

# Sommaire

Introduction générale.....	10
----------------------------	----

## **Chapitre I : Aspects anatomiques et physiologiques de l'appareil respiratoire**

I.1 Introduction.....	12
I.2 Anatomie du système respiratoire .....	13
I.2.1 L'arbre respiratoire.....	13
I.2.2 Les poumons .....	14
I.2.3 Les muscles de la respiration.....	15
I.2.4 Le cœur.....	15
I.3 Physiologie de l'appareil respiratoire .....	16
I.3.1 Les mécanismes respiratoires.....	17
I.3.2 Paramètres respiratoires .....	18
I.4 Etats des lieux concernant les méthodes de mesure des volumes et débits respiratoires.....	19
I.4.1 Mesure des volumes non mobilisable .....	20
I.4.2 Mesure des volumes mobilisables.....	21
I.5 Conclusion.....	24

## **Chapitre II : Etude des capteurs de pression différentielle**

II.1	Introduction .....	26
II.2	Définition de la pression .....	26
II.3	Les Différents types de pressions .....	27
II.3.1	La pression absolue .....	27
II.3.2	La pression atmosphérique.....	27
II.3.3	La pression relative .....	27
II.3.4	La pression différentielle.....	27
II.3.5	La pression hydrostatique.....	27
II.3.6	La pression hydrodynamique .....	27
II.3.7	La dépression.....	28
II.4	Le capteur à pression .....	28
II.4.1	Principe.....	28
II.4.2	Les capteurs différentiels.....	28
II.5	Etude d'un capteur de pression à inductance variable .....	31
II.5.1	Principe générale .....	31
II.5.2	L'expression entre le déplacement et la variation relative .....	33
II.6	Conclusion .....	34

## **Chapitre III : Le pneumotachographe de Fleisch**

III.1	Introduction .....	36
III.2	Le pneumotachographe de type Fleisch.....	36
III.3	Application de la loi de Poiseuille .....	37
III.4	Expérience de Reynolds.....	38
III.5	Conclusion .....	39

## **Chapitre IV :Etude et réalisation de la carte de conditionnement du capteur de pression**

IV.1	Introduction .....	41
IV.2	Réalisation du circuit oscillateur .....	42
IV.2.1	Les oscillateurs .....	42
IV.2.2	Oscillateur à pont de Wien .....	43
IV.2.3	Le signal $U(t)$ au point PM.....	46
IV.3	Réalisation du circuit de détecteur .....	47
IV.3.1	Principe de fonctionnement d'un détecteur d'enveloppe .....	47
IV.3.2	Les conditions à satisfaire pour une bonne démodulation .....	48
IV.4	La mise en forme du signal respiratoire.....	49
IV.4.1	Amplification .....	49
IV.4.2	Le filtrage .....	49
IV.4.3	Circuits de mise en forme (offset).....	50
IV.5	Conclusion.....	52
	Conclusion générale.....	53
	Annexes.....	54
	Bibliographie .....	59

# *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 cardiaques, la pompe respiratoire n'a pas bénéficié au cours du temps d'autant de moyen d'investigation que la pompe cardiaque, malgré que sa défaillance entraîne l'hypoxémie et par voie de conséquence la détresse cardio-respiratoire peuvent causer des épreuves néfaste au patient.

Le but de notre travail est la mise en œuvre d'une plateforme dédiée à l'exploration fonctionnelle respiratoire d'ordre mécanique c'est-à-dire à l'exploration de la pompe constituée d'un système régissant une distribution manométrique complexe dont le diaphragme constitue le dispositif principale.

Pour cela nous avons commencé à concevoir un capteur de pression différentielle à inductance variable basé sur le principe de Fleisch 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 ce débit d'air.

*Chapitre I : Aspects anatomiques  
et physiologiques de l'appareil  
respiratoire.*

## **I.1 Introduction:**

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.

La fonction respiratoire peut être définie comme l'ensemble des processus aboutissant aux échanges gazeux entre un organisme et son environnement. Chez l'homme la respiration se subdivise en quatre composantes : la ventilation, le débit sanguin, la diffusion et le contrôle ventilatoire. Les EFR comprennent classiquement :

- la mesure des volumes pulmonaires et des débits ventilatoires forcés,
- la mesure des gaz du sang,
- l'étude de la mécanique respiratoire, de la fonction des muscles respiratoires, de la commande ventilatoire,
- la mesure de la capacité de transfert de l'oxyde de carbone,
- les épreuves d'exercice,
- le cathétérisme cardiaque droit.

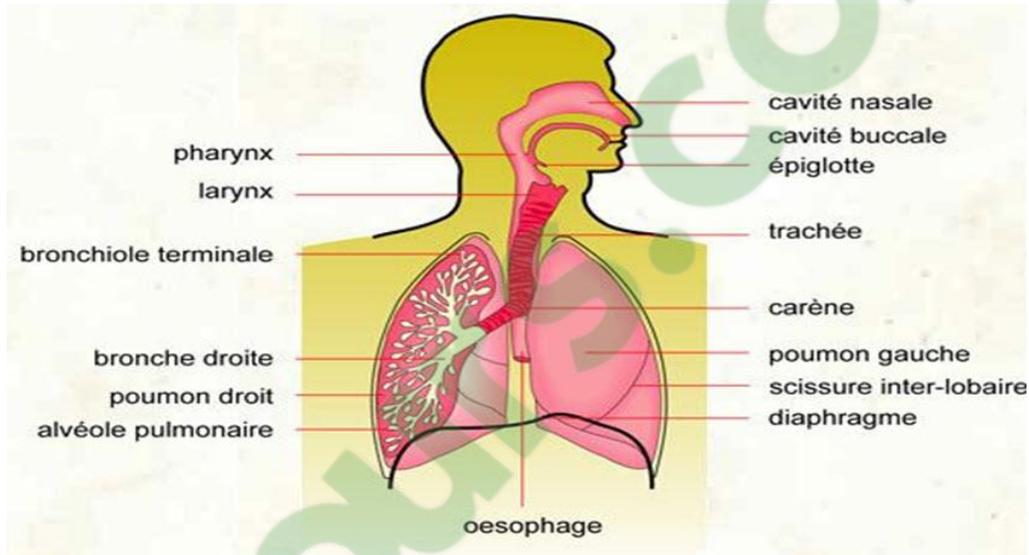
La fonction respiratoire est assurée par les poumons et elle est sous forme de phénomènes d'ordre mécaniques et chimiques.

- **Sur le plan mécanique**, la respiration se fait en deux temps :
  - ❖ Un premier temps au cours duquel il y a excursion des poumons et expansion de la cage thoracique c'est l'inspiration.
  - ❖ Un deuxième temps qui amène une incursion des poumons et de la cage thoracique c'est l'expiration.
- **Sur le plan chimique**, la respiration fait intervenir des phénomènes d'échange gazeux :
  - ❖ Lors de l'inspiration, il y a pénétration d'oxygène  $O_2$  dans les poumons.
  - ❖ Lors de l'expiration, il y a rejet du gaz carbonique  $CO_2$  par les poumons.L'appareil respiratoire permet alors les échanges gazeux alvéolo-capillaires entre les liquides circulant et le milieu environnant en assurant la fixation d'oxygène par l'hémoglobine et le rejet du gaz carbonique conformément aux lois de diffusion des gradients de concentration d'oxygène et du gaz carbonique.

## I.2 Anatomie du système respiratoire [1]: (Figure 01)

L'appareil respiratoire est formé d'un ensemble d'organes :

- l'arbre respiratoire,
- les poumons,
- les muscles respiratoires,
- le cœur,
- les gros vaisseaux.



*Figure 01 : schéma de l'appareil respiratoire*

### I.2.1 L'arbre respiratoire:

L'arbre respiratoire est ainsi nommé parce qu'il ressemble à un arbre à l'envers. Il comprend :

#### a- Les voies aériennes supérieures :

- ❖ Le nez
- ❖ La bouche
- ❖ L'arrière-gorge : oropharynx
- ❖ Le larynx : carrefour situé entre la bouche et l'œsophage. C'est là que les voies respiratoires croisent les voies digestives.

#### b- La trachée :

C'est un gros conduit constitué d'une vingtaine d'anneaux, cartilagineux (le cartilage est à la fois rigide et flexible). Elle permet le passage de l'air vers les poumons.

La trachée se prolonge par :

**c- Les bronches :**

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

**d- Les bronchioles :**

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

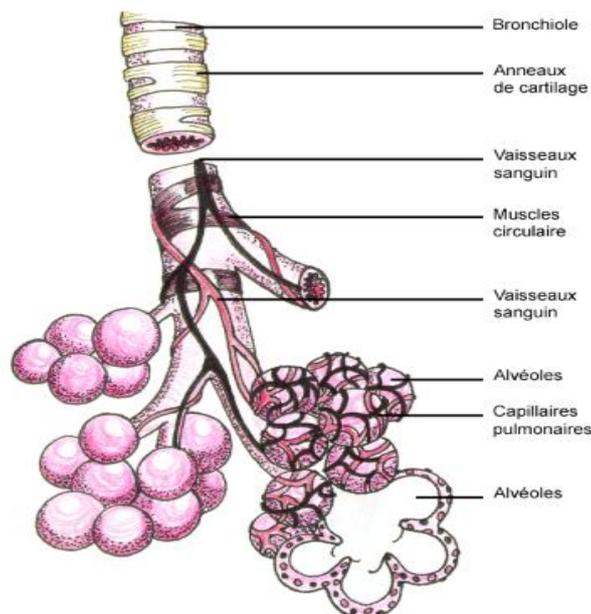
**e- Les alvéoles pulmonaires : (Figure 02)**

Elles sont au nombre d'environ 200 millions et représenteraient une surface de 100 m<sup>2</sup> si elles étaient étalées.

- quand vous inspirez, les alvéoles se gonflent,
- quand vous expirez, elles diminuent de volume en se vidant.

**f- Les capillaires pulmonaires :**

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



*Figure 02 : schéma d'une alvéole pulmonaire*

**I.2.2 Les poumons :**

Ils sont constitués par les bronchioles, les alvéoles et les capillaires pulmonaires.

- ❖ **Le poumon droit** est constitué de trois lobes.
- ❖ **Le poumon gauche**, de deux lobes. Sa face interne présente un emplacement où se loge le cœur.

❖ **La plèvre** est une mince membrane à deux feuillets, dont l'un tapisse la paroi intérieure du thorax et l'autre la face externe des poumons. Entre les deux feuillets de la plèvre, une infime quantité de liquide (liquide intra pleurale) permet aux poumons de glisser doucement à l'intérieur de la cage thoracique.

### I.2.3 Les muscles de la respiration : (Figure 03)

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

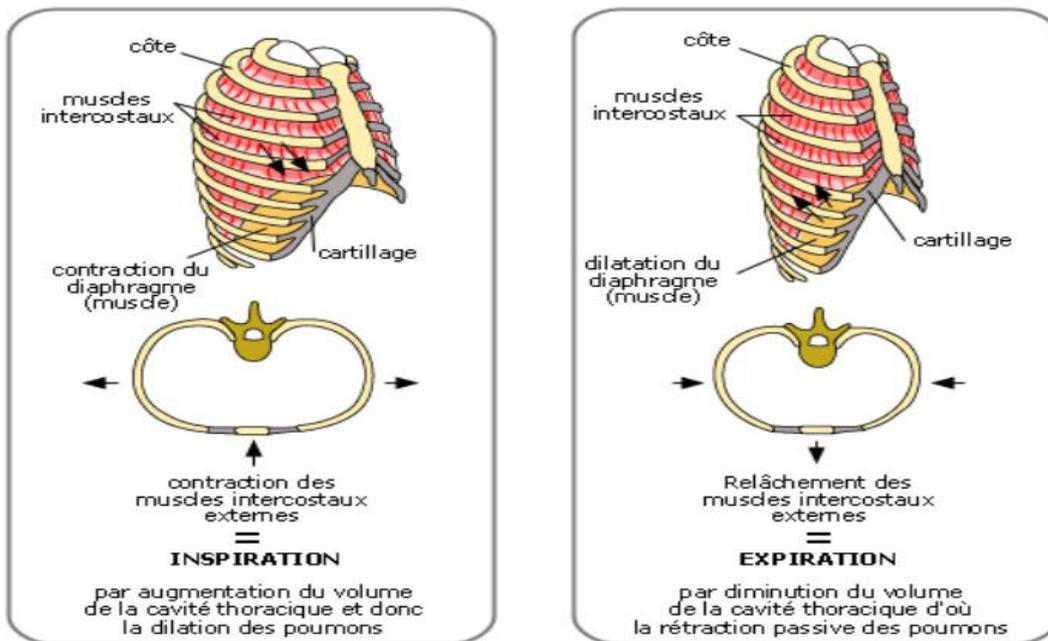
**Le diaphragme** se situe en dessous de la cage thoracique et sépare cette dernière de l'abdomen. C'est le muscle le plus important pour la respiration, actif à l'inspiration.

