

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de L'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université M'Hamed Bougera-Boumerdes



Faculté des sciences de l'ingénieur
Structure génie biomédical et télécommunication
Filière génie électrique
Spécialité – imagerie et appareillage biomédical
Mémoire de fin d'études pour l'obtention du diplôme
Master En
Imagerie et appareillage biomédical
Soutenu le 27 /09/2017

Etude et réalisation d'un spiromètre

Réaliser Par

Mr. NOUARI BOUALEM
Mr. GUOUNANE AZZEDDINE
Mr. OUANNOUGHI HASSENE

Devant le jury composer de:

Mr. AMMAR MOHAMED
Mr. MESSAOUDI NOURREDDINE
Mr. OMARI TAHAR

President
Examineur
Encadreur

L'année 2016 /2017

Remerciements

Nous remercions Dieu le tout puissant de nous avoir donné le courage et la volonté de parvenir à la fin de notre parcours universitaire.

Nous tenons tout d'abord à remercier l'ensemble des enseignants, qui nous ont apporté leur aide et qui ont ainsi contribué à l'élaboration de ce mémoire.

*Spécialement à notre encadreur le docteur **OMARI.T** que 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.*

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

I.1.INTRODUCTION :	1
I.2.ANATOMIE DE L'APPAREIL RESPIRATOIRE :	1
I.2.1.Les voies aériennes inférieures (ou intra thoraciques) :	3
I.2.2. Les poumons :	3
I.2.3. Les alvéoles pulmonaires :	4
I.3.LA PHYSIOLOGIE DE LA RESPIRATION PULMONAIRE	5
I.3.1. Le taux de la respiration externe dépend de plusieurs facteurs :	6
I.3.2.Adaptations a l'effort du système respiratoire :	6
I.3.3.Le débit ventilatoire	7
I.4.LES APPAREILS DE MESURE DU SOUFFLE :	8
I.4.1.Qu'est-ce qu'une spirométrie?.....	8
I.4.2. Comment se déroule une spirométrie?.....	8
I.5.CONCLUSION	10

Chapitre II: Etude pratique d'un spiromètre à tube venturi

II.1.INTRODUCTION	11
II.2.PRINCIPE DE VENTURI	13
II.3.REALISATION PRATIQUE	16
II.3.1. Partie capteur	16
II.3.2.Partie mise en forme	17
II.3.2.1.Amplificateur d'instrumentation AD620 :	17
II.3.3.2.Amplificateur soustracteur	18
II.3.3.3.Générateur de tension négative (-VCC)	20
II.4.Conclusion	21

.....

Chapitre III : Résultats et conclusion

III.1.INTRODUCTION.....	22
III.2. TUBE VENTURI EMPLOYE	22
III.3.CIRCUIT GLOBAL	23
III.4.RESULTATS ET DISCUSSION	25
III.5. CONCLUSION	29

