



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : **HABIBI ZINEB et HAKIKI KELTOUM**

**ETUDE ET REALISATION DU SYSTEME
ELECTRONIQUE ASSOCIE A UN CAPTEUR DE
PRESSION DIFFERENTIELLE A RELUCTANCE
VARIABLE : APPLICATION A L'EFR**

Soutenu le 24 septembre 2017 devant le Jury

Mr. Djabari Abdelghani	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr. Benabdellah Mohamed	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mr. Soulimane Sofiane.	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2017-2018

REMERCIEMENT

ALLAH, nous ne Te remercierons jamais assez de nous avoir guidé tout au long de notre vie, ALLHAMDOULI ALLAH de nous avoir donné la force et la volonté pour accomplir ce mémoire.

Le Messenger d'Allah (que la paix et le salut d'Allah soient sur lui) a dit : « Celui qui ne remercie pas les gens ne remercie pas Allah. »

Nous tenons donc en premier lieu à remercier notre encadreur, le Professeur Ben Abdallah .M professeur à l'université Abou Baker Belkaid de Tlemcen. Pour la confiance, quand il accepté d'être notre encadreur. La patience qui a constitué un apport considérable, sans lequel ce travail n'aurait pas pu être mené au bon port, qu'il trouve ici toute nos profondes gratitude, ces conseils et ces orientation pendant toute la période de la réalisation de cette projet de fin d'études et un hommage vivant à sa haute personnalité, Merci.

Qu'il accepte nos sincères remerciements.

Monsieur, AMINE AISSA MOKBIL ALI, de Laboratoire du Génie Biomédicale de la Faculté de Technologie de l'Université Abou-Baker BELKAID qui a bien voulu accepter notre Co-Encadrement, nous remercions vivement de nous avoir honoré de diriger ce travail, sa confiance, ses conseils et ses motivations ont été pour nous un précieux encouragement.

Nous exprimons toutes nos gratitudes aux membres du jury :

Monsieur SOULIMANE. S, pour avoir bien voulu examiner ce travail.

Monsieur DJEBBARI. A, pour avoir bien voulu examiner ce travail.

Enfin, nous adressons nos plus sincères remerciements à tous nos proches et amis, qui nous ont toujours soutenues et encouragées au cours de la réalisation de ce travail.

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail aux personnes les plus chère au monde : mes parents qui mon toujours aidé et encouragé dans mon parcours universitaire, sans oublié leur sacrifice et amour.

A mes sœurs : Karima, Latifa, Saadia

A mon cher et unique frère : Mohammed

Ainsi à Toute la famille HAKIKI.

A ma collègue et mon binôme Zineb et à tous mes amies surtout : Sarah et Rihab, Samah, khalissa.

*A tous le personnel des laboratoires pédagogiques d'électronique
Sans oublié tous les étudiants de la promotion Master2 IBM.*

KELTOUM

Dédicaces

*Grace à Dieu
j'ai pu finir ce travail
et je le dédie à
l'Algérie , mon pays
mes parent, mamie
mes frères et mes sœurs
tous ceux qui travaillent
dans le noir afin que
le monde vive dans
la lumière*

ZINEB

Résumé

Ce mémoire traite une étude générale sur les techniques d'exploration de la fonction respiratoire assurée d'une part par la mobilisation de la cage thoracique grâce aux muscles respiratoires et d'autre part par les poumons grâce aux échanges gazeux alvéolo-capillaires. Nous sommes donc en présence de deux fonctions physiologiques : Une fonction ventilatoire mécanique et une fonction respiratoire physicochimique. L'étude entamée dans ce travail passe en revue différents types des techniques dédiées à l'exploration fonctionnelle respiratoire (EFR). Nous nous sommes intéressés en particulier au système électronique associé à la pneumotachographie de Fleisch qui elle-même repose sur la loi de Poiseuille selon laquelle le débit d'un écoulement laminaire est proportionnel à la différence de pression entre deux points de cet écoulement.

Ce qui nous a amené à concevoir et à réaliser un capteur à reluctance variable par la déformation d'une membrane, engendré par la différence de pression entre deux points de l'écoulement, à l'intérieur d'une tête de Fleisch.

Mots clés :

L'exploration fonctionnelle respiratoire, Capteur à reluctance variable, Pneumotachographie de Fleisch, loi de Poiseuille, Microcontrôleur, RS 232.

Abstract

The present dissertation deals with a general study of technical means to explore the respiratory function guaranteed, on one hand, by the mobilization of the thoracic cage by means of the respiratory muscles, and by the lungs thanks to alveolo-capillary gaseous exchanges, on the other hand. This means that we are now in the presence of two physiological functions: a mechanical ventilator function and a physicochemical respiratory. The present research review the different types of techniques dedicated to the respiratory functional exploration. We are particularly interested in the electrical systems associated with based on Fleisch's pneumotachography principle, which in itself stands upon Poiseuille's law. According to the latter (Poiseuille's law) a laminar flow rate is proportional to the difference of pressure between two points of this flow. This has led us to conceive and design a sensor with a variable reluctance by means of the deformation of the membrane created by the pressure difference between two points of the gaseous respiratory flow inside a Fleisch's head.

Keywords:

The respiratory functional exploration, sensor to variable reluctance, Fleisch's pneumotachography, Poiseuille's law, microcontrolleur, RS232.

Introduction générale

Abréviation

EFR : exploration fonctionnelle respiratoire.

VB : visuel basic.

PTG : pneumotachographe.

VAS : voies aériennes supérieurs.

VAI : voies aériennes inférieures.

CPT : La capacité pulmonaire totale.

VR : Le volume résiduel.

CV : La capacité vitale.

VC ou VT : Le volume courant.

VRI : Le volume de réserve inspiratoire.

VRE : Le volume de réserve expiratoire.

CRF : La capacité résiduelle fonctionnelle.

VGT : Volume des gaz thoraciques.

MSComm1 : Microsoft Comm Control

Listes des figures

Chapitre I : Notions anatomiques et physiologiques de l'appareil respiratoire

Figure I.1 : Les voies aériennes supérieures	25
Figure I.2 : Les poumons	25
Figure I.3 : Les alvéoles	26
Figure I.4: anatomie du diaphragme.....	27
Figure I.5 : Inspiration	28
Figure I.6 : Expiration	28
Figure I.7 : les échanges gazeux dans les poumons.....	30
Figure I.8 : Courbes volumes et capacité pulmonaires.....	31
Figure I.9 : Pathophysiologie de la respiration.....	33

Chapitre II : Etats de l'art concernant les techniques d'explorations fonctionnelles respiratoires

Figure II.1 : Le pléthysmographe	36
Figure II.2 : Méthode de dilution d'hélium	37
Figure II.3: Le pneumotachograohe de Fleish	38
Figure II.4 : Le pneumotachographe de Lilly	39
Figure II.5 : Le spiromètre à cloche	40

Chapitre III : La pneumotachographie de Fleish

Figure III.1 : Dispositif d'un pneumotachographe	42
Figure III.2 : PTG de Fleish	43
Figure III.3 : les principales compositions d'un PTG	44
Figure III.4 : Mesure des débits pulmonaires par la pneumotachographie	45
Figure III.5 : loi de poiseuille	46
Figure III.7 : Régime laminaire et turbulent	48

Chapitre IV : Etude et réalisation d'un circuit de conditionnement d'un capteur de pression

Figure IV.1 : principe d'un capteur	50
Figure IV.2 : constitution d'une chaîne de mesure	51
Figure IV.3 : <i>Schéma synoptique d'un capteur de pression</i>	54

Figure IV.4 : Principe de la réluctance variable	55
Figure IV.5 : schéma bloc du capteur de pression à réluctance variable	56
Figure IV.6 : Capteur à réluctance variable	57
Figure IV.7 : alimentation linéaire	58
Figure IV.8 : Schéma électrique de l'alimentation +5V.....	58
Figure IV.9 : Régulateur de tension	59
Figure IV.10 : Circuit d'une source de tension 5V réalisé sur la plaque d'essai.....	59
Figure IV.11: photo de montage de la source de tension 5V.....	60
Figure IV.12 : le signal de sortie de la source de tension 5V.....	60
Figure IV.13 : schéma bloc du circuit de conditionnement	61
Figure IV.14 : oscillateur à pont de Wien	62
Figure IV.15 : astable NE555 signal carré demandé [Annexe FT NE555]	63
Figure IV.16 : schéma explicatif de NE555	64
Figure IV.17 : les impulsions générées d'après le NE555 utilisé.....	65
Figure IV.18: Le schéma synoptique du circuit oscillateur.....	65
Figure IV.19 : Circuit oscillateur réalisé sur la plaque d'essai.....	66
Figure IV.20 : Circuit de la mise en forme du signal respiratoire.....	66
<i>Figure IV.21 : Filtre-passe haut</i>	<i>67</i>
<i>Figure IV.22 : Filtre-passe bas.....</i>	<i>68</i>
Figure IV.23 : circuit non- inverseur	68
Figure IV.24 : Circuit de détection.....	69
Figure IV.25 : Circuit de conditionnement réalisé sur la plaque d'essai	71
Figure IV.26 : La carte de conditionnement du capteur de pression différentielle.....	71

Chapitre V : Carte d'acquisition du débit d'air répertoire

Figure V.1 : Structure d'une chaîne d'acquisition	74
Figure V.2 : schéma bloc de la CAN.....	75
Figure V.3 : Schéma de principe d'un échantillonneur bloqueur.....	75
Figure V.4 : Echantillonnage d'un signal	76
Figure V.5 : Quantification du signal	77

Figure V.6 : Structure interne d'un microcontrôleur	78
Figure V.7 : Microcontrôleur pic16F876A	79
Figure V.8: Brochage du PIC16F876A	80
Figure V.9 : Architecture Von Neumann.....	81
Figure V.10 : Architecture Harvard.....	81
Figure V.11 : les différents modules du PIC 16F876A.....	82
Figure V.12 : cycle d'instruction	83
Figure V. 13: Port d'entrées /sorties	83
Figure V.14 : Oscillateur à Quartz 20 MHZ.....	84
Figure V.15 : le Timer 0.....	85
Figure V.16 : Déroulement d'une Conversion.....	86
Figure V.17 : Liaison série asynchrone.....	87
Figure V.18 : caractéristique électrique de la norme RS232.....	89
Figure V.19 : schéma de câblage DB9.....	90
Figure V.20 : Brochage de circuit MAX232	91
Figure V.21 : schéma bloc du circuit d'acquisition.....	92
Figure V.22 : Circuit électrique réalisé de la carte d'acquisition.....	92
Figure V.23 : MPLAB IDE de Microchip.....	93
Figure V. 24 : carte de programmation.....	93
Figure V.25 : L'organigramme du programme de microcontrôleur (PIC16F876A)	94
Figure V.26 : Organigramme de programme d'acquisition et d'affichage du signal sur PC	96
Figure V.27 : interface d'affichage sur PC	97

Liste de tableaux

Tableau 1 : Types des capteurs passifs	52
Tableau 2 : Types des capteurs actifs	52
Tableau 3 : Analogie d'Hopkinson.	56
Tableau 4 : Temps de conversion d'un bit T_D	86
Tableau5 :Brochage du connecteur RS232.....	89

Introduction générale

L'appareil respiratoire comporte deux éléments : la pompe respiratoire responsable de la mobilisation de la cage thoracique et l'échangeur pulmonaire responsable de la diffusion alvéolo-capillaire.

A l'inverse de la pompe cardiaque, la pompe respiratoire n'a pas bénéficié au cours du temps d'autant de moyens d'investigation que la pompe cardiaque, bien que sa défaillance entraîne une série de troubles qui peuvent altérer la fonction cardio- respiratoire.

Les maladies pulmonaires obstructives et restrictives ainsi que les maladies circulatoires ont en commun de pouvoir modifier la perfusion pulmonaire. La respiration est affectée en outre par les anomalies fonctionnelles des neurones régulant la respiration ainsi que par celles des motoneurones, des muscles et des nerfs contrôlés par ces neurones. Les altérations des mouvements respiratoires dues à des troubles de régulation ne conduisent pas obligatoirement aux mêmes altérations de la ventilation alvéolaire.

L'EFR est un examen qui permet d'explorer et de quantifier, de manière objective, la capacité respiratoire d'un patient. Elle permet le dépistage d'anomalies chez des patients présentant des facteurs de risques respiratoires et oriente le diagnostic pour un suivi évolutif des pathologies respiratoires, avec ou sans traitement (tabagisme, expositions professionnelles), en offrant une large palette d'examens et donc des techniques visant à évaluer la manière dont fonctionne le système respiratoire.

Trois mesures de base sont généralement faites dans les fonctions respiratoires : Ventilation, distribution et diffusion.

Les techniques d'EFR ont de nombreux avantages par rapport aux autres méthodes d'exploration fonctionnelle du corps humain : elles sont non nocives et facile à mettre en œuvre. Il existe de nombreux appareils dédié à l'EFR, dont les plus répandus sont les pneumotachographes de Lilly et de Fleish (respectivement à grille et à tubes capillaires parallèles). Le PTG permet la lecture directe des débits respiratoires instantanés.

Le contexte de ce travail est la réalisation d'une plateforme capable de recueillir le signal représentatif de la fonction respiratoire en exploitant un capteur de pression différentielle à réluctance variable basé sur le principe de Fleish qui lui-même repose sur la loi de Poiseuille. Ce capteur est capable de transformer le débit respiratoire en un signal électrique passant par une carte de conditionnement qui permet de mettre en forme le débit ventilatoire.

Pour décrire notre contribution, le document est organisé en cinq chapitres.

Le premier chapitre est consacré au système respiratoire et l'ensemble des processus aboutissant aux échanges gazeux entre un organisme et son environnement en citant les différents paramètres respiratoires ainsi que les troubles qui peuvent altérer ces processus et provoquer un dysfonctionnement de l'appareil respiratoire.

Dans le second chapitre, les différentes méthodes d'exploration fonctionnelle respiratoire sont présentées. Parmi les méthodes d'explorations existantes : la méthode de la pneumotachographie de Fleish qui est exploitée dans ce travail.

Le troisième chapitre traite essentiellement l'étude de la méthode de la pneumotachographie de Fleish, ces propriétés et les principaux composants sont détaillés.

Le chapitre quatre est réservé à l'étude pratique du système réalisé, il s'agit de l'étude de certains circuits qui peuvent être utilisés pour réaliser une telle plateforme.

Dans le dernier chapitre, une interface Homme-Machine micro-contrôlée est réalisée. Elle permet l'acquisition, la numérisation, l'affichage et le traitement du signal débit métrique représentatif de la fonction ventilatoire.

L'étude est finalisée par une présentation des résultats obtenus au niveau des différents points tests prévus sur la plateforme, et terminée par une conclusion générale avec des perspectives.

Chapitre. I

Notions anatomiques et physiologiques de l'appareil respiratoire

I.1. Introduction

Ce chapitre est essentiellement consacré à l'anatomie et au fonctionnement physiologique de l'appareil respiratoire, accompagné d'un aperçu sur les paramètres de la fonction respiratoire en citant des dysfonctionnements de celle-ci qui peuvent apparaître au cours de la vie de manière aiguë ou chronique, avec des syndrômes aussi nombreux que variés.

Afin de prendre une idée générale sur les pathologies et de comprendre la genèse du signal débit-volume respiratoire.

I.2. Généralités

L'appareil respiratoire permet de ventiler pour apporter à l'organisme l'oxygène indispensable à la vie et rejeter le résultat des combustions physiologiques, le dioxyde de carbone et la vapeur d'eau [1]

La ventilation est une activité automatique et autorégulée résultant de la contraction cyclique permanente du diaphragme et des autres muscles respiratoires. La commande des muscles respiratoires est double avec une part volontaire permettant la réalisation de manœuvres ventilatoires ou non (parole, apnée volontaire, EFR...) et une part automatique indispensable à la vie. Celle-ci est sous le contrôle du tronc cérébral qui en régule l'activité en fonction de signaux chimiques afférents (O₂ et CO₂) afin de maintenir l'homéostasie corporelle. Les muscles doivent avoir la force et l'endurance nécessaires pour mobiliser la cage thoracique, ce qui suppose l'intégrité du système nerveux central et périphérique, de la jonction neuromusculaire et du muscle lui-même [1]

I.3. Anatomie de l'appareil respiratoire

Le système respiratoire est composé de :

- Poumons
- Voies aériennes
- Muscles respiratoires

I.3.1. Voies aériennes supérieures (VAS)

L'air pénètre par les narines dans les fosses nasales où il se réchauffe et s'humidifie. Il circule dans l'arrière-gorge puis passe dans la trachée par le larynx. Ce dernier est un volumineux conduit toujours béant grâce à un empilage d'anneaux cartilagineux. Son ouverture peut être fermée (déglutition) par le jeu de la luette et de l'épiglotte sur la glotte.

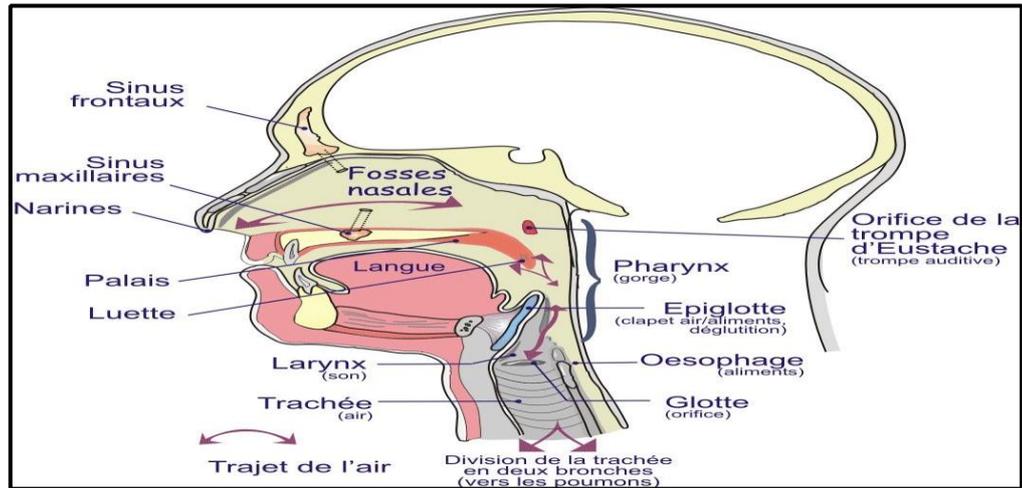


Figure I.1 : Les voies aériennes supérieures [2]

I.3.2. Poumons et voies aériennes inférieures (VAI)

La trachée se divise ensuite en deux bronches, chacune pénétrant dans l'un des deux poumons. Les poumons sont des masses spongieuses entourées d'un double feuillet protecteur : la plèvre [2]

Les poumons sont contenus dans une cage osseuse fermée par le diaphragme dans sa partie inférieure. La cage thoracique est formée de 12 paires côtes partant de la colonne vertébrale ; les 10 paires supérieures sont soudées au sternum [2]

Les poumons sont en fait répartis en cinq lobes, 3 à droite, 2 à gauche. Les bronches se subdivisent ensuite en bronchioles de plus en plus petites pour aboutir aux lobules pulmonaires d'un volume d' 1cm^3 environ [2]

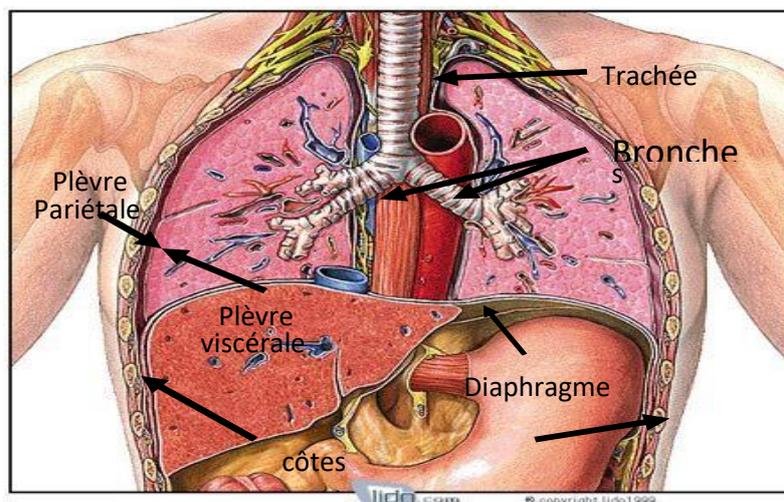


Figure I.2 : Les poumons [2]

I. 3.2.1. Les alvéoles :

Le lobule pulmonaire est constitué d'une série de petits sacs ; les alvéoles. Celles-ci sont entourées d'un fin réseau de capillaires permettant les échanges gazeux entre l'air et le sang.

Les alvéoles sont la structure de base du poumon; pour un adulte leur surface totale développée est de l'ordre de 150 à 200m²(mais chez l'Homme 2/3 sont fonctionnels) [2]. Une mince pellicule lubrifiante appelée « Surfactant » tapisse la paroi de l'alvéole, « L'épithélium ». Le surfactant a pour rôle d'amortir l'extension ou la rétraction de l'alvéole [2]

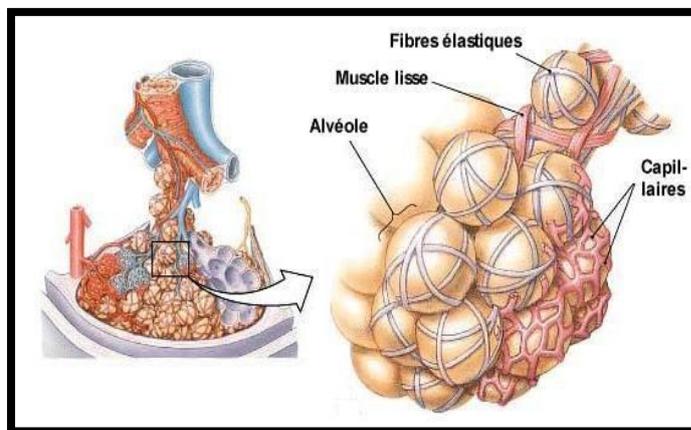


Figure I.3 : Les alvéoles [2]

I.3.2.2. Le diaphragme :

Le diaphragme est une « voûte » musculo-tendineuse séparant le thorax de l'abdomen (figure 04). Il s'insère sur les faces postérieures des 6 dernières côtes et de l'appendice xiphoïde et sur la face antérieure des vertèbres lombaires (piliers du diaphragme). La partie centrale de la voûte se compose d'une zone tendineuse percée de hiatus qui laissent passer les structures vasculaires et l'œsophage [1]

Le diaphragme est innervé par les nerfs phréniques qui proviennent principalement de la 4^e racine cervicale et dans une moindre mesure de la 3^e et 5^e. Sa vascularisation, issue des artères phréniques, intercostales et mammaires internes, est riche afin d'assurer un apport en oxygène suffisant [1]

Il est le principal muscle inspiratoire (il assure 60 à 70% de l'effort), sa contraction entraîne une descente « du dôme diaphragmatique » similaire à un mouvement de piston entraînant une pression négative dans le thorax et une pression positive dans l'abdomen (figure 04). Par ailleurs l'action des fibres musculaires diaphragmatiques sur leurs insertions costales permet l'augmentation du diamètre transversale du thorax.

La ventilation est avant tout un travail d'endurance. Le diaphragme est donc principalement composé de fibres résistantes à la fatigue : 40% de fibres Ia (type lent et oxydatif) très résistantes, 30 % de fibres IIa (type rapide et oxydatif-glycolytique) assez résistantes et 30% de fibres IIb (type rapide glycolytique) fatigables [1]

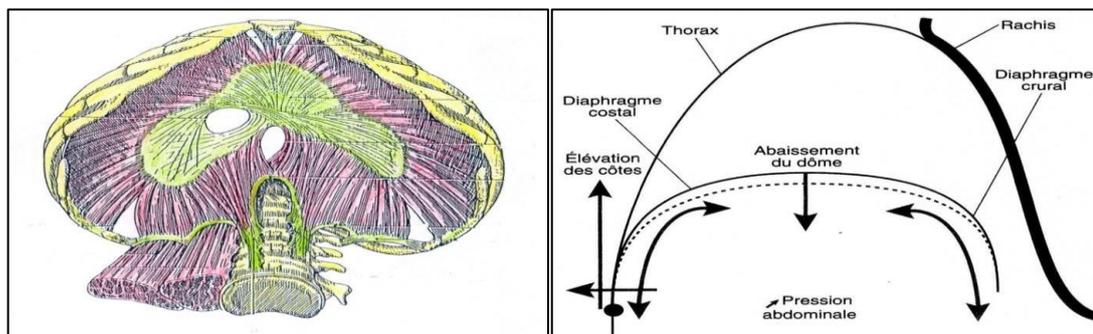


Figure I.4 : Anatomie du diaphragme [1]

I.3.3. Muscles respiratoires (accessoires au système respiratoire)

I.3.3.1. Muscles inspiratoires

Il s'agit des muscles intercostaux externes, des scalènes et des sternocléidomastoïdiens. Ils sont souvent appelés à tort « muscles accessoires » pourtant ils participent activement à la ventilation même en condition calme où leur coordination avec le diaphragme est essentielle. Les scalènes par exemple empêchent l'affaissement de la partie supérieure de la cage thoracique en inspiration. La participation de ces muscles augmente en cas d'agression pulmonaire pour pallier à la fatigue du diaphragme [1]

Par ailleurs, les muscles dilatateurs des voies aériennes supérieures (VAS), même si ils ne sont pas à proprement parler des muscles respiratoires, empêchent les VAS de se collaborent lors de l'inspiration et sont donc indispensables à la dynamique ventilatoire [1]

I.3.3.2. Les muscles expiratoires

Les muscles expiratoires sont principalement des muscles de la paroi abdominale (abdominaux, transverses, obliques et grands droits) et, à l'étage thoracique, les muscles intercostaux internes et le muscle triangulaire du sternum. Ils participent à l'expiration lors de manœuvres volontaires ou en cas d'agression pulmonaire [1]

I.4. Physiologie de l'appareil respiratoire

I.4.1. Les mouvements respiratoires

I. 4.1.1. La respiration normale

a) Inspiration : phénomène actif [3]

- Abaissement du diaphragme.
- Accroissement de la cage thoracique.
- Augmentation du volume d'air dans les poumons.

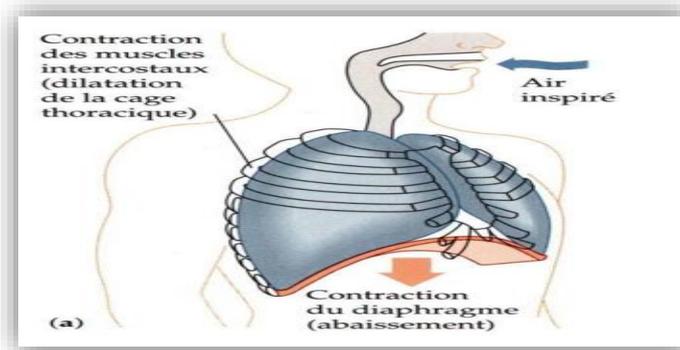


Figure I.5 : Inspiration [2]

b) Expiration : phénomène passif [3]

- Relâchement des muscles
- Les poumons reprennent leur volume initial

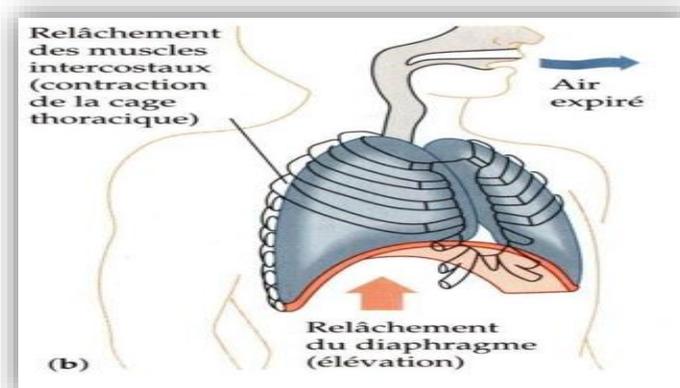


Figure I.6 : Expiration [2]

I. 4.1.2. La respiration forcée

a). Inspiration forcée [3]

- Contraction volontaire des muscles releveurs de côtes
- Dilatation maximale de la cage thoracique

Air complémentaire = pénétration 1,5 litres d'air

b). Expiration forcée [3]

- Contraction des muscles abaisseurs des côtes
- Dilatation maximale de la cage thoracique

Air de réserve = 1,5 litres d'air s'échappent

I.4.2. Fonction du poumon

Les fonctions de la respiration pulmonaire sont d'un côté l'approvisionnement du sang en oxygène et de l'autre la régulation de l'équilibre acide-base par l'intermédiaire de la concentration sanguine en dioxyde de carbone. La mécanique respiratoire permet **la ventilation des alvéoles**, à travers la paroi desquelles peuvent **diffuser l'O₂** ; vers le sang et le du sang vers les alvéoles. Le transport des gaz respiratoires dans le sang s'effectue pour la plus grande partie sous forme liée, la quantité transportée dépend, entre autres, de la concentration dans le sang et du débit pulmonaire (**perfusion**). La régulation respiratoire a pour but d'adapter la ventilation aux besoins [4]

C'est-à-dire la respiration «extérieure» consiste en un échange gazeux entre l'organisme et le milieu ambiant (respiration intérieure = oxydation des aliments). L'organisme humain multicellulaire a besoin d'un système de transport par **convection** pour assurer les échanges gazeux sur de longues distances : flux gazeux dans l'appareil respiratoire et flux sanguin dans le système circulatoire. Le transport des gaz sur de courtes distances (de l'ordre du μm) à travers les barrières cellulaires et membranaires, se fait par diffusion. Ainsi, l'oxygène parvient par convection avec l'air inhalé dans les alvéoles pulmonaires (ventilation = aération) d'où il diffuse dans le circuit sanguin à travers la membrane alvéolaire, pour être transporté jusqu'aux tissus ; il diffuse alors finalement vers les mitochondries à l'intérieur des cellules à approvisionner. Le CO₂ qui est produit à ce niveau parcourt le chemin inverse [5]

I.4.3. Les échanges gazeux respiratoires

a) Lieu des échanges gazeux

- Au niveau tissulaire, cellulaire.
- Au niveau des poumons.

b) La diffusion des gaz : rôle de l'hémoglobine dans le sang

- Absorption de dioxygène (O_2) dans le sang
- Rejet de dioxyde de carbone (CO_2) et de vapeur d'eau dans le milieu extérieur
- O_2 et CO_2 se fixent sur l'hémoglobine du sang

-Oxyhémoglobine = hémoglobine + O_2

-Carbhémoglobine = hémoglobine + CO_2

-Hydrogénocarbonates : CO_2 dans le plasma

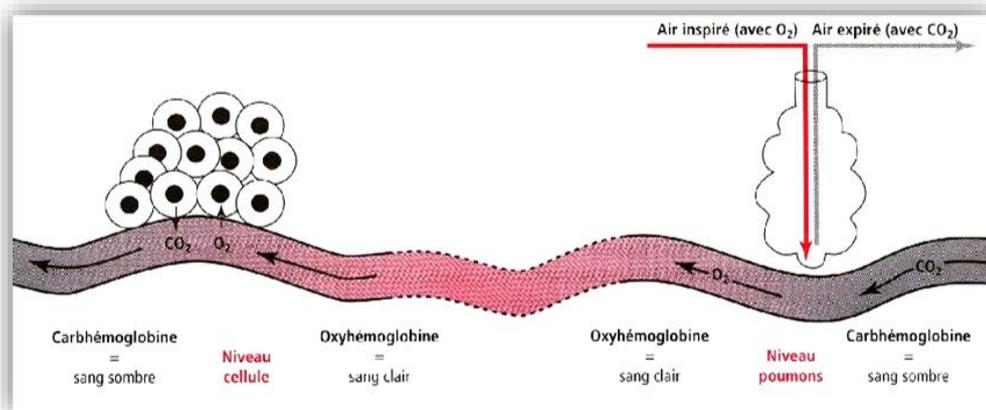


Figure I.7 : les échanges gazeux dans les poumons [2]

-Le CO_2 se trouve en très petite quantité dans l'air ambiant et est important dans l'air expiré

-L' O_2 se trouve en quantité importante dans l'air ambiant et son devenir dans l'organisme est de diminuer.