L'inspiration se fait grâce à la contraction du muscle diaphragmatique et l'expiration se fait par simple relaxation thoracique

D'autres muscles interviennent au cours des respirations forcées :

- les muscles intercostaux (entre les côtes),
- les muscles abdominaux, les muscles du cou, les muscles du nez etc....

Leur rôle devient important lors des maladies respiratoires.



*Figure 03 : muscles respiratoires (inspiration et expiration)*

### I.2.4 Le cœur :

C'est un muscle dont la taille normale est de la grosseur du poing. Il fonctionne comme une pompe, en aspirant le sang oxygéné provenant des veines pulmonaires et en le renvoyant dans l'organisme au moyen des contractions auriculo-ventriculaires gauche par le biais de l'artère aortique à travers la valve aortique.

### I.3 Physiologie de l'appareil respiratoire [2] :

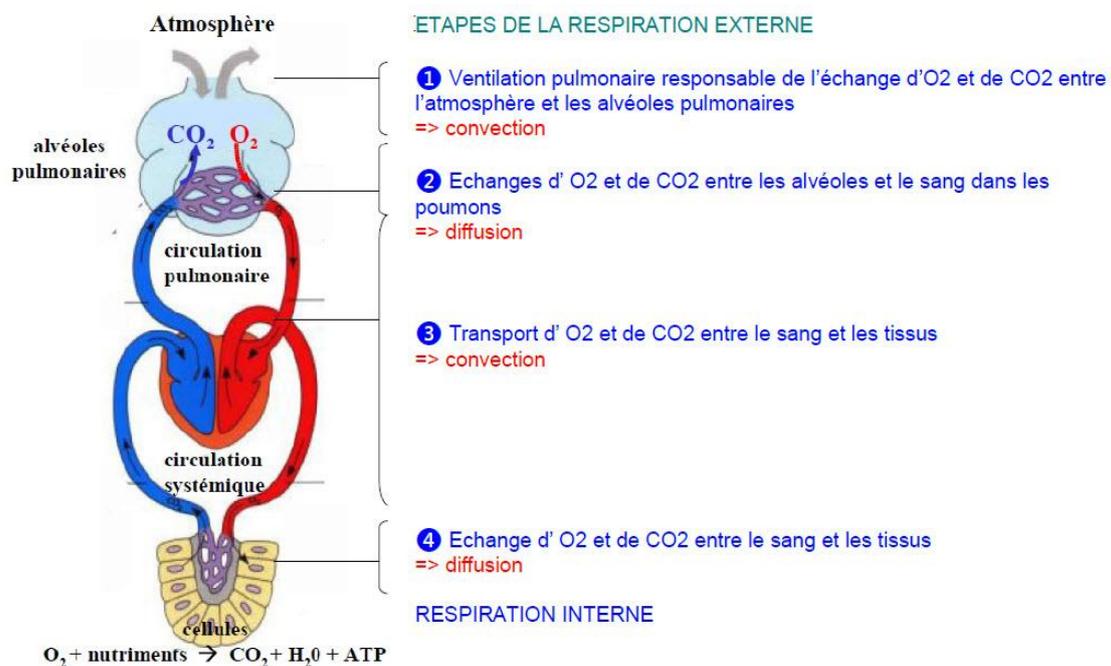
La respiration correspond à deux mécanismes : l'inspiration qui fournit l'oxygène de l'air à l'organisme et l'expiration qui permet d'éliminer le CO<sub>2</sub>. Cet échange gazeux se produit au niveau des poumons, dans les alvéoles pulmonaires grâce à une différence de pression entre les deux côtés (un gaz s'écoule du milieu le plus concentré vers le moins concentré).

Le terme de respiration a aussi un autre sens lorsqu'il correspond aux réactions chimiques oxydatives à l'intérieur des cellules de l'organisme : c'est la respiration cellulaire (elle correspond à la consommation d'oxygène au niveau cellulaire pour dégrader le glucose ou les lipides et produisant du CO<sub>2</sub>, qui est donc un déchet de cette dégradation).

L'échange gazeux au niveau des alvéoles pulmonaires s'effectue par diffusion (dite alvéolo-capillaire) grâce à un mécanisme appelé la ventilation pulmonaire qui correspond à l'ensemble des mouvements respiratoires assurant le renouvellement de l'air passant par les poumons. Ces mouvements se font grâce aux muscles respiratoires intercostaux et diaphragme (muscle fin à la base des poumons qui sépare la cage thoracique de l'abdomen).

La respiration est un phénomène automatique et spontané. Au repos, le rythme ou fréquence respiratoire d'un adulte moyen est de 16 respirations par minute.

Chaque jour, un adulte inspire environ 8000 litres d'air (à raison de 0,5 litre d'air environ par inspiration).



### **I.3.1 Les mécanismes respiratoires [3] :**

On s'intéresse aux trois processus des poumons qui sont responsables des échanges gazeux entre le sang et le milieu extérieur, trois types de mesures sont généralement faites dans les fonctions respiratoires cliniques : la ventilation, la distribution et la diffusion.

#### **I.3.1.1 La ventilation :**

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 de spiromètres : on demande au patient d'inspirer profondément et d'expirer aussi rapidement et complètement que possible : Ceci est appelé capacité vitale forcée, c'est une indication de la quantité d'air qui peut être déplacé par les poumons et de la facilité avec laquelle cet air est déplacé.

#### **I.3.1.2 La distribution :**

Permettent d'indiquer les territoires de circulation intra pulmonaire des gaz dans le cas des IRCO (insuffisance respiratoire chronique obstructive) ou des IRCR (insuffisance respiratoire chronique restrictive). Elles quantifient le degré d'obstruction des poumons et déterminent aussi le volume résiduel (espace mort pathologique).

#### **I.3.1.3 La diffusion :**

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 inspiré.

- ❖ Durant une respiration normale, le volume d'air inspiré est d'environ 0.5l (sujet normal de 70Kg).
- ❖ Cependant, seulement une partie de ce volume contribue à l'oxygénation du sang parce qu'aucun échange gazeux ne se fait entre l'air et le sang au niveau des voies aériennes supérieures.
- ❖ L'air remplissant ces parties est appelé air « espace mort physiologique » et chez l'adulte il est de 0,15l. Le reste de l'air inspiré ventile les alvéoles et contribue dans les échanges gazeux. Dans des conditions normales et durant chaque minute, environ 250ml d'oxygène est consommé et 250ml de CO<sub>2</sub> est dégagé. la composition moyenne de l'air atmosphérique et de l'air dans les alvéoles est donnée :

Gaz	Air atmosphérique %	Air alvéolaires %
O <sub>2</sub>	20.9	14
CO <sub>2</sub>	0.1	5.5
N <sub>2</sub>	79	80.5

❖ Les réserves respiratoires des poumons sont d'une importance capitale dans plusieurs cas, symptômes ou signes ne sont apparents qu'après un état avancé dans la maladie des poumons. Il y a dans ce cas plusieurs paramètres d'intérêt diagnostique qui relèvent des fonctions pulmonaires.

**I.3.2 Paramètres respiratoires : (Figure 04)**

Les poumons peuvent ainsi être divisés en différents volumes selon le schéma suivant :

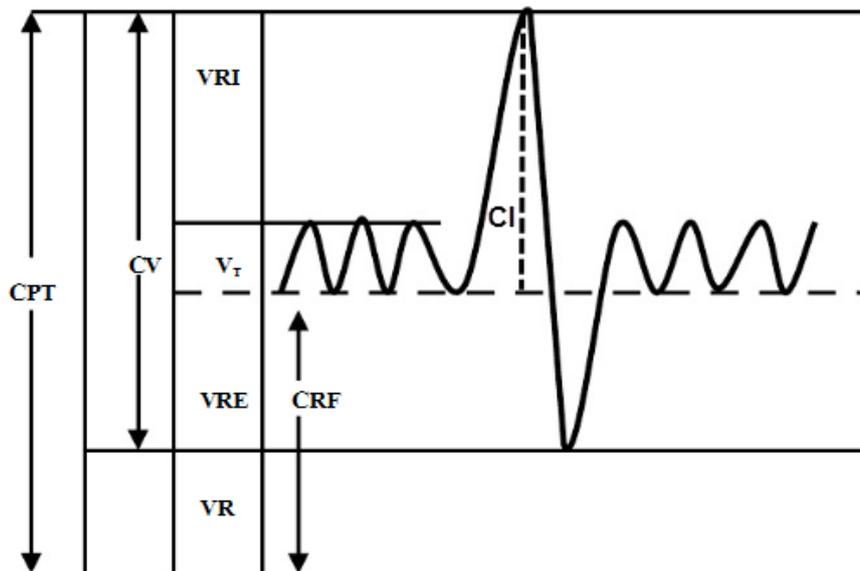


Figure 04 : les paramètres respiratoires

Volumes et capacités	Abréviations	Définitions
Volume courant	VT	Volume mobilisé à chaque cycle respiratoire pendant une respiration normale. (en moyenne, VT = 500 ml).
Volume de réserve Expiratoire	VRE	Volume maximum pouvant être rejeté en plus du volume courant à l'occasion d'une expiration profonde (en moyenne, VRE = 1,2). Il existe parallèlement la même chose en inspiration, c'est le volume de réserve inspiratoire VRI.
Volume résiduel	VR	Volume se trouvant dans les poumons à la fin d'expiration forcée.
-Capacité vitale	CV	$CV = VT + VRI + VRE$
Capacité inspiratoire	CI	$CI = VT + VRI$
Capacité résiduelle Fonctionnelle	CRF	$CRF = VRE + VR$
Capacité pulmonaire totale	CPT	$CPT = CV + VR$

#### **I.4 Etats des lieux concernant les méthodes de mesure des volumes et débits respiratoires [4, 5, 6] :**

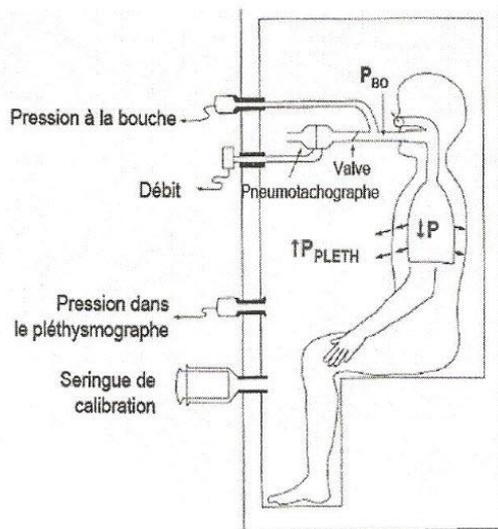
Les explorations fonctionnelles respiratoires offrent une large palette d'examen et donc de techniques visant à évaluer la manière dont fonctionne le système respiratoire. Cette évaluation oriente le diagnostic et elle permet le suivi évolutif des pathologies respiratoires, parmi les examens le plus souvent pratiqués figure la mesure des volumes gazeux que les poumons peuvent contenir. 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.

### I.4.1 mesure des volumes non mobilisables :

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

#### I.4.1.1 La pléthysmographie : (Figure 05)

La pléthysmographie corporelle permet la mesure du volume des gaz thoraciques (VGT) et ainsi de la Capacité résiduelle fonctionnelle (CRF). Le pléthysmographie corporel (PC) consiste en une cabine couplée à un circuit spirométrique. Le sujet respire de l'air de l'extérieur de cette cabine à travers un orifice (tuyau directement dans sa bouche).



*Figure 05 : la pléthysmographie*

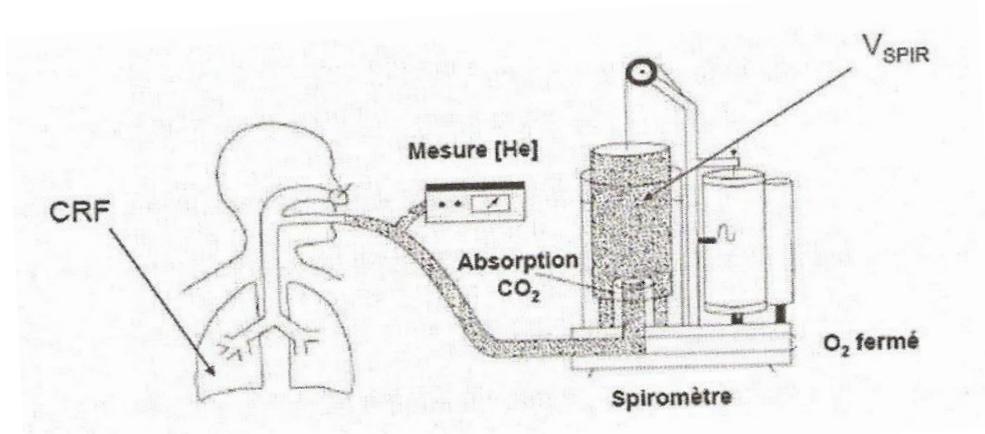
#### I.4.1.2 La technique de dilution d'hélium : (Figure 06)

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 ».

