

Centre Universitaire BOUSSOUF Abdelhafid -Mila
Institut des Sciences et Technologie
Département de Génie Mécanique et Électromécanique

N° Ref :.....



Projet de Fin d'Etude préparé En vue de l'obtention du diplôme
de MASTER
Spécialité:Électromécanique

Conception et prototypage d'une couveuse pour
nouveau-né

Réalisé par :

-KECHACHA Chemseddine
- BOULAHBAL Khaled

Soutenu devant le jury:

Dr. B. Kaghouché
Dr. S.Raslain
Dr. B.Smaani

Président
Examineur
Promoteur

Année universitaire: 2024/2025





Remerciement

*Nous tenons tout d'abord à remercier **ALLAH** pour nous avoir guidés vers le bon chemin de la lumière et du savoir et pour nous avoir donné du courage, de la Volonté afin de pouvoir réaliser ce modeste travail.*

*Nous exprimons notre profonde gratitude à notre promoteur, **Mr. BILLEL SMAANI**, pour son encadrement avisé tout au long de la réalisation de ce mémoire. Nous le remercions sincèrement pour son aide précieuse, sa patience, ses conseils judicieux et pour toutes les facilités qu'il nous a accordées durant nos études et la concrétisation de ce projet.*

Nous tenons chaleureusement à remercier :

Les membres du jury pour avoir accepté de juger notre travail.

Et nous tenons également à remercier chaleureusement toutes les personnes qui ont participé de près ou de loin à la réalisation de ce projet.

*Et pour finir, un dernier remerciement sincère et plein de reconnaissance à toute la promotion 2024-2025 de **L'ÉLECTROMÉCANIQUE** de l'université **ABDELHAFD BOUSSOUF de MILA**, tout en leur souhaitant un avenir plein de réussite.*





Dédicace

A tous ceux qui ont cru en moi

A mes deux plus chers êtres

Mes parents : Hayat et Hakím, qui m'ont accordé toute l'aide et le soutien voulu, qui m'ont garanti un amour que nul n'oublie et m'ont guidé avec leurs conseils intangibles dans la réalisation de mon chemin. Pour vous remercier en vous offrons ce travail qui est le fruit de vos sacrifices.

A mes sœurs et frère

Inès, Maram, Noufel, Auxquels je dois du fond du cœur, une profonde gratitude, de m'avoir encouragé et m'avoir tendu mains fortes.

A mon binôme

Khaled, Avec qui j'ai partagé les efforts, les défis et les moments mémorables pour réaliser ce mémoire ensemble. Sa détermination et son dévouement ont été une source d'inspiration. Je lui serai éternellement reconnaissante pour sa précieuse collaboration.

CHEMSEDDINE





Dédicace

À mes parents

Mon père Omar et ma mère Allal Zakia, qui m'ont inculqué un esprit de combativité et de persévérance et qui m'ont toujours poussé et motivé dans mes études. Sans eux, certainement je ne serais pas à ce niveau.

Que dieu, le tout puissant, vous préserve et vous procure santé et longue vie afin que je puisse à mon tour vous combler.

À mon frère Hatem et ma soeur Hadil, pour ses encouragements incessants.

À tous mes amis, pour votre sincère amitié, votre soutien permanent me remonte le moral et vos conseils m'incitent à relever les défis et surtout Wadie, Kiram, Nassim, Ayoub, Anis et Soufian et mon binôme chemsseddine.

A mes très chères collègues de promotion 2025.

Khaled



Sommaire

Remerciement	
Dédicace	
Sommaire	
La liste des tableaux	
La listes des figures	
La liste d'abréviations	
Introduction	1
Chapitre I : Généralités sur l'incubateur néonatal	
I.2 La prématurité.....	4
I.2.1 Les types de prématurés	5
I.3. L'hypothermie chez le prématuré (le refroidissement)	6
I.3.1. Les conditions climatiques nécessaires au développement d'un prématuré.....	6
I.3.1.1. La température.....	6
I.3.1.2. Le taux d'humidité dans l'air	6
I.3.1.3. Le taux d'oxygène dans l'air	7
I.4. Les problèmes rencontrés par un bébé prématuré	7
I.5 La prise en charge d'un bébé prématuré	9
I.6. L'incubateur néonatal (la couveuse).....	9
I.6.1. Historique de la couveuse	9
I.6.2. Définition	10
I.6.3 Domaines d'utilisation.....	11
I.6.4. Les types d'incubateurs	11
I.6.4.1. Les incubateurs ouverts.....	12
I.6.4.2. L'incubateur fermé	12
Chapitre II : Composants électroniques considérés	
II.1. Introduction.....	14
II.2. Définition d'un microcontrôleur	14
II.3. Avantages et inconvénients d'un microcontrôleur	15
II.2.1. Avantages.....	15
II.2.2. Inconvénients.....	15
II.4. Différents types de PIC	15
II.5. Choix du microcontrôleur	16
II.6. Le microcontrôleur PIC 16F877A	16

II.6.2. Caractéristique de PIC 16F877A.....	17
II.6.3. L'unité arithmétique et logique (UAL).....	18
II.6.4. L'horloge	18
II.6.5. Porte d'entrée/de sortie.....	18
II.6.5.1. Porte A	19
II.6.5.2. Porte B	19
II.6.5.3 Porte C	19
II.6.5.4. Porte D	20
II.6.5.5. Porte E.....	20
II.6.6. Les interruptions.....	20
II.6.7. Différents mémoires du PIC16f877A.....	20
II.6.7.1 Mémoire vive « RAM ».....	20
II.6.7.2. Mémoire morte « FLASH ».....	21
II.6.8. Les Timers	21
II.6.8.1. Timers ₀	21
II.6.8.2. Timers ₁	21
II.7. Les composants électroniques	22
II.7.1. Les capteurs.....	22
II.7.1.1. Capteur Actif.....	22
II.7.1.2. Capteur Passifs.....	23
II.7.2. Choix d'un capteur	23
II.7.2.1. Capteur de température/ Humidité DHT11	23
II.8. Conclusion	25
Chapitre III : Conception et élaboration du système	
III.1. Introduction	27
III.2. Schéma bloc.....	27
III.3. Partie software	28
III.3.1. Compilateur de programme pour PIC	28
III.3.2. Organisation du Programme	29
III.3.2.1. Programme du microcontrôleur PIC16F877A	29
III.4. Simulation.....	30
III.4.1. Introduction.....	30

III.4.2. Logiciel de simulation.....	30
III.4.3. Transfert de données vers le microcontrôleur PIC.....	31
III.4.4. Cas de fonctionnement selon les variations de température et d'humidité.....	32
III.4.4.1. Température élevée.....	32
III.4.4.2. Humidité élevée.....	32
III.4.4.3. État normal	33
III.5. Partie Hardware	35
III.5.1. Description du système	35
III.5.2 Alimentation du système.....	35
III.5.3. Simulation du capteur DHT11 à l'aide de potentiomètres	36
III.5.3. Fonctionnement du Reset dans les microcontrôleurs.....	37
III.5.4. Connexion de l'oscillateur externe au PIC16F877A.....	38
III.5.5. L'affichage LCD et sa connexion au microcontrôleur	39
III.6. Présentation en 3D.....	40
III.6.1. Interface de commande	41
III.6.2. Le couvercle transparent	42
III.6.3. Placement des capteurs dans l'incubateur	43
III.7. Conclusion.....	44
Conclusion générale	
Références bibliographiques	
Résumé	
Abstract	
ملخص	

Liste des figures

Figure I. 1. Prématurité, nouveau-né en couveuse [7].....	4
Figure I.2. Surveillance des grands prématurés par système de monitoring néonatal [27]	8
Figure I.3. La couveuse (1828-1897) [35].....	10
Figure I.4. Les incubateurs néonataux [40]	11
Figure II.1. Schéma fonctionnel d'un microcontrôleur.....	14
Figure II.2. Architecture Von Neumann et architecture Harvard	15
Figure II.3. Structure interne de PIC16F877A.....	17
Figure II.4. Schéma électrique de l'horloge.....	18
Figure II.5. Schéma de porte d'entrée et de sortie	19
Figure II.6. Schéma bloc Timer ₀	21
Figure II.7. Schéma bloc Timer ₀	22
Figure II.8. Capteur DHT11[53]	23
Figure III.1. Schéma bloc du système élaboré	27
Figure III.2. Fenêtre de MicroC.	28
Figure III.3. Organigramme du programme.....	29
Figure III.4. Fenêtre de l'outil Proteus.....	31
Figure III.5. Simulation de la mise en marche du ventilateur en cas de température élevée dans Proteus.....	32
Figure III.6. Simulation de l'activation du système de chauffage en cas d'humidité élevée...33	
Figure III.7. Simulation de l'état normal du système dans Proteus.....	34
Figure III. 8. Schéma électrique de l'alimentation stabilisée 12V et 5V	35
Figure III. 9. connexion de capteur DHT11 avec le microcontrôleur.	37
Figure III.10. Schéma du circuit de Reset.....	38
Figure III.11. Schéma de connexion de l'oscillateur externe au PIC16F877A	39
Figure III. 12. Connexion de l'écran LCD 16×2 avec le microcontrôleur	40
Figure III. 13. Vue de l'incubateur dans SolidWorks	41
Figure III.14. Panneau de commande	42
Figure III.15. Vue 3D du couvercle transparent de l'incubateur	43
Figure III. 16. Placement des capteurs dans l'incubateur	43

Liste des tableaux

Tableau I.1. Regroupe l'ensemble des problèmes rencontrés par un bébé prématuré	8
Tableau II.1. Caractéristiques techniques du PIC 16F877A.....	17
Tableau II. 2. Caractéristique du capteur DHT11	24

La liste des abréviations

AC : Alternating Current

ADC : Analog to Digital Converter

C : condensateurs

DHT11 : capteur de température et d'humidité

DC: Direct Current

E: Enable

GND: Ground

H: humidité

Hex: Hexadecimal File

Hs: High Speed

I/O: Input/Output

ISIS: Intelligent Schematic Input System

JDM: Joint Developers' Module

LCD: Liquid Crystal Display

LED: light-emitting diode

LP: Low Power

MCLR: Master Clear

MHz: Megahertz

OSC: oscillateur

PIC: Peripheral Interface Controller

PORT: Port Register

R: Resistance

RAM: Random Access Memory

RC: Resistor-Capacitor Oscillator

ROM: Read-Only Memory

RS: Register Select

RST: Reset

RW: Read / Write

T : Température

TMR0, TMR1 : timer

VCC : Voltage Common Collector

XT : Crystal/Resonator

Introduction

Introduction

La naissance prématurée est un phénomène en constante augmentation à l'échelle mondiale. Selon les dernières estimations de l'organisation mondiale de la santé (OMS), près de 15 millions de bébés naissent avant terme chaque année, ce qui représente plus d'un nourrisson sur dix. Un bébé est considéré comme prématuré lorsqu'il vient au monde avant d'avoir complété 37 semaines de gestation. Cette situation engendre de nombreux défis médicaux, car l'organisme du nouveau-né n'est pas encore suffisamment développé pour s'adapter aux conditions extra-utérines [1].

L'un des risques majeurs auxquels font face les prématurés est l'hypothermie néonatale, une chute anormale de la température corporelle. Ce phénomène s'explique par l'insuffisance de tissu adipeux, la peau fine et le système de thermorégulation immature, qui rendent les nourrissons incapables de maintenir leur propre chaleur corporelle. Dans un tel contexte, la création d'un environnement artificiel adapté devient une nécessité vitale, d'où le rôle fondamental joué par les incubateurs néonataux [2].

Un incubateur est un dispositif médical spécialement conçu pour recréer un milieu contrôlé, stable et protecteur autour du nourrisson prématuré. Il assure la régulation de plusieurs paramètres cruciaux tels que la température, l'humidité et parfois la concentration d'oxygène, de manière à compenser les faiblesses physiologiques du bébé et à favoriser son développement. Au fil du temps, l'intégration de l'électronique et de l'intelligence embarquée dans ces dispositifs a permis d'améliorer considérablement leur performance, leur fiabilité et leur autonomie [3].

Dans ce contexte, notre projet vise à concevoir un système automatisé de régulation thermique et hygrométrique destiné à un incubateur néonatal, en utilisant un microcontrôleur de type PIC16F877A. Ce dernier est largement utilisé dans les systèmes embarqués, permet d'interagir efficacement avec des capteurs (de température, d'humidité) ainsi qu'avec des actionneurs (résistances chauffantes, ventilateurs) afin de maintenir les conditions internes dans des plages optimales. Le but recherché est double : d'une part, améliorer la stabilité thermique offerte au bébé prématuré ; d'autre part, réduire la charge de travail du personnel médical en automatisant les régulations environnementales.

Ce mémoire s'organise autour de trois grands chapitres principaux :

- **Le premier chapitre** présente une vue d'ensemble sur la prématurité, ses causes, ses conséquences et les besoins physiologiques particuliers des nouveau-nés prématurés, notamment en matière de régulation thermique. Il introduit également les principes de base du fonctionnement des incubateurs néonataux et les paramètres environnementaux à surveiller.

- **Le deuxième chapitre** est consacré à la description des composants électroniques utilisés dans notre système. Il introduit le microcontrôleur PIC16F877A, les différents types de capteurs (température, humidité) ainsi que les éléments d'action (chauffage, ventilation). Un aperçu des techniques de mesure, d'asservissement et de régulation est également fourni.
- Enfin, **le troisième chapitre** traite de la conception et de la mise en œuvre du système embarqué. Nous y décrivons l'architecture générale, le schéma fonctionnel, le programme développé (en langage C sous MikroC), et les résultats obtenus. Une évaluation des performances du système est effectuée, mettant en évidence sa réactivité, sa précision et sa robustesse.

Chapitre I :

Généralités sur l'incubateur néonatal

I.1 Introduction

Dans ce premier chapitre, nous présentons le contexte général de notre travail intitulé « Système de contrôle de couveuse bébé ». Nous aborderons tout d'abord quelques notions fondamentales liées à la néonatalogie, notamment la problématique des naissances prématurées, qui représentent environ 7 % des grossesses à l'échelle mondiale. Les causes de la prématurité sont variées et multiples, et malgré les avancées médicales, un bébé prématuré demeure un être fragile, exposé à de nombreuses complications nécessitant des soins intensifs spécialisés. Grâce aux progrès constants des technologies médicales et structurelles, il est désormais possible de secourir des nourrissons de plus en plus tôt.

I.2 La prématurité

Selon l'Organisation mondiale de la Santé, une naissance est dite prématurée lorsqu'elle survient avant 37 semaines d'aménorrhée révolues (soit avant le 259^e jour à partir du premier jour des dernières règles). L'âge gestationnel (AG), exprimé en semaines d'aménorrhée (SA), est calculé chronologiquement depuis cette date jusqu'à la naissance [4].

La prématurité désigne donc tout accouchement survenant avant 37 semaines de gestation. Elle constitue la principale cause de mortalité néonatale et un motif fréquent d'hospitalisation anténatale [5].

Chez les nouveau-nés prématurés de moins de 1000 g, les principales causes de décès sont l'insuffisance respiratoire, les infections et les malformations congénitales.

La prévention de la prématurité représente un défi majeur pour les obstétriciens. La prise en charge des grossesses à haut risque dans des centres spécialisés, encadrés par des experts en médecine materno-fœtale, joue un rôle clé dans l'amélioration des issues périnatales [6].



Figure I. 1. Prématurité, nouveau-né en couveuse [7]

I.2.1 Les types de prématurés

La prématurité est classée selon l'âge gestationnel du nourrisson au moment de la naissance [7-8].

a. La prématurité Moyenne

Naissance entre 32 semaines et 36 semaines + 6 jours d'aménorrhée. Ces nourrissons peuvent sembler proches du terme, mais ils présentent néanmoins un risque accru de complications telles que des troubles respiratoires, des difficultés d'alimentation et des problèmes de régulation de la température corporelle [9].

b. La grande prématurité

Naissance entre 28 et 32 semaines d'aménorrhée. À ce stade, de nombreux organes, en particulier les poumons, ne sont pas encore pleinement matures. Ces enfants sont exposés à des risques importants, notamment le syndrome de détresse respiratoire, les infections néonatales, et parfois des hémorragies intracrâniennes [10].

c. La très Grande prématurité

Naissance avant 28 semaines d'aménorrhée. Ces bébés sont extrêmement vulnérables. Ils présentent un risque élevé de complications neurologiques (comme la leucomalacie périventriculaire), respiratoires (dysplasie bronchopulmonaire), digestives (entéocolite nécrosante), et sensorielles (déficits auditifs et visuels) [11].