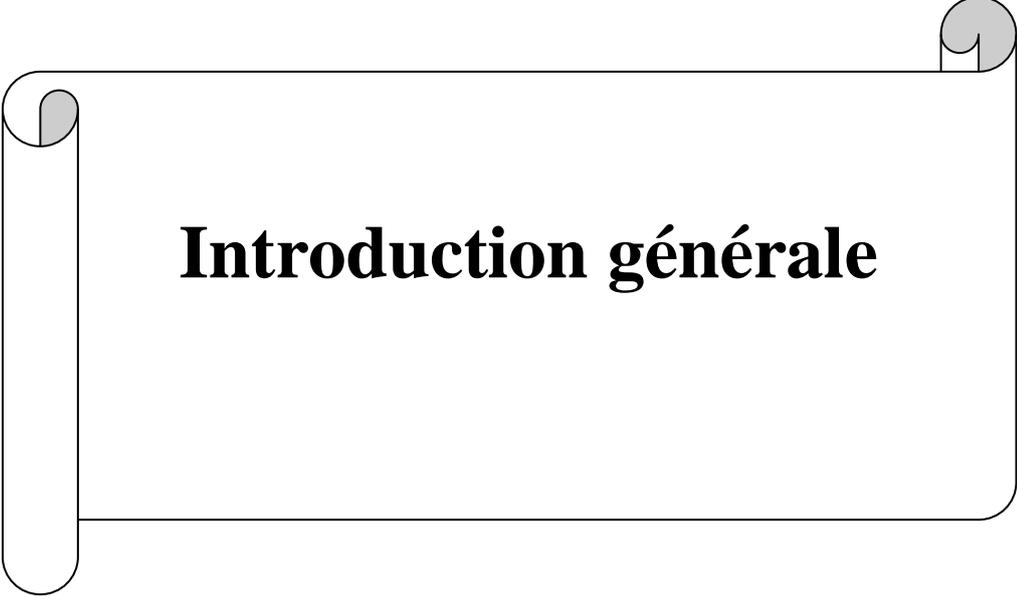
Liste des figures

Figure I.1 : Les voies aériennes supérieures	2
Figure I.2 : Les voies aériennes inférieures.....	3
Figure I.3 : Poumon	4
Figure I. 4 : Les alvéoles pulmonaires	5
Figure I. 5 : Les phases d'adaptation du débit	7
Figure I. 6 : Teste spirométrie	8
Figure I.7 : La courbe débit/volume montre la différence entre une personne en bonne santé et un patient ou une patiente souffrant de BPCO. Ce dernier n'est plus en mesure d'expirer l'air aussi rapidement et complètement qu'une personne en bonne santé [9].....	9
Figure II.1 Tube de Venturi	13
Figure II.2 Tube venturi connecté au deux capteur	16
Figure II.3 Capteur MPX 2200.....	16
Figure II.4 La courbe de calibration du capteur MPX 2200.....	17
Figure II.5 : Schéma bloc de la partie mise en forme Figure 5	17
Figure II.6 le montage de l'amplificateur AD620	18
Figure II.7 le montage de l'amplificateur soustracteur.....	19
Figure II.8 : montage générateur tension négative -VCCFigure 8.....	21
Figure III.1 : Tube venturi fabriqué.....	23
Figure III.2: schématique du circuit réalisé.....	23
Figure III.3: Circuit imprimé du Schiel Spiromètre. A droite partie composant, a gauche partie soudage	24
Figure III.4 : Circuit final réalisé	24
Figure III.5 : la courbe d'approximation.....	25
Figure III.6 : Les différents enregistrements obtenus	26

Résumé

Le spiromètre est un appareil utilisé par un médecin généraliste ou bien par une personne travaillant dans le domaine médical pour évaluer la capacité pulmonaire d'un individu. Cet appareil capable de révéler des dysfonctionnements des voies respiratoires de certains malades atteints d'affections comme l'asthme, des maladies chroniques liées aux bronches ou encore le tabagisme.

Ce mémoire traite une étude et réalisation d'un spiromètre sous forme d'un shield pour Arduino qui nous a permis d'approfondir nos connaissances sur les différents composants électriques ce qui nous a donné l'occasion de confronter les différents problèmes liés aux techniques de la réalisation pratique des shields. Les résultats obtenus sont très satisfaisants ce qui nous permet d'ouvrir un grand champ de recherche dans ce contexte.



Introduction générale

Introduction générale :

Depuis toujours l'homme a connue une guerre contre tous genre de maladies et souvent il trouve des solutions ou des outils qui permet de dépister ces maladies avant qu'ils ne fassent des dégâts, et parmi ces maladies il ya les maladies respiratoire, qui sont assez dangereuses pour mettre fin a la vie de plusieurs personne.