Le patient est relié à un spiromètre en circuit fermé de volume  $V$  contenant une fraction connue d'hélium  $F_{he}$ . Il va alors respirer, à partir de la CRF, un gaz dont la composition est connue. A l'équilibre, la fraction d'hélium se répartit dans l'ensemble du volume composé du spiromètre et des poumons du sujet. La fraction d'hélium initiale aura donc diminuée jusqu'à sa valeur d'équilibre  $F_{he/éq}$ . L'hélium étant un gaz qui ne franchit pas la barrière alvéolaire (dans un temps inférieur à 8 minutes). La CRF peut alors être calculée à partir de la loi de conservation des masses.

$$V \cdot F_{he} = (V + CRF) \cdot F_{he/éq}$$

$$CRF = V \cdot (F_{he} - F_{he/éq}) / F_{he/éq}$$



**Figure 06 : méthode de dilution d'hélium**

#### **I.4.1.3 La mesure du taux d'azote (rinçage de l'Azote) :**

Bien que le principe du rinçage soit fondamentalement différent de celui de la dilution à l'hélium, le  $N_2$  peut ici être qualifié de « gaz traceur » étant donné que c'est sa quantification qui permet la mesure de la CRF.

Le patient est relié à un circuit ouvert où le gaz inspiré n'est plus l'air ambiant mais de l'oxygène pur. Au cours du rinçage, qui fait passer la concentration d'azote  $F(N_2)$  de 79% à moins de 1.5%, le gaz expiré est analysé et le volume d'azote expiré est donné par l'équation suivante :

$$F(N_2) + F(O_2) + F(CO_2) = 100\%$$

$$CRF \times 0.79 = F(N_2)$$

En d'autres termes, le volume d'azote rincé est égal à 79% de la CRF,

**D'où:**  $CRF = [100\% - (F(O_2) + F(CO_2))] / 0.79$

#### **I.4.2 Mesure des volumes mobilisables :**

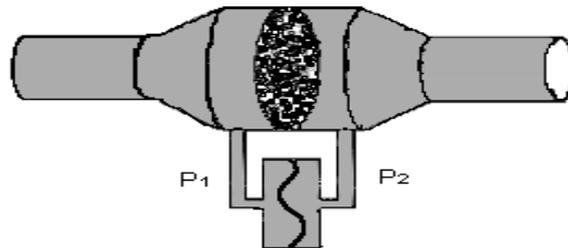
Pour les volumes mobilisables, il existe deux techniques :

##### **I.4.2.1 La pneumotachographie :**

Le pneumotachographe (PTG) permet de mesurer les débits ventilatoires. Il est essentiellement 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 électro manomètre différentiel.

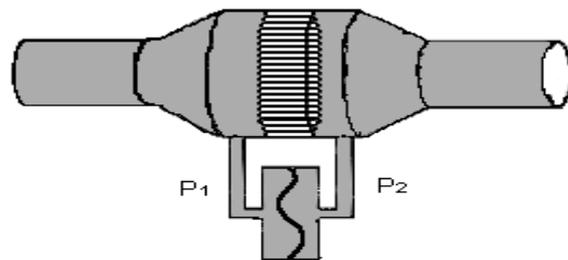
Les pneumotachographes peuvent être de différents types :

**a- Les pneumotachographes de type Lilly** qui mesurent les débits aériens par la mesure de pressions différentielles de part et d'autre d'une grille de résistances placée dans le circuit ventilatoire.



*Figure 07 : Pneumotachographe de Lilly*

**b- Les pneumotachographes de type Fleisch** 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.



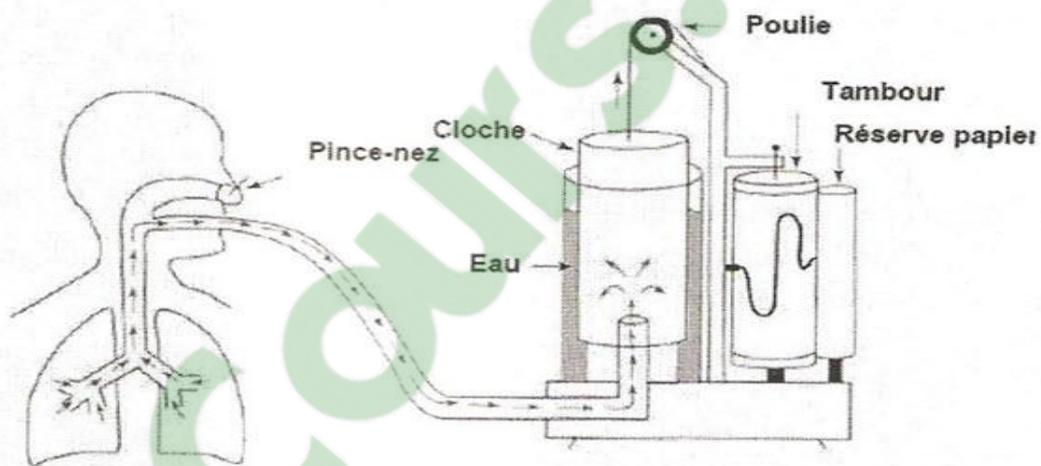
*Figure 08 : Pneumotachographe de Fleisch*

**c- Les pneumotachographes à fils chauds** mesurent la résistance électrique d'un fil en fonction de la température. Ils ne donnent pas d'information sur le sens du flux.

Les grands désavantages de ces systèmes sont leur sensibilité à la température, à la pression atmosphérique et à la condensation. Pour pouvoir comparer les différents tests, l'idéal serait de toujours les utiliser dans les mêmes conditions.

**I.4.2.2 Spirométrie :**

La spirométrie consiste à faire respirer le sujet par la bouche, le nez pincé, dans un tuyau relié à un appareil de mesure, en exécutant différentes manœuvres (respiration normale, inspiration forcée, expiration forcée). Elle indique les volumes d'air contenus dans les poumons à différents moments de la respiration, les débits d'air inspirés ou expirés et permet de tracer un graphique (courbe débit-volume). La spirométrie permet de détecter un éventuel syndrome obstructif, qui se traduit par une baisse des débits expiratoires, ou restrictif, se traduisant par une baisse des volumes. C'est la technique d'exploration fonctionnelle respiratoire la plus simple, la plus rapide (quelques minutes) et la moins spécialisée.



*Figure 09 : principe d'un spiromètre à cloche*

### **I.5 Conclusion :**

L'examen de la fonction respiratoire est devenu une étape essentielle dans le diagnostic et le suivi des troubles ventilatoires l'orientation thérapeutique et la consultation pré-anesthésique. Il est recommandé de demander des EFR lorsque l'intervention envisagée va compromettre la fonction respiratoire et/ou chez des sujets à risque. Une bonne interprétation des EFR permet alors d'évaluer le risque opératoire, de préparer le patient par un traitement adapté (bronchodilatateur, sevrage tabagique, kinésithérapie), de définir la meilleure stratégie anesthésique et chirurgicale, d'orienter la prise en charge postopératoire.

Il permet aussi l'indication de la mise sous ventilation artificielle ou l'indication de sevrage de celle-ci .l'EFR permet l'exploration de la fonction musculaire respiratoire au cours de sevrage de la ventilation artificielle et permet d'éviter au malade les conséquences néfastes d'un échec du sevrage de la ventilation artificielle dû à une fatigue musculaire respiratoire notamment diaphragmatique.

*Chapitre II : Etude des capteurs  
de pression différentielle.*

## II.1 Introduction :

Ce chapitre est consacré une étude générale sur les capteurs de pressions, puis une étude détaillée sur le capteur de pression différentielle à inductance variable que nous avons conçu et réalisé dans le cadre de notre projet.

## II.2 Définition de la pression [7, 8] :

La pression est la force appliqué à une surface ou répartie sur celle-ci.  
Elle se définit comme suit :

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

**P** : pression en  $N/m^2$  (1 Pa =  $1N/m^2$ ).

**F** : force en *Newton*.

**S** : surface en  $m^2$ .

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

### Les différentes unités de la pression :

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

**Unités de pression**

## **II.3 Les Différents types de pressions [7,8] :**

### **II.3.1 La pression absolue :**

Pression mesurée au-dessus du vide totale ou de zéro absolu. Le zéro absolu représente une absence de pression.

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

### **II.3.2 La pression atmosphérique (ou barométrique) :**

C'est la pression exercée par l'atmosphère de la terre. La pression atmosphérique au niveau de la mer est de 1.012 bar.

Elle peut varier de +/- 25 mbar avec la pluie ou le beau temps. La valeur de la pression atmosphérique décroît lorsque l'altitude augmente.

### **II.3.3 La pression relative :**

C'est une pression au-dessus de la pression atmosphérique. Elle représente la différence positive entre la pression mesurée et la pression atmosphérique existante. C'est celle qui est le plus souvent utilisée, parce que la plupart des capteurs sont soumis à la pression atmosphérique et mesurent en relatif. Pour faire une mesure en absolu, il leur faut un vide poussé dans une chambre de référence (pression de gonflage d'un pneu par exemple).

### **II.3.4 La pression différentielle :**

C'est la différence de deux pressions où la différence de grandeur entre une valeur de pression donnée et une pression de référence donnée.

### **II.3.5 La pression hydrostatique :**

C'est la pression exercée au-dessous de la surface d'un liquide par le liquide situé au-dessus, quand le fluide est au repos.

A l'intérieur d'une colonne de fluide se crée une pression due au poids de la mesure de fluide sur la surface considérée.

Cette pression est  $p = r \times g \times h$  (avec r masses volumiques du fluide).

### **II.3.6 La pression hydrodynamique :**

Elle résulte de la vitesse du fluide en mouvement.

Un fluide qui se déplace crée une pression supplémentaire :

$$p = \frac{1}{2} \rho v^2 \quad \text{Avec : } v \text{ est la vitesse de déplacement du fluide en m/s.}$$

### II.3.7 La dépression :

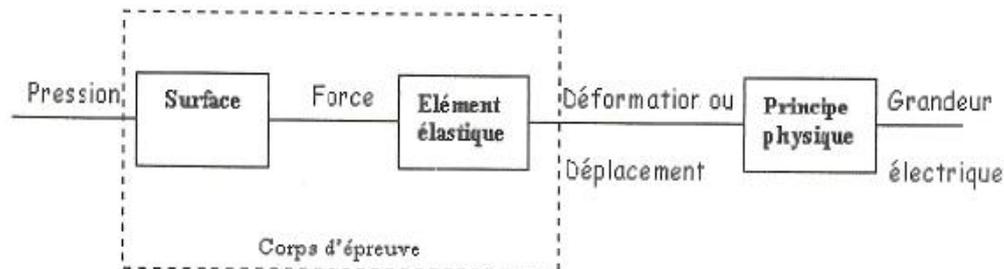
C'est la pression en dessous de niveau atmosphérique.

## II.4 Le capteur à pression [7]:

Un capteur de pression permet de convertir une pression donnée en signal électrique.

### II.4.1 Principe :

Dans tous les cas, les capteurs de pression peuvent se ramener au schéma synoptique (*Figure 10*).



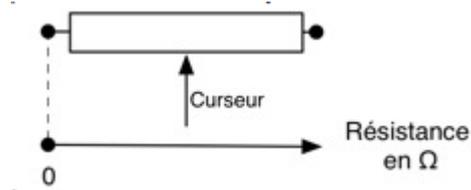
*Figure 10 : Schéma synoptique d'un capteur*

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.

## II.4.2 Les capteurs différentiels :

### II.4.2.1 Capteurs résistifs :

La piste résistive est placée sur la partie fixe du capteur et le mouvement mécanique mesurer est accouplé à un curseur qui se déplace sur celle-ci, ainsi la résistance entre un point fixe et la partie mobile du potentiomètre est fonction de la position à mesurer. L'élément sensible est constitué d'un support sur lequel est déposée une piste résistive qui incorpore un liant plastique et du carbone (cas des capteurs à piste résistive) ou un bobinage résistif (cas des capteurs à fil résistif). L'élément sensible ainsi obtenu peut être apporté.