I.2.2. Les causes du prématuré

La naissance prématurée peut survenir de deux grandes manières : spontanément ou de façon médicalement induite.

- **Prématurité spontanée** : Environ 70 % des cas de prématurité résultent d'un travail prématuré spontané. Celui-ci est souvent déclenché par des contractions précoces, dont la cause reste, dans la majorité des cas, inconnue. La rupture prématurée des membranes fœtales, parfois liée à une infection, est également une cause fréquente de ces accouchements précoces [12].
- **Prématurité induite** : Dans d'autres situations, la naissance prématurée est déclenchée pour des raisons médicales, souvent par césarienne. Cette décision est prise pour protéger la vie ou la santé de la mère et/ou du fœtus. Les principales indications sont [13]:
 - Un retard de croissance intra-utérin sévère du fœtus.
 - Une hypertension artérielle grave chez la mère (éventuellement associée à une prééclampsie).
 - Des hémorragies maternelles, parfois d'origine inexpliquée, mettant en danger la poursuite de la grossesse.

I.3. L'hypothermie chez le prématuré (le refroidissement)

I.3.1. Les conditions climatiques nécessaires au développement d'un prématuré

I.3.1.1. La température

Le maintien d'une température corporelle stable est essentiel pour le développement d'un prématuré. L'objectif est d'atteindre un équilibre thermoneutre, une phase où les besoins en énergie et en oxygène sont minimaux. Lorsqu'un prématuré est exposé à un environnement trop froid, son organisme doit mobiliser davantage d'énergie pour produire de la chaleur, augmentant ainsi la consommation d'oxygène. Cela peut être particulièrement problématique, car les prématurés ont déjà une capacité limitée à transporter l'oxygène vers les tissus en raison de l'immaturité de leur système respiratoire et circulatoire [14].

En cas d'hypothermie, un cercle vicieux s'installe : l'augmentation de la demande en oxygène n'est pas compensée par une meilleure oxygénation, ce qui aggrave encore la difficulté de maintenir la température corporelle. Ce phénomène expose les prématurés à des risques accrus de complications graves, notamment un risque de mortalité élevé [15].

De plus, une mauvaise régulation thermique peut perturber le système nerveux végétatif, qui contrôle des fonctions automatiques comme la respiration, la digestion, l'activité cardiaque ou encore la régulation de la transpiration. Des études ont montré que des écarts de température chez des prématurés endormis impactaient significativement le fonctionnement de ce système, soulignant ainsi l'importance d'un environnement thermique soigneusement contrôlé [16].

Pour favoriser un développement optimal, il est crucial de maintenir les prématurés dans un environnement thermo-contrôlé, souvent à l'aide d'incubateurs ou de dispositifs de chauffage spécialisés. Ces équipements permettent de maintenir la température cutanée idéale, généralement entre 36,5 °C et 37,5 °C, et d'éviter ainsi le stress thermique [17].

I.3.1.2. Le taux d'humidité dans l'air

Pour les nourrissons de moins de 28 semaines de gestation, l'humidité de l'incubateur doit être commencée à 80 % et maintenue pendant 7 jours. Après cette période, l'humidité doit être réduite de 5 % chaque jour jusqu'à atteindre un taux de 40 %, moment auquel l'humidité peut être arrêtée [18]. En ce qui concerne les nourrissons de 28 à 29+6 semaines de gestation, l'humidité doit également commencer à 80 %, mais après une journée, elle doit être réduite de 5 % chaque jour, avec l'objectif de l'arrêter lorsque le taux atteint 40 %. Il est essentiel de commencer l'humidification le plus tôt possible après l'admission, sauf en cas de procédure urgente. Les nourrissons extrêmement prématurés (<25 semaines) peuvent nécessiter une humidification prolongée en cas de complications comme la déshydratation ou l'hypermnatrémie, bien que la plupart n'en aient pas besoin [19]. Lors de la réduction de l'humidité, il est parfois nécessaire d'augmenter la température de l'incubateur pour garantir la stabilité thermique du

nourrisson. Il existe des préoccupations concernant les risques d'infections dues à une humidification prolongée, donc cette dernière ne doit pas être utilisée de manière routinière et doit être régulièrement réévaluée [20-21]. Il est impératif d'utiliser de l'eau stérile pour éviter la colonisation bactérienne et de vérifier régulièrement les niveaux d'eau, en particulier lorsque l'humidité est élevée. L'incubateur émettra une alarme si le niveau d'eau devient trop bas. Enfin, il n'est pas nécessaire de maintenir l'humidité dans les incubateurs Drager lorsque celle-ci est éteinte, et le réservoir d'eau doit être vidé lorsqu'on arrête l'humidité. Il est également recommandé de changer les incubateurs toutes les semaines [22].

I.3.1.3. Le taux d'oxygène dans l'air

Environ 1 nouveau-né sur 10 nécessite une aide pour commencer à respirer à la naissance, ce qui fait de l'oxygène d'appoint l'agent thérapeutique le plus couramment utilisé en soins néonataux à l'échelle mondiale. Cependant, malgré son utilisation répandue, des connaissances insuffisantes sur l'oxygénation néonatale et une incertitude quant à la saturation optimale en oxygène ont été signalées parmi les professionnels de santé néonatale [23-24].

Pour les bébés prématurés, le niveau d'oxygène dans l'air doit être ajusté avec une grande précision afin de maintenir une saturation en oxygène sanguin (SpO_2) entre 90 % et 95 %. L'objectif est d'éviter à la fois l'hypoxie (manque d'oxygène) et l'hyperoxie (excès d'oxygène), car ces deux conditions extrêmes peuvent entraîner des complications graves, telles que la rétinopathie du prématuré, la dysplasie bronchopulmonaire et des lésions neurologiques. Par conséquent, l'administration d'oxygène doit viser à atteindre le niveau minimal efficace pour assurer une oxygénation tissulaire adéquate, tout en évitant le stress oxydatif. Le contrôle rigoureux de l'oxygénothérapie est donc essentiel pour la prise en charge des nouveau-nés prématurés, afin de garantir leur bien-être sans risques supplémentaires [25-26].

I.4. Les problèmes rencontrés par un bébé prématuré

La prématurité interrompt le développement in utero de l'enfant, le rendant particulièrement vulnérable. Bien que tous les organes soient présents, ils sont souvent immatures, ce qui expose le nouveau-né à de multiples complications, notamment au niveau du cerveau, des poumons, du système digestif, des yeux, des reins, du foie et du système immunitaire [27-28]. Le tableau I.1. montre l'ensemble des problèmes rencontrés par un bébé prématuré.

Tableau I.2. Regroupe l'ensemble des problèmes rencontrés par un bébé prématuré

Système/Organe	Problèmes rencontrés	Détails et Références
Système nerveux central	Immaturité cérébrale	Apnée, respiration irrégulière, troubles de la succion/déglutition, hémorragie cérébrale, troubles neurodéveloppementaux [27-29-30].
Poumons	Immaturité pulmonaire	Défaut de surfactant → SDR, dysplasie bronchopulmonaire (DBP), risque infectieux élevé (VRS). [27-30]
Tube digestif	Immaturité digestive	Régurgitations, entérocolite ulcéronécrosante (ECUN), retard de vidange gastrique. [27]
Foie	Immaturité hépatique	Ictère néonatal par hyperbilirubinémie ; risque d'ictère nucléaire si bilirubine très élevée. [27-30]
Reins	Immaturité rénale	Troubles de l'équilibre hydrique, acidose métabolique, risque de déshydratation. [27-30]
Système immunitaire	Immaturité immunitaire	Vulnérabilité aux infections sévères : septicémies, méningites, infections pulmonaires. [27-29]
Yeux	Immaturité oculaire	Rétinopathie de la prématurité (ROP), myopie, strabisme, cécité potentielle. [27-29-31]
Métabolisme (glucose, minéraux, hormones)	Difficultés métaboliques	Hypoglycémie, hyperglycémie, ostéopénie de prématurité (maladie osseuse), hypothyroïdie transitoire. [27-30]
Cœur	Problèmes cardiaques	Persistance du canal artériel (PCA) → surcharge pulmonaire, risque d'insuffisance cardiaque. [27-29]
Thermorégulation	Difficultés de régulation de la température	Hypothermie rapide par déficit de la graisse brune et surface corporelle importante. [27-29-30]



Figure I.2. Surveillance des grands prématurés par système de monitoring néonatal [27]

I.5 La prise en charge d'un bébé prématuré

La prise en charge des enfants nés prématurément, en particulier à la limite de la viabilité (22–25 semaines de gestation), doit impérativement viser à protéger leur développement global, notamment cérébral. Cela implique de limiter le stress environnemental en unités de soins intensifs néonataux, par une attention particulière portée au respect des rythmes veille/sommeil (niveau bas de lumière, alternance jour/nuit, contrôle du niveau sonore, et postures respectant la position physiologique en flexion) [27].

Les soins de développement, dont l'approche la plus élaborée est représentée par le programme NIDCAP (Neonatal Individualized Developmental Care and Assessment Program), permettent une individualisation de la prise en charge basée sur une observation attentive du nouveau-né par les équipes soignantes. Ces programmes favorisent également une implication précoce et renforcée des parents en promouvant le principe du « zéro séparation » et en encourageant le contact peau à peau. Ce dernier est démontré comme ayant de nombreux effets bénéfiques : réduction des apnées, amélioration du sommeil calme, diminution de la douleur lors des soins, et soutien à la lactation maternelle [27].

En parallèle, le contrôle de qualité et sa promotion jouent un rôle primordial dans cette prise en charge. Il est essentiel que les données de mortalité et de morbidité soient relevées de manière prospective et périodique, aussi bien au niveau national que local. En Suisse, par exemple, ces données sont collectées via le Minimal Neonatal Dataset (MNDS). Toutefois, il est impératif de prolonger ce suivi au-delà de la période néonatale, jusqu'à l'âge scolaire, en évaluant de façon systématique le développement psychomoteur, cognitif et émotionnel des enfants prématurés.

Les décisions thérapeutiques prises pour ces enfants ont souvent des répercussions profondes et durables sur l'ensemble de la cellule familiale. Ainsi, seuls les patients et leurs parents peuvent réellement apprécier l'impact de la prise en charge intensive sur leur qualité de vie [29]. La collecte des données à long terme est donc indispensable pour guider les choix médicaux et améliorer la qualité des soins proposés.

Il est nécessaire de prioriser l'allocation de moyens financiers pour soutenir les études longitudinales, indispensables pour actualiser et ajuster les recommandations cliniques. En effet, des recherches complémentaires ont montré que le fardeau émotionnel et économique des familles persiste bien au-delà de la période néonatale, influençant durablement la dynamique familiale et la santé mentale des parents [33].

De plus, selon Moore un suivi neurodéveloppemental rigoureux permet non seulement d'améliorer les résultats individuels, mais également d'identifier précocement les enfants nécessitant des interventions spécifiques [34].

I.6. L'incubateur néonatal (la couveuse)

I.6.1. Historique de la couveuse

Stéphane Tarnier (1828-1897), chef de clinique à la maternité de Port-Royal, améliora les premières couveuses en s'inspirant des incubateurs pour poussins qu'il observa au Jardin d'Acclimatation. Il adapta ce dispositif aux nouveau-nés afin de réduire la mortalité infantile en

mettant au point, en 1881, un système capable de maintenir les nourrissons à une température constante autour de 37 °C [35].

Pierre-Constant Budin (1846-1907) poursuivit les travaux initiés par Tarnier. Il créa un service spécialisé pour les enfants prématurés à la maternité de Port-Royal et introduisit la méthode du "gavage", permettant de nourrir efficacement les bébés incapables de téter [35].

Durant les années 1950 à 1980, plusieurs modèles de couveuses furent développés pour améliorer les soins néonataux. Parmi eux, la couveuse de Gordon Armstrong Co. et circa les modèles de MMS apportèrent des innovations majeures dans la régulation thermique et l'ergonomie pour faciliter le travail des soignants. La société Dräger proposa également des dispositifs plus perfectionnés durant cette période [36].

La première fécondation in vitro en France marqua une nouvelle étape de l'histoire des couveuses. En 1981, l'hôpital Antoine-Béclère utilisa une couveuse spécialisée conçue par MMS pour permettre le développement embryonnaire en laboratoire, aboutissant à la naissance d'Amandine, premier "bébé éprouvette" français [37].

Le Musée de l'AP-HP conserve aujourd'hui un riche patrimoine d'objets médicaux liés aux soins néonataux. On y trouve notamment un pèse-bébé Testut datant des années 1930, un biberon à usage unique fabriqué par Belcico en 2010[38], ainsi qu'un dispositif de positionnement proclive conçu par l'hôpital Trousseau en 2009 pour améliorer le confort des prématurés [39].



Figure I.3. La couveuse (1828-1897) [35]

I.6.2. Définition

Les incubateurs néonataux sont des dispositifs médicaux spécialement conçus pour offrir aux nouveau-nés, notamment ceux prématurés ou présentant des problèmes de santé, un environnement chaud, humide et contrôlé. Ils créent une enceinte protectrice permettant de réguler la température, l'humidité et le niveau d'oxygène, reproduisant ainsi les conditions du milieu utérin afin de favoriser la stabilité physiologique et le développement du nourrisson. Dotés de multiples fonctionnalités et systèmes de surveillance, ces incubateurs assurent la

sécurité et le bien-être des bébés tout au long de leur séjour en unité de soins intensifs néonataux (USIN) [40-41].



Figure I.4. Les incubateurs néonataux [40]

I.6.3 Domaines d'utilisation

À l'origine, les incubateurs néonataux répondaient uniquement aux besoins fondamentaux des nouveau-nés, en régulant la température, l'humidité et la luminosité. Leur conception était rudimentaire, mais leur manipulation restait complexe pour le personnel soignant, nécessitant une surveillance constante et minutieuse. Devenant rapidement un outil indispensable pour la prise en charge des nouveau-nés, leur demande a fortement augmenté dans le secteur médical.

Avec le temps, des efforts ont été faits pour perfectionner la conception des incubateurs, renforcer leur sécurité et améliorer le contrôle précis des paramètres vitaux. Ces dernières années, le génie biomédical a ainsi concentré ses efforts sur le développement de technologies avancées, visant à optimiser les chances de survie et de développement des nouveau-nés, tout en facilitant le travail du personnel médical grâce à des dispositifs plus intuitifs.

Aujourd'hui, les incubateurs néonataux sont présents dans presque tous les hôpitaux et cliniques, offrant des environnements de soins de plus en plus sûrs et faciles à gérer pour les équipes de santé [42].

I.6.4. Les types d'incubateurs

Les incubateurs néonataux sont des dispositifs essentiels destinés à maintenir les nouveau-nés, en particulier les prématurés, dans un environnement thermiquement et hygiéniquement contrôlé. On distingue principalement deux types d'incubateurs : les incubateurs fermés et les incubateurs ouverts (ou radiants).

I.6.4.1. Les incubateurs ouverts

Les incubateurs fermés sont des caissons hermétiques transparents conçus pour maintenir les nouveau-nés dans un environnement contrôlé. À l'intérieur de l'habitacle rigide, la température et l'humidité sont ajustées soit manuellement via un écran de contrôle, soit automatiquement à l'aide de capteurs cutanés fixés sur la peau du bébé. L'accès à l'enfant est facilité par des hublots ou des portes frontales. Ces incubateurs sont équipés d'un matelas, d'une balance intégrée, d'une cassette pour radiographies, d'un dispositif de chauffage à courant alternatif, d'un ventilateur pour la circulation de l'air chauffé, d'un réservoir d'eau pour humidification et d'un filtre à oxygène. Certains modèles, dotés d'une double paroi, réduisent davantage les pertes thermiques. Les incubateurs fermés minimisent les risques infectieux et sont particulièrement adaptés aux prématurés nécessitant un soutien prolongé. Les versions les plus récentes permettent également une interaction améliorée entre les parents et les nouveau-nés.

I.6.4.2. L'incubateur fermé

Les incubateurs ouverts, également appelés tables de réanimation néonatale, se composent d'un matelas ouvert surmonté d'une lampe radiante diffusant la chaleur directement vers le bébé. Ce dispositif offre un accès immédiat et optimal au nourrisson, facilitant la réalisation rapide des soins médicaux et des procédures d'urgence. Toutefois, l'absence de barrière physique expose le nouveau-né aux germes ambiants et ne permet pas le contrôle de l'humidité, ce qui limite leur utilisation aux bébés ayant besoin d'un réchauffement temporaire sans protection prolongée. [43-44]

Chapitre II :

Composants électroniques considérés

II.1. Introduction

Ce chapitre présente les bases fondamentales pour comprendre les sujets, Nous commençons par l'architecture interne et externe du microcontrôleur PIC 16F877A, Ensuite nous verrons les composants programmables comme le capteur de température et le capteur d'humidité.

