

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou

Faculté de Génie Electrique et d'Informatique

Département d'électronique



Mémoire de fin d'études

En vue de l'obtention du diplôme de Master Académique en électronique

Option : électronique biomédicale

Thème

Conception et réalisation d'un spiromètre à base d'un Microcontrôleur

Réalisé par:

Mr : ZAIDI Azdine.

M^{elle} : CHETOUI Fazia.

SOUTENU le 27/9/2017

devant le jury composé de :

President: Mr.LAHDIR Mourad

Examineur: Mr.MOUHIA Yacine

Promoteur : Mr.Pr.LAGHROUCHE Mourade

Promotion 2016/2017

بسم الله الرحمن الرحيم

Remerciements

Nous remercions tout d'abord, الله تعالى (Allah) qui nous a donné la force et le courage à fin de parvenir à élaborer ce modeste travail.

Nous tenons à exprimer notre gratitude et nos remerciements au membre de jury. Veuillez accepter dans ce travail notre sincère respect et notre profonde reconnaissance.

Nous tenons également à remercier infiniment notre promoteur M. LAGHROUCHE Mourad pour nous avoir offert les conditions nécessaires et nous avoir guidés, et aussi sur son dynamisme qui le caractérise et aussi son soutien tout au long de notre projet.

Nous profitons aussi de ce mémoire pour exprimer nos plus vifs remerciements envers tous les professeurs qui nous ont apportés du soutien durant nos études et envers tous nos amis qui ont été toujours près de nous avec leurs encouragements, critiques et conseils.

*Enfin, notre reconnaissance va à ceux qui ont plus particulièrement assuré le soutien affectif de ce travail : **nos familles.***



Dédicaces

Je dédie ce modeste travail

A mes chers parents

Pour leur soutien, leur patience, leur sacrifice

et leur amour, vous méritez tout éloge,

vous qui avez fait de moi ce que je suis maintenant.

J'espère être l'image que vous avez fait de

moi, que Dieu vous garde et vous bénisse.

Je dédie aussi ce travail à mon cher petit frère et mes sœurs,

pour leur affection et leur encouragement qui ont toujours

été pour moi des plus précieux.

Que ce travail soit pour vous le gage de mon profond amour

A tous ceux qui nous ont aidés.

Z. Azdine

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail

A mes chers parents

Pour leur soutien, leur patience, leur sacrifice

et leur amour, vous méritez tout éloge,

vous qui avez fait de moi ce que je suis maintenant.

J'espère être l'image que vous avez fait de

moi, que Dieu vous garde et vous bénisse.

Je dédie aussi ce travail à mon cher frère et mes sœurs,

pour leur affection et leur encouragement qui ont toujours

été pour moi des plus précieux.

Que ce travail soit pour vous le gage de mon profond amour

A tous ceux qui nous ont aidés.

Ch. Fazia

Liste des figures

Liste des figures :

Figure. I.1: Schéma de l'appareil respiratoire.....	2
Figure. I.2 : Figure I.2 : voies intra-pulmonaires	5
Figure. I.3 : Echange gazeux au niveau des alvéoles.....	9
Figure. I.4 : Echange gazeux au niveau des tissus	10
Figure. I.5 : Courbe de dissociation de l'hémoglobine ou saturation artérielle en oxygène en fonction de la pression partielle.	12
Figure. II.1 : Spiromètre type Hutchinson.	14
Figure. II. 2 Les données spirométriques.	14
Figure .II. 3 : Courbe volume temps.....	18
Figure. II.4.Courbe Débit/Volume.....	19
Figure. II.5: Courbe débit-volume normale.....	20
Figure. II.6: Courbe volume-temps normale.....	20
Figure. II. 7 : Courbe débit-volume chez un syndrome obstructif	21
Figure II.8 : Courbe volume-temps chez un syndrome obstructif.....	22
Figure II.9 :Courbe obstruction Variable Extra-Thoracique	23
Figure. II.10 : Courbe Obstruction Variable Intra-Thoracique.....	23
Figure. II.11 : Courbe Obstruction Fixée	24
Figure. II. 12. Courbe débit /volume pour test de réversibilité	25
Figure. II.13. Courbe volume / temps pour test de réversibilité	25

Figure. II.14 : Courbe débit-volume chez un syndrome restrictif	26
Figure .II.15 : Courbe volume-temps chez un syndrome restrictif	26
Figure .II.16 : Courbe débit-volume chez un syndrome mixte	27
Figure. III.1: Schéma synoptique du spiromètre réalisé.....	30
Figure III.2 :Unités de pression.....	31
Figure III.3 : les différentes pressions	33
Figure III. 4 : Figure effet de venturi.....	34
Figure III.5: Capteur de pression MPX 2010DP	36
Figure III.6: Le circuit de capteur MPX2010DP.....	36
Figure III.7 : Courbe de tension par rapport à la pression appliquée au capteur.....	38
Figure III.8 :Vue interne du capteur MPX2010DP.....	39
Figure.III.9: Forme simplifié et bronchement de INA126	40
Figure III. 10 : Capteur Im 35	40
Figure III.11: Circuit et fonctionnement de MCLR	41
Figure. III.12: Quartz ou résonateur céramique	43
Figure. III.13 : Module du convertisseur	45
Figure III.14 : Synoptique des modes d'interruptions	47
Figure III.15 : Schéma d'un afficheur GLCD	48
Figure. III.16: montage de l'afficheur GLCD sur PIC 16F877A	51
Figure III.17 : L'interface du logiciel MikroC	52
Figure IV 1 : schéma bloc.....	57
Figure. IV 2 : Matériels et composant utilisé	58
Figure. IV.3 : L'embout buccal réalisé connecté avec le capteur	58

Figure. IV.4 : photo de programmeur	59
Figure. IV.5 : Schème électrique pour affichage sur Glcd.....	60
Figure. IV.6 : Le circuit électronique sur la table d'essai	60
Figure. IV.7 : circuit imprimé et visualisation 3d de schéma 1	61
Figure. IV.8 : Similitude entre la courbe acquise avec une courbe réelle	61
Figure. IV.9 : interprétation courbe débit –volume de notre spiromètre	62
Figure. IV.10 : Courbe débit volume pour enfants	63
Figure. IV. 11 : Courbe débit volume pour un jeune homme	63
Figure. IV. 12 : Courbe débit-volume pour jeune fille sur Glcd	64
Figure. IV.13: Courbe débit-volume pour un vieux sur Glcd.....	65
Figure IV 14 : Comparaison pour sujet 1.....	66
Figure. IV.15 : Comparaison pour sujet 2.....	66

Liste des tableaux

Liste des tableaux :

Tableau II .1	17
Tableau II .2	17
Tableau III .2:	52

Sommaire

Sommaire

Introduction générale	1
-----------------------------	---

Chapitre I : le système respiratoire

I.1. Introduction	2
I.2. Anatomie de l'appareil respiratoire	2
I.3. Organe et rôle	3
I.3. 1. Les voies respiratoires supérieures.....	3
I.3. 1. 1. Les fosses nasales.....	3
I.3.1. 2. Le pharynx	3
I.3.1.3. Larynx	3
I.3. 2. Les voies respiratoires inférieures.....	4
I.3. 2. 1. La trachée	4
I.3. 3. Les voies intra-pulmonaires.....	4
I.3. 3.1. Les bronches.....	4
I.3. 3.2. Les bronches souches	4
I.3. 3. 3. Les bronches lobaires.....	4
I.3. 3. 4. Les bronches segmentaires	5
I.3. 3. 5. Les bronchioles	5
I.3. 3. 6. Les alvéoles pulmonaires.....	5
I.3. 3. 7. Les capillaires pulmonaires	5
I.4. Les organes de la mécanique ventilatoire	6
I.4.1. La cage thoracique	6
I.4.2. Les muscles respiratoires	6
I.5. Physiologie de l'appareil respiratoire	7
I.5.1. La mécanique ventilatoire.....	7
I.5.2. L'inspiration	7
I.5.2. L'expiration.....	7
I.6. Echanges gazeux	8
I.6.1. Étape alvéolaire	8
I.6.2. Étape tissulaire	9
I.6.3. Mode de transport des gaz	10
I.6.3.1. Mode de transport de l'oxygène	10
I.6.3.2. Mode de transport du gaz carbonique	10
I.6.3.3 Relation avec la pression	11
I.6.3.4. Saturation en O ₂ de l'hémoglobine	11
I.7. Conclusion	12

Chapitre II : Introduction à la spirométrie

II.1. Introduction	13
II.2. Définition de la spirométrie.....	13
II.3. Historique	13
II.3.1. Principe de Spiromètre de Hutchinson.....	13
II.4.1. Les données spirométriques	14
II.4.2. La Capacité Vitale Forcée	17
II.4.3. Description de La courbe volume-temps	18
II.4.4. Description de la Courbe Débit/Volume.....	19
II.5. Interprétation des syndromes respiratoires	20
II.5.1. Spirométrie Normale	20
II.5. 2. Syndrome Obstructif	21
II.5. 2.1. Courbe débit-volume chez un syndrome obstructif	21
II.5. 2.2. Différent types d'obstructions	22
II.5. 2.3. Définition de l'asthme	24
II.5. 2.4. Interprétation du test de réversibilité	24
II.5. 3. Syndrome Restrictif	26
II.5. 4. Syndrome Mixte	27
II.5. 4. Les techniques de l'exploration fonctionnelle respiratoire.....	27
II.5. 4.1. Le fluxmètre à Vane rotative (rota-mètre)	27
II.5. 4. 2. Les ultrasons	27
II.5. 4. 3. Le fluxmètre à pression différentielle	28
II.5. 4.4. La convection thermique	28
II.6. Déroulement pratique	28
II.7. Conditions pouvant menacer la validité.....	29
II.8. Conclusion	29

Chapitre III : Conception et réalisation d'un spiromètre

III.1. Introduction	30
III.2. Schéma synoptique de notre système	30
III.3. Notion de pression et mécanique des fluides.....	31
III-3.1. Définition de la pression.....	31
III.3.2. Différentes pressions	32
III.3.2.1. La pression absolue	32
III.3.2.2. La pression atmosphérique ou pression barométrique	32

III.3.2.3. La pression relative	32
III.3.2.4. Pression différentielle	32
III.3.2.5. Le vide	32
III. 3.4. Application de la loi de Bernoulli en tube de venturi.....	33
III.3.4.1.Équation de Bernoulli.....	33
III.3.4.2. Effet Venturi	34
III.4. Capteur de pression	36
III.4.1. Définition de capteur de pression	36
III.4.2. Présentation du capteur MPX2010DP	36
III.4.2.1. Description de ces broches.....	37
III.4.2. 2.Caractéristique.....	37
III.4.2.3. Compensation de température et d'étalonnage sur puce	38
III.4.2. 4.Fonctionnement du capteur MPX2010DP.....	38
III.5. Circuit de conditionnement	39
III.5. 1. Amplificateur DC	39
III.6. Description du capteur de température lm35	40
III.6.1. Sensibilité du capteur	41
III.7. Carte d'acquisition et circuit à microcontrôleur	41
III.7 .1. Les différentes broches du PIC 16F877A	41
III.7.2. Caractéristiques principales du PIC 16F877A	42
III. 7.3. Architecture interne du PIC16F877A	43
III.7.4. Les éléments de base du PIC 16F877A	43
III.8. Affichage de données	48
III.8.1. Présentation d'un afficheur GLCD	48
III.8.2. Brochage de l'afficheur GLCD	48
III.8.3. Connexion de l'afficheur avec le pic	50
III.9. Description du logiciel mikroc	51
III.9.1. Définition	51
III.9.2. Avantages du MikroC	51
III.10.Les différents Organigrammes	53
III.10.1.Organigramme principal	53
III.10.2.Organigrammes des fonctions.....	55
III.11. Conclusion	56

Chapitre IV : Tests et résultats

IV.1. Introduction	57
IV.2. Partie I	57
IV.2.1. Objectif	57

IV.2.2. Matériels et composants à utilisés	57
IV.2.3. Etape1	58
IV.2.3.1. Réalisation de l'embout buccal :(tube de venturi)	58
IV.2.4. Etape 2	59
IV.2.4.1. Injection du programme Pour affichage sur Glcd	59
IV. 2.4.2.Réalisation du circuit électronique pour afficher sur Glcd	60
IV. 2.4.3Etalonnage de la courbe débit-volume	61
IV.3. Partie II	62
IV.3.1. Présentation des résultats	62
IV.3.1.1. Le premier test	62
IV.3.1.2. Le second test	63
IV.3.1.3. Troisième test	64
IV.3.1.4. Quatrième test	64
IV.3.2. Constats	65
IV.3.2.1. Comparaison 1.....	66
IV.3.2.2. Comparaison 2.....	66
IV.4. Conclusion	66
Conclusion général.....	67

Introduction générale

Introduction générale

À l'intérieur du corps humain, aucun organe ne peut exercer ses fonctions sans être alimenté en oxygène. Notre organisme dépend entièrement de la respiration pour subsister.

L'inspiration et l'expiration, deux mouvements qu'on répète des millions de fois dans notre vie, permettent à l'oxygène de parvenir à nos cellules et au gaz carbonique, d'être éliminé. Dans la vie quotidienne il ya beaucoup de gens qui souffre des maladies respiratoires tel que l'asthme et la BPCO, et les raisons sont divers, soit héréditaire ou acquises à causes des allergies, du tabagisme ou avec d'autre facteur. Et comme le dépistage précoce fait raison de minimiser les dégâts et même de la disparition de ces maladies on a pensé à réaliser un appareil électronique qui est le spiromètre dans le but d'aider le patient à détecter une maladie précoce. Cet appareil sert à mesurer le débit respiratoire en fonction du volume et afficher ces données sous forme d'une courbe sur un afficheur GLCD dont on va extraire le débit de pointe et la capacité vitale forcée.

Afin de mener à bien notre projet, nous avons reparti le contenu de notre travail en quatre chapitres :

- Le premier chapitre consiste en la description de l'anatomie de l'appareil respiratoire. Qui a pour objectif d'étudier l'anatomie et la physiologie du système respiratoire.
- Le deuxième chapitre est dédié à la description des spiromètres ainsi que la description du déroulement de l'examen de spirométrie
- Le troisième chapitre repose sur l'étude des différents composants et leurs caractéristiques et aussi l'environnement de travail.
- Le quatrième et dernier chapitre va illustrer les résultats obtenus.

En fin, on termine par une conclusion générale qui résume l'apport essentiel de notre projet.

CHAPITRE I

I.1. Introduction :

Dans ce chapitre nous allons décrire l'anatomie de l'appareil respiratoire dans le but de savoir les organes qui participent à la respiration et leur rôle pour comprendre le mécanisme de la respiration. Cette description est suivie par l'étude du mécanisme ventilatoire, et les échanges gazeux entre les poumons et le milieu extérieur.

I.2. Anatomie de l'appareil respiratoire :

Le système respiratoire est constitué d'une série de passages destinés à mener l'air extérieur jusqu'aux alvéoles des poumons, où s'effectuent les échanges gazeux. On distingue les voies respiratoires supérieures et les voies respiratoires inférieures.

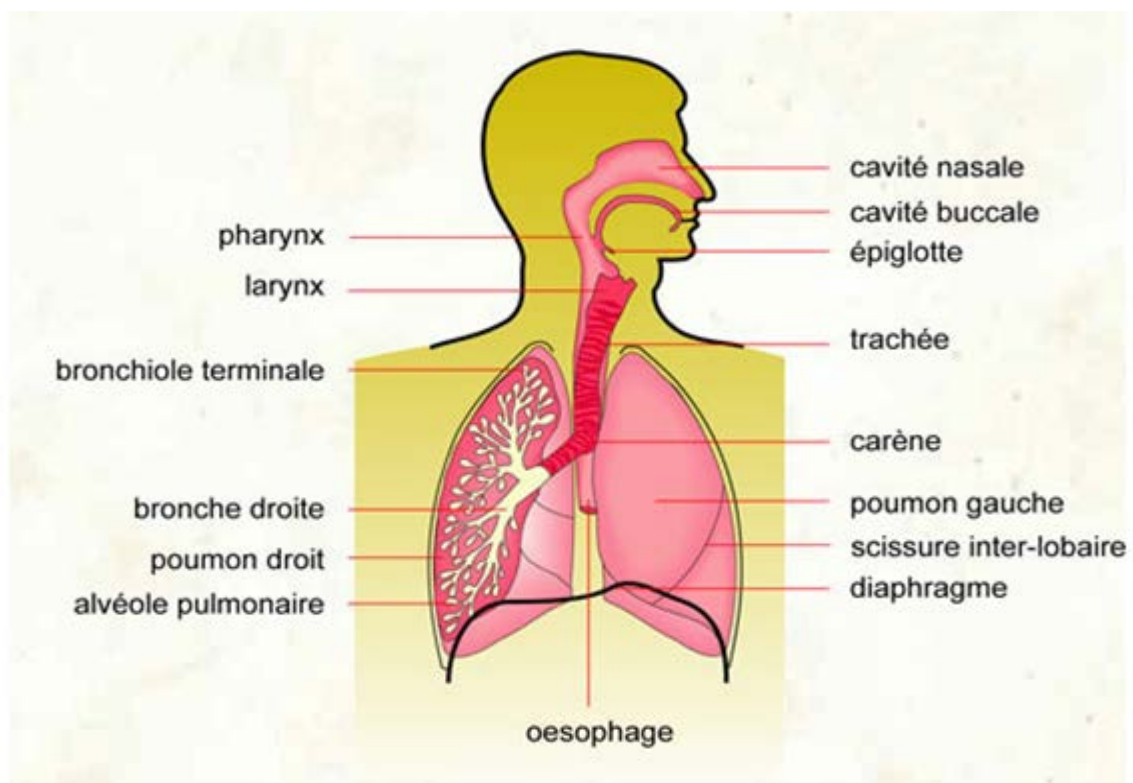


Figure I.1 : Schéma de l'appareil respiratoire [1]

I.3. les organes de l'appareil respiratoire et leurs rôles:[2]**I.3. 1. Les voies respiratoires supérieures :**

Les voies respiratoires supérieures sont extra-thoraciques. Elles sont constituées par :

I.3. 1. 1. Les fosses nasales :

Ce sont deux cavités séparées l'une de l'autre par une cloison. À l'avant, elles forment le nez qui est la seule partie visible du système respiratoire.

Rôle :

- Réchauffement de l'air grâce aux muqueuses, cornées.
- Humidification de l'air grâce aux capillaires et aux glandes séreuses qui sont dans la muqueuse et qui secrètent du mucus.
- Filtration de l'air : débarrasser des impuretés grâce aux poils et au mucus. L'air filtré passe soit dans le mucus (intestin) soit éternuement et la toux.

I.3.1. 2.Le pharynx

C'est un carrefour de 13 cm de long en forme d'entonnoir, qui relie les fosses nasales et la bouche à l'œsophage et au larynx. Il permet le passage de l'air et des aliments. En général, on le connaît sous le nom de gorge.

Rôle :

Il permet le passage de l'air et des aliments. En général, on le connaît sous le nom de gorge. :

I.3.1.3.Larynx

Très court ne mesure pas plus de 5 cm de long. Il se situe au carrefour du pharynx et de la trachée et abrite les cordes vocales.

C'est aussi lui qui aiguille l'air et les aliments vers les conduits appropriés : l'œsophage pour la nourriture et la trachée pour l'air. Il est aussi un organe de phonation grâce aux cordes vocales.

Rôle :

Il aiguille l'air et les aliments vers les conduits appropriés : l'œsophage pour la nourriture et la trachée pour l'air. Il est aussi un organe de phonation grâce aux cordes vocales.

I.3. 2. Les voies respiratoires inférieures

I.3. 2. 1. La trachée

La trachée est un conduit d'environ 2,5 cm de diamètre et de 11 cm de long. Elle part du larynx et se divise en bronches primaires à l'entrée des poumons.

L'intérieur postérieur de la trachée est tapissé d'une couche de fibres musculaires lisse. Ces muscles, en se contractant ou en se décontractant, diminuent ou augmentent la résistance des voies aériennes au passage de l'air. Les fibres musculaires se contractent lorsqu'on tousse pour faciliter l'expulsion du mucus vers les voies respiratoires supérieures.

I.3. 3. Les voies intra-pulmonaires :

I.3. 3.1. Les bronches

Deux bronches principales, desservent le poumon droit et le poumon gauche. Chacune de ces bronches se subdivise en arrivant aux poumons (au niveau du hile) en bronches lobaires puis segmentaires. Par la suite, elles se divisent en bronches de plus en plus petites, jusqu'aux bronchioles.

I.3. 3.2. Les bronches souches

Deux bronches principales une à droite et une à gauche. :

- ✓ Issues de la trachée qui se divise à la CARENE
- ✓ Pénètrent dans les poumons : le HILE

La bronche droite est plus longue, verticale, trois lobes.

La bronche gauche plus courte, plus horizontalisée du fait de la présence du cœur.

I.3. 3. 3. Les bronches lobaires :

A droite : 3 lobes pulmonaires donc 3 bronches lobaires.

A gauche : 2 lobes pulmonaires donc 2 bronches lobaires.

I.3. 3. 4. Les bronches segmentaires :

Extra et Intra lobulaires quand elles sont intra lobulaires se sont les bronchioles.

I.3. 3. 5. Les bronchioles :

Elles n'ont pas de cartilage, sont fines comme des cheveux et se terminent par des minuscules sacs plein d'air : les alvéoles pulmonaires.

I.3. 3. 6. Les alvéoles pulmonaires :

Elles sont au nombre d'environ 200 millions et représenteraient une surface de 100 m² si elles étaient étalées.

- Quand on inspire, les alvéoles se gonflent,
- Quand on expire, elles diminuent de volume en se vidant.

