1°C. La température mesurée correspond à l'endroit où la sonde est posée, elle peut donc varier de quelques dixièmes suivant son emplacement sur l'enfant. Normalement et de façon générale la température cutanée est inférieure d'environ 0,5°C à la température rectale en condition d'équilibre thermique.

II.6 La composition du boîtier :

La figure suivante montre le branchement du boîtier électronique de l'incubateur

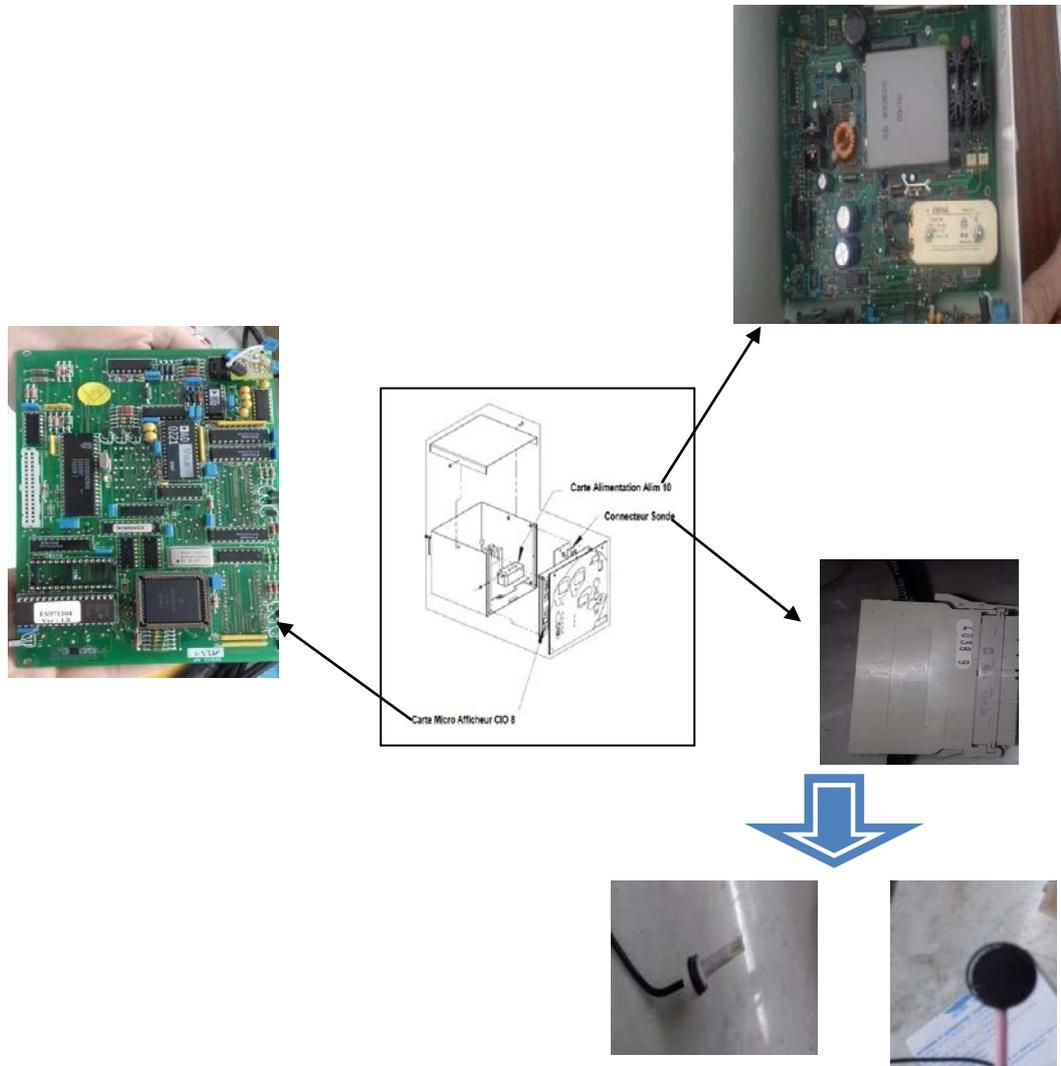


Figure II.6 : Constitution du boîtier électronique

II.7 Installation et mise en marche :

II.7.1 Première mise en service :

a- Installation :

La réception de l'appareil dans l'établissement utilisateur permet de confirmer la bonne adéquation de l'incubateur au bon de commande ainsi que la vérification de son bon état général après transport. La toute première mise en service doit être effectuée par MEDIPREMA Assistance Technique ou par des techniciens formés et agréés par MEDIPREMA.[9]

b -Vérification :

- Il sera vérifié que l'appareil est muni de toutes ses options et accessoires ainsi que de ses documents d'accompagnement (Manuel d'Utilisation, Dossier Technique).
- Le bon état général après transport sera contrôlé, en particulier tous ses dispositifs de sécurité.
- Après branchement, les fonctions électriques et électroniques seront vérifiées.
- Une mise en chauffe avec la sonde cutanée placée à 10 Cm au-dessus du centre du matelas permettra de vérifier la cohérence des paramètres.

c- Mise en marche :

L'incubateur est donc opérationnel. Il est nécessaire de rappeler à ce stade que les personnes qui vont utiliser l'appareil doivent en connaître le fonctionnement précis. La sécurité de l'enfant en dépend.

II.7.2 Avant toute mise en service :**a- Vérification :**

- Vérifier que l'incubateur a bien été nettoyé et désinfecté selon le protocole en vigueur.
- Vérifier l'état général de l'incubateur.
- Brancher les sondes.
- Remplir le flacon réserve avec l'eau stérile lorsque l'humidification est désirée.
- Installer le système d'alimentation en oxygène en cas d'oxygénothérapie.
- Contrôler la bonne aptitude au fonctionnement de la partie électronique.
- L'incubateur doit être au préalable branché et chauffé à bonne température afin de vérifier son fonctionnement.

❖ Options :

- Contrôler le fonctionnement de la hauteur variable.
- Vérifier la bonne installation et le fonctionnement de la balance électronique (voir manuel particulier).
- Brancher la sonde SpO2 (sonde saturation oxygène) et vérifier son fonctionnement (voir manuel particulier).

b- Vérification générale :

- La précision et le bon fonctionnement de l'incubateur dépendent, en partie, de son bon état général.
- En particulier l'habitacle, ses charnières et verrous ne doivent pas présenter de cassure ni de marque d'usure préjudiciable à son étanchéité et à la sécurité de ses ouvertures.
- Les capteurs de mesure doivent être en place et sans usure et les différentes pièces composant l'incubateur ne doivent pas être abîmées.
- Elles doivent être correctement mises en place. Le filtre à air doit être à jours et vissé convenablement.
- Les joints assurant la liaison entre le support flacon et l'incubateur doivent être en bon état.

- Pour des raisons évidentes d'hygiène, le matelas ne doit pas présenter ni trous ni souillures apparentes. Il ne faut donc pas utiliser d'épingles piquées dans le matelas. Des encoches situées autour du plateau matelas permettent tous les maintiens nécessaires.

II.8 Principe de fonctionnement :

II.8.1 Le schéma fonctionnel :

Le schéma fonctionnel de l'incubateur est résumé par la figure II.7.

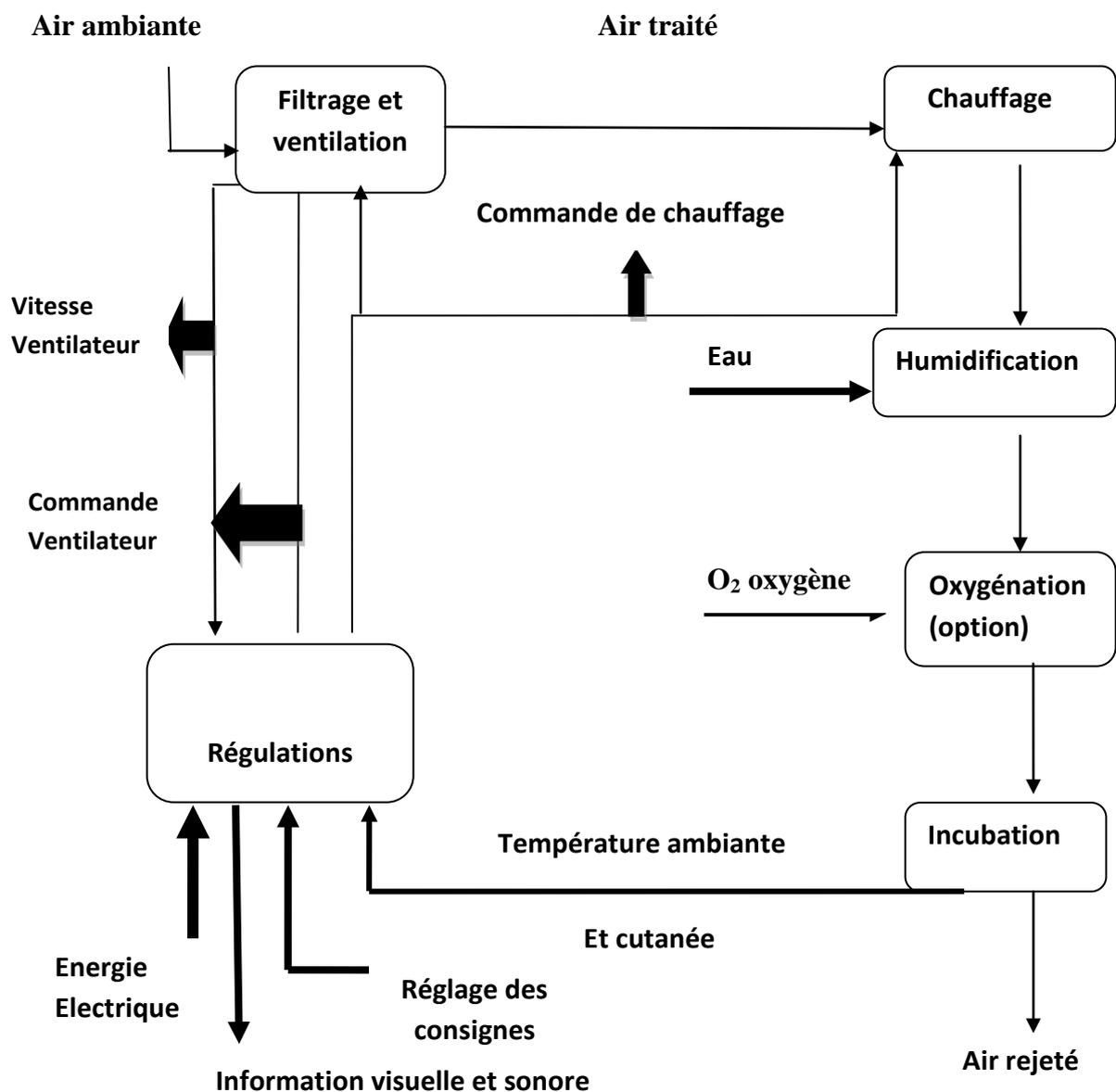


Figure II.7 : Schémas fonctionnel de l'incubateur

II.8.2 Le circuit de ventilation :

Le circuit de ventilation est d'un type éprouvé et dont la tolérance physiologie a pu être, depuis longtemps, vérifiée sur les prématurés les plus fragiles.

Le principe est de créer une zone d'air, calme et stabilisée, autour du nouveau-né grâce aux écrans de protection, les pertes de chaleur par convection sont ainsi diminuées. L'air chaud de ventilation longe les parois de l'habitacle et réchauffe ainsi sa paroi interne, réduisant alors de façon importante les pertes de chaleur par radiation. Celles-ci peuvent être encore plus réduites en utilisant la double paroi, utile lorsque la température ambiante est froide.

Les pertes de chaleur par conduction sont quasiment nulles grâce à la conception du matelas en mousse recouvert hermétiquement d'un matériau plastique (dont la désinfection est par ailleurs facile).

Tous les éléments constituant le circuit de ventilation sont très facilement démontables, permettant ainsi un nettoyage et une désinfection rapides et conformes aux normes d'hygiène les plus récentes.

Le sens de ventilation pieds-tête permet l'ouverture prolongée des hublots latéraux sans diminution brutale de la température. L'habitacle se maintient alors facilement à la température désirée, contribuant ainsi au meilleur confort du nourrisson et de l'utilisateur.[8]

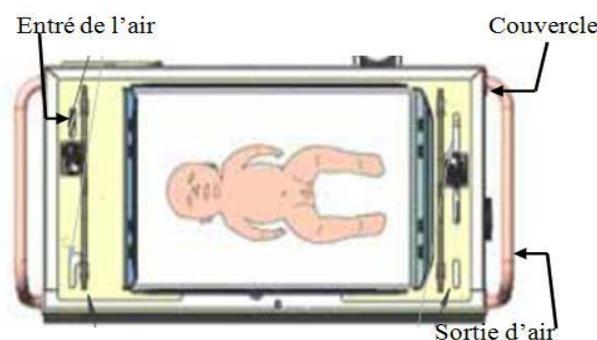


Figure. II.8 : Ventilation et humidification de l'incubateur

a- Humidification de l'air :

L'incubateur possède un système actif d'humidification qui permet d'obtenir en toute sécurité et fiabilité des taux d'humidité jusqu'à 90% à 39°C. La montée du taux d'humidité est très rapide (10%/min).

Une telle atmosphère humide couplée avec la régulation très performante de température ISIS permet d'envisager les soins de nouveau-nés dans les meilleures conditions.

❖ Le remplissage du bac à eau :

- Tirer légèrement le bac à eau
- Verser de l'eau **stérile** dans ce bac jusqu'au niveau d'eau maximale
- Repousser doucement le bac à eau

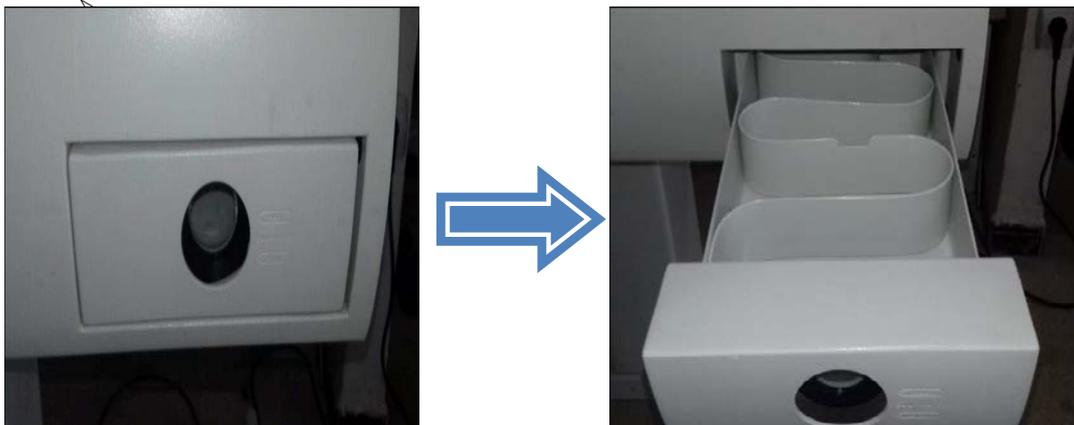


Figure. II.9 : le bac à eau

Le niveau de l'eau doit être situé les flèches <<MINI>> et <<MAXI>> et correspondre à une quantité maximale de 2,5 litre.

b- Le réglage de l'humidité :

Se fait en tournant le bouton de réglage de l'humidité, situé sur le côté droit de l'incubateur.

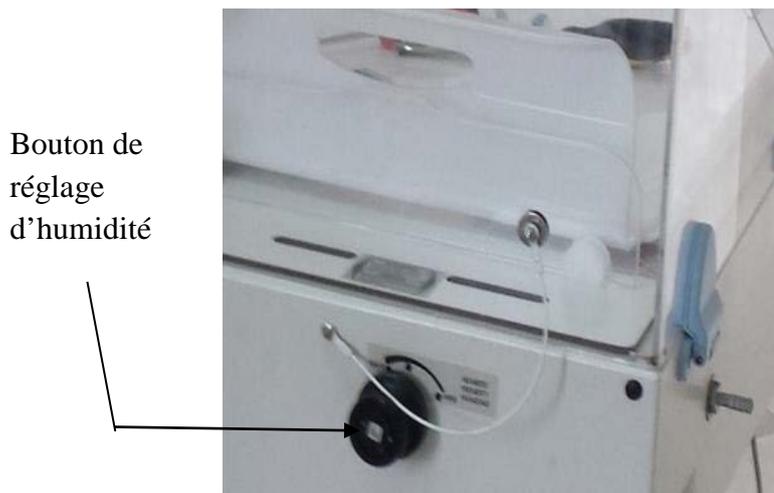


Figure II.10 : Bouton de réglage d'humidité

Il est à noter l'influence de l'humidité relative régnant dans la pièce sur l'humidité relative dans l'incubateur. Les variations de l'humidité relative régnant dans la pièce sont très importantes et doivent être prises en compte pour déterminer le taux d'humidité dans l'incubateur.

Le bouton de réglage d'humidité peut être réglé sur trois positions : il suffit de le tirer puis de le tourner jusqu'à ce que son encoche soit en face de la valeur d'humidité souhaitée. En fonction du réglage, l'humidité relative résultante dans l'incubateur est de 45, 60 ou 80% ces valeurs moyennes sont obtenues dans une ambiance proche de 25°C et de 65% de l'humidité relative, la température air de l'incubateur étant proche de 36°C.[10]

Remarque :

Sans eau. L'humidité relative est proche de l'humidité ambiante

II.8.3. Branchement d'O₂ dans l'incubateur :

L'incubateur sera alimenté en oxygène au travers d'un débitmètre normalisé. Celui-ci pourra par exemple être fixé sur une prise murale d'O₂ situé sur le rail-accessoires.

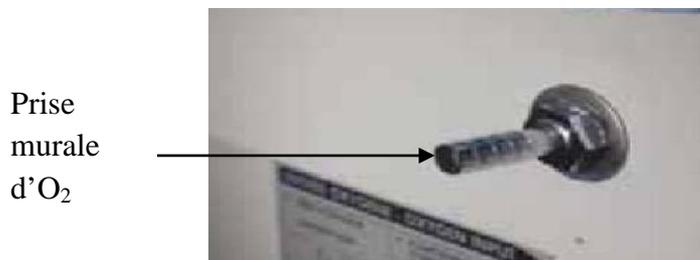


Figure II.11 : connecteur de sonde d'oxygène

II.8.4 Ecart de calibration :

L'écart calibration est la différence de la température de l'air (T° AIR) affiché sur le rack et la température mesurée à 10 cm au-dessus du centre du matelas.