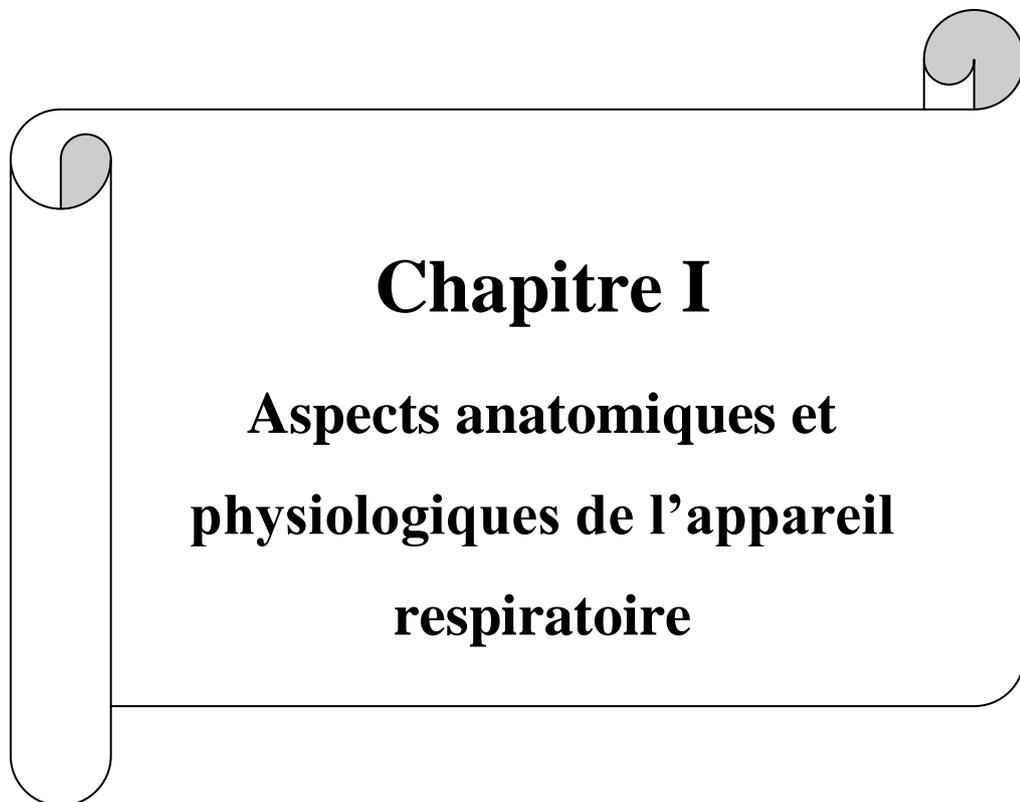
Donc pour pouvoir dépister ces maladies et pouvoir les guérir l'homme a besoin de connaitre le débit respiratoire, qui représente le volume d'air inspiré ou expiré par les poumons par unité de temps et dont la mesure est utilisée à fin de diagnostiqué ces maladies.

Pour pouvoir calculer le débit respiratoire, nous avons développé un système qui mesure ce dernier, en utilisant des composants électroniques tel que les capteurs de pression qui sont très utiles pour nos mesures. Dans ce but, notre projet est organisé à travers les chapitres suivant :

Chapitre 1 : nous parlerons dans ce chapitre sur l'anatomie et physiologie de l'appareil respiratoire et de son fonctionnement qui consiste brièvement a l'extraction de l'oxygène, évacuation du CO₂ produit par les cellules.

Chapitre 2 : dans ce chapitre nous allons aborder les matériels et les méthodes utilisées pour réaliser notre système.

Chapitre 3 sera consacré à la présentation de notre réalisation et les différents résultats obtenus. Nous terminerons notre travail par une conclusion et quelques perspectives



Chapitre I

**Aspects anatomiques et
physiologiques de l'appareil
respiratoire**

Aspects anatomiques et physiologiques de l'appareil respiratoire

I.1.INTRODUCTION :

À l'intérieur du corps humain, aucun organe ne peut exercer ses fonctions sans être alimenté en oxygène. Notre organisme dépend entièrement de la respiration pour subsister. L'inspiration et l'expiration, deux mouvements qu'on répète des millions de fois dans notre vie, permettent à l'oxygène de parvenir à nos cellules et au gaz carbonique, d'être éliminé.

À l'issue de ce chapitre, nous allons décrire les organes du système respiratoire de l'être humain et expliquer le mécanisme de la respiration ainsi que les échanges gazeux qui se produisent dans les poumons et dans les tissus 1.