Enfin nous décrirons les différents types des capteurs et les effets physiques.

II.2. Définition d'un microcontrôleur

Un microcontrôleur est un composant électronique qui se présente comme étant Une unité de traitement de l'information de type microprocesseur, il intègre :

- Un microprocesseur.
- La mémoire de données RAM.
- La mémoire programme ROM et EEPROM et parfois mémoire Flash.
- Des interfaces parallèles.
- Des interfaces séries (synchrone et asynchrone).
- Des convertisseurs analogique/numérique [45].

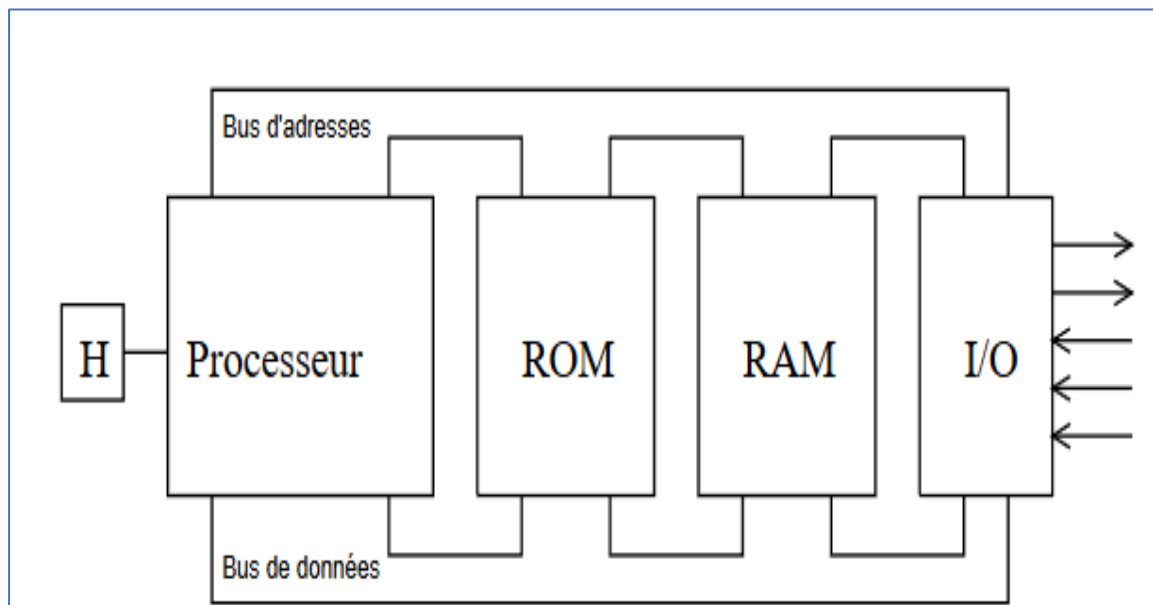


Figure II.1. Schéma fonctionnel d'un microcontrôleur

Il existe deux types d'architectures de microcontrôleurs : l'architecture de type Von Neumann, où la mémoire de programme et la mémoire de données sont situées dans la même zone et architecture de type Harvard, où la mémoire programme et la mémoire de données [45].

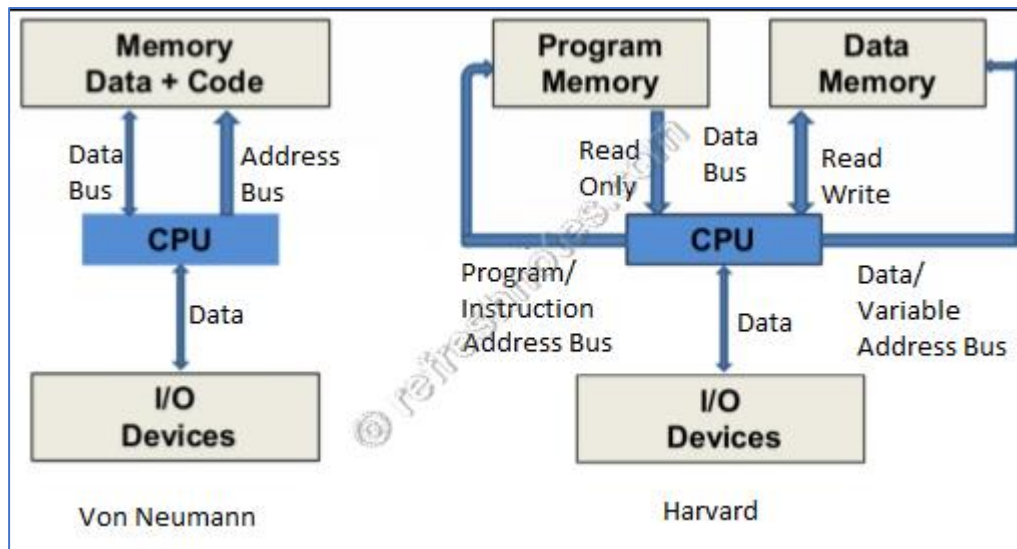


Figure II.2. Architecture Von Neumann et architecture Harvard

II.3. Avantages et inconvénients d'un microcontrôleur

II.2.1. Avantages

Le Pic est un microcontrôleur, c'est-à-dire une unité de traitement d'informations de type microprocesseur avec des circuits ajoutés en interne afin de pouvoir être assemblé sans ajouter de composants externes. Les images sont des composants dits RISC (Reduced Instruction Set Computer).

Les microcontrôleurs présentent les avantages suivants : Disposition simplifiée du circuit imprimé grâce à l'intégration de plusieurs périphériques (ROM, RAM, convertisseurs et ports d'E/S) La fiabilité du système est améliorée car, à mesure que le nombre de composants est réduit, le nombre de connexions composant/support ou composant/circuit imprimé est également réduit.

II.2.2. Inconvénients

Pas forcément adapté à tous les problèmes : les microcontrôleurs n'offrent pas beaucoup de puissance de calcul. Il n'est pas toujours possible d'utiliser tous les périphériques en même

Temps : certaines broches sont multiplexées pour réduire les coûts. [46]

II.4. Différents types de PIC

Il existe trois grandes familles de pics :

- La série Base Line utilise un mot d'instruction de 12 bits.
- Série milieu de gamme, utilisant des mots de 14 bits (par exemple PIC 16F877).
- Série haut de gamme, utilise des mots de 16 bits.

Tous les microcontrôleurs Pic de milieu de gamme disposent d'un jeu de 35 instructions et de 4 sources d'interruption :

- L'interruption externe est partagée avec la broche RB0.
- Interruption due au TIMER.
- Une interruption se produit lorsque l'état de la broche de port RB0 à RB1 change.
- Interruption de fin d'écriture EEPROM.

II.5. Choix du microcontrôleur

Le choix du PIC est directement lié à l'application visée :

- Tout d'abord, vous devez déterminer le nombre d'entrées et de sorties nécessaires à votre application. Ce nombre d'entrées et de sorties nous a donné la première série PIC
- Vous devrez ensuite décider si votre application nécessite un convertisseur analogique-numérique, ce qui se concentrera davantage sur le choix de la famille PIC.
- La vitesse d'exécution est un facteur important et le DATA-BOOK doit être consulté pour vérifier la compatibilité entre les vitesses maximales. Le PIC sélectionné et la vitesse maximale requise pour l'assemblage.
- La taille de la RAM interne et la présence d'EPROM pour le stockage des données sont également importantes pour l'application souhaitée.
- La longueur de l'application détermine la taille de la mémoire programme du PIC requise 47].

II.6. Le microcontrôleur PIC 16F877A

Le PIC16F877a dispose d'un port série pour les communications de données :

RC6, RC7 La broche n°25 est également utilisée comme TX, donc si vous voulez faire un Communication série, elle sera utilisée pour envoyer des données série. La broche n°26 sert également de RX, donc si vous voulez faire un Communication série, elle sera utilisée pour recevoir des données série

II.6.1. Structure interne de PIC16F877A

Ce schéma architectural, tiré de la documentation du fabricant, montre L'architecture interne du PIC16F877A est divisée en trois sous-groupes : Principal : cœur, périphériques et fonctions spéciales.

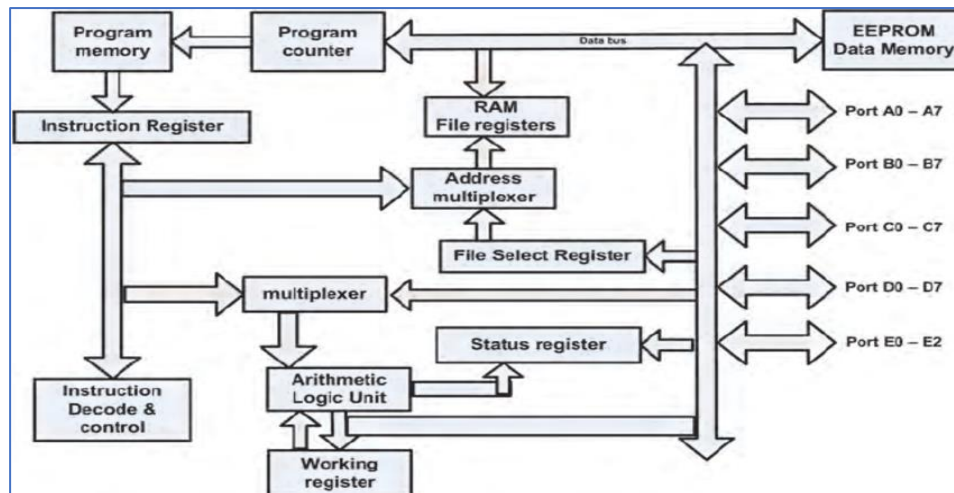


Figure II.3. Structure interne de PIC16F877A

II.6.2. Caractéristique de PIC 16F877A

Le microcontrôleur **PIC 16F877A** se distingue par un ensemble de caractéristiques techniques qui en font un composant largement utilisé dans les systèmes embarqués. Les principales spécifications de ce microcontrôleur sont regroupées dans le tableau II.1.

Tableau II.1. Caractéristiques générales du PIC 16F877A

Caractéristique	Description
Fréquence de fonctionnement	Jusqu'à 20 MHz
Nombre d'instructions	35 instructions
Mémoire de programme (FLASH)	8K mots (1 mot = 14 bits)
Mémoire RAM	368 octets
Mémoire EEPROM	256 octets
Pile (stack)	8 niveaux
Sources d'interruption	14 sources
Watchdog Timer (WDT)	Minuteur de surveillance intégré
Timer0	Compteur 8 bits avec préscalier
Timer1	Compteur 16 bits avec préscalier et option d'horloge externe
Timer2	Compteur 8 bits avec prédiviseur et postdiviseur
Convertisseur A/N	10 bits, 8 canaux multiplexés
Modules Capture/Comparaison/PWM	2 modules CCP (Capture/Compare/PWM)
Ports d'Entrée/Sortie	Ports A, B, C, D et E
Interface de communication série	MSSP (SPI/I2C) et USART
Port de communication parallèle (PSP)	Oui
Tension de fonctionnement	De 2,0 V à 5,5 V

II.6.3. L'unité arithmétique et logique (UAL)

L'UAL est une unité arithmétique et logique de 8 bits qui effectue des opérations arithmétiques et logiques de base. L'UAL fonctionne avec l'accumulateur W, un registre de travail de 8 bits par lequel passent toutes les opérations à deux opérandes. Nous pouvons avoir :

Instructions à opérande unique, l'opérande est généralement un registre situé dans la RAM.

Une instruction avec 2 opérandes. Dans ce cas, l'un des deux opérandes est toujours l'accumulateur W, et l'autre peut être un registre ou une constante. Pour une instruction dont l'opérande est un registre, le résultat peut être récupéré soit à partir de l'accumulateur, soit à partir du registre lui-même [48].

II.6.4. L'horloge

La montre peut être de type interne ou externe. L'oscillateur interne est composé soit d'un oscillateur à quartz, soit d'un oscillateur RC. L'oscillateur à quartz permet d'atteindre des fréquences pouvant aller jusqu'à 20 MHz.

Le filtre passe bas (R_s , C_1) atténue les harmoniques générées par l'écrêtage et diminue l'amplitude de la fluctuation. Dans le cas d'un oscillateur RC, la fréquence de l'oscillation est déterminée par V_{dd} , R_{ext} et C_{ext} . Elle peut légèrement fluctuer d'un circuit à l'autre.

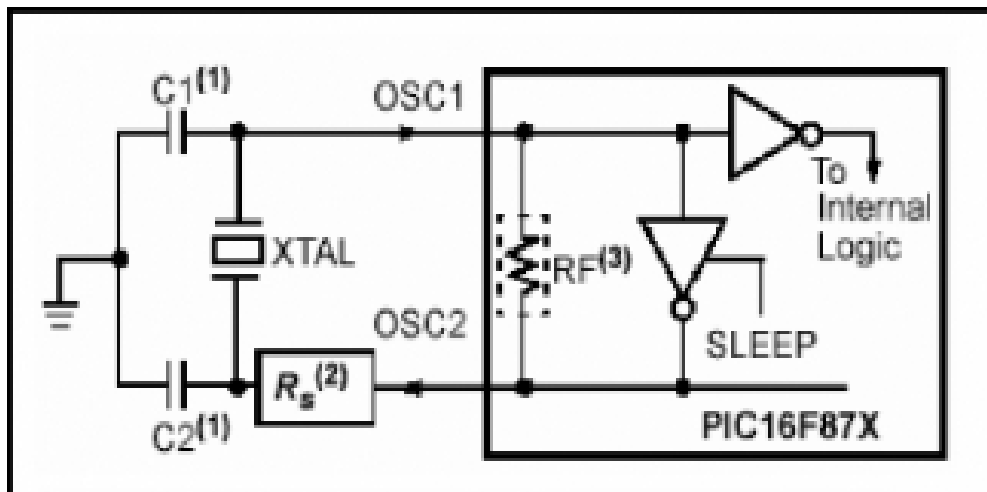


Figure II.4. Schéma électrique de l'horloge.

II.6.5. Porte d'entrée/de sortie

Le pic 16f877A contient les 5 ports suivants :

- **Port A** : 6 pins I/O numérotées de RA0 à RA5.
- **Port B** : 8 pins I/O numérotées de RB0 à RB7
- **Port C** : 8 pins I/O numérotées de RC0 à RC7.
- **Port D** : 8 pins I/O numérotées de RD0 à RD7.

- **Port E** : 3 pins I/O numérotées de RE0 à RE2.

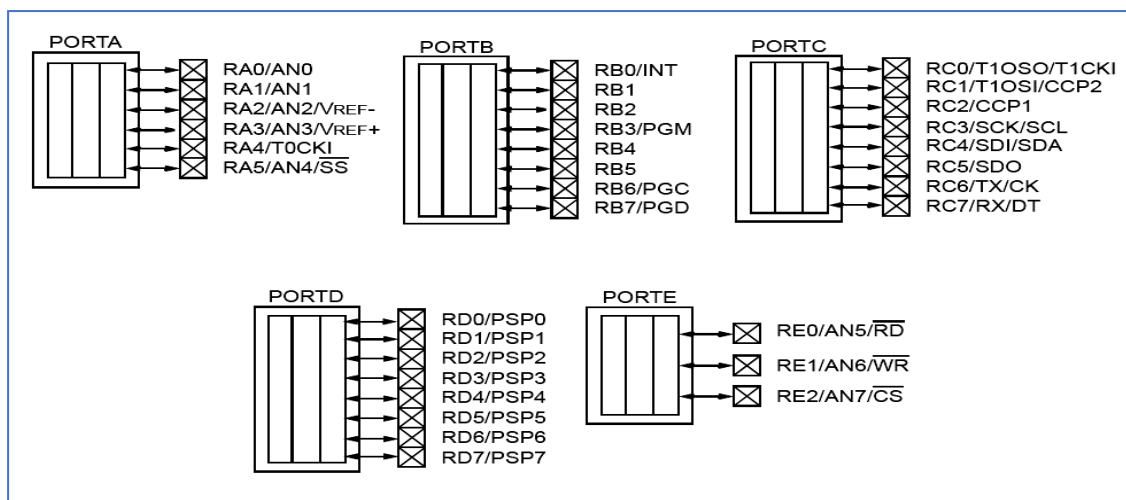


Figure II.5. Schéma de porte d'entrée et de sortie

II.6.5.1. Porte A

Le port A se compose de six entrées/sorties, numérotées de RA0 à RA5, qui peuvent être utilisées comme entrées du convertisseur analogique-numérique ou du TIMER0. Ce port peut être utilisé en mode conversion analogique-numérique ou (E/S).