- Soit à l'intérieur d'une forme cylindrique pour constituer un potentiomètre rotatif.
- Soit fixé sur un support plat pour réaliser un capteur de déplacement rectiligne.

**Les avantages :**

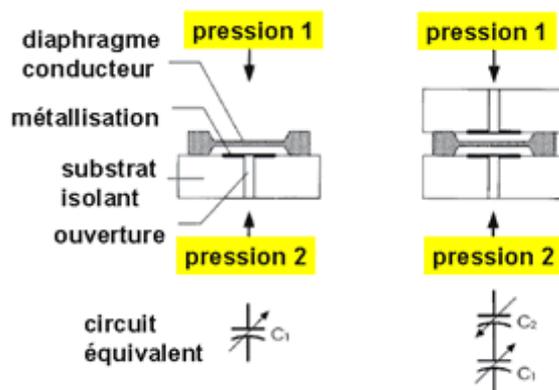
- Signal de sortie élevé.
- Utilisable sans conditionneur.

**Les inconvénients :**

- Duré de vie.
- Sensibilité aux vibrations.

**II.4.2.2 Capteurs capacitifs :**

Une solution élégante imaginée par certains constructeurs a été de transformer la déformation de la membrane sous l'effet d'une pression(ou d'une force) en une variation de capacité plutôt qu'une variation de résistance. En effet, il suffit de placer l'une des armatures d'un condensateur sur la membrane qui se déforme et l'autre sur une pièce solidaire du corps d'épreuve, mais non soumise à la déformation, comme le montre le schéma ci-dessous, pour réaliser un condensateur plan dont la capacité est en relation directe avec la pression appliqué.



Il est clair qu'on peut imaginer des géométries d'armatures permettant d'obtenir la meilleure linéarité possible entre variation de capacité et variation de pression, que l'on peut mettre en œuvre simultanément plusieurs condensateurs et donc faire un montage en pont peu sensible aux contraintes thermiques. L'intérêt habituel du montage capacitif se retrouve évidemment dans cette application, à savoir qu'on intégrera généralement ce condensateur variable dans un circuit oscillant et qu'en conséquence la mesure de pression se ramènera à une mesure de fréquence et l'opportunité de disposer de deux oscillateurs semblables. L'un de fréquence fixe et l'autre variant avec la pression, dont on exploite via un mélangeur la différence des fréquences permet évidemment une très grande précision puisqu'on réduit ainsi par soustraction l'importance des dérives éventuelle de chaque oscillateur pris séparément.

#### Les avantages :

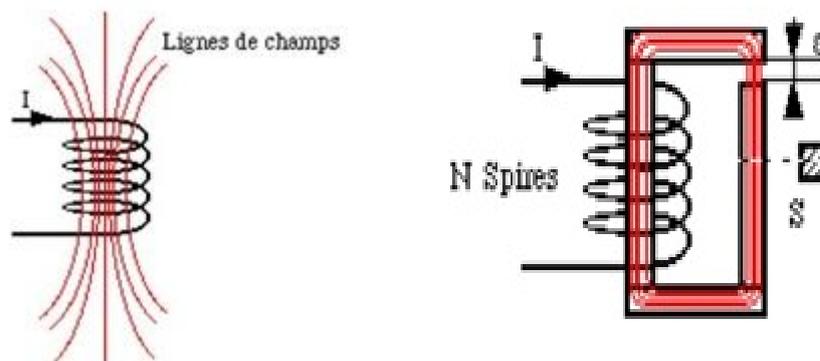
- Faible masse.
- Peu sensible aux accélérations.

#### Les inconvénients

- Sensibilité à la température.
- Sortie haute impédance.

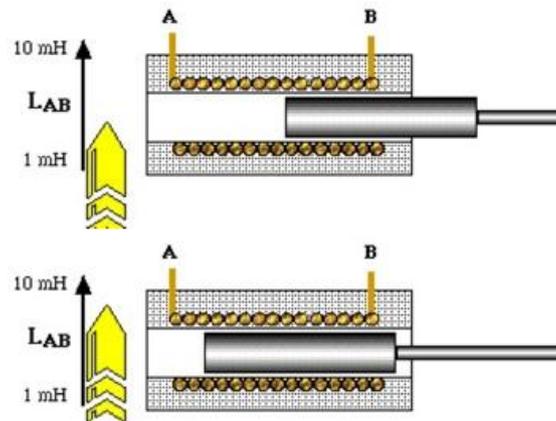
#### II.4.2.3 Capteur inductifs :

Un bobinage de fils conducteurs parcouru par un courant électrique, crée un champ magnétique  $B$ . on peut canaliser les lignes de champs on ajoutant un circuit magnétique.



**Principe de fonctionnement :**

Un noyau magnétique se déplace à l'intérieur d'une bobine, ce déplacement entraîne une variation de l'inductance la bobine.

**Les avantages :**

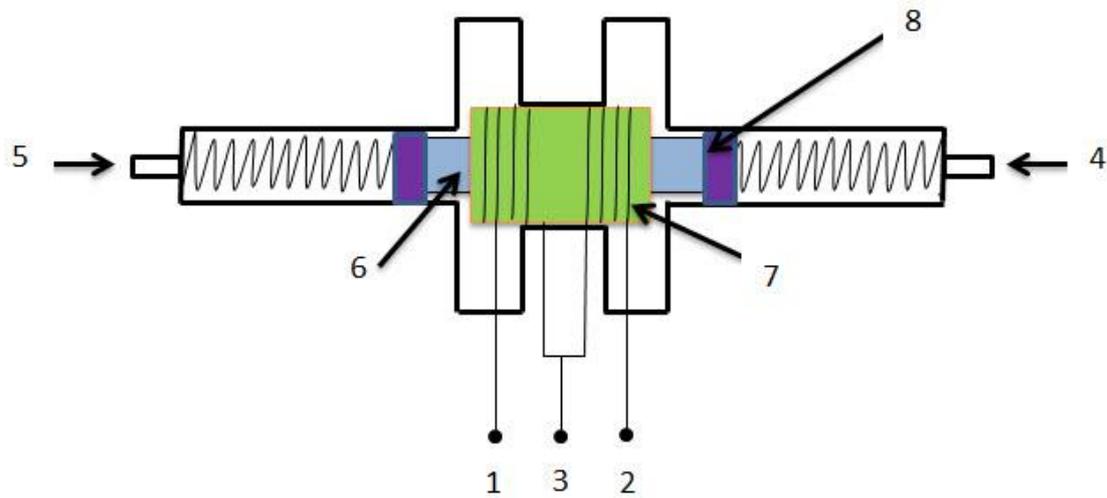
- Faible hystérésis.
- Très bonne résolution

**Les inconvénients :**

- Sensible aux chocs et aux vibrations.

**II.5 Etude d'un capteur de pression à inductance variable :****II.5.1 Principe générale :**

Nous allons utiliser un capteur comportant non seulement un seul bobinage mais deux symétriques par rapport à la position de référence d'un noyau ferromagnétique, ce dernier est déplacé par l'action d'un piston, de géométrie plus ou moins complexe, chacune des inductances varie en sens inverse, en fonction de  $\mathbf{d} + \mathbf{x}$  pour l'une et  $\mathbf{d} - \mathbf{x}$  pour l'autre, on pourra donc obtenir via une connexion électrique adéquate, une différence de potentiel en fonction du déplacement entraîné par les deux pressions  $\mathbf{P}_1$  et  $\mathbf{P}_2$ . (Figure 11)



*Figure 11 : Capteur à inductance variable*

1. Entré de la bobine B1.
2. Entré de la bobine B2.
3. Point milieu des deux bobines B1 et B2.
4. Arrivée d'air (pression  $P_1$ ).
5. Arrivée d'air (pression  $P_2$ ).
6. Noyau magnétique mobile.
7. bobine B1 en série avec la bobine B2.
8. Piston.

L'inductance étant directement en fonction de  $L_1$  (l'inductance de la bobine B1) et  $L_2$  (l'inductance de la bobine B2) est liée au déplacement relatif, il en résulte une variation d'impédance qu'on va l'exploiter dans un dispositif oscillant aussi bien que dans un simple montage en tension. la figure ci-dessous (**Figure 12**) montre un exemple de réalisation pratique du cœur du capteur. Le noyau magnétique se déplace à l'intérieur des deux bobines, se déplacement entraîne une variation des inductances B1 et B2. Notons que ce déplacement peut être provoqué par une pression mais aussi par une force ou même un déplacement quelconque d'une pièce. C'est donc une structure utilisable aussi bien comme capteur de déplacement, de force ou de pression.

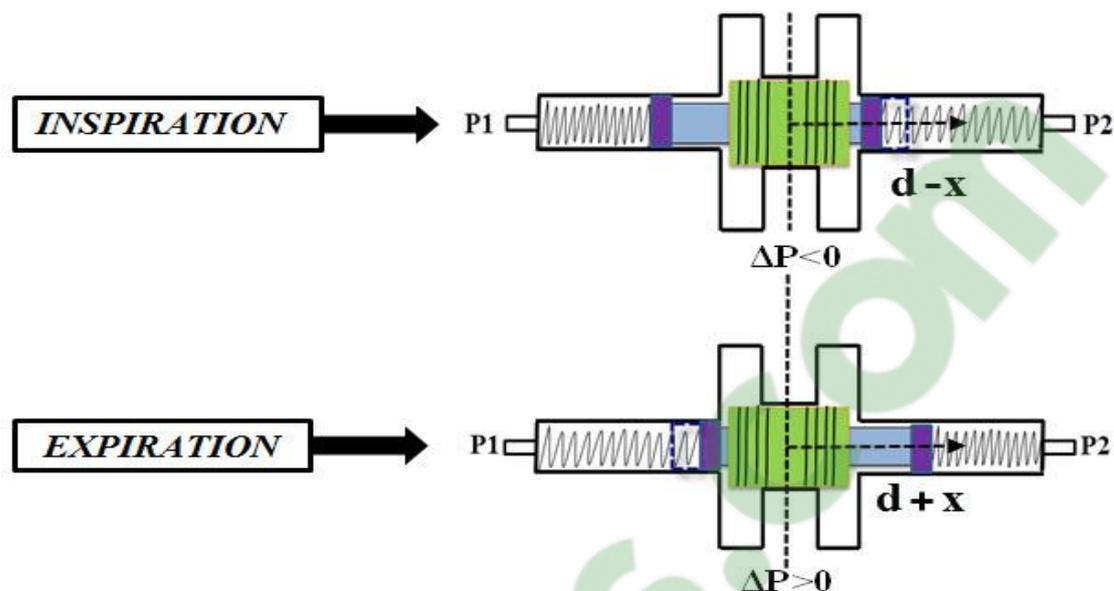


Figure 12 : Principe d'un capteur à inductance variable

La différence de pression appliquée sur chacun des faces va entraîner un déplacement au niveau des pistons (fixé d'un côté et de l'autre d'un noyau) qui assurent la variation de l'inductance des bobines.

### II.5.2 L'expression entre le déplacement et la variation relative :

L'inductance de chacune des bobines est inversement proportionnelle au déplacement  $\Delta x$ , les inductances, sont de la forme :

$$L1 = \frac{k}{d+\Delta x} \qquad L2 = \frac{k}{d-\Delta x}$$

Les expressions de la variation relative des deux inductances sont alors :

$$\frac{\Delta L}{L} = \frac{L2-L1}{(L2+L1)/2} = 2 \frac{\frac{k}{d-\Delta x} - \frac{k}{d+\Delta x}}{\frac{k}{d-\Delta x} + \frac{k}{d+\Delta x}}$$

$$\frac{\Delta L}{L} = 2 \frac{k.d + k.\Delta x + k.\Delta x - k.d}{k.d + k.\Delta x - k.\Delta x + k.d}$$

$$\frac{\Delta L}{L} = 2 \frac{\Delta x}{d}$$

Cette relation montre bien la proportionnalité entre le déplacement du noyau et la variation relative des deux inductances.