I. 4.4. Les paramètres respiratoires

Au repos, $0,3 \text{ l/min}$ d' O_2 doivent être transférés de l'air ambiant vers la périphérie du corps (consommation d' O_2) et $0,25 \text{ l/min}$ de CO_2 rejetés à l'extérieur (élimination de CO_2). Ceci nécessite un débit ventilatoire à partir de l'air expiré de l'ordre de 8 l/min [5].

On distingue 2 types de volumes pulmonaires : les volumes mobilisables correspondant à la capacité vitale et ses divisions et les volumes non mobilisables correspondant au volume résiduel et à la capacité résiduelle fonctionnelle. Les différentes divisions du volume pulmonaire sont les suivantes (Figure I.8) [6]

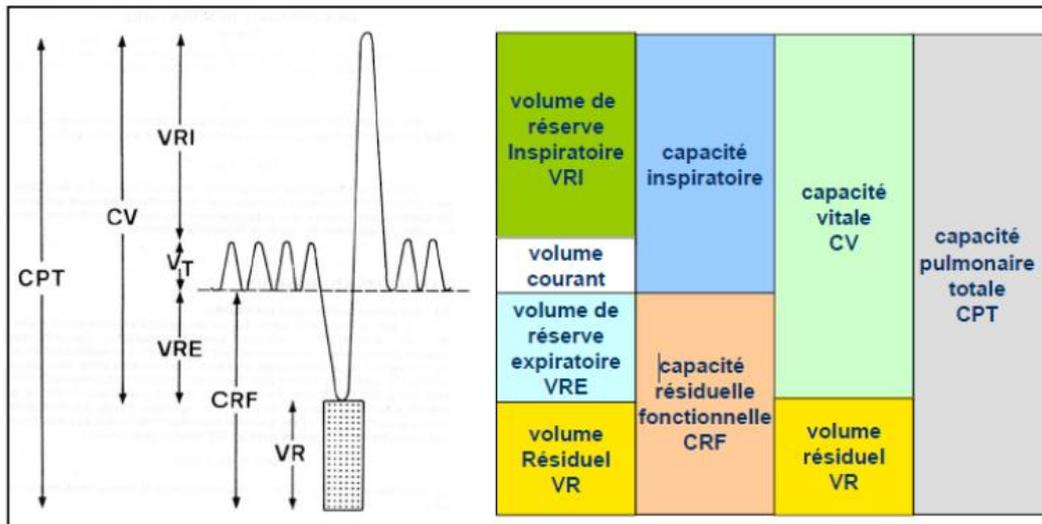


Figure I.8. Courbes volumes et capacité pulmonaire [8]

- **La capacité pulmonaire totale (CPT)** correspond à la quantité de gaz dans les poumons lors d'une inspiration maximale. Elle est d'environ 6 litres chez un sujet sain de taille moyenne. Elle est égale à la somme de la capacité vitale et du volume résiduel
- **Le volume résiduel (VR)** est la quantité de gaz restant dans le poumon après une expiration maximale, il s'agit donc d'un volume non mobilisable et non mesurable par spirométrie [6], car il reste dans l'espace mort fonctionnelle, c'est-à-dire dans les cavités qui servent de conduits pour l'air, mais qui ne participent pas aux échanges gazeux [5]
- **La capacité vitale (CV)** est le volume mobilisé lors d'une expiration maximale faisant suite à une inspiration maximale (capacité vitale expiratoire : CVE) ou inversement (capacité vitale inspiratoire : CVI) [6]
- **Le volume courant (VC ou VT)** pour « tidal volume ») est la quantité de gaz inspirée ou expirée pendant le cycle respiratoire calme, il varie en fonction de la position ou de l'activité physique. Chez l'adulte sain au repos il est d'environ 500 ml.
- **Le volume de réserve inspiratoire (VRI)** est le volume inspiratoire maximal au-delà d'une inspiration calme du VT [6]
- **Le volume de réserve expiratoire (VRE)** est le volume expiratoire maximal au-delà de l'expiration calme du VT.
- **La capacité résiduelle fonctionnelle (CRF)** est la quantité de gaz restant dans les poumons à la fin de l'expiration calme du volume courant, il correspond à la somme du VR et du VRE. Il s'agit du volume auquel les tractions de recul élastique des poumons et de la cage thoracique s'équilibrent (fin de l'expiration passive) [6]

I. 5. Dysfonctionnement de l'appareil respiratoire :

Une série de troubles peut altérer la respiration de telle sorte qu'un apport suffisant en O₂ et une élimination satisfaisante du CO₂ ne soient finalement plus garantis [4]

Dans le cas des maladies pulmonaires obstructives, la résistance des voies respiratoires est augmentée ce qui diminue la ventilation des alvéoles. La conséquence première est une hypoventilation d'une partie ou de la totalité des alvéoles (hypoventilation globale). Si la ventilation d'un alvéole chute complètement, il se produit un shunt artérioveineux fonctionnel. L'hypoxie entraîne cependant une contraction des vaisseaux impliqués et diminue ainsi le flux sanguin à travers les alvéoles hypoventilés [4]

Dans le cas des maladies pulmonaires restrictives, la perte de régions fonctionnelles du poumon réduit la surface de diffusion et diminue de cette façon les échanges gazeux. On observe également une réduction de la surface de diffusion lors d'un emphysème, caractérisé par des alvéoles de grande taille mais en nombre réduit. Les troubles de diffusion peuvent aussi être dus à un allongement de la distance de diffusion entre les alvéoles et les capillaires [4]

Les maladies pulmonaires obstructives et restrictives ainsi que les maladies circulatoires ont en commun de pouvoir modifier la perfusion pulmonaire. La respiration est affectée en outre par les anomalies fonctionnelles des neurones régulant la respiration ainsi que par celles des motoneurones, des muscles et des nerfs contrôlés par ces neurones. Les altérations des mouvements respiratoires dues à des troubles de régulation ne conduisent pas obligatoirement aux mêmes altérations de la ventilation alvéolaire [4]

Les conséquences d'une respiration inadéquate peuvent être une hypoxémie, une hypercapnie ou une hypocapnie (c'est-à-dire une élévation ou une diminution de la concentration de CO₂) du sang artériel. L'approvisionnement des cellules en O₂ ainsi que la collecte du CO₂ à la périphérie, à vrai dire, ne dépendent pas seulement de la respiration mais également de l'intégrité de la fonction de transport de l'oxygène par le sang et de l'appareil circulatoire [4]

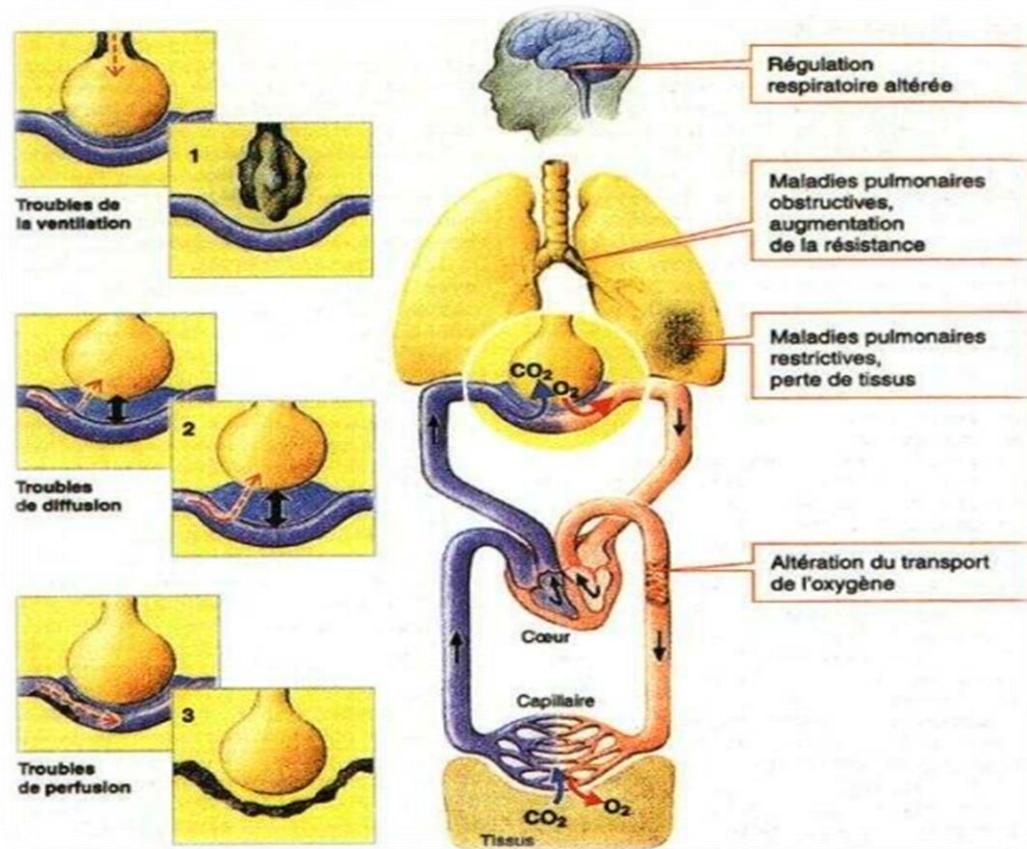


Figure I.9 : Pathophysiologie de la respiration [4]

I.6.Conclusion

Dans ce chapitre, on a présenté d'une manière générale et d'une vue un peu anatomique et physiologique la composition et le fonctionnement du l'appareil respiratoire humain en accompagnant chaque section avec des figures et schémas illustratifs.

Ce chapitre est une introduction aux éléments de base de l'EFR. Après une introduction sur l'anatomie de l'appareille respiratoire, nous avons décrit brièvement l'ensemble des processus aboutissant aux échanges gazeux entre un organisme et son environnement en citant les différents paramètres respiratoires ainsi que les troubles qui peuvent altérer ses processus et provoquer un dysfonctionnement de l'appareille respiratoire. Ces notions sont indispensables pour la bonne compréhension des problèmes étudiés par la suite.

Le chapitre suivant est consacré à l'étude de la notion des différents types de techniques dédiées à l'EFR.

Chapitre. II

Etats de l'art concernant les techniques de l'exploration fonctionnelle Respiratoire

II. 1. Introduction

La fonction respiratoire peut être définie comme l'ensemble des processus aboutissant aux échanges gazeux entre un organisme et son environnement [7]

Certains volumes peuvent être inspirés ou expirés ce qui signifie qu'ils sont mobilisables et relativement faciles à mesurer [9]. Les explorations fonctionnelles respiratoires (EFR) regroupent l'ensemble des investigations permettant de mesurer les variables quantifiables de la fonction respiratoire. C'est le complément indispensable de l'examen clinique et radiographique en pneumologie [7]

Ce chapitre est consacré à l'étude de l'exploration fonctionnelle respiratoire et ses différentes techniques qui permettent d'aboutir à la mesure des paramètres pulmonaires (débits et volume).

Parmi les méthodes d'explorations existantes : la méthode de la pneumotachographie de Fleish qui est exploitée dans ce travail.

II. 2. L'exploration fonctionnelle respiratoire (EFR)

II. 2.1. Définition

L'EFR est un examen qui permet d'explorer et de quantifier, de manière objectif, la capacité respiratoire d'un patient. Elle permet le dépistage d'anomalies chez des patients présentant des facteurs de risques respiratoires et oriente le diagnostic pour un suivi évolutif des pathologies respiratoires, avec ou sans traitement (tabagisme, expositions professionnelles), en offrant une large palette d'examens et donc des techniques visant à évaluer la manière dont fonctionne le système respiratoire [8]

Trois mesures de base sont généralement faites dans les fonctions respiratoires :
Ventilation,
distribution et diffusion.

•Ventilation [8]

Les mesures sur le corps considéré comme pompe à air, déterminant son habilité à déplacer des volumes d'air et la vitesse avec laquelle ils sont déplacés. C'est le type de mesure le plus utilisé, elle est faite à l'aide d'un spiromètre : La spiropgraphie est la mesure et l'enregistrement de la fonction ventilatoire en circuit fermé c'est à dire qu'on demande au patient d'inspirer profondément et d'expirer complètement que possible, dans le même appareil, l'ensemble étant parfaitement étanche , sans communication avec l'atmosphère.

• Les mesures de distribution [8]

Permettent d'indiquer où l'air circule dans les poumons et si la maladie à obstruer des sections dans lesquelles l'air circule. Elles quantifient le degré d'obstruction des poumons et déterminent aussi le volume résiduel.

• Les mesures de diffusion [8]

Teste l'habilité des poumons à échanger l'air avec le système circulatoire. Ceci est généralement difficile à accomplir avec l'oxygène compte tenu que cela nécessite un échantillon de capillaire pulmonaire, ainsi elle est faite en mesurant la diminution d'une faible quantité de monoxyde de carbone initialement mélangé avec l'air respiré.

II. 3. Méthodes de mesures des volumes et débits respiratoires

II. 3.1. Mesure des volumes non mobilisables

Trois principales techniques de mesure du volume résiduel (volume non mobilisable) sont applicables.

II.3.1.1 .La pléthysmographie corporelle

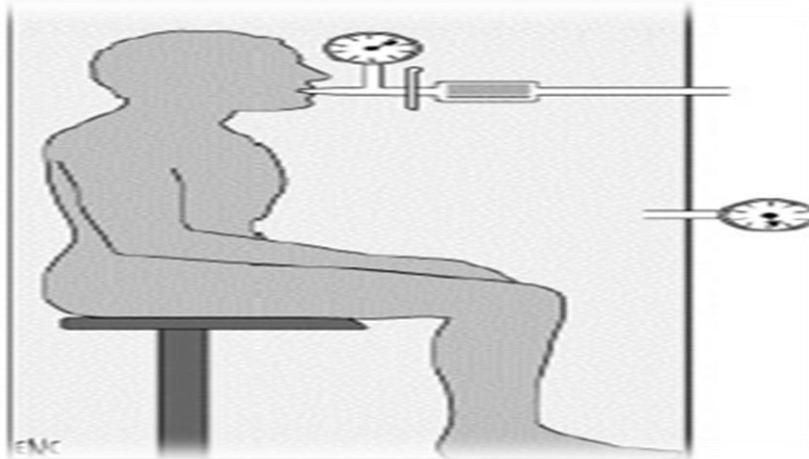


Figure II.1 : Le pléthysmographe

La pléthysmographie corporelle permet la mesure du volume des gaz thoraciques (VGT) et ainsi de la Capacité résiduelle fonctionnelle (CRF). En plaçant le sujet dans une cabine air étanche. Le sujet respire de l'air de l'extérieur de cette cabine à travers un orifice (tuyau directement dans sa bouche) [7]

Cliniquement cette technique est utilisée pour mesurer des volumes absolus et de délivrer d'une manière continue une estimation de la pression alvéolaire à travers laquelle la résistance des conduits d'air peut être déterminée.

Le changement de volume dans les poumons peut être mesuré par les variations de volume dans le corps, ces variations sont mesurées soit par un changement de pression d'air dans la cabine, soit par un changement de tous le volume quand la pression dans la cabine est maintenue constante [10]

II. 3.1.2. La technique de dilution d'hélium

Dans cette technique, il faut savoir que l'Hélium est un gaz qui ne franchit pas la barrière alvéolaire. Nous allons donc nous en servir comme « gaz traceur » [7]

Ensuite on détermine sa concentration en utilisant le capteur approprié (au gaz utilisé) et on déduit le volume pulmonaire [9]

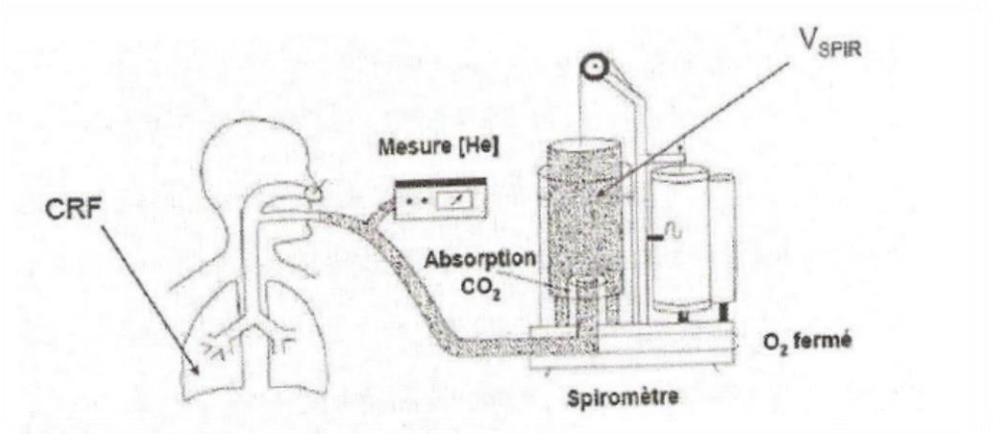


Figure II.2 : méthode de dilution d'hélium

- **Calcule le VR**

A partir de la CRF le patient doit réaliser une expiration forcée pour mesurer la VRE.

$$\text{Ou } VR = CRF - VFE.$$

On a ainsi calculé tous les volumes c'est-à-dire la CPT diminuée.

- **Avantage** : diagnostic du syndrome restrictif si CPT diminuée.

II. 3.1.3. La mesure du taux d'azote

Cette technique est utilisée pour la détermination indirecte du VR ; CRF.

Dans cette technique le sujet respire 100% d'O₂. un analyseur d'azote est placé au niveau du masque de respiration pour un monitoring du contenu en azote de l'air expiré. Une quantité d'azote est éliminée à chaque expiration mais aucune quantité n'est inhalée. L'analyseur d'azote enregistre le contenu décroissant en azote dans l'air expiré. la concentration d'azote dans les alvéoles décroît à environ 1 % quand le régime permanent est atteint. Cette durée d'expérience peut prendre 7 à 10 min [9]

II. 3.1.4. 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 d'arriver à la mesure du débit respiratoire.

II. 3.2. Mesure des volumes mobilisables

II. 3.2.1. La pneumotachographie

Le pneumotachographie (PTG) permet de mesurer les débits ventilatoire .Il est constitué par un tube de métal contenant une série de feuillets ondulés, faits d'une tôle très fine et enroulés sur eux-mêmes de manière à créer de très nombreux canaux de forme grossièrement cylindrique, disposés suivant le plus grand axe du tube ce système a été étudié pour provoquer une résistance tout en maintenant « laminaire » l'écoulement de l'air à travers le PTG. La présence d'une résistance détermine l'apparition d'une différence de pression entre deux points situés à distance l'un de l'autre le long du PTG. La différence de pression, très légère est mesurée au moyen d'un électromanomètre différentiel [9]. Il y a trois types de pneumotachographes disponibles :

a) Le pneumotachographe de type Fleish : possèdent une série de capillaires parallèles. Ils mesurent la chute de pression durant l'expiration. Cette chute est proportionnelle au débit produit par le patient soufflant dans l'appareil [7]

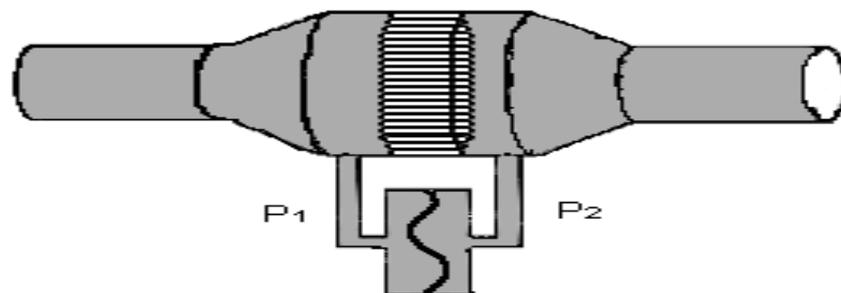


Figure II.3 : le pneumotachographe de Fleish [7]

b) Le pneumotachographe de type Lilly : permettant de mesurer la différence entre la pression avant et après une membrane avec une résistance connue. Les capillaires sont remplacés par une grille.

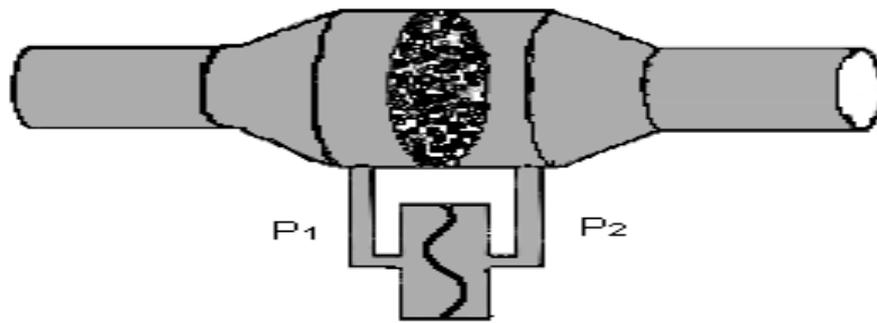


Figure II.4 : le pneumotachographe de Lilly [7]

- **Avantage** : plus simple à nettoyer.
- **Inconvénient** : les mesures sont moins précises.

c) **Le pneumotachographe à fil chaud** : mesurent la résistance électrique d'un fil en fonction de la température. Ils ne donnent pas d'information sur le sens du flux.

II. 3.2.2. La spirométrie

La spirométrie consiste à faire respirer doucement le sujet par la bouche, pendant quelque minutes au travers d'un embout stérile, avec une pince sur le nez, dans un tuyau relié à un appareil de mesure en exécutant différentes manœuvres (respiration normale, inspiration forcée, expiration forcée). Ensuite il s'agit de gonfler les poumons à fond puis de les vider le plus vite possible et le plus longtemps possibles jusqu'au vidage complet des poumons.

Les manœuvres sont répétées plusieurs fois pour vérifier la bonne qualité des mesures, les débits d'air inspirés ou expirés et permet de tracer un graphique (courbe débit-volume).

La plupart des spiromètres peuvent :

- mesurer en peu de temps toute une série de paramètres ventilatoires.
- évaluer la manœuvre d'expiration d'une personne ou du patient.
- calculer les données de référence de chaque patient.
- mémoriser les données du patient et les résultats du test. Elles peuvent être comparées à la fonction pulmonaire moyenne d'une personne de même race, taille, et âge à fin de tirer, un diagnostic [12]

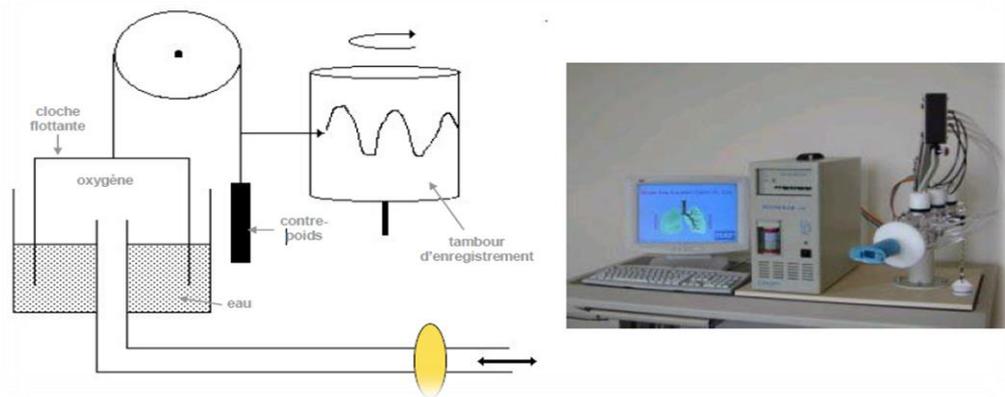


Figure II.5 : principe d'un spiromètre à cloche

II. 4. Conclusion

Les explorations fonctionnelles respiratoires offrent une large palette d'examen et donc de techniques visant à évaluer la manière dont fonctionne le système respiratoire. Certains volumes peuvent être inspirés ou expirés ce qui signifie qu'ils sont mobilisables et relativement faciles à mesurer. En revanche, le volume résiduel, correspond au volume gazeux qui reste toujours dans les poumons et ne peut donc jamais être expiré. Il s'agit d'un volume non mobilisable dont la mesure est plus difficile [9]

A travers ce chapitre, on a fait une étude de différentes techniques de l'exploration fonctionnelle respiratoire, qui permettent de déterminer l'état de fonctionnement des voies respiratoires et de mettre en évidence des maladies respiratoires à travers des mesures de volumes et de débits respiratoires.

Dans le chapitre suivant on va présenter en détail la méthode de la pneumotachographie de Fleisch qui est exploitée dans ce travail.

Chapitre. III

La Pneumotachographie de Fleish

III. 1. Introduction

Comme nous avons vus différents types des techniques de l'exploration fonctionnelle respiratoire sont utilisées pour mesurer les volumes et les débits respiratoires, et bien que les débits moyens soient mesurables par le spiromètre, ce dernier ne permet pas la lecture directe des débits expiratoires maximaux instantanés. Pour cela, on utilise la pneumotachographie.

Il existe de nombreux appareils de mesure des débits gazeux, dont les plus répandus sont les pneumotachographes de Lilly et de Fleisch (respectivement à grille et à tubes capillaires parallèles).

Ce chapitre est essentiellement consacré à l'étude de la méthode de la pneumotachographie de Fleish et leurs principales propriétés accompagné par un aperçu sur leurs principaux compositions d'un pneumotachographe de Fleisch à fin de prendre une idée générale et suffisante dans le cadre de notre travail pour le diagnostic avec cette méthode.

III. 2. La pneumographie

La pneumotachographie est une technique qui permet d'inscrire l'expansion circonférentielle de la cage thoracique. Elle offre en effet la possibilité d'évaluer les variations de débit à chaque point du cycle ventilatoire représentées en fonction de la capacité vitale sous le nom de courbes débit-volume et établies en manœuvre forcée. Le débit est mesuré grâce à un capteur de pression différentielle, associé au pneumotachographe (PTG). Si on place dans le courant aérien une résistance, il apparaît de part et d'autre de celle-ci une pression mesurable par le capteur différentiel et transformée par ce dernier en signal électrique. Le signal est ensuite envoyé vers un amplificateur puis vers un intégrateur d'où l'on déduira le débit. Par ailleurs, en déterminant les débits pulmonaires, il est possible d'obtenir les volumes pulmonaires par intégration directe. Par conséquent, un PTG permet d'obtenir à la fois les volumes et les débits pulmonaires [13]



Figure III.1 : Dispositif d'un pneumotachographe.