II.6.5.2. Porte B

Si le registre TRISB est défini sur 1, PORTB est configuré comme une entrée ; lorsque le registre TRISB est défini sur 0, PORTB est configuré comme sortie.

En mode d'entrée, chaque broche du PORTB doit être maintenue haute via une résistance de 10 k pour éviter de déclencher une interruption inattendue, qui peut être activée ou désactivée en définissant le bit 7 du registre OPTION sur 1 ou 0.

Après la réinitialisation, le dessin sera désactivé. Lorsqu'un port est configuré comme sortant, il est inactif. En tant qu'entrées, les broches RB4 à RB7 peuvent déclencher des interruptions.

II.6.5.3 Porte C

Il s'agit d'un port bidirectionnel 8 bits de RC0 à RC7. Partagé avec le module de transmission synchrone I2C et USART.

La configuration de la direction est effectuée à l'aide du registre TRISC. Les broches d'entrée sont configurées comme des déclencheurs de Schmitt pour éviter l'incertitude de niveau entre (0 V et + 5 V), ce qui convient généralement aux signaux qui changent lentement d'un niveau à un autre.

II.6.5.4. Porte D

Ce port est configuré par le registre TRISD, les 8 pins I/O, en mode entrée, sont de type Trigger de Schmitt.

Son fonctionnement dépend de la valeur placée dans TRISE, qui concerne, à première vue, le port E. Mais au moment de mise sous tension, la valeur placée dans TRISE configure le PORTD en port I/O de type général. Ce port est très utilisé en mode parallèle esclave (slave).

II.6.5.5. Porte E

Le port E se compose de trois broches d'entrée/sortie numérotées, RE0, RE1 et RE2. Notez que la broche REX peut être utilisée comme broche d'entrée analogique. Le registre ADCON1 détermine si le port est utilisé comme port d'E/S ou comme port analogique. Au niveau électronique, le REX utilisé en entrée sera à nouveau de type « trigger de Schmitt ».

II.6.6. Les interruptions

- Le microcontrôleur dispose de 14 sources d'interruptions :
- Une interruption externe, action sur la broche INT/RB0.
- Débordement du Timer₀.
- Changement d'état logique sur une des broches du PORTB (RB4 à RB7).
- Fin de programmation d'une case mémoire de l'EEPROM.
- Changement d'état sur le PORTD.
- Fin de conversion analogique numérique.
- Réception d'une information sur la liaison série.
- Fin d'émission d'une information sur la liaison série.
- Interruption SPI ou I2C du module MSSP.
- Interruption du registre de capture et/ou de comparaison 1.
- Interruption du registre de capture et/ou de comparaison 2.
- Débordement du Timer 1.
- Débordement du Timer2.

II.6.7. Différents mémoires du PIC16f877A

II.6.7.1 Mémoire vive « RAM »

La mémoire RAM accessible sur le 16F877 est de 368 octets, et sa distribution est la suivante :

- 80 octets sont conservés dans la banque 0, aux adresses de 0x20 à 0x6F.
- 80 octets stockés en banque 1, allant des adresses 0xA0 à 0xEF.
- 96 octets stockés dans la banque 2, aux adresses 0x110 à 0x16F.
- 96 octets conservés dans la banque 3, aux adresses 0x190 à 0x1EF.
- 16 octets partagés entre les quatre banques, soit de 0x70 à 0x7F ; de 0xF0 à 0xFF ; de 0x170 à 0x17F ; de 0x1F0 à 0x1FF.

II.6.7.2. Mémoire morte « FLASH »

C'est ici que le programme du Pic est conservé. Suite à la compilation du fichier source, un fichier « hex » est produit par le compilateur. Ce dernier est ensuite transféré dans la mémoire de programme du PIC grâce à un programmeur. Cette mémoire a une capacité de 8K mots.

Cette mémoire n'est pas connectée au bus de données (DATA Bus), elle est destinée à stocker le programme du Pic, mais non les variables de ce programme. Cet avantage de cette mémoire permet un effacement et une réécriture aisée.[49].

II.6.8. Les Timers

II.6.8.1. Timers₀

Le compteur/Minuteur TMR₀ fonctionne soit en mode Minuteur, soit en mode compteur, et présente les spécifications suivantes :

- Compteur de 8 bits.
- Lecture et écriture de TMR₀.
- Diviseur réglable de 8 bits.
- Sélection de l'horloge : interne en tant que minuteur, externe en tant que compteur.
- Interruption lors du débordement (transition de FF à 00).
- Sélection du côté de l'horloge dans le mode d'horloge externe. [50].

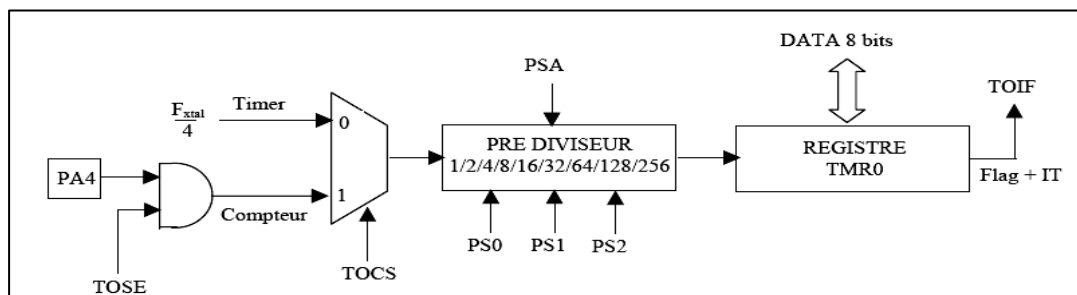


Figure II.6. Schéma bloc Timer₀

II.6.8.2. Timers₁

Dans l'ensemble, le compteur TMR₁ fonctionne de la même manière que le Timer 0, sauf qu'il dispose d'un registre de comptage plus grand : 16 bits au lieu de 8, ce qui élargit considérablement ses capacités de comptage. Il peut être lu et écrit via les registres 8 bits TMR1H et TMR1L. Sa configuration se fait grâce au registre T1CON. Il peut être utilisé conjointement avec un des modules CCP (modules de capture et de comparaison) et possède les caractéristiques ci-après :

- Compteur de 16 bits.
- Accès en lecture et écriture aux TMR1L et TMR2H.
- Diviseur pré programmable de 8 bits.
- Sélection de l'horloge : interne en tant que minuteur, externe en tant que compteur.
- Interruption lors du débordement (transition de FFFF à 0000).[50].

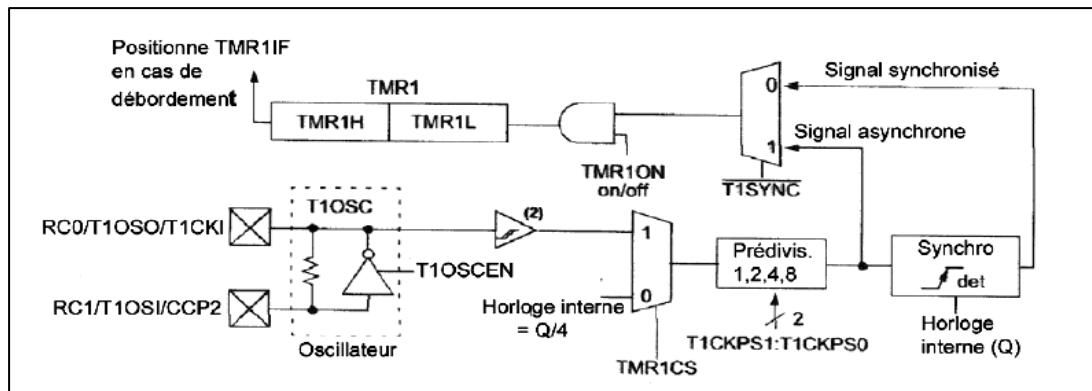


Figure II.7. Schéma bloc Timer₀

II.7. Les composants électroniques

II.7.1. Les capteurs

Le capteur est l'élément qui, lorsqu'il est soumis à l'influence d'un mesurande non électrique, présente une caractéristique de nature électrique (charge, tension, courant ou impédance) appelée s et qui dépend du mesurande :

$$s = F(m)$$

" s " : représente la valeur de sortie ou la réponse du capteur, tandis que m correspond à la valeur d'entrée ou l'excitation. L'évaluation de s devrait fournir l'estimation de m .

La relation $s = F(m)$ découle, dans sa formulation théorique, des principes physiques qui contrôlent l'opération du capteur. Dans son expression numérique, elle prend en compte sa conception (géométrie, dimensions), les matériaux utilisés pour sa fabrication et potentiellement son environnement et ses conditions d'utilisation (température, source d'alimentation) [51].

II.7.1.1. Capteur Actif

Un capteur actif, qui fonctionne comme un générateur, est généralement basé sur un principe qui convertit l'énergie spécifique à la grandeur mesurée en énergie électrique via un effet physique : énergie thermique, mécanique [52].

II.7.1.2. Capteur Passifs

Ceci concerne des impédances dont un paramètre crucial est réceptif à la mesure.

L'impédance s'exprime littéralement en termes qui comprennent :

- À la fois sa géométrie et ses dimensions.
- D'autre part les caractéristiques électriques des matériaux : résistivité ρ , perméabilité magnétique μ , constante diélectrique ϵ .

Par conséquent, la fluctuation d'impédance peut être attribuée à l'influence du mesurande :

- Soit sur les caractéristiques dimensionnelles ou géométriques.
- Soit sur les propriétés électriques des matériaux.
- Soit, plus rarement, sur les deux en même temps.

II.7.2. Choix d'un capteur

En ce qui concerne le choix de capteur de température/Humidité, nous avons choisi DHT11.

II.7.2.1. Capteur de température/ Humidité DHT11

Le capteur DHT11 (Figure II.8) est un capteur de température et d'humidité « deux en un ». Capteur Le DHT11 est capable de mesurer des températures de 0 à +50°C avec une précision de +/- 2°C, et Les niveaux d'humidité relative varient de 20 % à 96 % avec une précision de +/- 5 %. Peut mesurer par seconde, le DHT11 est compatible avec 3,3 V et 5 V (mais le fabricant recommande Fournissez toujours 5 volts au capteur pour garantir des mesures précises) [53].

Ce capteur d'humidité et de température est largement utilisé dans le contrôle de la climatisation. Il se compose d'un capteur de température à base de NTC et d'un capteur d'humidité résistif. Le microcontrôleur est responsable de la mesure, de la conversion et de la transmission.[53]



Figure II.8. Capteur DHT11[53]

Tableau II. 2. Caractéristique du capteur DHT11

Les Caractéristiques	DHT11
Tension d'alimentation	3 – 5 V
Humidité	20 – 80M%
Précision (hum)	5%HR
Température	0-50 c
Précision (temp)	2 c
Fréquence mesure max	1HZ (1 mesure par second)
Stabilité à long terme	1% par an

II.8. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons passé en revue présentation sur le choix du composant programmable ainsi que les composants électroniques utilisé pour la conception de la couveuse. Dans ce contexte, nous avons décrit le microcontrôleur PIC 16F877A ainsi que le capteur de température et d'humidité. Dans le prochain chapitre, nous aborderons la conception du système.

Chapitre III :

Conception et élaboration du système

III.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous allons abordés les aspects techniques liés à la conception et la mise en œuvre du système de contrôle d'une couveuse pour nouveau-nés. Dans ce cas, l'objectif principal d'est de créer un environnement adapté et sûr pour les nourrissons par la régulation automatique de deux paramètres : la température et l'humidité, ceci à l'intérieur de la couveuse, grâce à des capteurs précis connectés à une unité de contrôle qui lit et analyse les données pour prendre les décisions appropriées. Les actionneurs, tels que le ventilateur et le chauffe-eau, sont activés ou désactivés en fonction des besoins, selon les valeurs mesurées et comparées aux consignes préréglées.

Ce chapitre montre également une explication détaillée des composants matériels du système (capteurs, actionneurs, unités d'affichage et de contrôle), ainsi qu'une clarification de la façon dont ces éléments interagissent entre eux. Il aborde également le rôle de l'alimentation stabilisée, qui garantit un fonctionnement optimal du système. Le chapitre se termine par une présentation du design physique de la couveuse, afin de mettre en évidence les aspects pratiques et fonctionnels du modèle proposé.

III.2. Schéma bloc

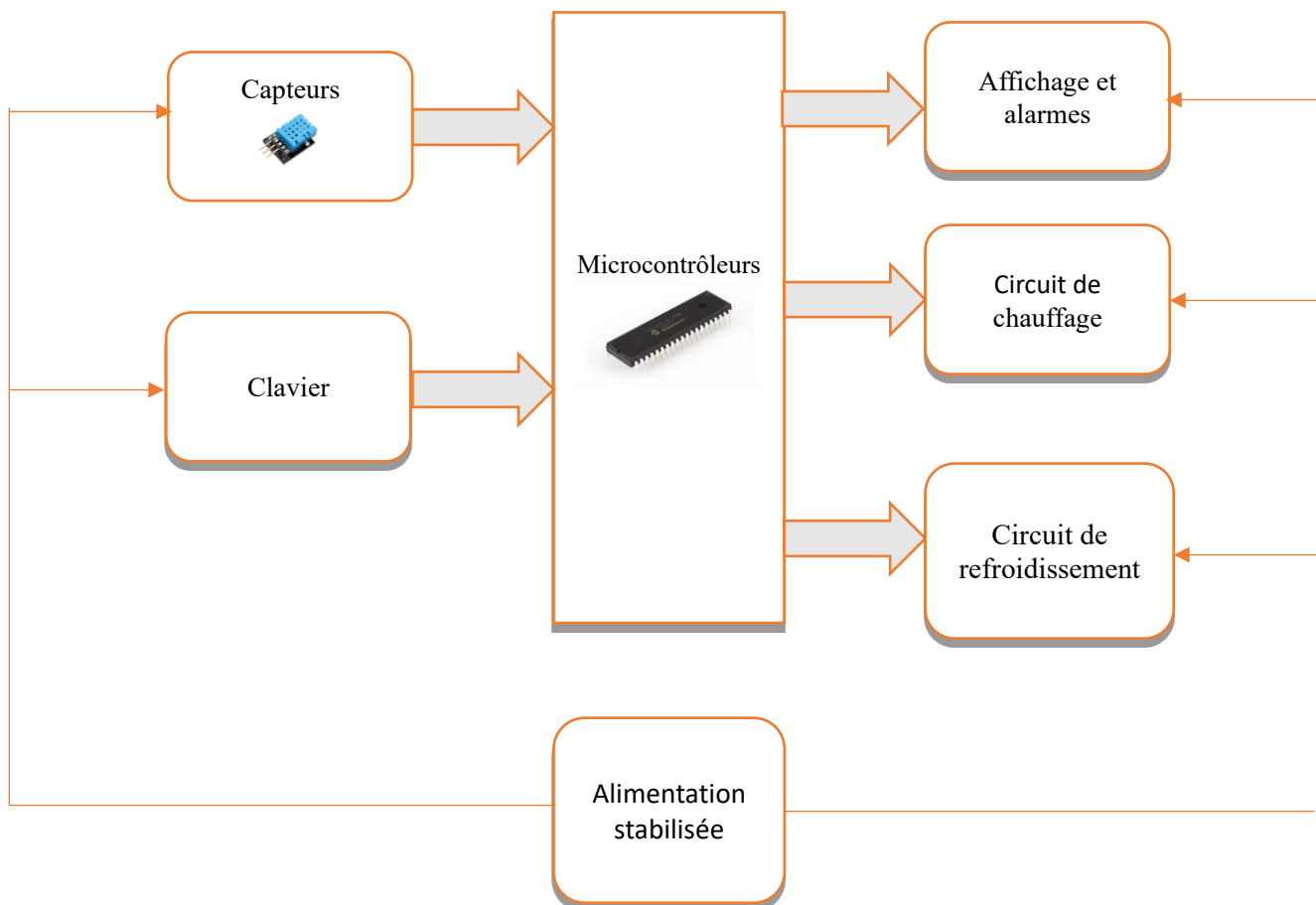


Figure III.1. Schéma bloc du système élaboré

La **figure III.1**. Montre le schéma bloc du système élaboré qui est formé de sept blocs : unité de traitement à base du microcontrôleur, unités de mesures des grandeurs physiques via les deux capteurs, l'alimentation, et les circuits de commandes de la température et l'humidité.