I.2.ANATOMIE DE L'APPAREIL RESPIRATOIRE :

L'appareil respiratoire est un ensemble d'organes et de tissus qui participent à la respiration, c'est-à-dire aux échanges d'O₂ et de CO₂ entre les cellules et le milieu extérieur. La majeure partie de l'appareil respiratoire est logée dans la cage thoracique. Les

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

poumons sont reliés d'une part au milieu extérieur par un ensemble de conduits qui assurent le passage de l'air, et d'autre part aux cellules par le biais du système circulatoire. Chaque organe, chaque tissu de l'appareil respiratoire présente une structure particulièrement bien adaptée à sa fonction.

L'air pénètre par les narines dans les **fosses nasales** où il sera « pré conditionné » au contact de la muqueuse :

- Réchauffé.
- Humidifié.
- Filtré grâce aux poils qui tapissent les **fosses nasales** : ils arrêtent les poussières en suspension et une partie des microbes.

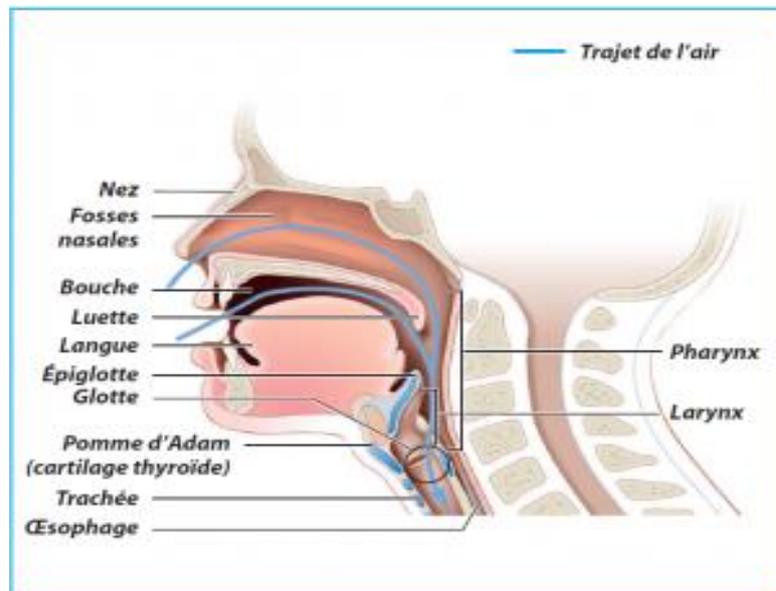


Figure I.1 : Les voies aériennes supérieures [2].

- **Le pharynx** : est situé entre les fosses nasales, le larynx, la bouche et l'oesophage; c'est un carrefour aéro-digestif.
- **Le larynx** : est l'organe de la parole, les sons sont produits par les cordes vocales.
- **La glotte** : est l'orifice situé entre les 2 cordes vocales, qui s'ouvre et se ferme volontairement ou involontairement.
- **L'épiglotte** : est un clapet cartilagineux qui obture le larynx lors de la déglutition : l'ensemble du larynx se déplace vers le haut, ce qui permet à

l'épiglotte de se refermer sur le larynx et d'empêcher le passage des aliments dans la trachée.

- **La trachée** : est un simple conduit aérien formé d'une armature cartilagineuse, de 12 cm environ, qui se divise en deux bronches souches. L'air continue à y être filtré, humidifié et réchauffé.

I.2.1. Les voies aériennes inférieures (ou intra thoraciques) :

La voie respiratoire est constituée par des branches qui mènent au site des échanges au niveau des alvéoles. **Les bronches souches** pénètrent chacune dans l'un des poumons par **le hile** (En même temps que les artères et les veines pulmonaires). **Les bronches** se divisent, dans les poumons, en bronches de plus en plus étroites, jusqu'à devenir des **bronchioles** qui aboutissent aux **lobules pulmonaires** (volume de 1 cm³ environ). Un lobule est constitué d'une série de petits sacs : les **alvéoles pulmonaires** [3].