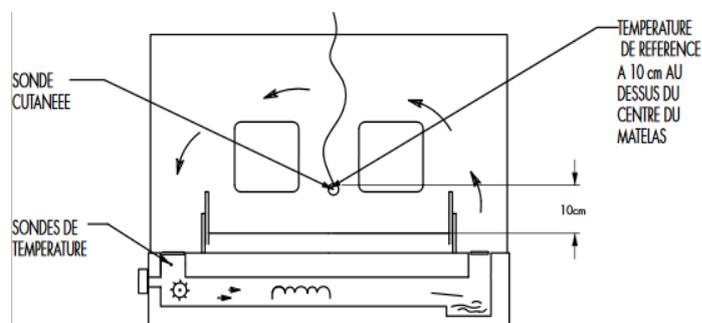


Figure II.12 : schéma de l'écart de calibration

Le calcul de l'écart calibration est réalisé au moment de calibration, il est calculé en fonction de la température de référence donnée par la sonde cutanée située à 10 cm au-dessus du centre du matelas, et la température ambiante de la pièce (saisie manuellement).

Attention : La température air affichée est différente de la température des sondes air régulation et sécurité. La valeur maximale de cet écart est de $\pm 3^{\circ}\text{C}$.

II.9 Le chauffage :

Une résistance chauffante de 450 W sous 230 V est placée après le ventilateur. Elle peut chauffer au-delà de 100°C. L'air propulsé à l'entrée dans l'habitacle peut atteindre une température de 50°C.

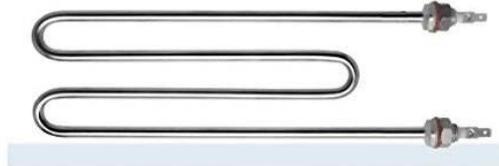


Figure II.13 : Résistance chauffante de l'incubateur.

II.10 Affichage des températures :

a-Température d'air :

Le système de régulation thermique comporte un capteur équipé de deux sondes situé à l'aspiration au niveau des orifices de passage de l'air de l'habitacle vers le caisson.

Ces deux sondes sont des thermistances Pt1000 (1000 Ohm à 0°C). Elles permettent la mesure de la température air.



Figure II.14 : Sonde température

b- Température cutanée :

La sonde positionnée sur l'enfant permet au système de mesurer sa température cutanée ($T^{\circ}\text{CUT}$). En mode régulation cutanée, le système pilote le chauffage de l'air afin de faire coïncider cette température cutanée avec la température de consigne.

Le bon fonctionnement du système de régulation ISIS, repose sur le bon positionnement de la sonde cutanée (côté métal sur la peau, en ajoutant une goutte de vaseline pour favoriser un meilleur contact).



Figure II.15 : sonde cutanée

❖ Interface de mesure de température :

Un courant est injecté dans la sonde Pt1000. Il en résulte une tension proportionnelle aux variations de température. Cette tension est convertie en information numérique grâce à un convertisseur analogique numérique 12 bits donnant une précision de mesure et de calcul de l'ordre de $\pm 0.05^{\circ}\text{C}$.

c-Mesure de la température cutanée du nouveau-né :

Après avoir appliqué la sonde cutanée sur le nouveau-né, enficher la prise de la sonde dans le connecteur 12 << SONDE CUTANEE >>. L'afficheur 12 << T° CUTANEE >> indique alors la température cutanée du nourrisson avec une précision de mesure inférieure à $0,1^{\circ}\text{C}$. [3]



Figure II.16 : Application de la sonde cutanée sur le bébé

La température mesurée est celle de l'endroit où la sonde est placée, elle peut différer de quelque 10^{ème} de degrés selon l'endroit où elle est appliquée et se trouve inférieur d'environ 0,5°C de la température rectale (des écarts plus importants entre les températures cutanées et rectales sont possible dans certains cas cliniques).

II.11 Manipulation et régulation de l'incubateur :

L'incubateur possède deux modes de régulations, le mode << Mode Air >> et le << Mode Cutané >>.

a- Mode régulation air :

Ce mode peut être engagé sur le tableau de commande de l'incubateur représenté en figure II.17 et en se basant sur le contenu du tableau II.7

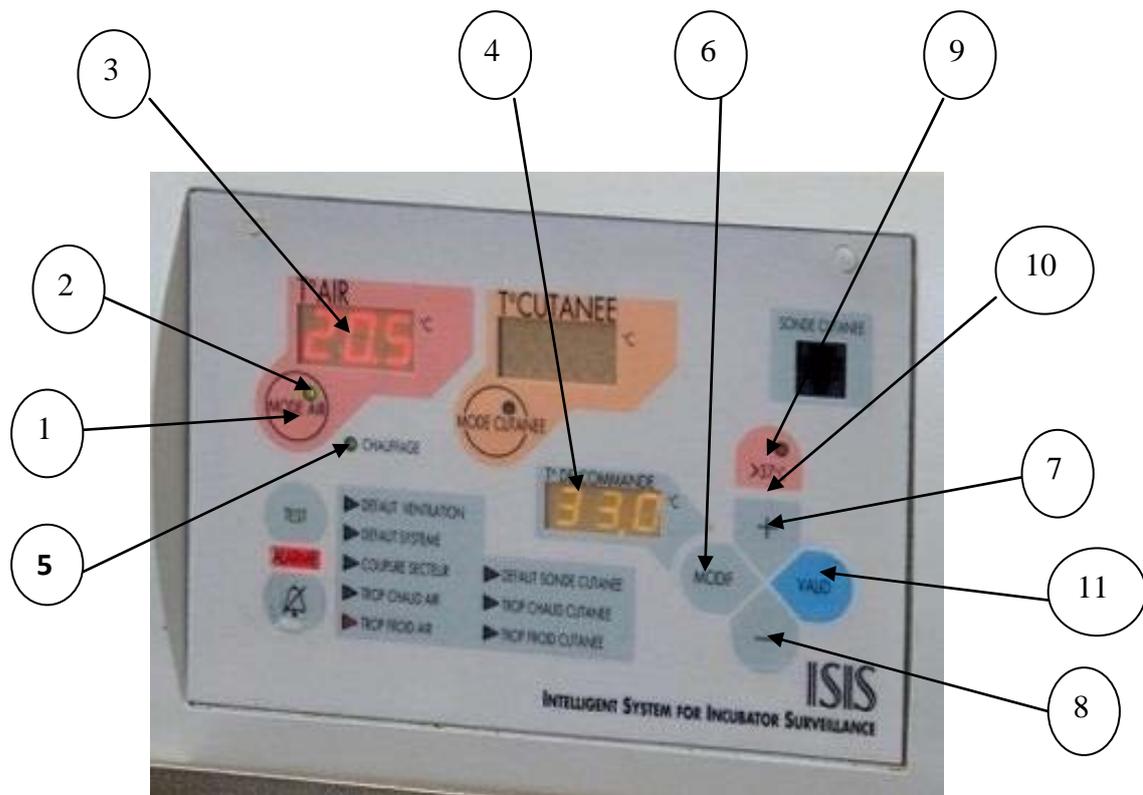


Figure II.22 : Tableau de commande

Tableau II.17 : Régulation de mode air :

Manœuvre	Fonction
1) << Mode Air >>	Après la mise en service de l'incubateur, le mode de régulation air est activé. Mais le mode Air peut aussi à tout moment être activé volontairement sur la touche 1 << MODE AIR >>
2) Voyant << MODE AIR >>	Le voyant 2 vert << MODE AIR >> s'allume pour indiquer que le mode de régulation est AIR
3) Afficheur << T° AIR >>	L'air à l'intérieur de l'incubateur. Il précise donc, par corrélation
4) Afficheur <<T° DE COMMANDE >>	Il indique la température de commande demandée. La température de l'air va se stabiliser à cette valeur
5) Voyant de chauffage << CHAUFFAGE >>	Il permet de visualiser la régulation

6) Touche << MODE >>	Lorsque l'on souhaite modifier la température de commande, il faut tout d'abord appuyer sur la touche 6 << modif >>, l'afficheur 4 << T° de commande >> se met à Man et clignote
7) Touche << + >>	Permet d'augmenter la température de commande par pas de 0,1°C. Une action prolongée accélère le défilement
8) Touche << - >>	Permet de diminuer la température de commande par pas de 0,1°C. Une action prolongée accélère le défilement
9) Touche << ≥37°C >>	Autorise une température de commande supérieure à 37°C
10) Voyant << ≥37°C >>	Indique que l'on est dans la plage de température de commande supérieure à 37°C (37,1°C à 39°C)
11) Touche << VALID >>	Permet de valider la nouvelle température de commande

b- Mode de régulation cutanée :

Ce mode peut être engagé sur le tableau de commande de l'incubateur représenté en figure II.23 et en se basant sur le contenu du tableau II.8

Manœuvre	Fonction
12) Connecteur << SONDE cutanée >>	Après avoir enficher le jack dans la sonde de température cutanée dans ce connecteur, la mesure de la température cutanée est alors possible
13) Affiche << T° CUTANEE >>	Il affiche la température mesurée par la sonde cutanée
14) Touche << MODE CUTANEE >>	Activation du mode de régulation cutanée

15) Voyant <<MODE CUTANEE >>	Ce voyant s'allume pour indiquer que le mode de régulation cutanée est activé. Dans ce cas le voyant 2 vert <<MODE AIR >> est éteint
4) Afficheur << T° DE COMMANDE >>	Indiquer la température de commande demandée. L'incubateur va réguler afin que la température cutanée du nouveau-née se stabilise autour de cette température
6) Touche << MODIF >>	Modifier la température de commande
7) Touche << + >>	Augmenter la température de commande par pas de 0,1°C. Une action prolongée accélère le défilement
9) Touche << - >>	Diminuer la température de commande par pas de 0,1°C. Une action prolongée accélère le défilement
11) Touche << ≥37°C >>	Indiquer que l'on est dans la plage de température de commande supérieure à 37°C (37,1°C à 38°C). Il indique également l'autorisation donnée à la régulation de dépasser 37°C lorsque la température de commande est inférieure à 37°C
21) Touche << VALID >>	Après toute modification, il est impératif de valider la nouvelle température en appuyant sur cette touche

II.12 Les alarmes :

❖ Mode air :

- **Trop chaud air :** Il y a en fait 3 seuils : deux seuils fixes à 38°C ou à 40°C (si la fonction $> 37^\circ$ est autorisée) est un seuil variable à +3°C par rapport à la consigne.
- **Trop froid air :** L'alarme trop froid air est située à 1,5°C en dessous du point de consigne. Le réglage est possible entre 0,5°C et 3°C avec un minitel ou un PC (menu 4 << réglage utilisateur >>).[8]

❖ Mode cutanée :

La sonde cutanée commande les alarmes trop chaudes cutanée et trop froide cutanée situées à 0,5°C du point de consigne. Le réglage est possible entre 0,2°C et 15°C avec un mini tel ou un PC (menu 4 << réglage utilisateur >>).

si la sonde cutanée indique une mesure de température <à 5°C ou> à 45°C, on indique un défaut de sonde cutanée et on passe automatiquement en mode Air 36°C avec alarme sonore et visuelle.

Même si le bébé ne se réchauffe pas (si la température cutanée pas la valeur demandée), la température de l'air est limitée à 37.5° ou à 39.5° si la touche $>37^\circ\text{C}$ est appuyée.

❖ Coupure secteur :

Dès l'absence de tension secteur, l'alarme coupure secteur visuelle et sonore se met en service. Toutes les 10 minutes, la tension de charge de l'accumulateur qui permet le bon fonctionnement du défaut << coupure système >> est vérifié. La LED << coupure secteur >> s'allume pendant une fraction de seconde.

A la mise en service, ce défaut est inhibé pendant 1 heure (temps nécessaire pour permettre à l'accumulateur d'obtenir une charge suffisante). En cas de défaut de l'accumulateur après une 1 heure, le voyant alarme clignote mais n'empêche pas le fonctionnement normal de l'incubateur.

On indique alors un défaut de surveillance secteur.

❖ Défaut ventilation :

Le système vérifie continuellement la vitesse de rotation du ventilateur. Si le ventilateur tourne trop lentement (à fortiori s'il ne tourne pas du tout), on indique un défaut de ventilation avec alarme sonore et visuelle et coupure de chauffage.

❖ Défaut système :

Les défauts systèmes sont accompagnés d'une alarme sonore et visuelle non inhalable. Ils provoquent l'arrêt du chauffage.

 **IMPORTANT** : en cas de défaut système, il est impératif d'arrêter l'appareil, de le mettre hors service et de s'assurer qu'il ne soit pas redémarré. Il faut contacter au plus tôt le service biomédical de l'établissement et/ou le service Client Médiprema pour dépanner l'appareil. En aucun cas il ne doit être branché.

❖ Défaut paramètre :

Les paramètres initiaux de calibration usine ont disparu. Il faut reconfigurer le boîtier en usine.

➤ Sonde air régulation /sécurité :

Il y a défaut de sonde air si une des sondes indique une mesure de température inférieure à 5°C ou supérieure à 45°C.

➤ Cohérence sonde :

La deuxième sonde, dite de sécurité, permet de vérifier en permanence que la mesure indiquée par la sonde de régulation est cohérente. La sonde indique la température la plus élevée et automatiquement celle utilisée par la régulation.

On teste continuellement, la cohérence entre ces 2 sondes ; elles ne doivent jamais indiquer les valeurs écartées de plus de 2°C. Dans le cas contraire. On indique un défaut de cohérence.

➤ **Relais chauffage :**

Les deux relais sont testés en permanence en ouverture et en fermeture. Ils sont situés sur la carte alimentation.

En cas de dysfonctionnement, on affiche un défaut de relais. De plus, toutes les 5 minutes, le mode d'utilisation des relais est inversé.

➤ **Interface ventilateur :**

Si le circuit de mesure de la vitesse de rotation du ventilateur a un problème, on affiche le défaut interface.

➤ **Chaîne de mesure :**

Lors de la calibration usine, on mesure les caractéristiques de la chaîne de mesure. Ensuite, en utilisation, on compare on continu cette valeur initial avec la valeur en temps réel.

Si on trouve une différence compris entre 0.5 et 0.8°C, on incrémente le compteur de défauts de chaîne de mesure. Si la différence est supérieure à 0.8°C, on crée un défaut système. Un connecteur de sonde cutanée mouillé (par exemple après un nettoyage de l'appareil ou de la sonde) peut créer des défauts de chaîne de mesure est important (>20), il faut surveiller l'évolution de ce nombre.

Si, après remise à plat des procédures de nettoyage, il continu à augmenter, il faudra alors changer la carte micro.

II.12 Conclusion :

Toutes les fonctions et les commandes décrites dans ce chapitre ont pour but, de permettre de contrôler et de régler l'appareil. Dans ce chapitre, nous avons mis en évidence le principe de fonctionnement des différentes parties de l'appareil.

Chapitre III:

Etude technique de l'incubateur

III.1 Introduction :

Dans ce chapitre nous allons aborder l'étude technique de notre équipement d'un point de vue fonctionnel limitant cette étude aux schémas synoptiques des différentes fonctions existant au niveau de la partie électronique de notre incubateur.

III.2 Schéma synoptique général de l'incubateur :

Le schéma synoptique ci-dessous représente l'ensemble des parties fonctionnelles principales qui constituent l'incubateur objet de notre étude.

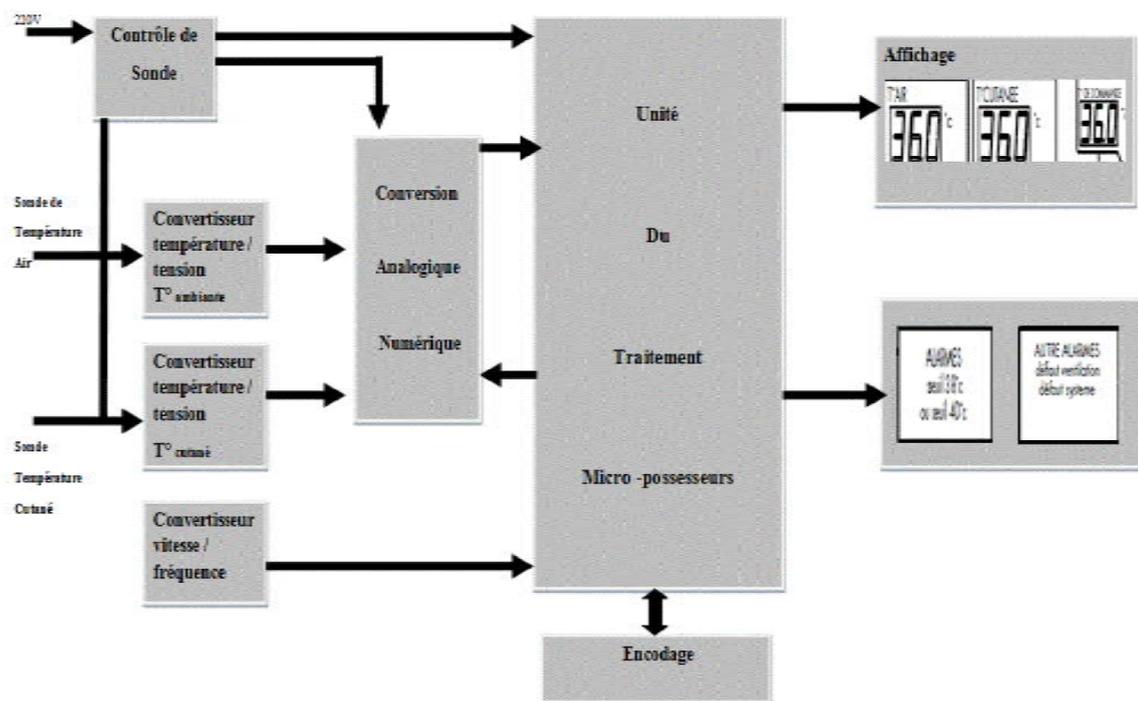


Figure III.1 : Schéma synoptique général de l'incubateur

III.2 Analyse du synoptique :

Pour l'analyse de notre synoptique, on va étudier le rôle de chaque partie fonctionnelle.