III.3. Partie software

Le développement d'outils informatiques offre la possibilité d'utiliser différents logiciels pour développer les procédures d'acquisition et de traitement des données. Dans cette partie, nous allons détailler les différents logiciels utilisés dans notre projet comme suit :

- Logiciel de compilation de programmes.
- Logiciel de simulation de circuits.

III.3.1. Compilateur de programme pour PIC

Il existe plusieurs logiciels de programmation, ils sont différés selon le langage de programmation utilisé tels que :

Langage C : MPLAB (Assembleur), MicroC et le PIC C Compiler

MikroElektronika, pour les microcontrôleurs de la famille MicrochipPIC. Des fonctions intégrées permettent la compilation du programme d'une manière très simple. L'environnement intégré de développement C de MicroC donne à l'utilisateur une méthode rapide de produire un code efficace par le biais du langage évolué « C » [54].

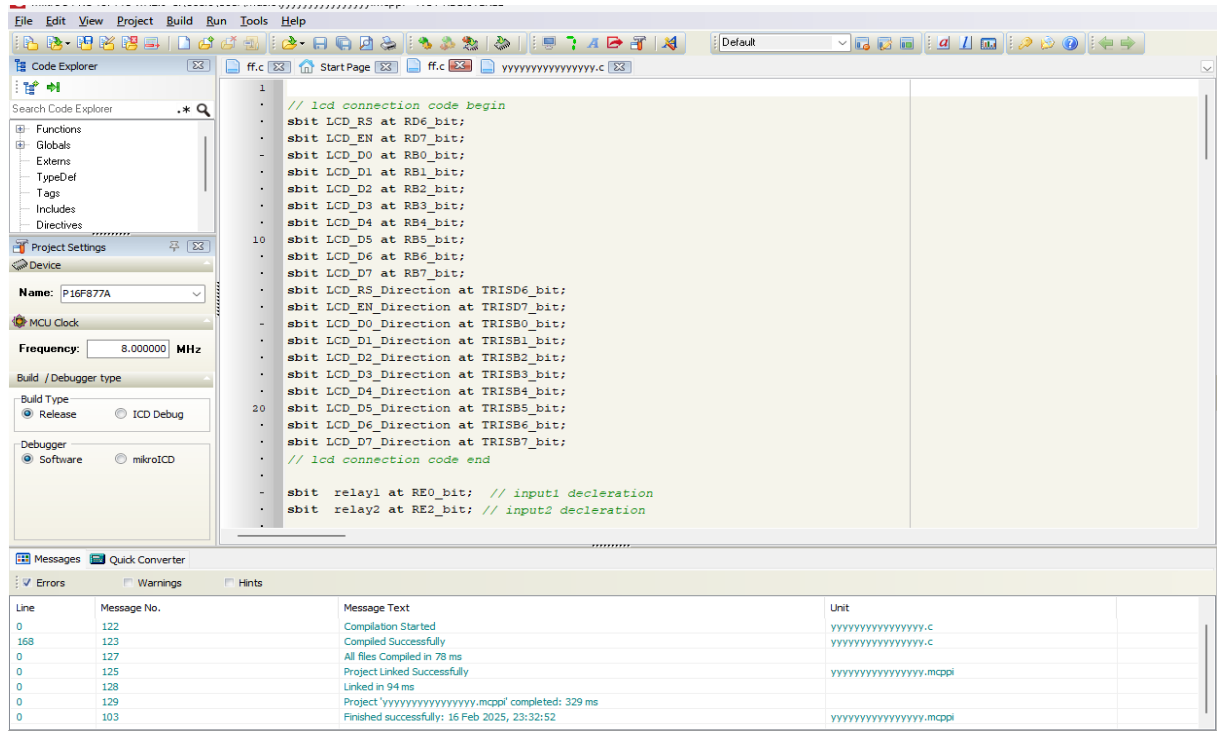


Figure III.2. Fenêtre de MicroC.

III.3.2. Organisation du Programme

III.3.2.1. Programme du microcontrôleur PIC16F877A

La figure III.3 montre l'organigramme décrivant le programme développé sur MicroC et gérant les différents composants du système.

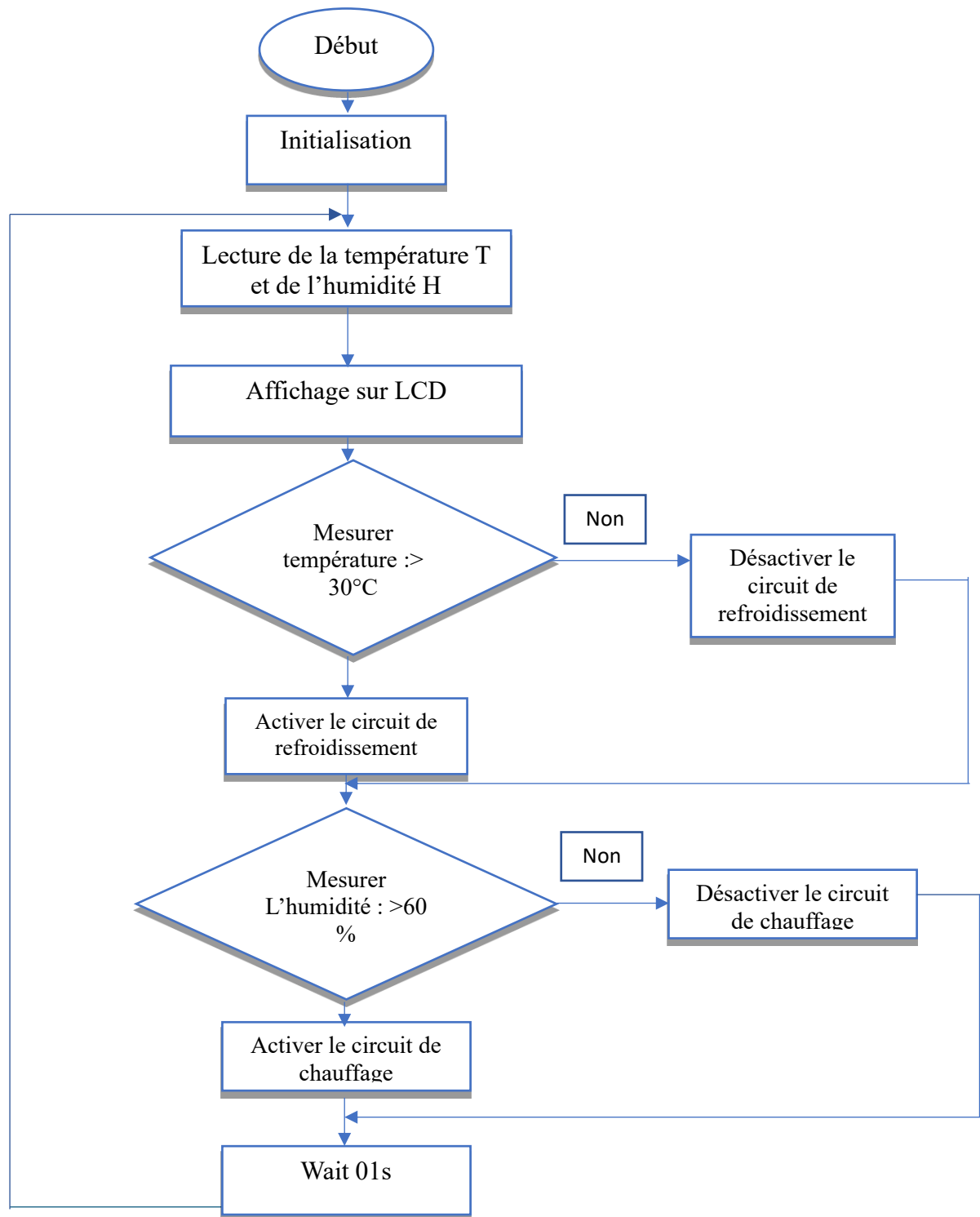


Figure III.4. Organigramme du programme

L'organigramme de figure III.3 montre comment le microcontrôleur PIC16F877A gère la température et l'humidité. D'abord, le système s'initialise, puis il lit les valeurs de la température (T) et de l'humidité (H). Ces valeurs sont ensuite affichées sur un écran LCD. Si la température dépasse 30°C, le circuit de refroidissement s'active, sinon il reste désactivé. Ensuite, le programme vérifie si l'humidité dépasse 60 %. Si oui, il active le chauffage, sinon il le désactive. À la fin, il attend 1 seconde avant de recommencer le cycle.

III.4. Simulation

III.4.1. Introduction

Le développement des outils de simulation électronique permet de concevoir, tester et analyser des circuits avant leur mise en œuvre réelle. Dans cette partie, nous allons présenter Proteus, un logiciel de simulation de circuits largement utilisé pour le développement et la validation des systèmes embarqués.

III.4.2. Logiciel de simulation

Le logiciel ISIS est réputé pour créer et éditer des schémas électriques, et c'est également un simulateur capable de détecter certaines erreurs lors de la phase de conception. Les circuits conçus à l'aide de ce logiciel peuvent être utilisés dans la documentation, car le logiciel permet de contrôler la plupart des aspects graphiques du circuit [54].

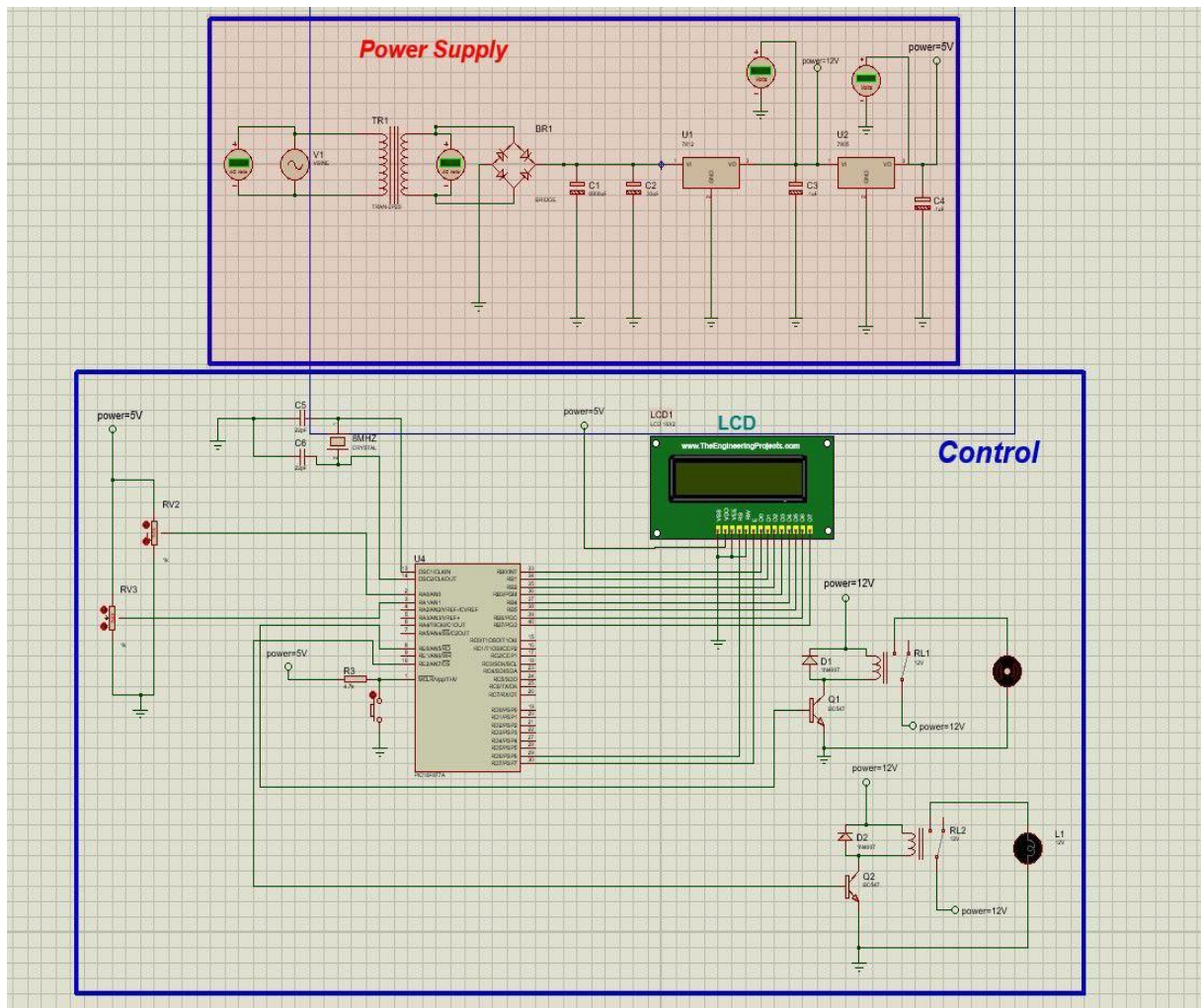


Figure III.7. Fenêtre de l'outil Proteus

III.4.3. Transfert de données vers le microcontrôleur PIC

Lors de la compilation du code avec MikroC, un fichier de type « .hex » est généré. Ce fichier contient les instructions compréhensibles par le microcontrôleur PIC.

À ce stade, aucun programmeur matériel (comme le JDM) ni logiciel de transfert tel que IC-PROG n'est nécessaire, puisque tout se fait dans un environnement de simulation.

On insère simplement le composant PIC dans le schéma de Proteus, puis on y associe le fichier .hex généré depuis MikroC

Après avoir configuré correctement le microcontrôleur (type et fréquence d'horloge), il est possible de lancer la simulation et observer le fonctionnement du programme.

Cette méthode permet de tester le code et d'observer son comportement sans avoir recours à des composants électroniques réels [54].

III.4.4. Cas de fonctionnement selon les variations de température et d'humidité

Dans cette section, nous présentons les différents cas de fonctionnement du système en fonction des valeurs mesurées de la température et de l'humidité. Le comportement du microcontrôleur PIC16F877A est basé sur des seuils définis dans le programme. Ces seuils déclenchent des actions spécifiques pour assurer le bon fonctionnement de l'incubateur.

III.4.4.1. Température élevée

Lorsque la température dépasse le seuil défini (par exemple 30°C), le microcontrôleur PIC16F877A active automatiquement le ventilateur via un relais pour abaisser la température. Un message d'alerte s'affiche sur l'écran LCD.

Ce cas a été simulé dans Proteus à l'aide du potentiomètre de température (RV1), et le système a réagi correctement.

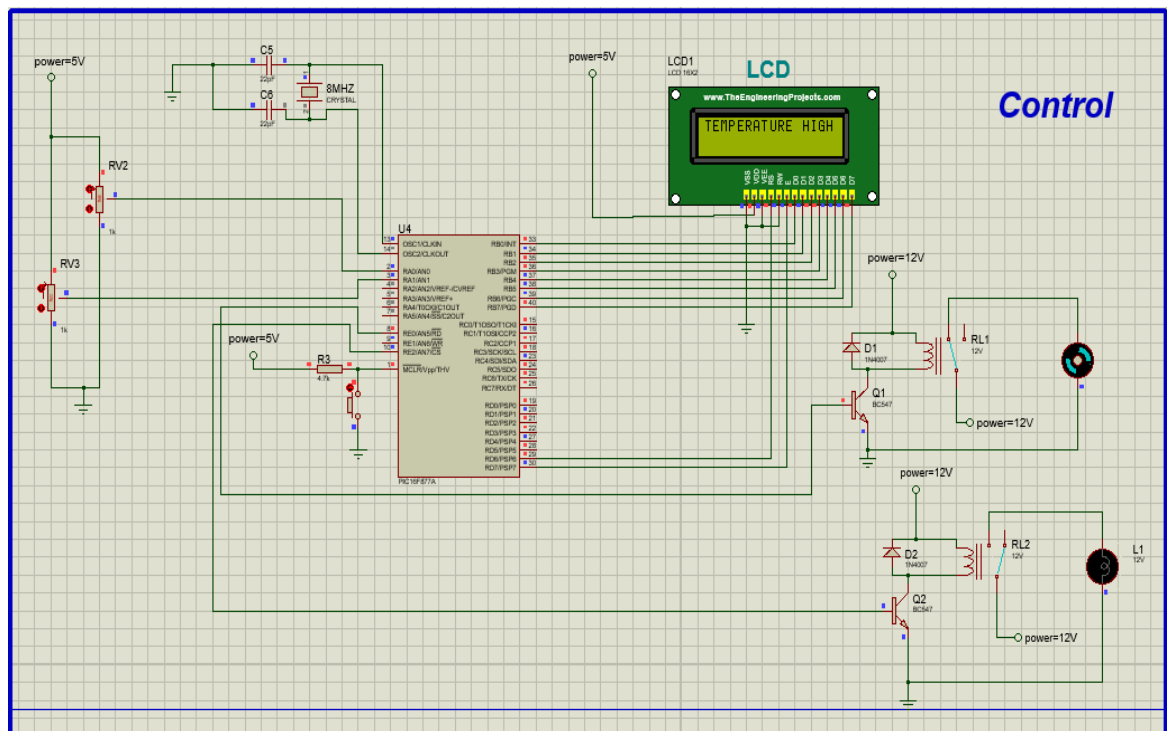


Figure III.5. Simulation de la mise en marche du ventilateur en cas de température élevée dans Proteus

III.4.4.2. Humidité élevée

Lorsque le taux d'humidité dépasse la limite fixée (par exemple 60 %), le microcontrôleur PIC16F877A détecte cette condition et active automatiquement le système

de chauffage via un relais afin de réduire l'humidité. Un message d'alerte s'affiche également sur l'écran LCD pour informer l'utilisateur.