La qualité cardinale recherchée pour les PTG a longtemps été la linéarité, qui n'a été atteinte de manière satisfaisante que par Fleisch, dont ces dispositifs avaient un grand volume mort et une résistance à l'écoulement importante [14]

III. 3. La pneumotachographie de Fleisch

III. 3.1. Définition

Le pneumotachographe Fleisch est une technologie établie, développée par le professeur Alfred Fleisch à Lausanne en 1953. Elle fournit un spiromètre de mesure de débit précis, linéaire et fiable car le signal linéaire est simple à traiter et l'appareil est extrêmement robuste. En outre, le grand diamètre et la surface transversale efficace donne une impédance de débit extrêmement faible [17]

Le principe de ce PTG repose sur la loi de Poiseuille, qui stipule que, dans des conditions capillaires, dans un tube rigide droit, la livraison est proportionnelle à la perte de pression par unité de longueur. La mesure continue de la perte de pression, c'est-à-dire la mesure de la différence de pression entre deux points sur le tube, donne une courbe différentielle dont les ordonnées représentent la vitesse du courant d'air [19]

III. 3.2. Appareils

Les PTG de Fleisch sont des capteurs de débit d'air pour mesurer les échanges gazeux en respiration [14]. Leur emploi exige le capteur de pression différentielle, l'amplificateur et l'intégrateur analogique ou numérique à courant continu [15]



Figure III.2 : PTG de Fleisch [15]

Ce PTG se compose d'un tube présentant une résistance faible et constante à l'écoulement du débit que l'on cherche à mesurer. La résistance provient d'un réseau de petits tuyaux capillaires disposés en parallèle dans la direction du débit dans le tube. Tant que les débits restent relativement faibles et laminaires, la chute de pression entre l'entrée et la sortie du tube est linéaire et proportionnelle au débit. Lorsque le débit s'élève, il devient turbulent et la chute de pression n'est plus directement ni linéairement proportionnel au débit. Il y a donc intérêt à utiliser cet appareil dans la zone où le débit est laminaire et la relation débit pression linéaire. En pratique cela signifie que le même PTG ne pourra pas être utilisé pour l'enfant et l'adulte et pour tous niveaux d'exercice [18]

Pour éviter les turbulences, l'air traverse un grand nombre de conduits de 0,8 mm diamètre et 32 mm en longueur. Les conduits extérieurs (2) sont utilisés pour mesurer la pression. Le tube en laiton (3) comporte deux rangées de petits trous (4) répartis sur toute sa circonférence et communiquant avec les conduits annulaires (5) et (5a). La pression est ensuite transmise par les tubes (6) et (6a) au manomètre différentiel ou au transducteur de pression. Si le courant d'air traverse le PTG de droite à gauche, la pression sera plus grande dans (5) puis (5a). Inversement, si le courant d'air passe de gauche à droite, la pression sera plus grande dans (5a) que dans (5). Les pressions peuvent être mieux traduites en un signal électronique au moyen d'un transducteur de pression différentielle [19]

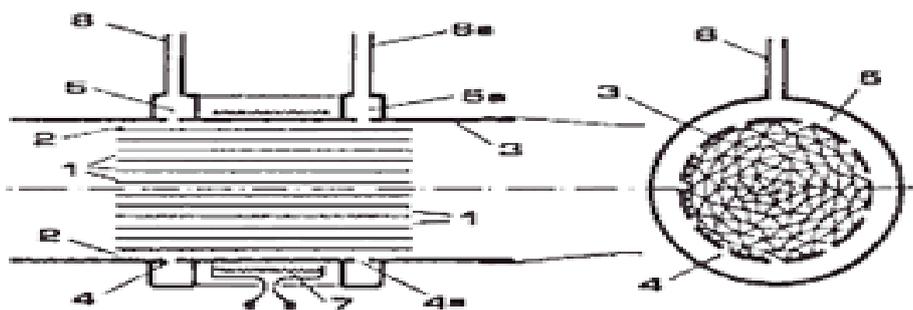


Figure III.3 : les principales compositions d'un PTG : 1- Canaux aériques, 2- zone de mesure, 3- tube principal, 4 / 4a points où la pression est mesurée, 5/5 canaux circulaires, 6 / 6a transmission de pressions mesurées, 7- élément chauffant [19]

III. 3.3. Caractéristiques d'un Pneumotachographe de Fleisch

a) *Linéarité*

Le gain du système ne doit pas être variable en fonction du débit. Certains pneumotachographes ne sont pas linéaires et les valeurs doivent être corrigées par un système analogique ou numérique avant intégration. Pour vérifier la linéarité, on fera passer le gaz rapidement et lentement : le volume mesuré doit être indépendant du débit.

b) *Stabilité*

Il est fréquent que la ligne de base du signal de volume soit affectée d'une « dérive ». La principale raison de ce phénomène est la dérive électrique du signal de débit, qui reste rarement constant sur une longue période de temps ; on parvient en général à remédier à ce problème en laissant chauffer l'électronique suffisamment longtemps et en assurant l'isolation thermique du capteur de pression [15]

c) *Étalonnage*

L'appareil doit être étalonné en volume quotidiennement, à l'aide d'une seringue étalonnée étanche de 3 litres. L'étalonnage électrique n'a pas de valeur réelle parce qu'il ne teste ni le pneumotachographe ni le capteur de pression, mais il est utile entre étalonnages physiques et en cas de panne. Un nouvel étalonnage est nécessaire après nettoyage de l'appareil. Il est courant d'étalonner le pneumotachographe à l'air ambiant, et d'utiliser cet étalonnage sans autres corrections pour le gaz inspiré et pour le gaz expiré [15]

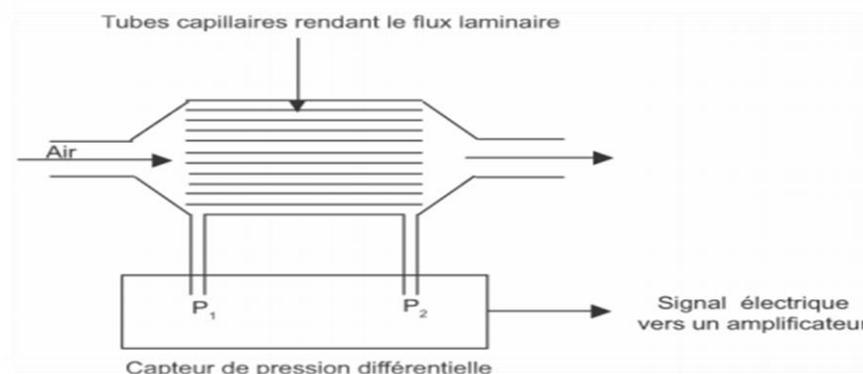


Figure III.4 : Mesure des débits pulmonaires par la pneumotachographie [13]

III. 3.4. Avantages

Les avantages du système de mesure de flux de diagnostic Fleisch sont les suivants :

- Simple sans pièces mobiles et facile à utiliser.
- Extrêmement robuste, conçu pour résister à une chute fréquente.
- Précis, linéaire et stable même à très faible débit.
- Fiable avec des résultats cohérents.
- Peut être facilement décontaminé par le nettoyage, la stérilisation liquide à froid ou autoclavage à 137 ° C
- Peut être facilement vérifié pour la précision (à l'aide d'une seringue de précision)
- Satisfait ISO 26782: 2009 spirométrie standard et ISO 23747: 2007.

III. 3.5. Application de la loi de Poiseuille

La mesure des débits gazeux ventilatoires est basée sur le principe du pneumotachographe de Fleisch qui lui-même est basé sur la loi de Poiseuille. Cette loi n'est valide seulement si le régime d'écoulement est laminaire –c'est à dire si la vitesse du fluide est toujours parallèle à la paroi. Ce constat exclue la présence de turbulence et est donc relatif à des vitesses de fluide plutôt faible. Le débit est proportionnel à la différence de pression mesurée entre les deux points de l'écoulement (Figure III.6) [20]

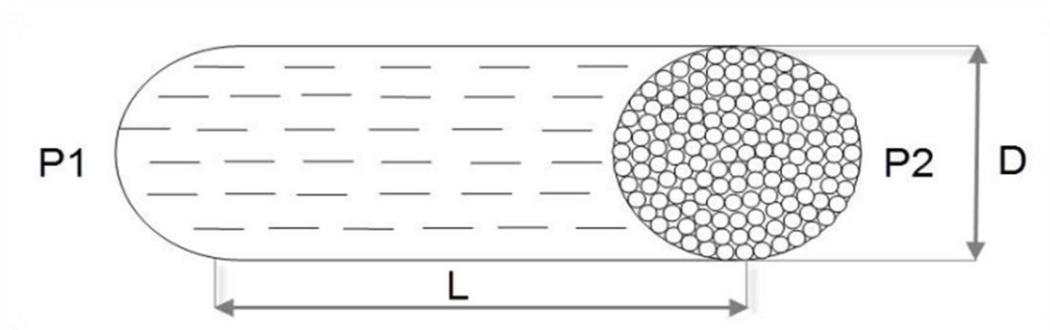


Figure III.5 : loi de Poiseuille [7]

- **Le débit Q est donné par la relation**

Q : le débit (m³/s).

R : le rayon (cm).

L : la longueur du tube (cm).

μ : la viscosité du gaz (g / [cm.s]).

p : le chiffre de Pi 3,1416.

P1 – P2 : la différence de pression entre les deux extrémités du tube (Pa).

$$Q = \frac{\pi R^4 (P_1 - P_2)}{8\mu \cdot l}$$

Ce constat exclue la présence de turbulence et est donc relatif à des vitesses de fluide plutôt faible. Cette hypothèse peut être vérifiée a posteriori en calculant un nombre appelé nombre de Reynolds [20]

C'est lors du déplacement d'un gaz au travers d'un tuyau qu'interviennent les notions de densité et de viscosité du gaz. Le nombre de Reynolds (Re) qui définit cet écoulement peut être obtenu par l'équation suivante qui considère le déplacement à travers un tuyau à parois lisses [21]

- **Le nombre de Reynolds (Re) est donné par la relation**

Avec $v = \frac{\mu}{\rho}$

ρ : masse volumique du fluide (kg/m³).

V : vitesse moyenne.

D : diamètre de la conduite (cm).

μ : viscosité dynamique du fluide (Pa·s ou kg/ (m·s)).

v : viscosité cinématique (m²/s).

$$Re = \frac{v \cdot D}{\nu}$$

Le nombre de Reynolds est un chiffre qui, en valeur absolue, prédit le type de flux auquel on peut s'attendre. Sans entrer dans les détails de la démonstration de tel ou tel type d'écoulement selon le nombre de Reynolds il faut retenir qu'une valeur inférieure à 2000 prédit un flux laminaire, tandis qu'un chiffre supérieur à 4000 prédit un flux turbulent [21]

Pour des valeurs se situant entre 2000 et 4000 le nombre de Reynolds traduit la présence d'un flux transitionnel oscillant entre laminaire et turbulent. Ce nombre varie fortement en cas de présence de valves, coudes et nature du tuyau au travers duquel s'écoule le gaz (surface rugueuse ou lisse) [21]

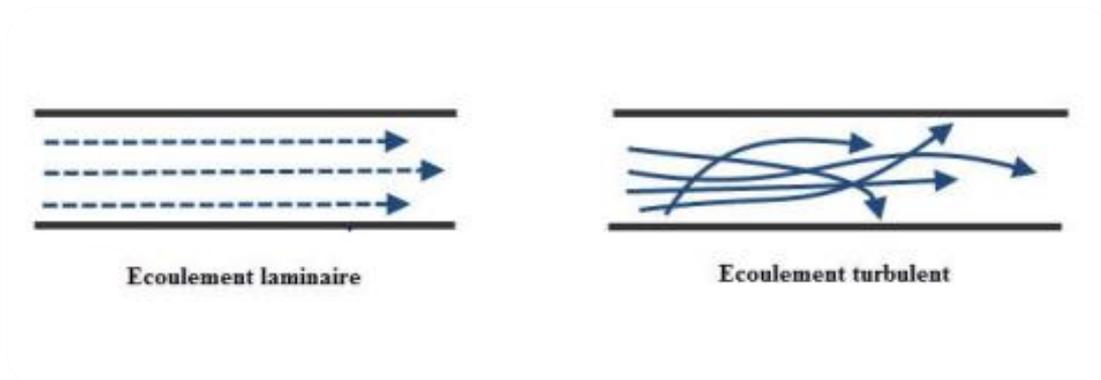


Figure III.6 : Régime laminaire et turbulent [7]

III. 4. Conclusion

Dans ce chapitre, une étude de la pneumotachographie de Fleisch été faite afin de recueillir le signal respiratoire ainsi le débit respiratoire, et réaliser une carte de conditionnement du capteur de pression différentielle à reluctance variable qui est basée sur le calcul de la pression différentielle générée par le tube de Fleisch.

Dans le chapitre suivant on va présenter les principes et les circuits électroniques qui peuvent constituer un système électronique de conditionnement du capteur de pression différentielle à reluctance variable afin de recueillir le signal respiratoire et en suite le débit respiratoire.

Chapitre. IV

Développement de la carte de conditionnement du capteur de pression

IV. 1. Introduction

Le conditionnement d'un signal est un dispositif qui assure la conversion de la grandeur électrique de sortie du capteur en une grandeur électrique exploitable par l'organe de Traitement. C'est un montage électronique qui d'une manière plus générale englobe toute la chaîne instrumentale. Cette définition nécessite la connaissance des capteurs.

Ce chapitre est consacré une étude générale sur les capteurs de pressions, on s'intéresse essentiellement au capteur de pression différentielle à reluctance variable qui est utilisé dans le cadre de notre travail pour convertir la pression différentielle générée par le tube de Fleisch en signal électrique. Puis on va mener une étude de certain circuit qui peuvent être utilisé pour alimenter le système réalisé, avant de passer à une étude détaillée du circuit électrique permet de conditionner les signaux issus des capteurs (amplification et démodulation), il comporte :

- Un oscillateur excitant les bobines du capteur de pression (niveau d'excitation des bobines 5V, fréquence 4.8 KHZ).
- Un amplificateur des signaux issus du capteur (intégrant un filtre qui réduit les perturbations présentes sur le signal.).
- Un détecteur linéaire d'enveloppe permettant de démoduler en amplitude les signaux amplifiés issus du capteur à reluctance variable.

IV.2. Les capteurs de pression

IV.2.1. Généralité sur les capteurs

IV.2.1.1. Principe

Un capteur c'est l'élément qui va permettre sous l'effet du mesurande (la grandeur physique d'entrée) d'en délivrer une image exploitable (signal électrique par exemple). On parle aussi de transducteur, le mesurande étant transformé en une autre grandeur physique de sortie ou en un signal électrique [22]

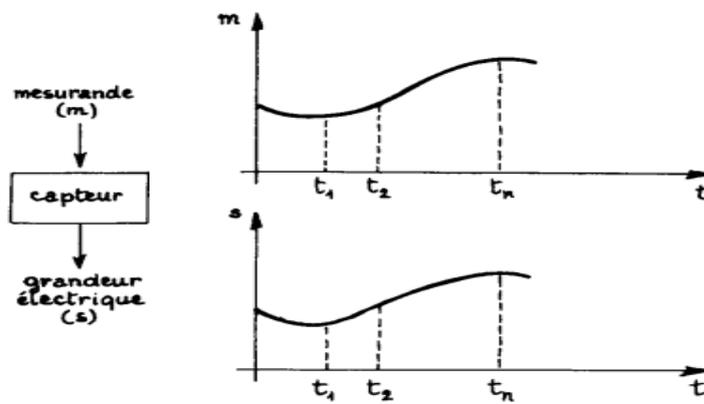


Figure IV.1 : principe d'un capteur [22]

Généralement, on obtient une grandeur de sortie du type électrique. Elle peut être soit [22]

- une charge,
- une tension,
- un courant,
- une impédance (R, L, C),

IV.2.1.2. Chaîne de mesure

Pour obtenir une image d'une grandeur physique, on fait appel à une chaîne de mesure qui peut faire intervenir plusieurs phénomènes différents. Par exemple, la mesure d'un débit peut se faire en plusieurs étapes :

- transformation du débit en une pression différentielle.
- transformation de la pression différentielle en la déformation mécanique d'une membrane.
- transformation de la déformation mécanique en une grandeur électrique via un circuit électronique associé.

L'ensemble de ces étapes constitue la chaîne de mesure [22]

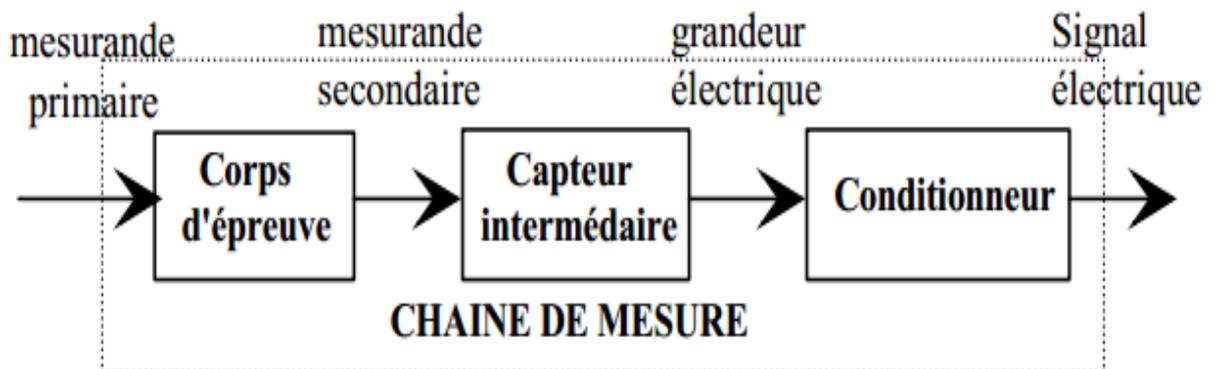


Figure IV.2 : constitution d'une chaîne de mesure [22]

IV.2.1.3. Types de grandeur physique :

On peut classer les grandeurs physiques en 6 familles, chaque capteur s'associant à l'une de ces familles [22]

- Mécanique : déplacement, force, masse, débit etc...
- Thermique : température, capacité thermique, flux thermique etc...
- Electrique : courant, tension, charge, impédance, diélectrique etc...
- Magnétique : champ magnétique, perméabilité, moment magnétique etc...
- Radiatif : lumière visible, rayons X, micro-ondes etc...
- (Bio) Chimique : humidité, gaz, sucre, hormone etc...

IV.2.1.4. Classification des capteurs

On classifie les capteurs en deux grandes familles en fonction de la caractéristique électrique de la grandeur de sortie. Cette classification influe sur le conditionneur qui lui est associé.

IV.2.1.4.1. Capteurs passifs

Le capteur se comporte en sortie comme un dipôle passif qui peut être résistif, capacitif ou inductif. Le tableau ci-dessous résume, en fonction du mesurande, les effets utilisés pour réaliser la mesure [22]

MESURANDE	EFFET UTILISE (Grandeur de sortie)	MATERIAUX
Température	Résistivité	Platine, nickel, cuivre, semi-conducteurs
Très basse température	Cste diélectrique	Verre
Flux optique	Résistivité	Semi-conducteurs
Déformation	Résistivité Perméabilité	Alliages nickel Alliages ferromagnétiques
Position	Résistivité	Magnétorésistances : Bismuth, antimoine d'indium
Humidité	Résistivité	Chlorure de lithium

Tableau 1 : Types des capteurs passifs

IV.2.1.4.2. Capteurs actifs :

Dans ce cas, la sortie du capteur est équivalente à un générateur. C'est un dipôle actif qui peut être du type courant, tension ou charge. Les principes physiques mis en jeu sont présentés ci-dessous [22]

MESURANDE	EFFET UTILISE	GRANDEUR DE SORTIE
Température	Thermoélectricité (thermocouple)	Tension
Flux optique	Photoémission Pyroélectricité	Courant Charge
Force, pression, accélération	Piézoélectricité	Charge
Position	Effet Hall	Tension
Vitesse	Induction	Tension

Tableau 2 : Types des capteurs actifs

IV.2.2. Les capteurs de pression

IV.2.2.1. Définition de la pression

La pression est une grandeur d'origine du système international. Elle est définie comme le quotient d'une force par une surface. La pression s'exerce perpendiculairement à la surface considérée [23]

Avec :

$$P_{Pa} = \frac{F_N}{S_{m^2}}$$

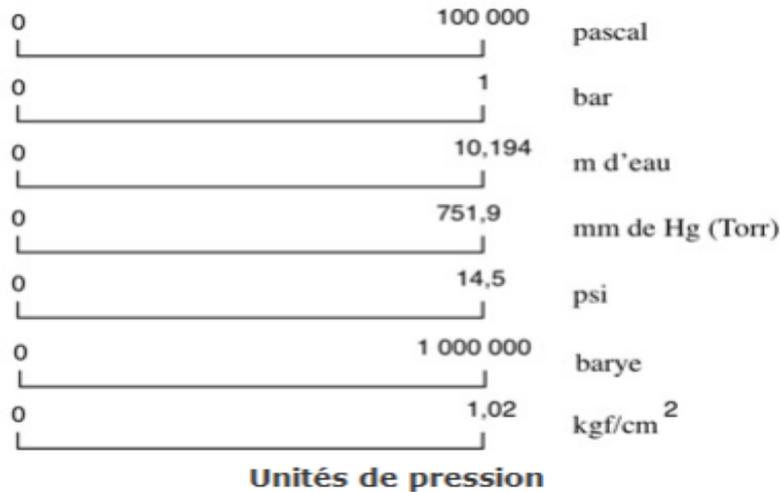
P : pression en N/m² (1 Pa = 1 N/m²).

F : force en *Newton*.

S : surface en m².

La pression est souvent exprimée en bar ($1\text{bar} = 10^5 \text{ Pa}$).

- **Les différentes unités de la pression [23]**



IV.2.2.2. Les Différents types de pressions [23]

-La pression absolue : c'est la pression réelle, dont on tient compte dans les calculs sur les gaz.

-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).

-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 pousse dans une chambre dite de référence.

-Pression différentielle : c'est une différence entre deux pressions, dont l'une sert de référence. Une pression différentielle peut prendre une valeur n'égative.

-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.

Actuellement, les mesures de pression sont le plus souvent effectuées à la paroi, en un point, et ne donnent que peu d'informations sur l'écoulement du fluide. Le souhait actuel est de pouvoir explorer l'écoulement sans le perturber. Pour ce qui concerne l'écoulement lui-même, des moyens sont en cours de développement pour l'analyse des trajectoires, des vitesses, des pressions et des températures qui caractérisent l'écoulement du fluide. Ces moyens, associés aux capteurs qui jouent le rôle de référence, concourent à la validation des modèles informatiques qui, à terme, contiendront l'ensemble des connaissances acquises [25]

IV.2.2.3. Principe du capteur de pression

Un capteur de pression permet de convertir une pression donnée en signal électrique. Dans tous les cas, les capteurs de pression peuvent se ramener au schéma synoptique (Figure IV.4) [23]

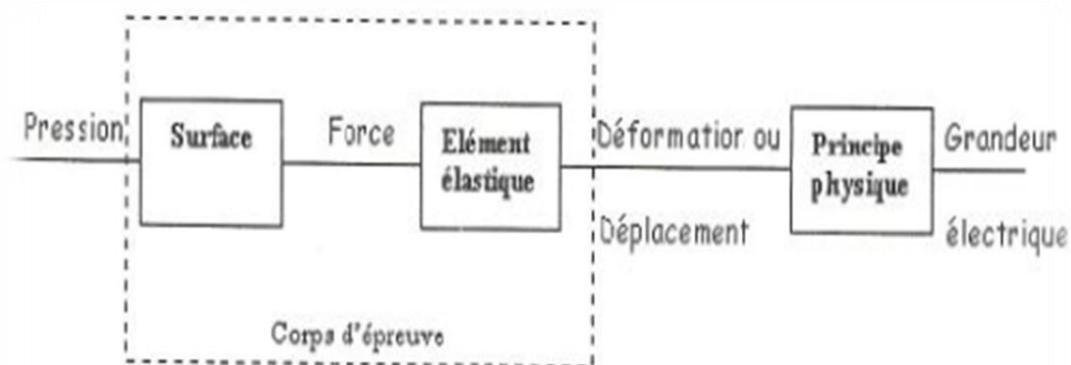


Figure IV.3 : Schéma synoptique d'un capteur de pression [23]

Le corps d'épreuve est l'élément mécanique qui soumis aux variations de la grandeur à mesurer a pour rôle de transformer celle-ci en grandeur physique mesurable [23]

IV.2.3. Mesure de pressions variables par capteurs

Les capteurs destinés à la mesure des pressions rapidement variables peuvent être classés en deux groupes :

- les capteurs à membrane.
- les capteurs à élément sensible.

Dans les capteurs du premier groupe, le terme « membrane » est utilisé dans un sens très large, de manière à regrouper tous les capteurs constitués d'un corps d'épreuve sur lequel agit la pression et dont on mesure la déformation. Dans la majorité des cas, ce corps

d'épreuve est une membrane. La majeure partie des types employés de nos jours sont [25]

- les capteurs à jauges extensométriques.
- les capteurs capacitifs passifs ou actifs.
- les capteurs à fibres optiques.
- les capteurs à réluctance variable.
- les capteurs à courants de Foucault.

IV.2.4. Capteurs à réluctance variable

IV.2.4.1. Définition de la réluctance

La réluctance magnétique est une grandeur qui caractérise un élément de volume traversé par un flux magnétique. Elle est fonction de dimensions géométriques de l'élément et de la perméabilité magnétique du matériau [26]

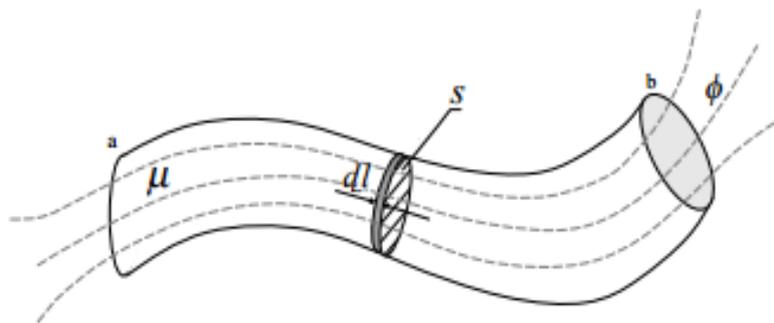


Figure IV.4 : Principe de la réluctance variable [26]

Ainsi, la réluctance d'une zone de l'espace traversé par un champ magnétique (**Figure IV.5**), s'exprime par la relation suivante [26]

$$\mathcal{R} = \int_a^b \frac{dl}{\mu S}$$

Avec :

dl : Longueur élémentaire (m).

S : Surface radiale par rapport aux passages des lignes de champ (m²).

μ : perméabilité magnétique du matériau (L'inverse de la réluctance) occupant la zone considérée.

IV.2.4.2. Analogie d’Hopkinson

Cette analogie consiste à faire un parallèle entre les circuits électriques et les circuits magnétiques :

Circuits électriques	Circuits magnétiques
Intensité du courant électrique : I (Ampère)	Flux du champ magnétique dans le circuit : Φ (Weber).
Résistance : $R(\Omega)$	Réductance : R
Conductivité : δ	Perméabilité magnétique : μ
Force électromotrice : [f.é.m/E](Volt)	Force magnétomotrice : F ou $\sum nI$ (Ampère).
Loi d'Ohm : $E= R.I$	Loi d'Hopkinson : $F= R . \phi$

Tableau 3 : Analogie d’Hopkinson

IV.2.4.3. Principe

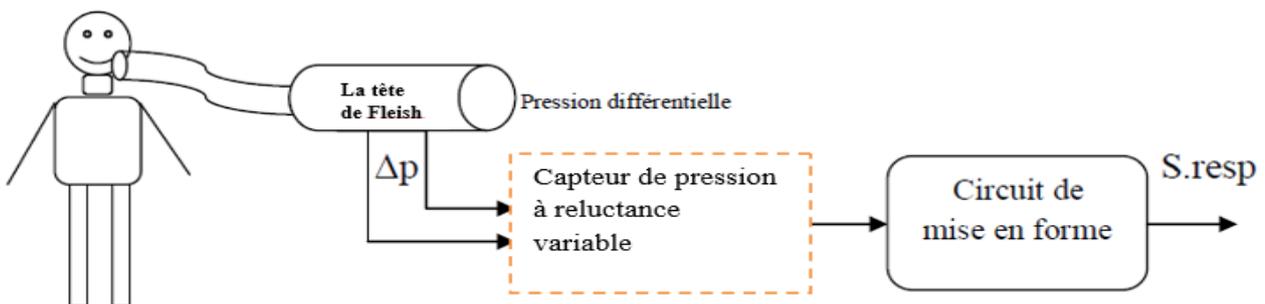


Figure IV.5 : schéma bloc du capteur de pression à reluctance variable [30]

Le capteur à reluctance variable c’est un capteur de pression différentielle basé sur le principe de la pneumotachographie de Fleisch pour aboutir à la mesure du débit respiratoire qui est un paramètre clé dans la fonction pulmonaire.