III.2.1 Rôle de l'unité de traitement :

- Guider la programmation des paramètres par le personnel soignant (température de consigne) (trop chaud et trop froid ambiant) (trop chaud trop froid cutanée) et (alarme) ;
- Générer la commande de chauffage à partir de la comparaison numérique entre la température de consigne et la température mesurée ;
- Générer les signaux de commande d'affichage d'alarme ;
- Générer les signaux de demande de conversion analogique numérique et de sélection de la tension image de la température à convertir ;
- Vérifier le bon fonctionnement du ventilateur et des sondes de température ;
- Stocker les programmes et les données (consigne mode affichage ...).

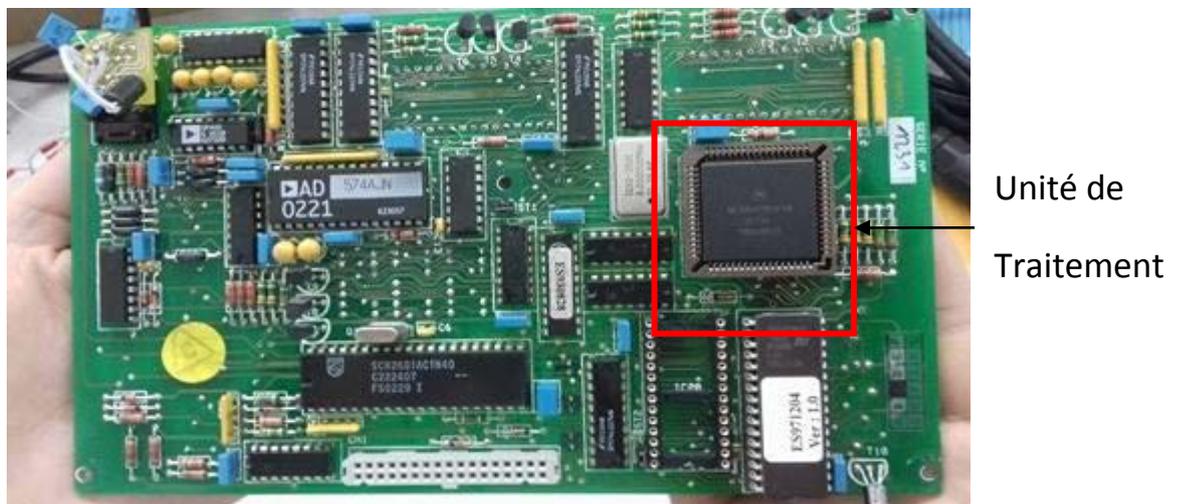


Figure III.2 Carte mère et unité de traitement

III.2.2 Etude structurelle de l'unité de traitement :

Le schéma ci-dessous représente le schéma fonctionnel détaillé de l'unité de traitement, décomposée en unités fonctionnelle secondaires à cette fonction principale unité de traitement :

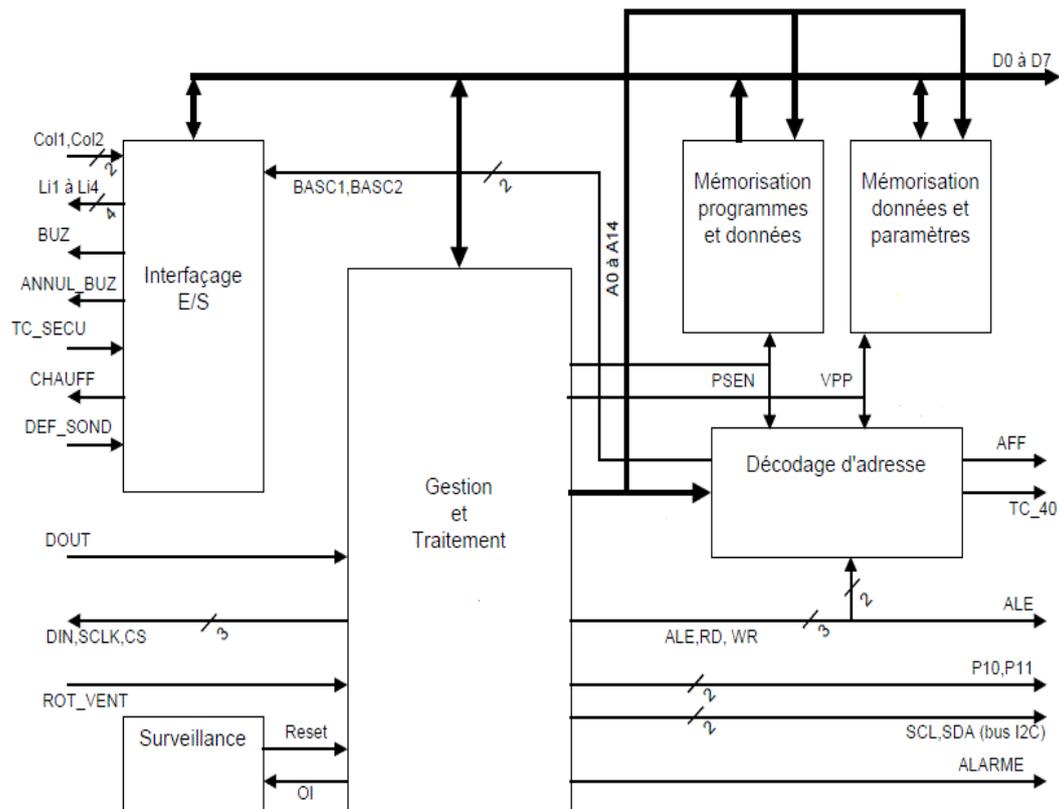


Figure III.3 : Schéma fonctionnel détaillé de l'unité de traitement

❖ Définition des liaisons interne :

BASC1 : sélection d'interface E/S active sur front montant

BASC2 : sélectionne d'interface E/S active au niveau bas

Reset : initialisation de μP active au niveau haut

PSEN : sélectionne de mémorisation de programme de données niveau bas

OI : demande d'inhibition du reset

RAM : sélection de la ram active au niveau bas

RD : demande de lecture active à l'état bas

WR : demande d'écriture active à l'état bas

VPP : commande de la programmation de mémoire flash

III.2.2.1 Le rôle des fonctions secondaire de l'unité de traitement (UT) :

a-gestion de traitement :

- Gère les fonctions périphériques et effectue tous les traitements numériques
- Analyse les températures mesurées, les compare aux consignes et réagit en conséquence.
- Contrôle la vitesse du ventilateur
- Initialise la configuration du système à un état prédéterminé.

b- mémorisation données et paramètre :

Stocke les paramètres de configuration de l'U.T (consigne, mode...) dans la mémoire RAM et une mémoire flash (appelée ainsi en raison de la rapidité de programmation par rapport à une EPROM standard).

c-mémorisation programme et données :

Stocke dans une EPROM le programme de fonctionnement et les données non altérables.

d-décodage d'adresse :

Permet grâce à un circuit programmable (PAL), de sélectionner les différentes ressources qui vont être mise en relation avec la fonction secondaire gestion et traitement.

e-surveillance

Assure une inhibition du reset (initialisation) du μ P tant que celui-ci envoie régulièrement une impulsion sur OI. si le déroulement du programme était défectueux, cet ordre n'arriverait pas et le système serait alors réinitialisé automatiquement.

f. interface E/S :

Assure les échanges d'informations avec les autres fonctions principales de l'incubateur par verrouillage temporaire des données.

III.3 Rôle de la partie contrôle température ambiante et défaut sonde :

- ❖ Effectuer la conversion du température de l'habitacle en une DDP proportionnelle (V sec).
- ❖ Effectuer la comparaison entre cette tension et un seuil minimum 1.0V (soit 10°C) afin de détecter si la sonde est en court-circuit(en effet il est impossible d'avoir une tension $T_0 < 10^\circ\text{C}$ en utilisation normal de l'incubateur dans une salle d'hôpital), et produit un signal logique résultant de cette comparaison (DEF-SOND).
- ❖ Effectuer la comparaison entre cette tension et un seuil maximum 3.7V(soit 37°C) afin de détecter si la sonde est déconnectée ou si la température est trop élevée ,avec la possibilité de programmer se seuil à 4.0V 5 (soit 40°C) et produire un signal logique résultant de cette comparaison (TC-SECU).
- ❖ Assurer la mise sous et hors tension de résistance chauffante sur ordre de UT(CHAUFF).
- ❖ Couper l'alimentation de la résistance chauffante dans le cas d'un défaut de sonde ou d'une température trop élevée.[11]

Mémoire pour effectuer la comparaison et la surveillance

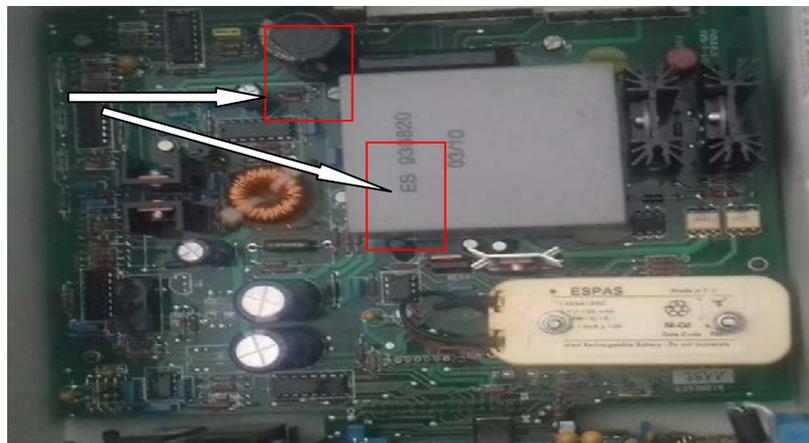


Figure III.4 : carte d'alimentation et surveillance de défaut de sond

III.3.1 Etude structurelle de partie contrôle température ambiante (CTA) et défaut sonde (def sonde) :

Le schéma ci-dessous représente le schéma fonctionnel détaillé de la partie de contrôle de température ambiante et défaut de sonde :

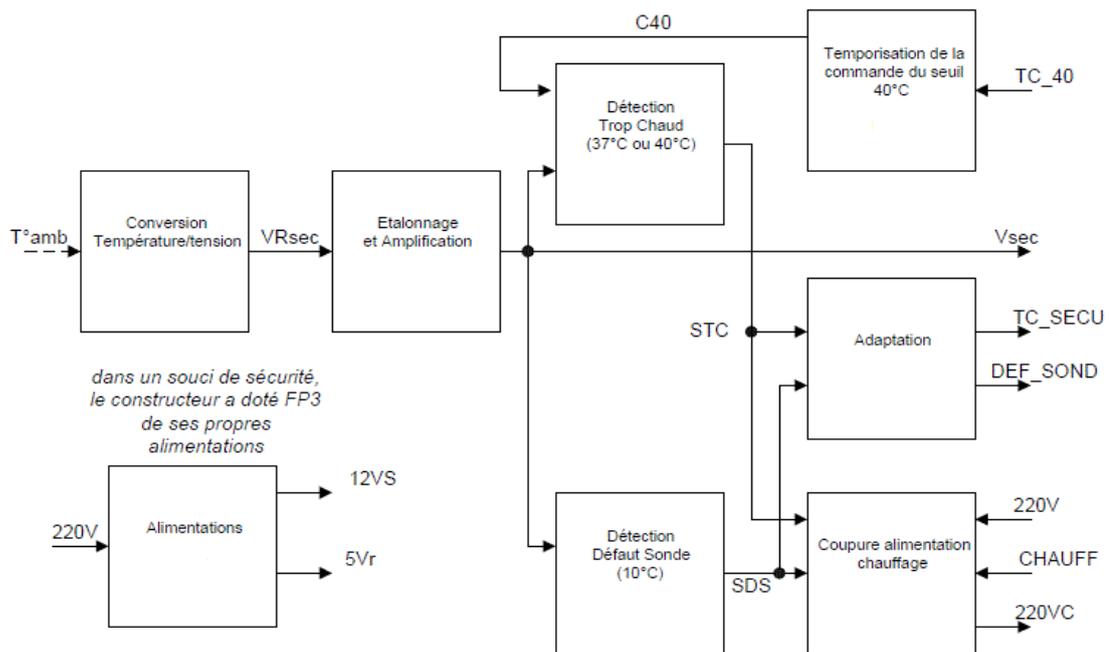


Figure III.5 : schéma fonctionnel détaillé de la partie CTA est def sonde

✓ **Définition des liaisons de la partie CTA et def sonde :**

T°_{amb} : température ambiante (intérieur et l'habitable).

220V : alimentation de 220V, destiné à la résistance chauffante.

220VC : alimentation 220v commuté destiné à la résistance chauffante.

V_{sec} : tension analogique image de la température ambiante.

CHAUFF : commande alimentation chauffage.

TC-SECU : information TROP CHAUD SECURITE ($T^{\circ}_{amb} < 37^{\circ}$).

DEF_SOND : information DEFAUT SONDE SECURITE.

VR_{sec} : ddp, image de la température ambiante T°_{amb} .

STC : information logique résultat de la comparaison de T°_{amb} avec 37° ou 40° .

SDC : information logique résultat de la comparaison de T°_{amb} avec 10° .

C40 : information logique de la commande de seuil à 40° .

12VS, 5Vr : l'alimentation délivre une tension d'alimentation interne 12V et une tension de référence interne +5V utilisées unique ment par la partie de CTA et def sonde.

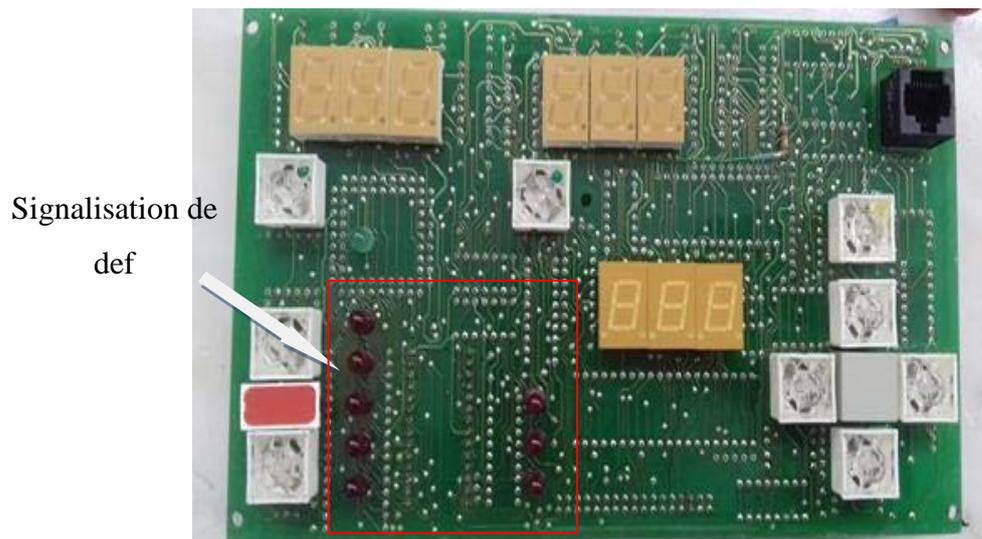


Figure III.6 : carte d'affichage et signalisation de défaut

III.3.2 Rôle des fonctions secondaires de la partie CTA et def sonde :

a- Conversion de température /tension (amb)

- ✓ Capte la température de l'intérieure de l'habitable grâce à une CTN (voir figure III.7).
- ✓ Effectuer la conversion de la température de l'habitable de l'incubateur en tension VRsec image de cette température selon la relation suivante :

$$VRsec = -11.1(T^{\circ}amb) + 995$$

(VRsec en Mv et T°amb en °C)

Convertisseur
température
tension (CTN)

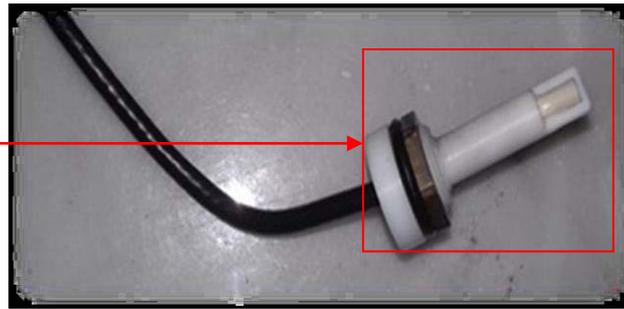
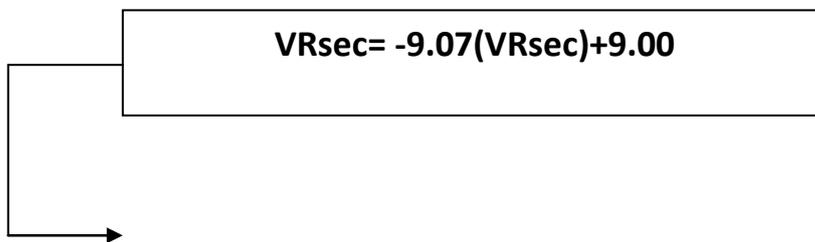


Figure III.7 : sonde température air

b-étalonnage et amplification

- ❖ Amplifier VRsec avec un décalage de tension selon la relation suivante :



(VRsec et Vsec en V)

- ❖ Permet l'étalonnage très précis de cette fonction de transfert

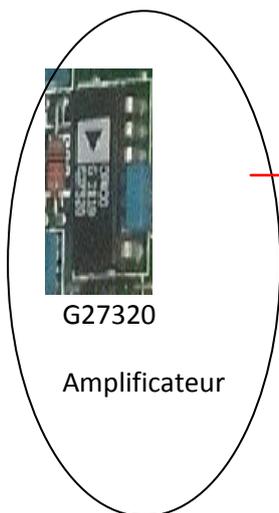


Figure III.8 : carte d'alimentation et surveillance de défaut de sonde

c- Détection de trop chaud $T^{\circ} < 37C^{\circ}$:

- ❖ Elabore une tension (3V ou 4V) image du seuil maximum (correspondant à la trop chaude sécurité) en fonction de la commande de (C40) délivrée par la temporisation de la commande de seuil :
- ❖ C40=0 (soit 0V) correspond à la demande d'un seuil à $37C^{\circ}$
- ❖ C40=1 (soit 5V) correspond à la demande d'un seuil à $40C^{\circ}$
- ❖ Effectue la comparaison entre ce seuil et la tension Vsec issue de l'étalonnage et l'amplification et élabore un niveau logique STC correspondant aux résultats de cette comparaison :
- ❖ STC=0 (soit 0V) dans le cas où la tension Vsec est supérieure à ce seuil (sonde déconnecté ou température trop élevée).
- ❖ STC=1 (soit 1V) dans cas contraire.

d- Détection défaut de sonde ($10C^{\circ}$) :

- ✓ Elabore une tension (1V) image de seuil minimum ($10C^{\circ}$).
- ✓ Effectue la comparaison entre ce seuil et la tension Vsec issue de l'étalonnage et l'amplification et élabore un niveau logique SDS correspondant au résultat de cette comparaison :
- ✓ SDS=0 (soit 0V) dans le cas où la tension Vsec est inférieure à ce seuil (sonde en court-circuit ou $T^{\circ} amb < 10C^{\circ}$).
- ✓ SDS=1 (soit 12V) dans le cas contraire.

e- Temporisation de la commande de seuil $40C^{\circ}$:

- ❖ Maintient un niveau logique « 1 » de commande du seuil maximum à $40C^{\circ}$, en fonction de la commande (TC_40, actif sur front descendant issue du μP , pendant une durée déterminée d'environ 700ms, durée qui réinitialisée à chaque commande (Cette fonction joue un rôle de chien de garde).

f- Coupure alimentation chauffage :

- ❖ Coupe l'alimentation de la résistance chauffante lorsque la détection trop chaude délivre un « 0 » logique.
- ❖ Met sous tension la résistance chauffante lorsque le μ P donne l'ordre (CHAUFF=1).
- ❖ Il faut donc trois conditions pour que la résistance chauffante soit allumée.