I.3. 3. 7. Les capillaires pulmonaires :

Sont des petits vaisseaux sanguins qui entourent l'alvéole. C'est à travers leurs parois que se font les échanges gazeux.

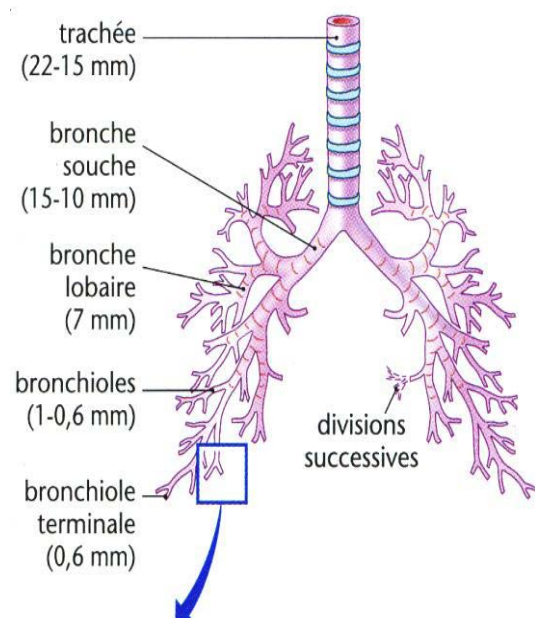
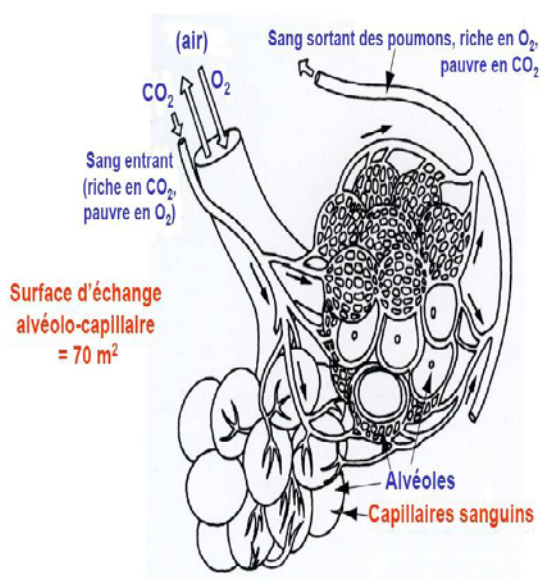


Figure I.2 : Voies intra-pulmonaires[3]

I.4. Les organes de la mécanique ventilatoire

I.4.1. La cage thoracique

Elle se déforme grâce à l'élasticité des cartilages costaux.

I.4.2. Les muscles respiratoires

Les muscles de la respiration sont les muscles qui déplacent les côtes et modifient ainsi le volume de la cage thoracique.

- **Le diaphragme** : se situe en dessous de la cage thoracique et sépare cette dernière de l'abdomen. C'est le muscle le plus important pour la respiration, actif à l'inspiration. L'inspiration se fait grâce à la contraction du muscle diaphragmatique et l'expiration se fait par simple relaxation thoracique.
- **les muscles intercostaux** : (entre les côtes),
- **les muscles abdominaux** : les muscles du cou, les muscles du nez etc....
Leur rôle devient important lors des maladies respiratoires.
- **La plèvre** : est une membrane séreuse enveloppant chaque poumon. Elle est formée de deux feuillets, un viscéral recouvrant le poumon et les scissures appelée plèvre viscérale ou plèvre pulmonaire, elle est mince et transparente.

Rôle :

- ✓ Facilite le glissement des poumons.
- ✓ Membrane composée de deux feuillets et un espace potentiel (cavité pleurale):
 - Feuillelet viscéral (interne) : plèvre thoracique.
 - Feuillelet pariétal (externe) : plèvre médiastinale.

Entre les deux feuillets : la cavité pleurale composée de liquide pleural.

I.5. Physiologie de l'appareil respiratoire

I.5.1. La mécanique ventilatoire

La ventilation est un phénomène périodique qui consiste en une succession de mouvements d'inspiration au cours desquels un volume d'air est inspiré et de phénomènes d'expiration au cours desquels un certain volume d'air est rejeté ou expiré. Ce sont donc des processus qui président à l'entrée et à la sortie d'air des poumons.

Les courants gazeux s'établissent toujours d'une zone de haute pression vers une zone de basse pression. Toute variation de volume entraîne une variation de pression.

Le produit : $P \times V = \text{constante}$.

Le volume d'un gaz est donc inversement proportionnel à la pression qu'il subit.

I.5.2. L'inspiration

L'inspiration est un phénomène actif au cours duquel le volume thoracique augmente. En revanche la pression alvéolaire (ou la pression des poumons) diminue. Cette pression devient alors inférieure à la pression atmosphérique. Ce phénomène va donc permettre l'entrée de l'air (environ 21% d'oxygène, 78% d'azote et une toute petite partie de CO_2) de la bouche vers les alvéoles. On dit que ce phénomène agit selon un gradient de pression (c'est-à-dire par différence entre les pressions à l'intérieur et à l'extérieur du poumon).

L'augmentation du volume pulmonaire se produit par la contraction des muscles inspiratoires. Ces muscles augmentent la dimension de la cage thoracique dans toutes les directions (augmentation du diamètre dans le sens vertical, transversale et dans le sens antéropostérieur).

I.5.2. L'expiration

L'expiration est un phénomène passif qui résulte de la relaxation des muscles inspiratoires et du retour élastique du tissu pulmonaire. Étiré lors de l'inspiration, le poumon revient ensuite à sa position de base.

A l'expiration de repos on observe donc, grâce au relâchement des muscles inspiratoires, une diminution du volume à l'intérieur du poumon et donc une augmentation de la pression alvéolaire. Cela entraîne une diminution du diamètre des poumons et des bronches.

La pression intra alvéolaire va devenir supérieure à la pression atmosphérique. Cela va donc entraîner la sortie de l'air des poumons vers l'extérieur par gradient de pression.

L'expiration forcée est un phénomène actif. Elle met en jeu des muscles de la paroi abdominale notamment le grand droit de l'abdomen et les obliques internes (abdominaux). Lorsque ces muscles se contractent, ils poussent le diaphragme vers le haut alors que les côtes sont poussées vers l'intérieur et vers le bas. Cela va donc augmenter la pression intra-pulmonaire et diminuer le volume.

I.6. Echanges gazeux

Ils se déroulent en deux étapes : une phase alvéolaire et une phase tissulaire, le sang jouant le rôle de transporteur de l'une à l'autre.

Les échanges gazeux se font par diffusion au travers de membranes cellulaires, uniquement sous l'influence de différences de pression ou de concentration de part et d'autre de cette membrane :

Les gaz vont des pressions les plus fortes vers les pressions les plus basses pour rétablir l'équilibre.

I.6.1. Étape alvéolaire

L'oxygène, en plus forte concentration dans les alvéoles, passe dans les capillaires afin d'oxygéner le sang. Dans le même temps le gaz carbonique du sang passe dans les alvéoles pour être évacué lors de l'expiration.

Au niveau alvéolaire, la diffusion du CO₂ est beaucoup plus rapide que celle de l'O₂. Cette phase appelée l'**hématose** est relativement complexe, puisque, si nous prenons l'exemple du passage de l'alvéole vers le sang, pour atteindre le plasma, les molécules traversent successivement :

- l'alvéole (surfactant, liquide et paroi alvéolaire)
- le liquide interstitiel qui remplit l'espace entre l'alvéole et le capillaire
- la membrane et la cellule de la paroi capillaire

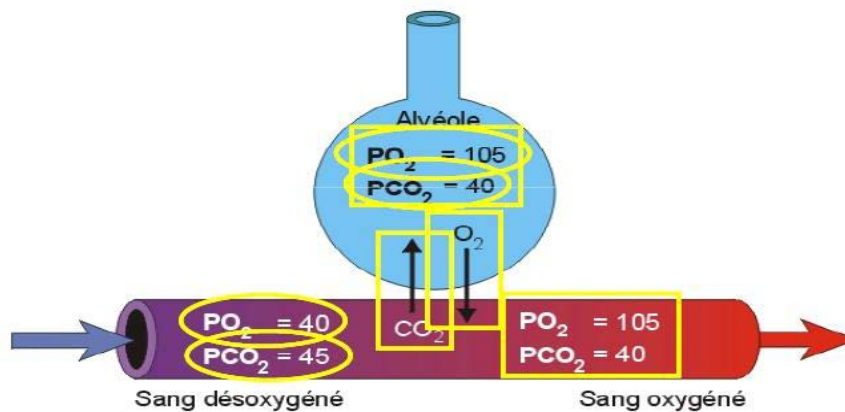


Figure I. 3 : Echange gazeux au niveau des alvéoles. [3]

I.6.2. Étape tissulaire

Au fur et à mesure de son parcours dans notre corps, le sang libère des molécules d' O_2 . Ces molécules se fixent sur les cellules qui en contre parties, rejettent du CO_2 . Encore une fois c'est grâce à la différence de pressions partielles entre le sang et les tissus que peut se faire ce prélèvement de l' O_2 et le rejet du CO_2 .

Une fois l' O_2 est livré à la cellule, l'hémoglobine continue son rôle de transporteur en ramenant vers les poumons le CO_2 sous forme combiné. Pendant la phase de descente et lors du séjour au fond, l'azote passe du sang vers les cellules alors que le phénomène s'inverse à la remontée.

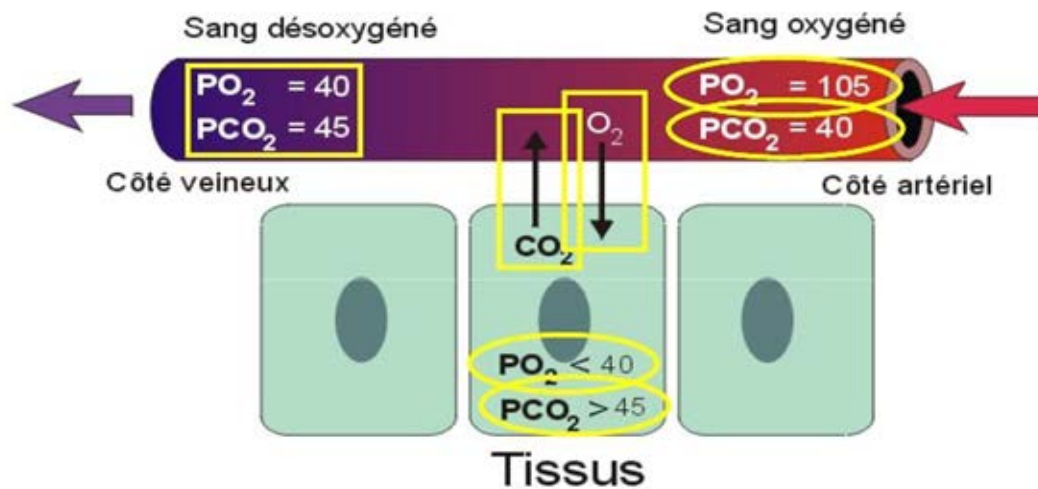


Figure I. 4 : Echange gazeux au niveau des tissus. [3]

I.6.3. Mode de transport des gaz

I.6.3.1. Mode de transport de l'oxygène (processus chimique)

Dès son arrivée en provenance des alvéoles, l'oxygène commence à se dissoudre dans le plasma. Il peut demeurer ainsi ou se combiner à l'hémoglobine pour former l'oxyhémoglobine. En surface 98% de l'oxygène utilise ce mode de transport.

En immersion la pression partielle d'oxygène augmente et l'hémoglobine étant saturée, on trouve une quantité importante d'oxygène dissous.

I.6.3.2. Mode de transport du gaz carbonique

Le CO_2 produit par les cellules est transporté aux poumons pour être expulsé. Il emprunte trois voies différentes :

- 87 % transportés sous formes de bicarbonates par le plasma.
- 8% combiné à l'hémoglobine pour former la carbohémoglobine.
- 5% dissous dans le plasma.

I.6.3.3 Relation avec la pression

Les systèmes ventilatoire, respiratoire et circulatoire associés permettent les échanges gazeux par diffusion (loi de Henry) et par différences de pressions partielles, d'un tissu à un autre (loi de Dalton).

❖ Loi de Henry

La quantité de gaz dissous dans un liquide est proportionnelle à la pression qu'exerce ce gaz au-dessus du liquide.

En cas de baisse de pression, le gaz peut ressortir du liquide et retrouver sa forme initiale.

❖ Loi de Dalton

La pression partielle d'un gaz dans un mélange, c'est la pression qu'aurait ce gaz s'il occupait seul le volume du mélange. Dans un mélange gazeux la somme des pressions partielles des composants de ce mélange est égale à la pression de ce mélange.

$$P_p = P \text{ absolue} \times \% \text{ du gaz}$$

I.6.3.4. Saturation en O₂ de l'hémoglobine

L'oxygène existe sous 2 formes dans le sang.

1. sous forme dissoute : directement proportionnelle à la P_{pO_2} : 0,003 ml d'O₂ dans chaque volume de sang de 100 ml par mm Hg de P_{pO_2} .

Exemple :

Pour une pression de 40 mm Hg. $0.003 \times 40 = 0.12$ ml dissout.

2. sous forme combinée : à l'hémoglobine : oxyhémoglobine ; cette quantité transportée par l'Hb augmente rapidement jusqu'à une P_{pO_2} de 50 mm Hg puis pour une P_{pO_2} plus élevée, la courbe devient beaucoup plus plate. Cette quantité maximale d'O₂ qui peut être combinée avec l'Hémoglobine est appelée : Capacité d'O₂.

Exemple :

Pour 100ml de sang, la capacité d'O₂ est de 20,8 ml d'O₂. La quantité d'O₂ dissout est de 0,3 ml, soit 1,5% de la quantité combiné.

La saturation du sang hématosé qui a une PpO₂ de 100 mm Hg est égale à 97,5 %

L'hémoglobine qui n'a pas fixée de l'O₂ est appelée hémoglobine réduite.

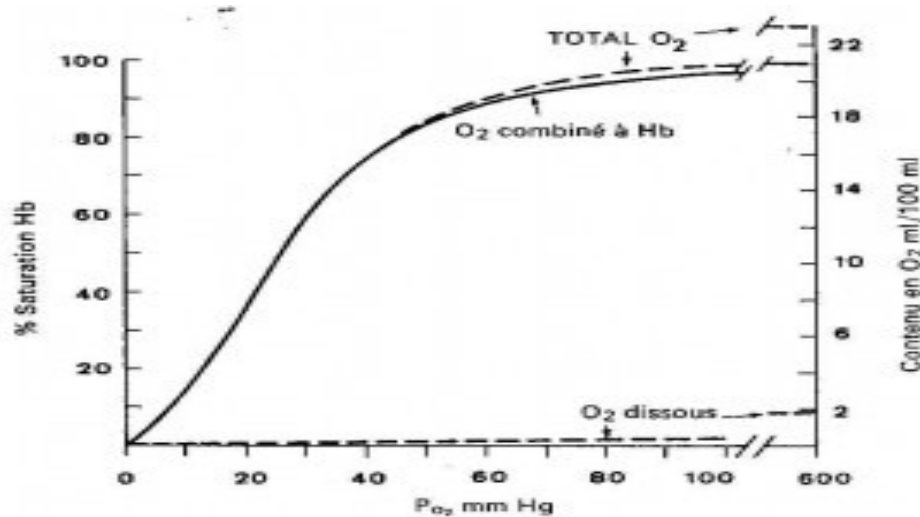


Figure I. 5 : Courbe de dissociation de l'hémoglobine ou saturation artérielle en oxygène en fonction de la pression partielle. [4]

I.7.Conclusion :

À travers ce chapitre nous avons vu le déroulement de la respiration qui est basé sur des phénomènes physiologiques distinctes et sur des lois de la physique donc on peut dire qu'on peut exploiter ces lois pour comprendre le mécanisme de la respiration pour améliorer notre qualité de vie et de dépister les anomalies et trouver des moyens de guérison comme la spirométrie qui est un moyen de diagnostique que nous allons traiter dans le chapitre qui suit.

CHAPITRE II

II.1. Introduction :

La spirométrie est une technique intéressante pour le diagnostic des maladies respiratoires. Repose sur l'acquisition du signal respiratoire qui nous permet d'aboutir à la mesure des volumes et du débit d'air mobilisés par les mouvements respiratoires. Les muscles contribuent à modifier la forme et le volume interne de la cage thoracique lors de leur contraction et à cause de ça il aura une variation de volume. L'enchaînement des mouvements de l'inspiration et de l'expiration forme un cycle qu'on peut observer au repos de 12 à 15 cycles par minute.

II.2. Définition de la spirométrie :

La spirométrie est la méthode la plus courante pour mesurer et enregistrer la quantité (le volume) d'air qui est inspiré et expiré ainsi que le débit. Les résultats apparaissent sous forme d'une courbe, et montrent si les voies respiratoires sont bien perméables ou si leur diamètre est rétréci. Cette méthode permet de diagnostiquer diverses maladies pulmonaires.

II.3. Historique : [5]

Le plus ancien spiromètre est celui de Hutchinson (1846), simple gazomètre dans lequel le sujet expire après avoir inspiré de l'air. On utilise de nos jours les spirographes en circuit fermé. Celui de Bénédic, qui permet également la détermination de la consommation d'oxygène.

II.3.1. Principe de Spiromètre de Hutchinson.

Une cloche métallique, légère, parfaitement équilibrée par des contrepoids, est renversée sur une cuve à eau. A l'expiration c'est l'inverse. Les déplacements de la cloche, et en conséquence les volumes gazeux mobilisés, se glissent sur une échelle graduée.

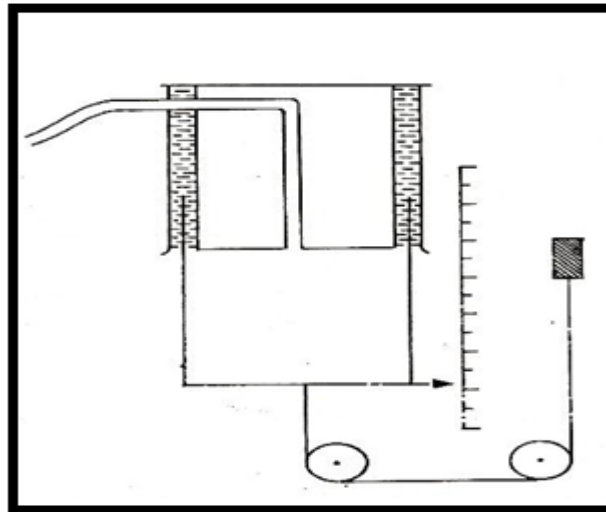


Figure. II .1 : Spiromètre type Hutchinson. [5]

II.4. Les paramètres spirométriques : [6]

Les données spirométriques sont montrées par le schéma suivant, elles consistent en une allure qui représente le niveau inspiratoire minimum et maximum on distingue :

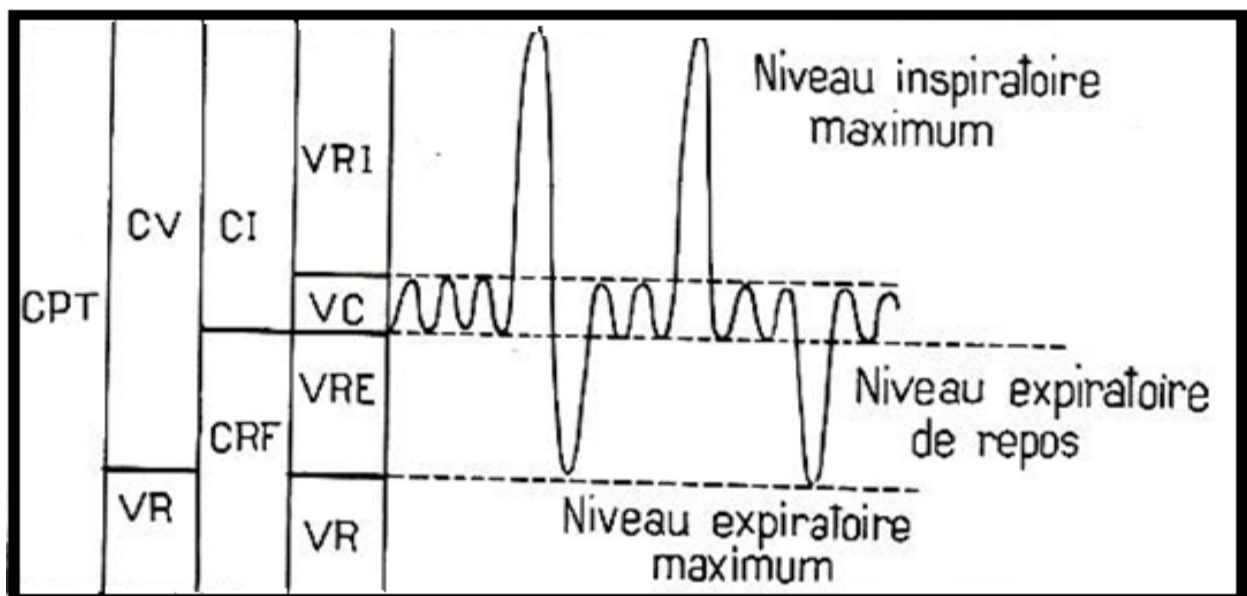


Figure II. 2 Les paramètres spirométriques. [5]

[6] CPT ou capacité pulmonaire totale. C'est la somme de la capacité vitale et du volume résiduel. La discussion à propos du volume résiduel s'applique directement à la capacité pulmonaire totale. Un syndrome restrictif se définit l'abaissement de la CPT.

$$\text{CPT} = \text{CV} + \text{VR} = \text{CI} + \text{CRF}$$

CV ou capacité vitale. Et l'on existe en fait plusieurs dans la signification est très différente. La CVI ou capacité vitale inspiratoire est le volume maximal mobilisable à partir d'une fin d'expiration jusqu'à la fin de l'inspiration profonde maximale suivante. En note un léger bénéfice par l'effet des forces s'appliquant sur les parois bronchiolites qui facilitent la rentrée de l'air. Ce phénomène est moindre chez l'asthmatique. Donc commencer toujours par vider à fond, puis réaliser la CVI suivit d'une capacité vitale forcée, et non l'inverse.

$$\text{CV} = \text{VC} + \text{VRI} + \text{VRE}$$

VR ou volume résiduel non mobilisable, demeure dans le thorax en fin d'expiration forcée. Il est mesuré soit par un test de dilution (Hélium ou Azote), soit par pléthysmographie, et non directement par spirométrie. Chez le sujet jeune, il est dépendant et limité par les élasticités du thorax. Pour le sujet âgé, il est plus lié à l'oblitération des voies aériennes. La connaissance de volume résiduel est indispensable pour la définition directe chiffrée d'un syndrome restrictif.