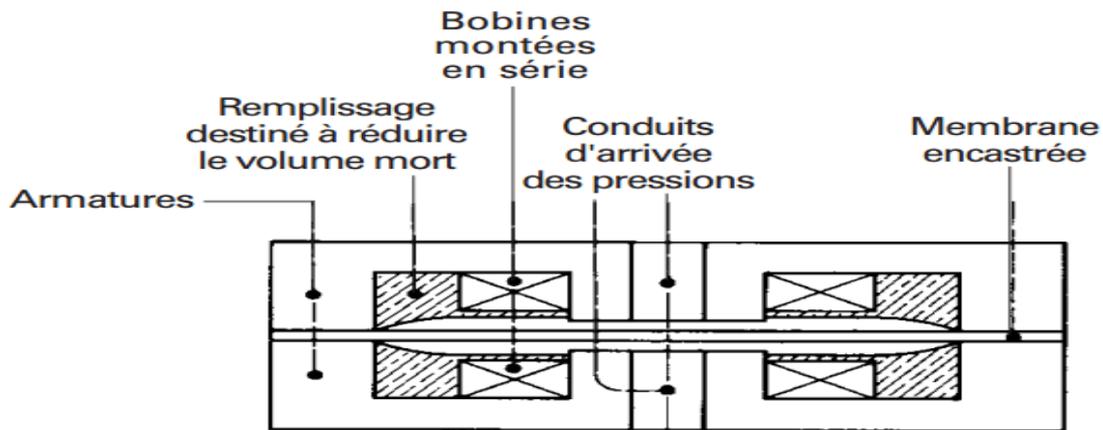


Figure IV.6 : Capteur à réluctance variable [25]

Les capteurs à réluctance variable utilisent la variation de l'inductance d'une bobine montée dans un circuit magnétique à entrefer variable (Figure IV.7). La flexion de la membrane sous l'effet de la différence des pressions appliquées sur chacune de ses faces entraîne des variations de signe contraire sur les entrefers des circuits magnétiques de chacune des bobines. [25]

IV.3. Réalisation du circuit d'alimentation

IV.3.1. Généralités

Dans toutes applications électroniques, l'alimentation est un sous-système incontournable. Sa fonction consiste à fournir à un objet technique l'énergie électrique (une ou plusieurs tensions continues stabilisées) nécessaire à son fonctionnement, dont l'amplitude est indépendante, du courant délivré, des variations de tension de la source d'énergie principale, de la température et du vieillissement [27]



Le fonctionnement des circuits électroniques d'un objet technique nécessite en général une alimentation sous très Basse Tension Continue. Donc il existe des convertisseurs de formes d'ondes [27]

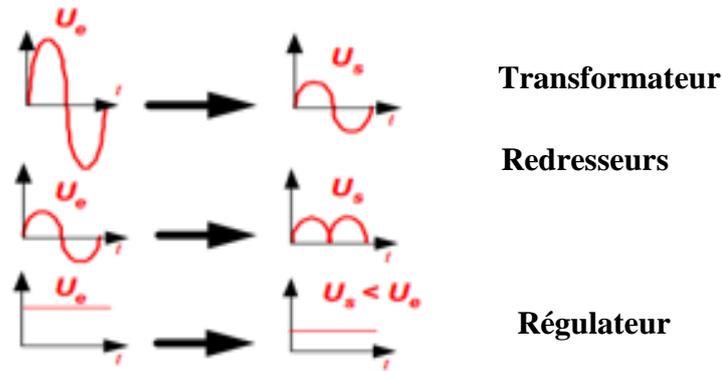


Figure IV.7 : alimentation linéaire

Pour notre montage, nous utiliserons donc une alimentation stabilisée. Tous les blocs du circuit sont alimentés par une tension +5V

IV.3.2. Source de tension 5 V

La tension + 5V est générée à partir du circuit suivant :

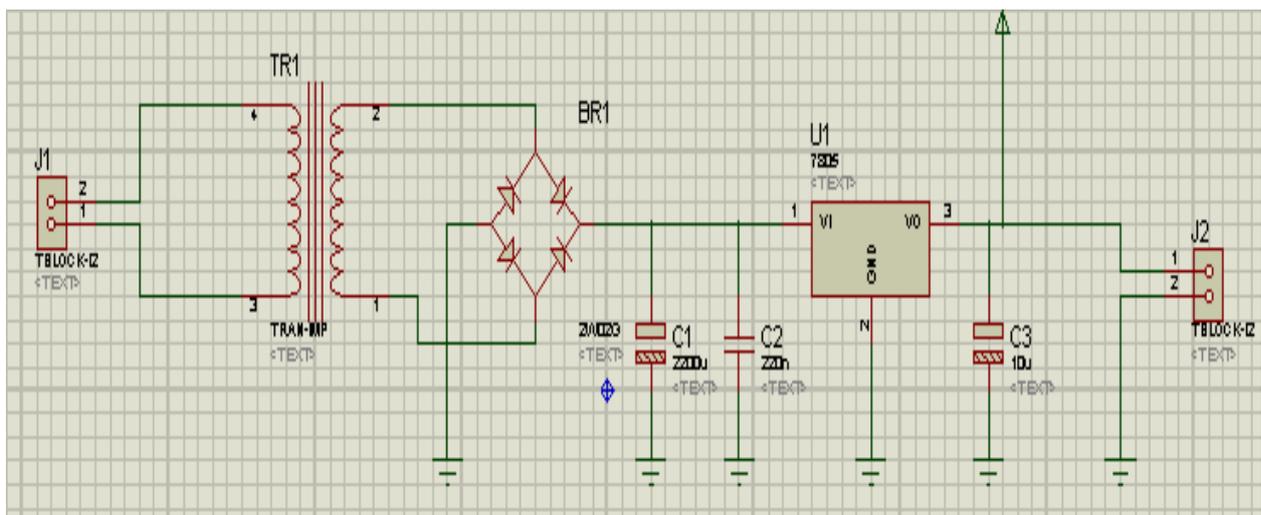


Figure IV.8 : Schéma électrique de l'alimentation +5V

Le schéma électrique de l'alimentation contient quatre étages fonctionnels qui sont :

- **Etage abaisseur** : contient le transformateur abaisseur 9V, qui permet de passer d'une tension sinusoïdale de valeur élevée à une tension de même forme mais de valeur plus faible.
- **Etage redresseur** : contient le pont de Greatz constitué par quatre diodes qui sert à garder que la partie positive (ou négative) de la sinusoïde d'entrée.
- **Etage de filtrage** : formé de C1 (C1=2200µF) à pour rôle de maintenir la tension de sortie supérieure à une certaine valeur. Les condensateurs (C2=220nF, C3=10µF) sont conseillées

par le constructeur pour réduire les bruits HF et éviter tout risque d'oscillation parasite du régulateur.

- **Etage de régulation** : contient le régulateur de tension 7805, qui assure de gardé la tension de sortie constante quel que soit le courant demandé.

Les constructeurs de composants électroniques proposent des régulateurs intégrés à trois bornes, très répandus, tels que la série 78XX positives et la 79XX négatives. Ces régulateurs sont faciles à utiliser et avec un prix dérisoire. En effet, les trois bornes sont : une pour la tension non régulée d'entrée, une pour la tension régulée de sortie et une pour la masse.

Le schéma de principe est représenté sur la (**Figure IV.9**) [29]

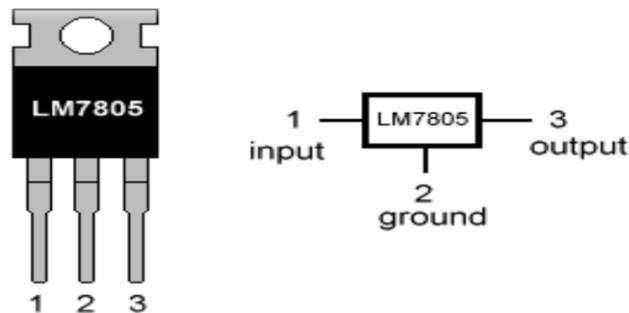


Figure IV.9 : Régulateur de tension [29]

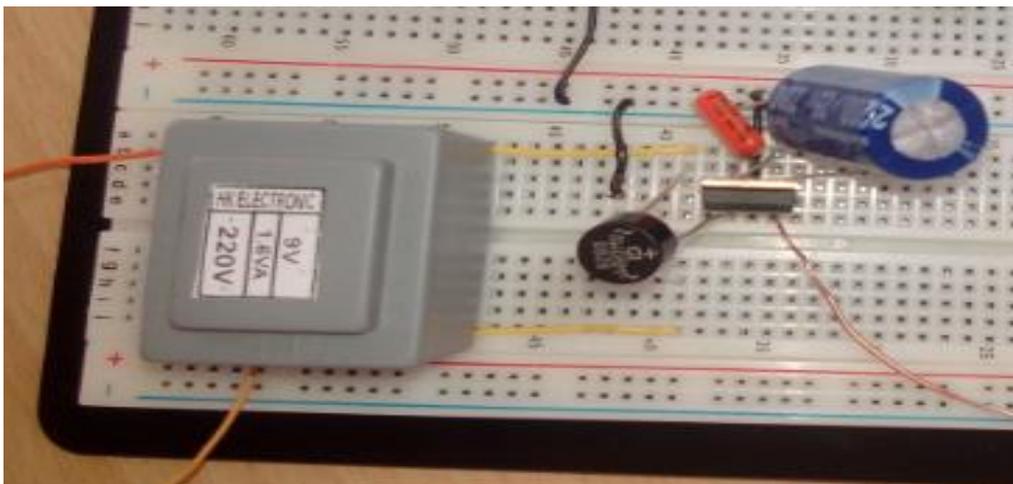


Figure IV.10 : Circuit d'une source de tension 5V réalisé sur la plaque d'essai

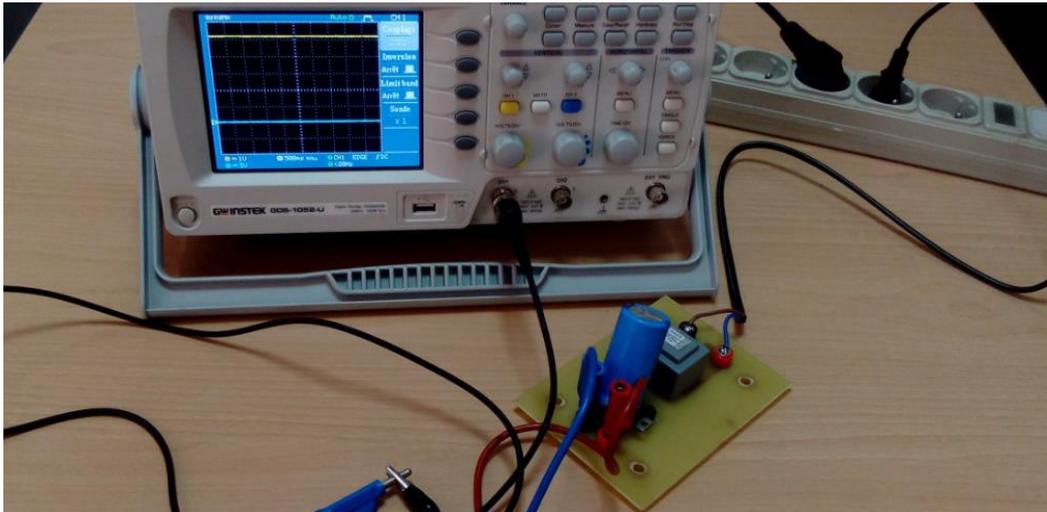


Figure IV.11 : photo de montage de la source de tension 5V

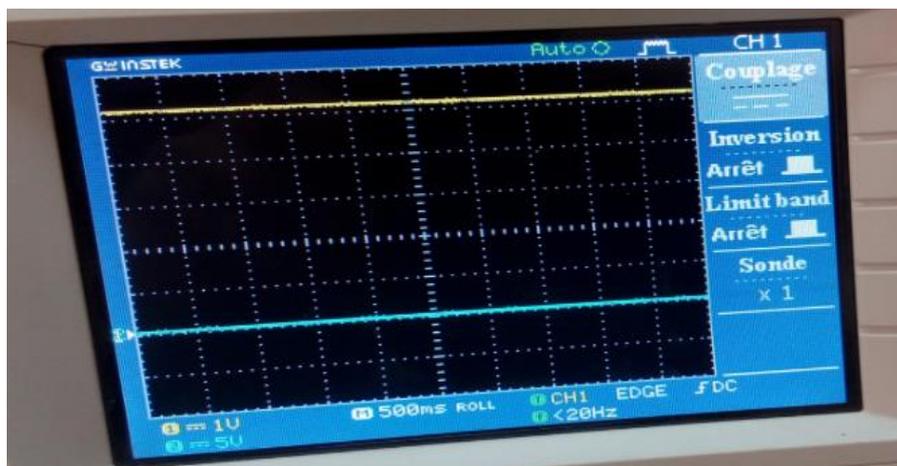


Figure IV.12 : le signal de sortie de la source de tension 5V

IV.4. Circuit de conditionnement du signal

Le conditionnement de la mesure consiste à rendre exploitable la mesure issue du capteur, l'association capteur-conditionneur détermine le signal électrique et ses caractéristiques, on effectue une adaptation de la source du signal à la chaîne de mesure complète.

Ce projet consiste à étudier et à réaliser une carte de conditionnement du capteur de pression différentielle à reluctance variable afin de recueillir le débit respiratoire.

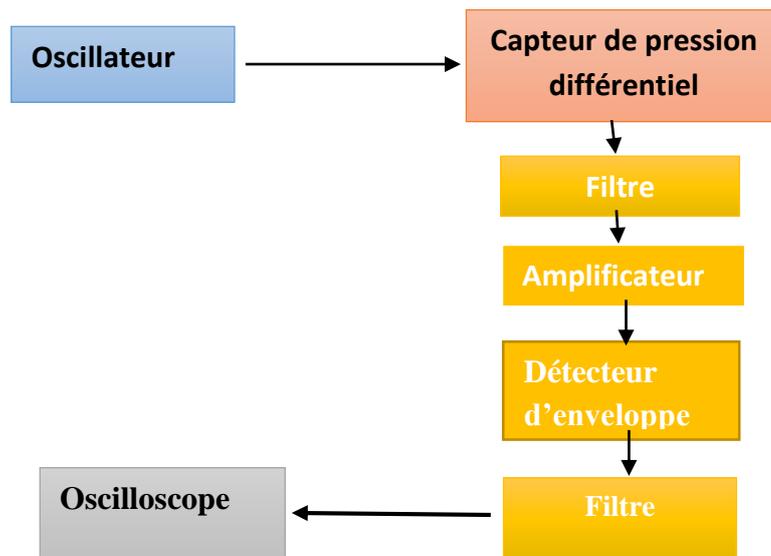


Figure IV.13 : schéma bloc du circuit de conditionnement

Le schéma synoptique de la figure précédente permet de conditionner les signaux issus des capteurs (amplification et démodulation), il comporte :

- ✓ Un oscillateur excitant les bobines du capteur de pression (niveau d'excitation de **5 V**, fréquence **4.8 KHZ**).
- ✓ Un amplificateur des signaux issus du capteur.
- ✓ Un détecteur linéaire d'enveloppe permettant de démoduler en amplitude les signaux amplifiés issus du capteur à inductance variable.

IV.4.1. Le circuit oscillateur

IV.4.1.1. Etude théorique

Le signal excitant les bobines du capteur de pression peut être généré de différentes manières à travers un oscillateur dans le cas où on choisit un signal sinusoïdal ou encore un astable dans le cas où on choisit un signal carré. Dans ce qui suit on présentera deux propositions qui peuvent être utilisées pour cette fonction.

Proposition n°1 : oscillateur à pont de Wien

Pour réaliser un oscillateur sinusoïdal, on utilise un amplificateur à réaction positive. On applique un signal de réaction à la place du signal d'entrée. Si le gain de boucle et la phase sont convenables, on obtient un signal de sortie même à l'absence de signal d'entrée

extérieur. On peut donc dire qu'un oscillateur est un amplificateur modifié par la réaction positive pour fournir son propre signal d'entrée [7]

L'Oscillateur à pont de Wien est un système qui doit sortir un signal qui approche le plus possible une sinusoïde [7]

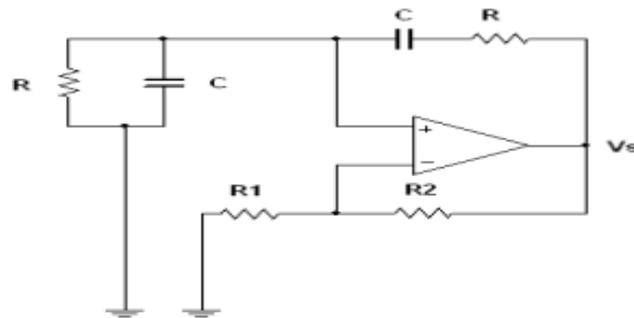


Figure IV.14 : oscillateur à pont de Wien [7]

La réaction positive fait croître les oscillations lorsqu'on alimente le circuit. Une fois que le signal de sortie a atteint le niveau désiré, la contre-réaction réduit le gain de boucle à $A = 1$. Le signal de sortie de l'oscillateur à pont de Wien est un signal sinusoïdal [7]

Proposition n°2 : astable a base du Timer NE555

Le **NE555** (plus couramment nommé **555**) est un circuit intégré utilisé pour les minuteurs électroniques, commercialisé dès **1971**. C'est l'un des circuits intégrés parmi les plus populaires jamais construits. Ce composant est toujours utilisé de nos jours en raison de sa facilité d'utilisation, son faible coût et sa stabilité. Un milliard d'unités sont fabriquées chaque année. Le **NE555** peut fonctionner selon trois modes : monostable, astable ou bistable. Sa configuration en mode astable est illustrée sur la **figure IV.15** ci-dessous. Les valeurs des résistances et du condensateur permettent de fixer la fréquence [8]

$$F = \frac{1.44}{(R_a + 2R_b) * C}$$

Alors le rapport cyclique est proche de 0.5, ce qui permet d'avoir l'amplitude fondamentale maximale. (Seul pris en compte par le transducteur) [8]

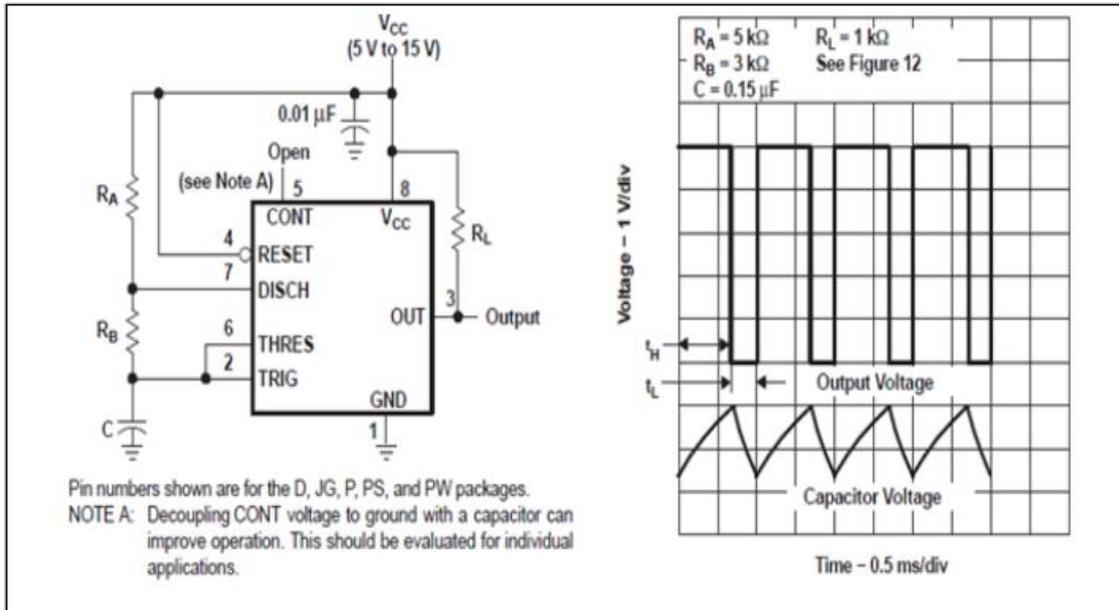
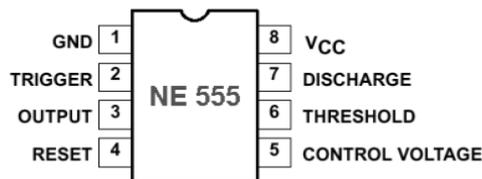


Figure IV.15 : astable NE555 signal carré demandée [Annexe FT NE555] [8]

IV.4.1.2. Etude pratique

Dans notre application, un signal carré est choisi en utilisant le **Timer 555**.



Le temporisateur **NE555** est un circuit intégré de **8 broches** spécialisé dans la production de signaux. Il peut être facilement configuré (avec des composants externes) pour fonctionner en mode astable dont la fréquence d'oscillation est facilement ajustable, par des composants externes [30]

a) Le Fonctionnement du NE555 en mode astable (voir figure IV.16 ci-dessous)

À l'intérieur du **NE555**, trois résistances identiques **R1**, **R2** et **R3** (en couleur vert) divisent le voltage d'alimentation en 3 parts égales. Si on alimente le circuit avec une pile de 9 volts, chacune des résistances provoquera une chute de tension de 3 volts. Le but de diviser la tension d'alimentation en 3 parties est de fournir aux comparateurs **CA** et **CB**, deux voltages de référence qui seront égaux au 1/3 et au 2/3 du voltage d'alimentation. Chacun des 2 comparateurs a une patte connectée sur un point de référence, soit 1/3 ou 2/3 de

l'alimentation. L'autre patte de chaque comparateur, soit les broches de connexion 2 et 6, sont reliées ensemble et connectées juste au sommet du condensateur externe C1. Le voltage sur le condensateur est variable alors que les tensions de référence sont fixes [8]

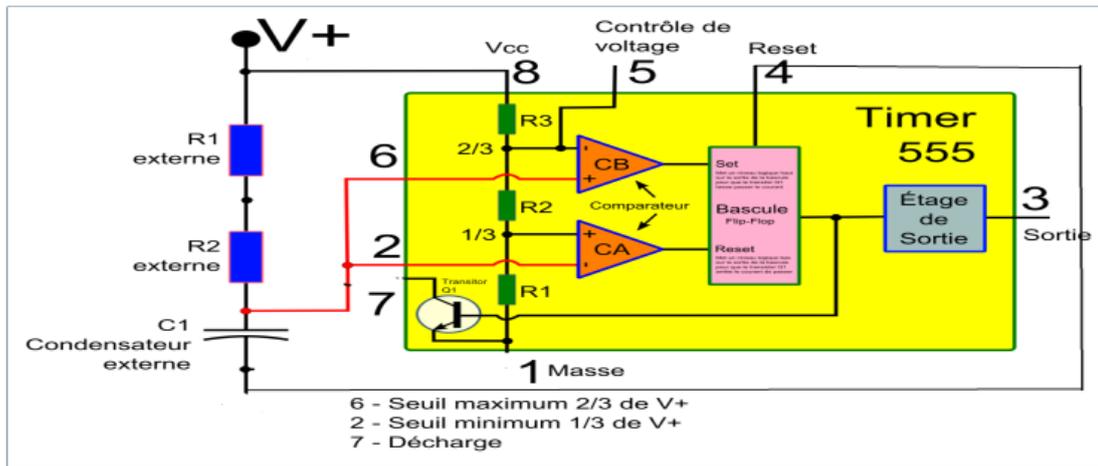


Figure IV.16 : schéma explicatif de NE555 [8]

Tant que le circuit NE555 est sous tension, le cycle charge décharge du condensateur se répète sans fin. On dit que le circuit oscille, que le circuit est astable, il n'a pas d'état stable, il oscille continuellement. La sortie (broche 3) est à un niveau logique haut quand C1 se charge et à un niveau logique bas quand C1 se décharge. Autrement dit, sur la broche 3 on retrouve une onde carrée. La durée de temps à un niveau logique haut puis à un niveau logique bas : est déterminée par les valeurs des résistances externes R1 et R2, et bien sûr par la valeur du condensateur externe C1 [8]

Pour la durée de temps au niveau logique haut la formule [31]

$$t1 = 0.693 \times (R1 + R2) \times C1$$

Pour la durée de temps au niveau logique bas la formule est :

$$t2 = 0.693 \times R2 \times C1$$

La période est la durée de temps d'un cycle (un niveau logique haut + un niveau logique bas), égale à : $T = t1 + t2$

Afin d'être très exactement à la fréquence de résonance de la paire des transducteurs. Les valeurs des résistances et du condensateur permettent de fixer la fréquence (F) et le rapport cyclique (D) [30]

$$F = \frac{1}{T} = \frac{1.44}{(R1 + 2R2)C} \quad ; \quad D = \frac{R2}{R1 + 2R2}$$

En sortie (3), on obtient un signal dont la fréquence dépend des résistances **R11** et **R12** et de la capacité du condensateur **C1**.

$$A.N : F = \frac{1.44}{(R_{11}+2R_{12})C_6} = \frac{1.44}{(1+2).10^3.100.10^{-9}} = 4800 \text{ Hz} = 4.8\text{KHz.}$$

$$D = \frac{R_{12}}{R_{11}+2R_{12}} = 1/3 = 0.33\text{k}\Omega.$$

$$\text{La période : } T = \frac{1}{F} = \frac{1}{4800} = 0.2 \text{ s}$$

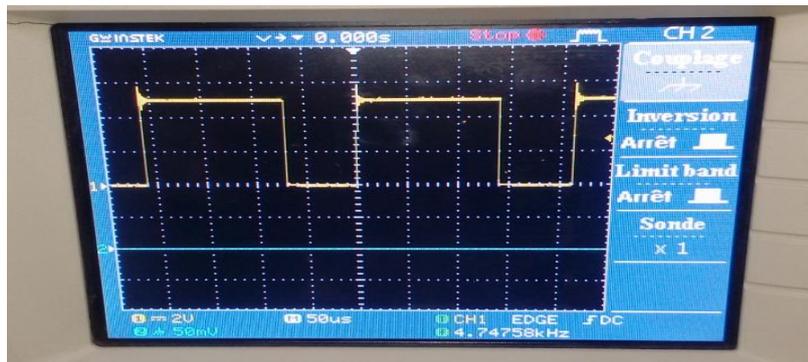


Figure IV.17 : les impulsions générées d’après le NE555 utilisé

Le circuit oscillateur est conçu avec le circuit intégré **NE555** alimenté en **5V**, qui permet dans une configuration donnée (voir le schéma Figure IV.18) de fournir un signal carré de fréquence **4.8KHz**.

Le signal obtenu (3) sera divisé en deux signaux, un est inversé passant par un inverseur (**U3 : A**) de gain égal à **1** pour exciter la bobine **B1** du capteur, l’autre pour exciter la deuxième bobine **B2**.

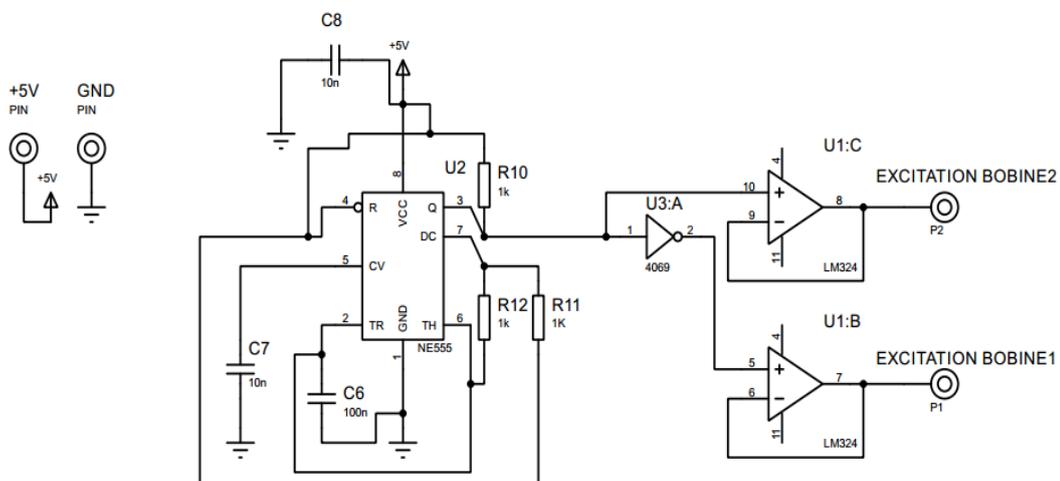


Figure IV.18 : Le schéma synoptique du circuit oscillateur

Un amplificateur opérationnel (**U1 : D**) à la fin de ce schéma (figure IV.20) monté en suiveur, permet de réaliser l'adaptation d'impédance.

P₁ et **P₂** excitants les deux bobines **L₁** et **L₂** monté en série de telle sorte que deux tensions induites **U₁** et **U₂** apparaissent au niveau de chaque bobines (**U₁** et **U₂** sont en opposition de phase).

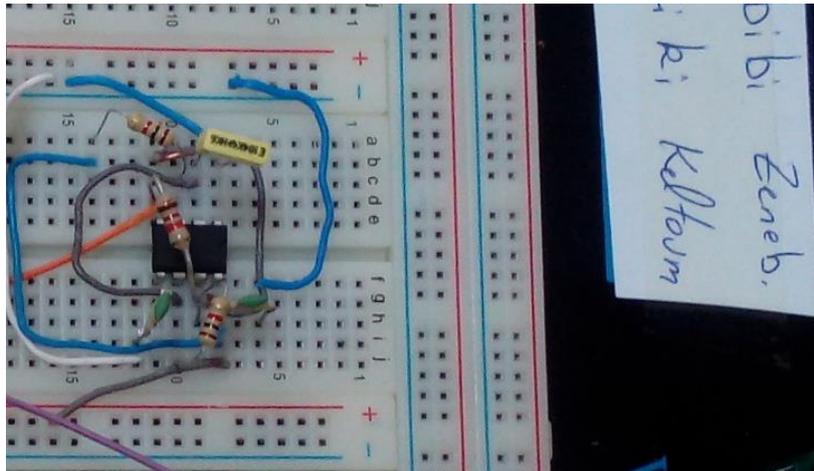


Figure IV.19 : Circuit oscillateur réalisé sur la plaque d'essai

IV.4.2. Circuit de la mise en forme du signal respiratoire

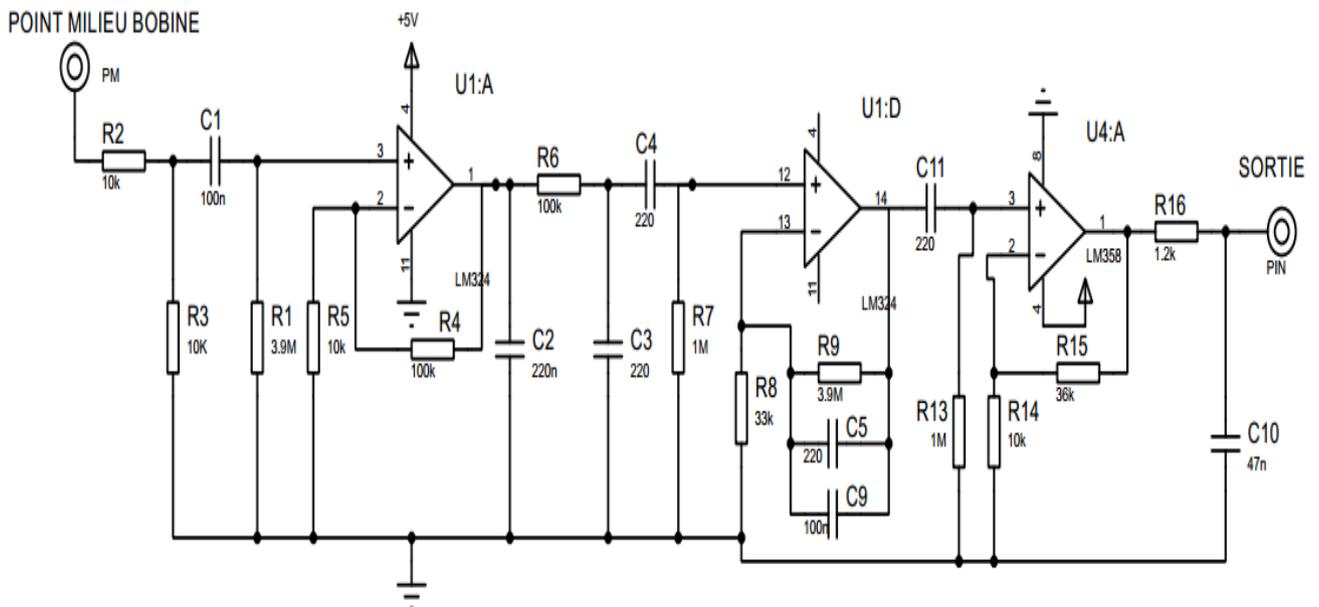


Figure IV.20 : Circuit de la mise en forme du signal respiratoire

Les signaux captés étant particulièrement faibles, des amplificateurs de hautes performances (gain, linéarité, minimum de bruit de fond) sont souvent nécessaires.

L'indisponibilité des composants spécialisés nous a posé certaines difficultés. Aussi nous nous sommes rabattus sur le simple amplificateur opérationnel **LM324** disponible. Le premier étage de la chaîne de traitement est le plus important .C'est celui où on a recours à l'amplificateur d'instrumentation (Instrumentation Amplifier).Cet élément prend en charge l'amplification, l'adaptation, l'élimination de la tension de mode commun et même, dans certains cas, l'isolation du patient des courants de fuites.