SDS=1.STC=1 et CHAUF=1

g-Adaptation du niveau :

- ❖ Effectue l'adaptation de niveau électrique entre le 0 et 12V délivré par la partie de détection de trop chaud et détection défaut de sonde.

III.4 Rôle de la conversion température/tension (cutanée) :

Effectuer la conversion température/tension de la température cutanée du prématuré et la mise en forme de la tension qui en résulte (V_{cut}).



Figure III.9 : Sonde température cutanée

III.4.1 Etude structurelle de partie conversion température/ tension (cutanée) :

Le schéma ci-dessous représente le schéma fonctionnel détaillé de la partie conversion température/ tension (cutanée) :

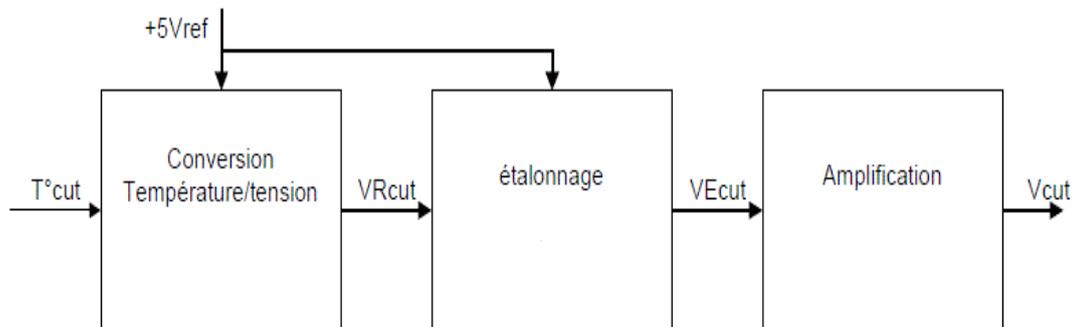


Figure III.10 : Schéma fonctionnel détaillé de la partie conversion température/ tension (cutanée)

❖ Définition des liaisons internes

VRcut : DDP image de la température cutanée $T^{\circ} \text{cut}$

VEcut : DDP proportionnelle à VRcut selon une relation linéaire

III.4.2 Rôle des fonctions secondaires de la partie conversion température/tension (cut) :

a- Convertisseur température/tension :

- Capte la température de la peau du bébé grâce à une CTN.
- Effectue la conversion de la température de la peau du bébé, en tension (VRcut) image de cette température selon la relation :

$$\text{VRcut} = -2.6 (T^{\circ} \text{cut}) + 238$$

(VRcut en Mv et $T^{\circ} \text{cut}$ en $^{\circ}\text{C}$)

b-Etalonnage :

- Amplifie VRcut avec un décalage de tension, selon la relation :

$$VEcut = -4.53(VRcut) + 1.08$$

(VRcut et VEcut en V)

- Permet l'étalonnage très précis de cette fonction.

c- Amplification :

- Amplifier VEcut selon la relation :

$$Vcut = 8.5 (VEcut)$$

(VEcut et Vcut en V)

III.5 Rôle de conversion analogique numérique :

- Effectuer le multiplexage analogique des différentes tensions images de températures mesurées.
- Effectuer le conversion analogique / numérique de la tension délivré par partie suivante (CTA et def de sonde) et (conversiontemérature tension cut) et (conversion température /tension amb) (voir figure III.11).

Convertisseur
A/N
(AD574AJN)



Figure III.11 : Carte mère et conversion analogique numérique.

III.5.1 Etude structurelle de la partie conversion analogique numérique :

Le schéma ci-dessous représente le schéma fonctionnel détaillé de la partie conversion analogique numérique :

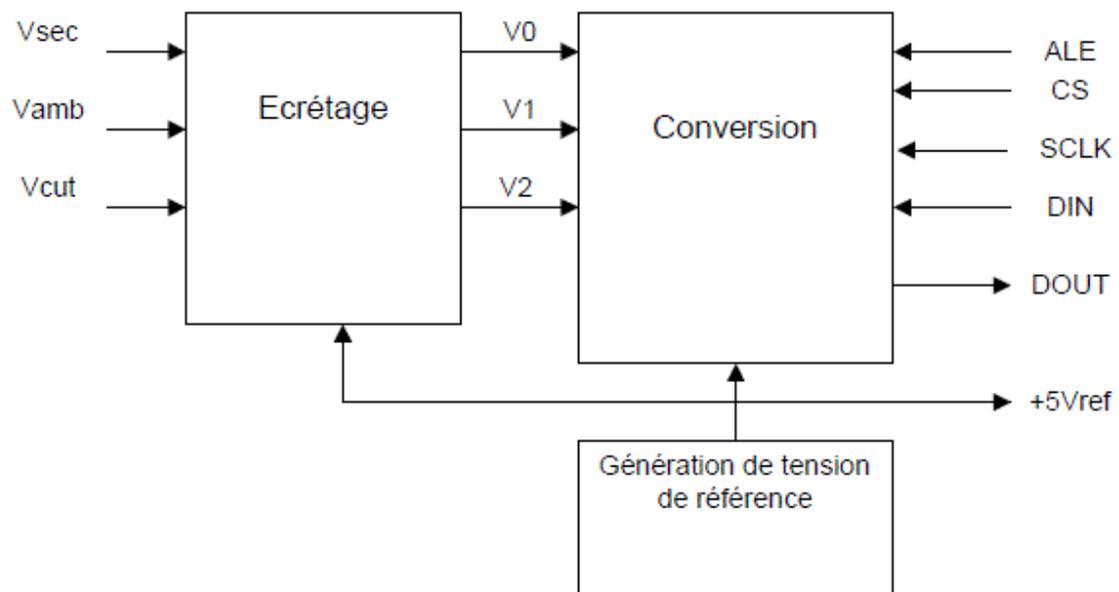


Figure III.12 : Schéma fonctionnel détaillé de la partie conversion A / N.

❖ Définition des liaisons internes :

V0, V1, V2 : DDP analogique image des températures amb et cut, débaeassées de laurs parasites éventuels.

III.5.2 Rôle des fonctions secondaires de la partie conversion A/N :**a- Ecrêtage :**

- Protège des entrées de la conversion contre des éventuelles tensions d'alimentation supérieure à 4.8 V. En effet le convertisseur A/N utilisé (AD574AJN) ne tolère pas de tension d'entrée supérieure à sa tension d'alimentation 5V ;
- Filtre les tensions d'entrée.

b-Conversion :

- Sélectionne l'entrée analogique parmi les 3 qui sont issues des parties (CTA et def de sonde), (conversion température/tension cut) et (conversion température/tension amb) en fonction de l'entrée DIN ;
- Convertie cette tension analogique en code numérique série. La résolution du convertisseur A/N (AD574AJN) est de 10 bits.

c- Génération de la tension référence :

Génère une tension très stable de 5.00V utilisée comme référence dans les parties conversion analogique numérique, conversion température/tension cutanée et conversion température/tension (ambiante).

III.6 Rôle de conversion vitesse fréquence :

Effectuer les conversions de la vitesse de rotation de ventilateur (turbine) en un signal logique d'une fréquence proportionnelle à cette vitesse, ce qui permettra de détecter si la vitesse de rotation du ventilateur est importante, trop basse ou même nulle.

Convertisseur
Vitesse/Fréquence

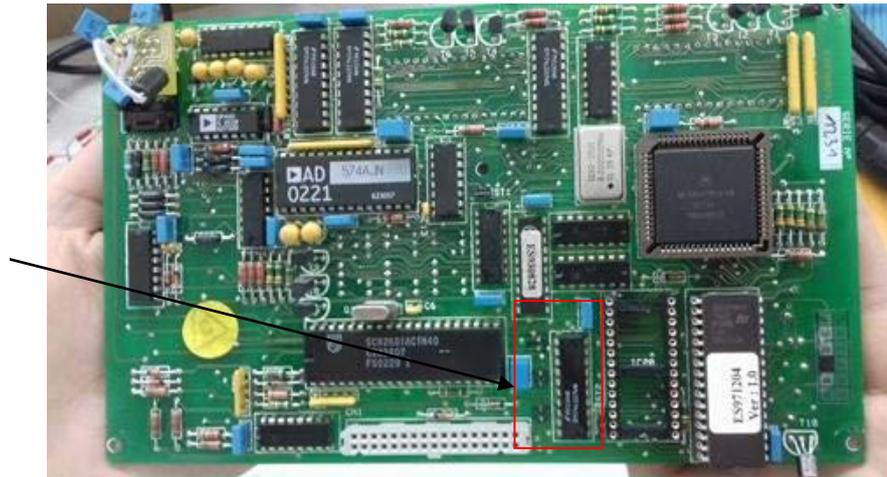
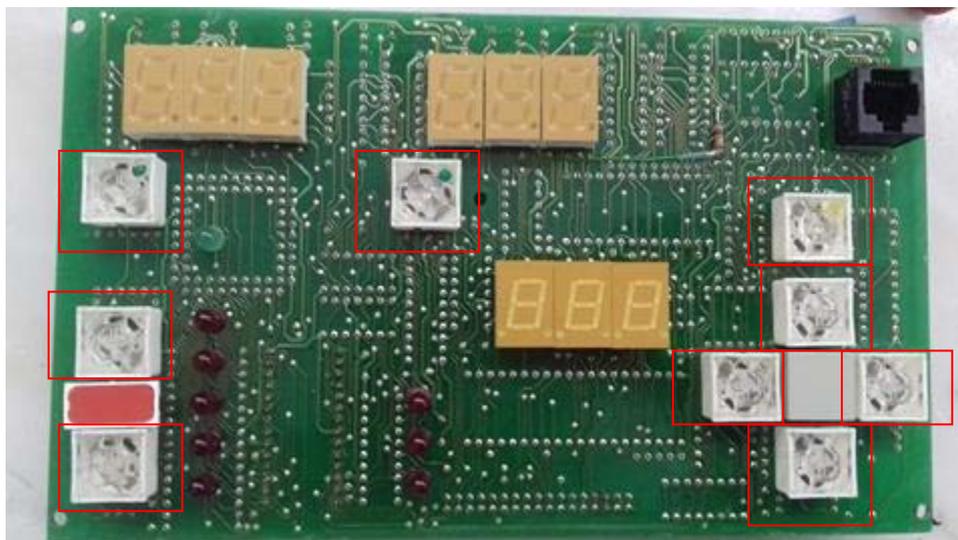


Figure III.13 : Carte mère et conversion vitesse fréquence

III.7 Rôle de la partie encodage :

Convertir la pression sur une des 9 touches du clavier, en code numérique destiné à l'unité de traitement.



Touches du clavier

Figure III.14 : Carte d'affichage et encodage

III.8 Rôle de la partie génération d'alarme :

- Emettre un signal lumineux d'alarme (pavé de Led rouge) ;
- Emettre un signal sonore (buzzer) ;
- Visualiser l'état d'inhibition du buzzer : désactivé (Led allumée) ou normal (Led éteinte) ;
- Visualiser l'état du chauffage.

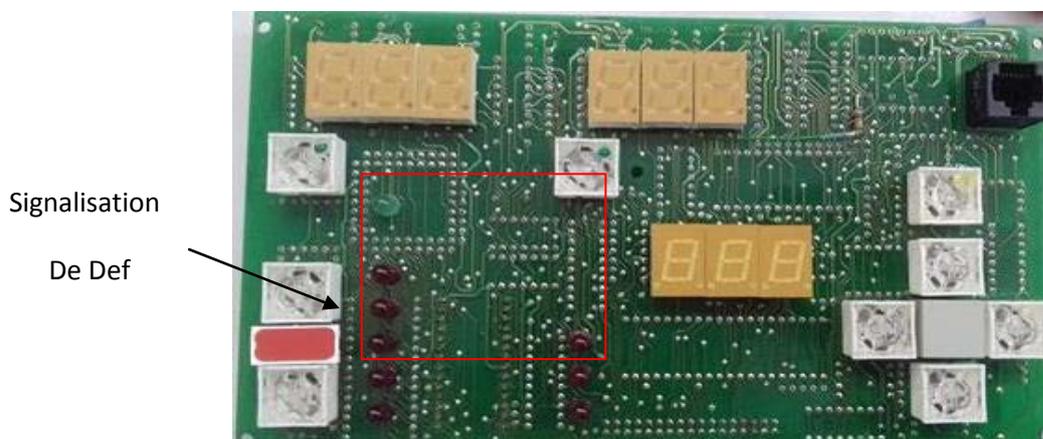


Figure III.11 : Carte mère et conversion analogique numérique.

III.8.1 Etude structurelle de la partie génération d'alarme :

Le schéma ci-dessous représente le schéma fonctionnel détaillé de la partie génération d'alarme :

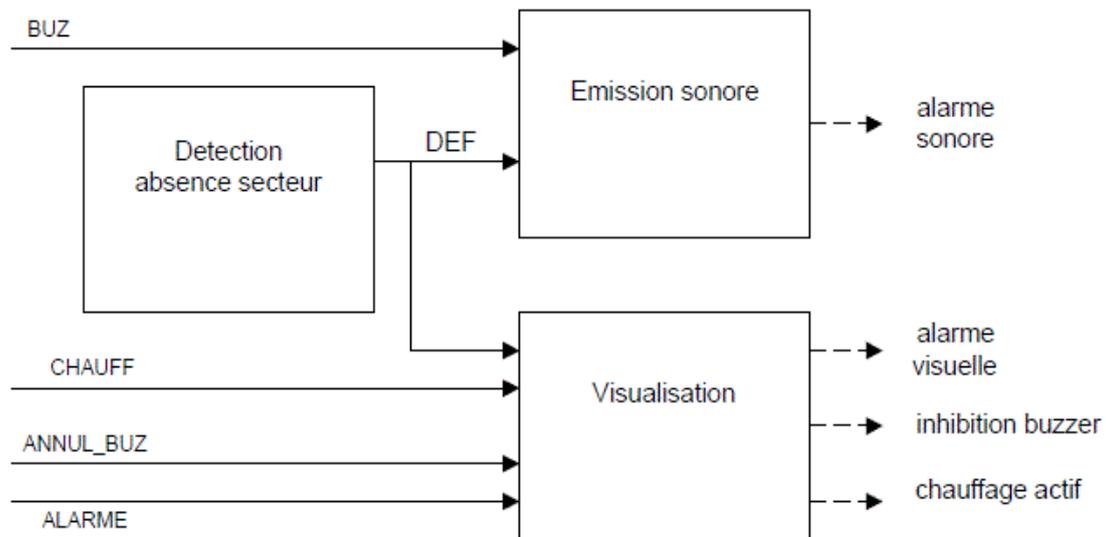


Figure III.16 : Schéma fonctionnel détaillé de la partie génération d'alarme

❖ **Définition de la liaison interne**

DEF : Signal logique image de la présence secteur

III.8.2 Rôle des fonctions secondaires de la partie génération d'alarme :

a- Détection absence secteur :

Génère un état logique « 1 » sur DEF si l'incubateur est déconnecté du secteur (alimentation 12 V absente) même si l'interrupteur principal M/A est en position « ARRET ».

b- Emission sonore :

Produit un son continu (buzzer) si $DEF = 1$ ou $BUZ = 1$

c- Visualisation :

- Active le signal lumineux d'alarme si $ALARME = 1$ ou $DEF = 1$;
- Allume une Led rouge témoin de l'inhibition du buzzer si $ANNUL_BUZ = 1$;
- Allume une Led rouge témoin d'un dysfonctionnement de chauffage si $CHAUFF = 1$.

Les alarmes (visuelle et sonore) sont activées en cas d'absence secteur (si la batterie est chargée) et on ne peut alors pas désactiver le buzzer.