VRI ou volume de réserve inspiratoire, volume maximum pouvant être inspiré en plus du VC à l'occasion d'une inspiration profonde. Ces valeurs moyennes : chez l'homme, 3,1 l et chez la femme, 2 l

VRE ou volume de réserve expiratoire, Volume maximum pouvant être rejeté en plus du volume courant à l'occasion d'une expiration profonde. Cette valeur moyenne : 1,2 l

VC Volume courant, c'est la quantité d'air mobilisé à chaque cycle respiratoire, pendant une expiration ou une inspiration normale (non forcée).

Chez l'homme normal, les données spirométriques ont en moyenne les valeurs suivantes exprimées en litres :

Volume courant (Vc)	Volume de réserve expiratoire(VRE)	Volume de réserve inspiratoire (VRI)	Volume résiduel (VR)
0.5L	1.2L	2.5 à 3.5L	1.3L

Si l'on groupe entre eux deux ou plusieurs de ces volumes, on définit alors des capacités. La capacité vitale est la plus étudiée. Elle est égale à la somme (VRI+VC+VRE) et exprime le maximum des possibilités ventilatoire de l'individu. On la mesure en faisant faire au sujet une expiration forcée suivie d'une expiration maximum. Le volume de celle-ci est la CV. Chez l'enfant de 3 ans, elle avoisine 400 ml. Elle augmente ensuite de 200 ml par an, pour atteindre 4.8l chez l'adulte.

Il existe des formules qui permettent de la calculer le volume courant, telle celle de Cournand pour

L'Homme

$$CV=27.6-(0.112*\text{âge}) *(\text{taille en cm})$$

La femme

$$CV=21.78-(0.101*\text{âge}) *(\text{taille en cm})$$

Chez les sportifs entraînés, la CV peut dépasser 6 litres. Elle subit d'importantes variations Pathologiques.

II.4.1. Les données spirométriques : [5]

Dans l'emphysème, par exemple, elle est très diminuée parce que VRI et VRE le sont également.

En fait, aux différences individuelles, liées au sexe et à la taille des sujets, s'ajoute encore l'influence de l'âge .la capacité vitale diminue avec le vieillissement. Aussi, préfère-t-on utiliser, comme élément de référence, des tables établies à partir des données recueillies sur un très grand nombre de sujets considérés comme normaux. A titre indicatif, le tableau ci-dessous indique les valeurs habituellement retenues pour la capacité vitale chez l'Homme.

Chez la Femme, ces valeurs sont à réduire d'environ 15%.

Taille en m	Capacité vital en ml		
	20 à 29 ans	45 à 50ans	60 à 65ans
1.6	4200	4050	3810
1.70	5040	4910	4570
1.8	5980	5770	5420

TableauII.1 : les valeurs habituellement retenues pour la CV chez l'Homme [5]

Les valeurs habituellement retenues pour la CV chez la femme se diminue de 15% on aura :

Taille en m	Capacité vital en ml		
	20 à 29 ans	45 à 50ans	60 à 65ans
1.6	3570	3442.5	3238.5
1.70	4284	4173.5	3884.5
1.8	5083	4904.5	4607

Tableau II. 2 : les valeurs habituellement retenues pour la CV chez la femme

II.4.2. La Capacité Vitale Forcée : [7]

Le test de spirométrie le plus important est la CVF (Capacité Vitale Forcée). Les autres tests de spirométrie sont la CV (Capacité Vitale ou Capacité Vitale Lente) et la VMM (Ventilation Maximale par Minute).

Au moment que le patient et l'appareil sont prêts, le patient inspire, profondément afin de remplir ses poumons à fond, et expire après le plus fort et le plus vite possible tout l'air de ses poumons dans le spiromètre.

Selon les normes ATS (**American Thoracique Society**) la durée de l'expiration devrait être au moins 6 secondes, ce qui est très difficile pour un patient sain. C'est la raison pourquoi la plupart des spiromètres acceptent une expiration de 3 secondes.

Ensuite le patient inspire complètement et forcé afin d'obtenir la courbe inspiratoire. Les résultats de la spirométrie sont comparés aux valeurs théoriques ou prédites, qui sont calculés en partant de l'âge, du sexe, de la taille et du groupe ethnique du patient. Un bon spiromètre nous offre deux courbes : la courbe volume-temps et la courbe débit-volume.

II.4.3. Description de la courbe volume-temps :

Pendant la première seconde du manœuvre un patient sain expire environ 80% de sa CVF. On parle du VEMS (Volume Expiratoire Maximal par Seconde), un paramètre très important dans la spirométrie.

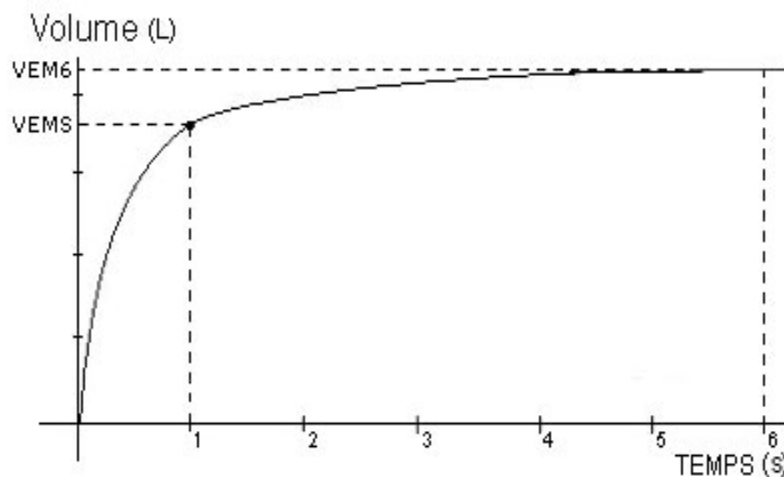


Figure. II. 3 : Courbe volume temps

L'indice de Tiffeneau vous offre le rapport $VEMS/CV$ (Capacité Vitale) en pourcentage. Chez un patient obstructif l'indice de Tiffeneau est en dessous de 70%.

Au moment que le VEMS et la CVF ont diminués et l'indice Tiffeneau est resté stable ou est même augmenté, ceci pourrait être suggestif pour une restriction du volume pulmonaire.

Après 6 secondes le paramètre VEM6 est atteint. Parfois on utilise le VEM6 au lieu de la CVF et le rapport $VEMS/VEM6$ au lieu du Tiffeneau.

II.4.4. Description de la Courbe Débit/Volume :

La courbe débit-volume démarre à zéro, au point d'intersection des axes x et y (débit = 0 et volume = 0). Le débit augmente très vite immédiatement après le départ du test de spirométrie, et doit atteindre son maximum dans les 100 millisecondes. Ce point est nommé le Débit Expiratoire de Pointe (DEP). Le DEP représente l'expiration d'air expirée des grandes voies aériennes.

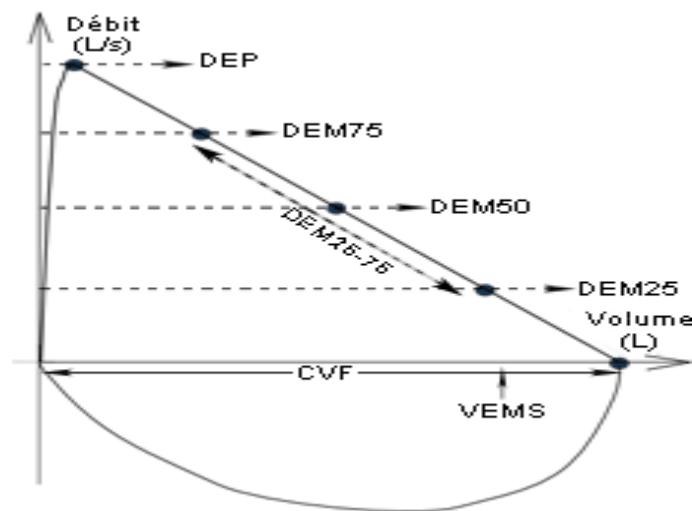


Figure. II. 4 : Courbe Débit/Volume

Après le DEP la courbe est en ligne descendante (le débit baisse) quoiqu'il y a plus de volume expiré. Après 25% de la CVF le point DEM75 (ou FEF25) est atteint :

le débit ou le patient doit encore expirer 75% de la CVF.

A 50% de la CVF, le paramètre DEM50 est atteint et après 75% le DEM25 (ou FEF75).

Le paramètre DEM2575 est le débit expiratoire médian mesuré entre 25% et 75% de la CVF.

Le débit continue à décliner pour finalement atteindre zéro à la fin du test. Le point où la courbe touche l'axe X est la CVF : la totalité du volume pulmonaire mobilisable est expirée (si la manœuvre du test de spirométrie est bien faite !).

La morphologie de la courbe spirométrique est d'une importance énorme. C'est la première indication de la qualité du test: en regardant la morphologie de la courbe une personne entraînée peut immédiatement voir si le test de spirométrie a bien été exécuté par le patient. Une courbe concave est très suggestive pour une obstruction bronchique.

II.5. Interprétation des syndromes respiratoires :

Sur cette page nous traitons uniquement l'interprétation du test le plus important et des pathologies les plus importantes : le syndrome obstructif et le syndrome restrictif.

Nous discutons également la forme typique de la courbe débit-volume en cas d'une obstruction pulmonaire haute.

II.5.1. Spirométrie Normale

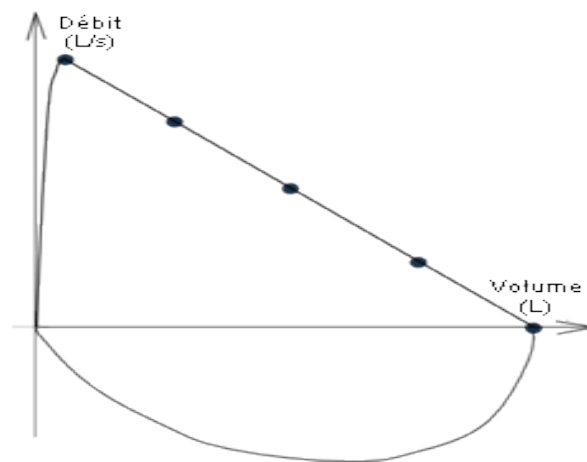


Figure. II .5.Courbe débit-volume normale.

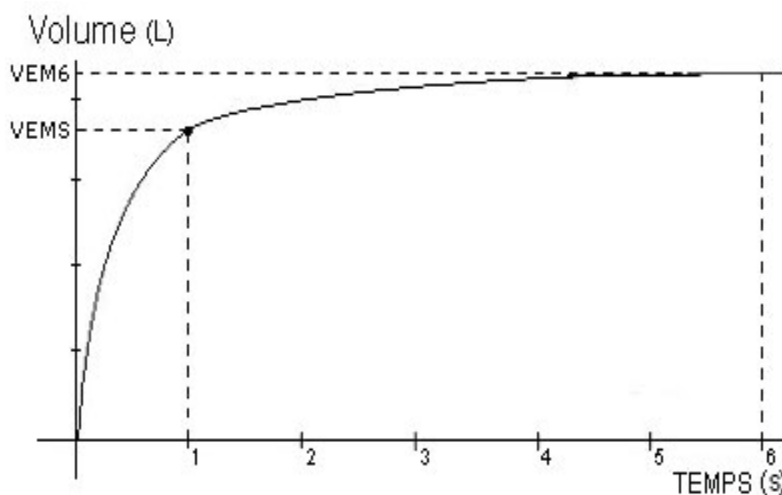


Figure. II. 6 : Courbe volume-temps normale.

II.5.2. Syndrome Obstructif :

Chez les patients avec un syndrome obstructif les petites bronches sont partiellement obstruées à cause d'une condition pathologique. Les pathologies les plus importantes sont l'asthme et la BPCO.

Un patient avec un syndrome obstructif a une courbe concave typique.

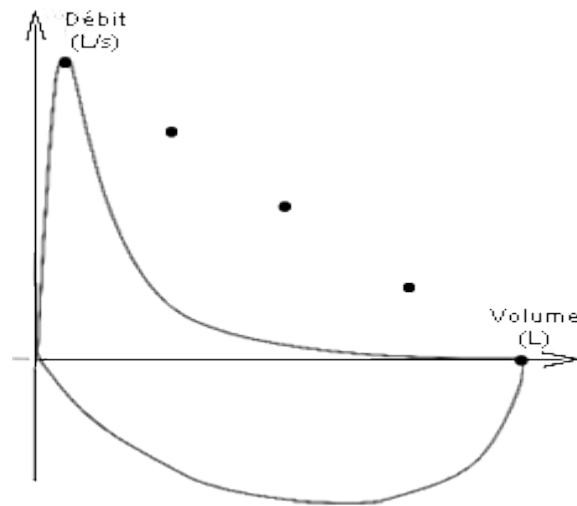


Figure. II. 7 : Courbe débit-volume chez un syndrome obstructif

II.5.2.1. Courbe débit-volume chez un syndrome obstructif :

La courbe est concave, DEM25-75 est trop bas, CVF est normale.

L'air des hautes voies respiratoires peut être expiré sans problèmes, le DEP sera donc normal. Après l'expiration d'air des hautes voies respiratoires, l'air sort des petites voies. Dans le cas d'un syndrome obstructif, ces voies sont partiellement obstruées, l'air sortira donc moins vite et le débit sera donc diminué. Ceci est vérifiable sur la courbe : il y a un déclin rapide après le DEP. Le VEMS et le DEM25-75 sont baissés.

Dans ce cas-ci le patient a souvent une CVF normale. Le temps expiratoire (FET) sera plus élevé : comme le volume reste égale et puisque le débit est plus bas ça prend plus de temps pour que le patient vide ses poumons.

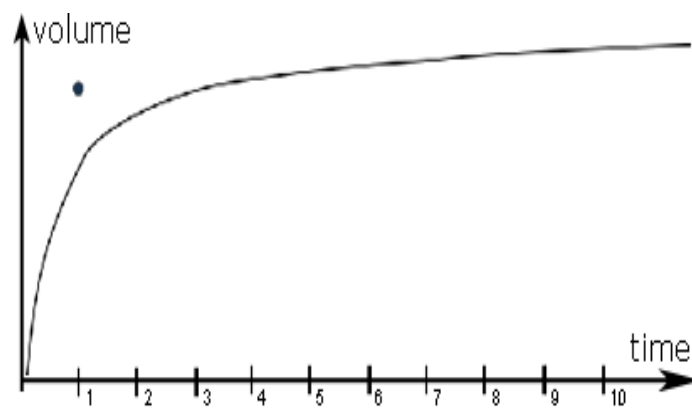


Figure II. 8 : Courbe volume-temps chez un syndrome obstructif.

VEMS trop bas, FET plus élevé. Un indice de Tiffeneau ($\text{VEMS}/\text{CVF} \times 100$) de moins de 70% est le signe d'un syndrome obstructif.

II.5.2.2. Différents types d'obstructions :

❖ Obstruction Pulmonaire Haute

La courbe débit-volume a une forme aplatie typique en cas d'une obstruction pulmonaire haute. Ces types d'obstructions sont beaucoup moins fréquents que les troubles ventilatoires obstructifs et restrictifs.

❖ Obstruction Variable Extra-Thoracique

La courbe expiratoire est normale : l'obstruction extra thoracique est repoussée par la force de l'expiration.

La courbe inspiratoire est aplatie parce que l'obstruction est aspirée dans la trachée pendant l'inspiration, ce qui donne un débit diminué.

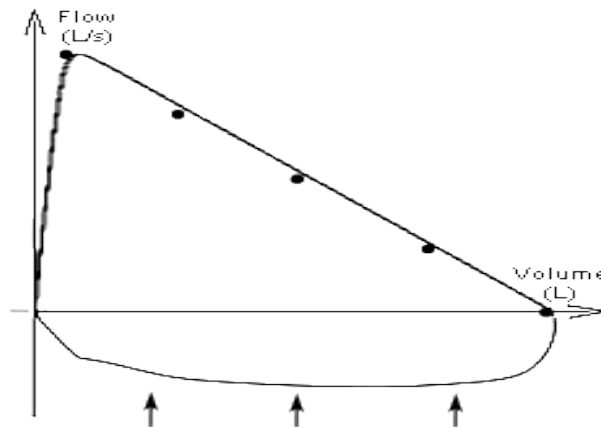


Figure II. 9: courbe obstruction Variable Extra-Thoracique

❖ Obstruction Variable Intra-Thoracique :

La courbe est complètement le contraire de celle dans l'obstruction variable extra-thoracique.

La courbe inspiratoire est normale parce que l'inspiration ouvre la trachée intra-thoracique pendant l'inspiration.

La courbe expiratoire est aplatie, comme la force de l'expiration pousse l'obstruction intra-thoracique sur la trachée.

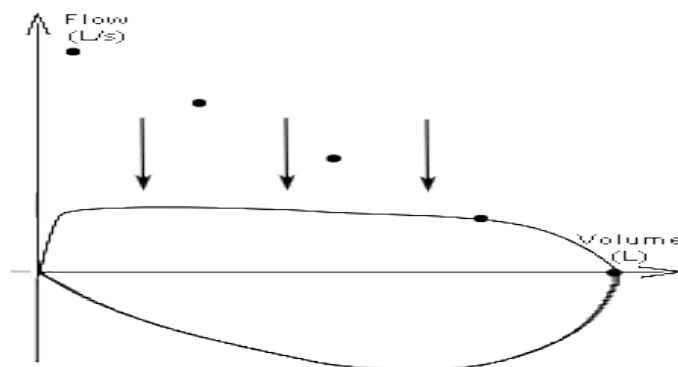


Figure. II.10 : Courbe Obstruction Variable Intra-Thoracique.

❖ Obstruction Fixée :

Les courbes inspiratoires et expiratoires sont aplaties.

On trouve cette forme de courbe dans des sténoses trachéales (p.e. après intubation) et dans certaines tumeurs (PE. Tumeur trachéale circulaire).

Forme aplatie chez une obstruction fixée (intra- ou extra-thoracique)

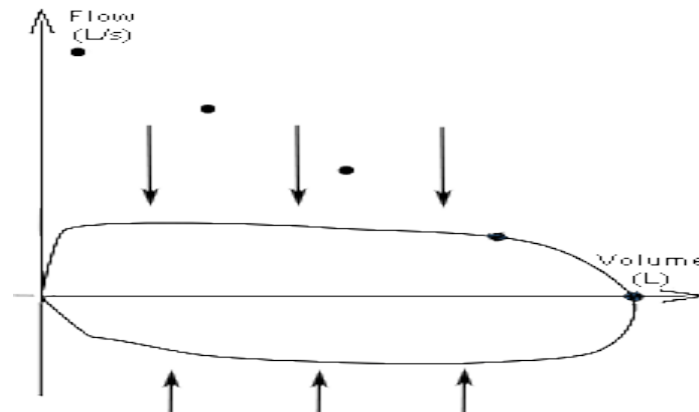


Figure. II.11. courbe Obstruction Fixée.

II.5.2.3. Définition de l'asthme :

L'asthme est une maladie pulmonaire qui se caractérise par une réduction du calibre bronchique. Cette obstruction est réversible, spontanément ou sous traitement (Ventoline). Deux mécanismes principaux expliquent l'asthme :

- Une inflammation des bronches
 - Une broncho constriction due à une hyper-réactivité bronchique
- Le sujet asthmatique est le plus souvent un sujet à terrain allergique. Il est de toute façon fondamental pour l'asthmatique de déterminer la cause de son asthme. Les facteurs aggravants de l'asthme sont le tabagisme, l'effort physique, le stress...

II.5.2.4. Interprétation du test de réversibilité :

Pour établir le test de réversibilité, vous suivez le protocole suivant :

- 1-test de spirométrie (avec au moins deux courbes reproductibles)
- 2-prise de broncho-dilatateur par inhalation
- 3-15 minutes de pause
- 4-Un second test de spirométrie (avec au moins deux courbes reproductibles)
- 5-Vous avez donc deux séries de courbes après le test de réversibilité : prémédication et post médication.

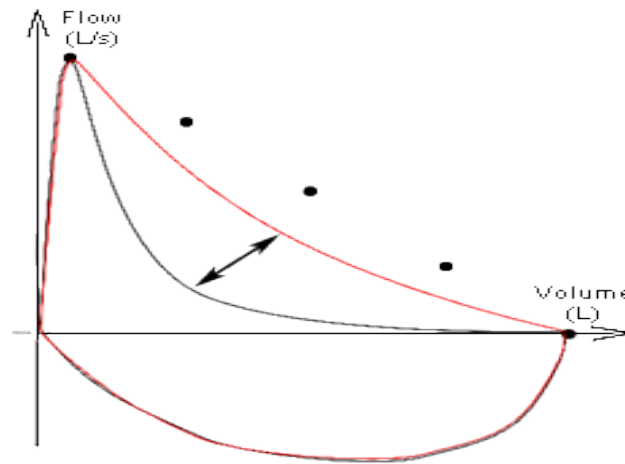


Figure. II. 12. Courbe débit /volume pour test de réversibilité.