Après le recueil de l'information, un traitement de celle-ci est nécessaire .Ce dernier inclut dans notre cas : l'amplification en améliorant le gain et le filtrage pour éliminer le bruit.

IV.4.2.1. Le signal U(t) au point milieu (PM)

Le signal au point PM est un signal modulé en amplitude amplifié par un amplificateur non- inverseur (**U1 : A**). Avec : $U = U1 + U2$.

Cette somme répartit de façon uniforme dans toutes les spires des bobines, sa fonction

est la suivante : $U = L1 \frac{di1}{dt} + L2 \frac{di2}{dt}$

IV.4.2.2. Le filtrage

a) *Filtre passe haut*

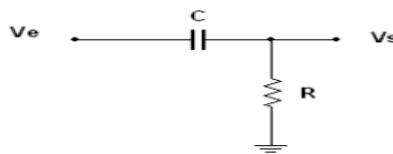


Figure IV.21 : Filtre-passe haut [7]

Ce circuit est constitué d'une résistance et un condensateur de capacité C, ces deux éléments sont placés en série avec la source Ve du signal. Le signal de sortie Vs est récupéré aux bornes de la résistance. Ce filtre est caractérisé par sa fréquence de coupure :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad [7]$$

A.N :

Pour : R1= 10M et C1 = 100 nF ; $f_c = \frac{1}{2*\pi*10*10^6*100*10^{-9}} = 0.15 \text{ Hz}$.

Pour : R7= 10M et C4 = 220 nF ; $f_c = \frac{1}{2*\pi*10*10^6*220*10^{-9}} = 0.07 \text{ Hz}$.

b) Filtre passe bas :

On utilise un filtre passe bas pour réduire l'amplitude des composants

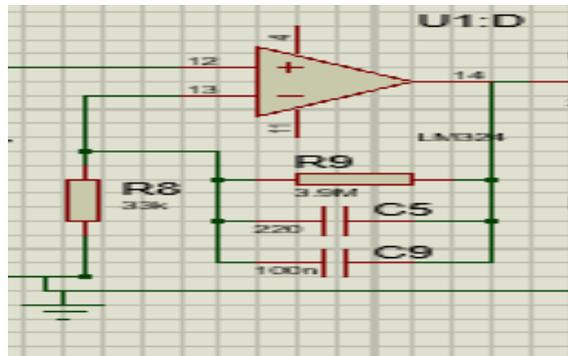


Figure IV.22 : Filtre-passe bas

A.N : Pour : $R_8 = 33K$ et $C_5 = 220nF$;
$$F_c = \frac{1}{2 * \pi * 3.9 * 10^3 * (220 + 100) * 10^{-9}} = 127.6KHz.$$

IV.4.2.3. Amplification :

Le signal issu de capteurs à réluctance variable est un signal très faible, il est amplifié par un amplificateur non-inverseur [7]

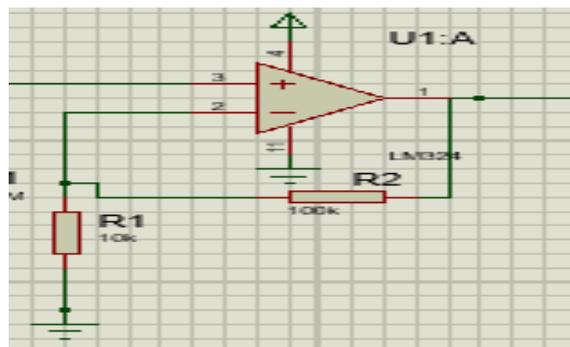


Figure IV.23 : circuit non- inverseur [7]

Est un amplificateur adapté au traitement des signaux en présence d'une tension de mode commun relativement importante et dont les caractéristiques sont les suivantes :

- Gain réglable (de 1 à 10000)
- Impédance d'entrée très élevée.
- Impédance de sortie très faible.

- Courant de polarisation des entrées très faibles.
- Taux de réjection en mode commun très élevé (>100dB)

$$G = V_+ = V_- \text{ et } V_+ = V_e$$

On appliquant le théorème de Millman en V_- nous obtenons :
$$V_- = \frac{(0/R_1) + (V_s/R_2)}{(1/R_1) + (1/R_2)}$$

Or $V_+ = V_-$ et $V_+ = V_e$, soit après simplification :
$$\frac{V_s}{V_e} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

A.N :

Pour : $R_2 = 100K$ et $R_1 = 10K$

$$G = \frac{V_s}{V_e} = 1 + \frac{100K}{10K} = 11$$

Pour : $R_9 = 3.9M$ et $R_8 = 33K$

$$G = \frac{V_s}{V_e} = 1 + \frac{R_9}{R_8} = 1 + \frac{3.9 \cdot 10^6}{33 \cdot 10^3} = 119.2$$

Pour : $R_{15} = 36K$ et $R_{14} = 10K$

$$G = \frac{V_s}{V_e} = 1 + \frac{R_{15}}{R_{14}} = 1 + \frac{36}{10} = 4.6$$

IV.4.2.4. circuit de détection

Après la modulation en amplitude il faut détecter le signal respiratoire, c'est pour cela on a réalisé le circuit de détection d'enveloppe.

Le point milieu est relié avec la partie détectrice, donc le signal dans ce point doit passer par des étages de détection d'enveloppe (redressement par une diode et filtrage par réseau RC).

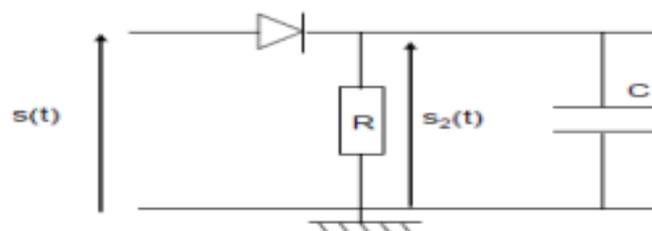
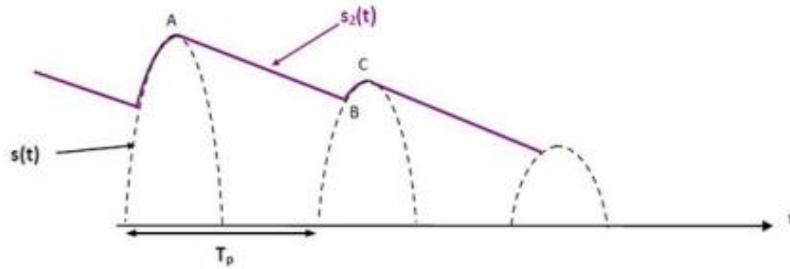


Figure IV.24 : Circuit de détection

a) Principe de fonctionnement d'un détecteur d'enveloppe



De A à B, $S_2(t) > S(t)$; or $S(t) = U_d + S_2(t) \longrightarrow U_d < 0$

Donc la diode est bloquée : elle est équivalente à un interrupteur ouvert. Le montage détecteur d'enveloppe est alors équivalent à un circuit **RC** en décharge. Ainsi le condensateur se décharge dans la résistance avec une constante de temps $\tau = RC$. La tension $S_2(t)$ décroît lentement et cela d'autant plus qu'est grand.

Au point **B** : $S_2(t) = S(t)$ et comme $S(t) = U_d + S_2(t)$ $U_d = 0$ donc la diode devient passante : elle est équivalente à un interrupteur un fermé. La tension $S_2(t)$ suit donc l'évolution de la tension $S(t)$ de **B** à **C**. Le condensateur se charge, car il n'y a pas de résistance dans la branche contenant le condensateur ($\tau \longrightarrow 0$).

A partir de **C**, la diode redevient bloquée et le condensateur se décharge à nouveau lentement et ainsi de suite. On récupère ainsi de proche en proche l'enveloppe du signal $S(t)$

Dans notre montage, le signal respiratoire recueilli sur le capteur est positif car la source de tension est de +5V. Donc nous n'avons pas besoin du redressement du signal, ce qui nous permet d'éliminer la diode (figure IV.20).

L'amplification du signal est nécessaire et obligatoire afin de pouvoir envoyer le signal sur la carte de numérisation. C'est pour cela que nous devons effectuer des filtrages et une amplification afin de récupérer un signal net et compris entre 0 et +5V pour pouvoir l'envoyer sur le PIC16F876A., nous utilisons un montage amplificateur non inverseur avec un gain égal : $G = V_s / V_e = 1 + (R_{15} / R_{16}) = 1 + (36/10) = 4.6$

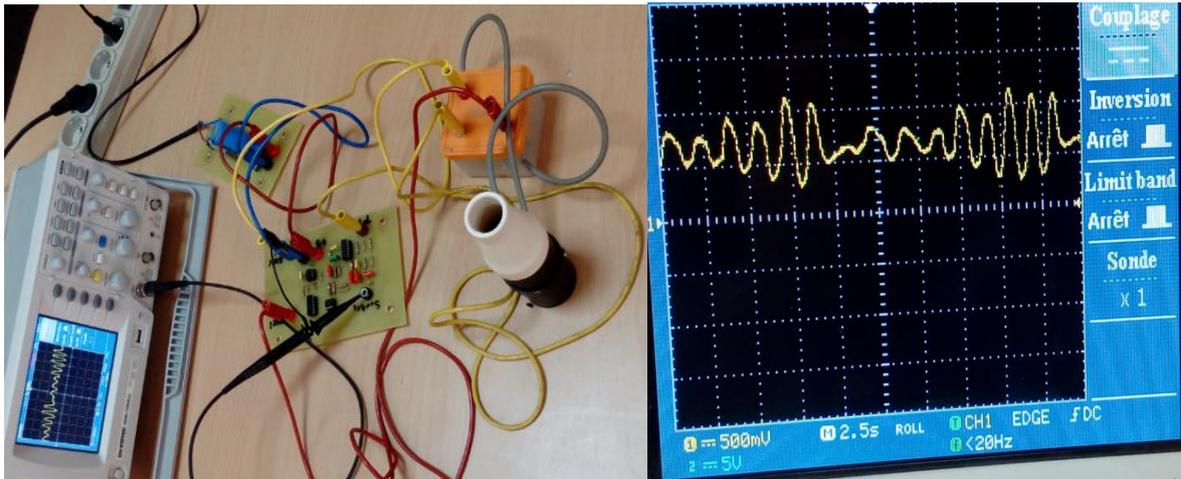


Figure IV.25 : le signal représentatif du débit respiratoire

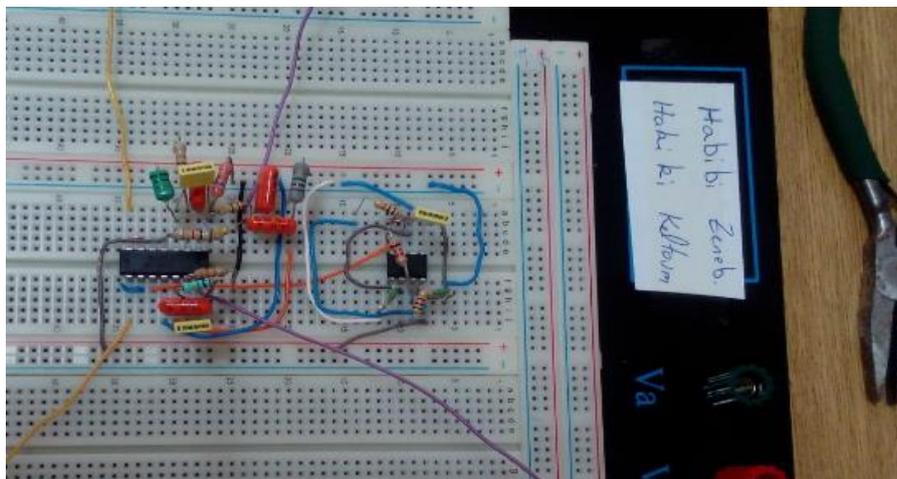


Figure IV.26 : Circuit de conditionnement réalisé sur la plaque d'essai

Après avoir été filtré et amplifié, le signal respiratoire est transmis à la carte d'acquisition et peut alors être traité numériquement sur le PC et d'être affiché sur le moniteur.

IV.5. Conclusion

Il existe plusieurs moyens pour mesurer une pression, la plupart d'entre eux sont d'ailleurs des procédés généralistes susceptibles de mesurer des déplacements, des forces et/ou des contraintes et parfois même des niveaux ou des débits. Le choix d'un procédé plutôt qu'un autre dépendra essentiellement de la plage de pression à mesurer.

Le conditionnement des signaux est la principale tâche qui incombe à l'analogique et le Premier pas vers un système d'émission, de détection et de mesure, à essentiellement pour

but la préparation du signal issu du capteur pour la conversion analogique/numérique. De ce fait, on a mené une étude préliminaire tout en fixant les objectifs à atteindre avant de passer à la réalisation proprement dite sur la plaque d'essai et la plaque imprimée.

Ce chapitre a été consacré essentiellement à la réalisation pratique des différents circuits permettant le conditionnement du signal respiratoire issus du capteur de pression à réluctance variable c'est-à-dire du plateau technique faisant l'objet de notre mémoire. Ce signal doit parvenir à un terminal local après numérisation pour être visualisés, traités, analysés, archivés, nous consacrons le chapitre suivant à l'implantation de l'interface Hardware et Software dédiée.

Chapitre. V

Carte d'acquisition, résultats et mesures

V.1.Introduction

Afin de pouvoir acquérir un signal donné, il faut utiliser un circuit d'acquisition et un logiciel qui pilote ce circuit. La réalisation du circuit d'acquisition fait appel à des concepts d'électronique numérique. Ce circuit est conçu et réalisé généralement autour d'un convertisseur analogique- numérique. Afin de transmettre aisément les données numérisées vers un PC (personal computer), nous avons opté pour un microcontrôleur du type PIC 16F876A. Ce choix est fait suite à la disponibilité de ce composant au magasin des laboratoires pédagogiques d'électronique, et aussi suite à ses caractéristiques adaptées aux besoins de notre projet. Une interface logicielle est implantée au service d'une communication série RS232 permettant de recueillir un signal respiratoire.

V.2 .Chaîne d'acquisition

Une Chaîne d'acquisition comporte :

- Une source d'information (le patient dans notre cas).
- Les capteurs capables de transformer l'information physiologique en une grandeur électrique.
- Les circuits de mise en forme réalisant les fonctions d'amplification, de filtrage, de calibration etc...
- La carte d'acquisition des données proprement dite permettant l'interfaçage homme machine.
- Un support logiciel réalisant l'acquisition, l'affichage, le traitement et la transmission des données conformément a un protocole de communication [22]

➤ Schéma bloc d'une chaîne d'acquisition

Une chaîne d'acquisition peut se représenter selon le schéma bloc suivant :

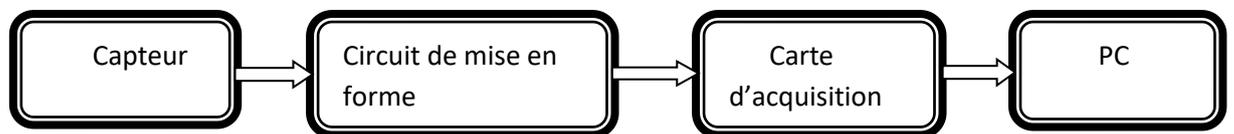


Figure V.1 : Structure d'une chaîne d'acquisition [22]

V.2.1. La Carte d'acquisition

Le circuit d'acquisition permet la transmission du signal à l'ordinateur via un port série (une liaison RS232) [9]

Le signal de sortie de la partie analogique étant amplifié, filtré, et centré entre 0 et 5V, la conversion se fera par le convertisseur analogique- numérique(CAN) incorporé dans un PIC16F876A [24]

V.2.1. 1. La conversion analogique numérique :

a) **Définition :** Un convertisseur analogique – numérique (CAN) est un dispositif électronique permettant de réaliser les différentes étapes relatives à la numérisation d'un signal à savoir : l'échantillonnage, la quantification et le codage [25]

Le convertisseur analogique- numérique est situé dans un module interne du microcontrôleur PIC 16F876A [22]

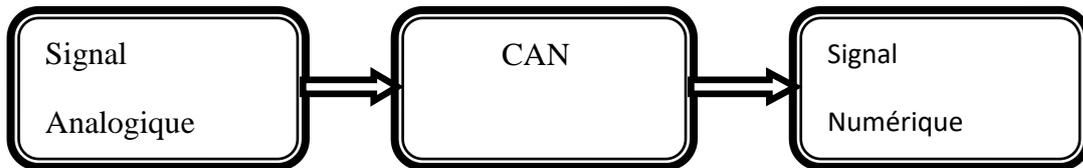


Figure V.2 : schéma bloc de la CAN [9]

b) les Etape de la conversion analogique numérique :

- *L'échantillonnage bloqueur (T_e ; F_e) :*

Le rôle d'un échantillonneur bloqueur (E/B) est de maintenir constante l'amplitude de l'échantillon prélevé tous les T_e durant le temps nécessaire à sa conversion. T_e représente la période d'échantillonnage et F_e représente la fréquence d'échantillonnage [26]

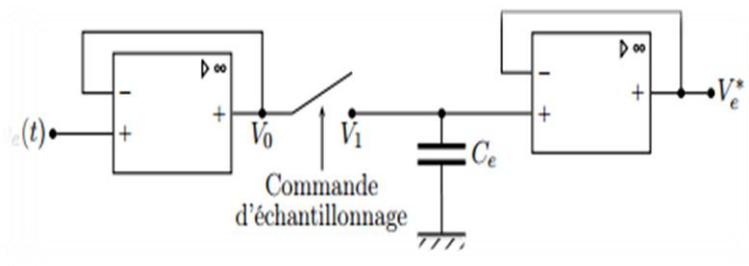


Figure V.3 : Schéma de principe d'un échantillonneur bloqueur [27]

En général on considère que le signal est bloqué durant un temps nettement supérieur au temps de conversion.

- Les deux ALI sont montés en suiveur, donc $V_0 = V_e(t)$ et $V * e = V_1$.
- Le premier suiveur permet de recopier la tension $V_e(t)$ sans charger le montage qui se situe avant (adaptation d'impédance).
- A l'échantillonnage ($k. T_e$)
 - Si L'interrupteur est fermé alors : $V_1 = V_0$. La capacité se charge donc à $V_e (k. T_e)$.
 - Si L'interrupteur est ensuite ouvert, et la capacité C_e reste chargée à $V_e (k. T_e)$.
- Le second suiveur permet de ne pas décharger le condensateur [26]

Le signal échantillonné $X_e(t)$ peut alors être représenté par l'expression :

$$S_e(t) = S(t) \delta_{T_e}(t)$$

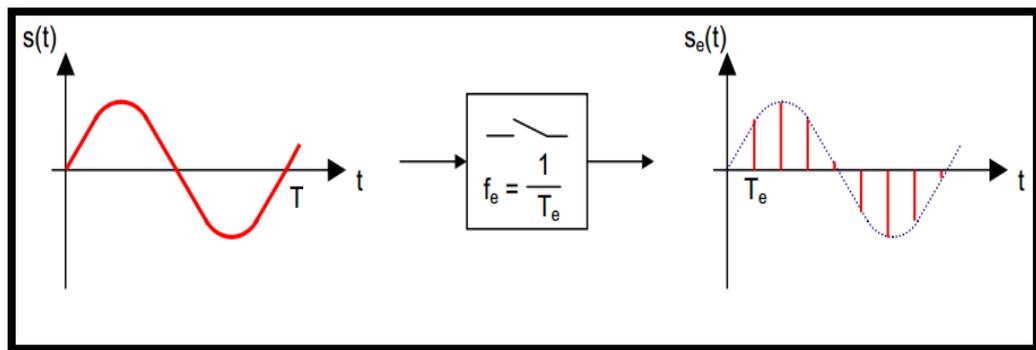


Figure V.4 : Echantillonnage d'un signal [29]

Théorème de Shannon

Si l'on ne veut pas perdre l'information par rapport au signal que l'on échantillonne, on devra toujours respecter la condition de Shannon donnée par : $F_e \geq 2F_{\max}$

Avec : F_e : La Fréquence d'échantillonnage.

F_{\max} : Fréquence maximale de signal.

- **La quantification**

La quantification est le procédé qui permet de remplacer un signal continu par les valeurs d'un ensemble discret [28]

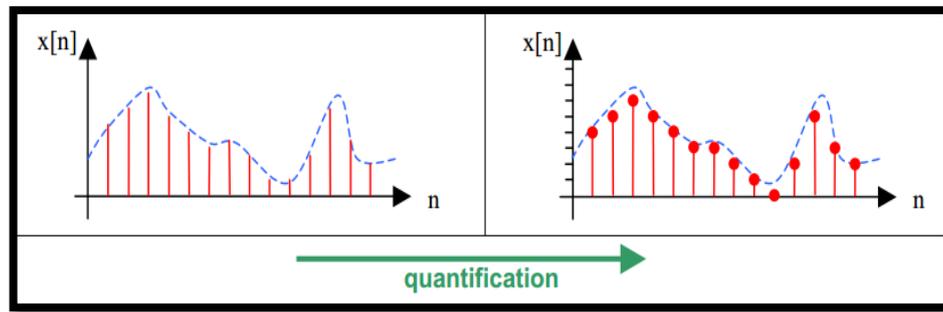


Figure V.5 : Quantification du signal [29]

- **Le codage**

Le codage permet d'établir la correspondance entre le signal analogique et sa valeur Binaire, pour associer un code à chaque valeur [9]

V.2.2. Le microcontrôleur

C'est un circuit intégré qui rassemble les éléments essentiels d'un ordinateur : processeur, mémoires, périphériques.

Les microcontrôleurs se caractérisent par un plus haut degré d'intégration, polyvalents utilisés dans les ordinateurs personnels, une plus faible consommation électrique, une vitesse de fonctionnement plus faible (de quelques Mhz) et un coût réduit par rapport aux microprocesseurs [23]

La structure interne d'un microcontrôleur comporte typiquement (Voir **Figure V.6**) :

- Une unité de calcul et de commande.
- Mémoire ROM.
- Mémoire RAM.
- Un contrôleur d'interruption.
- Un compteur/temporisateur (timer).
- Des entrées/sorties parallèles (ports).
- Un UART (port série).
- Un Watchdog : (surveillance du programme).
- Une sortie PWM (modulation d'impulsion) et un CAN (Convertisseur analogique numérique) et une interface.

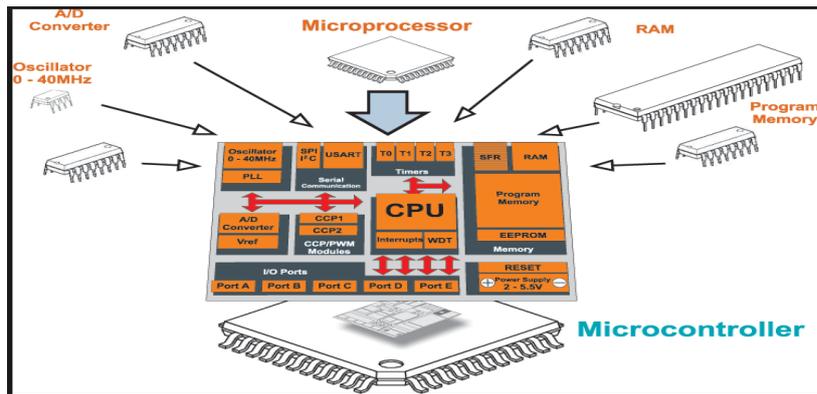


Figure V.6 : Structure interne d'un microcontrôleur [30]

Les avantages des microcontrôleurs

- Cout réduit.
- Encombrement moindre.
- Fiabilité.
- Mise en œuvre plus simple.
- Consommation plus faible.

II.2.2.1. Définition d'un PIC

Un pic est **une** unité de traitement de l'information de type microprocesseur à laquelle on a ajouté des périphériques internes permettant de réaliser des montages sans nécessiter l'ajout de composants externes [9]

V.2.2.2. Les différentes familles des PICs 16F87X

Il existe trois familles de PIC :

- Base- line : les instructions sont codées sur 12 bits.
- Mid-Range : les instructions sont codées sur 14 bits.
- High-End : les instructions sont codées sur 16 bits.

V2.2.3. Identification d'un PIC :

Le nom PIC initialement appelé «Peripheral Interface Controller».

Un PIC est généralement identifié par une référence de la forme suivante :

xx(L) XXyy-zz

xx : famille du composant (16 : Mid-Range).

L : Tolérance plus importante de la plage de tension.

XX : Type de mémoire de programme :

« C » : la mémoire programme est une EPROM ou plus rarement une EEPROM.

« CR » : la mémoire programme est de type ROM

« F » : la mémoire programme est de type FLASH

yy : Identification.

ZZ : Vitesse maximale du quartz de pilotage.

V.2.3. PIC16F876A

Le microcontrôleur PIC16F876 appartient à la famille 16F87X de MICROCHIP.

L'alimentation doit être comprise entre 4.2V et 5.5V (Elle peut descendre jusqu'à 2 Volts).

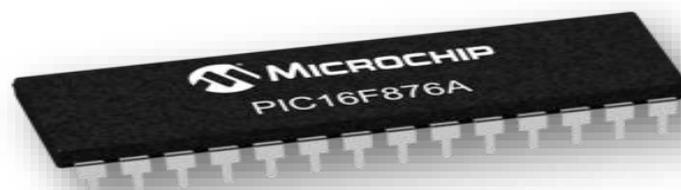


Figure V.7 : Microcontrôleur pic16F876A.

Les éléments essentiels du PIC 16F876 sont :

- Une mémoire programme de type EEPROM flash de 8K mots de 14 bits,
- Une RAM donnée de 368 octets,
- Une mémoire EEPROM de 256 octets,
- Trois ports d'entrée sortie, A (6 bits), B (8 bits), C (8 bits),
- Convertisseur Analogiques numériques 10 bits à 5 canaux,
- USART, Port série universel, mode asynchrone (RS232) et mode synchrone
- SSP, Port série synchrone supportant I2C
- Trois TIMERS : TMR0, TMR1, TMR2
- Deux modules de comparaison et Capture CCP1 et CCP2

- Un chien de garde,
- 13 sources d'interruption,
- Générateur d'horloge, à quartz (jusqu' à 20 MHz) .
- Possibilité aux applications utilisateur d'accéder à la mémoire programme,
- Tension de fonctionnement de 2 à 5V.
- Jeux de 35 instructions.

V.2. 3.1. Brochage du PIC 16F876A

Le PIC16F876A est un circuit intégré de 28 broches (**Figure V.8**).

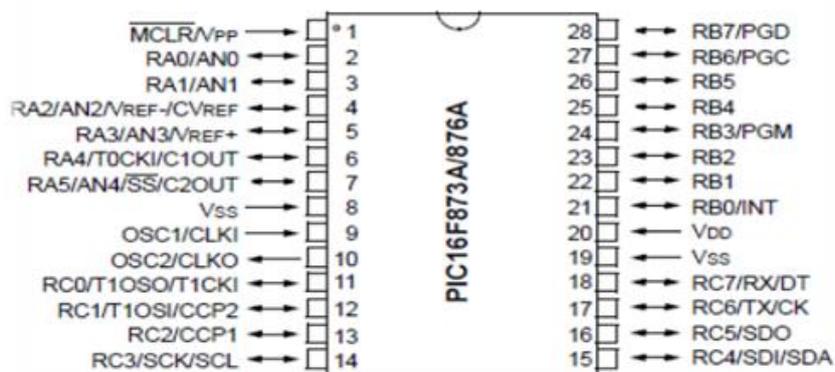


Figure V.8 : Brochage du PIC16F876A

V.2.3. 2. Architecture du PIC 16F876A

Il existe deux types d'architecture de micro basé sur des modèles :

a) Au niveau du processeur

L'architecture **RISC** (Reduced Instruction Set Computer) les programmes doivent ainsi être traduits en instructions simples, ce qui entraîne un développement plus difficile et/ou un compilateur plus puissant. Une telle architecture possède un coût de fabrication réduit par rapport aux processeurs CISC. De plus, les instructions est simples par nature, sont exécutées en un seul cycle d'horloge. Enfin, de tels processeurs sont capables de traiter plusieurs instructions simultanément en les traitants en parallèle [22]

L'architecture **CISC** (Complex Instruction Set Computer) consiste à câbler dans le processeur des instructions complexes, difficiles à créer à partir des instructions de base.

Les instructions sont de longueurs variables et peuvent parfois nécessiter plus d'un cycle d'horloge [22]

b) Au niveau de l'organisation de la mémoire

Architecture Von Neumann : une mémoire unique, pour le programme et pour les données.

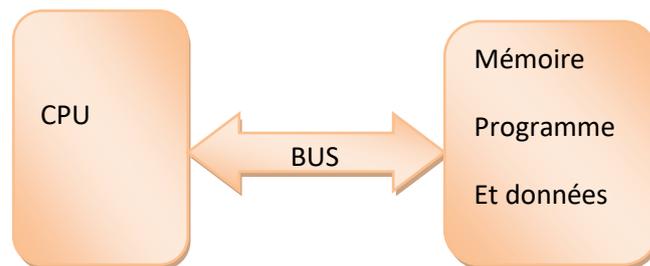


Figure V.9 : Architecture Von Neumann [30]

Architecture Harvard : le programme et les données sont stockés dans des mémoires physiquement séparées.