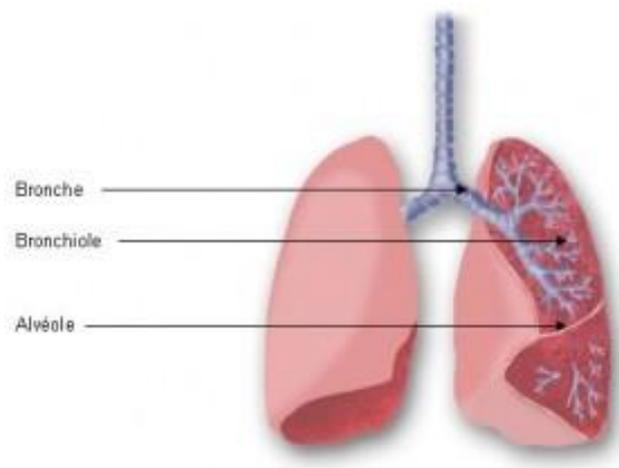


Figure I.2 : Les voies aériennes inférieures[4].

I.2.2. Les poumons :

Protégés par les côtes, **les poumons** sont deux masses spongieuses, rosées, élastiques, entourées d'un double feuillet protecteur, **la plèvre** : un feuillet externe ou pariétal adhérent à la paroi thoracique et un feuillet interne ou viscéral qui adhère aux poumons. Entre ces feuillets, c'est le vide pleural assurant leur solidarité. On y trouve cependant un liquide lubrifiant permettant le glissement des feuillets pleuraux l'un sur l'autre pendant la

ventilation. L'intégrité poumons-cotes-muscles est essentielle à la ventilation. **Le hile** par où pénètre la bronche souche et les vaisseaux pulmonaires est dépourvu de plèvre: c'est une zone de faiblesse. Le poumon droit est formé de 3 lobes, et le gauche seulement de 2, laissant ainsi la place au cœur. Entre les deux poumons se situe un espace : **le médiastin**, où cheminent la trachée et les vaisseaux issus du cœur. Situés dans la cage thoracique, ils reposent sur **le diaphragme** [3].

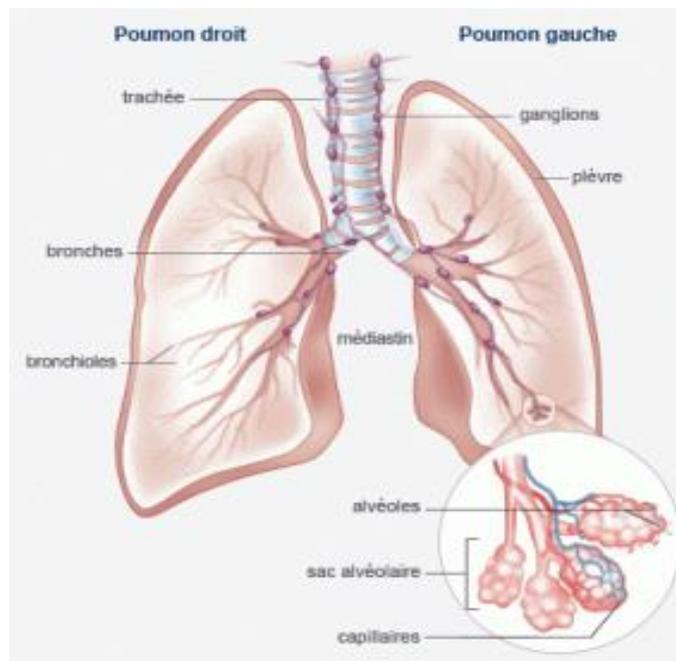


Figure I.3 : Poumon [5].

I.2.3. Les alvéoles pulmonaires :

Les alvéoles pulmonaires sont le siège des échanges gazeux (O₂, N₂, CO₂), se sont des petits sacs où débouche l'air amené par les voies respiratoires. Leur paroi est élastique et tapissée de liquide et de **surfactant**. Le rôle de ce liquide est de dissoudre les gaz avant leur diffusion au travers des parois. Quant au surfactant, il est sécrété par certaines cellules de la paroi alvéolaire, afin d'éviter que les alvéoles ne s'affaissent sur elles-mêmes lors d'une expiration forcée [3].

Nos deux poumons comptent en moyenne 700 millions d'alvéoles. La surface de contact dans les alvéoles est d'environ 100 à 150 m² (chez l'homme, seulement les deux tiers des

alvéoles sont fonctionnelles) et l'épaisseur de la paroi alvéo-capillaire est inférieure à 1 micron. Les alvéoles sont en contact étroit avec les capillaires pulmonaires [3].