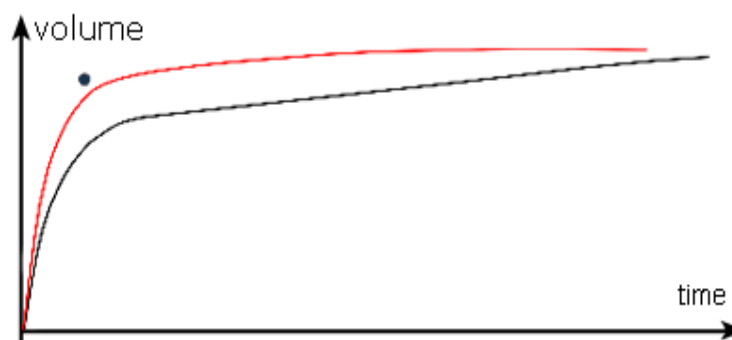


Figure. II. 13. Courbe volume / temps pour test de réversibilité.

Le VEMS augmenter d'au moins 12% après la prise d'un broncho-dilatateur en cas d'asthme

Si le patient est asthmatique, vous verrez après la prise du médicament une amélioration significative. Une augmentation d'au moins 12% et 200ml est égale au diagnostic d'asthme.

Si l'augmentation est inférieure à 12%, la cause de l'obstruction n'est probablement pas l'asthme et d'autres tests sont à exécuter afin de pouvoir faire un diagnostic exact.

II.5.3. Syndrome Restrictif :

Dans le syndrome restrictif le volume pulmonaire est trop bas.

Bien qu'un diagnostic exact du volume pulmonaire est impossible avec une spirométrie (le volume résiduel ne peut être mesuré avec un spiromètre) les résultats d'une spirométrie peuvent quand même suggérer un syndrome restrictif.

Comme les voies respiratoires sont normales, la courbe débit-volume a une forme normale.

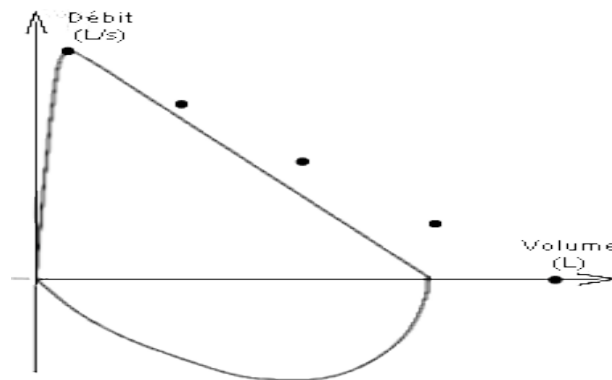


Figure. II. 14 : Courbe débit-volume chez un syndrome restrictif.

Forme normale, CVF trop basse, le volume est trop bas. Le DEP peut être normal mais également diminué.

Le VEMS est également diminué, l'indice de Tiffeneau par contre est normal ou même élevé.

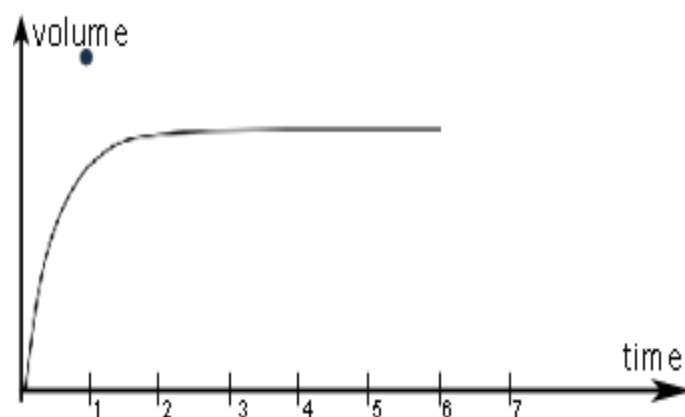


Figure. II. 15 : Courbe volume-temps chez un syndrome restrictif.

VEMS diminué, FET normal

II.5.4. Syndrome Mixte :

Souvent des patients montrent des signes d'un syndrome restrictif et d'un syndrome obstructif. La courbe débit-volume montre les caractéristiques des deux syndromes.

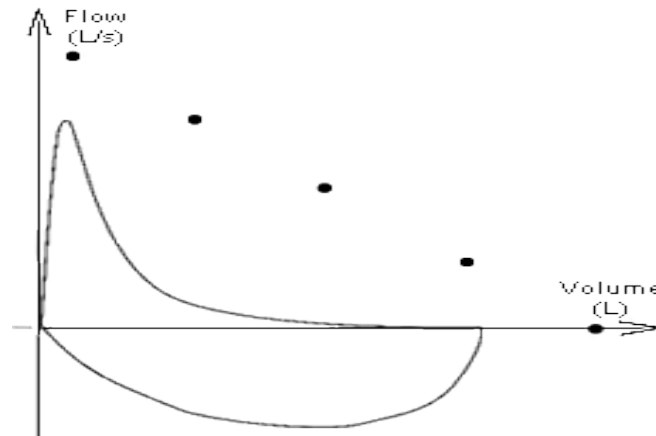


Figure. II. 16 : courbe débit-volume chez un syndrome mixte.

CVF, VEMS et DEM25-75 trop bas

II.5.4. Les techniques de l'exploration fonctionnelle respiratoire :

Il existe différentes techniques permettant la mesure du débit respiratoire. Les systèmes utilisés couramment se propagent en quatre catégories qui sont :

II.5.4.1. Le fluxmètre à Vane rotative (rota-mètre) :

Le principe de conversion du débit d'air en tension est d'utiliser un rotor qui réagit au flux d'air et le nombre de rotation proportionnel au débit d'air.

Les révolutions du rotor sont détectées par un moyen optique (photodiode par exemple).

II.5.4. 2. Les ultrasons :

Dans ce type de fluxmètre on dispose d'un tube respiratoire qui comporte deux capteurs ultrasonores (un pour l'émission et l'autre pour la réception).

La détection de l'émission et la réception des ondes ultrasonores permettant l'arrivée à la mesure du débit respiratoire.

II.5.4. 3. Le fluxmètre à pression différentielle : [8]

Une différence de pression entre deux points entraîne l'existence d'un flux d'air.

Le fluxmètre à pression différentielle exploite directement la mesure du débit d'air à travers des capteurs de pression pour l'intégrer à travers un intégrateur pour mesurer le volume pulmonaire.

Dans notre travail on s'intéresse à l'étude de l'exploration fonctionnelle respiratoire par une Pression différentielle pour aboutir à la mesure du débit respiratoire qui est un paramètre clé dans la fonction pulmonaire.

II.5.4.4. La convection thermique :

Le principe de ce système consiste à utiliser des éléments senseurs (résistifs) : fil métallique, film métallique ou thermistance dont leurs résistances varient en fonction de la température.

Le malade souffle dans un embout (tube) respiratoire où se trouve le capteur thermique, sachant que ce dernier doit être préchauffé à une température supérieure à celle du corps humain ($>37^{\circ}\text{C}$). La variation de la température est proportionnelle au débit respiratoire.

II.6. Déroulement pratique :

Pour un bon déroulement de l'examen de la spirométrie il faut répondre aux exigences suivantes :

- ✓ Position assise (sauf obèses éventuellement)
- ✓ Mettre en place le pince-nez
- ✓ Phase 1 : le patient inspire le plus profondément possible, puis prend l'embout dans la bouche (lèvres étanches, sans obstacle par les dents ou la langue)
- ✓ Phase 2 : encourager le patient à expirer violemment dans la pièce buccale
- ✓ Phase 3 : encourager le patient à expirer aussi longtemps que possible jusqu'à sortir la dernière parcelle d'air contenue dans les poumons !
- ✓ Phase 4 : inspirer ensuite profondément, l'embout toujours en bouche

Remarque :

Montrer concrètement soi-même les manœuvres au patient !

Noter le traitement pneumologique secours. Noter les traitements pneumologiques en cours.

Si l'on désire mesurer la capacité vitale lente, il est préférable de la réaliser avant les manœuvres forcées, pour éviter la fatigue du patient.

II.7. Conditions pouvant menacer la validité :

- Douleur thoracique ou abdominale
- Douleur buccale ou faciale exacerbée par la mise en bouche de l'embout buccal
- Incontinence urinaire d'effort
- Confusion mentale ou démence
- Repas lourd 2h avant les manœuvres
- Dentier mal fixé
- Position assise chez obèse (position à documenter et à maintenir par la suite)

II.8. Conclusion :

La spirométrie est un examen primordial dans le diagnostic des maladies respiratoire. La mesure précise nous indique toutes les anomalies. Un système de mesure portable devient nécessaire pour répondre aux besoins des individus car les maladies respiratoires sont l'un des principales causes de la mort subite.

CHAPITRE III

III.1. Introduction :

Dans ce chapitre nous allons décrire la conception matériel et logicielle du spiromètre à réaliser. Le but essentiel est d'arriver à réaliser un spiromètre portable permettant de mesurer à tous instant l'activité respiratoire.

III.2. Schéma synoptique de notre système :

Le but de ce travail est de réaliser un système non intrusif permettant de mesurer le débit et le volume respiratoire afin d'étudier et de classifier les maladies liées à l'activité respiratoire. A cet effet nous allons conçu un système capable d'acquérir la force du souffle respiratoire grâce à un capteur de pression différentiel qui sera conditionné grâce à un amplificateur d'instrumentation. Le signal à la sortie du conditionneur sera traité par une carte à microcontrôleur et le résultat sera affiché in situ sur un écran graphique et envoyé dans un microordinateur. En plus le système permettra la mesure de la température qui est un paramètre décrivant les conditions de mesure. Le schéma synoptique de notre système est donné dans la figure .Le premier maillon de cette chaine de mesure est le capteur de pression, avant de le décrire nous allons passer en revue quelques notions de la mécanique des fluides.

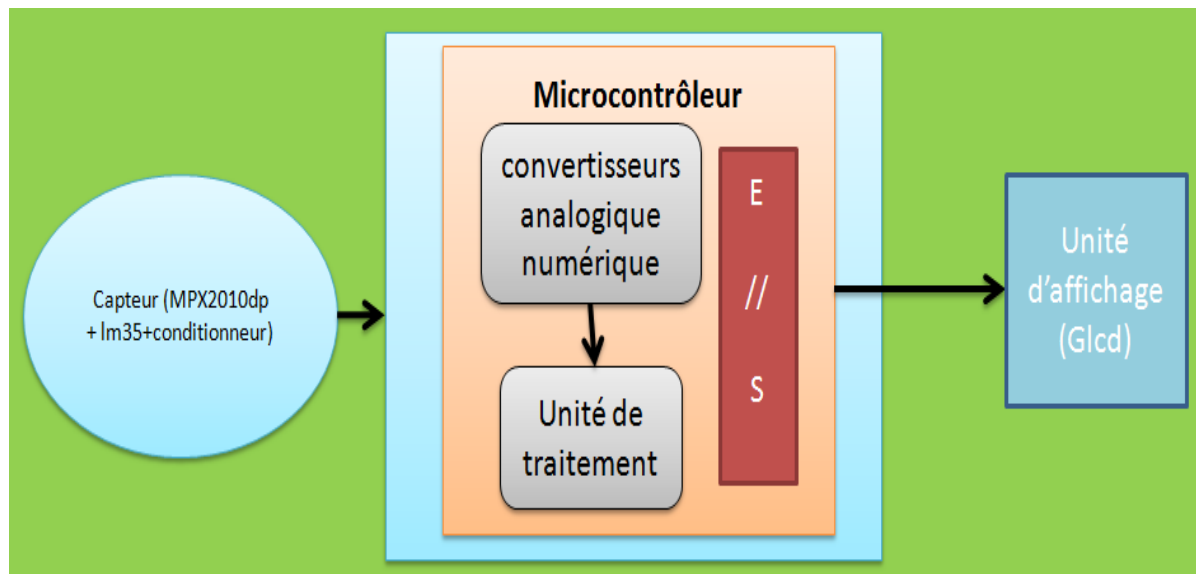


Figure. III.1: Schéma synoptique du spiromètre réalisé.

III.3. Notion de pression et mécanique des fluides :

Le capteur utilisé pour la mesure spirométrique est un capteur de pression différentiel repose sur le principe de l'effet de venturi, à cet effet nous allons décrire le principe général de cet effet et quelques notions et définitions de la pression.

III-3.1. Définition de la pression : [9]

C'est la force par unité de surface qu'exerce le fluide sur les parois du récipient. Cette force est perpendiculaire aux parois, en tout point de celles-ci elle se définit comme suit :

$$P = \frac{F}{S}$$

P=pression en N/m^2 (1pa=1N/m²).

F=force en newton.

S=surface en m².

0	100 000	pascal
0	1	bar
0	10,194	m d'eau
0	751,9	mm de Hg (Torr)
0	14,5	psi
0	1 000 000	barye
0	1,02	kgf/cm ²

Figure. III.2: Unités de pression.

III.3.2. Différentes pressions :**III.3.2.1. La pression absolue :**

C'est la pression réelle, dont on tient compte dans les calculs sur les gaz.

III.3.2.2. La pression atmosphérique ou pression barométrique :

La pression atmosphérique moyenne au niveau de la mer, à 15°C, est d'environ 1013 mbar. Elle peut varier, de ± 25 mbar, avec la pluie ou le beau temps. Elle est fonction de l'altitude (hydrostatique).

III.3.2.3. La pression relative :

C'est la différence de pression par rapport à la pression atmosphérique. Elle est le plus souvent utilisée, car la plupart des capteurs, sont soumis à la pression atmosphérique. Pour mesurer une pression absolue, il faut faire un vide poussé dans une chambre dite de référence.

III.3.2.4. Pression différentielle :

C'est une différence entre deux pressions, dont l'une sert de référence. Une pression différentielle peut prendre une valeur négative.

III.3.2.5. Le vide :

Il correspond théoriquement à une pression absolue nulle. Il ne peut être atteint, ni dépassé. Quand on s'en approche, on parle alors de vide poussé.

Pression de service ou pression dans la conduite : C'est la force par unité de surface exercée sur une surface par un fluide s'écoulant parallèlement à la paroi d'une conduite.

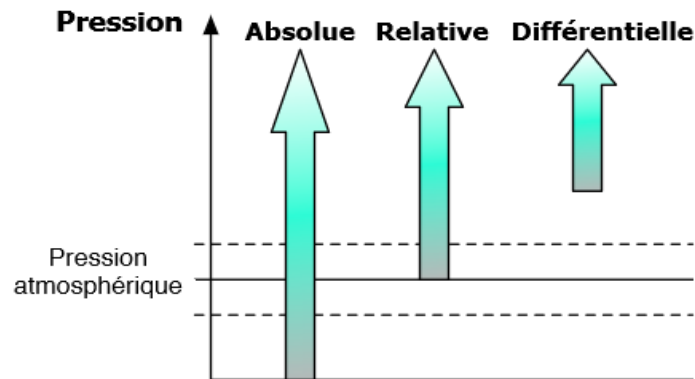


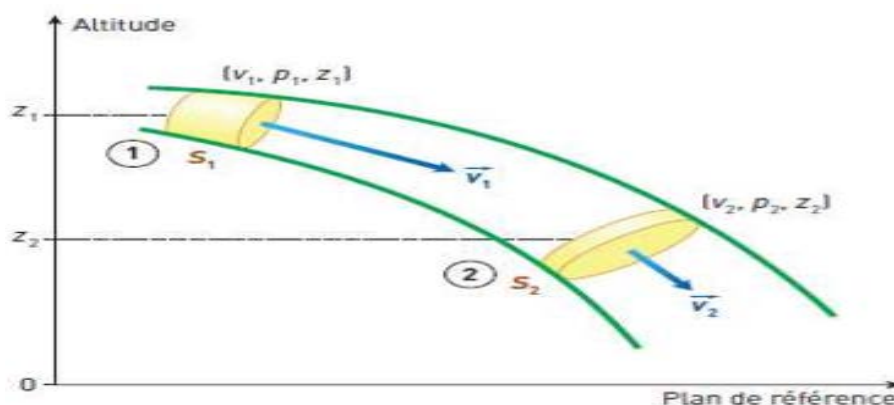
Figure .III.3: les différentes pressions.

III. 3.4. Application de la loi de Bernoulli en tube de venturi : [10]

III.3.4.1. Équation de Bernoulli :

L'état d'un fluide parfait de masse volumique ρ est donné par :

- sa vitesse v .
- sa pression p .
- son altitude z par rapport à une altitude de référence.



Pour un fluide parfait en écoulement permanent, il y a conservation de l'énergie entre la section d'entrée **S1** et la section de sortie **S2**, ce qui se traduit par l'équation de Bernoulli :

$$P_1 + \rho g z_1 + \rho \frac{V_1^2}{2} = P_2 + \rho g z_2 + \rho \frac{V_2^2}{2}$$

P : pression en Pa.

ρ : masse volumique en kg/m^3 .

V : vitesse d'écoulement en m/s.

Z : hauteur en m.

g : intensité de la pesanteur en m/s^2 .

III.3.4.2. Effet Venturi :

Application de l'équation de Bernoulli : Dans le cas d'une conduite horizontale,

$z_1 = z_2$:

- Comme $S_2 < S_1$, $v_2 > v_1$ par conséquent $p_2 < p_1$.
- La pression d'un fluide en mouvement diminue lorsque sa vitesse d'écoulement augmente.

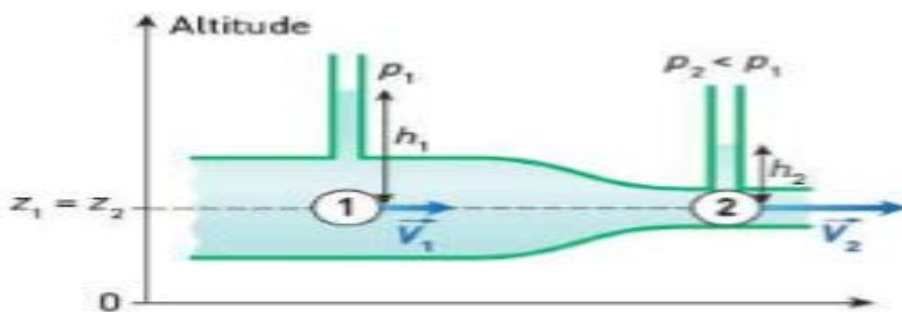


Figure III. 4 : Figure effet de venturi.

➤ Calcule de la vitesse et le débit d'air :

On va faire ces calculs dans le but de les introduire dans la partie de programmation de notre réalisation pour trouver le débit d'air expiré

❖ Calcule de la vitesse V_1 :

On calcule la vitesse du fluide dans la section S_1 en fonction des sections S_1 et S_2 et de la différence des pressions P_1 au niveau de S_1 et de P_2 au niveau de S_2 . Soit P_1 et P_2 les pressions dans les sections S_1 et S_2 . On applique la relation de Bernoulli :

$$P_1 + \rho g z_1 + \rho \frac{V_1^2}{2} = P_2 + \rho g z_2 + \rho \frac{V_2^2}{2}$$

z_1 et z_2 sont les côtes respectives de la ligne de courant choisie et passant par les sections S_1 et S_2 .

Appelons P_1^* et P_2^* les termes $P + \rho g z$. Avec la conservation du débit en volume ($V_1 S_1 = V_2 S_2$), on obtient :

$$V_1 = \sqrt{2 * \frac{(P_1^* - P_2^*)}{\rho \left(\frac{S_1}{S_2} - 1 \right)}}$$

❖ Calcul du débit :

Le débit de la conduite est donné par la formule suivante :

$$Q_v = \text{Débit} = V_1 * S_1 = \sqrt{2 * \frac{(P_1^* - P_2^*)}{\rho \left(\frac{S_1}{S_2} - 1 \right)}} * S_1 = \frac{m^3}{s} = \frac{1000L}{s}$$

Avec:

Q_v : débit volumique en [m³/s]

v_1 : vitesse du fluide en [m/s]

S_1 : section de passage en [m²]

Cette formule « $Q_v = v \times S$ » est très importante car elle nous permettra de déterminer le débit dans un conduit de section connue, si l'on arrive à y mesurer la vitesse de circulation du fluide en mouvement.

Particulièrement dans le cas des gaines de distribution d'air, la vitesse de l'air en mouvement se mesurera grâce à un anémomètre.

III.4. Capteur de pression :

III.4.1. Définition du capteur de pression :

C'est un capteur différentiel qui relève la pression du milieu où il se trouve et transforme ces informations en tension, l'unité de pression fournie par la sonde peut être exprimée en différentes unités, telle que bar, pascal, etc.

Une pression absolue utilise le vide comme point de départ de l'échelle. Il est impossible d'avoir une pression négative puisque le vide est la plus basse pression possible.

Dans ce projet on va utiliser ce capteur pour acquérir le signal respiratoire sous forme de courbe qui indique le volume de l'air injecté à l'entrée de ce capteur.

III.4.2. Présentation du capteur MPX2010DP: [11]

Nous allons utiliser un capteur de la série MPX du constructeur Motorola. Cette dernière fabrique des capteurs de pression différentielle (mesure de la différence de deux pressions entre deux entrées), ou absolue (mesure par rapport à la pression atmosphérique) dans différentes gammes.