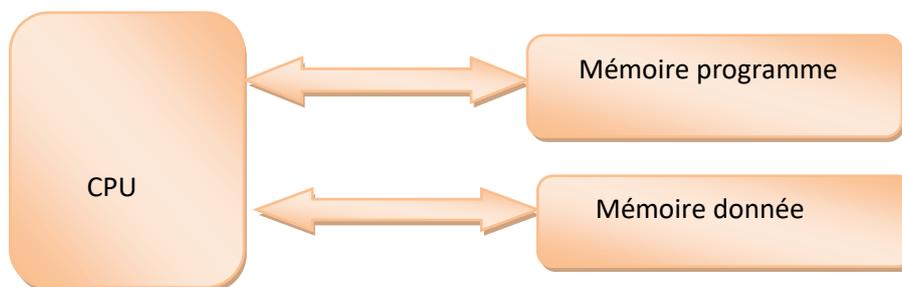


Figure V.10 : Architecture Harvard [30]

V.2. 3.3. Structure interne du PIC16f876A

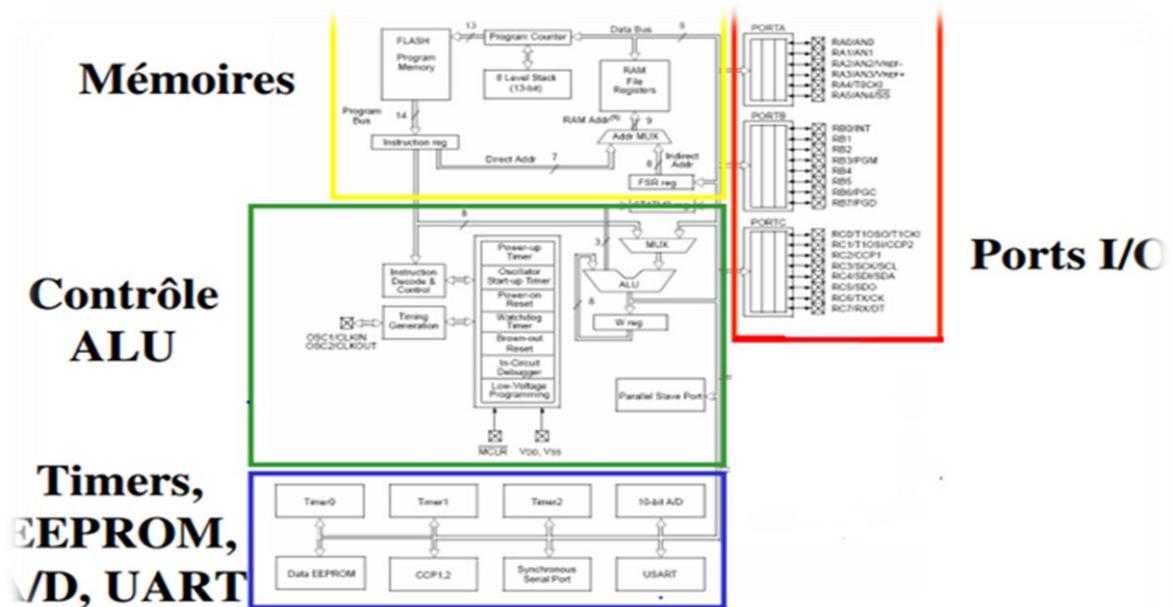


Figure V.11 : les différents modules du PIC 16F876A [31]

a) Principe de fonctionnement du PIC

Un microcontrôleur exécute des instructions. On définit «le cycle instruction » comme le temps nécessaire à l'exécution d'une instruction. Attention de ne pas confondre cette notion avec le cycle d'horloge qui correspond au temps nécessaire à l'exécution d'une opération élémentaire (soit un coup d'horloge).

Une instruction est exécutée en deux phases :

- la phase de recherche du code binaire de l'instruction stocké dans la mémoire de programme.
- la phase d'exécution ou le code de l'instruction est interprété par le processeur et exécuté.

Chaque cycle instruction dure 4 coup d'horloge montré dans la **Figure(V.12)** suivant :

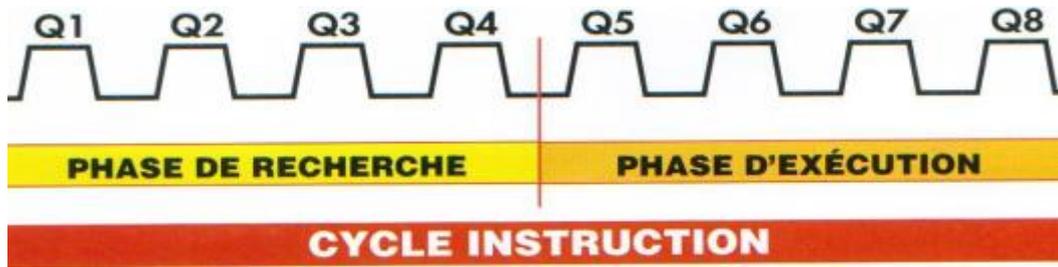


Figure V.12 : cycle d'instruction [31]

b) Les registres

- Le registre ADCSC1 et ADCS0 :

ADCS1	ADCS0	CHS2	CHS1	CHS0	GO/DONE	----	ADON
-------	-------	------	------	------	---------	------	------

ADCS1 et ADCS0 : Choix de l'horloge de conversion donc du temps de conversion.

- Le registre de configuration CCP1CON

---	---	DC1B1	DC1B0	CCP1M3	CCP1M2	CCP1M1	CCP1M0
-----	-----	-------	-------	--------	--------	--------	--------

- Le registre de control T2CON

--	TOUTPS	TOUTPS2	TOUPS1	TOUTPS0	TMR20N	T2CKPS1	T2CKPS0
----	--------	---------	--------	---------	--------	---------	---------

c) Les ports d'Entrées/Sorties

Le PIC16F876 A est équipé de 22 lignes d'entrées/sorties réparties en trois ports parallèles bidirectionnels :

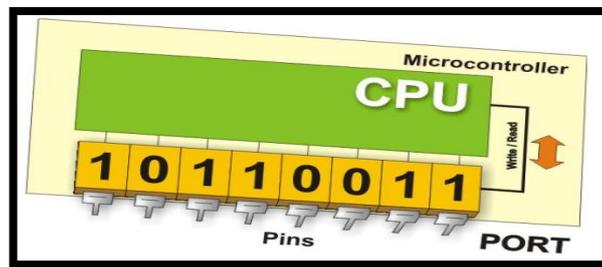


Figure V. 13 : Port d'entrées /sorties [31]

- ❖ 6 lignes sur le port A : RA0 à RA5,
- ❖ 8 lignes sur le port B : RB0 à RB7,
- ❖ 8 lignes sur le port C : RC0 à RC7.

Chaque ligne peut fournir ou absorber au maximum un courant de 25 mA.

Le port A (6 Bits) : I/O pur et/ou Entrée du CAN et/ou Entrée du TIMER 0 (La broche RA4 du port A (entrée du timer 0 T0CKI) est de type Drain ouvert) La configuration de direction se fait à l'aide du registre TRISA, positionner un bit de TRISA à 1 configure la broche correspondante de PORTA en entrée et inversement. Au départ toutes les broches sont configurées en entrée.

Le port B (8 Bits) : La configuration de direction se fait à l'aide du registre TRISB positionner un bit de TRISB à 1 configure la broche correspondante de PORTB en entrée et inversement. Au départ toutes les broches sont configurées en entrée. En entrée, la ligne RB0 appelée aussi INT peut déclencher l'interruption externe.

Le port C (8 Bits) : I/O pur et/ou TIMER 1 et/ou SPI/I2C et/ou USART. Toutes les broches du port C peuvent être utilisées soit comme E/S normales soit comme broches d'accès à différents modules comme le timer 1, les modules de comparaison et de capture CCP1/2, le timer 2, le port I2C ou le port série.

d) 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. Quelque soit l'oscillateur utilisé, l'horloge système dite aussi horloge instruction est obtenue en divisant la fréquence par 4. Soit pour un Quartz à $F_{osc}=20\text{MHz}$ ou $T_{osc}=100\text{ ns}$, la durée du cycle est 4x plus grande soit $T_{cycle} = 400\text{ nS}$.

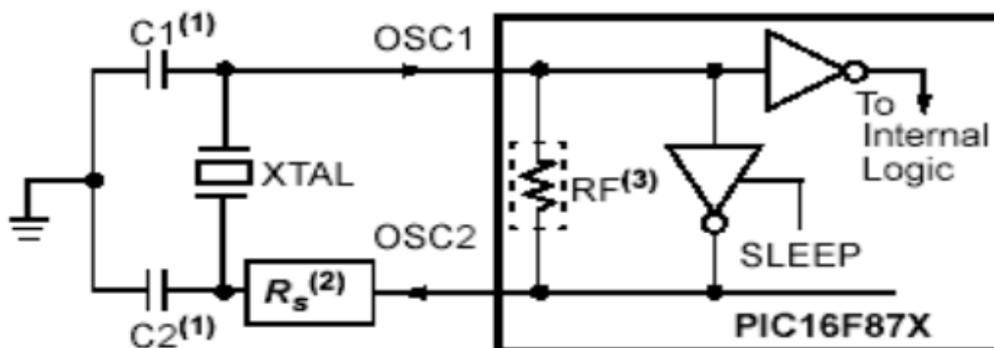


Figure V.14 : Oscillateur à Quartz 20 MHz

e) Timer TMR0

C'est un compteur 8 bits ayant les caractéristiques suivantes :
 -Il est incrémenté en permanence soit par l'horloge interne $F_{osc}/4$ (mode timer) soit par une horloge externe appliquée à la broche RA4 du port A (mode compteur).
 -Le contenu du timer TMR0 est accessible par le registre qui porte le même nom. Il peut être lu ou écrit à n'importe quel moment. Après une écriture, le timer ne compte pas pendant deux cycles machine.

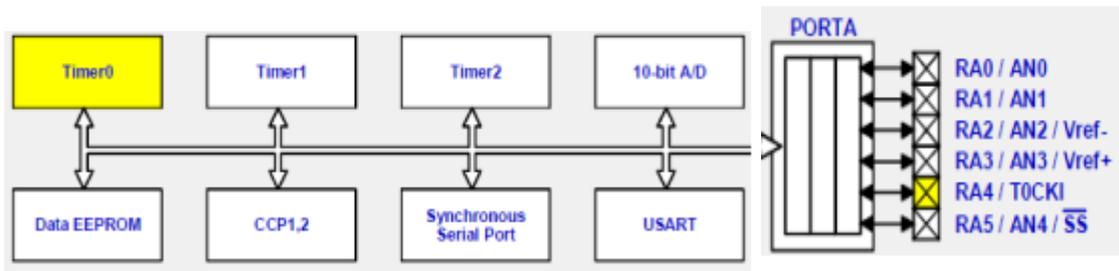


Figure V.15 : le Timer 0

f) La conversion analogique numérique

Ce module est constitué d'un convertisseur Analogique Numérique 10 bits dont l'entrée analogique peut être connectée sur l'une des 5 entrées analogiques externes. On dit qu'on a un CAN à 5 canaux. Les entrées analogiques doivent être configurées en entrée à l'aide des registres TRISA. L'échantillonneur bloqueur est intégré, il est constitué d'un interrupteur d'échantillonnage et d'une capacité de blocage de 120 pF.

- **Déroulement d'une Conversion :**

Le PIC dispose d'un échantillonneur bloqueur intégré constitué d'un interrupteur S, d'une capacité de maintien $C=120$ pF et d'un convertisseur Analogique numérique 10 bits. Pendant la conversion, la tension V_e à l'entrée du convertisseur A/N doit être maintenue constante. Au départ il faut commencer par faire l'acquisition du signal en fermant l'interrupteur S, ceci se fait à l'aide du registre ADCON0, soit au moment de la validation du module par le bit ADON soit après un changement de canal si ADON est déjà positionné. Après la fin de l'acquisition, on peut démarrer une conversion en positionnant le bit GO_DONE, l'interrupteur S s'ouvre pour assurer le blocage de la tension. La conversion commence, elle est réalisée en 12 TAD, à la fin, le bit GO_DONE repasse à 0, le drapeau ADIF passe à 1 et le résultat est chargé dans les

registres ADRESL et ADRESH. Le module met 2 TAD supplémentaires pour fermer l'interrupteur S ce qui démarre une nouvelle phase d'acquisition pendant laquelle la tension $V_e =$ la tension analogique d'entrée V_a . Le temps d'acquisition dépend de la constante de temps RC, R étant la somme des résistances entre le module de conversion et la source de la tension analogique. Après la fin de l'acquisition, on peut démarrer une nouvelle conversion et ainsi de suite [22]

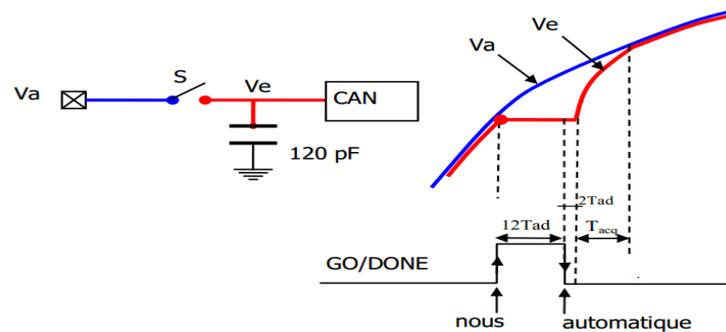


Figure V.16 : Déroulement d'une Conversion

- **Temps de conversion**

Le temps de conversion est égal à $12 T_{AD}$, T_{AD} est le temps de conversion d'un bit, il dépend de la fréquence du quartz et du prédiviseur (div) choisi : $T_{AD} = \text{div} \times 1/\text{fosc}$. Le choix de div doit être ajusté pour que T_{AD} soit \geq à $1,6 \mu\text{s}$.

Div/ quartz	20 Mhz
2	0.1 μs
8	0.4 μs
32	0.16μs

Tableau 4 : Temps de conversion d'un bit T_{AD}

- **Temps d'acquisition**

Temps d'acquisition = $T_{ACQ} = T_c + CT + 2 \mu\text{s}$

T_c : temps de charge du condensateur.

CT : Coefficient de température.

Dans notre cas

- $T_{ACQ} = 19.7 \mu\text{s}$ caractéristique du microcontrôleur donnée par le constructeur.

- $T_{CONV} = 12 T_{AD} = 19.2 \mu s$

- $T_{emin} = 42.1 \mu s$

- **La fréquence d'échantillonnage**

Si on veut échantillonner un signal variable, La période d'échantillonnage T_e doit être supérieur ou égale à $T_{emin} = T_{CONV} + 2T_{AD} + T_{ACQ}$ Avec $2T_{AD}$ le temps d'attente assigné après chaque conversion. La fréquence d'échantillonnage max est

donc $f_{e\ max} = 1/T_{emin} = 395.88Hz$

g) L'USART

L'USART ou **Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter** est l'un des communications série du PIC. Elle peut établir une liaison synchrone ou asynchrone, USART permet de communiquer avec le reste du monde : un matériel équipé d'une interface série RS232, des circuits Analogique/Numérique [33]

V.2.4. Liaison RS232

L'interface entrées/sorties séries équipe tous les PC et permet l'échange d'informations à faible débit avec un périphérique comme un modem, ou avec un autre PC, sur des distances inférieures à quelques dizaines de mètres. Une liaison série est une ligne où les bits d'information (1 ou 0) arrivent successivement, soit à intervalles réguliers (transmission synchrone), soit à des intervalles aléatoires, en groupe (transmission asynchrone).

La liaison **RS232** est une **liaison série asynchrone**

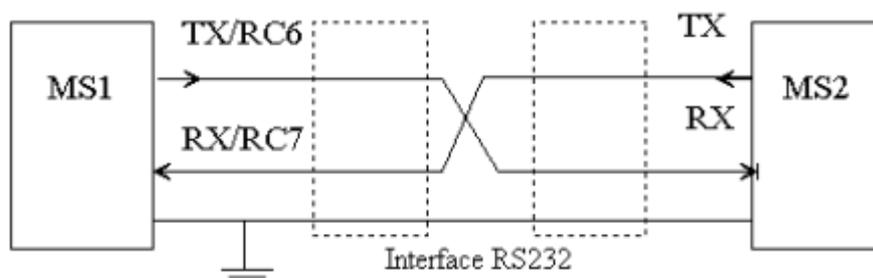


Figure V.17 : Liaison série asynchrone [33]

V.2.4.1.Principe

L'octet à transmettre est envoyé bit par bit (**poinds faible en premier**) par l'émetteur sur la ligne Tx, vers le récepteur (ligne Rx) qui le reconstitue.

La vitesse de transmission de l'émetteur doit être identique à la vitesse d'acquisition du récepteur. Ces vitesses sont exprimées en **BAUDS** (1 baud correspond à 1 bit / seconde, dans notre cas) [22]

Il existe différentes vitesses normalisées : 9600, 4800, 2400, 1200...bauds. La communication peut se faire dans les deux sens (duplex), soit émission d'abord, puis réception ensuite (half-duplex), soit émission et réception simultanées (full duplex). La transmission étant du type asynchrone (pas d'horloge commune entre l'émetteur et le récepteur), des bits supplémentaires sont indispensables au fonctionnement : bit de début de mot (**Start**), bit(s) de fin de mot (**stop**). D'autre part, l'utilisation éventuelle d'un bit de **parité**, permet la détection d'erreurs dans la transmission.

En l'absence de transmission, le niveau de la liaison est 1 (niveau de repos). Les bits sont transmis les un après les autres, en commençant par le bit de poids faible b0. Le premier bit est précédé d'un bit START (niveau 0). Après le dernier bit, on peut transmettre un bit de parité, puis un ou deux bits STOP (niveau 1). Nous allons d'abord représenter ce que nous venons de voir sous forme d'un graphique. Sur l'axe vertical nous avons les niveaux, sur l'axe horizontal, le temps. Chaque carré représente la durée d'un bit.

➤ La norme RS232

La norme RS232 définit des caractéristiques électriques (niveaux des signaux), mécaniques (connecteurs) et fonctionnelles (nature des signaux).

Les valeurs des tensions que les interfaces séries doivent fournir (et reconnaître) aux matériels connectés sont les suivantes (logique négative) :

- Un 0 logique est reconnu pour une tension allant de +3 à +25V.
- Un 1 logique est reconnu pour une tension allant de -3 à -25V.

Généralement, les signaux envoyés sont compris entre -15 et + 15 V (tensions d'alimentation des A-Op).

Sur une liaison série au repos, on doit observer un 1 logique (voir schéma ci-dessous)

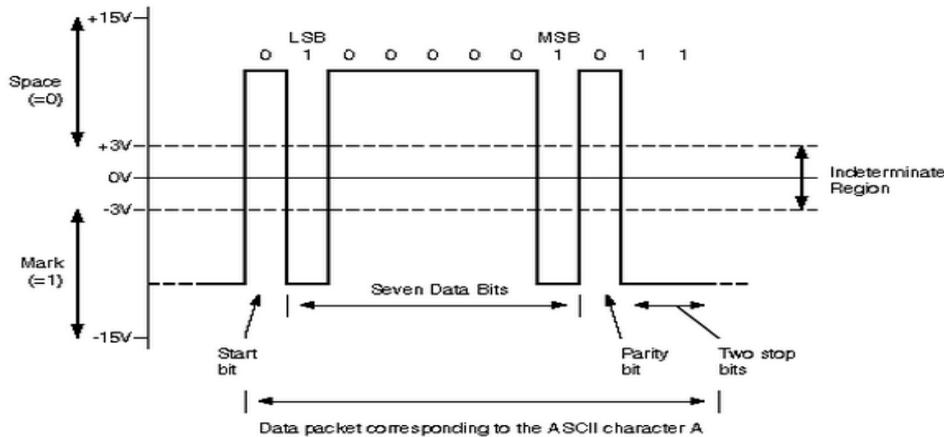


Figure V.18 : Caractéristiques électriques de la norme RS232

V.2.4.2. Choix de la transmission série

Sur des distances supérieures à quelques mètres, il est difficile de mettre en œuvre une transmission en parallèle : coût du câblage, mais surtout interférences électromagnétiques entre les fils provoquant des erreurs importantes. On utilise alors une liaison série, avec un seul fil portant l'information dans chaque sens [20].

- nombre de fils réduits : la communication la plus simple peut être faite sur 3 fils (Tx, Rx et masse).

V.2.4.3 .Brochage du connecteur RS232

Broche	Signal	Description	E/S
1	CD	Détection de porteuse	Entrée
2	RD	Réception de données	Entrée
3	TD	Emission de données	Sortie
4	DTR	Terminal de donnés prête	Sortie
5	SG	Masse de signal	
6	DSR	Donnés prêtes	Entrée
7	RTS	Requête pour l'émission	Sortie
8	CTS	Prêt pour l'émission	Entrée
9	RI	Indicateur d'appel	Entrée

Tableau 4 : Brochage du connecteur RS232

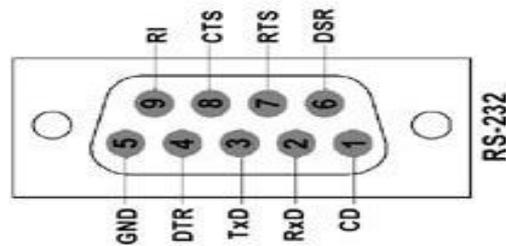


Figure V. 19 : Schéma de câblage pour les connecteurs DB9

V.2.4.4. Vitesse de transmission

La vitesse de transmission représente la quantité d'informations qui peuvent être transportées pendant un certain temps. Elle est exprimée en l'unité de **BAUDS**, parfois rencontrée, est une caractéristique du signal logique **modulé** (donc converti en analogique), et représente le nombre de variations de fréquence (ou de phase) par seconde. Si chaque niveau logique (bit) est associé à une fréquence, les unités **Bauds** et **bps** sont équivalentes.

V.2.5 .La conversion des niveaux

Le max 332 est un circuit qui permettant de réaliser des liaisons RS232 vers des circuits TTL. Il génère les tensions nécessaires à la norme RS232 de l'ordre +12V /-12V à partir de 5V ou 3.3 V en utilisant uniquement des condensateurs externes.

- niveau 0 RS232C (+12V) → niveau 0 TTL (0 V)
- niveau 1 Rs232 C (-12V) → niveau 0 TTL (0 V)

Il importe en premier lieu d'analyser comment connecter physiquement notre PIC à notre port RS232. Le PIC utilise les niveaux 0V et 5V pour définir respectivement des signaux « 0 » et « 1 ». La norme RS232 définit des niveaux de +12V et -12V pour établir ces mêmes niveaux.

Nous aurons donc besoin d'un circuit (driver de bus) chargé de convertir les niveaux des signaux entre PIC et PC. La ligne TX du PIC émettra en 0V/5V et sera convertie en +12V/-12V vers notre PC. La ligne RX du PIC recevra les signaux en provenance du PC, signaux qui seront converti du +12V/-12V en 0V/5V par notre circuit de pilotage du bus [22]

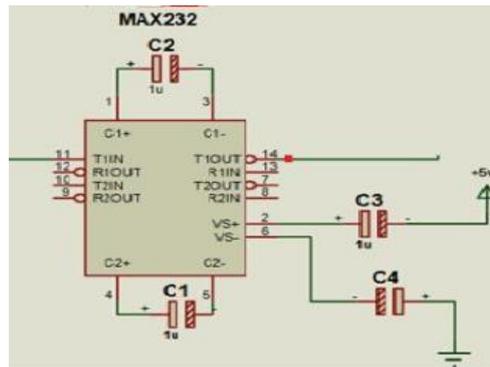


Figure V.20 : Brochage de circuit MAX232

Nous aurons donc besoin d'un circuit (driver de bus) chargé de convertir les niveaux des signaux entre PIC et PC. La ligne TX du PIC émettra en 0V/5V et sera convertie

- 2 blocs, dénommés T1 et T2, qui convertissent les niveaux entrés en 0V/5V en signaux sortis sous +12V/-12V. En réalité, on n'a pas tout à fait +12V et -12V, mais plutôt de l'ordre de +8,5V/-8,5V (en théorie +10V/-10V), ce qui reste dans la norme RS232. Les entrées de ces blocs sont donc dirigés vers le PIC, les sorties sont connectées sur le port RS232.
- 2 blocs, dénommés R1 et R2, qui convertissent les niveaux entrés en +12V/-12V en signaux sortis sous 0V/5V. Les entrées de ces blocs sont donc connectées sur le port RS232, les sorties sur le PIC.

En ce qui nous intéresse dans notre projet est l'émission et la réception proprement dites.

Nous avons développé deux programmes, le premier est chargé dans le PIC, et l'autre est l'interface graphique servant au pilotage du circuit d'acquisition [9]

- La pin 3 de la fiche DB9 du PC est l'émission (vu par PC), donc la réception vu du côté du PIC. Ce signal est dénommé TD (transmit Data).
- La pin 2 est le pin de réception du PC. Ce signal est dénommé RD (Receive Data).
- La pin 5 est la masse du RS232.

Au repos, le niveau logique est 1.

Le début de la transmission est marqué par un bit Start au niveau 0, Suivi des 8 bits de données (bit de poids faible en premier).

La fin de la transmission est marquée par un bit stop (niveau 1).

La transmission donnée est faite sur 8 bits sans contrôle de parité, une trame commence par 1 bit de Start (« 0 » logique) et se termine par 1 ou 2 bits de stop (« 1 » logique) [9]

V.2.6. Etude pratique du circuit d'acquisition du signal

V.2.6.1. Schéma bloc du circuit électrique

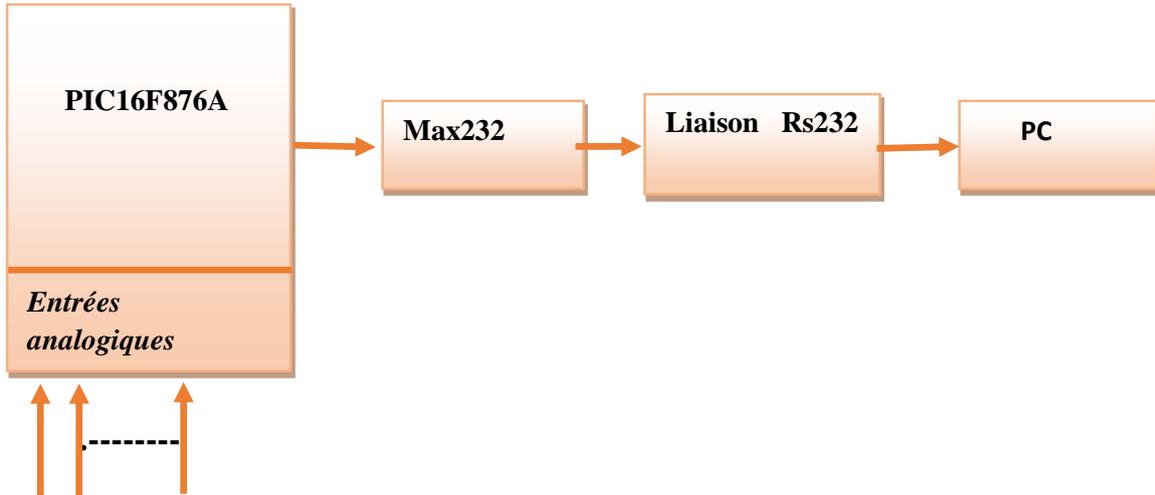


Figure V. 21 : schéma bloc du circuit d'acquisition

V.2.6.2. Circuit d'acquisition

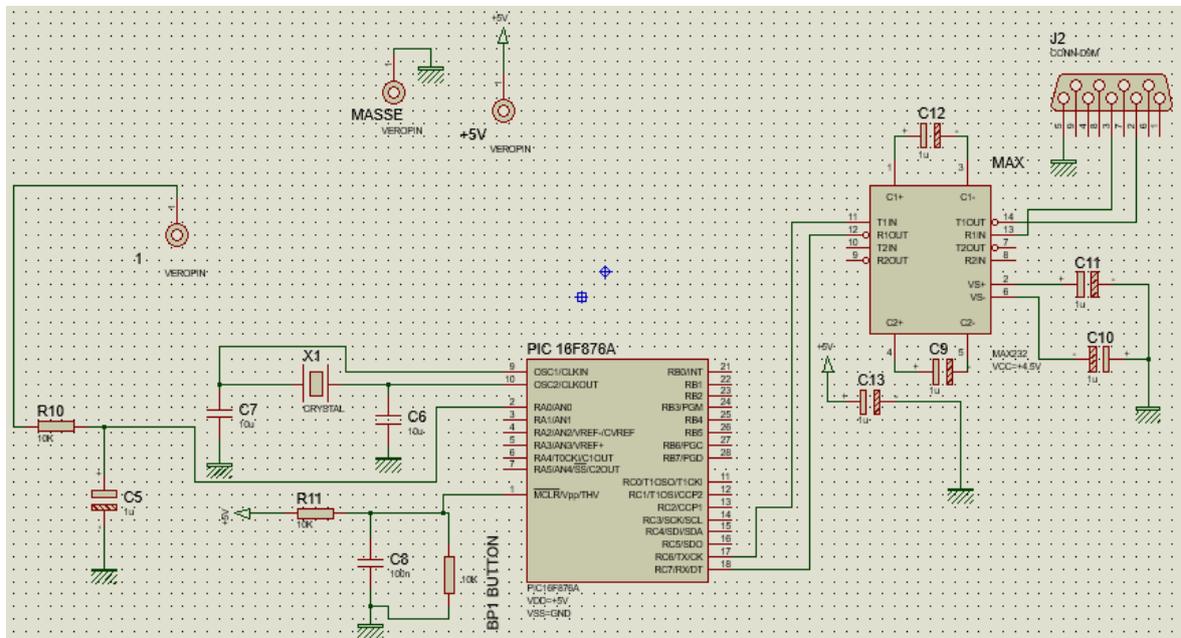


Figure V.22 : Circuit électrique réalisé de la carte d'acquisition

Le circuit d'acquisition est réalisé autour d'un microcontrôleur le PIC16F876A. En fait ce composant est utilisé pour gérer toutes les procédures du multiplexage, d'échantillonnage, de conversion analogique digitale et transmission des données. Le circuit imprimé et l'image 3D de la carte d'acquisition réalisé suivant (l'Annexe 3).

V.2.7.Partie Software du circuit d'acquisition

V.2.7.1.Logiciel de pilotage

Choix du compilateur

La programmation des microcontrôleurs se fait naturellement en langage assembleur. Microchip propose **MPLAB IDE**, un environnement de développement performant, d'éditer le code source (sous la forme d'un fichier texte) [23]

Le compilateur fournit le code objet (fichier avec extension .HEX).

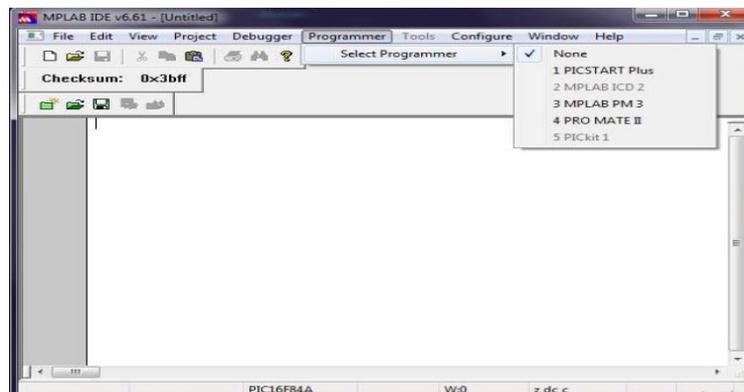


Figure V.23 : MPLAB IDE de Micro chip [31]

La carte de programmation (hardware)

Il existe des cartes de programmation qui se branchent sur le port parallèle, le port série ou bien le port USB d'un ordinateur.