## **II.6 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.

*Chapitre III :*  
*Le pneumotachographe de*  
*Fleisch*

### III.1 Introduction :

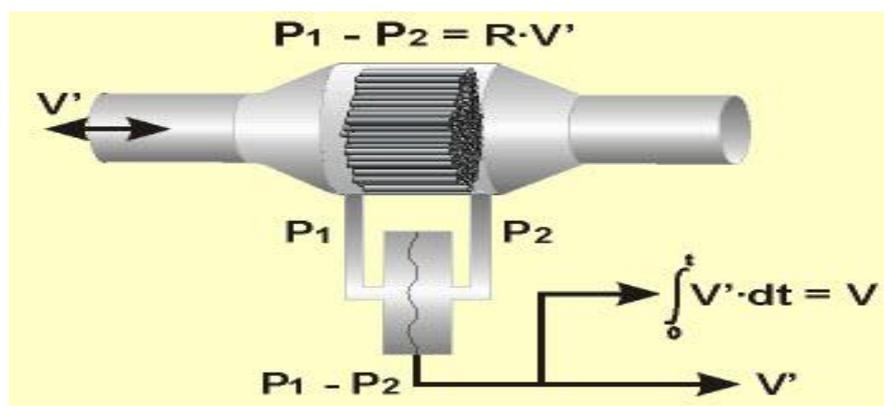
La pneumotachographie est une technique qui permet d'inscrire l'expansion circonférentielle de la cage thoracique.

Les pneumotachographes ou PTG sont des capteurs de débit d'air pour mesurer les échanges gazeux en respiration. La qualité cardinale recherchée pour ces dispositifs a longtemps été la linéarité, qui n'a été atteinte de manière satisfaisante que par Fleisch, dont le PTG avait un grand volume mort et une résistance à l'écoulement importante.

### III.2 Le pneumotachographe de type Fleisch [9] :

L'écoulement  $V'$  ou  $Q$  est mesuré dans un tube avec une petite résistance.

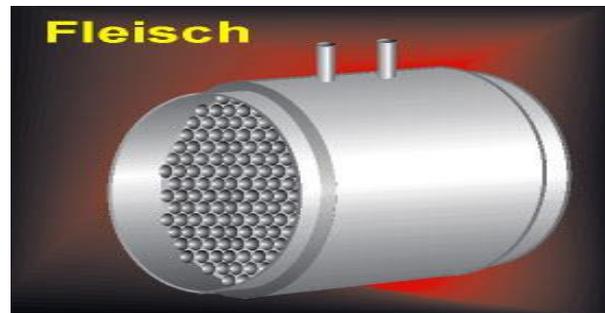
Dans ce type de pneumotachographe la résistance à l'écoulement vient d'une rangée de capillaires disposés parallèlement à la direction de l'écoulement. La chute de pression  $\Delta P$  à travers la résistance se relie linéairement aux écoulements relativement bas, quand le modèle d'écoulement est laminaire. Des écoulements plus élevés provoquent un modèle turbulent d'écoulement, quand la chute de pression à travers la résistance change plus que proportionnellement avec l'écoulement. Des mesures précises mieux sont effectuées quand le modèle d'écoulement est laminaire.



*Figure 13 : Pneumotachographe de Fleisch*

Les pneumotachographes selon Fleisch sont disponibles dans diverses tailles, appropriées pour différents gammes d'écoulement. Leur résistance à l'écoulement peut augmenter en raison de l'accumulation des sécrétions ou d'autres contaminants, et de la condensation de la vapeur d'eau, changeant leurs caractéristiques d'écoulement. Les caractéristiques d'écoulement changent également avec la viscosité et la température du gaz mesuré.

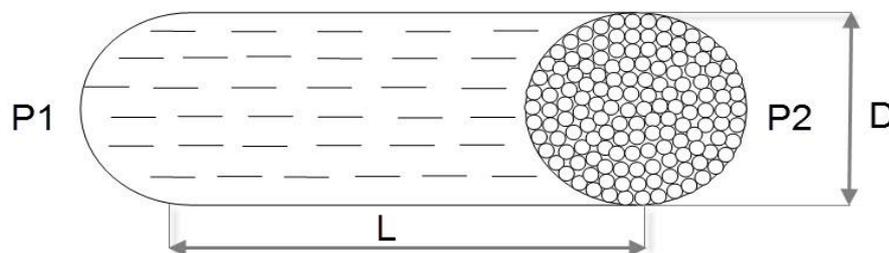
La tête de Fleisch (*Figure 14*) comprend un système de tubes parallèles de diamètre égal à 0.8 mm. Le système de tubes est obtenu dans les têtes récentes par enroulement autour d'un axe longitudinal d'une lame métallique ondulée. Cette lame est percée d'une grande quantité de trous. Le tube périphérique porte deux déviations perpendiculaire entre lesquelles est mesurée la différence de pression  $\Delta P$ .



*Figure 14 : Tête de Fleisch*

### **III.3 Application de la loi de Poiseuille [10]:**

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 stipule que quand l'écoulement d'un fluide est laminaire, le débit est proportionnel à la différence de pression mesurée entre les deux points de l'écoulement (*Figure 15*).



*Figure 15 : loi de Poiseuille*

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

$$\boxed{Q = K \cdot \Delta P} \quad \text{Avec : } K = \frac{\pi R^4}{8 L \eta} = \text{constant.}$$

Q : le débit. R : le rayon. L : la longueur du tube.  $\eta$  : la viscosité.

$\Delta P = P_1 - P_2$  : la différence de pression entre les deux extrémités du tube.

K : une constante spécifique du fluide pour une température donnée.

### III.4 Expérience de Reynolds [11]:

Les expériences réalisées par Reynolds (1883) lors de l'écoulement d'un fluide dans une conduite cylindrique rectiligne, ont montré l'existence de deux régimes d'écoulement : **laminaire** et **turbulent** (*Figure 16*).

En utilisant des fluides divers (différent viscosités), en faisant varier le débit et le diamètre de la canalisation, Reynolds a montré que le paramètre qui permettait de déterminer si l'écoulement est laminaire ou turbulent est un nombre sans dimension appelé nombre de Reynolds **Re** donné par la relation :

$$\boxed{\text{Re} = \frac{\rho \cdot v \cdot D}{\eta}} \quad \text{Ou :} \quad \boxed{\text{Re} = \frac{v \cdot D}{\nu} ; \text{ avec } \nu = \frac{\eta}{\rho}}$$

**$\rho$**  : masse volumique du fluide.

**$v$**  : vitesse moyenne.

**$D$**  : diamètre de la conduite.

**$\eta$**  : viscosité dynamique du fluide.

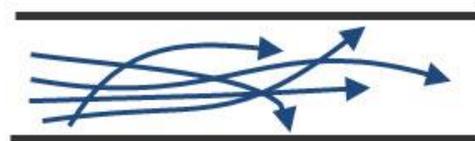
**$\nu$**  : viscosité cinématique.

L'expérience montre que :

Si  $\text{Re} < 2000$  le régime est laminaire  
 Si  $2000 < \text{Re} < 3000$  le régime est intermédiaire  
 si  $\text{Re} > 3000$  le régime est turbulent



Écoulement laminaire



Écoulement turbulent

*Figure 16 : Régime laminaire et turbulent*

**III.5 Conclusion :**

Cette 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 inductance variable qui est basée sur le calcul de la pression différentielle générée par le tube de Fleisch.

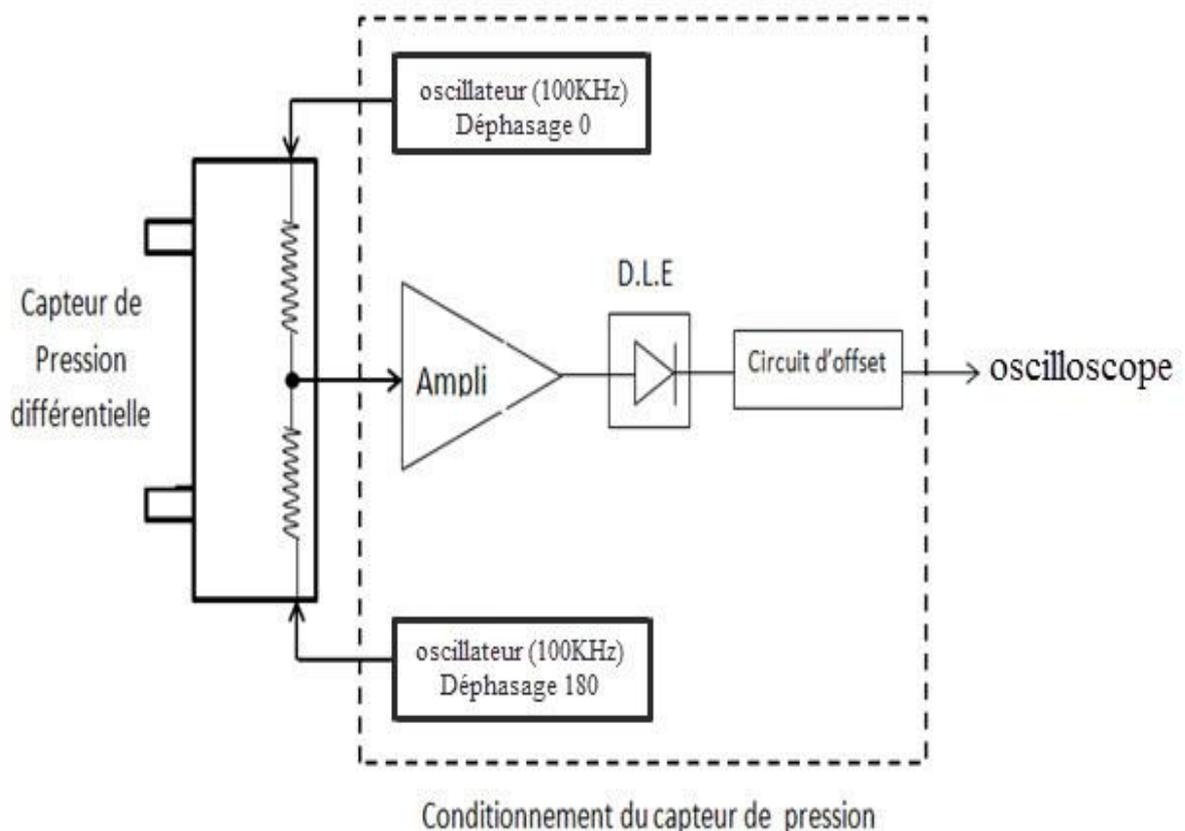
*Chapitre IV :*  
*Etude et réalisation de la carte*  
*de conditionnement du capteur*  
*de pression*

### IV.1 Introduction :

L'objectif de ce chapitre consiste à étudier et à réaliser une carte de conditionnement du capteur de pression différentielle à inductance variable afin de recueillir le signal respiratoire et en suite le débit respiratoire.

Le circuit électrique de la figure suivante permet de conditionner les signaux issus des capteurs (amplification et démodulation), il comporte :

- ✓ Un oscillateur à pont de Wien excitant les bobines du capteur de pression (niveau d'excitation de 3V, fréquence 100 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.
- ✓ Un circuit de réglage de l'offset.

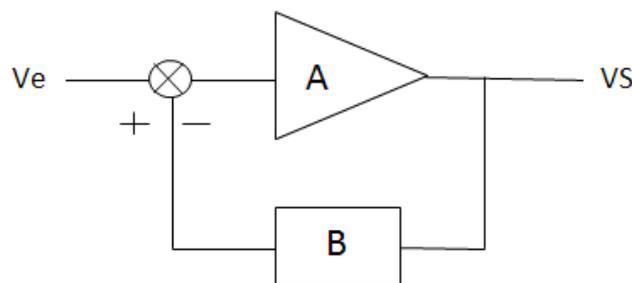


## IV.2 Réalisation du circuit oscillateur :

### IV.2.1 Les oscillateurs :

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.



*Figure 17 : Schéma de principe d'un oscillateur*

Dans ce montage bouclé la limite de stabilité est atteinte lorsque le signal de sortie  $V_s$  ramené à travers la boucle de réaction B est en phase avec le signal d'entrée  $V_e$  mais aussi lorsque le gain en boucle ouverte AB vaut 1.

$$G = \frac{V_s}{V_e} = \frac{A}{1 - AB}$$

- Si A . B vaut 1, le gain G devient infini, le système est donc instable même si la tension d'entrée  $V_e$  est nulle.

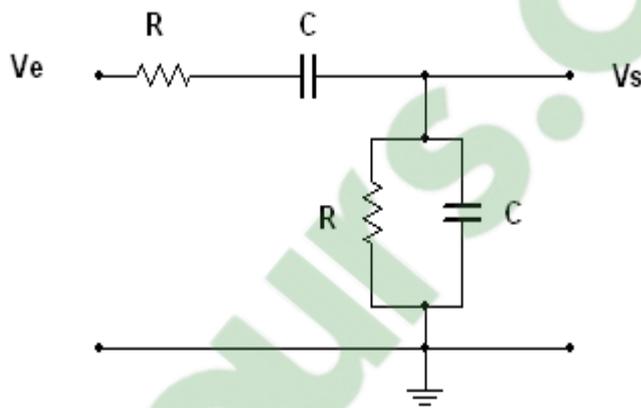
Dans ces conditions, un signal parcourt la boucle sans être atténué. Cela se produit pour une seule fréquence  $f$  où l'on dit que le signal est entretenu. On dit que l'on a un oscillateur sinusoïdal à la fréquence  $f$ .