Le capteur de pression MPX2010DP mesure la différence de pression entre deux entrées, de 0 à 10 kPa et les sorties entre 0 et 25 mV sur ses deux broches de sortie.



Figure III. 5 : capteur de pression MPX 2010DP

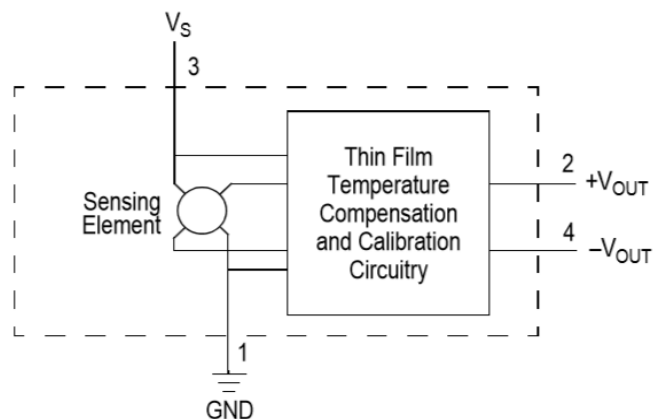


Figure III. 6 : le circuit de capteur MPX2010DP.

III.4.2.1. Description de ces broches :

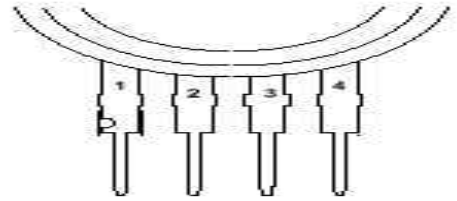
Le repérage du capteur se fait grâce à une petite encoche sur la patte.

1 Masse.

3 Alimentation positive.

2 Potentiel + de la sortie.

4 Potentiels - de la sortie.

**III.4.2.2. Caractéristiques [11]**

Le tableau ci-dessous montre les caractéristiques du capteur qu'on a utilisé

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Units
Pressure Range ⁽¹⁾	P_{OP}	0	—	10	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V_S	—	10	16	V_{DC}
Supply Current	I_O	—	6.0	—	mAdc
Full Scale Span ⁽³⁾	V_{FSS}	24	25	26	mV
Offset ⁽⁴⁾	V_{OFF}	-1.0	—	1.0	mV
Sensitivity	$\Delta V/\Delta P$	—	2.5	—	mV/kPa
Linearity	—	-1.0	—	1.0	% V_{FSS}
Pressure Hysteresis (0 to 10 kPa)	—	—	± 0.1	—	% V_{FSS}
Temperature Hysteresis (-40°C to +125°C)	—	—	± 0.5	—	% V_{FSS}
Temperature Coefficient on Full Scale Span	TCV_{FSS}	-1.0	—	1.0	% V_{FSS}
Temperature Coefficient on Offset	TCV_{OFF}	-1.0	—	1.0	mV
Input Impedance	Z_{IN}	1300	—	2550	Ω
Output Impedance	Z_{OUT}	1400	—	3000	Ω
Response Time ⁽⁵⁾ (10% to 90%)	t_R	—	1.0	—	ms
Warm-Up Time	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁶⁾	—	—	± 0.5	—	% V_{FSS}

Tableau.III.1 : caractéristiques du capteur

III.4.2.3. Compensation de température et d'étalonnage sur puce:[11]

La figure ci-dessous montre le signal de sortie du capteur par rapport à l'entrée (pression). la courbe Min (Minimum), Max (maximum) et type (typique) de la sortie sont représentées pour un fonctionnement sur une plage de température allant de 0° à 85° C

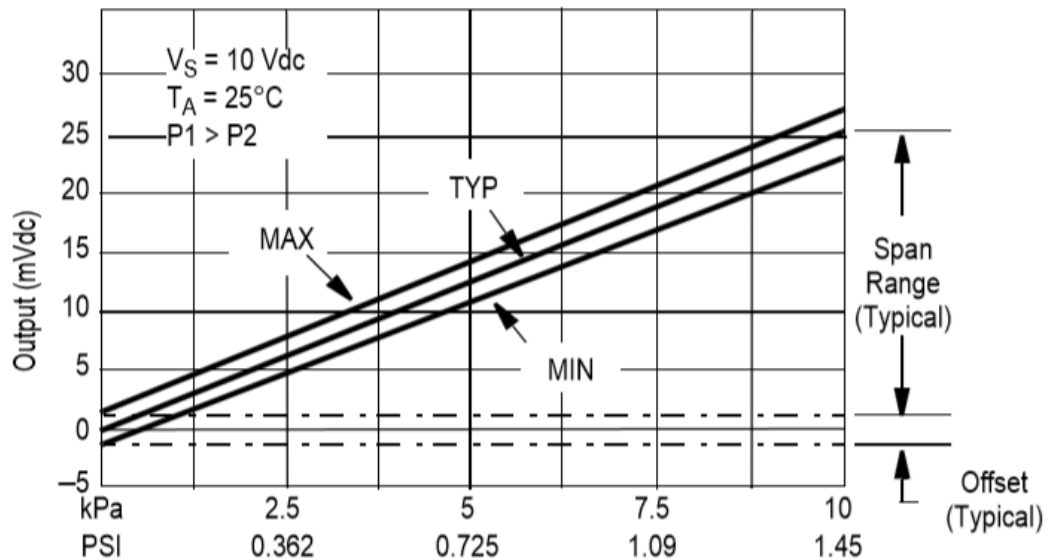


Figure III. 7 : courbe de tension par rapport à la pression appliquée au capteur

III.4.2.4. Fonctionnement du capteur MPX2010DP :

Le fonctionnement du capteur MPX2010DP est basé sur la déformation de la jauge de contrainte sous l'effet d'une pression appliquée. Ce fonctionnement repose sur deux cas :

- Cas où la pression exercée sur la jauge de contrainte est constant :

Lorsqu'on applique une pression sur le capteur (coté métallique), la membrane en silicone se déforme vers le bas, ceci fait diminuer le volume de la chambre interne et fait augmenter la pression différentielle fournie.

- Cas où la pression exercée sur le capteur (coté métallique) est constante :

Dans ce cas l'effet inverse se produit et fait diminuer la pression différentielle fournie.

Les caractéristiques et le test de fiabilité et de qualification internes sont basés sur

l'utilisation de l'air sec sur les médias de pression. Autre que l'air sec, il peut y avoir des effets néfastes sur la performance et la fiabilité de la sonde à long terme. La figure ci-dessous décrit les différents composants internes du capteur.

Un gel fluor-silicone isole les liaisons de surface et fils de contact, tout en permettant la transmission du signal de pression à la membrane du capteur indiquée en annexe 3.

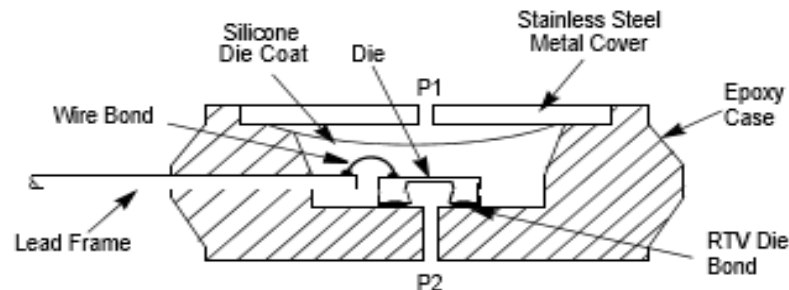


Figure. III.8: Vue interne du capteur MPX2010DP

III.5. Circuit de conditionnement :

III.5.1. Amplificateur DC : [12]

Comme le voltage produit par le capteur de pression est très petit, on a besoin d'amplifier ce signal pour des échantillonnages supplémentaires. On utilise l'amplificateur d'instrumentation INA126. (Figure 9) La résistance R_G est utilisée pour déterminer le gain selon l'équation $G = 5 + 80 \text{ k}\Omega / R_G$. Comme on a besoin d'une tension, de sortie V_s inférieure ou égale à 5 V pour ne pas endommager le microcontrôleur qui fonctionne avec des tensions dont le maximum est de 5 V donc on a choisi un gain environ 8.5 fois, on choisit une résistance de 1 k Ω . (Figure 9) Cela nous donnera un gain de 206 fois selon l'équation précédente. Finalement, le gain du circuit final mesuré à l'aide de multimètre est de 213 fois.

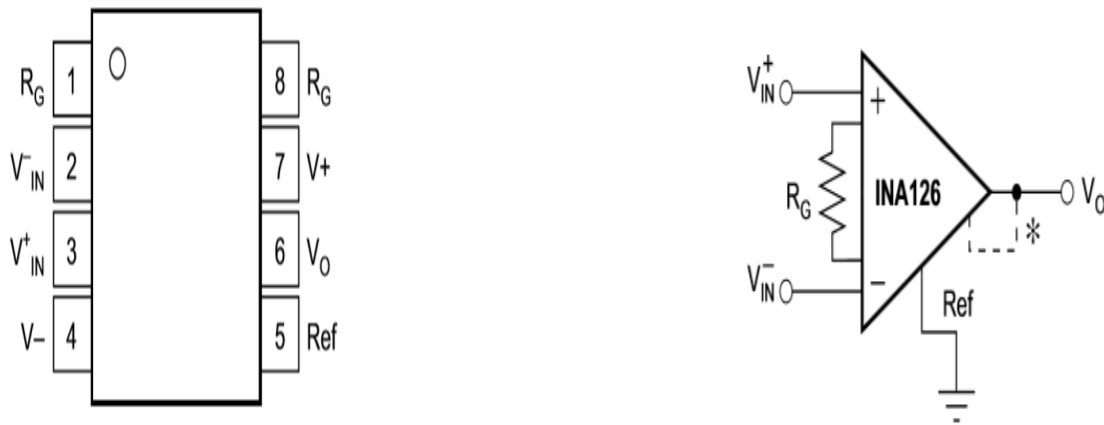


Figure.III.9: Formes simplifiée brochage de INA126 .

III.6. Description du capteur de température lm35 : [13]

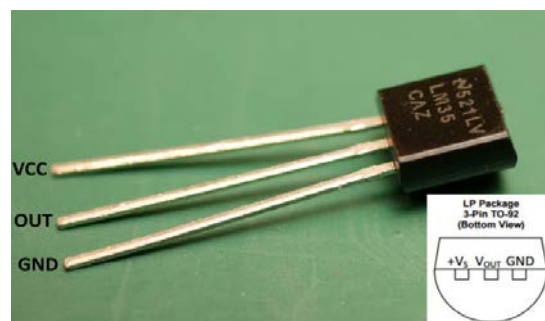


Figure.III.10 : Capteur lm 35.

C'est un capteur analogique de température fabriqué par Instruments., il est précis, peu coûteux, très simple d'utilisation et d'une fiabilité à toute épreuve.

Le capteur de température LM35 est capable de mesurer des températures allant de -55°C à $+150^{\circ}\text{C}$ dans sa version la plus précise et avec le montage adéquat, de quoi mesurer n'importe quelle température.

III.6.1. Sensibilité du capteur :

La sortie analogique du capteur est proportionnelle à la température. Il suffit de mesurer la tension en sortie du capteur pour en déduire la température. Chaque degré Celsius correspond à une tension de +10mV.

III.7. Carte d'acquisition et circuit à microcontrôleur :

Les microcontrôleurs sont aujourd'hui implantés dans la plupart des applications de grand public ou professionnelles, il existe plusieurs familles.

La société Américaine Microchip Technologie a mis au point dans les années 90 un microcontrôleur CMOS. Ce composant encore très utilisé à l'heure actuelle, est un compromis entre simplicité d'emploi, rapidité et prix de revient. Dans notre travail nous avons choisi le microcontrôleur le pic le 16F877A. Ce microcontrôleur est un circuit intégré contenu dans un boîtier nommé « DIL 40 ».

III.7 .1. Les différentes broches du PIC 16F877A :[14]

• MCLR :

Entrée de remise à zéro, lorsque cette entrée est remise à l'état bas, le microcontrôleur est réinitialisé :

Il va exécuter l'instruction qui se trouve à l'adresse 00xH (vérifier cette adresse)

Mais aussi lorsque le microcontrôleur est mis sous tension il est préférable que RESET soit à l'état logique 0 pendant un temps très court c'est le rôle des circuits RC.

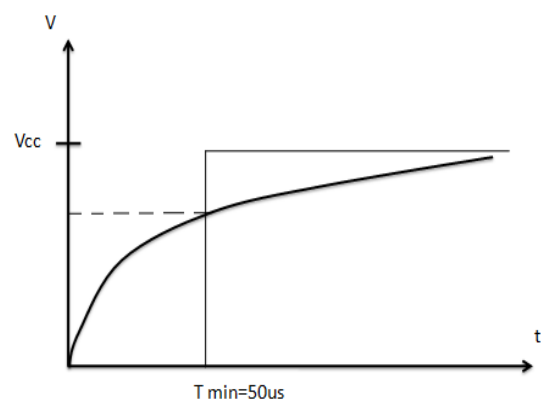
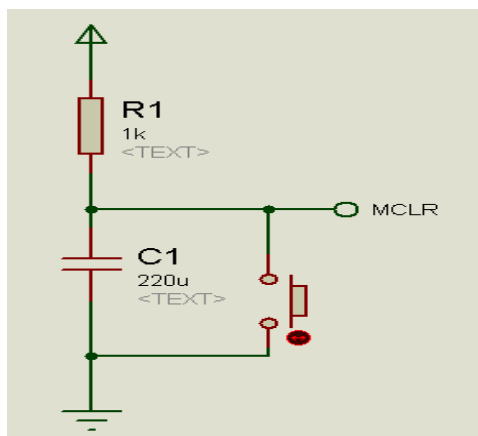


Figure. III.11: Circuit et fonctionnement de MCLR.

• Oscillateur OSC1 et OSC2 ou CLKIN et CLOUT.

Ces broches permettent de faire fonctionner l'oscillateur interne du PIC. On peut utiliser 3 types d'oscillateurs :

- Un quartz ou résonateur céramique
- Un oscillateur externe
- Un réseau RC.

• Alimentation VDD et VSS.

Ce sont les broches d'alimentation du circuit. Les tensions qui peuvent être appliquées sont :

- De 4,5V à 6V pour la gamme standard F.
- De 2 à 6V pour la gamme Étendue LF.

L'intensité du courant consommé peut aller de 1µA à 10mA.

III.7.2. Caractéristiques principales du PIC 16F877A :

Le PIC16F877A est caractérisé par les éléments ci-dessous

- Consommation : moins de 2mA sous 5V à 4 MHz.
- Architecture RISC : 35 instructions de durée 1 ou 2 cycles.
- Durée du cycle : Période de l'oscillateur quartz divisée par 4 soit 200 ns pour un quartz de 20MHz.
- Deux bus distincts pour le code programme et les data.
- Code instruction : mot de 14 bits et compteur programme (PC) sur 13 bits, ce qui permet d'adresser 8K mots (de h'0000' à h'1FFF').
- Bus DATA sur 8 bits.

- 33 Ports Entrée-Sortie bidirectionnels pouvant produire 25 mA par sortie.

PORTA : 6 entrées -sorties. 5 entrées du CAN. Entrée CLK du Timer 0.

PORTB : 8 entrées-sorties. 1 entrée interruption ext. Clk et Data pour prog.

PORTC : 8 entrées-sorties. Clk Timer1 et PWM1. USART. I2C. PORTD : 8 entrées-sorties.

Port interface microprocesseur (8 bits data).

PORTE : 3 entrées-sorties. 3 bits de contrôle interf micro. 3 entrées du CAN.

- 4 sources d'interruption.

- 2 Compteurs 8 bits et 1 compteur 16 bits avec pré diviseur programmable.

- Convertisseur analogique 10 bits à 8 entrées pour le 16F877 et 4 entrées pour le 16F876.

- UART pour transmission série synchrone ou asynchrone.
- Interface I2C.
- 2 modules pour PWM avec une résolution de 10 bits.
- Interface avec un autre micro : 8 bits + 3 bits de contrôle pour R/W et CS.
- 368 Octets de RAM.
- 256 Octets d'EEPROM Data.
- 1 registre de travail

III.7.3. Architecture interne du PIC16F877A.

Comme pour tous les circuits intégrés, chacun de ses broches a une ou plusieurs fonctions qui sont résumées par un sigle mnémotechnique. Ce microcontrôleur présente une architecture Harvard, les données sont placées dans une mémoire de type RAM de 368 Octets. La mémoire de programme est constituée de mots de 14 bytes, est type FLASH (non volatile).

Ces ressources sont donc précieuses, en comparaison de celles d'autres composants. Le 16F877A possède encore 5 ports (A à E) et 3 temporisateurs (timers), ce diagramme bloc présente les composants du 16F877A :

III.7.4. Les éléments de base du PIC 16F877A:

❖ L'Horloge

L'horloge peut être soit interne soit externe. L'horloge interne est constituée d'un oscillateur à quartz ou d'un oscillateur RC. Avec l'oscillateur à Quartz, on peut avoir des fréquences allant jusqu'à 20 MHz selon le type de μ c. Le filtre passe bas (R_s , C_1 , C_2) limite les harmoniques dus à l'écrêtage et réduit l'amplitude de l'oscillation, il n'est pas obligatoire

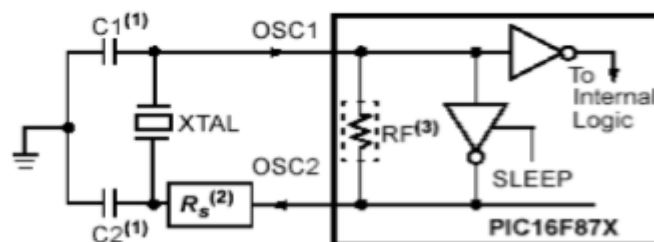


Figure.III. 12 : Un quartz ou résonateur céramique.

❖ L'ALU et l'Accumulateur W

L'ALU est une Unité Arithmétique et Logique à 8 Bits qui réalise les opérations arithmétiques et logique de base. L'accumulateur W est un registre de travail 8 bits, toutes les opérations à deux opérandes passent par lui. On peut avoir : - Une instruction sur un seul opérande qui est en général un registre situé dans la RAM - Une instruction sur 2 opérandes. Dans ce cas, l'un des deux opérandes est toujours l'accumulateur W, l'autre peut être soit un registre soit une constante. Pour les instructions dont un des opérandes est un registre, le résultat peut être récupéré soit dans l'accumulateur, soit dans le registre lui-même.

❖ La mémoire FLASH

C'est une mémoire programme de taille 8ko. Chaque case mémoire unitaire est de taille 13 bits. Cette mémoire est de type mémoires stable, c'est-à-dire qu'on peut réécrire dessus à volonté, car le 16F877 est caractérisé par la possibilité d'écrire des données. La zone mémoire est caractérisée par une adresse de 13 bits, alors ceci nous impose donc pour l'adressage les registres EEADR et EEADRH. De même, nous aurons pour les données, les registres EEDATA et EEDATH. Le PIC commence l'exécution à l'adresse 0000H. De plus, lorsqu'il y a une interruption, le PIC va à l'adresse 0004H. Il est donc nécessaire de bien organiser le programme si celui-ci utilise des interruptions. Le programme exécutable par le PIC est implanté dans la mémoire flash à l'aide d'un programmeur (hard soft).

❖ La mémoire RAM

Cette mémoire de taille 368 octets est une mémoire d'accès rapide et elle est volatile (les données seront perdues lorsqu'elle n'est plus sous tension). Elle contient tous les registres de configuration du PIC ainsi que les différents registres de données. Elle contient également les variables utilisées par le programme. La RAM est la mémoire la plus utilisée. Toutes les données qui y sont stockées sont perdues lors d'une coupure de courant.

❖ L'EPROM Interne

Le pic 16F877 contient également la mémoire électriquement effaçable, réservable et stable. Ce type de mémoire est d'accès plus lent. Pour gérer cette EEPROM on a besoin de quatre registres, à savoir EEDR, EEDATA, EECON1 et EECON2. Le registre EEADR est utilisé pour placer l'adresse relative en EEPROM, tandis que l'EEDATA contient la donnée

❖ Les Timers

- **Le Timer0 (8bits) :** il peut être incrémenté par des impulsions extérieures via la broche (TOCKI/RA4) ou par l'horloge interne Fosc/4 (mode Timer).
- **Le Timer1 (16 bits) :** il peut être incrémenté soit par l'horloge interne par des impulsions sur la broche T1CKI/RC0 ou par un oscillateur (RC ou quartz) connecté sur les broches T1OSO/RC0 et T1OSI/RC1.
- **Le Timer2 (8bits) :** il est incrémenté par l'horloge interne, celle peut être pré divisée.

❖ Le convertisseur

45

❖ Les instructions

Tous les Pics Mid-Range ont un jeu de 35 instructions. Chaque instruction est codée sur un mot de 14 bits qui contient le code opération (CO) ainsi que l'opérande. Toutes les instructions sont exécutées en un cycle d'horloge, à part les instructions de saut qui sont exécutées en 2 cycles d'horloge. Sachant que l'horloge système est égale à $f_{osc}/4$, si on utilise un quartz de 4MHz, on obtient une horloge $f_{osc}/4 = 1000000$ cycles/seconde, cela nous donne une puissance de l'ordre de 1MIPS (1 Million d'Instructions Par Seconde). Avec un quartz de 20MHz, on obtient une vitesse de traitement de 5 MIPS [10].

- **Les instructions « orientées Registre »**

Ce sont des instructions qui manipulent un octet se trouvant dans la RAM. Ça peut être un registre de configuration SFR ou une case mémoire quelconque (Registre GPR)

- **Les instructions « orientées bits »**

Ce sont des instructions destinées à manipuler directement un bit d'un registre que ce soit un registre de configuration SFR ou une case mémoire quelconque (registre GPR). Tous les bits de la RAM peuvent être manipulés individuellement.