Ce cas a été simulé dans Proteus à l'aide du potentiomètre d'humidité (RV2), et le système a réagi correctement

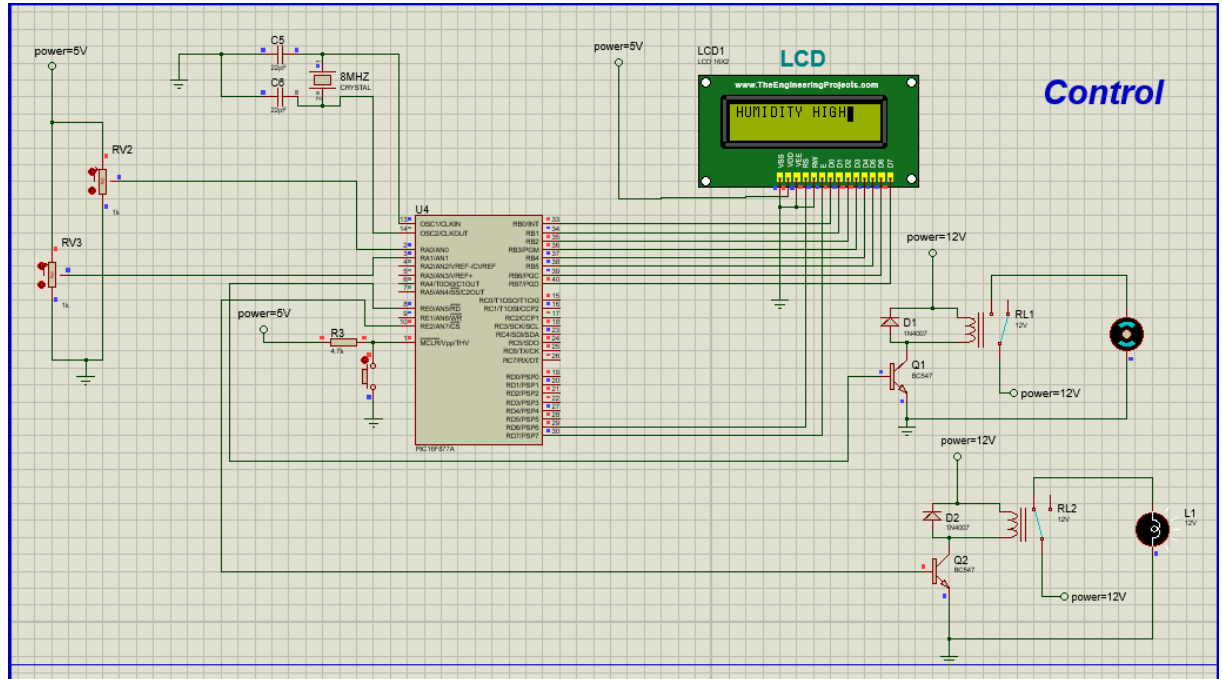


Figure III.6. Simulation de l'activation du système de chauffage en cas d'humidité élevée

III.4.4.3. État normal

Lorsque la température et l'humidité sont dans les plages de fonctionnement (ex. 36–38°C et 50–70 %), le système reste en état normal. Aucun relais n'est activé, et l'écran LCD affiche un message de conditions normales avec les valeurs mesurées. Cette situation a été testée dans Proteus et le système a réagi correctement.

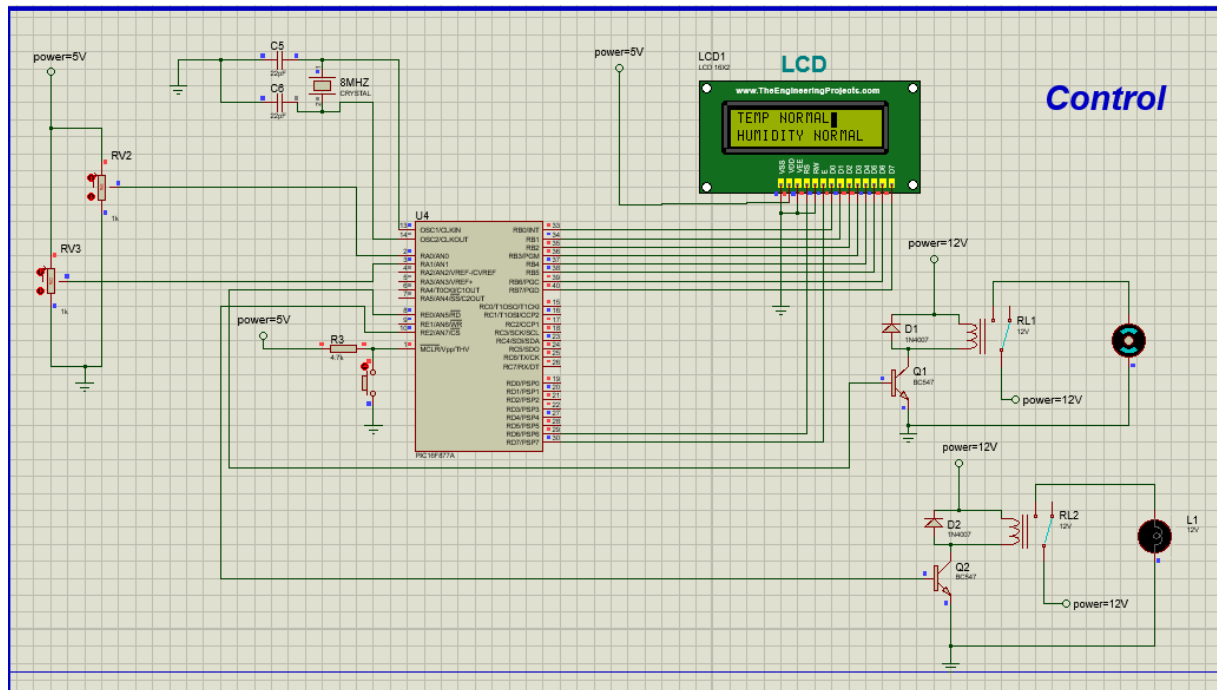


Figure III.7. Simulation de l'état normal du système dans Proteus

III.5. Partie Hardware

III.5.1. Description du système

Le système réalisé est géré par le microcontrôleur PIC16F877A. Il utilise le capteur DHT11 pour mesurer la température et l'humidité. Les valeurs mesurées sont traitées par le microcontrôleur et affichées sur un écran LCD 16×2 caractères.

Le système est alimenté par une source de 12V, avec un régulateur de tension qui fournit 5V nécessaires au fonctionnement du microcontrôleur, du capteur et de l'afficheur.

Lorsque la température ou l'humidité dépasse les seuils définis dans le programme, le système active automatiquement un ventilateur en cas de température élevée et une lampe en cas d'humidité excessive afin d'alerter l'utilisateur et de contribuer à la régulation de l'environnement.

III.5.2 Alimentation du système

Nous avons besoin de deux alimentations continues, une de +5V pour alimenter le PIC et les capteurs, et une autre de +12V pour les relais (Figure III.5). Il est donc nécessaire d'abaisser la tension 220v du secteur en utilisant un transformateur abaisseur 220v/15V, la tension du secondaire est ensuite redressée et filtrée. Un premier régulateur de tension 7812 récupère cette tension redressée de 12v pour donner à sa sortie une tension continue stabilisée de +12v après un deuxième filtrage. Cette tension est utilisée pour l'alimentation des relais et également elle sert comme entrée pour le deuxième régulateur de tension 7805 dont la sortie génère une tension stabilisée de +5v pour l'alimentation des différents circuits intégrés et capteurs.

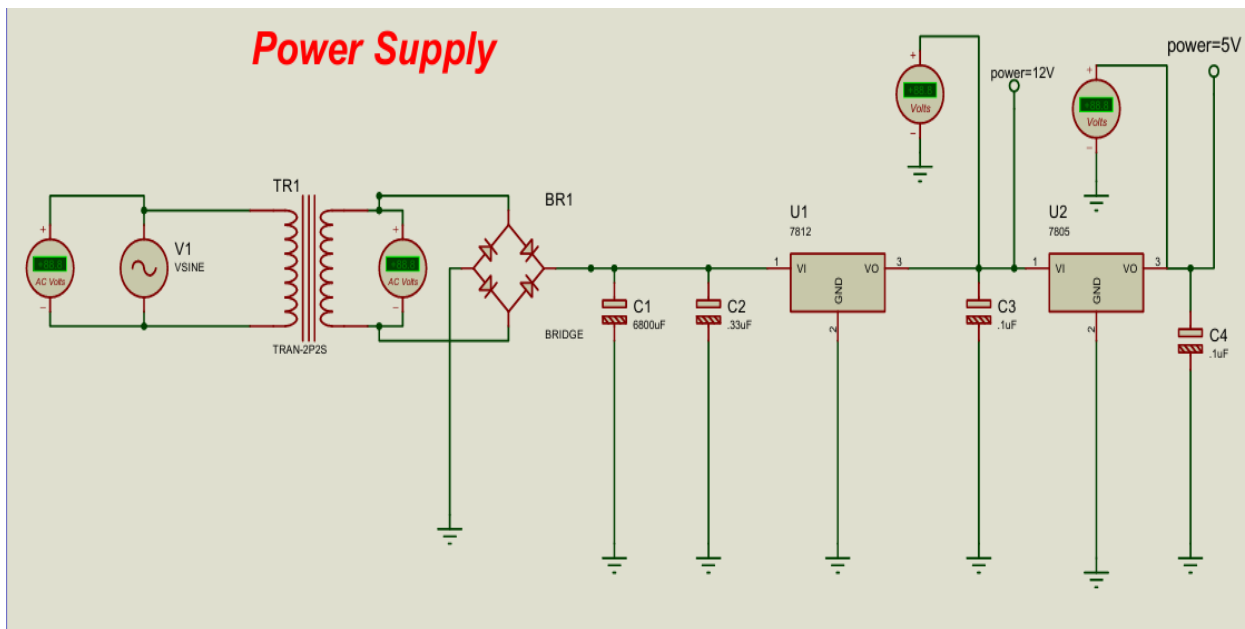


Figure III.8. Schéma électrique de l'alimentation stabilisée 12V et 5V

III.5.3. Simulation du capteur DHT11 à l'aide de potentiomètres

Dans ce projet, deux potentiomètres (RV2 et RV3) ont été utilisés pour remplacer la fonction du capteur DHT11 de mesure de la température et de l'humidité. Le premier potentiomètre (RV2) est connecté à l'entrée analogique RA0 pour simuler la température, tandis que le second potentiomètre (RV3) est connecté à l'entrée analogique RA1 pour simuler l'humidité (Figure III.6).

Cette méthode repose sur la lecture des tensions générées par les deux potentiomètres via le module de conversion analogique-numérique (ADC) intégré au microcontrôleur PIC16F877A.

En ajustant manuellement les potentiomètres, il est possible de faire varier les tensions lues, ce qui permet de simuler les variations environnementales de manière similaire aux changements détectés par un véritable capteur DHT11 (Figure III.6).

Une résistance de tirage vers le haut (Pull-up) de $4,7k\Omega$ a été ajoutée sur une autre ligne d'entrée pour garantir la stabilité du signal lorsque nécessaire.

Le système est alimenté par une tension continue de 5V pour assurer le bon fonctionnement du microcontrôleur et des autres composants du circuit.

L'utilisation de cette méthode permet de tester la lecture et le traitement des valeurs de température et d'humidité dans un environnement de simulation sans avoir besoin du capteur numérique réel, simplifiant ainsi le montage et offrant une plus grande flexibilité lors du développement du projet [55].

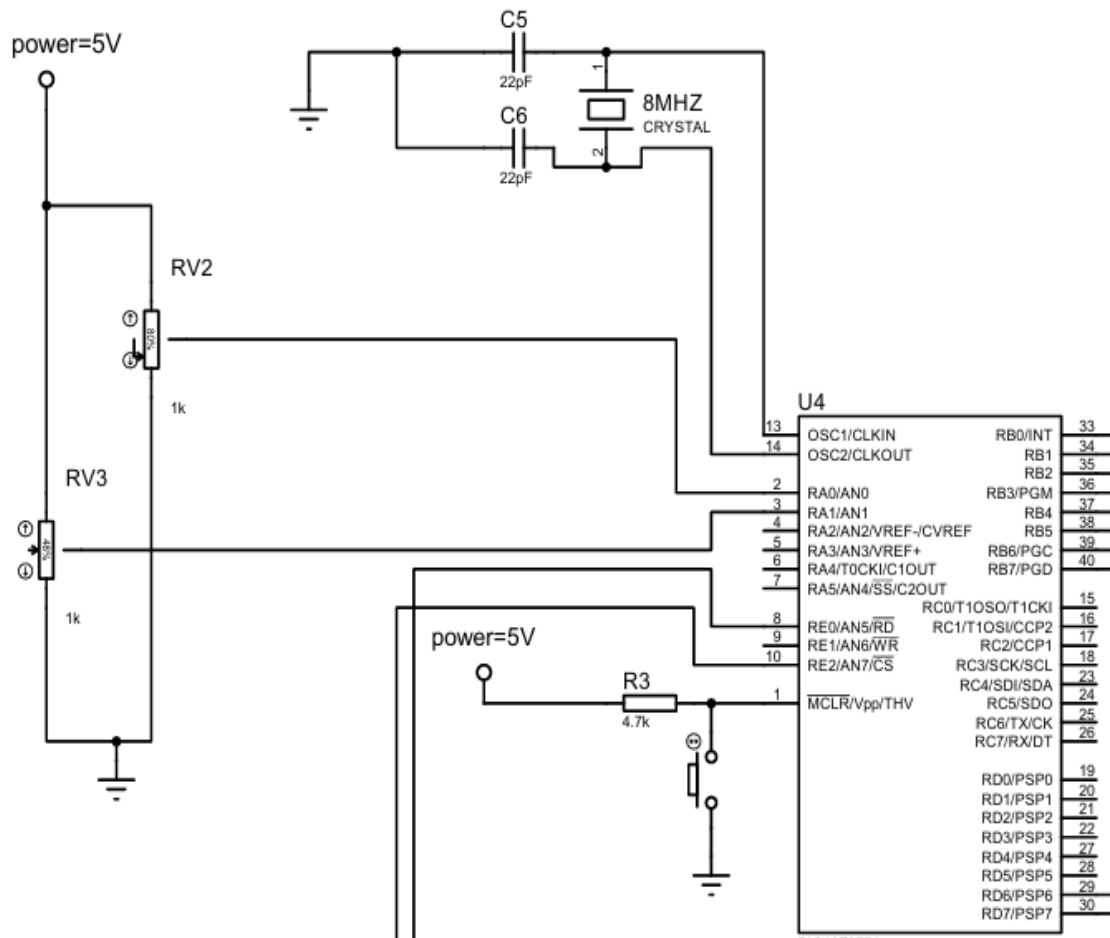


Figure III.9. connexion de capteur DHT11 avec le microcontrôleur.