Le circuit de réaction est constitué d'un filtre passif qui introduira un déphasage constant de 0 ou  $\pi$  (selon l'entrée utilisée) pour respecter la condition de phase, et on ajuste A pour respecter la condition de gain.

On utilise une commande automatique de gain (C.A.G), car l'oscillateur doit délivrer un signal constant en amplitude (si  $AB = 1$ ). Comme le gain d'un A.O.P est indépendant du signal d'entrée, on utilise la C.A.G pour corriger le système.

#### IV.2.2 Oscillateur à pont de Wien :

##### ❖ Etude théorique du filtre :



*Figure 18 : Etage de réaction*

Ce type de circuit est un réseau d'avance-retard :

- ✓ en très Base fréquence le condensateur série semble ouvert pour le signal d'entrée et il n'y a pas le signal de sortie.
- ✓ en très Haute fréquence le condensateur parallèle semble court-circuité et il n'y a pas de sortie.

Entre ces deux extrêmes, la tension de sortie passe par un maximum à la fréquence  $f_r$  appelé la fréquence de résonance.

❖ Etude de la fonction de transfert :

La fonction de transfert de ce filtre correspondant à la fonction de transfert du circuit de réaction B de l'oscillateur (*Figure 18*).

$$\begin{aligned} \text{On a: } B &= \frac{V_s}{V_e} = \frac{Z_2}{Z_1 + Z_2} \\ &= \frac{R/(1 + RCp)}{\frac{R}{1+RCp} + R + \frac{1}{Cp}} = \frac{R}{R + R + R^2Cp + R + \frac{1}{Cp}} \\ &= \frac{1}{3 + RCp + \frac{1}{RCp}} \end{aligned}$$

Avec :

- $p = jw$ .
- $Z_1 = R + \frac{1}{Cp}$
- $Z_2 = \frac{R}{1+RCp}$

$$B = \frac{V_s}{V_e} = \frac{1}{3 + j \left( RCw - \frac{1}{RCw} \right)}$$

$$B = \frac{1}{A}$$

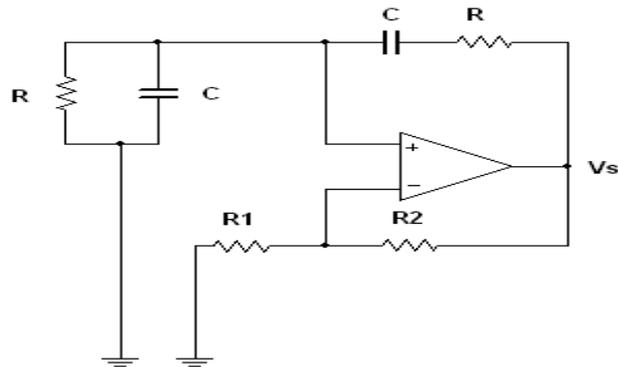
Pour:  $\text{Im}(A) = \text{Im}(B) = RCw - (1/RCw) = 0$ ; on a:

$$B = \frac{1}{A} = \frac{1}{3}, w = w_0 = \frac{1}{RC},$$

A.N.:

La fréquence d'oscillation  $f_0 = \frac{1}{2\pi RC}$  avec  $R = 55k\Omega$ ,  $C = 22 \text{ pF}$ .

Donc :  $f_0 = 100\text{kHz}$

❖ Etude de l'oscillateur complet à pont de Wien :

*Figure 19 : oscillateur à pont de Wien*

Pour que le gain de l'oscillateur complet ( $= AB$ ) soit de 1, il nous faut mettre un montage amplificateur non inverseur (pour ne pas introduire un déphasage de  $-\pi$  à la fréquence  $f_0$  de gain  $A=3$ ).

Soit :

$$A = \frac{R_1 + R_2}{R_1} = 3$$

D'où :  $R_2 = 2R_1$

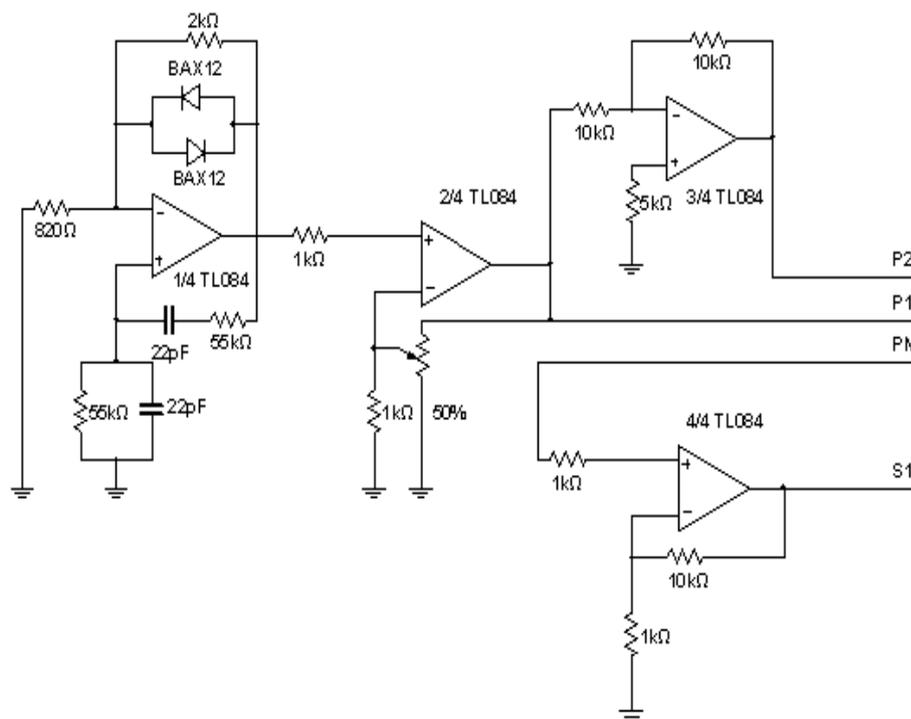
Ainsi, l'oscillateur va osciller à la fréquence  $f_0$ , fréquence de coupure du filtre. La réaction positive fait croître les oscillations lorsqu'on alimente le circuit. Une fois que le signal de sortie a atteint le niveau désiré, la contre-réaction réduit le gain de boucle à 1.

Les deux diodes D1 et D2 (BAX12) montée en parallèle (*Figure 20*) dans l'oscillateur à pont de Wien sont utilisées pour la stabilisation et la limitation de signal généré.

Le signal de sortie de l'oscillateur à pont de Wien est un signal sinusoïdal d'amplitude 1.2 volt crête à crête et de fréquence 100 KHZ. Ce signal est amplifié par un amplificateur non inverseur de gain ajustable. Le signal obtenu sera divisé en deux sinusoïdaux, un est inversé passant par un inverseur de gain égal à 1 pour exciter la bobine B1 du capteur, l'autre pour exciter la deuxième bobine B2, les deux signaux sont en opposition de phase.

Au niveau du capteur il y a une génération de la modulation constituée par un signal sinusoïdal de fréquence 100 KHZ (*ce signal est la réponse du capteur*) modulé en amplitude par la pression différentielle appliquée de part et d'autre du noyau.

**Schéma complet du circuit de l'oscillateur :**



*Figure 20 : Circuit oscillateur*

**IV.2.3 Le signal U(t) au point PM :**

- P<sub>1</sub> et P<sub>2</sub> excitants les deux bobines L<sub>1</sub> et L<sub>2</sub> monté en série de telle sorte que deux tensions induites U<sub>1</sub> et U<sub>2</sub> apparaissent au niveau de chaque bobines (U<sub>1</sub> et U<sub>2</sub> sont en opposition de phase).

- Le signal au point PM est un signal modulé en amplitude amplifié par un amplificateur non- inverseur.

Avec :  $U = U_1 + U_2$ .

Cette somme répartit de façon uniforme dans toutes les spires des bobines, sa fonction est la suivante :

$$U = L_1 \frac{di_1}{dt} + L_2 \frac{di_2}{dt}$$

Comme  $U_1$  et  $U_2$  sont en opposition de phase et  $i_1 = i_2$ , nous pourrions écrire :

$$U = L_1 \frac{di_1}{dt} - L_2 \frac{di_1}{dt} = U = \frac{di_1}{dt} (L_1 - L_2)$$

Nous avons vu dans le chapitre précédent que :

$$L_1 = \frac{K}{d + \Delta x} ; L_2 = \frac{K}{d - \Delta x}$$

A l'équilibre (les pressions  $P_1$  et  $P_2$  appliquées sur le noyau sont égales).

On a  $\Delta x = 0$

Dans le cas où les pressions sont différentes ( $\Delta x \neq 0$ ), on aura :

$$U = \frac{di_1}{dt} \left( \frac{K}{d + \Delta x} - \frac{K}{d - \Delta x} \right)$$

### IV.3 Réalisation du circuit de détecteur :

Après la modulation en amplitude il faut détecter le signal respiratoire, c'est pour cela on a réalisé le circuit de détection d'enveloppe (*Figure 21*).

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).

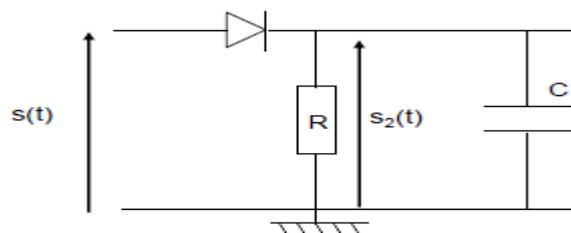
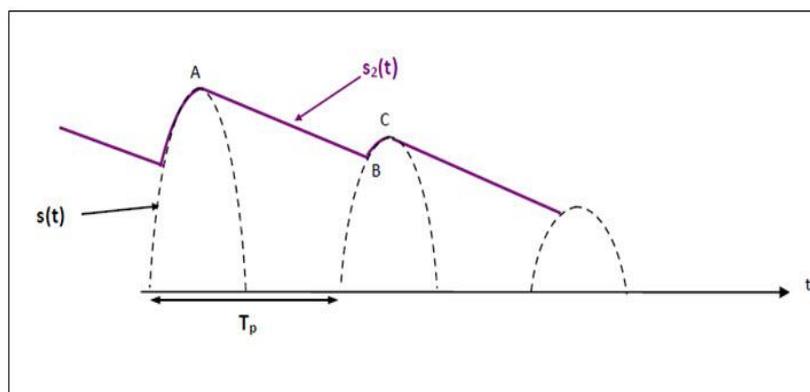


Figure 21 : Circuit de détection.

#### IV.3.1 Principe de fonctionnement d'un détecteur d'enveloppe :



- De A à B,  $S_2(t) > S(t)$  ; or  $S(t) = U_d + S_2(t) \rightarrow U_d < 0$  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 que  $\tau$  est grand.

- Au point B :  $S_2(t) = S(t)$  et comme  $S(t) = U_d + S_2(t) \rightarrow U_d = 0$  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 ( $\tau \rightarrow 0$ ).
- 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  $S(t)$ .

### IV.3.2 Les conditions à satisfaire pour une bonne démodulation :

- Entre A et B, le condensateur doit se décharger :
  - suffisamment lentement, au cours d'une période  $T_p$ , pour que le point B soit le plus proche du sommet C de la crête suivante : donc :  $\tau \gg T_p$ . En ordre de grandeur,  $\tau \approx 10T_p$ .
  - mais suffisamment vite pour que le point B ne soit pas au-dessus du point C, car sinon le détecteur d'enveloppe ne suit plus le signal informatif de période  $T$ . Il faut donc :  $\tau < T$ .

Conditions d'une bonne démodulation:

$$T_p \ll \tau < T$$

Ou

$$F \gg 1/\tau > f$$

#### A.N

Pour :  $R=800 \text{ K}\Omega$  ;  $C=47\text{nf}$

$\tau = R.C=37.6\text{ms}$  et  $T_p=1/F=1/100 \text{ KHZ}=0.1\text{ms}$  ( $\tau \gg T_p$ )

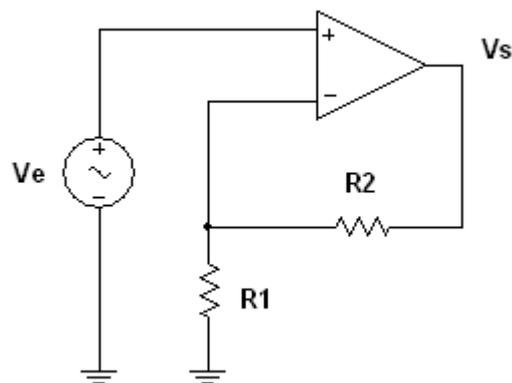
#### IV.4 La mise en forme du signal respiratoire :

La mise en forme du signal respiratoire recueillie est constituée d'une amplification puis un filtrage.