- **Les instructions opérant sur une constante**

Ce sont les instructions entre l'accumulateur W est une constante K

- **Les instructions de saut et appel de procédures**

Ce sont les instructions qui permettent de sauter à une autre position dans le programme et de continuer l'exécution du programme à partir de cette position.

❖ Les interruptions

Une interruption provoque l'arrêt du programme principal pour aller exécuter une procédure d'interruption. A la fin de cette procédure, le microcontrôleur reprend le programme principal à l'endroit où il l'a laissé. A chaque interruption sont associés deux bits, un bit de validation et un drapeau. Le premier permet d'autoriser ou non l'interruption, le second permet au programmeur de savoir de quelle interruption il s'agit.

Sur le 16F876/877, les interruptions sont classées en deux catégories, les interruptions primaires et les interruptions périphériques. Elles sont gérées par les registres.

Le microcontrôleur dispose de plusieurs 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).
- Une interruption d'un des périphériques (PEIE).
- Fin de programmation d'une case mémoire de l'EEPROM.
- Changement d'état sur le PORTD (PSPIE).
- Fin de conversion analogique numérique (ADIE).
- Réception d'une information sur la liaison série (RCIE).
- Fin d'émission d'une information sur la liaison série (TXIE).
- Interruption SPI ou I2C du module MSSP (SSPIE).
- Interruption du registre de capture et/ou de comparaison 1 (CCPI1E).
- Interruption du registre de capture et/ou de comparaison 2 (CCPI2E).
- Débordement du TIMER1 (TMR1E).
- Débordement du TIMER2 (TMR2E).
- Collision de BUS (BCLIE)

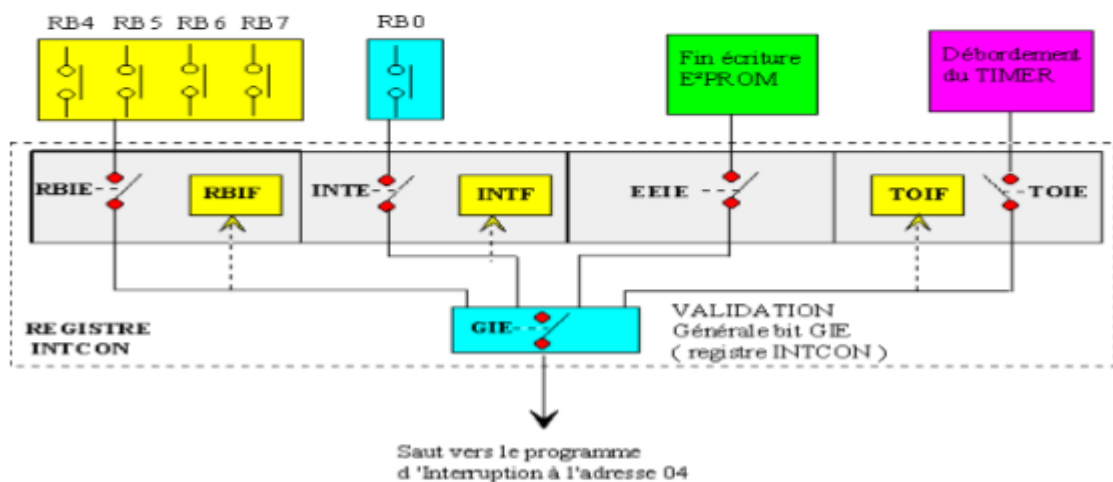


Figure. III.14: synoptique des modes d'interruptions.

III.8. Affichage de données :

Pour afficher nos données, nous allons utiliser un afficheur graphique LCD de 128*64 pixel.

III.8.1. Présentation d'un afficheur GLCD :[16]

Un écran LCD graphique (GLCD) fournit une méthode avancée pour afficher des messages visuels. Bien que l'écran LCD de caractères ne puisse afficher que des caractères alphanumériques, le GLCD peut afficher des messages sous la forme de dessins et de bitmaps. L'écran GLCD le plus couramment utilisé est à 128x64 pixels que signifie la résolution de l'écran.

III.8.2. Brochage de l'afficheur GLCD :

L'afficheur **GLCD** se présente sous cette forme.

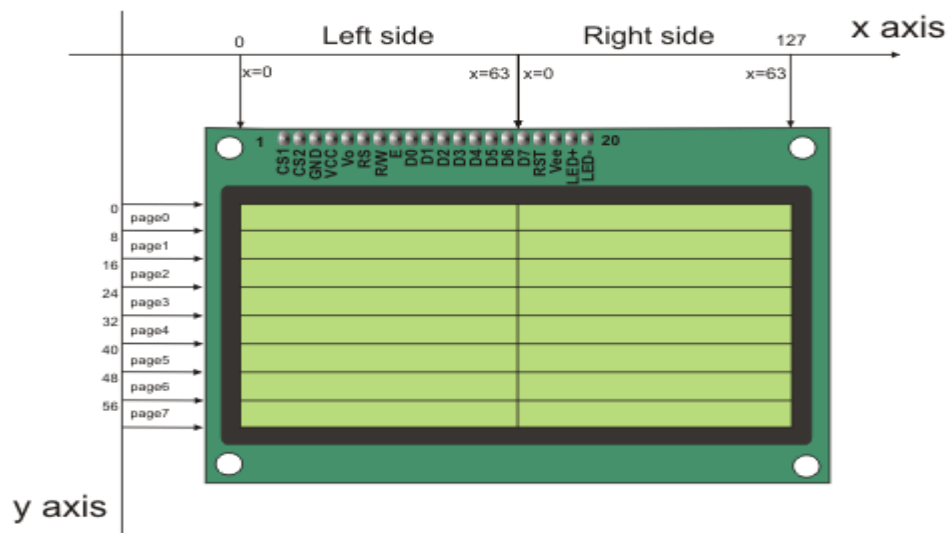


Figure. III.15: Schéma d'un afficheur GLCD.

C'est un afficheur graphique dont la résolution d'image est de 128x64 pixels. Il utilise deux drivers type KS0108B, combinés avec un KS0107B, comme le montre le schéma bloc de la figure 1. Chaque contrôleur gère l'affichage d'un bloc (moitié gauche ou moitié droite) de 64x64 pixels.

Cette structure, simple, permet l'interfaçage de l'afficheur avec un microcontrôleur de 8 bits. Il comporte au total 128x64 pixels (ou bits) ; deux drivers KS0108 gèrent l'affichage. L'un gère la partie gauche, l'autre la partie droite, par bloc de 64*64 bits. Chaque partie est divisée en huit blocs horizontaux appelés 'page', de 8*64 bits. La figure 3 illustre le plan de pixels ainsi constitué.

Broche	Nom	Fonction
1	VSS	Masse
2	VDD	Alimentation positive +5V
3	V0	Cette tension permet, en la faisant varier entre 0 et $V_{EE}(-5V)$, le réglage du contraste de l'afficheur.
4	RS	Sélection du registre (<i>Register Select</i>). Grâce à cette broche, l'afficheur est capable de faire la différence entre une commande et une donnée. Un niveau bas indique une commande et un niveau haut indique une donnée.
5	RW	Lecture ou écriture (<i>Read/Write</i>) 0 : Écriture 1 : Lecture
6	E	Entrée de validation (Enable) active sur front descendant.
7	DB0	Bus de données bidirectionnel 3 états (haute impédance lorsque E=0)
8	DB1	//
9	DB2	//

10	DB3	//
11	DB4	//
12	DB5	//
13	DB6	//
14	DB7	//
15	CS1	CS1=1 contrôleur 1 (côté gauche) est activé, CS1=0 est désactivé.
16	CS2	CS2=1 contrôleur 2 (côté droit) est activé, CS2=0 est désactivé.
17	RST\	Reset actif à l'état bas.
18	VEE	Une tension négative (-5v) qui assure le réglage du contraste (voir V0)
19	A	Anode rétro éclairage (+5V)
20	K	Cathode rétro éclairage (masse)

Tableau.III.2.: configuration des broches d'un afficheur **GLCD****III.8.3. Connexion de l'afficheur avec le pic :**

L'écran Glcd est connecté au microcontrôleur sur le portb et le portd. Cet écran ont va l'alimenter, le connecter à un bus de donnée connecter les broches E, R/W et RS :

-l'alimentation est de +5V.

-R/W est à la masse car on va faire une écriture.

-RS et E sont reliés au port b.

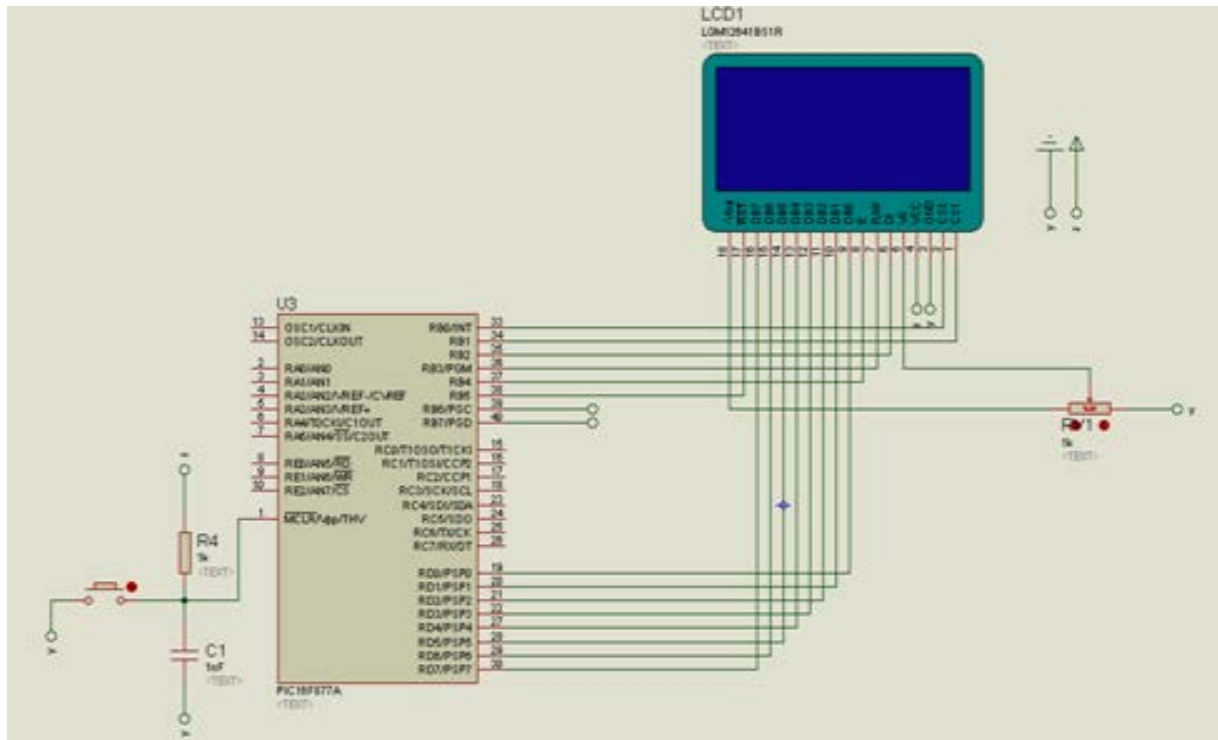


Figure.III .16 : montage de l'afficheur GLCD sur PIC 16F877A.

III.9. Description du logiciel mikroC :

III.9.1. Définition :

Le logiciel mikroC est conçu de la part de l'entreprise nommée mikroelektronika dans le but de développer des programmes sous compilateur c pour la gestion d'un microcontrôleur soit de la famille pic ou avr ou arm cortex.

La programmation des microcontrôleurs PIC est supportée par plusieurs langages de programmation tel que : MikroC for PIC, MPLAB, MikroBasic PRO for PIC, HI-TECH C for PIC, flowcode...etc. Dans notre projet nous avons opté pour le compilateur de MikroC qui est un compilateur en langage C (langage évolué) et qui permet d'intégrer certaines routines en assembleur. Ce choix est à la fois un choix personnel et technologique.3.2.

III.9.2. Avantages du MikroC :

Le MikroC est un puissant outil pour les microcontrôleurs PIC. Il est conçu pour fournir au programmeur la solution la plus simple possible pour développer des applications pour

les systèmes embarqués, sans compromettre les performances ou le contrôle. Le MikroC permet de développer et déployer des applications complexes :

- Écrire un code source C en utilisant le très avancé éditeur de code.
- Utiliser les bibliothèques du MikroC fait accélérer considérablement le développement (acquisition de données, la mémoire, affichage, les conversions, les communications...).
- Surveiller la structure du programme variables et fonctions dans l'explorateur de code.
- Inspecter le déroulement du programme et déboguer la logique d'exécution avec l'intégration debugger, obtenez des rapports détaillés et des graphiques sur les statistiques du code.....

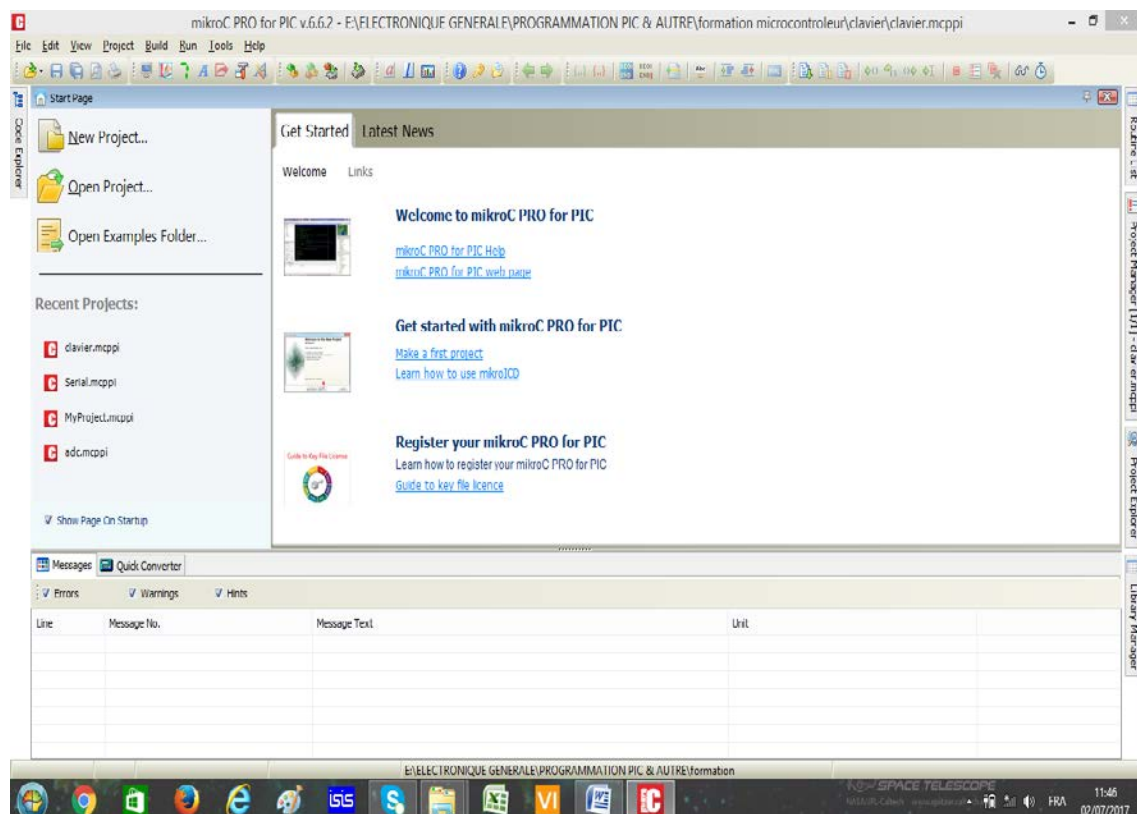
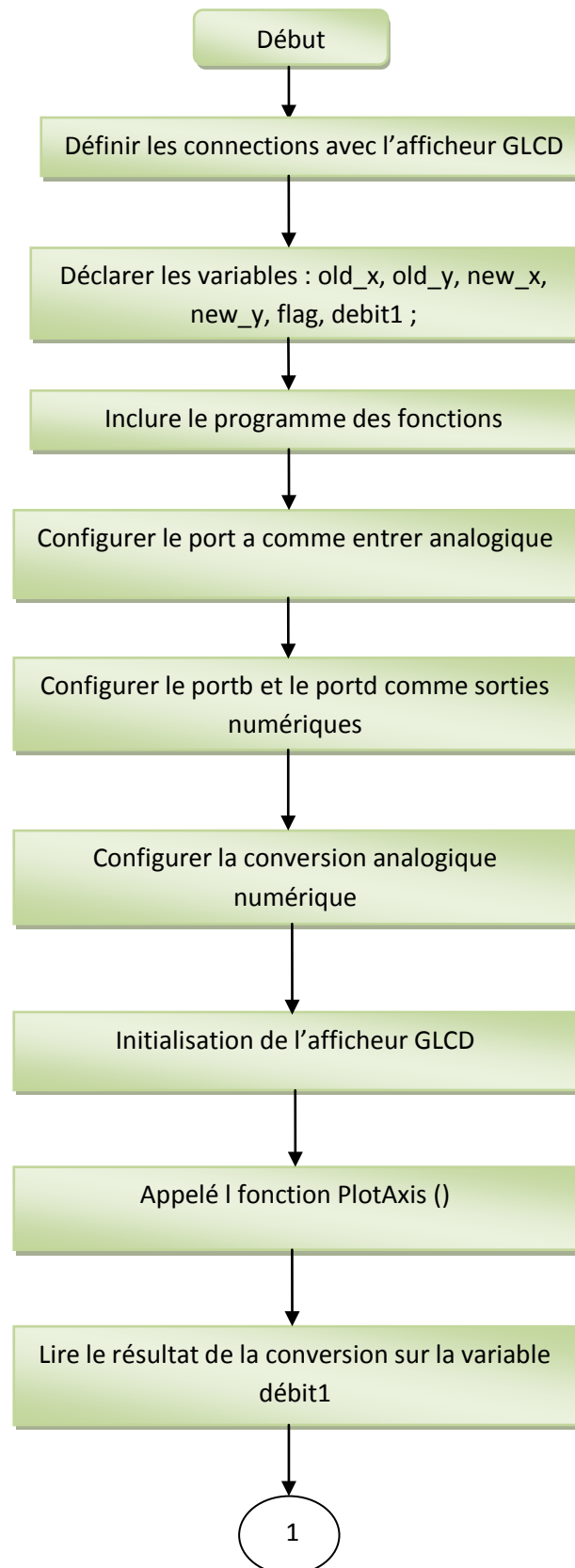
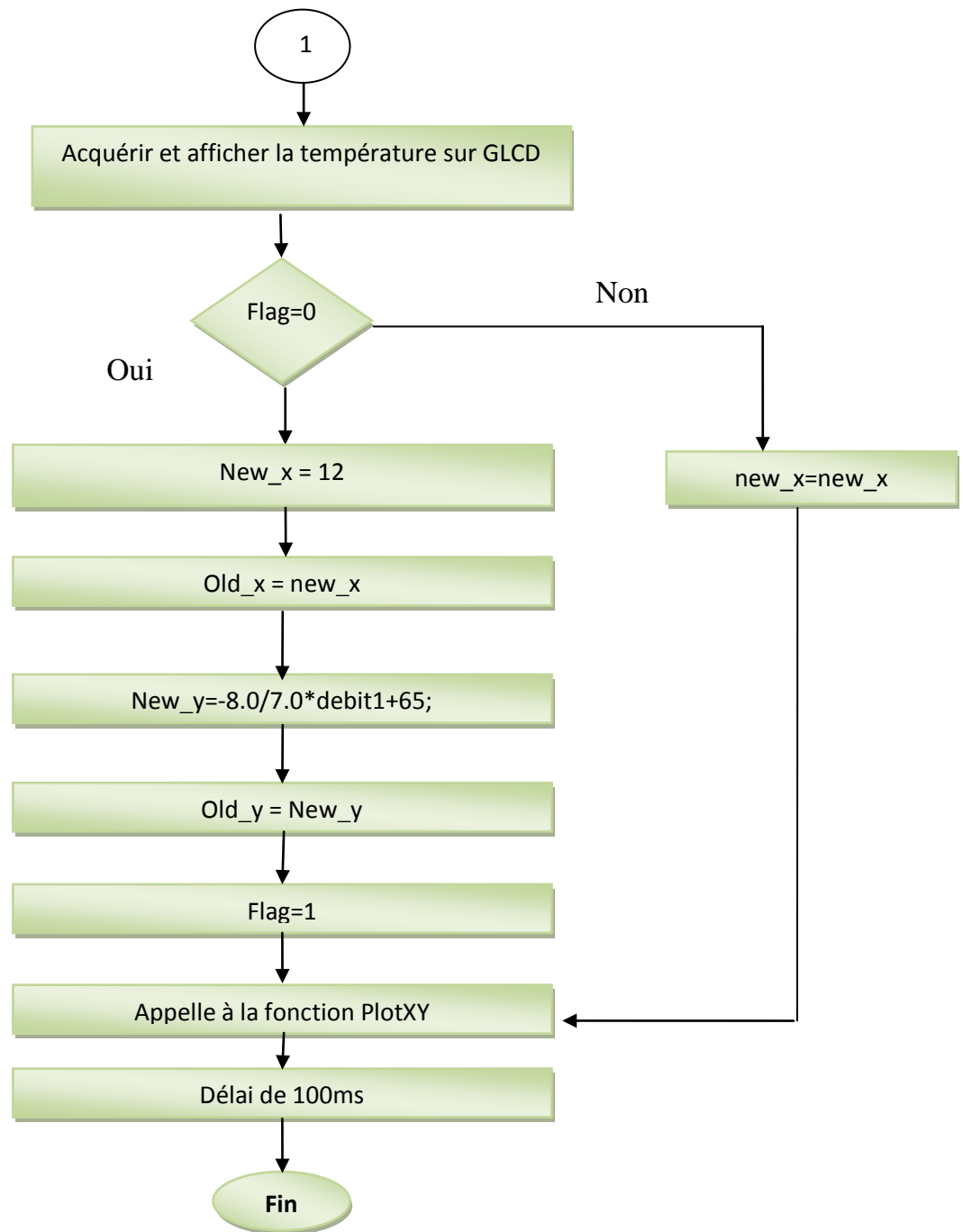