III.5.3. Fonctionnement du Reset dans les microcontrôleurs

Le Reset dans les microcontrôleurs est utilisé pour remettre l'appareil dans son état de départ après des problèmes ou des erreurs (Figure III.7). Il est activé via la broche MCLR lorsqu'une zéro logique est appliqué. Pour éviter un reset accidentel, une résistance de tirage (Pull-up résistor) est placée entre MCLR et l'alimentation positive, maintenant ainsi la broche à un niveau logique haut, sauf lorsqu'une zéro logique est envoyée pour activer le reset. La valeur de la résistance se situe entre 5 et 10 k Ω [56].

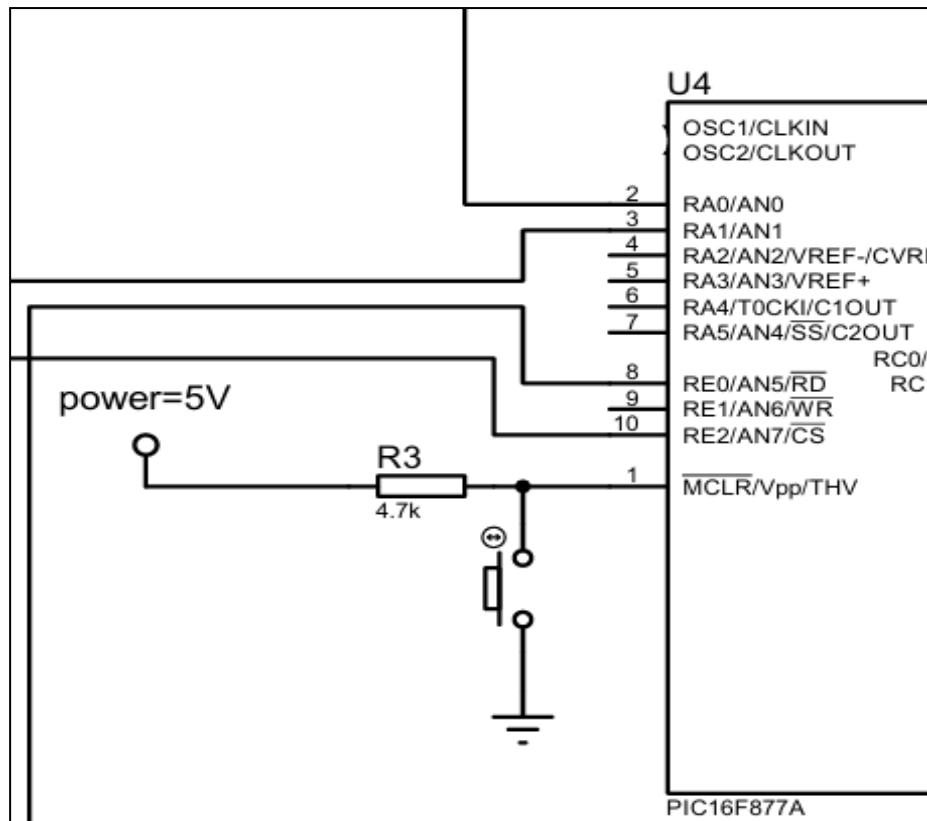


Figure III.10. Schéma du circuit de Reset

III.5.4. Connexion de l'oscillateur externe au PIC16F877A

Le PIC16F877A utilise un circuit d'oscillateur externe, connecté via les broches OSC1 et OSC2 (**Figure III.8**), pour générer l'horloge système. Selon les besoins de l'application, différents types d'oscillateurs (LP, XT, HS, RC) peuvent être utilisés. Par exemple, pour une fréquence de 10 MHz, un quartz est relié aux broches avec deux condensateurs C1 et C2 pour stabiliser le signal. Le signal d'horloge est divisé par 4 pour obtenir l'horloge d'instruction, ce qui permet au microcontrôleur d'exécuter des instructions à une fréquence plus précise [56].

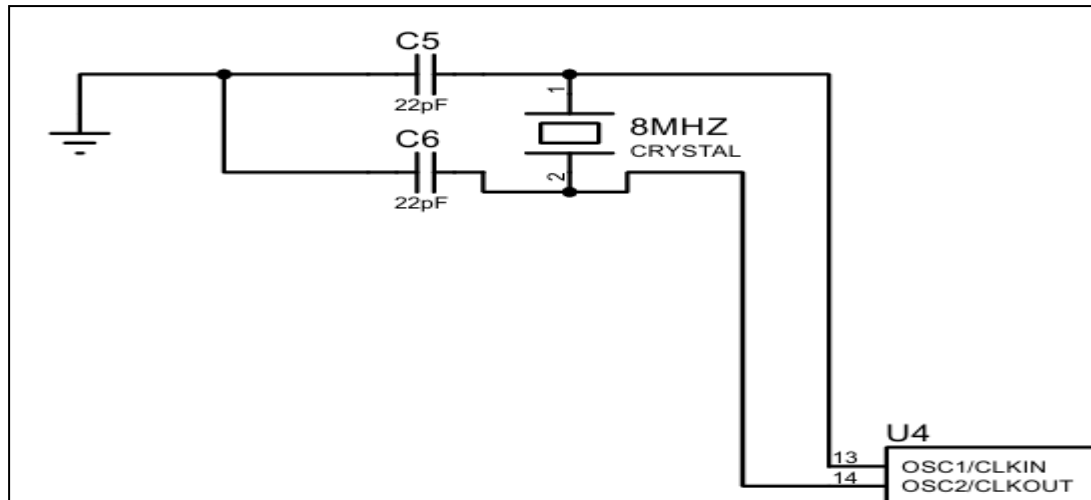


Figure III.11. Schéma de connexion de l'oscillateur externe au PIC16F877A

III.5.5. L'affichage LCD et sa connexion au microcontrôleur

Ce type d'écran LCD est largement utilisé pour afficher l'état du système ainsi que les résultats obtenus.

Cet écran se compose de 16 colonnes et de 2 lignes, d'où son nom d'afficheur LCD 16×2, comme montre la Figure III.9

Généralement, un écran LCD comporte deux registres intégrés appelés registre de données (Data Register) et registre de commande (Command Register).

Le registre de commande est destiné à envoyer des instructions telles que l'activation/désactivation du clignotement, l'activation/désactivation du curseur, et d'autres fonctions similaires.

Le registre de données, quant à lui, est utilisé pour afficher les caractères ou les données entrées sur l'écran.

Pour écrire (envoyer une commande ou des données) vers l'écran LCD, il faut suivre les étapes suivantes :

- Placer les données ou la commande à envoyer sur les broches D0 à D7 de l'écran.
- Si vous souhaitez envoyer une commande, il faut mettre la broche RS (Registre Select) à l'état bas (RS=0).
- Si vous souhaitez envoyer des données à afficher, il faut mettre la broche RS à l'état haut (RS=1).
- Ensuite, la broche E (Enable) doit effectuer une transition logique de l'état haut vers l'état bas (de E=1 à E=0), avec un léger délai entre les deux états.
- La broche R/W (Read/Write) doit rester à l'état bas (R/W=0) pour configurer l'écran uniquement en mode écriture.

Généralement, les écrans LCD disposent de commandes prédéfinies permettant d'exécuter certaines fonctions spécifiques durant leur fonctionnement [57].

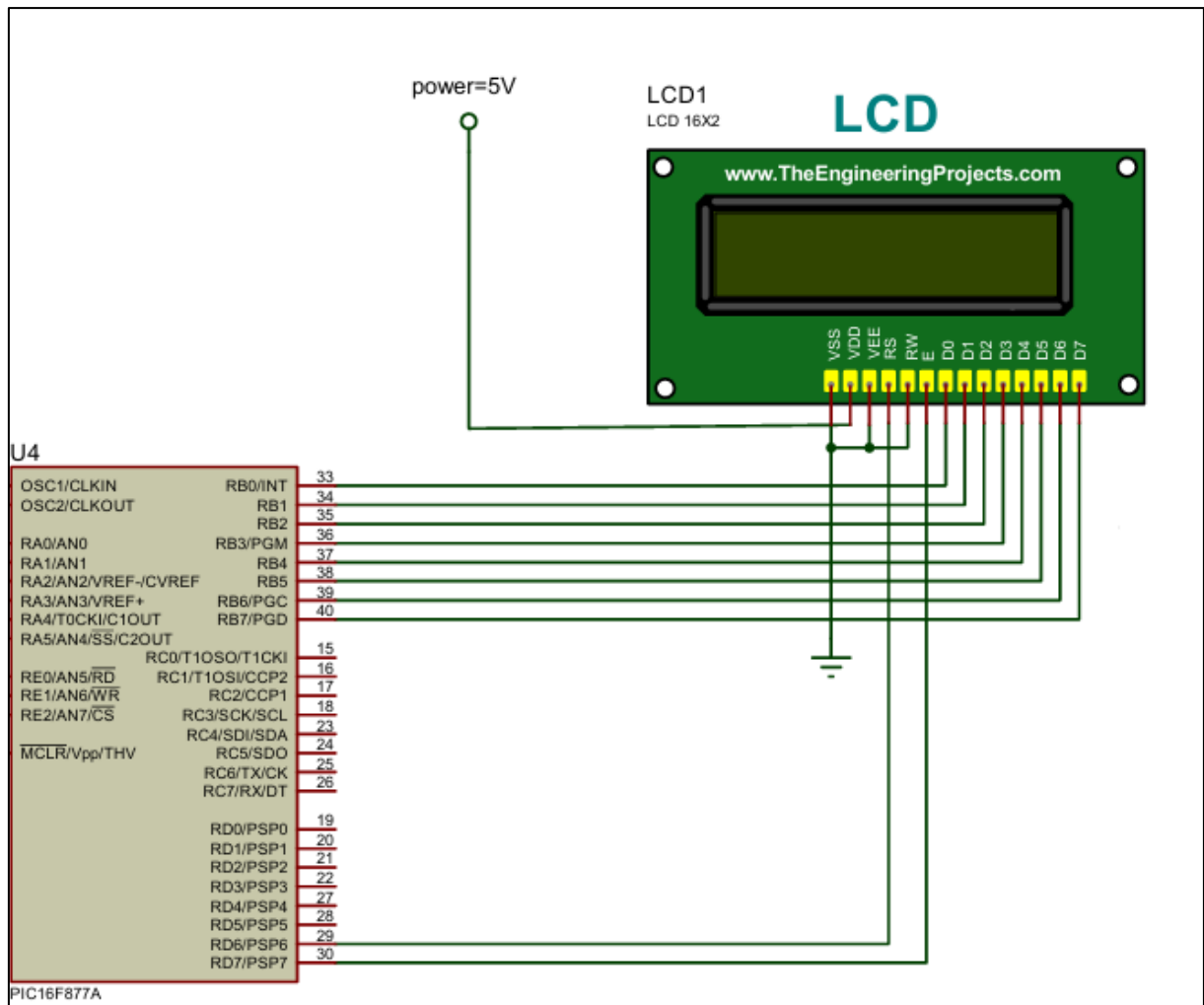


Figure III.12. Connexion de l'écran LCD 16×2 avec le microcontrôleur

III.6. Présentation en 3D

Le développement des outils de conception assistée par ordinateur a considérablement facilité la modélisation et la visualisation des systèmes mécaniques. Dans cette partie, nous allons présenter SolidWorks, un logiciel de modélisation 3D largement utilisé pour concevoir, assembler et analyser des pièces et systèmes mécaniques avec précision et efficacité [58].

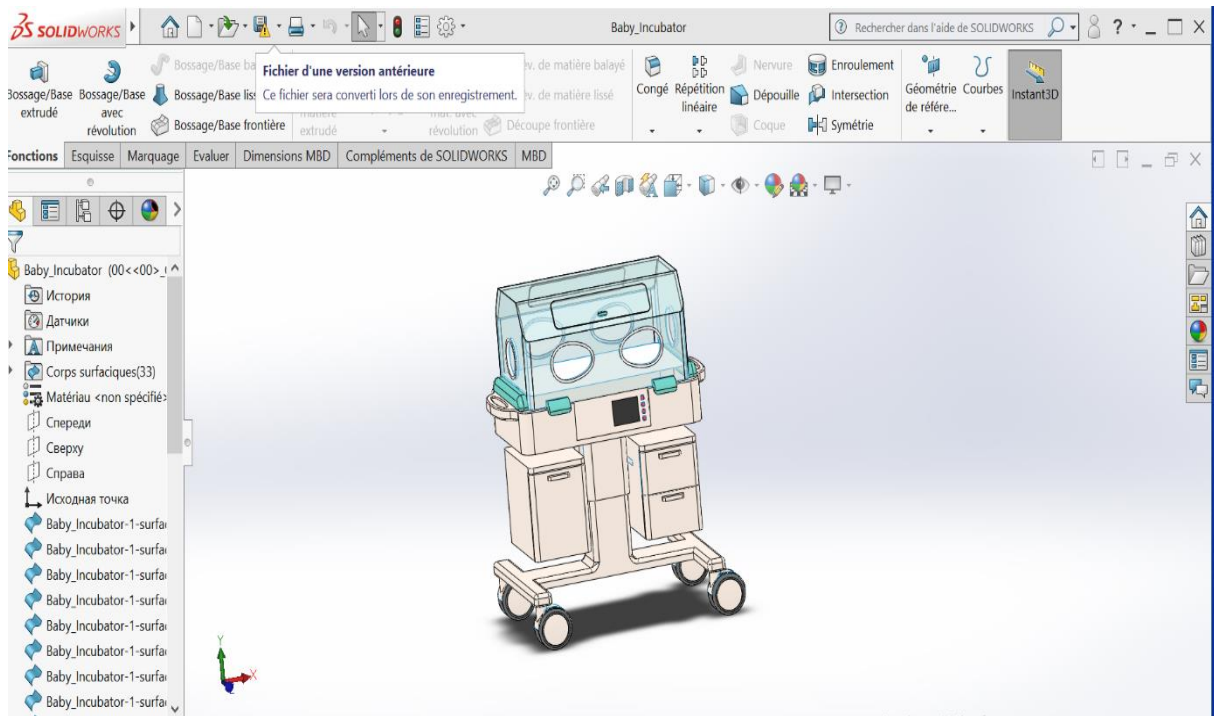


Figure III.13. Vue de l'incubateur dans SolidWorks

III.6.1. Interface de commande

Le panneau de commande est une interface essentielle permettant au personnel médical de surveiller et d'ajuster les paramètres de l'incubateur. Il est généralement placé à l'extérieur de l'incubateur (Figure III.11), à un endroit facilement accessible. Cette interface regroupe un écran d'affichage (LCD ou tactile), des boutons ou des commandes rotatives, ainsi que des voyants LED indiquant l'état de fonctionnement.

Grâce à cette interface, l'utilisateur peut régler la température, l'humidité, activer les alarmes, ou encore contrôler l'éclairage et la ventilation. Un microcontrôleur est souvent utilisé pour traiter les données des capteurs et exécuter les réglages demandés via le panneau de commande

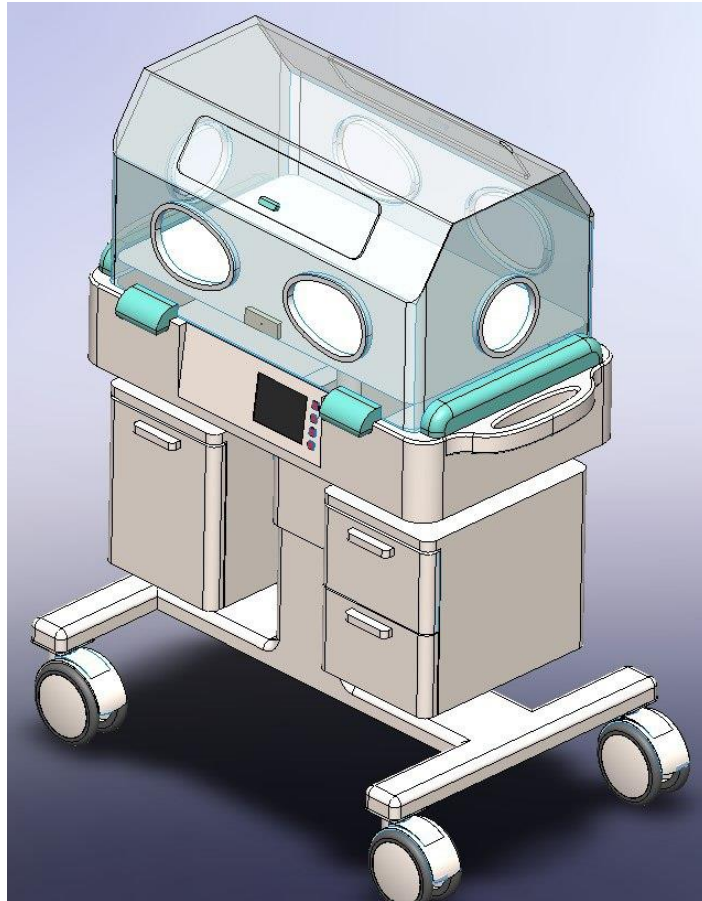


Figure III.14. Panneau de commande

III.6.2. Le couvercle transparent

Le couvercle transparent protège le nouveau-né tout en permettant une observation visuelle sans ouvrir l'incubateur (Figure III.12). Il est fabriqué en matériau résistant comme le polycarbonate, avec des bords arrondis pour la sécurité. Il peut inclure des ouvertures pour faciliter l'accès aux soins sans perturber l'environnement interne.