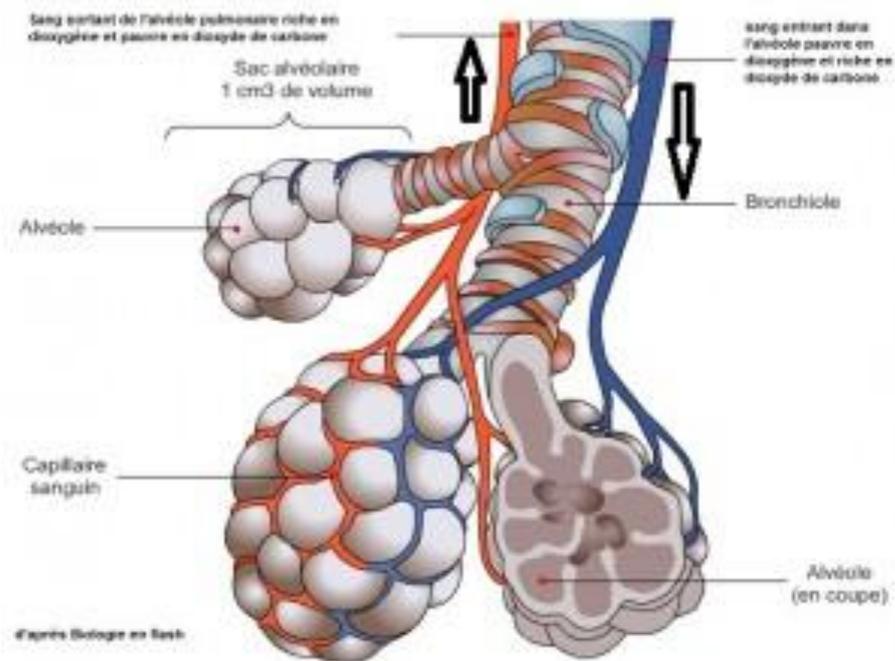


Figure I. 4 : Les alvéoles pulmonaires[6].

I.3.LA PHYSIOLOGIE DE LA RESPIRATION PULMONAIRE

La respiration externe (pulmonaire) est l'échange d'oxygène et de gaz carbonique entre les alvéoles et les capillaires pulmonaires. Elle entraîne la conversion du sang désoxygéné (pauvre en O₂) en provenance du cœur en sang oxygéné (saturé en O₂) retournant au cœur.

- + La pO₂ de l'air alvéolaire est de 105 mmHg.
- + -La pO₂ du sang désoxygéné qui pénètre dans les capillaires pulmonaires n'est que de 40 mmHg en période de repos.

A cause de cette différence dans les pO_2 , l'oxygène diffuse des alvéoles vers le sang désoxygéné, jusqu'à ce qu'un équilibre soit atteint, et la pO_2 du sang maintenant oxygéné est de 105 mm.

En arrivant dans les poumons, la pCO_2 du sang pulmonaire désoxygéné est de 45 mmHg, alors que celle des alvéoles est de 40 mmHg. À cause de cette différence dans la pCO_2 , le gaz carbonique diffuse du sang désoxygéné vers les alvéoles jusqu'à ce que la pCO_2 du sang soit réduite à 40 mm Hg.

A mesure que l'oxygène passe des alvéoles aux globules rouges, l'hémoglobine se sature d'oxygène et devient donc un acide plus fort. L'hémoglobine plus acide libère un plus grand nombre d'ions hydrogène (H^+) qui se combinent à HCO_3^- pour former de l'acide carbonique (H_2CO_3). Celui-ci se dissocie en $H_2O + CO_2$, et le CO_2 diffuse du sang aux alvéoles (effet Haldane) [7].

I.3.1. Le taux de la respiration externe dépend de plusieurs facteurs :

✚ Différence de pression partielle.

Aussi longtemps que la pO_2 des alvéoles est supérieure à celle du sang veineux, l'oxygène diffuse des alvéoles au sang (altitude).

✚ Surface d'échange gazeux disponible.

La surface totale disponible pour les échanges Oxygène gaz carbonique est importante $\approx 70 \text{ m}^2$ (emphysème) .