III.9 Rôle de la partie affichage :

Visualisation de la valeur de température (température cutanée, température ambiante et température de commande)

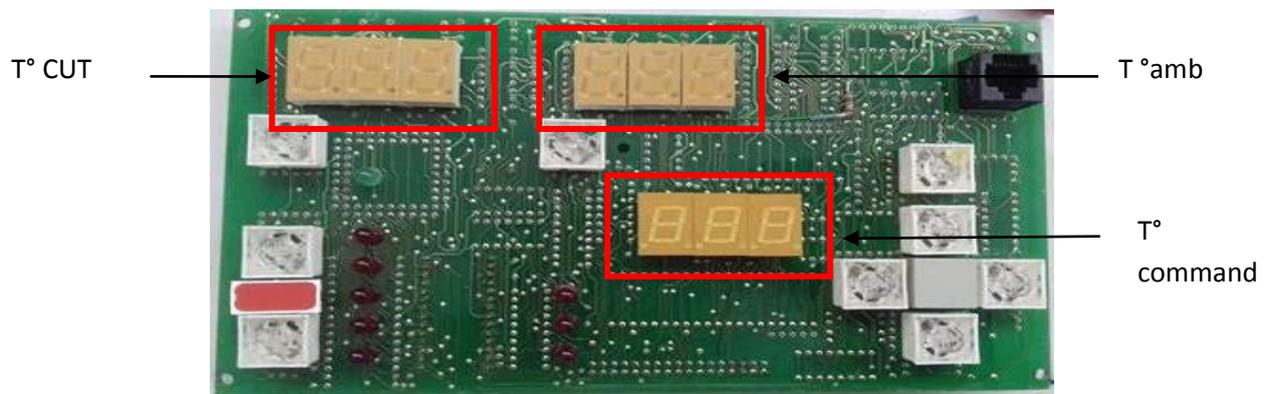


Figure III.17 : Carte d'affichage et affichages

III.9.1 Etude structurelle de la partie affichage :

Le schéma ci-dessous représente de schéma fonctionnel détaillé de la partie d'affichage :

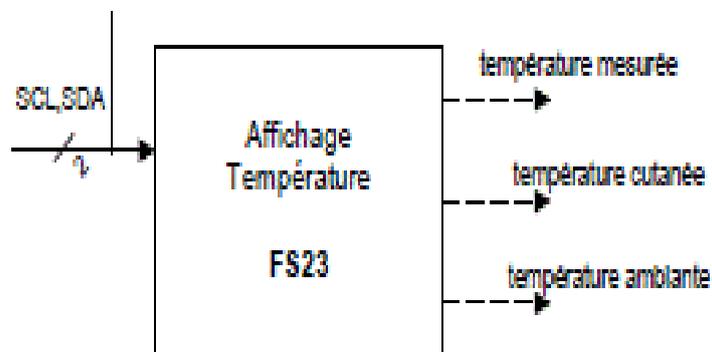


Figure III.18 schéma fonctionnel détaillé de la partie affichage

III.9.2 Rôle de la partie affichage de température :

- Affichage de la température cutanée mesurée par la sonde cutanée ;
- Affichage de la température ambiante mesurée par la sonde ambiante ou air ;
- Affichage de la température de commande.

III.10 Conclusion :

Cette étude technique nous a permis de comprendre le fonctionnement des différentes parties fonctionnelles électroniques de l'incubateur. Par contre, nous avons constaté que notre appareil ne contient pas une partie de surveillance d'humidité bien que cette dernière soit très importante pour la santé et le bien-être du bébé prématuré. Ce manque d'indication d'humidité nous a conduit, ne serait ce qu'à titre pédagogique, à proposer, étudier et réaliser un montage électronique pouvant mesurer cette humidité, surveiller ses limites et générer des alarmes, et cela sera détaillé en chapitre de ce mémoire.

Chapitre IV:

Réalisation de la carte de surveillance de la température et de l'humidité

IV.1 Introduction :

La température du bébé est un paramètre primordiale pour son bien être. Aussi, la qualité de l'air ne doit pas non plus être négligée ; l'air ne peut être sec, alors l'incubateur doit avoir un taux d'humidité relative conforme aux normes de santé. Après l'étude de l'appareil, nous nous sommes rendu compte que l'appareil n'est pas équipé d'un système de surveillance d'humidité; ce qui nous a amené à étudier et à réaliser un montage pouvant le faire.

En conséquence, dans se chapitre nous allons expliquer les différentes étapes de l'étude et la réalisation d'une carte de surveillance de la température et de l'humidité à l'intérieur de l'incubateur objet de notre objet de mémoire .cette carte est à base d'un module électronique spécialisé, la carte arduino uno (version2) et un capteur de température et d'humidité le DHT11.

IV.2Description des composants utilisée :

Dans cette partie, nous allons présenter les différents composants que nous avons utilisés dans notre carte de surveillance de température et d'humidité.

IV.2.1 la carte Arduino :

a- définition

Le modèle UNO de la société ARDUINO est une carte électronique dont le noyau est le microcontrôleur **ATMEL** de référence **ATMega238**, qui est un microcontrôleur 8bits de la famille **AVR** dont la programmation peut réalisée en langage C.

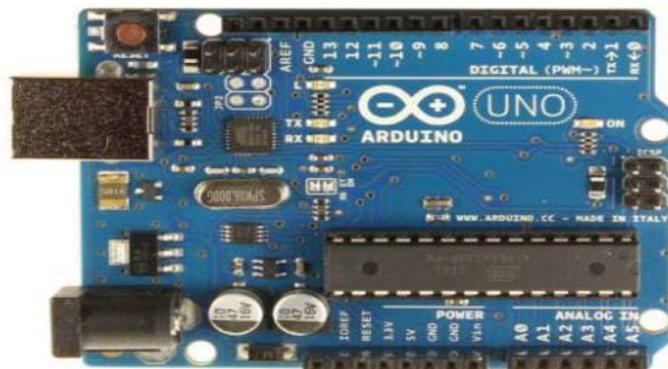


Figure IV.1 : Carte Arduino UNO

Cette carte possède 14 entrées/ sorties numériques dont 6 peuvent être utilisées comme étant des sortie PWM (Pulse Width Modulation), 6 entrées analogiques avec un convertisseur Analogique /Numérique de 10 bits de résolution, un résonateur céramique (quartz) de 16 MHZ, un connecteur ICSP(In Circuit Serial Programming) qui permet d'injecter le bootloader à l'intérieur du microcontrôleur, un connecteur jack pour une alimentation extérieure, un bouton de Reset pour mettre le processus à zéro .

L'avantage de cette carte est qu'elle n'a pas besoin de pilote pour faire la conversion **FTDI USB/série**, elle a juste un petit microcontrôleur **ATMega8** (pour la version 2) programmé comme convertisseur **USB/série**.

La carte ARDUINO contient tout ce dont le microcontrôleur a besoin pour fonctionner, il faut seulement la connecter avec un câble USB à un ordinateur ou avec une alimentation externe. la figure IV.2 donne les détails de la constitution de cette carte. [6]

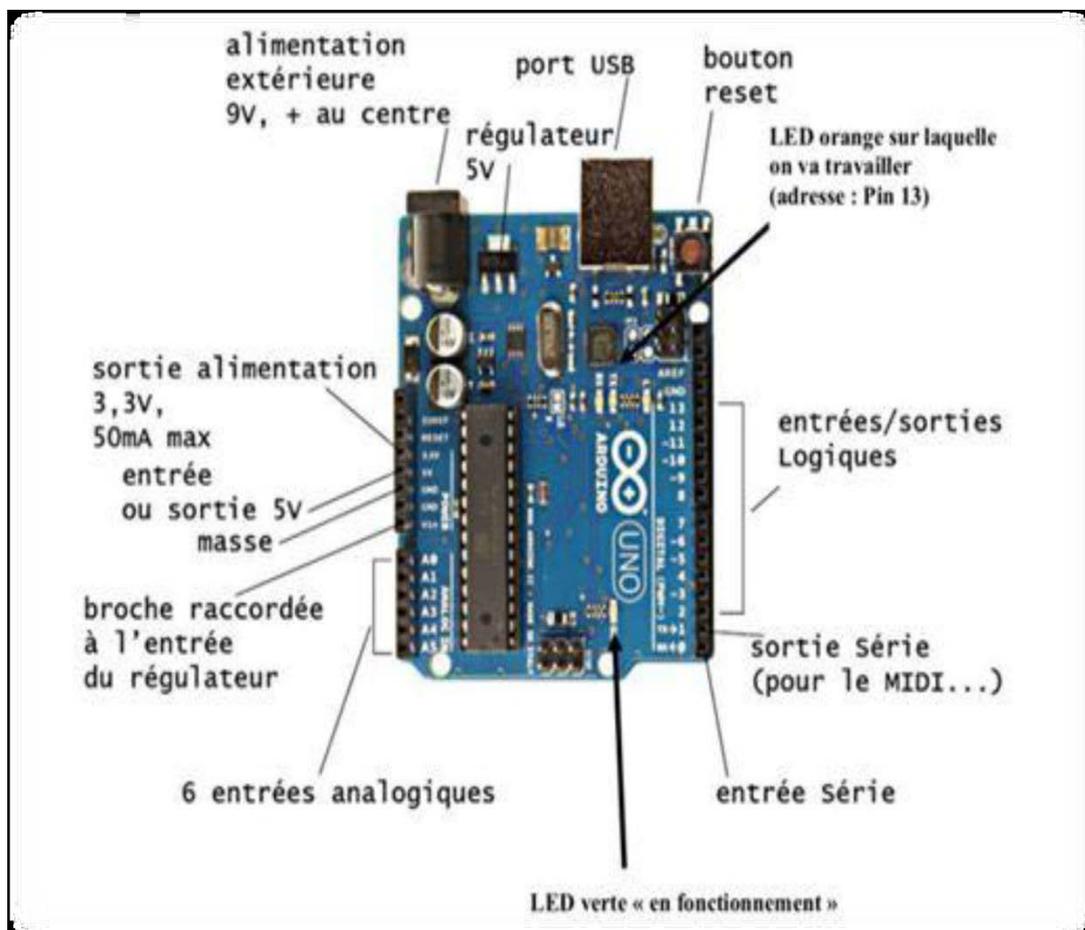


Figure IV.2 : Composition de la carte Arduino UNO

b- Les avantages de la carte Arduino :

L'intérêt principale des cartes ARDUINO se résume par :

- La facilité de la mise en œuvre
- ARDUINO fournit un environnement de développement s'appuyant sur des outils open-source.
- Le changement du programme dans la mémoire du microcontrôleur se fait de façon très simple par port USB.
- Des bibliothèques de fonction clé en main sont également fournies pour l'exploitation d'entres-sorties courantes : gestion des E/S, gestion des convertisseurs ADC, génération de signaux PWM, exploitation de bus I2C, exploitation de servomoteurs, etc.

c- Caractéristiques de la carte :

Les caractéristiques de la carte ARDUINO UNO sont citées dans le tableau IV.1 ci dessous

Microcontrôleur	ATmega328
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'alimentation (recommandée)	7-12V
Tension d'alimentation (limites)	6-20V
Broches E/S numérique	14(dont 6 disposent d'une sortie PWM)
Broches d'entrée analogique	6(utilisables en broches E/S numérique)
Intensité maxi disponible par broches E/S 5V	40mA
Intensité maxi disponible pour la sortie 3.3V	50mA
Intensité maxi disponible pour les sorties 5V	Fonction d'alimentation utilisée 500mA max si port USB utilisée seul
Mémoire programme flash	32 Ko (ATmega 328) dont 0.5Ko sont utilisées par le bootloader
Mémoire SRAM (mémoire volatile)	2Ko (ATmega 328)
Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)	1Ko (ATmega328)
Vitesse d'horloge	16MHz

Tableau IV.1 caractéristiques de la carte Arduino UNO

IV.2.2 le capteur de température et d'humidité DHT11 :**a -Définition**

Le DHT11 est un capteur de Température et d'Humidité très apprécié pour sa simplicité de mise en œuvre et son coût peu élevé. Il ne requiert qu'une résistance de tirage et une alimentation 3V ou 5V pour fonctionner. Sa programmation est facile à l'aide des bibliothèques Arduino, Raspberry Pi ou esp8266 disponibles.

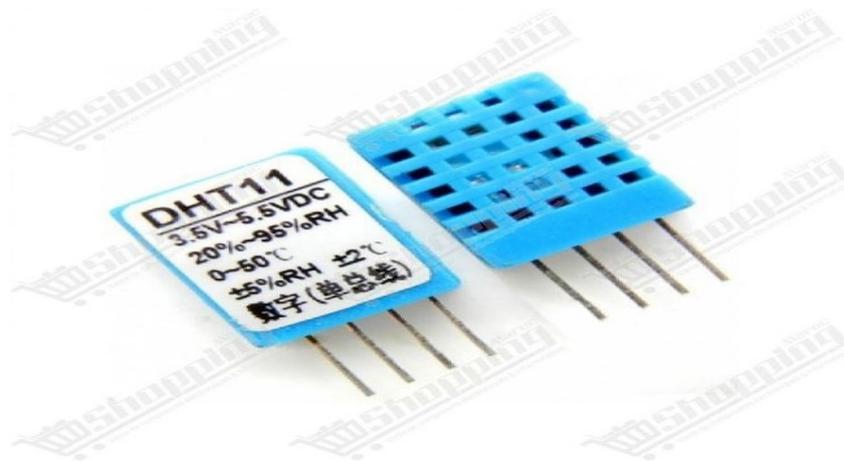


Figure IV.3 capteur de température et d'humidité DHT11

b- Applications de capteur DHT11 :

Le DHT11 peut intégrer dans plusieurs équipements ou domaines d'application, comme : déshumidificateur, équipement de test et d'inspection, biens de consommation, automobile, contrôle automatique, enregistreur de données, stations météorologiques, appareils électroménagers, régulateur d'humidité, mesure et contrôle de l'humidité et autres mesures d'humidité.

c- Caractéristiques du capteur DHT11

Le tableau IV.2 résume les principales caractéristiques du capteur DHT11

Humidité (relative %)	20~80%
Précision (humidité)	+/-5%
Température	0~+50°C
Précision (température)	+/-2°C
Fréquence mesure max	1Mz (1 mesure par seconde)
Tension d'alimentation	3~5 volts
Stabilité à long terme	+/-1% par an

Tableau IV.2 caractéristiques du capteur DHT11

IV.2.3 l'afficheur LCD :

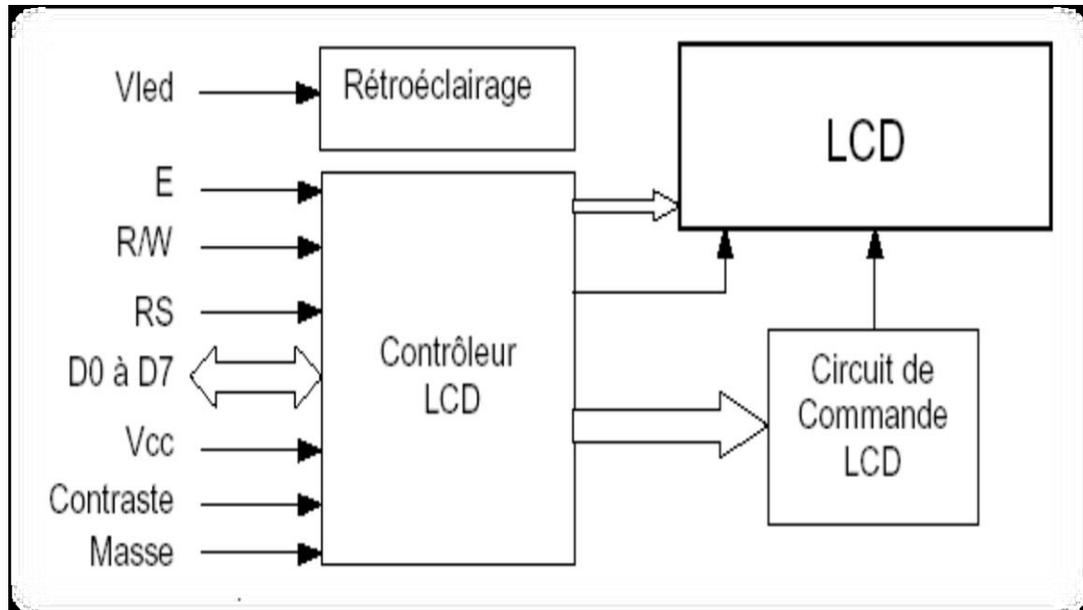
a- Définition :

Les afficheurs LCD sont devenus indispensables dans les systèmes techniques qui nécessitent l'affichage de paramètres de fonctionnement.

Grâce à la commande par un microcontrôleur ces afficheurs permettant de réaliser un affichage de messages aisés.ils permettent également de créer ses propres caractères.



Figure IV.4 Afficheur LCD

b-fonctionnement d'un afficheur LCD :➤ **Schéma fonctionnel :****Figure IV.5 schéma fonctionnel de l'afficheur LCD****c-Rôle des différentes broches de l'afficheur LCD :**

- ❖ **Vcc** : alimentation de l'afficheur LCD. Un afficheur LCD s'alimente généralement en 0V-5V.
- ❖ **Contraste** : entrée permettant de régler le contraste de l'afficheur LCD. Il faut appliquer une tension continue réglable (entre 0V-5V) à l'aide d'un potentiomètre.
- ❖ **Vled** : différence de potentiel permettant de commander le rétro éclairage.
- ❖ **E** : entrée de validation (ENABLE), elle permet de valider les données sur un front descendant. lorsque E=0 alors le bus de données est à l'état haute impédance.
- ❖ **RS** : registre Select, cette entrée permet d'indiquer à l'afficheur si l'on souhaite réaliser une commande (RS=0) par des instructions spécifiques ou écrire une donnée (envoi du code du caractère à afficher) sur le bus (RS=1).
- ❖ **R/W** : entrée de lecture (R/W=1) et d'écriture (R/W=0). Lorsqu'on commande l'afficheur LCD i faut se placer en écriture.
- ❖ **D7...D0** : bus de données bidirectionnel. Il permet de transférer les instructions ou les données à l'afficheur LCD.

IV.2.4 l'ajustable multi-tour :

Un ajustable multi tours est un type de résistance variable à trois bornes, dont une est reliée à un curseur se déplaçant sur une piste résistance terminée par les deux autres bornes c'est une résistance ajustable permettant un réglage de précision de la valeur ohmique en permettant par un système de rotation/translation du curseur de la borne du milieu, grâce à un système de vis sans fin, un positionnement précis sur la piste résistance .

Ce système permet de recueillir, entre la borne reliée au curseur et une des deux autres bornes, une tension qui dépend de la position du curseur et de la tension à laquelle est soumise la résistance .