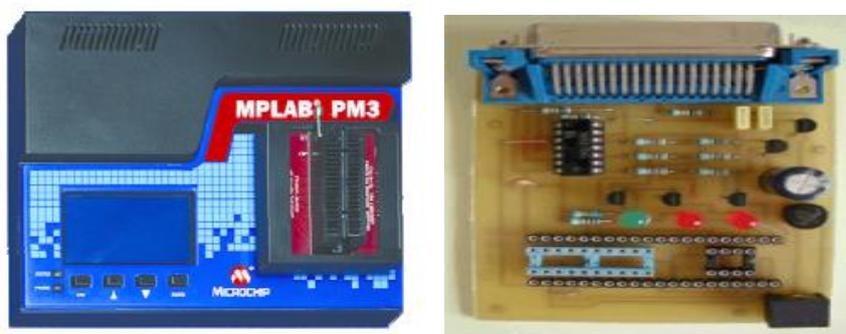


Figure V. 24 : carte de programmation [30]

V.2.7.2. programmation du PIC

Nous avons programmé notre PIC 16F876A en **MPLAB** pour convertir le signal analogique issu du circuit de mise en forme en des données numériques puis de les transmettre au PC via port série.

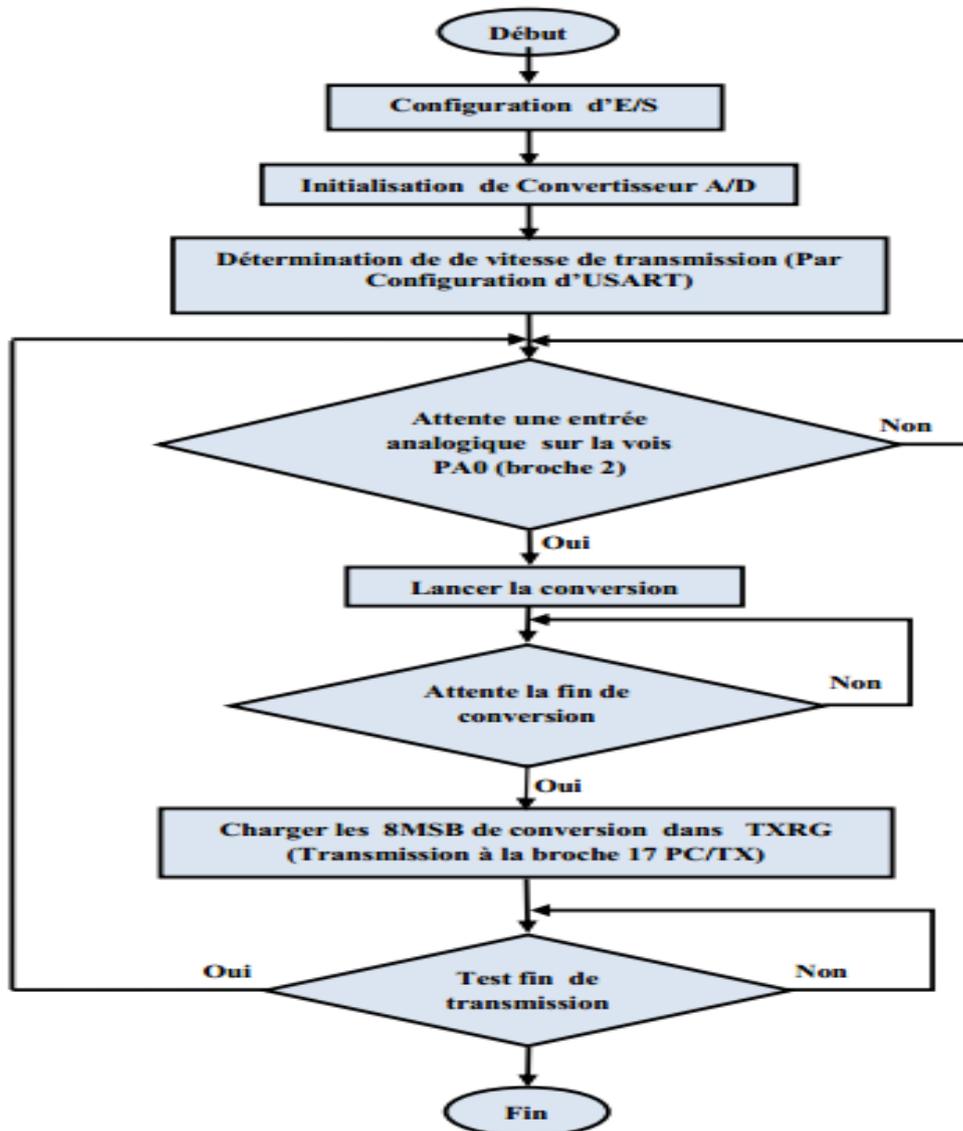
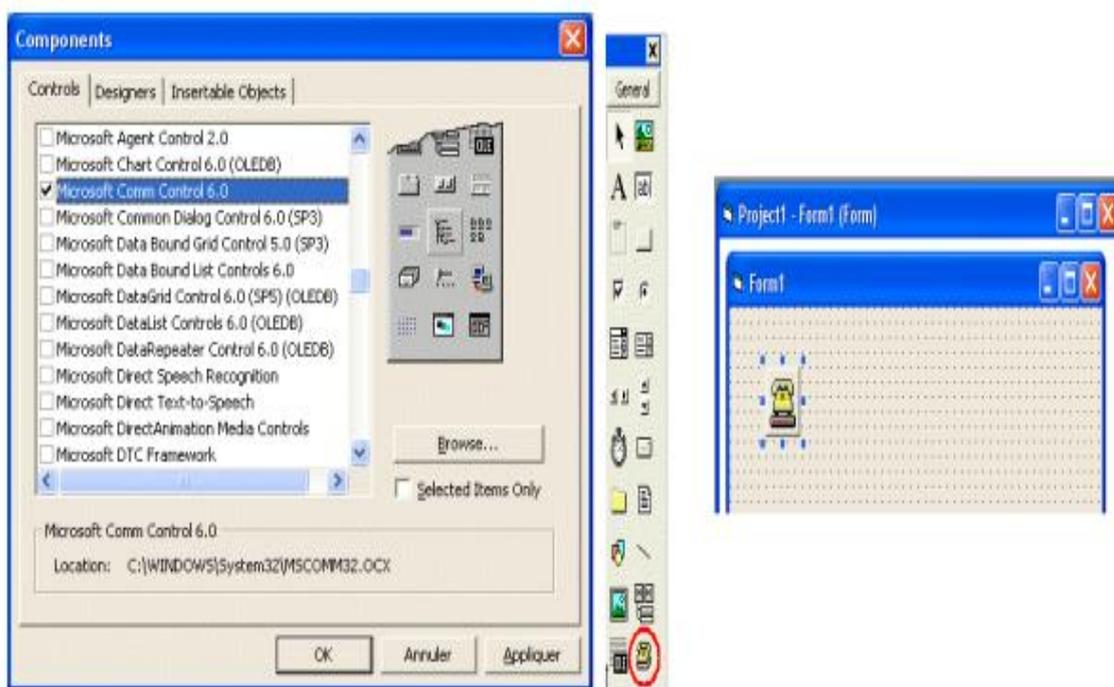


Figure V.25 : L'organigramme du programme de microcontrôleur (PIC16F876A)

V.2.7.3. Implémentation de l'interface graphique de l'application

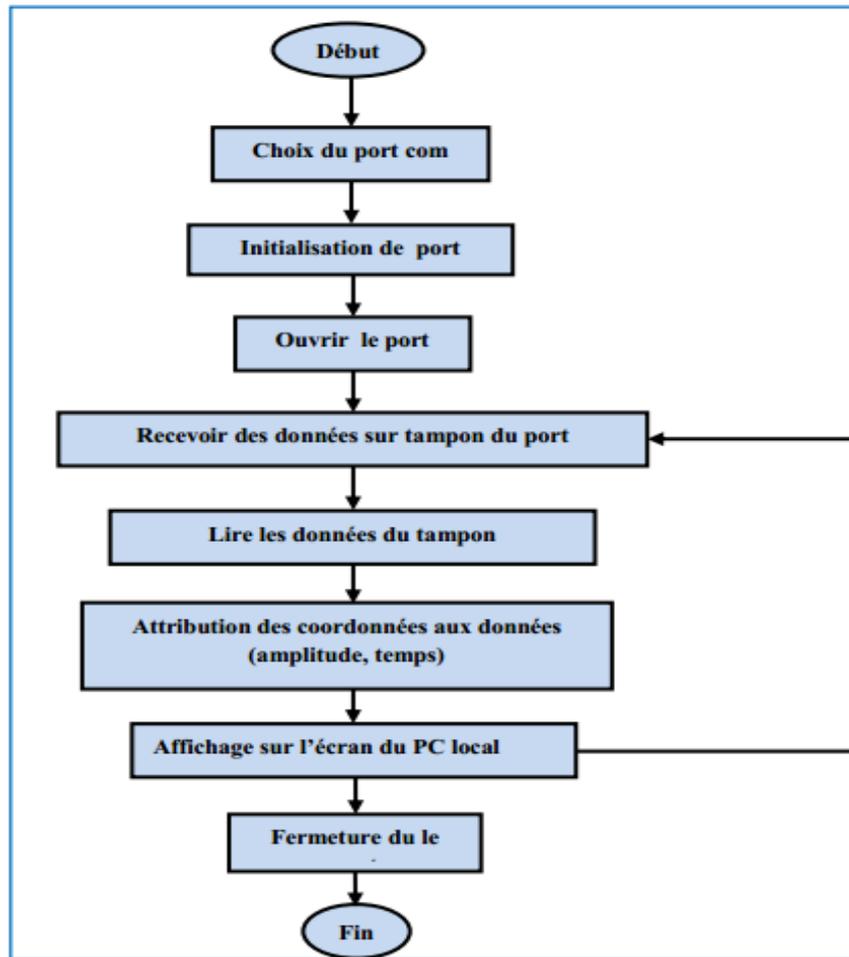
Après l'implémentation de la partie hardware micro contrôlée, de l'émission et de la réception nous avons procédé à l'implémentation software de l'interface dédiée à l'acquisition et à l'affichage du signal.

Cette interface a été implémentée sous environnement Visual Basic. Pour gérer le port série, la meilleure façon est d'utiliser le composant Microsoft Comm Control (MSComm9) distribué avec n'importe quelle édition de **Visual Basic**.



Une fois le contrôle activé, son icône apparaît dans la barre des contrôles. Il est nécessaire de placer une instance sur l'interface graphique pour pouvoir l'utiliser. Par défaut, ce contrôle s'appellera MSCComm1, et on retiendra ce nom pour la suite de l'application :

Une fois le contrôle de communication rajouté, il nous faut le paramétrer. Cela se fait avec les propriétés qui permettent la liaison entre l'environnement VB et le système d'exploitation.



V.3. Tests et mesures

Nous appelons notre application : EFR

- Lancer le programme EFR

Le signal représentatif du débit respiratoire (**Figure V.28**) on a été acquis par Visuel Basic comme illustré sur la Figure suivante :

- L'alternance positive représente l'inspiration.
- L'alternance négative représente l'expiration.

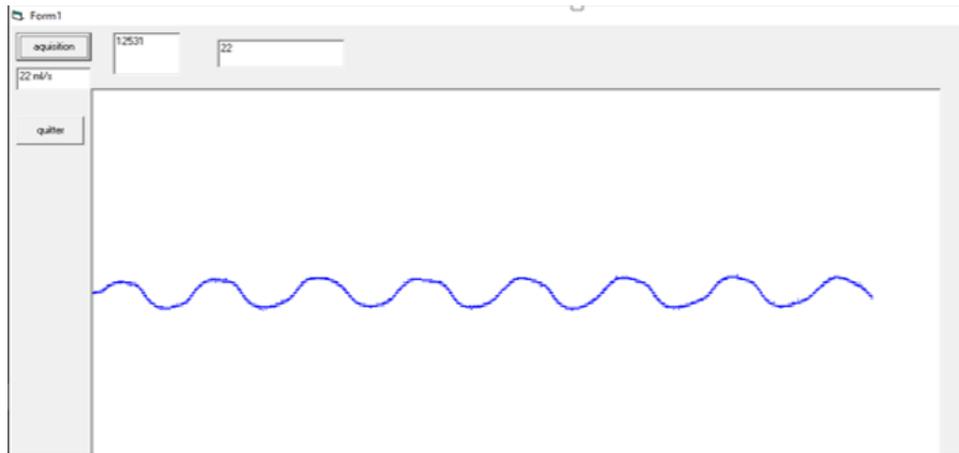


Figure V.27 : interface d'affichage sur PC

L'implémentation d'un programme de traitement de signal permettra :

- Le calcul du volume courant par intégration numérique en régime stationnaire.
- Le calcul des différents volumes et capacités respiratoires en régime forcé.
- Les durées d'inspiration T_I , expiratoire T_E et respiration T_{tot} .
- Les rapports V_T/T_I .
- La courbe débit-volume.

Ces paramètres qui peuvent être déduits de la courbe affichée constituent les bases de l'exploration fonctionnelle respiratoire.

V.4. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté l'étude et la réalisation pratique de l'interface Homme-Machine micro-contrôlée développée sous langage Visual Basic pour l'affichage en temps réel du signal pneumotachographique. Cette interface a donné lieu à une liaison entre les deux correspondants (Patient /Médecin), Elle permet l'acquisition, la numérisation, l'affichage et le traitement du signal débit métrique représentatif de la fonction ventilatoire.

L'étude est finalisée par une présentation des résultats obtenus au niveau des différents points tests prévus sur la plateforme, et terminée par une conclusion générale avec des perspectives.

Conclusion générale et perspectives

Conclusion générale et perspectives

Ce travail a consisté principalement en l'étude et la réalisation d'une plateforme dédiée à l'exploration fonctionnelle respiratoire d'ordre mécanique qui permet d'aboutir à la mesure de paramètres débit-métrique et éventuellement volumétrique par intégration numérique de ce dernier.

Pour aborder ce travail, nous avons sélectionné le capteur de pression différentielle à réluctance variable associé à la tête de Fleish. Notre contribution a consisté en la conception et la réalisation d'une plateforme qui comprend l'alimentation, la carte de conditionnement du capteur, l'interface d'acquisition Hardware micro-contrôlée sous environnement MPLAB et l'interface Software implémentée sous environnement VB pour l'affichage en temps réel du signal pneumotachographique.

Ainsi, on a montré que le dispositif réalisé permettait à l'utilisateur d'étudier et de comprendre la technique de l'exploration fonctionnelle respiratoire à travers laquelle le débit respiratoire pouvait être mesurés en plusieurs étapes :

- Transformation du débit en une pression différentielle.
- Transformation de la pression différentielle en la déformation mécanique d'une membrane.
- Transformation de la déformation mécanique en une grandeur électrique via un circuit électronique associé.

Ce travail n'est pas une fin en soi mais notre contribution a suscité pour nous, les grandes possibilités de développement de cet axe comme la réalisation d'un plateau technique dédié à l'exploration fonctionnelle respiratoire multi-paramétré pouvant mettre en évidence les différents volumes et capacités pulmonaires caractérisant la fonction respiratoire et permettant aux spécialistes de diagnostiquer les éventuelles pathologies respiratoires.

Les intérêts pratiques de ces systèmes électroniques seront d'une grande importance dans divers domaines de l'instrumentation biomédicale.

Néanmoins, il est à signaler qu'au cours de nos essais au laboratoire, le manque de composants était une contrainte pour une mise en œuvre plus perspicace de notre dispositif.

Annexes

Annexe 1

Liste des composants électroniques

Les résistances :

R1=R9=R13=3.9M Ω

R2=R3=R5=R14=R17=R18=10K Ω

R4=R6=100K Ω

R7=1M Ω

R8=33K Ω

R10=R11=R12=1K Ω

R15=36K Ω

R16=12K Ω

Les capacités :

C1=C6=C9=C22=100nf

C2=C3=C4=C5=C10=C13=220nf

C7=C8=10nf

C11=47pf

C12=2200 μ f

C14=C21=10 μ f

C15=C16=C17=C18=C19=C20=1 μ F

C21=4700 μ F.

Les composants électroniques :

X1 : Quartz de 20MHz

U1 :LM324

U2 :NE555

U3 :CD4069

U4 :LM358

U5 :7805

U6 : PIC 16F876A

U7= Max 232

RS232

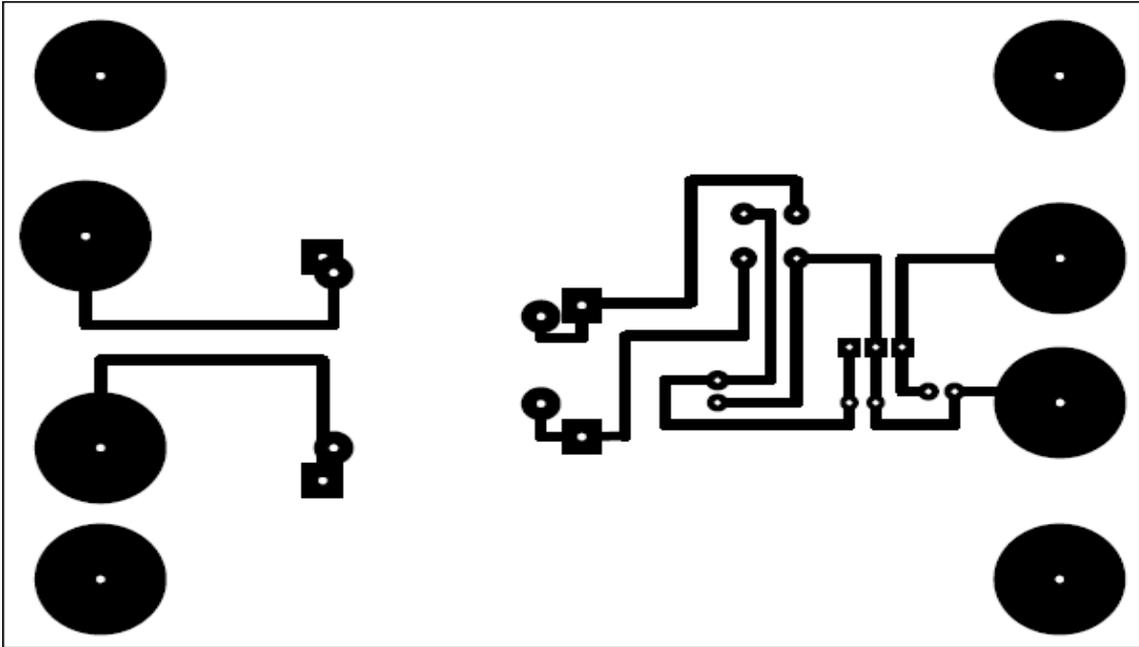
TR1 : Transformateur 9V

BR1 : Pont de diode

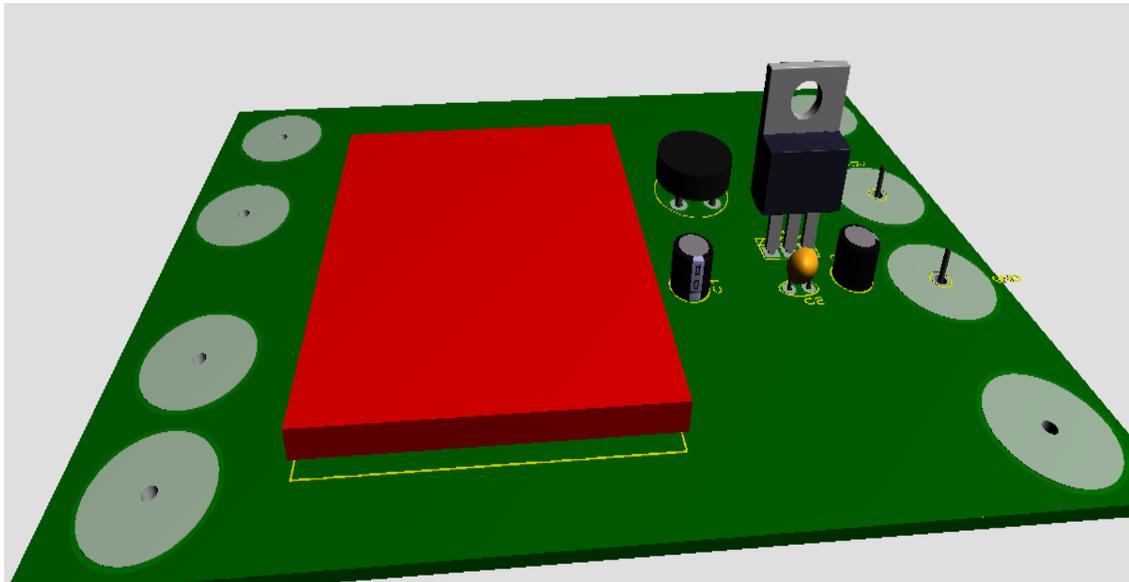
SW1 : Switch

Connecteur DB09

Annexe 2

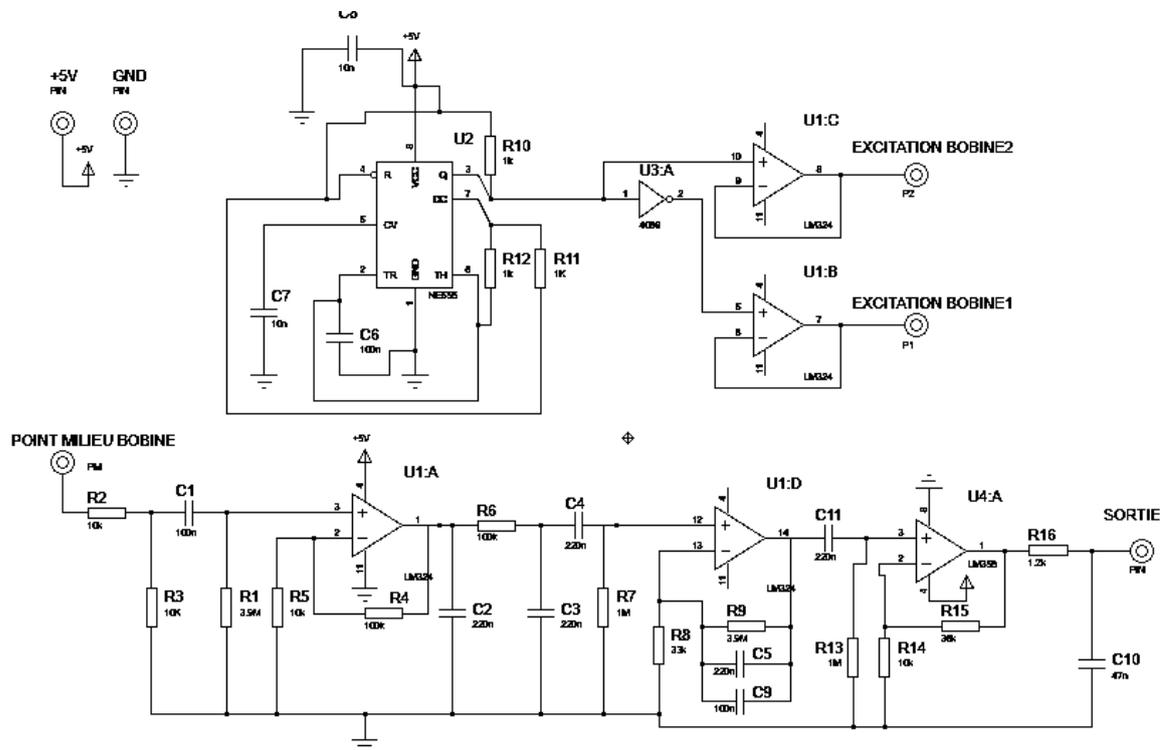


Circuit imprimé de la source de tension 5V

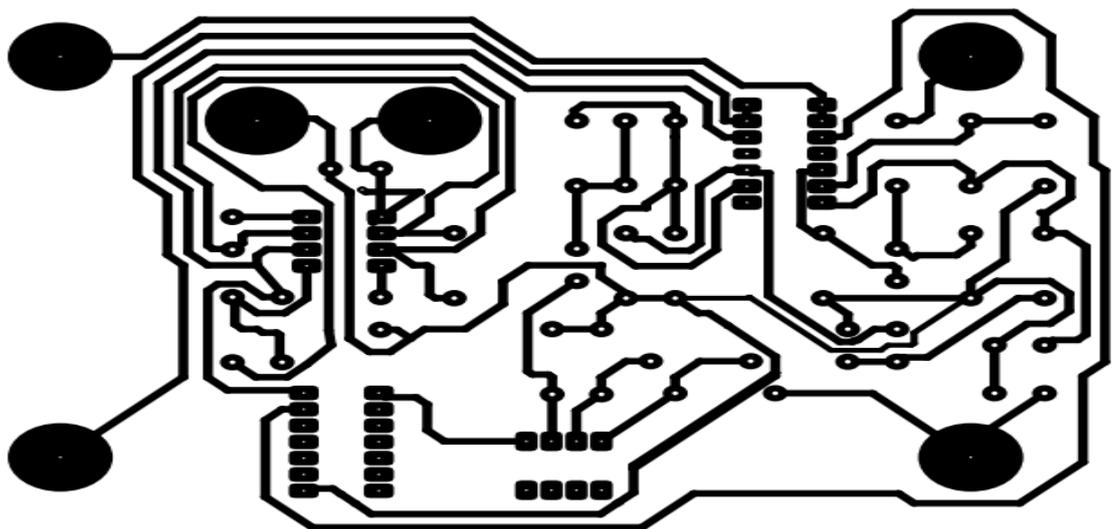


Circuit d'une source de tension 5V réalisé en 3D

Annexe 3

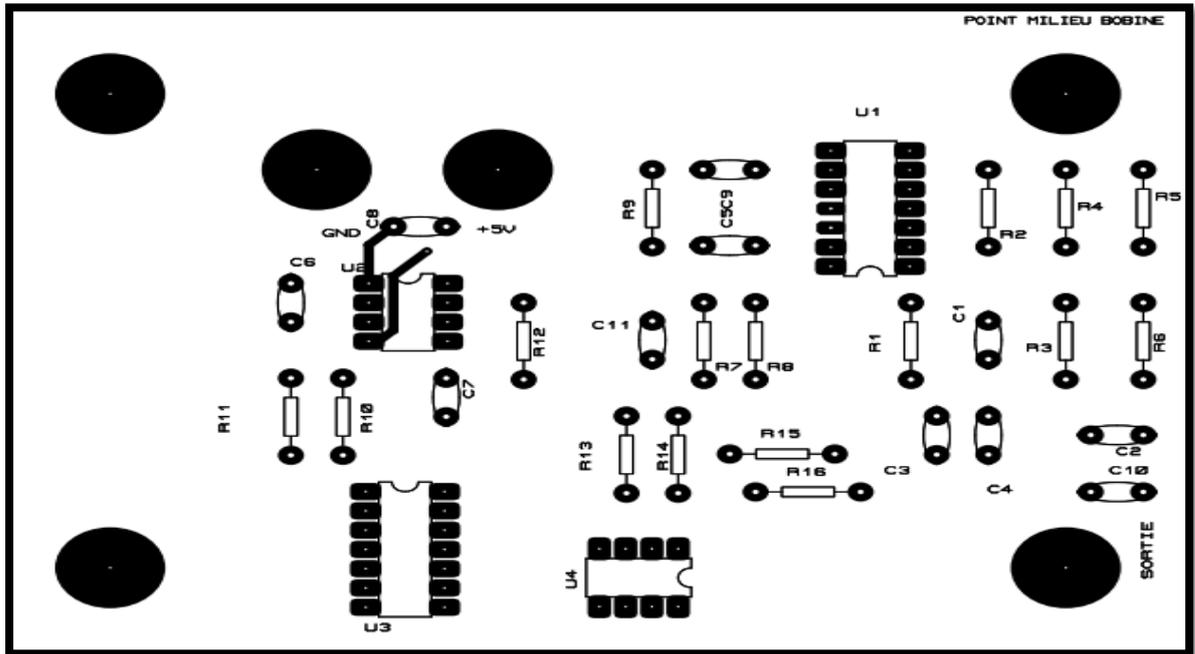


Circuit électrique de la plateforme réalisé

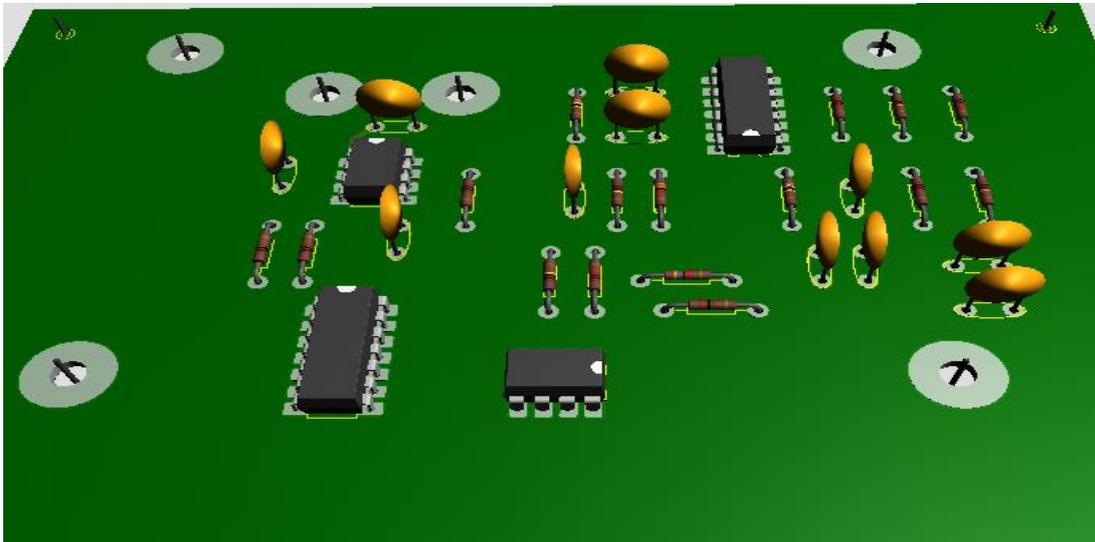


Circuit imprimé de la plateforme réalisée

Annexe 4

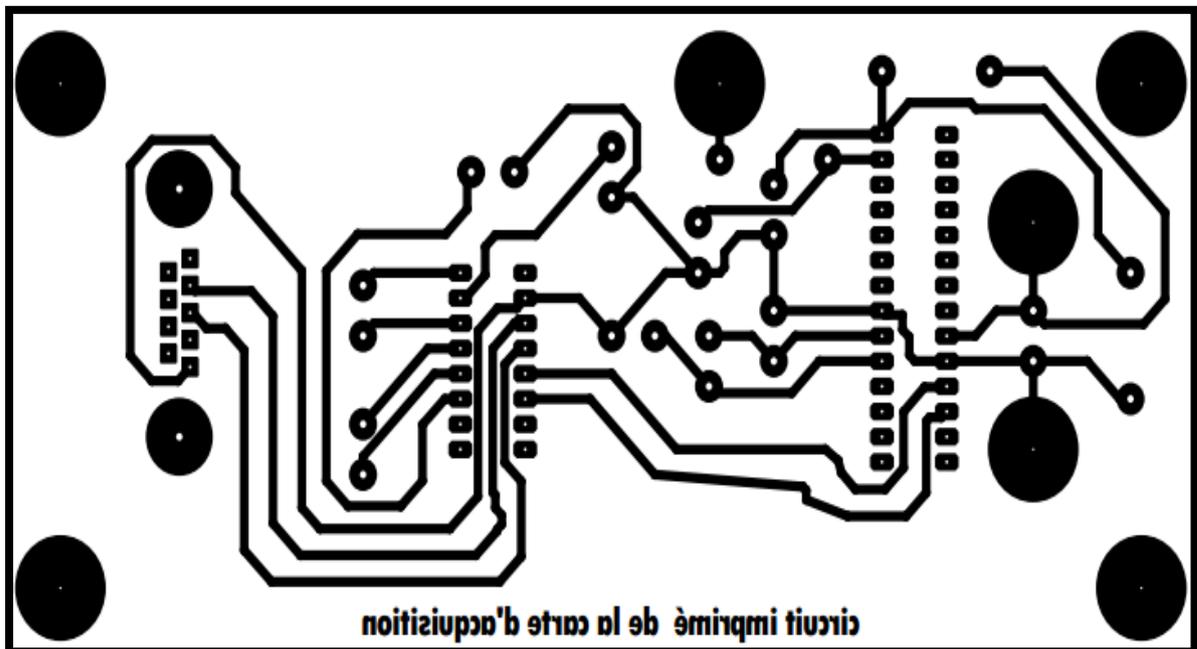


Circuit imprimé de la plateforme réalisée face composant (Top Copper)