##### IV.4.1 Amplification :

Le signal issu de capteurs à inductance variable est un signal très faible, il est amplifié par un amplificateur non-inverseur.

##### Montage non-inverseur



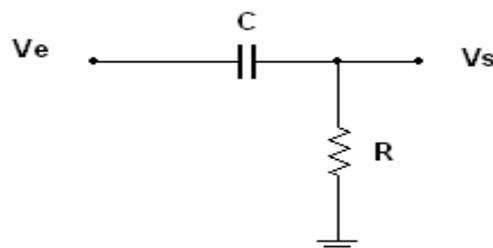
*Figure 22 : circuit non- inverseur*

On appliquant le théorème de Millman en V- nous obtenons :

$$V_- = \frac{(0/R1) + (Vs/R2)}{(1/R1) + (1/R2)}$$

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

##### IV.4.2 Le filtrage :



*Figure 23: Filtre-passe haut*

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

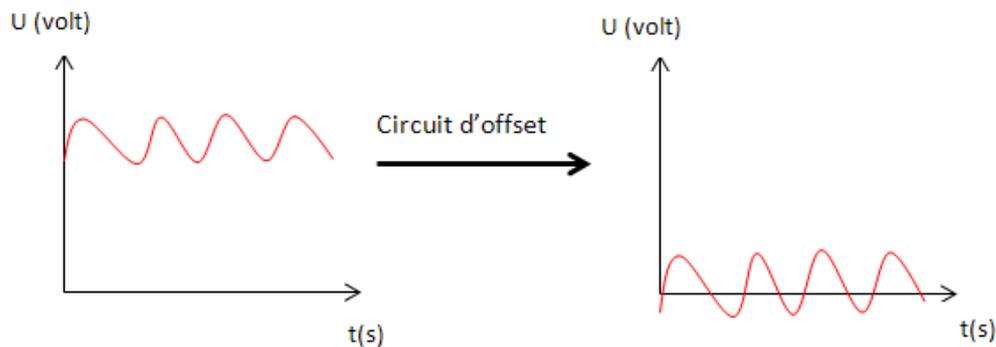
$$\text{coupure } f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

**A.N:**

Pour :  $R = 1K\Omega$  et  $C = 10 \mu F$  ;  $f_c = 15Hz$

#### IV.4.3 Circuits de mise en forme (offset) :

Les signaux démoduler sont des signaux unipolaires peuvent être convertis en signaux bipolaires introduisant un offset.



Les signaux physiologiques sont rarement cadrés entre 0 et 5V, domaine universel d'une interface d'acquisition ; l'excès d'une telle tension d'entrée d'un convertisseur analogique numérique peut causer de néfastes dégâts matériels. Il est alors impératif de remettre ces signaux dans l'échelle adéquate en utilisant le circuit proposé ci-dessous avec une sortie  $V_s = V_e - V_{\text{offset}}$ .

Cette étude était particulièrement portée sur le choix de composants, permettant de répondre aux différentes caractéristiques auxquelles la mise en forme du signal respiratoire. Les caractéristiques, comme le gain des amplificateurs et les bandes passantes des filtres.

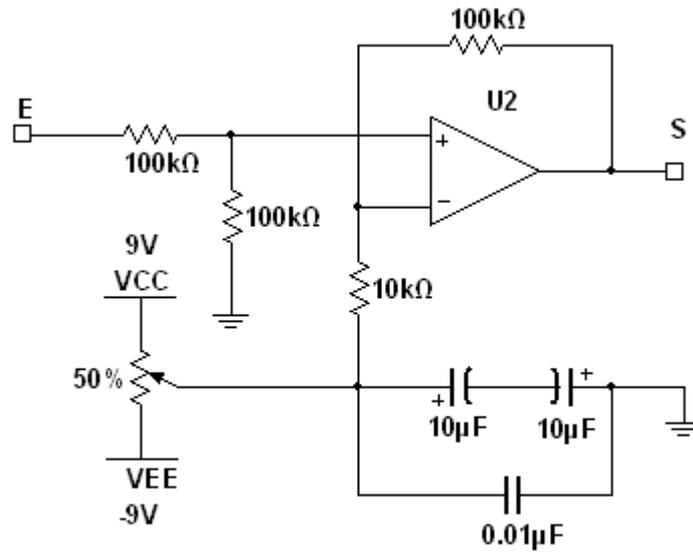


Figure 24 : Circuit de mise en forme (offset)

Schéma complet du circuit de détecteur d'enveloppe :

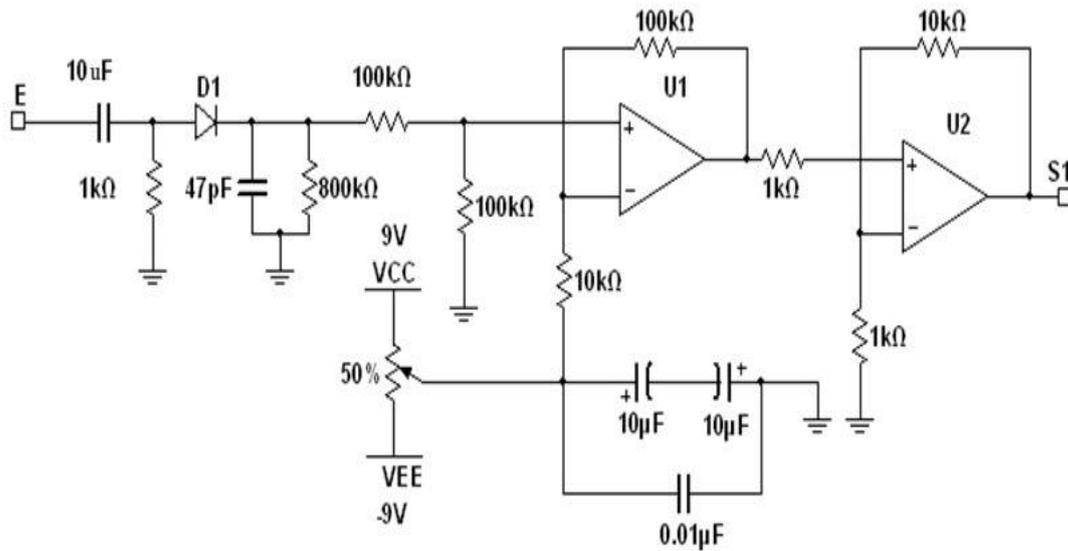
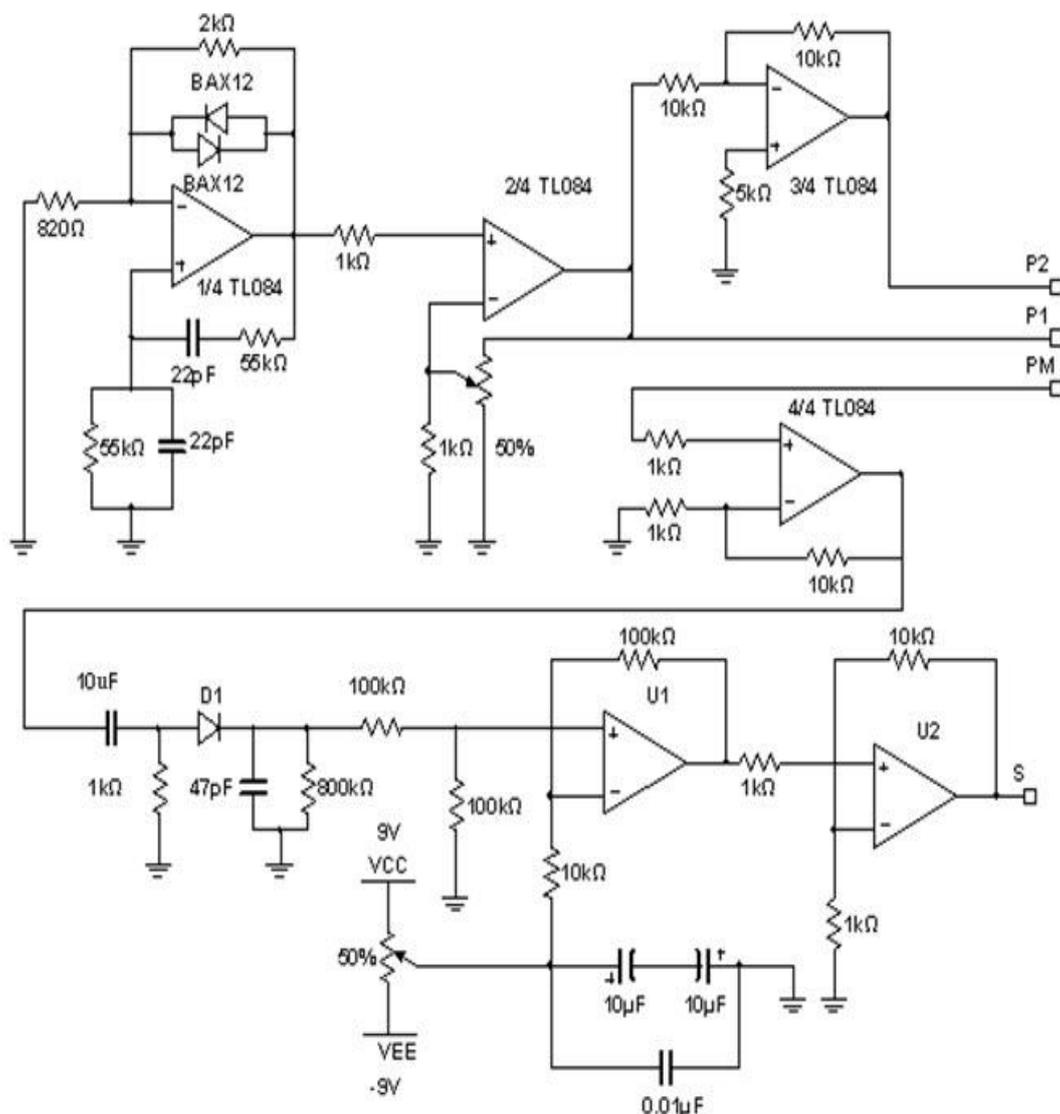


Figure 25 : Circuit de détecteur d'enveloppe et d'offset

**Schéma complet du circuit de conditionnement du capteur de pression différentielle :**



**Figure 26 : La carte de conditionnement du capteur de pression différentielle**

**IV.5 Conclusion :**

L'étude des différents circuits de la carte de conditionnement nous a permis de mettre en forme le débit d'air respiratoire issu du capteur. Le volume pulmonaire est généré à partir du débit respiratoire par intégration. Donc pour générer le volume il est nécessaire de faire un traitement de signal.

# *Conclusion générale*

Il est évident que l'interdépendance entre la médecine et l'électronique est vitale pour l'être humain, ce qui a engendré l'émergence d'un nombre incontournable d'appareillages médicaux. Le développement de la mesure incite à enrichir encore plus les techniques liées à son développement afin de rehausser son exploitation. Les données physiologiques et informatiques ont été mieux décryptées grâce à la réalisation pratique des systèmes au profit du médecin pour mieux diagnostiquer ses malades.

Ce travail nous a permis d'approfondir nos connaissances sur les différents types de capteurs en général et les capteurs de pression différentielle en particulier ainsi que sur la pneumotachographie de Fleisch, ce qui nous a donné l'occasion de confronter les différents problèmes liés aux techniques de la réalisation pratique.

Ce travail nous a permis d'aborder les aspects théoriques et pratiques dans l'élaboration d'une chaîne de mesure physiologique et ainsi de nous imprégner des spécificités d'une telle chaîne. Ce qui nous semble d'être utile au regard de notre formation.

Ce travail s'inscrit dans le cadre d'une recherche de développement technologique dédiée à la conception et à la réalisation d'un capteur inductif pour l'exploration fonctionnelle respiratoire. Son étalonnage et son intégration dans un plateau technique médical en pneumo-phtisiologie, en réanimation respiratoire, en médecine du sport et du travail constituent les perspectives de ce travail.

# Annexes

## Annexe 01

- les figures :

Figure 1 : schéma de l'appareil respiratoire.

Figure 2 : schéma d'une alvéole pulmonaire.

Figure 3 : muscles respiratoires (inspiration et expiration).

Figure 4 : les paramètres respiratoires.