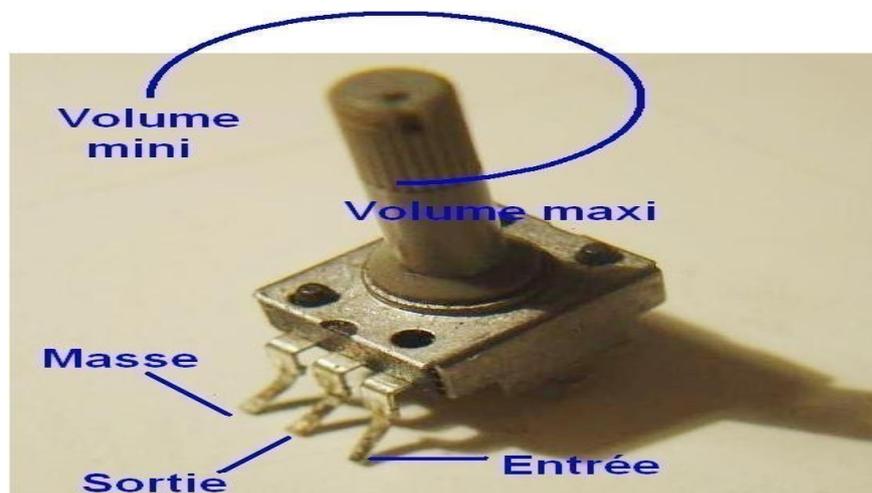


Figure IV.6 : Ajustable multi tours.

IV.2.5 Les LEDS (Light-Emitting Diode) :

Une diode électroluminescente (abrégé en DLE en français, ou LED, de l'anglais (light-emitting diode), est un dispositif électronique capable d'émettre de la lumière lorsqu'il est parcouru par un courant électrique. Une diode électroluminescente ne laisse passer le courant électrique que dans le sens passant, comme une diode classique, l'inverse étant le sens bloquant) et produit un rayonnement monochromatique ou poly chromatique non cohérent à partir de la conversion d'énergie électrique lorsqu'un courant la traverse.

Elle compte plusieurs dérivées, principalement, l'OLED, L'AMOLED ou le FOLED (pour flexible ou led). En raison de leur rendement lumineux

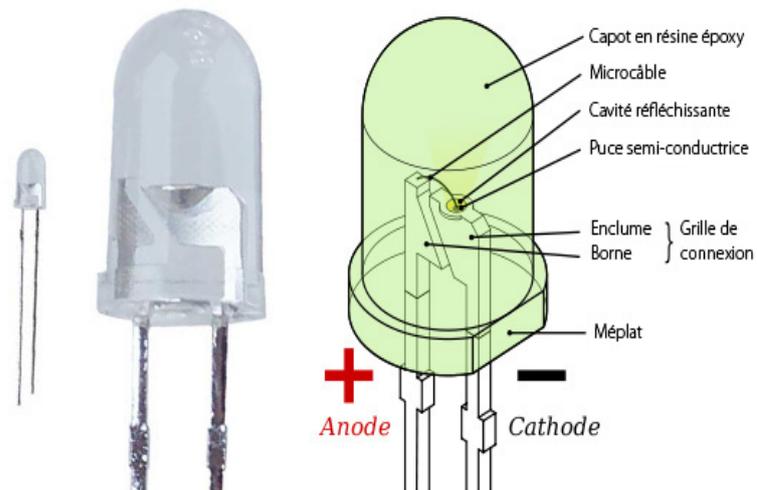


Figure IV.7 Constitution d'une LED

IV.2.6. Bipeur (buzzer) :

Un bipeur ou buzzer est un élément électromécanique ou piézoélectrique qui produit un son caractéristique quand on lui applique une tension : le bip

Certain nécessitent une tension continu, d'autre une tension alternative.

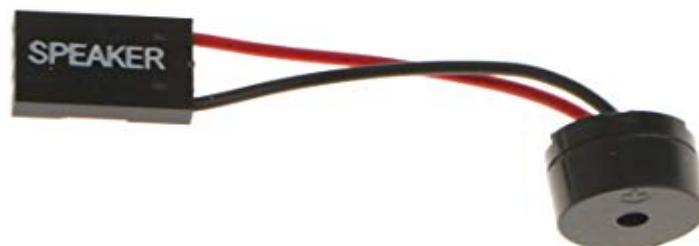


Figure IV.8 : Bipeur ou buzzer

IV.3. Etude du schéma et réalisation pratique de la carte de surveillance de la température et de l'humidité :

IV.3.1 Schéma synoptique général de la carte :

Le schéma synoptique général de la réalisation est présenté sur la figure IV.9

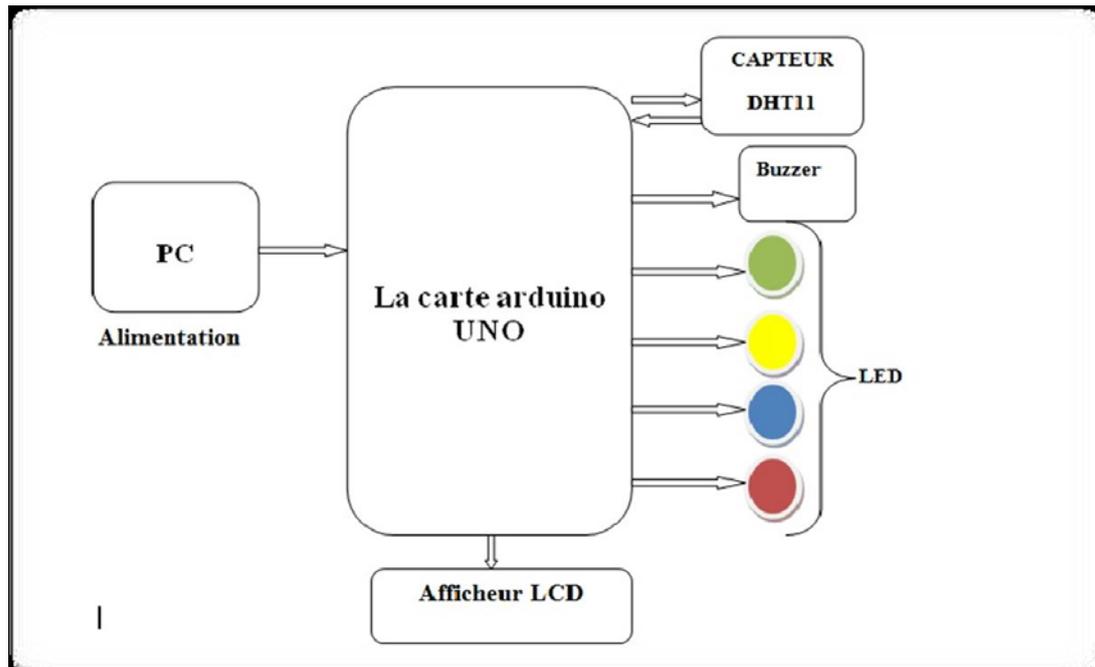


Figure IV.9 : Schéma synoptique général de la carte

❖ Analyse su schéma synoptique de la carte

Le schéma synoptique général de notre carte est présenté comme suit :

Le PC alimente la carte Arduino UNO, en même temps, il permet le transfère du programme à exécuter à la carte Arduino UNO. Le capteur DHT11 permet de mesurer la température et l'humidité relative de l'endroit ou il est déposé. quand le capteur DHT11 capte une température et une humidité, elle est transmise par la carte Arduino à l'afficheur qui va indiquer et afficher des deux valeurs.

- Si la température de l'air est comprise dans l'intervalle $[25^{\circ}\text{C} ; 27^{\circ}\text{C}]$, la LED vert s'allume.
- Si la température de l'air est $T^{\circ}\text{ air} > 27^{\circ}\text{C}$ ou $T^{\circ}\text{ air} < 25^{\circ}\text{C}$, la LED rouge s'allume et le buzzer se déclenche et retentit.

- Si l'humidité dans l'air est comprise dans l'intervalle [40% ; 60%], la LED bleu s'allume.
- Si l'humidité dans l'air est $hum > 60\%$ ou $hum < 40\%$, la LED jaune s'allume et le buzzer se déclenche et retentit.

IV.3.2 Etude du schéma électronique de la carte :

Le schéma électrique de la carte surveillance de la température et de l'humidité, réalisé sur le logiciel proteus ISIS, est présenté sur la figure IV.10.

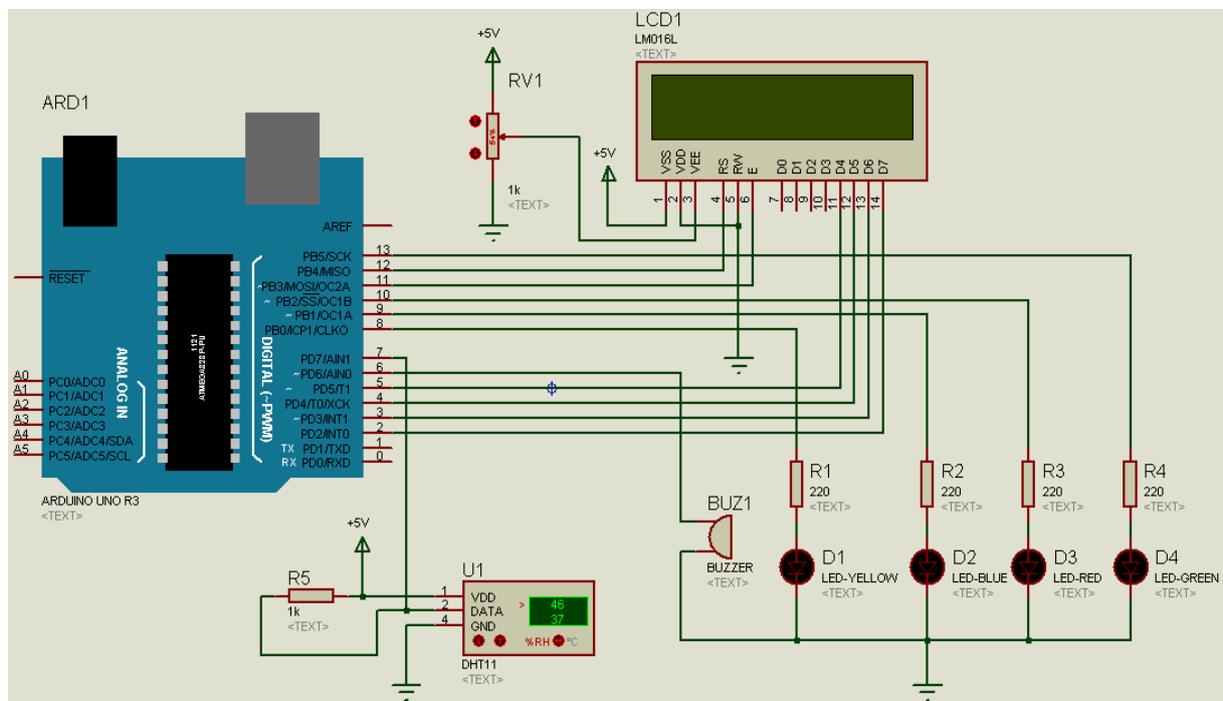


Figure IV.10 Schéma électronique de la carte

La carte Arduino sera alimentée par un PC via le port USB, qui permettra aussi d'injecter le programme de fonctionnement de la carte.

Cette carte Arduino est la pièce maîtresse de notre montage, elle en est le cerveau. Elle recueille les données du capteur DHT11, température et humidité, et donne les consignes aux autres composants.

Le capteur DHT11, relié à la broche 7 de la carte Arduino.

Quatre (04) résistances sont reliées à la carte Arduino, selon l'ordre suivant :

R1 → broche 8.
R2 → broche 9.
R3 → broche 10.
R4 → broche 13.

Ces quatre(04) résistances sont reliées de l'autre coté à 04 LEDs qui s'illumineront selon les conditions présentées dans la partie analyse du schéma synoptique de la carte.

Une cinquième résistance, R5, reliée à la patte 2 ou Data du capteur DHT11, est une résistance de pull-up ou d'appel, permettant de polariser et faire fonctionner correctement cette broche du capteur.

Le buzzer lui est relié à la broche 6 de la carte Arduino, son rôle est de se déclencher et retentir par bips, quand la valeur de la température ou du taux d'humidité ne sont pas conformes aux intervalles de surveillance de ces paramètres.

L'Afficheur LCD est branché à la carte Arduino comme suit :

D4 → Broche 5
D5 → Broche 4
D6 → Broche 3
D7 → Broche 2
RS → Broche 12
RE → Broche 11

La borne RW est reliée en permanence à la masse, car l'afficheur LCD est utilisé juste en écriture en permanence. VDD permet d'alimenter l'afficheur est relié à Vcc (5V). la broche de masse de l'afficheur, VSS est reliée à la masse du montage GND. La borne VEE, relié à 5V par l'intermédiaire de la résistance ajustable RV1, permet de régler le potentiel de cette borne ajustant ainsi le contraste de l'afficheur.

IV.3.3 Réalisation pratique de la carte :

Le montage suivant montre notre réalisation de la carte de surveillance de la température et de l'humidité sur LAB-DEC, comme montré sur la figure IV.11.

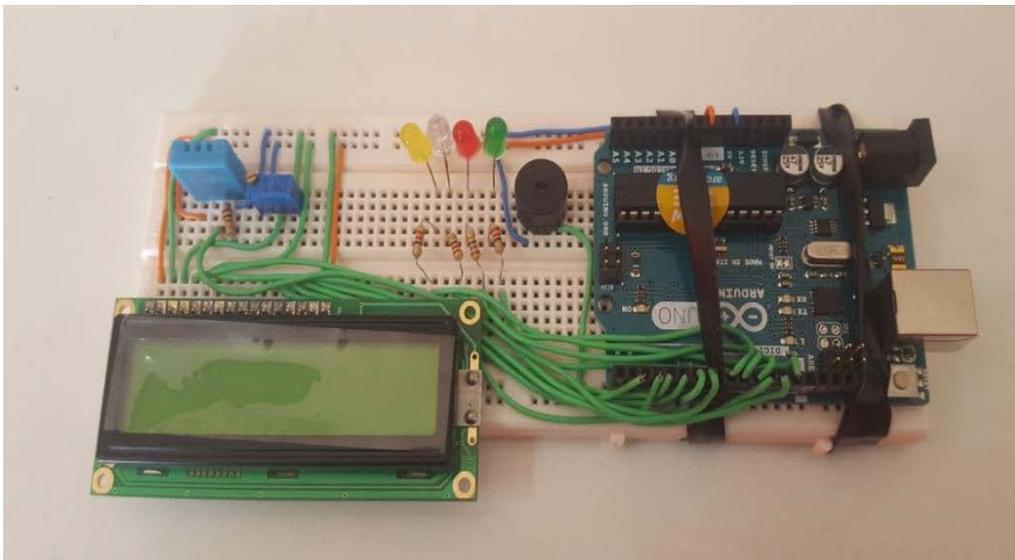


Figure IV.11. Réalisation de carte sur LAB-DEC

IV.3.4 Partie logicielle :

a- Le logiciel de programmation

Le logiciel de programmation des modules Arduino est une application Java, libre et multiplateforme, servant d'éditeur de code et de compilateur, et qui peut transférer le programme au travers de la liaison série (RS-232, Bluetooth ou USB selon le module). Il est également possible de se passer de l'interface Arduino, et de compiler et charger les programmes via l'interface en ligne de commande. ce logiciel se présente comme suit : [6]

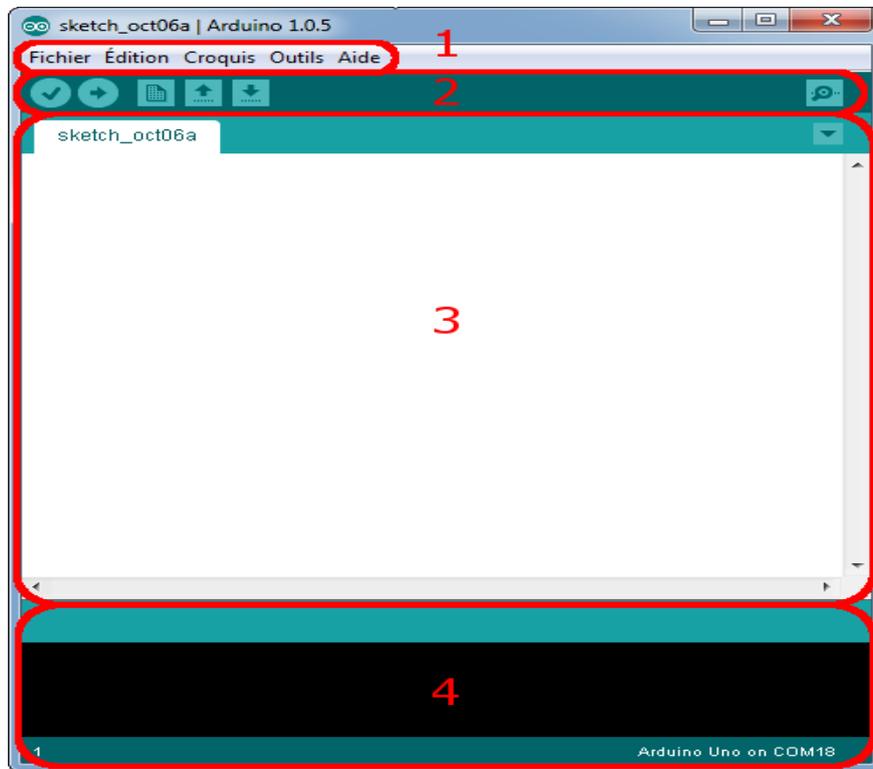


Figure IV.12 fenêtre du logiciel Arduino

1. Options de configuration du logiciel.
2. Barre d'action.
3. Espace pour crée son programme.
4. Débogueur (affichage des erreurs de programmation).