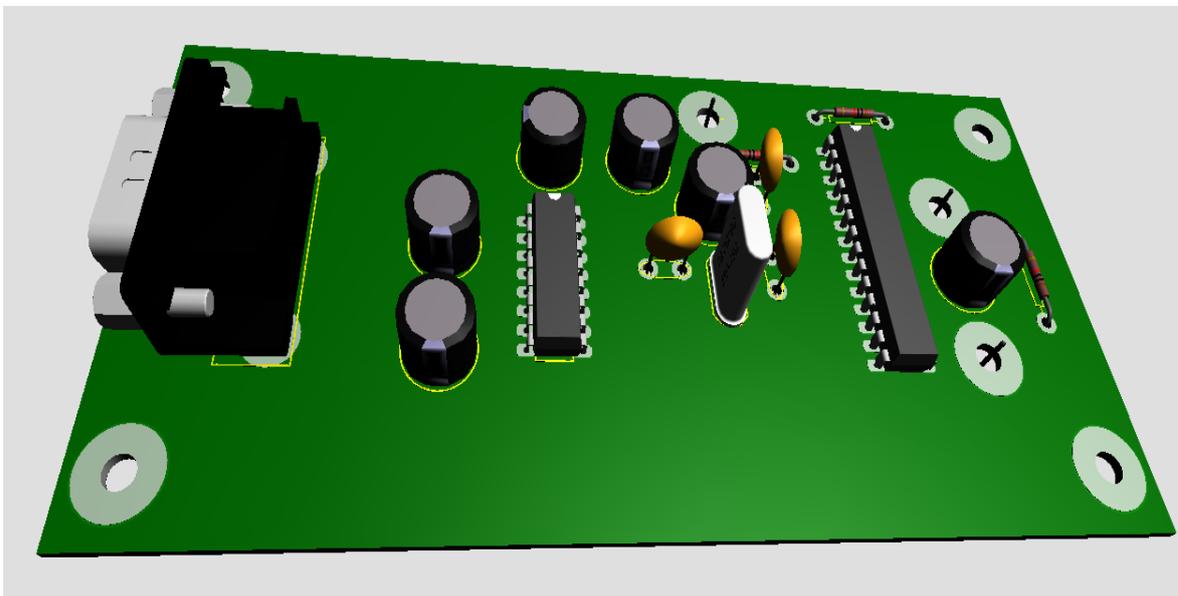


Circuit du conditionnement plus le circuit oscillateur réalisés en 3D

Annexe 5

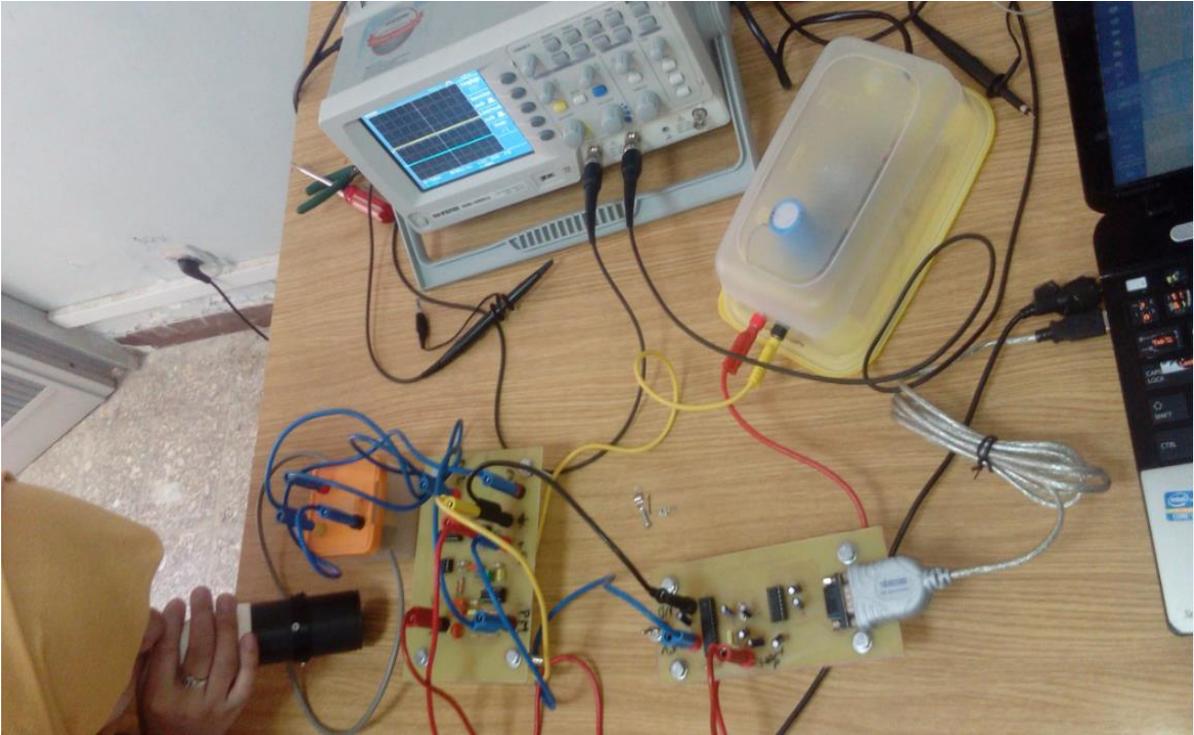


Circuit imprimé de la carte d'acquisition



Circuit d'acquisition en image de 3D

Annexe 6



La plateforme réalisée



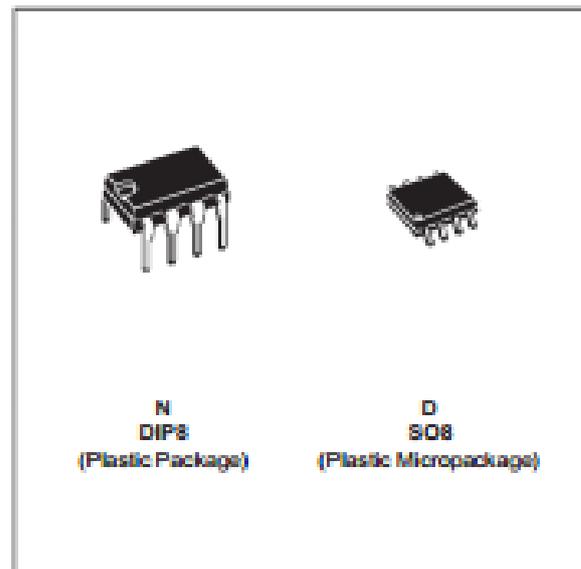
NE555 SA555 - SE555

GENERAL PURPOSE SINGLE BIPOLAR TIMERS

- LOW TURN OFF TIME
- MAXIMUM OPERATING FREQUENCY GREATER THAN 500kHz
- TIMING FROM MICROSECONDS TO HOURS
- OPERATES IN BOTH ASTABLE AND MONOSTABLE MODES
- HIGH OUTPUT CURRENT CAN SOURCE OR SINK 200mA
- ADJUSTABLE DUTY CYCLE
- TTL COMPATIBLE
- TEMPERATURE STABILITY OF 0.005% PER°C

DESCRIPTION

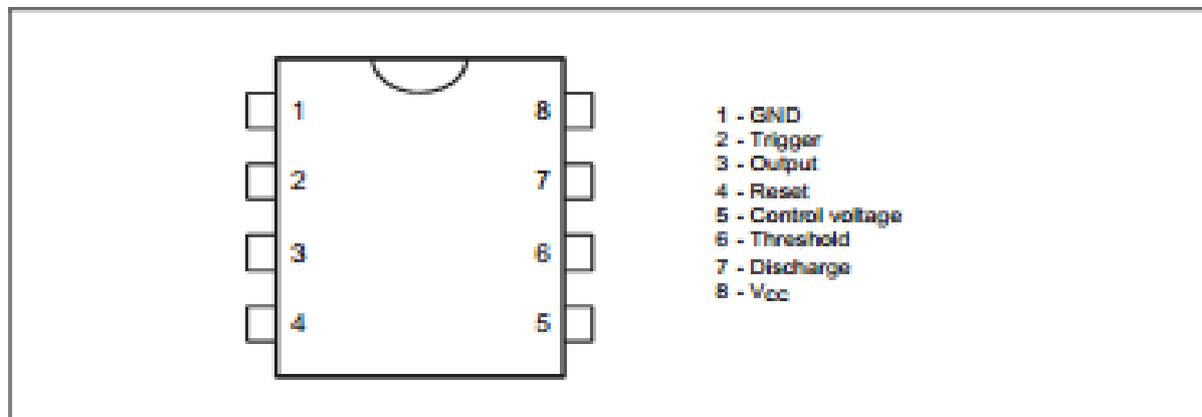
The NE555 monolithic timing circuit is a highly stable controller capable of producing accurate time delays or oscillation. In the time delay mode of operation, the time is precisely controlled by one external resistor and capacitor. For a stable operation as an oscillator, the free running frequency and the duty cycle are both accurately controlled with two external resistors and one capacitor. The circuit may be triggered and reset on falling waveforms, and the output structure can source or sink up to 200mA. The NE555 is available in plastic and ceramic minidip package and in a 8-lead micropackage and in metal can package version.



ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
NE555	0°C, 70°C	•	•
SA555	-40°C, 105°C	•	•
SE555	-55°C, 125°C	•	•

PIN CONNECTIONS (top view)

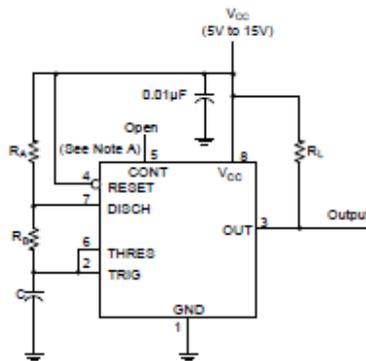


Typical Applications Characteristics (cont.)

Astable Operation

As shown in Figure 4, adding a second resistor, R_B , to the circuit of Figure 1 and connecting the trigger input to the threshold input causes the timer to self-trigger and run as a multivibrator. The capacitor C charges through R_A and R_B and then discharges through R_B . Therefore, the duty cycle is controlled by the values of R_A and R_B .

This astable connection results in capacitor C charging and discharging between the threshold-voltage level ($\approx 0.67V_{CC}$) and the trigger-voltage level ($\approx 0.33V_{CC}$). As in the monostable circuit, charge and discharge times (and, therefore, the frequency and duty cycle) are independent of the supply voltage.



Decoupling CONT voltage to ground with a capacitor can improve operation. This should be evaluated for individual applications.

Fig. 4 Circuit for Astable Operation

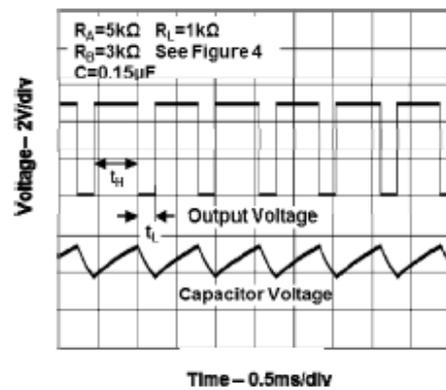


Fig. 5 Typical Astable Waveforms

Figure 5 shows typical waveforms generated during astable operation. The output high-level duration t_H and low-level duration t_L can be calculated as follows:

$$t_H = 0.693(R_A + R_B)C$$

$$t_L = 0.693(R_B)C$$

Other useful equations are:

$$\text{period} = t_H + t_L = 0.693(R_A + 2R_B)C$$

$$\text{frequency} = 1.44/(R_A + 2R_B)C$$

$$\text{output driver duty cycle} = t_L/(t_H + t_L) = R_B/(R_A + 2R_B)$$

$$\text{output waveform duty cycle} = t_H/(t_H + t_L) = 1 - R_B/(R_A + 2R_B)$$

$$\text{low to high ratio} = t_L/t_H = R_B/(R_A + R_B)$$

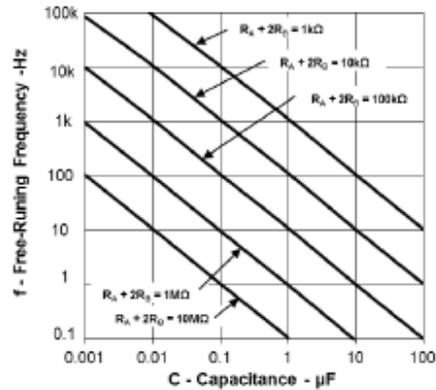


Fig. 6 Free Running Frequency

CD4069UBMS

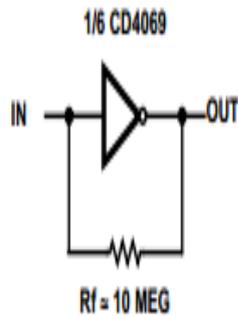
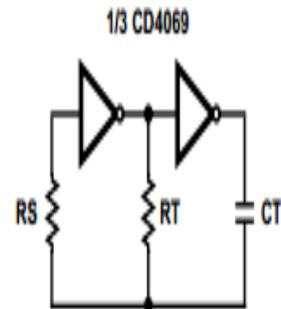
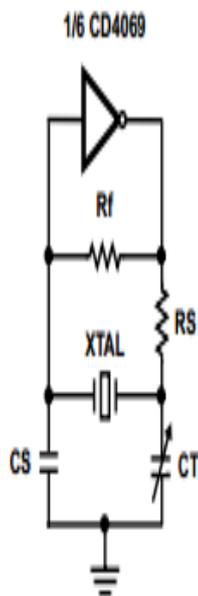


FIGURE 15. HIGH-INPUT IMPEDANCE AMPLIFIER



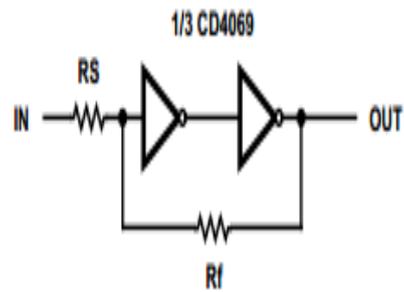
FOR TYPICAL COMPONENT
VALUES AND CIRCUIT PERFORMANCE,
SEE APPLICATION NOTE AN-6466

FIGURE 16. TYPICAL RC OSCILLATOR CIRCUIT



FOR TYPICAL COMPONENT
VALUES AND CIRCUIT
PERFORMANCE, SEE
APPLICATION NOTES:
AN-6086 AND AN-6539

FIGURE 17. TYPICAL CRYSTAL OSCILLATOR CIRCUIT



UPPER SWITCHING POINT

$$VP = \frac{RS + Rf}{Rf} \cdot \frac{VDD}{2}$$

LOWER SWITCHING POINT

$$VN = \frac{Rf - RS}{Rf} \cdot \frac{VDD}{2}$$

$$Rf > RS$$

FIGURE 18. INPUT PULSE SHAPING CIRCUIT
(SCHMITT TRIGGER)

Low power quad op amps

LM124/224/324/324A/
SA534/LM2902

DESCRIPTION

The LM124/SA534/LM2902 series consists of four independent, high-gain, internally frequency-compensated operational amplifiers designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages.

UNIQUE FEATURES

In the linear mode, the input common-mode voltage range includes ground and the output voltage can also swing to ground, even though operated from only a single power supply voltage.

The unity gain crossover frequency and the input bias current are temperature-compensated.

FEATURES

- Internally frequency-compensated for unity gain
- Large DC voltage gain: 100dB
- Wide bandwidth (unity gain): 1MHz (temperature-compensated)
- Wide power supply range Single supply: $3V_{DC}$ to $30V_{DC}$ or dual supplies: $\pm 1.5V_{DC}$ to $\pm 15V_{DC}$
- Very low supply current drain: essentially independent of supply voltage (1mW/op amp at $+5V_{DC}$)
- Low input biasing current: $45nA_{DC}$ (temperature-compensated)
- Low input offset voltage: $2mV_{DC}$ and offset current: $5nA_{DC}$
- Differential input voltage range equal to the power supply voltage
- Large output voltage: $0V_{DC}$ to $V_{CC}-1.5V_{DC}$ swing

ORDERING INFORMATION

DESCRIPTION	TEMPERATURE RANGE	ORDER CODE	DWG #
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-55°C to +125°C	LM124N	SOT27-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	-55°C to +125°C	LM124F	0581B
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-25°C to +85°C	LM224N	SOT27-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	-25°C to +85°C	LM224F	0581B
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	-25°C to +85°C	LM224D	SOT108-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	0°C to +70°C	LM324N	SOT27-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	0°C to +70°C	LM324F	0581B
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	0°C to +70°C	LM324D	SOT108-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	0°C to +70°C	LM324AN	SOT27-1
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	0°C to +70°C	LM324AD	SOT108-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-40°C to +85°C	SA534N	SOT27-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	-40°C to +85°C	SA534F	0581B
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	-40°C to +85°C	SA534D	SOT108-1
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	-40°C to +125°C	LM2902D	SOT108-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-40°C to +125°C	LM2902N	SOT27-1

PIN CONFIGURATION

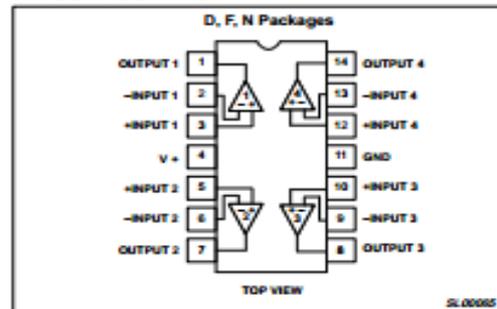


Figure 1. Pin Configuration

Low power quad op amps

LM124/224/324/324A/
SA534/LM2902

TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS (Continued)

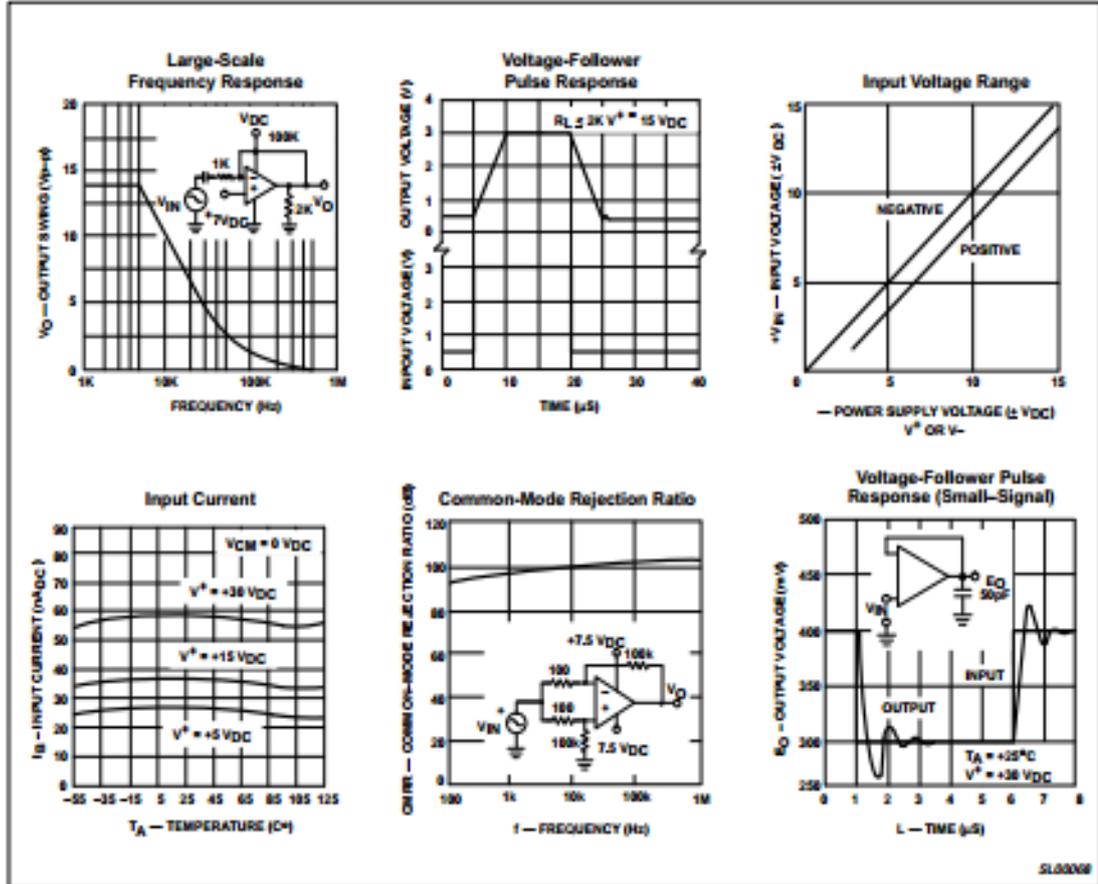


Figure 4. Typical Performance Characteristics (cont.)

TYPICAL APPLICATIONS

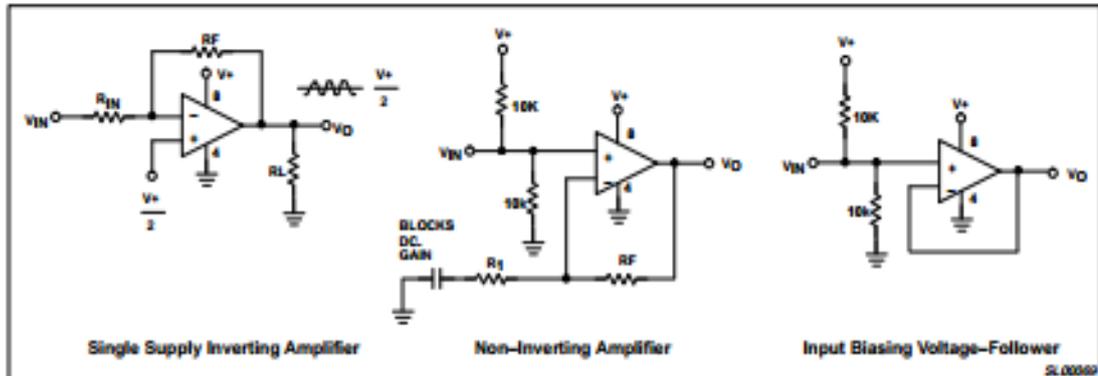


Figure 5. Typical Applications



LM358, LM258, LM2904, LM2904V

Dual Low Power Operational Amplifiers

Utilizing the circuit designs perfected for recently introduced Quad Operational Amplifiers, these dual operational amplifiers feature 1) low power drain, 2) a common mode input voltage range extending to ground/ V_{EE} , 3) single supply or split supply operation and 4) pinouts compatible with the popular MC1558 dual operational amplifier. The LM158 series is equivalent to one-half of an LM124.

These amplifiers have several distinct advantages over standard operational amplifier types in single supply applications. They can operate at supply voltages as low as 3.0 V or as high as 32 V, with quiescent currents about one-fifth of those associated with the MC1741 (on a per amplifier basis). The common mode input range includes the negative supply, thereby eliminating the necessity for external biasing components in many applications. The output voltage range also includes the negative power supply voltage.

- Short Circuit Protected Outputs
- True Differential Input Stage
- Single Supply Operation: 3.0 V to 32 V
- Low Input Bias Currents
- Internally Compensated
- Common Mode Range Extends to Negative Supply
- Single and Split Supply Operation
- Similar Performance to the Popular MC1558
- ESD Clamps on the Inputs Increase Ruggedness of the Device without Affecting Operation

MAXIMUM RATINGS ($T_A = +25^\circ\text{C}$, unless otherwise noted.)

Rating	Symbol	LM258 LM358	LM2904 LM2904V	Unit
Power Supply Voltages Single Supply Split Supplies	V_{CC} V_{CC}, V_{EE}	32 ± 16	26 ± 13	Vdc
Input Differential Voltage Range (Note 1)	V_{IDR}	± 32	± 26	Vdc
Input Common Mode Voltage Range (Note 2)	V_{ICR}	-0.3 to 32	-0.3 to 26	Vdc
Output Short Circuit Duration	t_{GC}	Continuous		
Junction Temperature	T_J	150		$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range	T_{stg}	-55 to +125		$^\circ\text{C}$
Operating Ambient Temperature Range	T_A			$^\circ\text{C}$
LM258		-25 to +85	-	
LM358		0 to +70	-	
LM2904		-	-40 to +105	
LM2904V		-	-40 to +125	

NOTES: 1. Split Power Supplies.
2. For Supply Voltages less than 32 V for the LM258/358 and 26 V for the LM2904, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

DUAL DIFFERENTIAL INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA

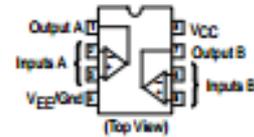


N SUFFIX
PLASTIC PACKAGE
CASE 626



D SUFFIX
PLASTIC PACKAGE
CASE 751
(SO-8)

PIN CONNECTIONS



ORDERING INFORMATION

Device	Operating Temperature Range	Package
LM2904D	$T_A = -40^\circ$ to $+105^\circ\text{C}$	SO-8
LM2904N		Plastic DIP
LM2904VD	$T_A = -40^\circ$ to $+125^\circ\text{C}$	SO-8
LM2904VN		Plastic DIP
LM258D	$T_A = -25^\circ$ to $+85^\circ\text{C}$	SO-8
LM258N		Plastic DIP
LM358D	$T_A = 0^\circ$ to $+70^\circ\text{C}$	SO-8
LM358N		Plastic DIP

Table 2. Function Table Each Receiver⁽¹⁾

INPUTS	OUTPUT
RIN	ROUT
L	H
H	L
Open	H

(1) H = high level, L = low level, X = irrelevant, Z = high impedance (off), Open = disconnected input or connected driver off

10 Application and Implementation

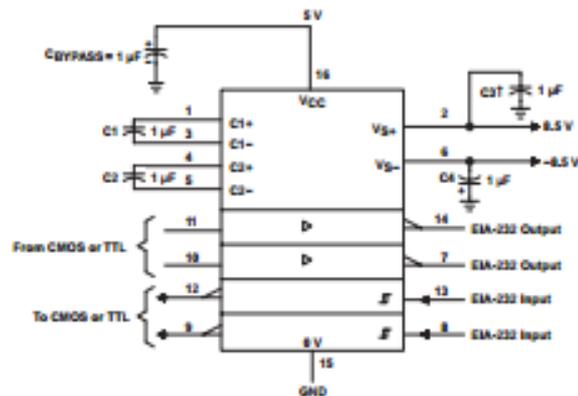
NOTE

Information in the following applications sections is not part of the TI component specification, and TI does not warrant its accuracy or completeness. TI's customers are responsible for determining suitability of components for their purposes. Customers should validate and test their design implementation to confirm system functionality.

10.1 Application Information

For proper operation add capacitors as shown in Figure 6. Pins 9 through 12 connect to UART or general purpose logic lines. EIA-232 lines will connect to a connector or cable.

10.2 Typical Application



¹ C3 can be connected to VCC or GND.

NOTES: A. Resistor values shown are nominal.

B. Nonpolarized ceramic capacitors are acceptable. If polarized tantalum or electrolytic capacitors are used, they should be connected as shown. In addition to the 1-µF capacitors shown, the MAX232 can operate with 0.1-µF capacitors.

Figure 6. Typical Operating Circuit

10.2.1 Design Requirements

- V_{CC} minimum is 4.5 V and maximum is 5.5 V.
- Maximum recommended bit rate is 120 kbps.

10.2.2 Detailed Design Procedure

Use 1 µF tantalum or ceramic capacitors.

PIC16F87XA

Pin Diagrams