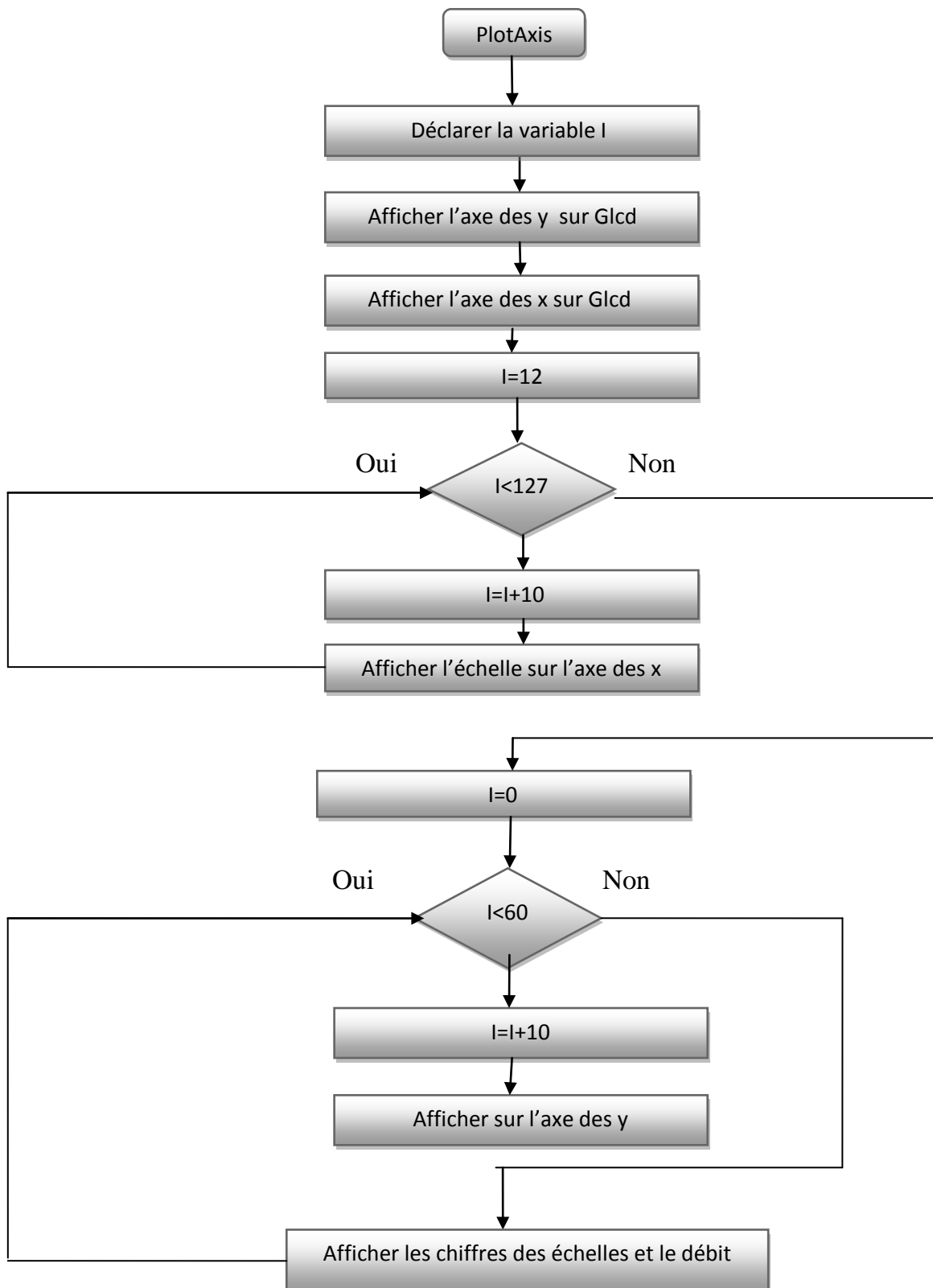
Figure. III.17 : L'interface du logiciel MikroC.

III.10. Les différents Organigrammes:**III.10.1. Organigramme principal**



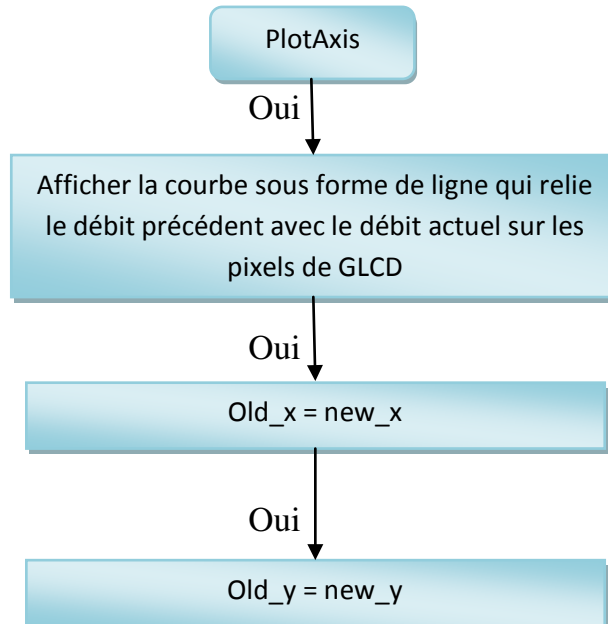
III.10.2. Organigramme des fonctions

- **La première fonction :** "PlotAxis" nous permet de dessiner les axes des abscisses 'x' et des Ordonnées 'y' et aussi d'afficher les échelles. Sachant que cette afficheur à 128*64 pixel.



➤ **La deuxième fonction :**

Pour afficher la variation du débit



III.11. Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons décrits quelque notion sur la mécanique des fluides pour aboutir à une méthode qui nous permet de calculer la vitesse et le débit d'air dans une canalisation nommé tube de venturi ensuite nous avons décrits les composants utilisés et l'environnement de programmation, ainsi que les organigrammes.

CHAPITRE IV

IV.1. Introduction :

La réalisation est la phase finale de notre projet, qui consiste à présenter la maquette réalisé, dont on va illustrer les résultats des tests effectués sur des individus différents soit homme ou femme prenant en considération (âge et poids et aussi leurs tailles).

Aussi on a affiché la température sur le Glcd afin de savoir les circonstances de nos tests.

IV.2. Partie I:**IV.2.1. Objectif :**

Le but de ce travail est de mesurer le débit respiratoire en fonction du volume et de les présenter sous forme graphique pour extraire des paramètres clé de la fonction pulmonaire.

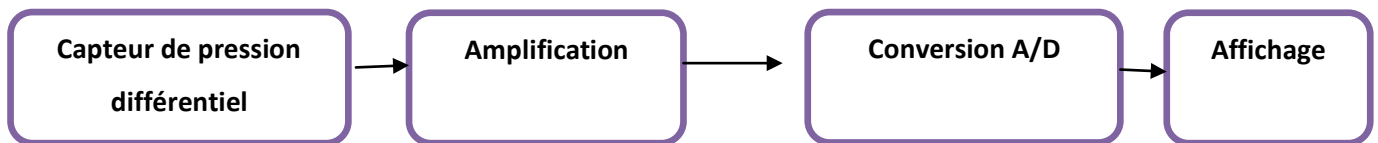


Figure. IV. 1. : schéma bloc

IV.2.2. Matériels et composants à utilisés :

- Une alimentation électrique symétrique (DC +10v et -10v).
- Un ampèremètre
- La plaque d'essai
- Le capteur MPX2010DP
- Afficheur GLCD 128*64 pixels
- Le capteur lm35
- PIC16F877A
- Quartz (20Mhz)
- Résistance 10 kohm ; et 2 kohm et 3(1 k ohm)
- Un potentiomètre
- 3 Condensateur 22 nanofarad
- Carte arduino uno
- Bouton poussoir
- Embout buccale

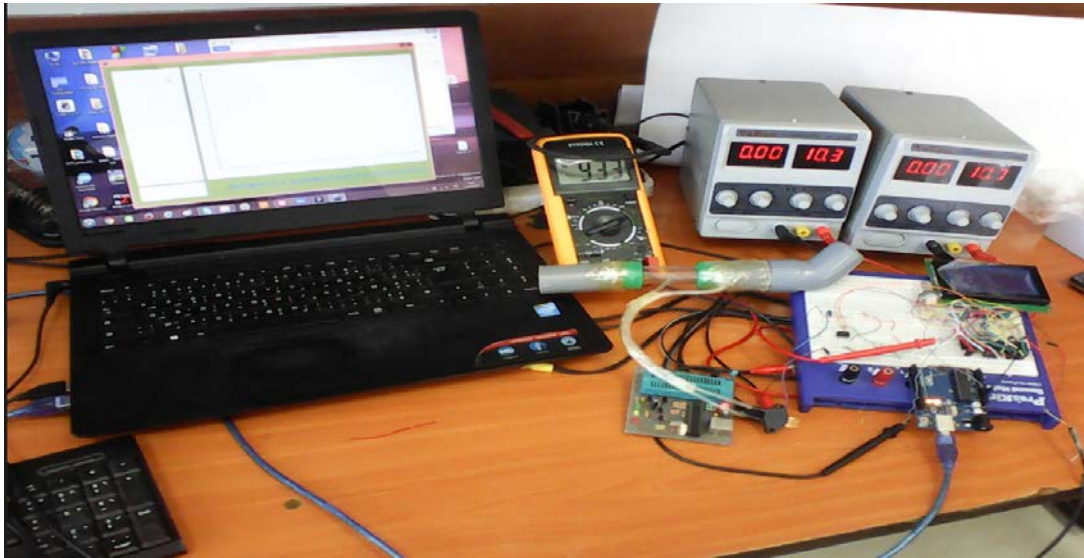


Figure. IV 2 : Matériels et composant utilisé.

IV.2.3. Etape1 :

IV.2.3.1. Réalisation de l'embout buccal :(tube de venturi)

C'est un tube cylindrique qui repose sur le principe de venturi dont il ya au milieu un rétrécissement, on a enchainé deux tube de diamètre différent :

Le premier de diamètre de 3 cm ça surface est $S_1 = 0.015 \times 0.015 \times 3.14 = 0.0007065 \text{ m}^2$

Le tube de la partie rétrécie avec un diamètre de 2cm ça surface est :

$S_2 = 0.01 \times 0.01 \times 3.14 = 0.000314 \text{ m}^2$



Figure. IV.3 : L'embout buccal réalisé connecté avec le capteur.

Ce tube est destiné à être utilisé sur la bouche pour effectuer des expirations et des inspirations dont on va récupérer la pression acquise par le capteur de pression différentiel MPX2010DP.

Ensuite on intègre cette pression issue dans l'équation qui détermine la vitesse de l'air décrite dans le chapitre précédant comme suit :

$$V1 = \sqrt{2 * \frac{(P_1^* - P_2^*)}{\rho(\frac{S_1}{S_2} - 1)}}$$

Puis on trouve le débit

Débit = V1*S1 tel que S1 (section de passage 1 de surface 0.0007065 m2)

IV.2.4. Etape 2 :

IV.2.4.1. Injection du programme Pour affichage sur Glcd :

On injecte le programme expliqué dans le chapitre précédant dans notre microcontrôleur sous forme d'un fichier.hex à l'aide du programmeur qui est illustré dans la Figure. IV.4



Figure. IV.4 : photo de programmeur.

IV. 2.4.2. Réalisation du circuit électronique pour afficher sur Glcd :

Nous avons effectué un branchement initial des différents composants que nous allons utiliser dans notre circuit sur Isis de proteus 7 présenter dans le chapitre précédant

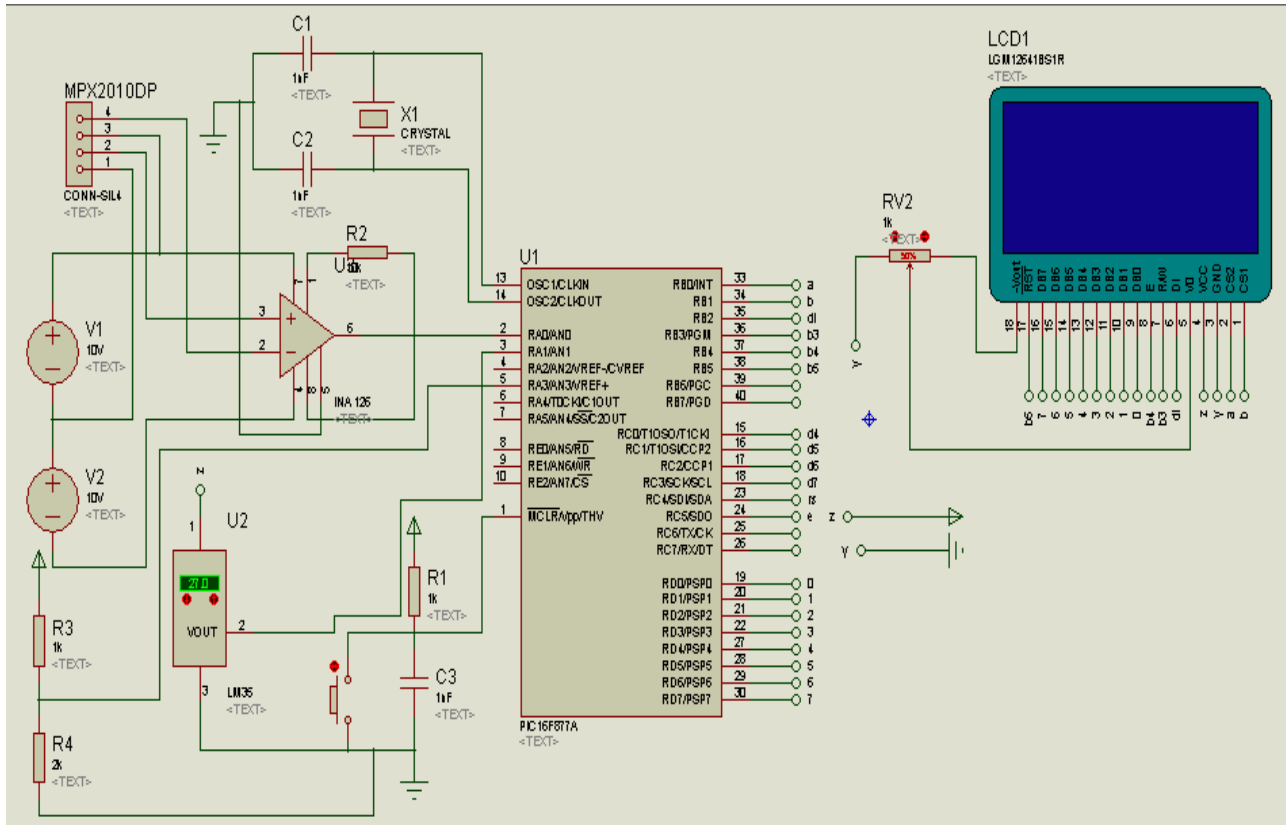


Figure. IV.5 : Schéma électrique pour affichage sur Glcd.

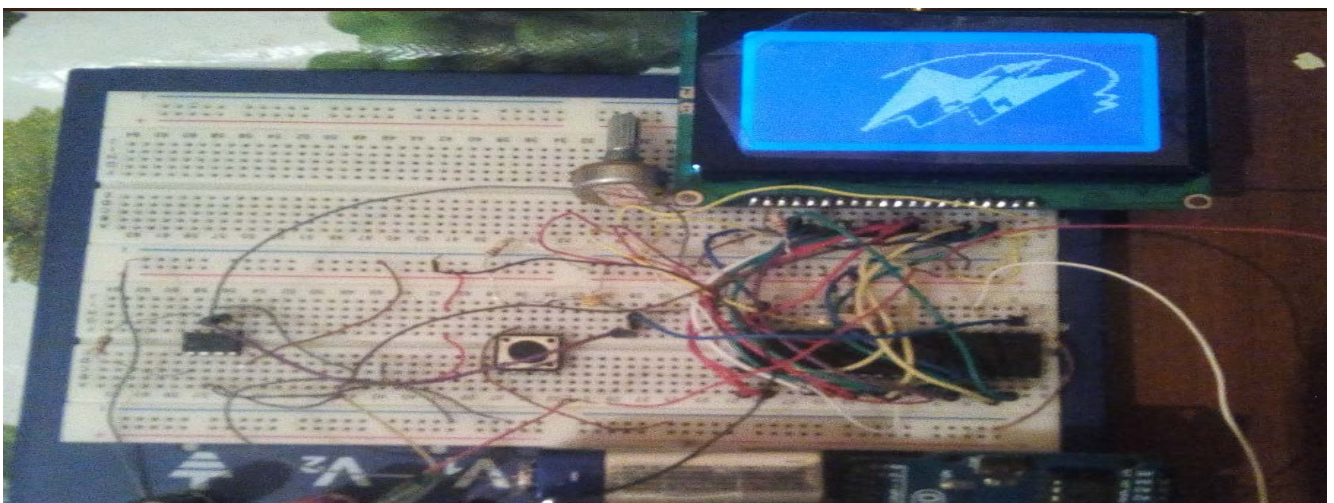


Figure. IV.6 : Le circuit électronique sur la table d'essai

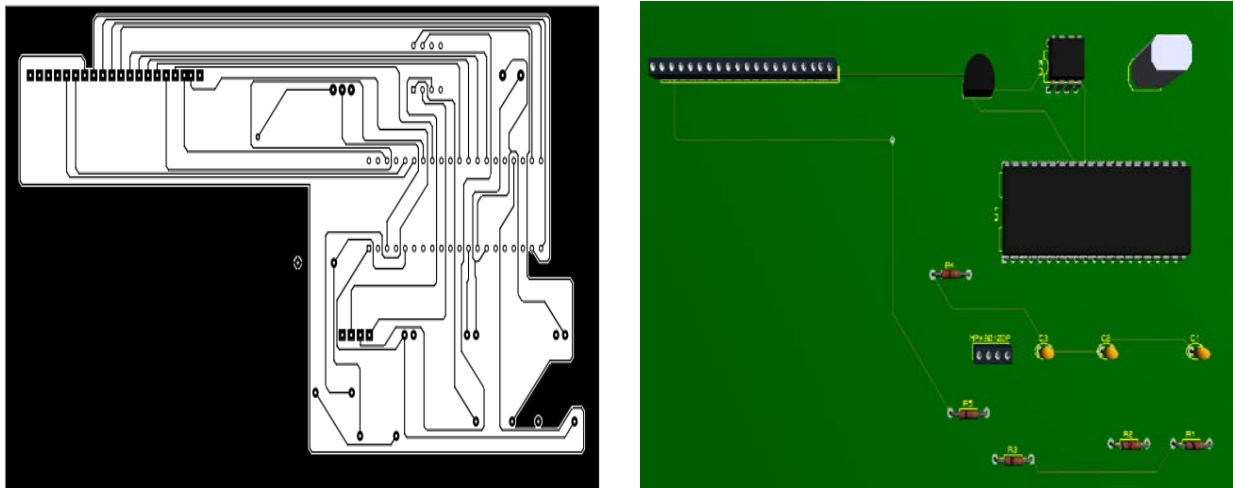


Figure. IV.7 : circuit imprimé et visualisation 3d de schéma 1

IV. 2.4.3 Etalonnage de la courbe débit-volume :

Après acquisition de notre signal on a pensé de faire l'étalonnage de la courbe obtenue. Puis on la compare avec une courbe de références (débit-volume) qu'on a obtenu avec un test de spirométrie qui est fait au niveau d'une polyclinique pneumologique.

La figure ci-dessous montre la symétrie entre ces courbes.