La barre des actions est illustrée comme suit :

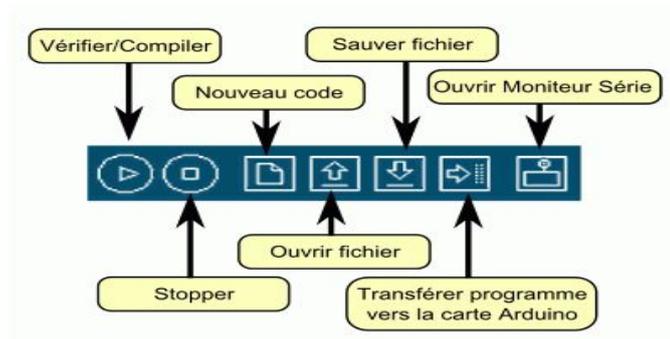


Figure IV.13 : Rôle des boutons de la barre des actions

b- Structure d'un programme Arduino :

Le langage de programmation Arduino dérive du langage C++ et il respecte les règles de syntaxe :

- ❖ Une ligne qui commence par `"/` est considérée comme un commentaire.
- ❖ Un paragraphe qui commence par `"/ *` et qui se termine par `*/` est considéré comme un commentaire.
- ❖ Toute ligne d'instruction de code doit se terminer par un point-virgule `;`
- ❖ Un bloc d'instruction (définition d'une fonction, boucle `"while"` ou `"if" / "else"...`) doit être délimité par des accolades ouvrantes `" {"` puis fermantes `" } "`.
- ❖ Toutes les variables doivent être déclarées, ainsi que leur type (`int, float, ...`) avant d'être utilisées.

Un programme (ou sketch) Arduino est constitué de 2 fonctions distinctes :

- La fonction **setup** :
 - Elle n'est exécutée qu'une seule fois et en premier au début du programme.
 - On y placera les instructions d'initialisation et de configuration du programme.
- La fonction **loop** :
 - Elle n'est exécutée ensuite en boucle, se répétant indéfiniment tant que le programme n'est pas interrompu.
 - On y placera les instructions à exécuter de façon répétée en boucle.

Un appui sur le bouton « **reset** » de la carte Arduino stoppe l'exécution en cours et fait redémarrer le programme par le fonction `setup()`.^[7]

IV.2.4.c) programme de la carte Arduino

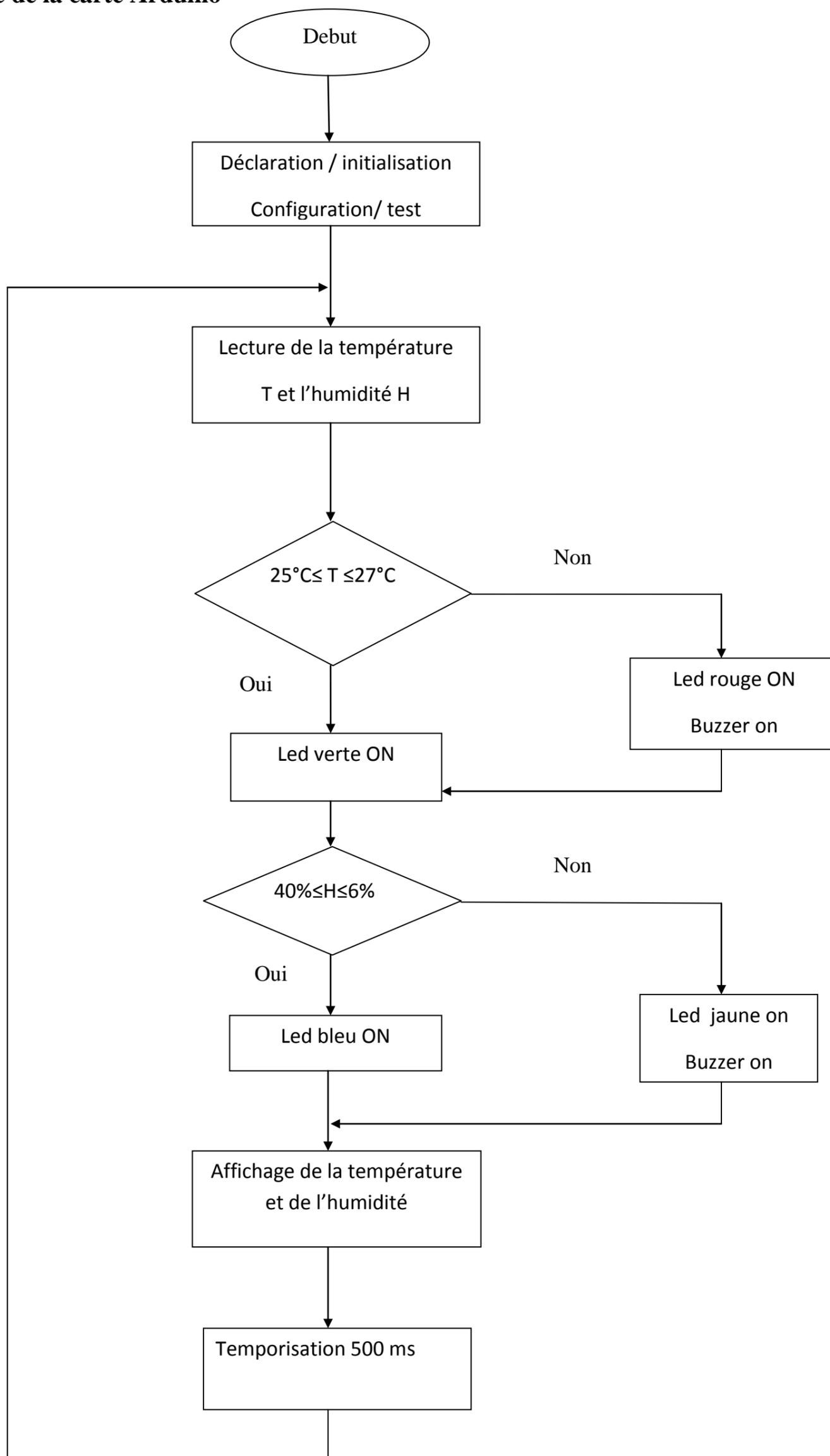


Figure IV.14 : Organigramme du programme

d- Procédure de programmation de la carte Arduino :

Pour flasher ou programmer notre carte Arduino, nous utilisons le logiciel Arduino, en suivant les étapes données comme suit :

1. Ouverture du logiciel Arduino.
2. Vérification du type de la carte (dans notre cas Arduino UNO).
3. Vérification du port (dans notre cas nous avons utilisé le port com 4).
4. Ouverture du programme à téléverser dans la carte Arduino.
5. Téléversement ou transfert du programme vers la carte Arduino.

Une fois le transfert du programme vers la carte Arduino effectué, notre carte de surveillance de la température et de l'humidité redémarrera et fonctionnera, correctement et en toute autonomie.

IV.3.5 Essai de la maquette :

Les figures suivantes illustrent l'essai fait sur notre montage et le test de son fonctionnement correct.

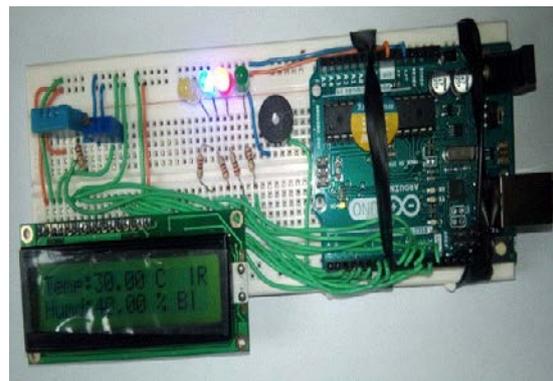
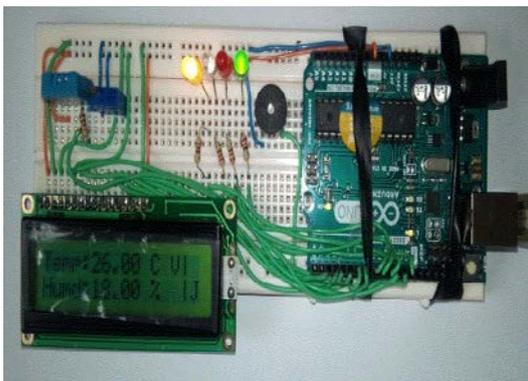
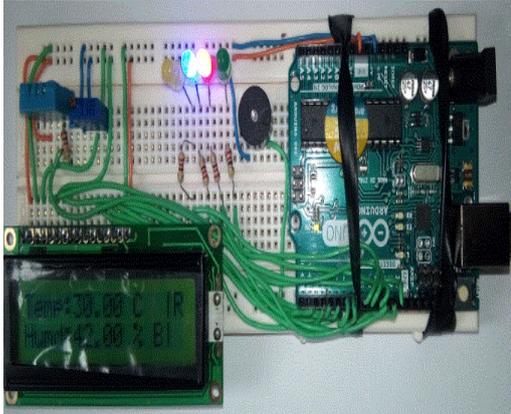
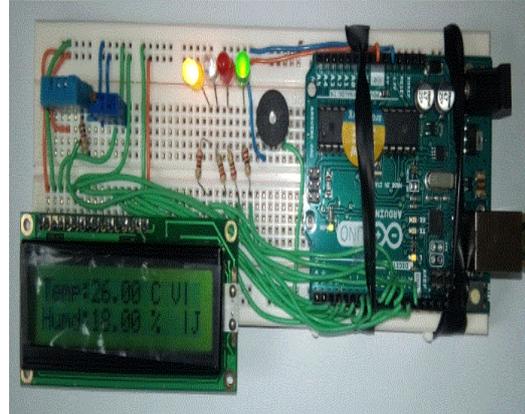
❖ Signalisation partie température :

Figure IV.15 : Température conforme **figure IV.16 : température en alerte**

❖ Signalisation partie humidité :**Figure IV.17 : Humidité conforme****Figure IV.18 : Humidité en alerte****Remarque :**

Dans les deux cas pour la température en alerte et l'humidité en alerte le buzzer vas se déclenché.

IV.4 Conclusion :

Au niveau de ce dernier chapitre, nous avons étudié toutes les étapes de la réalisation de notre carte, et nous avons pu réaliser le système de surveillance de la température et de l'humidité grâce à des logiciels spécialisés permettant de réaliser des schémas électroniques et de programmer les parties programmables de la carte. Cela nous a amené à nous confronter aux difficultés de réalisation des montages électroniques et ceux de la programmation de ses parties programmables. Aussi, cette réalisation nous a procuré la satisfaction d'avoir réalisé et faire fonctionner une partie non négligeable de l'équipement médical que nous avons eu à étudier comme objet de notre présent mémoire.

Conclusion générale

Ce projet d'étude biomédical a pour but la réalisation d'un système qui permettra de surveiller la température et l'humidité afin d'assurer le confort d'un bébé prématuré. Pour ce faire, on a utilisé une carte Arduino, un capteur de température /humidité (DHT11) et un afficheur LCD. Ce système, donc nous a permis de vérifier la température et l'humidité de la couveuse bébé, dans le cas où les deux grandeurs ne sont pas dans l'intervalle recommandé, le système alerte le médecin.

Dans le premier chapitre on a cité les causes qui engendrent un bébé prématuré, et dans le chapitre suivant on a parlé des descriptions et fonctionnement de l'incubateur.

Les schémas synoptiques des différentes fonctions nous ont aidé à préciser les rôles principaux de chaque partie de la carte mère de l'incubateur et enfin on a réalisé une carte de surveillance de température/humidité.

Grâce aux tests que nous avons réalisés, on a constaté le bon fonctionnement du système. En effet, quand on fait varier la température pour chaque valeur en dehors de l'intervalle, le système indique cette anomalie. De même, on a constaté que pour l'humidité, le système réagit pour les valeurs indésirables.

Pour perfectionner notre système, il serait intéressant d'intégrer une application permettant de contrôler les deux paramètres à distance. A cet effet, l'utilisation de WIFI, Bluetooth, GSM... peut être envisageable.

Bibliographie

Bibliographie

- [1] Le grand livre du bébé prématuré. Auteur : **Sylvie Louis** Date de publication originale : 2001.
- [2] http://www.medecine.unige.ch/enseignement/apprentissage/module4/immersion/archives/2003_2004/travaux/04_r_prematurite.pdf
- [3] A l'écoute du bébé prématuré : une vie aux portes de la vie. Auteur : **Catherine Druon** Date de publication originale : 1996.
- [4] <http://www.utc.fr/tsibh/public/3abih/11/stage/mwumvaneza/index.htm>
- [5] <https://www.google.com/search?q=incubateur+ferm%C3%A9+c2750&ie=utf-8&oe=utf-8&client=firefox-b>
- [6] <http://www.craslab.org/interaction/files/LivretArduinoCRAS.pdf>
- [7] Le grand livre d'Arduino Auteur : **Erik Bartmann** Date du copyright : 2014.
- [8] Manuel d'utilisation incubateur MP5 ISIS REF 35XX-MM-2.0-FR-
Incubateur MP5
- [9] Dépliant publicitaire Médiprema
- [10] « Etude d'un appareil de photothérapie intensive360 » Réaliser par Melle Amiar Faiza et Melle Eldjama Lilia. Master 02 électronique biomédicale promotion 2016/2017.
- [11] Conception et réalisation d'une couveuse » Réaliser par Lamraoui Rabiha et Mr Sid Otman Anis. Master 2 Electronique Biomédicale Promotion 2017.

Annexes

II.3 description de l'appareil :

II.3.a) : Vue de face



II.3.b) : Vue de derrière

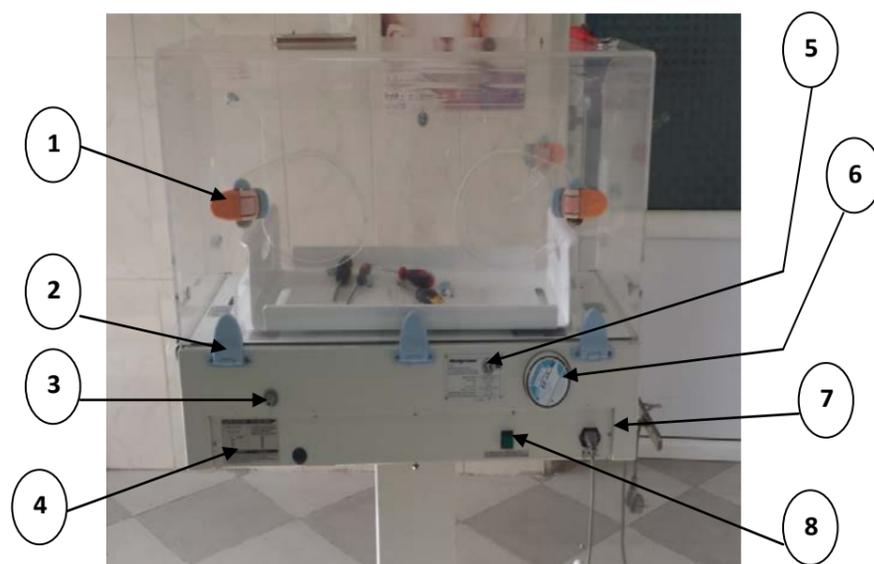


Figure II.2 : Vue de face d'un incubateur



- 1 L'habitacle
- 2 Table de commande
- 3 Coffret
- 4 Porte d'avant
- 5 Volant de proclive/déclive
- 6 Bac a eau
- 7 Piétement

figure II.3 : Vue derrière d'un d'incubateur



- 1 porte de derrière
- 2 Charnière
- 3 sonde d'oxygène
- 4 plaque signalétique d'oxygène
- 5 plaque signalétique de l'incubateur
- 6 filtre à air
- 7 câble d'alimentation
- 8 Bouton de marche arrêt

II.3.c) table de commande :