Figure 5 : la pléthysmographie.

Figure 6 : méthode de dilution d'hélium.

Figure 7 : Pneumotachographe de Lilly.

Figure 8 : Pneumotachographe de Fleisch.

Figure 9 : principe d'un spiromètre à cloche.

Figure 10 : Schéma synoptique d'un capteur.

Figure 11 : Capteur à inductance variable.

Figure 12 : Principe d'un capteur à inductance variable.

Figure 13 : Pneumotachographe de Fleisch.

Figure 14 : Tête de Fleisch.

Figure 15 : Loi de Poiseuille.

Figure 16 : Régime laminaire et turbulent.

Figure 17 : Schéma de principe d'un oscillateur.

Figure 18 : Etage de réaction.

Figure 19 : Oscillateur à pont de Wien.

Figure 20 : Circuit oscillateur.

Figure 21 : Circuit de détection.

Figure 22 : Circuit non- inverseur.

Figure 23 : Filtre-passe haut.

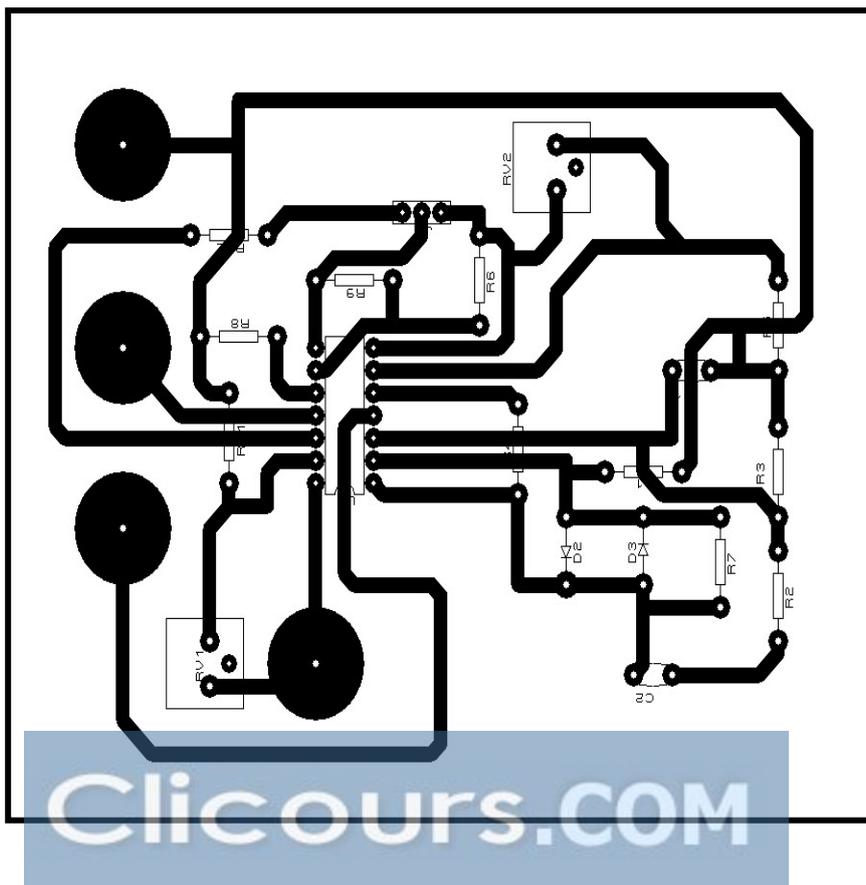
Figure 24 : Circuit de mise en forme (offset).

Figure 25 : Circuit de détecteur d'enveloppe et d'offset.

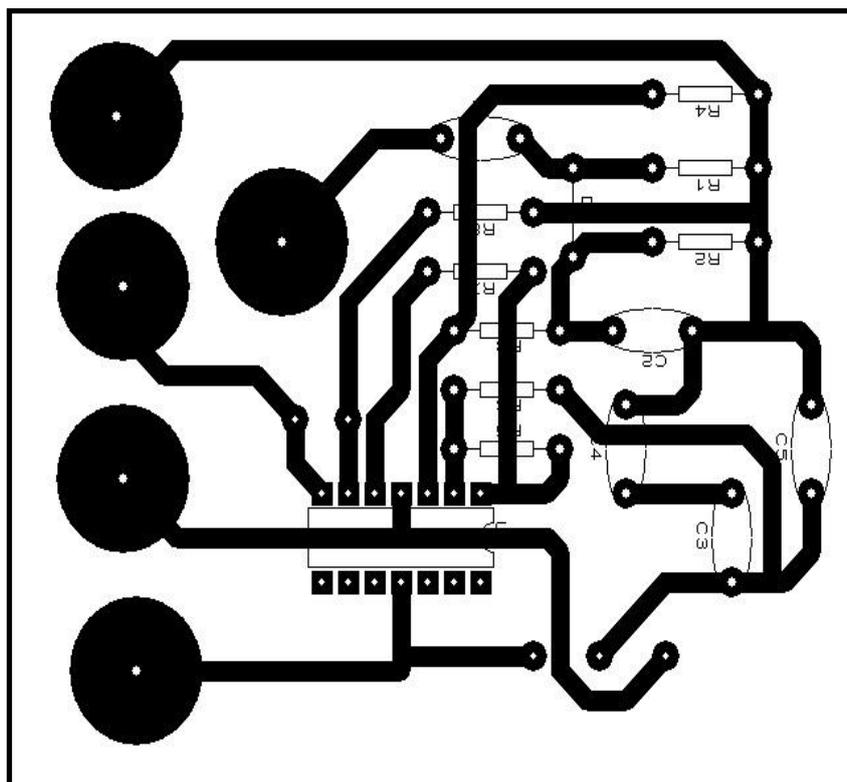
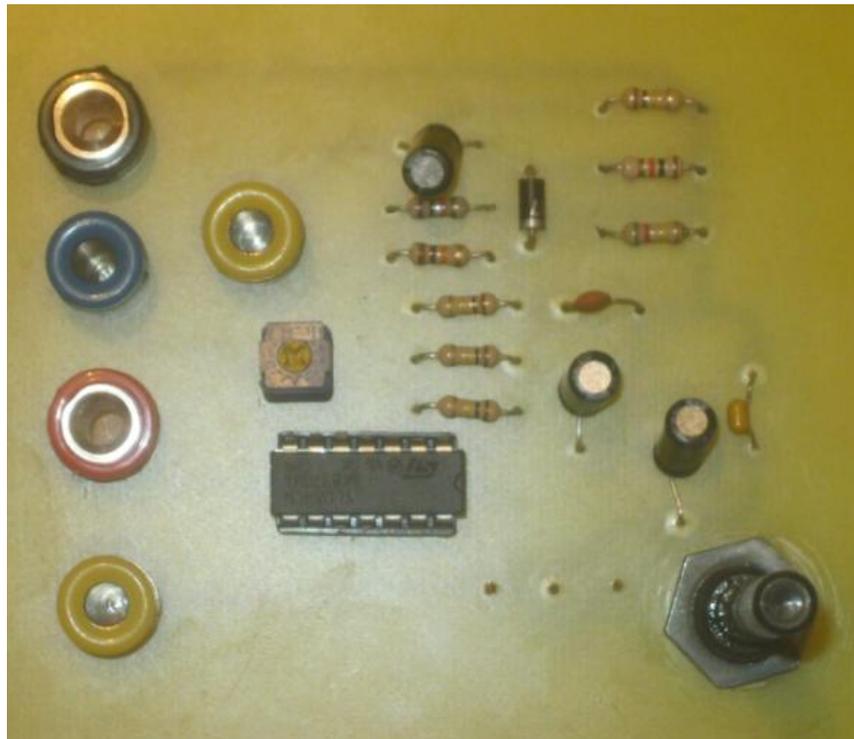
Figure 26 : La carte de conditionnement du capteur de pression différentielle.

## Annexe 02

- Circuit d'oscillateur et d'amplification du point milieu



- Circuit de détection



## Annexe 03

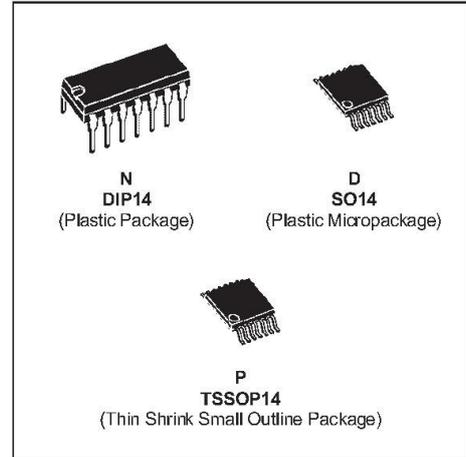
- Datasheet TL084 :



# TL084 TL084A - TL084B

## GENERAL PURPOSE J-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE COMMON-MODE (UP TO  $V_{CC}^+$ ) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE :  $16V/\mu s$  (typ)



### DESCRIPTION

The TL084, TL084A and TL084B are high speed J-FET input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

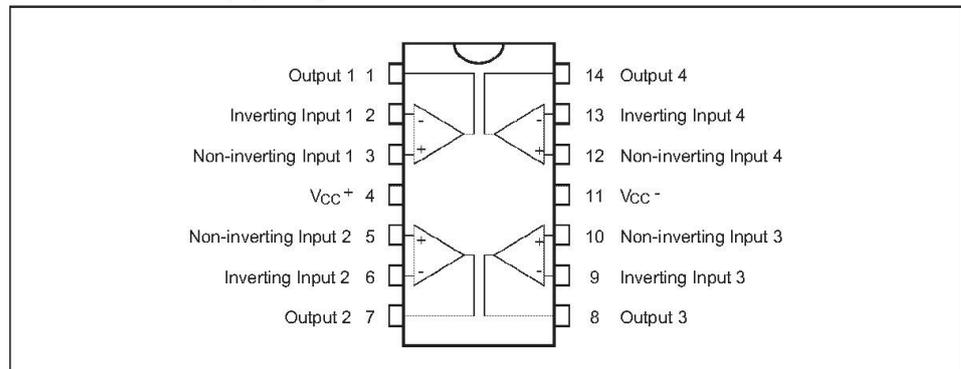
The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

### ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
TL084M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•	•
TL084I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•	•
TL084C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•	•

Examples : TL084CN, TL084CD

### PIN CONNECTIONS (top view)



## ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V <sub>CC</sub>	Supply Voltage - (note 1)	±18	V
V <sub>i</sub>	Input Voltage - (note 3)	±15	V
V <sub>id</sub>	Differential Input Voltage - (note 2)	±30	V
P <sub>tot</sub>	Power Dissipation	680	mW
	Output Short-circuit Duration - (note 4)	Infinite	
T <sub>oper</sub>	Operating Free Air Temperature Range	TL084C,AC,BC 0 to 70 TL084I,AI,BI -40 to 105 TL084M,AM,BM -55 to 125	°C
T <sub>stg</sub>	Storage Temperature Range	-65 to 150	°C

- Notes :
1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V<sub>CC+</sub> and V<sub>CC-</sub>.
  2. Differential voltages are at the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
  3. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
  4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and /or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

# *Bibliographie*

- [1] : [http://www.antadir.com/uploads/editor/file/guide\\_tracheo\\_2008](http://www.antadir.com/uploads/editor/file/guide_tracheo_2008).
- [2] : <http://anatomieludique.unblog.fr/lappareil-respiratoire>.
- [3] : Polycopier du TEM 402 4eme années Electronique Biomédicale
- [4] : Polycopier du TEM 402 4eme années Electronique Biomédicale
- [5] : Méthode de mesure de la CRF, Mémoire de fin d'étude de Marie-Josèphe Kathleen, 2006/2009, IFTAB (Institut de formation des techniciens d'analyses biomédicales).
- [6] : « Pléthysmographie corporelle » par D.C. Stanescu et D.O. Rodenstein, Revue des Maladies Respiratoires, 1986, 3, 333-340, Masson, Paris
- [7] : Les Capteur en Instrumentation Indus truelles, GEORGE et ASCH et Collaborateurs ; Edition Dunod, 1982.
- [8]: <http://btscira.perso.sfr.fr>
- [9]: Lung function testing – Fleisch type pneumotachometer  
[www.spirxpert.com/technical.htm](http://www.spirxpert.com/technical.htm)
- [10]: Précis de Physiologie<sup>1</sup>, H.Hermann et J.F Cier Professeur de Physiologie. Quatrième Edition Révisée, Troisième Tirage, Masson, Parie, Milan, Barcelone, Mexico 1989.
- [11]: Cours de mécanique des fluides ; [www.ac-nancy-metz.fr](http://www.ac-nancy-metz.fr)