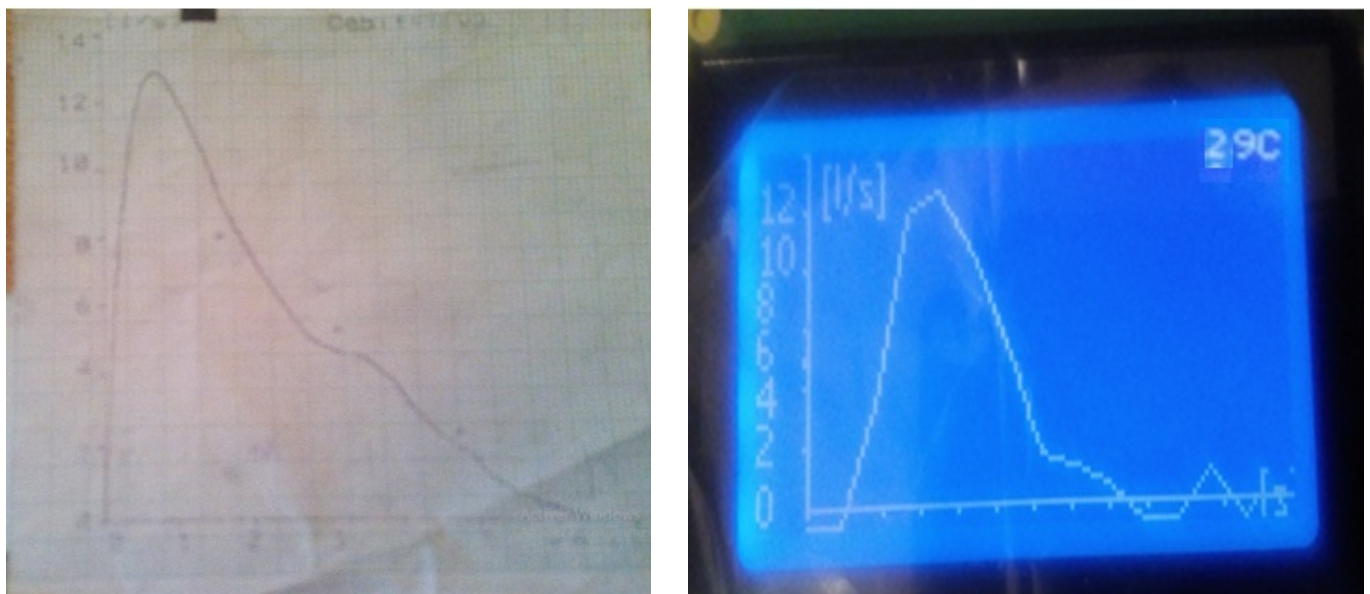


Figure. IV.8 : Similitude entre la courbe acquise avec une courbe réelle

IV.3. Partie II :

Dans cette partie on va donner les tests effectués sur plusieurs individus

IV.3.1. Présentation des résultats :

La procédure de mesure dépend de la coopération du patient qui reste assis ou debout, il inspire profondément puis expire le plus rapidement tout l'air de ses poumons dans l'embout buccal connecté au capteur de pression différentiel.

On a obtenu la courbe débit-volume dont on va extraire le débit de pointe et la CVF (Capacité Vitale Forcée), et à l'aide de la courbe acquise de la figure ci-dessous on pourra comprendre la manière d'extraire ces paramètres cité en dernier.

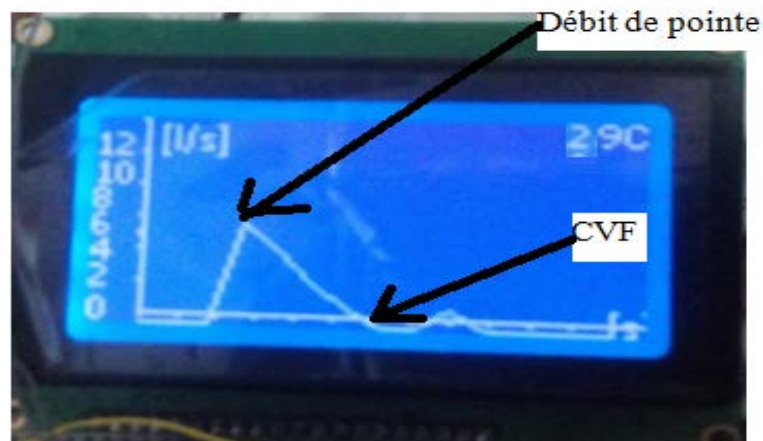


Figure. IV.9 : interprétation courbe débit –volume de notre spiromètre.

Pour la CVF : lorsque le débit continu a décliné pour finalement atteindre zéros a la fin du test le point ou la courbe touche l'axe X est la CVF.

Le débit expiratoire de pointe : c'est le pic de la courbe

IV.3.1.1. Le premier test :

Sexe : enfant

Taille : 1.40 mètre

Age : 8ans

Poids : 28 kg

➤ Affichage sur Glcd :

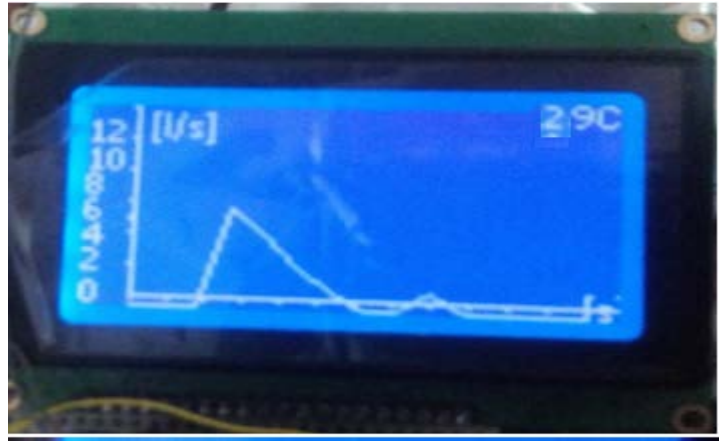


Figure. IV.10 : Courbe débit volume pour enfants.

➤ Résultats obtenus :

DEP = 6 L/S

CVF = 3.3 l.

IV.3.1.2. Le second test :

Sexe : Homme

Taille : 1.69 m

Age : 26 ans

➤ Affichage sur Glcd :



Figure. IV. 11 : Courbe débit volume pour un jeune homme.

➤ **Résultats obtenus :**

DEP =13 L/s

CVF=7 L

IV.3.1.3. Troisième test :

Sexe : femme

Taille : 1.65m

Age : 23 ans

➤ **Affichage sur Gled :**



Figure. IV. 12 : Courbe débit-volume pour jeune fille sur Gled

➤ **Résultats obtenus :**

DEP=9 l/s

CVF=6.5 litre

IV.3.1.4. Quatrième test :

Sexe : homme (asthmatique)

Taille : 1.55

Age : 76 ans

Poids : 43 Kg

➤ **Affichage sur Glcd :**

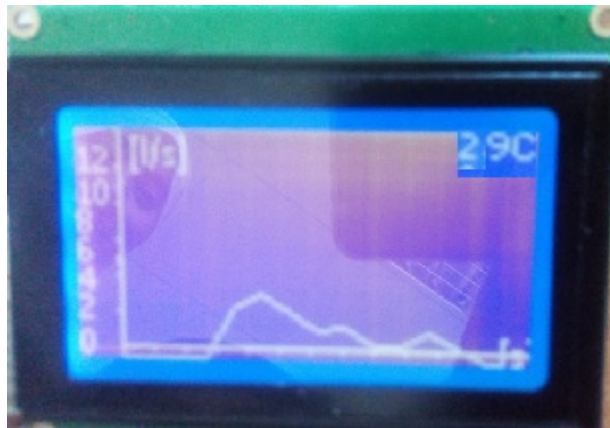


Figure. IV.13: Courbe débit-volume pour un vieux sur Glcd.

➤ **Résultats obtenus :**

DEP=3 l/s

CVF=5 litre

IV.3.2. Constats :

On a pris comme exemple deux sujets, le premier pour un jeune homme sain est le deuxième est pour un vieux qui souffre de l'asthme. Est on a fait une comparaison entre les résultats obtenue chez un pneumologue est celle qu'on a trouvé dans notre réalisation est bon à trouver qu'il ya une analogie.

La figure ci-dessous présente cette analogie.

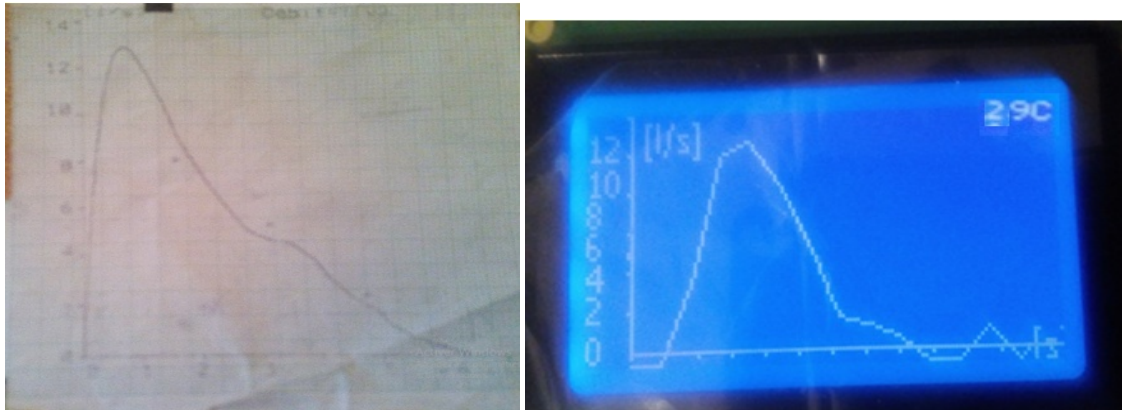
IV.3.2.1. Comparaison 1 : Pour le jeune homme (test 2) :

Figure IV 14 : Comparaison pour sujet 1

IV.3.2.2. Comparaison 2 :

Pour un vieux qui souffrent de l'asthme (test 4) :

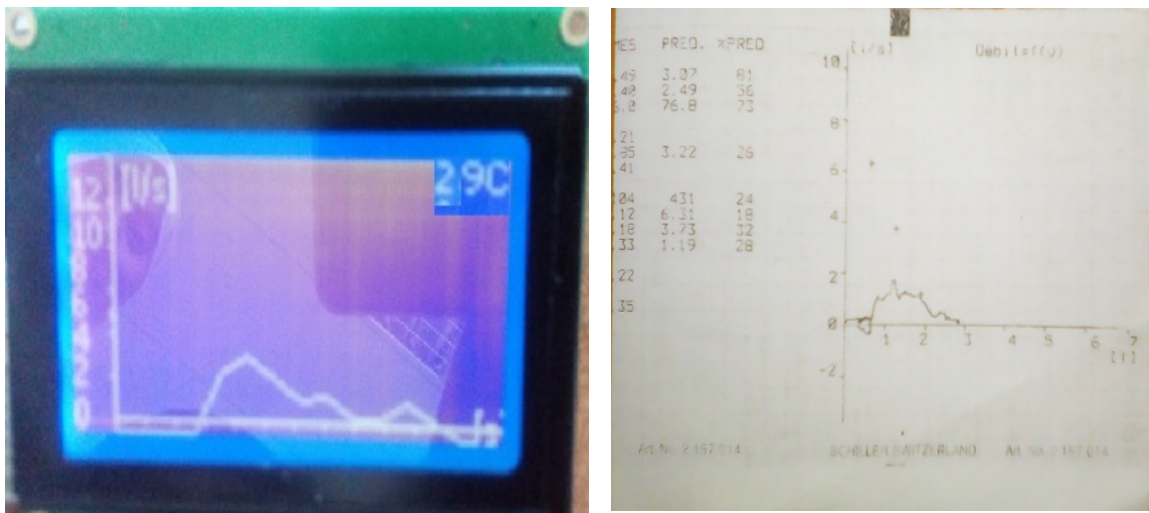


Figure. IV.15 : Comparaison de courbe débit –volume pour sujet 2

IV.4. Conclusion :

Au cours de ce de dernier chapitre, nous avons décrit les étapes de réalisation et de test de notre spiromètre. Dans la première partie, nous avons procédé, d'une part, à la description de notre réalisation , dans la deuxième partie ,on a monté un ensemble de tests sur plusieurs sujets. Nous avons constaté une analogie et une similitude entre la courbe débit volume du test obtenue dans un cabinet médicale est celui qu'on a fait avec notre spiromètre

Conclusion générale

Conclusion générale

L'étude du cas (spirométrie) que nous venons de présenter suscite en nous un intérêt certain sur l'interdépendance entre l'électronique et la médecine et nous sensibilise à cette grande richesse d'acquisition et de traitement des signaux. La notion de mesure telle qu'elle fut exprimée dans notre travail nous incite à rechercher toujours d'avantage les techniques liées à son développement afin de parfaire son exploitation.

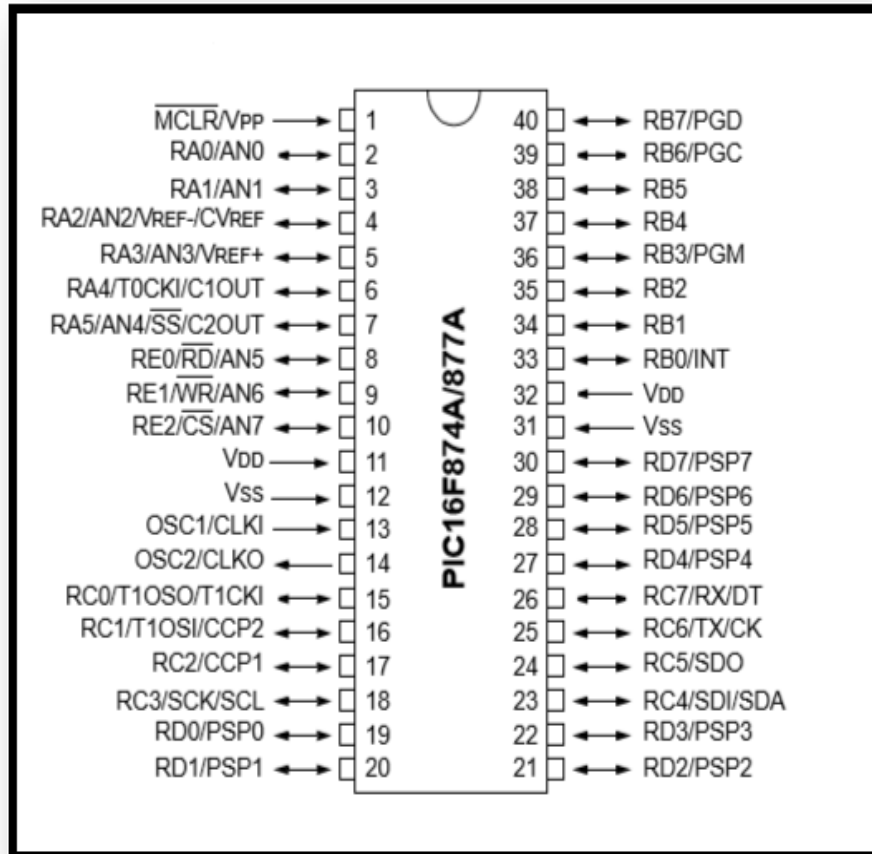
La réalisation pratique de ce système de mesure nous a permis de cerner la traduction des données physiologiques en données techniques et informatiques. La mesure du débit d'air pulmonaire telle qu'elle fut affichée dans le quatrième chapitre dans les différents diagrammes présente une importance capitale dans la conduite thérapeutique. La grande richesse des possibilités de l'électronique permet de faciliter la réalisation pour aboutir à des résultats précis, et avec un minimum de composant grâce à l'évolution de la programmation. Tout ça est dans le but de réduire le coût des appareils médicaux et d'améliorer la qualité de vie des individus.

Notre projet mérite d'être affiné par des travaux et des recherches plus poussées pouvant communiquer une meilleure performance de notre système de mesure et une exactitude dans la traduction des résultats. Cet appareil à asservissement électronique que, peut être développée dans un milieu industriel, car elle a un faible coût de production et peut être utilisée comme un dispositif ambulatoire soit par des patients et aussi par des sportifs pour vérifier leurs capacités pulmonaires.

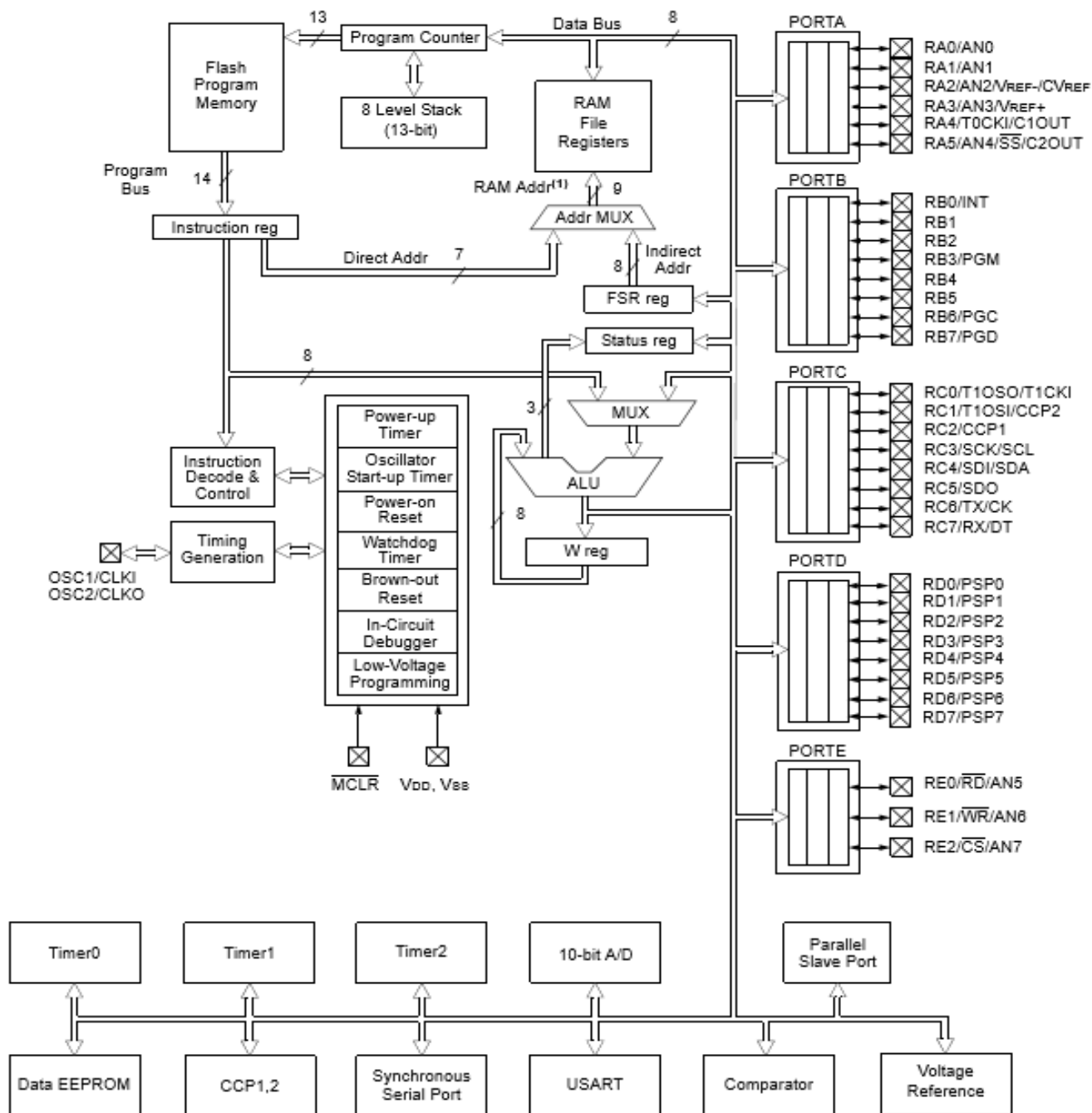
Et en fin, notre projet nous a permis, d'approfondir nos connaissances soit en électronique ou en programmation des microcontrôleurs. Le plus important encore, c'est d'être confronté aux problèmes pratiques de l'électronique et comment surmonter tous ces problèmes pour mener à bien une réalisation.

ANNEXE

ANNEXE A : cette annexe présente le brochage de pic 16F877A



ANNEXE B : Organisation interne du PIC16f877A.



Device	Program Flash	Data Memory	Data EEPROM
PIC16F874A	4K words	192 Bytes	128 Bytes
PIC16F877A	8K words	388 Bytes	256 Bytes

Résumé :

Notre travail consiste à faire une conception et réalisation d'un dispositif électronique qui est le spiromètre à base d'un microcontrôleur dans le but de mesurer le débit respiratoire d'un individu et de l'afficher sous forme de courbe sur un afficheur Graphique LCD dont on pourra extraire des paramètres clé de la fonction respiratoire comme (CVF, DEP). Et aussi d'afficher la valeur de la température ambiante.

Cette réalisation repose sur l'utilisation de plusieurs composant qu'ils sont (le capteur de pression différentiel « MPX2010DP », capteur de température lm35, amplificateur INA126DP, un microcontrôleur PIC16f87A et un afficheur Glcd.

A la fin de notre travail, nous avons illustré nos tests et résultats aboutis.

Mots clé :

- spiromètre.
- microcontrôleur.
- débit respiratoire.
- capacité vitale forcé
- débit expiratoire de pointe.
- conversion analogique numérique.
- embout buccal.
- amplification.
- capteur de pression différentielle.
- maladies respiratoires (BPCO, asthme).

Bibliographie :

- [1]. www.infovisual.info
- [2] : <http://pneumocourlancy.fr/popup/physiologie-respiratoire.pdf>
- [3] : <http://www.jargeauplongee.ovh/niveau3-4/JAC-Echange-gazeux-V1.pdf>
- [4] : http://codep01.ffesm.fr/IMG/pdf/codep01_p4_cours_mercredi_110209.pdf
- [5] : d'après J. COMROE
- [6] : guide pratique des efr
- [7] : <https://www..spirometrie.info/debitddepoinde.html>
- [8] : thèse « exploration fonctionnelle respiratoire par convection thermique ».fandi radia et lallam souheyla.2013/2014.
- [9] : thèse ‘‘étude et réalisation d’un capteur de pression différentiellea inductance variable’’babaciSofiane et berrrouabenzinamohammed 2011/2012.
- [10].http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/1/13/Daniel_bernoulli.jpg/220px-Daniel_bernoulli.jpg
- [11] :alldatasheet de mpx2010dp
- [12] :alldatasheet(INA126)
- [13]: <http://www.studentcompanion.net/fr/thermometre-numerique-avec-arduino-et-lm35-capteur-de-temperature/>
- [14]:T. BEN HADDADA, M HAMAM, R MAHJOUB. « Un robot suiveur de ligne », Rapport de projet de fin d’étude, Université Tunis-El Manar, 2009.
- [15] :alldatasheet de (pic16f877a)
- [16] : http://nalhossri.free.fr/lcdg_128*64/afficheur_lcd_128*64.html