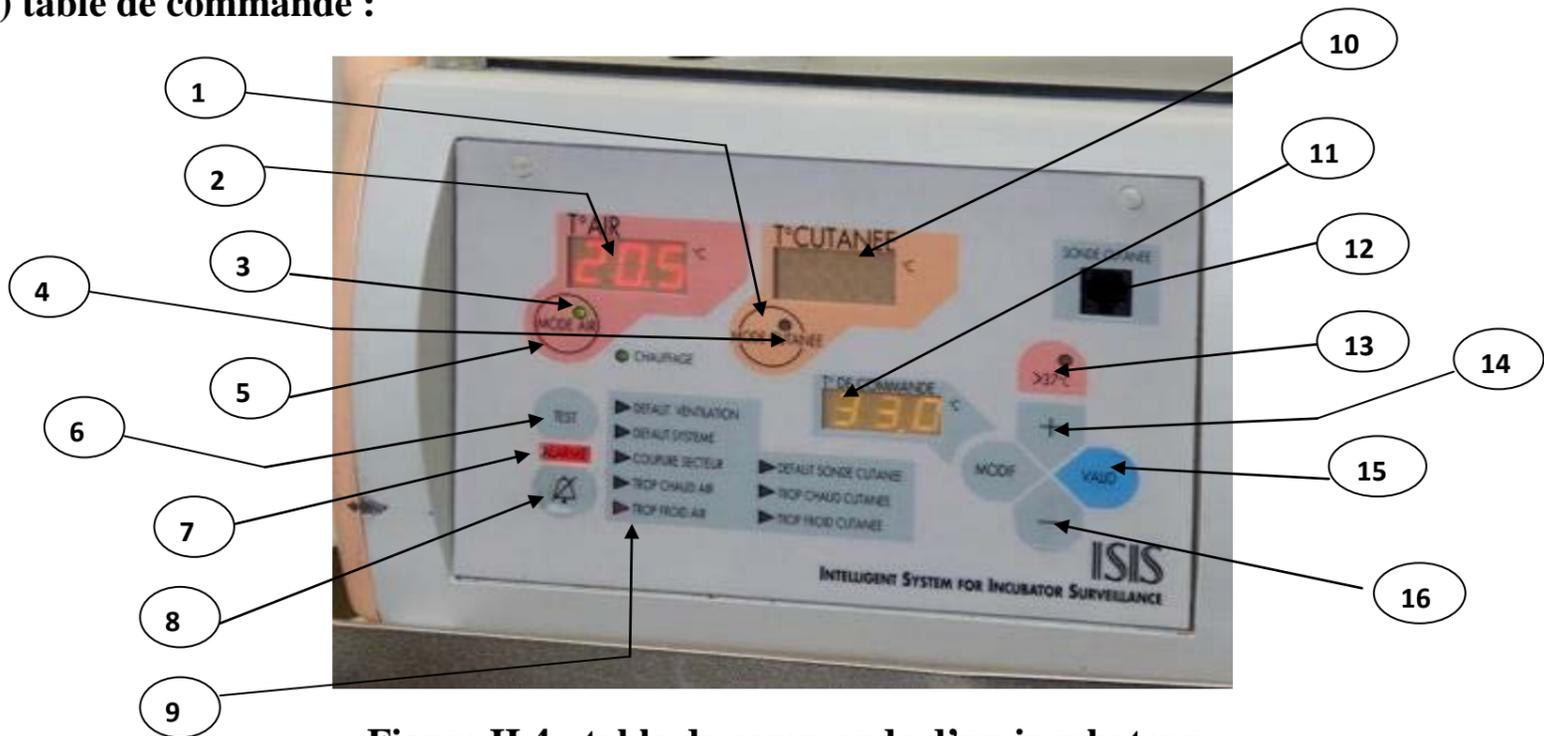
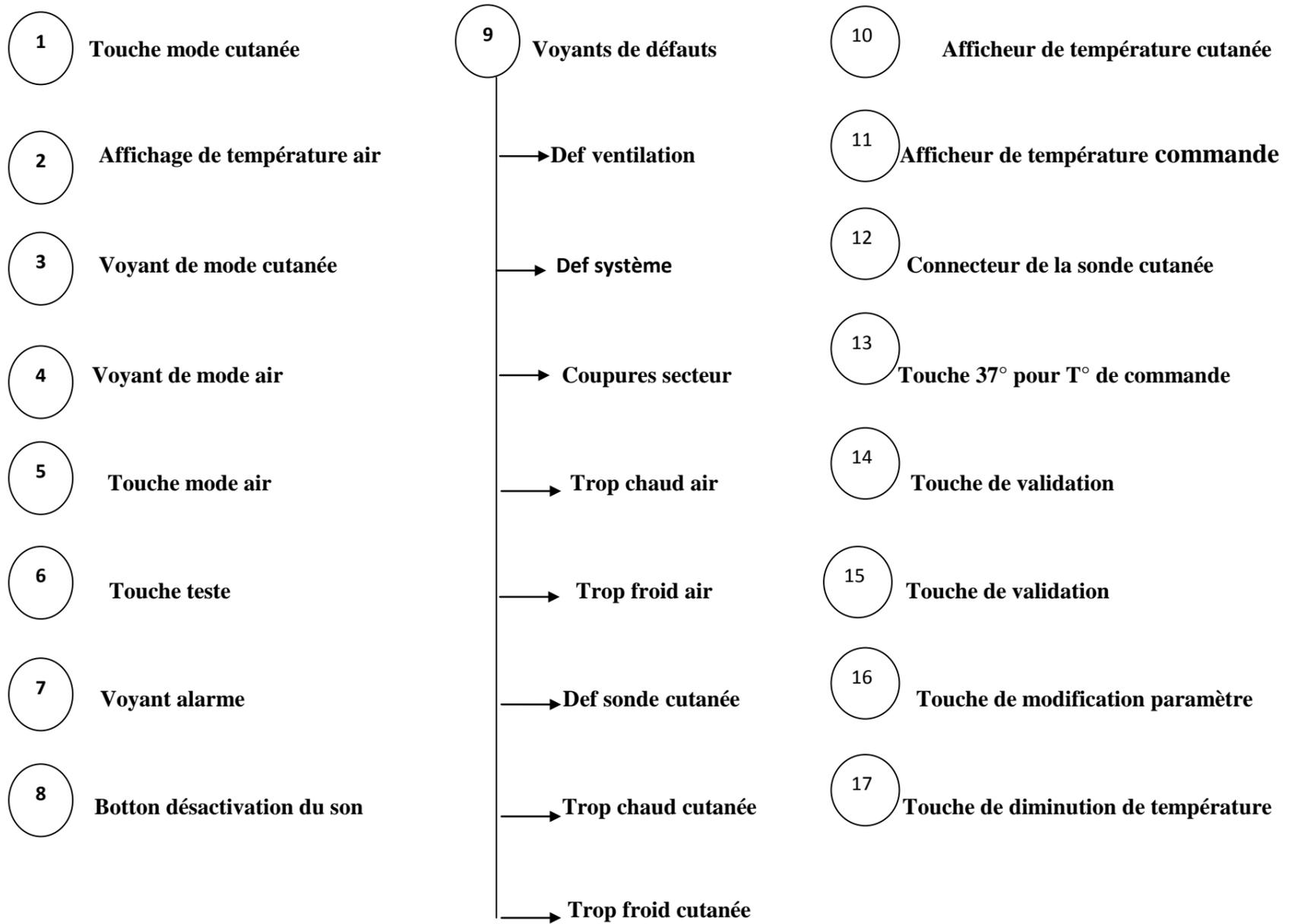


Figure II.4 : table de commande d'un incubateur



II.4.a) l'intérieure de l'habitacle :



Figure II.6 : l'intérieure de l'habitacle de la couveuse

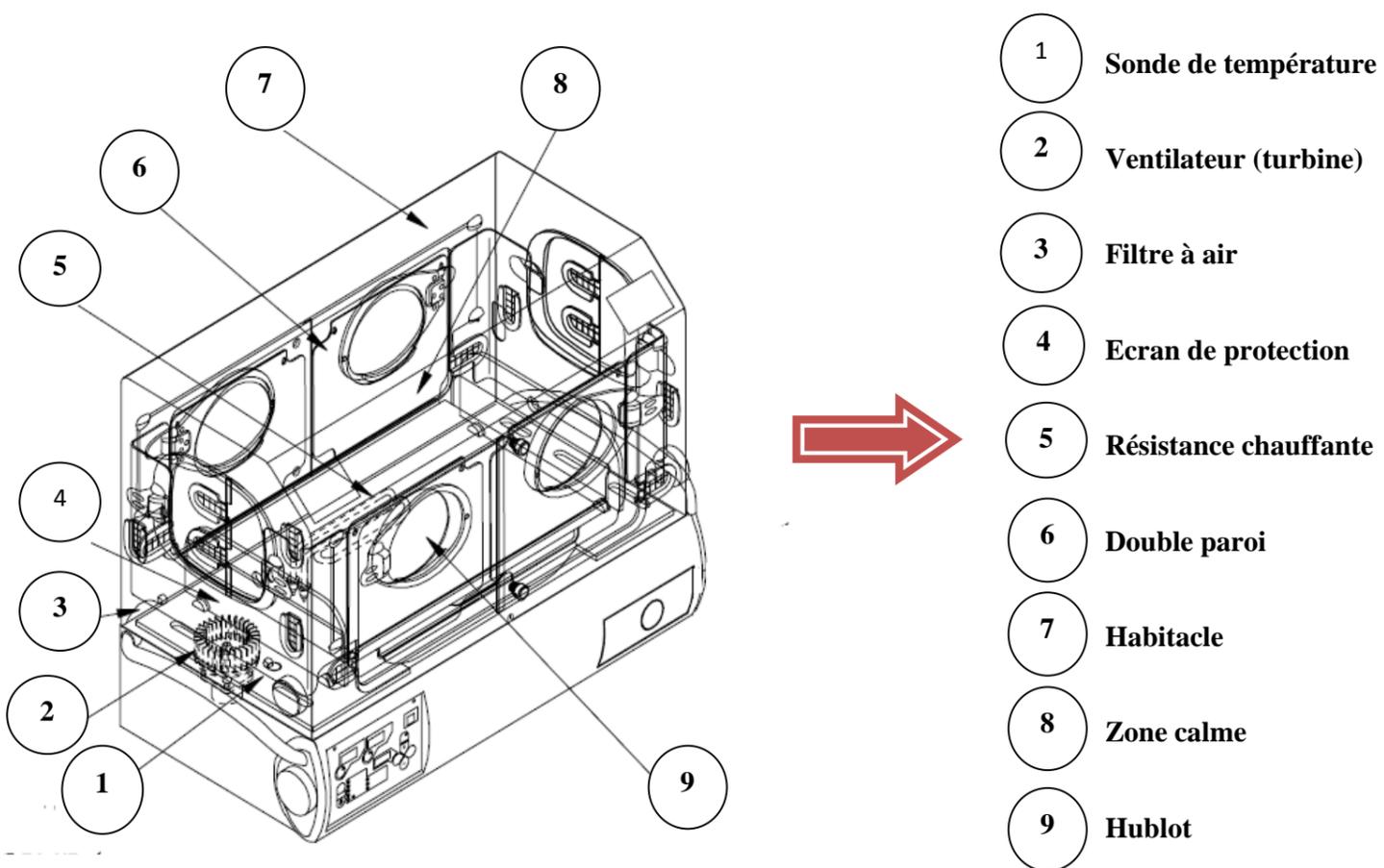


Figure II.7 Composition de l'habitacle

IV.2.4.c) programme de la carte Arduino

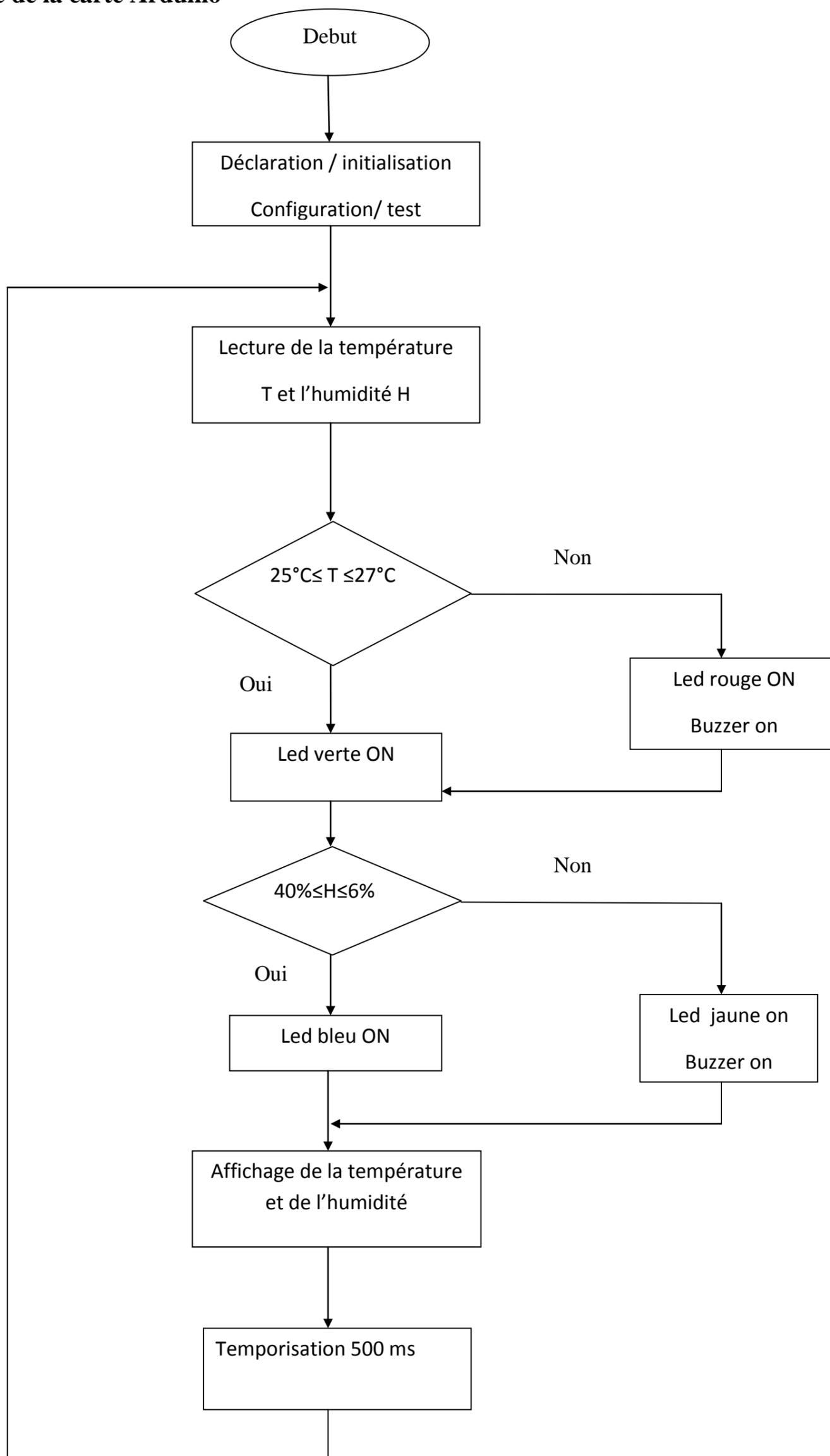
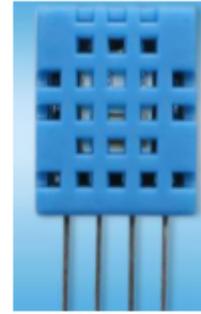
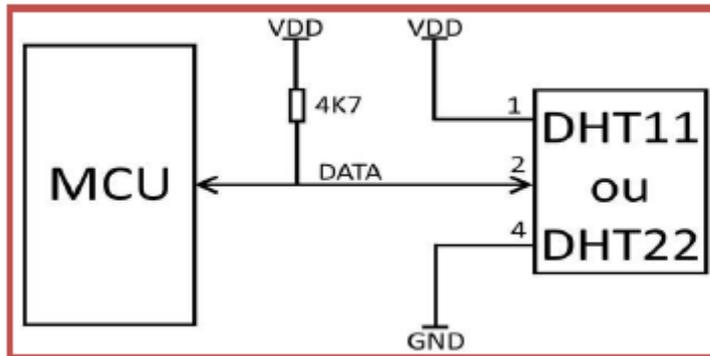


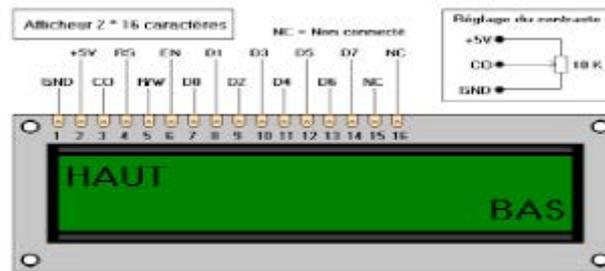
Figure IV.14 : Organigramme du programme

cutanée

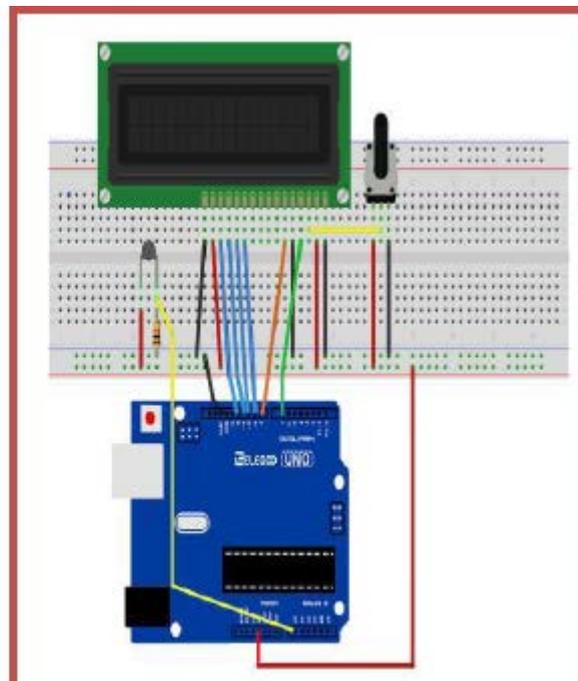
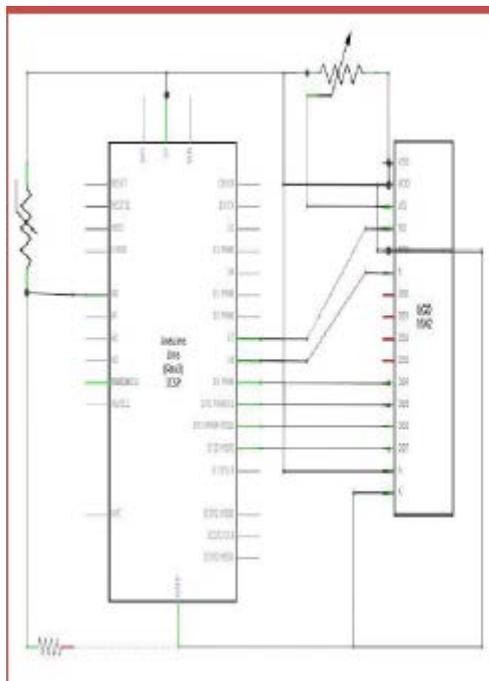
II. Câblage du capteur DHT11 :



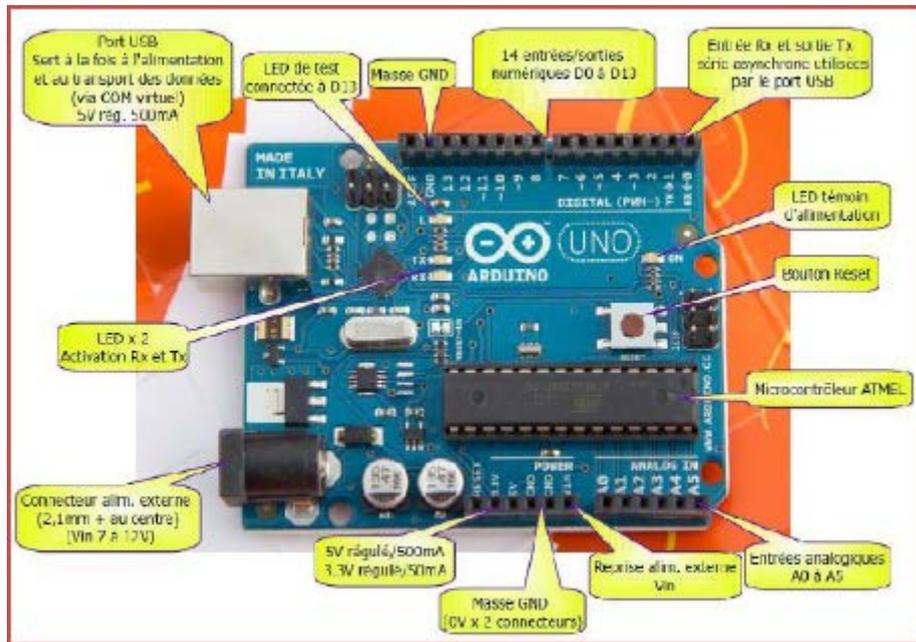
III. Afficheur LCD détaillé :



IV. Câblage d'afficheur LCD avec l'Arduino :



V. Description de la carte Arduino UNO :



VI. Brochage de la carte Arduino UNO :