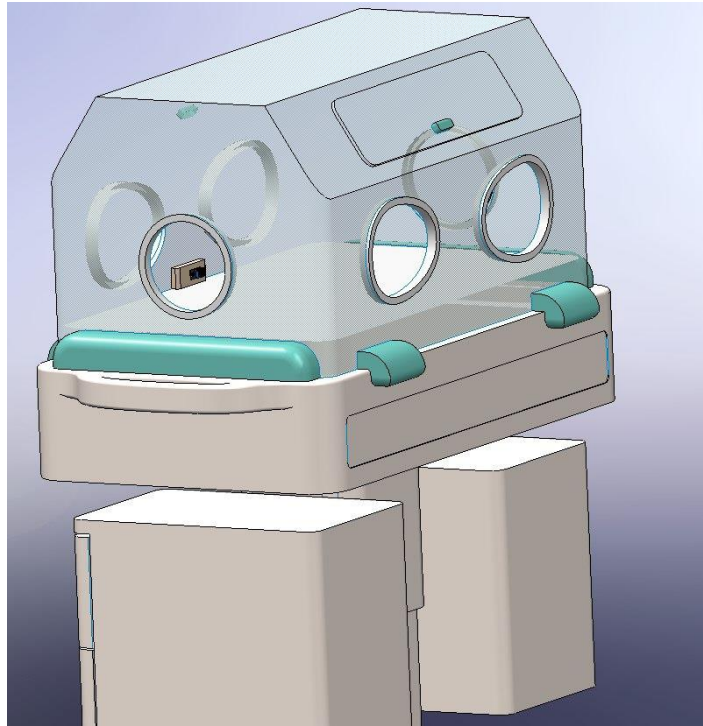


Figure III.15. Vue 3D du couvercle transparent de l'incubateur

III.6.3. Placement des capteurs dans l'incubateur

Pour assurer une surveillance précise des conditions de l'incubateur, des capteurs de température et d'humidité sont placés à des endroits stratégiques tels que sous le couvercle (Figure III.13), près du bébé, et sur les parois internes. Ces capteurs sont connectés à la carte de contrôle.

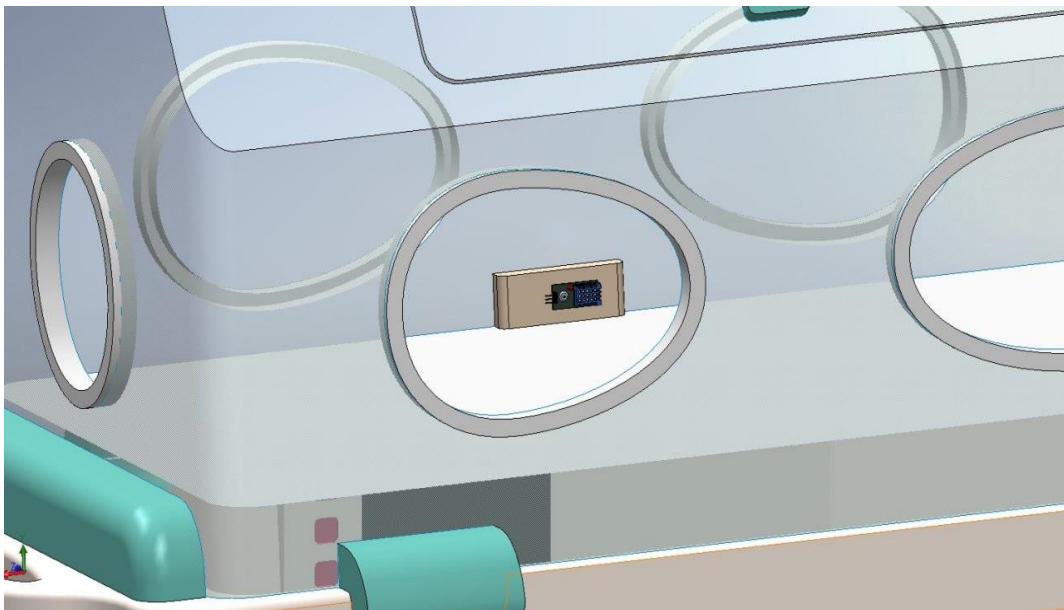


Figure III.16. Placement des capteurs dans l'incubateur

III.7. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons détaillé la partie logicielle de notre travail ainsi que les différents logiciels utilisés. La partie Hardware a été expliquée en profondeur, car elle représente une partie essentielle dans notre projet. De plus, la conception 3-D a été réalisée à l'aide de SolidWorks pour assurer une conception précise et efficace.

Conclusion générale

Dans le cadre de ce travail, nous avons décrit le système d'une couveuse, considérée comme une unité semi-autonome de la taille d'un lit standard, recouverte d'un dôme transparent en plastique. Étant donné que les nouveau-nés prématurés manquent de graisse sous-cutanée, leur capacité à réguler la température corporelle est réduite, ce qui nécessite un environnement stable et sécurisé. À cet effet, la couveuse permet d'assurer des conditions climatiques optimales, grâce à un contrôle manuel ou automatique de la température en fonction des besoins de l'enfant.

La fonction de la couveuse ne se limite pas à la régulation thermique. Elle protège également le nouveau-né contre les agents pathogènes, les allergènes, les niveaux excessifs de bruit ou de lumière, tout en maintenant un taux d'humidité approprié pour préserver l'intégrité de la peau.

Dans le cadre de ce projet, nous avons conçu une couveuse destinée aux nouveau-nés, basée sur le microcontrôleur PIC16F877A. Ce système est chargé de mesurer la température et l'humidité grâce au capteur DHT11, puis d'afficher les données relevées sur un écran LCD 2×16. Le développement logiciel a été réalisé à l'aide de l'environnement MikroC, permettant de programmer les fonctionnalités essentielles à la régulation des paramètres environnementaux. Parallèlement, une modélisation 3D du système a été effectuée via le logiciel SolidWorks. Cette étape a permis de visualiser l'intégration mécanique des composants et d'optimiser leur disposition au sein de l'enceinte de la couveuse, garantissant ainsi une conception ergonomique et fonctionnelle.

Référence bibliographique

- [1] World Health Organization (WHO), & United Nations Children's Fund (UNICEF). (2023, May 9). 15.2 million babies born preterm in the last decade, with nearly 1 million dying from complications. <https://www.who.int/fr/news/item/09-05-2023-152-million-babies-born-preterm-in-the-last-decade>

- [2] World Health Organization (WHO). (2022, November 15). WHO advises immediate skin-to-skin care for survival of small and preterm babies. <https://www.who.int/fr/news/item/15-11-2022-who-advises-immediate-skin-to-skin-care-for-survival-of-small-and-preterm-babies>

- [3] World Health Organization (WHO). (2018, December 13). Nearly 30 million sick and premature newborns in dire need of treatment every year. <https://www.who.int/fr/news/item/13-12-2018-nearly-30-million-sick-and-premature-newborns-in-dire-need-of-treatment-every-year>

- [4] Lacroze V. Prématurité : définitions, épidémiologie, étiopathogénie, organisation des soins. EMC (ElsevierMasson SAS, Paris), Pédiatrie, 4-002-N-10, 2011.

- [5] American College of Obstetricians and Gynecologists. Practice bulletin no. 159: Management of preterm labor. Obstet Gynecol. 2016 Jan. 127 (1):e29-38.

- [6] Furdon, S. A., Clark, D. A., Windle, M. L., Pramanik, A. K., Nimavat, D. J., & Rosenkrantz, T. (2023). Nouveau-nés prématurés. Medscape. <https://emedicine.medscape.com/article/975909-overview>

- [7] Organisation mondiale de la Santé. "Born Too Soon: The Global Action Report on Preterm Birth," 2012.

- [8] Blencowe H, Cousens S, Oestergaard MZ, et al. "National, regional, and worldwide estimates of preterm birth rates in the year 2010." The Lancet, 2012.

- [9] Raju TN, Higgins RD, Stark AR, Leveno KJ. "Optimizing care and outcome for late-preterm (near-term) infants: a summary of the workshop sponsored by the NICHD." Pediatrics, 2006.

- [10] Goldenberg RL, Culhane JF, Iams JD, Romero R. "Epidemiology and causes of preterm birth." The Lancet, 2008.

- [11] Saigal S, Doyle LW. "An overview of mortality and sequelae of preterm birth from infancy to adulthood." The Lancet, 2008.

- [12] Goldenberg RL, Culhane JF, Iams JD, Romero R. "Epidemiology and causes of preterm birth." The Lancet, 2008.

- [13] Liu L, Oza S, Hogan D, et al. "Global, regional, and national causes of child mortality in

2000–13, with projections to inform post-2015 priorities: an updated systematic analysis." *The Lancet*, 2016.

[14] VDeMauro, S. B., et al. (2013). Improving delivery room management for very preterm infants. *Pediatrics*, 132(5), e1018–e1025. <https://doi.org/10.1542/peds.2013-1267>

[15] Manani, M., et al. (2013). Elimination of admission hypothermia in preterm very low-birth-weight infants by standardization of delivery room management. *Perm Journal*, 17(3), 8-13. <https://doi.org/10.7812/TPP/13-035>

[16] Tamura M, Shirato M, et al. (2013). Temperature fluctuation in sleeping premature infants and the effect on autonomic nervous system function. *Early Human Development*.

[17] World Health Organization (WHO). (1997). *Thermal Protection of the Newborn: a practical guide*.

[18] Modi, N. (2004). Management of fluid balance in the very immature neonate. *Archives of Disease in Childhood*, 89, F108-F111. <https://doi.org/10.1136/adc.2003.045071>

[19] Reynolds, P. (2013). Guideline prepared with advice from senior nursing staff. Approuvé avec modifications par le CMG en janvier 2014. Révisé par le Dr. Reynolds en février 2017, aucune modification identifiée. Prochaine révision prévue pour février 2022.

[20] Sinclair, L., & Sinn, J. K. H. (2009). Higher versus lower humidity for the prevention of morbidity and mortality in preterm infants in incubators. *The Cochrane Library*.

[21] Smith, J. (2010). Small baby guideline - Management of infants < 27 weeks gestation. *Newborn Care Guideline from Royal Prince Alfred Hospital*.

[22] Fanaroff, A. A., & Fanaroff, J. M. (2013). *Klaus & Fanaroff's care of the high-risk neonate* (6th ed.). Elsevier Saunders.

[23] Haynes, R. L., Folkerth, R. D., Keefe, R. J., et al. (2003). Nitrosative and oxidative injury to premyelinating oligodendrocytes in periventricular leukomalacia. *Journal of Neuropathology and Experimental Neurology*, 62(5), 441–450.

[24] Collins, M. P., Lorenz, J. M., Jetton, J. R., et al. (2001). Hypocapnia and other ventilation-related risk factors for cerebral palsy in low-birth-weight infants. *Pediatric Research*, 50(6), 712–719.

[25] Tin, W., & Gupta, S. (2007). Optimum oxygen therapy in preterm babies. *Archives of Disease in Childhood - Fetal and Neonatal Edition*, 92(2), F143–F147. <https://doi.org/10.1136/adc.2005.092726>

[26] Priestley, J. (1775). *Experiments and observations on different kinds of air*. J. Johnson.

[27] Inserm. (2023). *La prématurité : état des connaissances scientifiques*. Institut national de

la santé et de la recherche médicale. <https://www.inserm.fr>

- [28] Lattari Balest, A. (2024, janvier). Nouveau-nés prématurés. MSD Manuals. <https://www.msdmanuals.com/fr/accueil/probl%C3%A8mes-de-sant%C3%A9-infantiles/troubles-g%C3%A9n%C3%A9raux-chez-le-nouveau-n%C3%A9/n%C3%A9s-pr%C3%A9matur%C3%A9s>
- [29] Haute Autorité de Santé. (2022). Prise en charge de l'enfant prématuré : Recommandations professionnelles. HAS. <https://www.has-sante.fr>
- [30] World Health Organization. (2023). Preterm birth: Key facts. WHO. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/preterm-birth>
- [31] Société Française d'Ophtalmologie. (2023). La rétinopathie du prématuré : guide de dépistage et de prise en charge. SFO. <https://www.sfo.asso.fr>
- [32] Saigal, S., Burrows, E., Stoskopf, B. L., Rosenbaum, P. L., & Streiner, D. L. (2000). Impact of extreme prematurity on families of adolescent children. *The Journal of Pediatrics*, 137(5), 701–706. <https://doi.org/10.1067/mpd.2000.110135>
- [33] Ronan, L., Vohr, B. R., & Msall, M. E. (2019). Family outcomes after extremely preterm birth: A systematic review. *Pediatrics*, 143(1), e20181002. <https://doi.org/10.1542/peds.2018-1002>
- [34] Moore, T., Hennessy, E. M., Myles, J., Johnson, S. J., Draper, E. S., Costeloe, K. L., & Marlow, N. (2012). Neurological and developmental outcome in extremely preterm children born in England in 1995 and 2006: The EPICure studies. *BMJ*, 345, e7961. <https://doi.org/10.1136/bmj.e7961>
- [35] Witkowski, G.-J. (1887). Histoire des accouchements chez tous les peuples. Paris : Octave Doin.
- [33] Dräger. (Circa 1980). Couveuse Dräger [Appareil médical]. Musée de l'AP-HP, Paris.
- [36] MMS. (1981). Couveuse utilisée pour la première fécondation in vitro en France [Appareil médical]. Musée de l'AP-HP, Paris.
- [37] Belcico. (2010). Biberon à usage unique [Objet médical]. Musée de l'AP-HP, Paris.
- [38] Hôpital Trousseau. (2009). Dispositif de positionnement proclive pour nourrissons prématurés [Appareil médical]. Musée de l'AP-HP, Paris.
- [39] American Academy of Pediatrics. (2016). Guidelines for Perinatal Care (8th ed.). American Academy of Pediatrics and American College of Obstetricians and Gynecologists.
- [40] Kalstein France. (2022). Qu'est-ce qu'un incubateur néonatal ? <https://kalstein.net/fr/quest-ce-quun-incubateur-neonatal/>

- [41] Kalstein France. (2022). Qu'est-ce qu'un incubateur néonatal ?
<https://kalstein.net/fr/quest-ce-quun-incubateur-neonatal/>
- [42] Kenner, C., & Lott, J. W. (2014). Comprehensive neonatal nursing care (5th ed.). Springer Publishing Company.
- [43] MedicalExpo. (2025). Bien choisir un incubateur néonatal.
<https://guide.medicalexpo.com/fr/bien-choisir-un-incubateur-neonatal/>
- [44] Alain et Ursula, Apprendre des pic high performance.
- [45] Iset Nabeul, Cour les microcontrôleurs Y. Rkhissi, Chapitre2.
- [46] Introduction to pic 16F877A, traductrice de l'anglais vers le français
- [47] Bert VanDam, 50 Application du microcontrôleur pic 16F877A
- [48] Bertand cottenceau, les microcontrôleurs de famille MCS-51
- [49] Bigonoff, la programmation de pic par Bigonoff.
- [50] Fluitman J., «Microsystems technology: objectives ».
- [51] Gruckel H, « Surface micromachined physical sensors », Sensors and Materials, 4, 1993, p. 251.
- [52] Robotic [UK] DHT11 Humidity and temperature sensors.
- [53] Dogan Ibrahim. *PIC Microcontroller Projects in C: Basic to Advanced*. Elsevier, 2008
- [54] EmbeTronicX. *Analog-to-Digital Conversion (ADC) with PIC16F877A*
- [55] 8051Projects.net. *PIC Reset and Oscillator*
- [56] EmbeTronicX. *LCD interfacing with PIC16F877A*
- [57] SolidWorks. *SolidWorks User Manual*

Résumé