✚ Distance de diffusion :

L'épaisseur totale des membranes alvéolo-capillaires n'est que de $0,5 \mu\text{m}$. Les capillaires sont tellement étroits que les globules rouges doivent y circuler l'un derrière l'autre. L'accumulation de liquide, comme dans le cas de l'œdème pulmonaire, réduit le taux des échanges gazeux, parce qu'elle entraîne l'augmentation de la distance de diffusion.

✚ La fréquence et l'amplitude respiratoires [7].

I.3.2. Adaptations à l'effort du système respiratoire :

Lors d'un effort physique, les dépenses énergétiques augmentent. Le système respiratoire s'adapte alors simultanément au système circulatoire afin de satisfaire les besoins en oxygène de l'organisme [8].

I.3.3. Le débit ventilatoire :

Le débit ventilatoire augmente alors de manière importante grâce à deux phénomènes différents : l'élévation de la fréquence respiratoire et l'augmentation du volume respiratoire. L'adaptation du débit ventilatoire se fait en trois phases (figure ci-dessous) : Dès le début de l'exercice, il augmente brutalement (1), en réponse aux stimulations directes produites par les mouvements articulaires eux-mêmes. Ensuite l'augmentation du débit ventilatoire se fait plus progressive (2), jusqu'à atteindre l'état stable (3) en rapport avec les besoins nécessaires à l'intensité de l'exercice.

A l'arrêt de l'exercice, le débit ventilatoire chute en deux temps. D'abord brutalement, les stimulations induites par les mouvements articulaires ayant cessées (4), puis plus progressivement, jusqu'au retour aux valeurs normales de repos (5), qui dépend du remboursement de la dette d'oxygène (voir fiche sur les filières énergétiques), et du contrôle de la température corporelle [8].

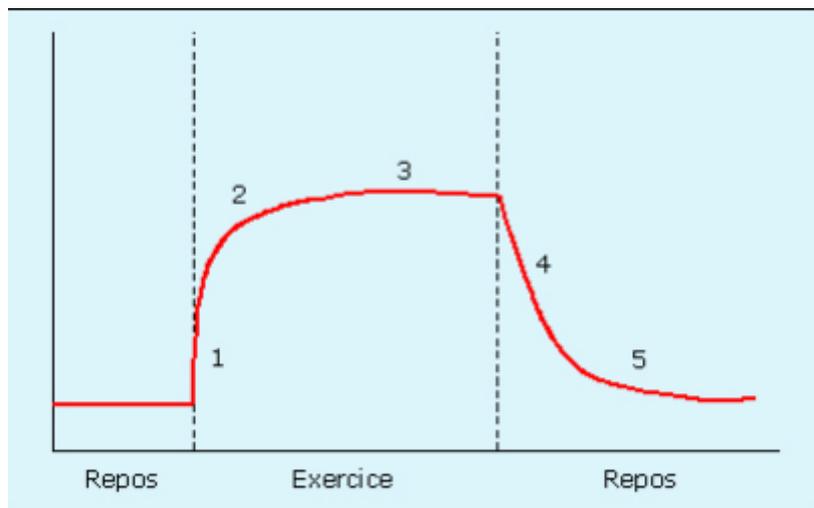


Figure I. 5 : Les phases d'adaptation du débit [8].

I.4.LES APPAREILS DE MESURE DU SOUFFLE :

sont nombreux et plus ou moins performants. Il existe deux principales familles d'appareil, les "spiromètres" et les "pléthysmographe". Il existe aussi des spiromètres électroniques miniaturisés dont l'utilisation est simplifiée.

La spirométrie est la méthode la plus courante pour mesurer et enregistrer la fonction pulmonaire, particulièrement Les volumes pulmonaires et le débit d'air. A travers ces mesures on peut obtenir une idée sur les voies respiratoires s'ils sont bien perméables ou si leur diamètre est rétréci. Cette méthode permet de diagnostiquer diverses maladies des poumons et des voies respiratoires.

I.4.1.Qu'est-ce qu'une spirométrie?

La spirométrie est un examen simple qui peut être effectué rapidement. Elle permet de déterminer si la respiration d'une personne est normale. C'est l'examen de base pour le diagnostic de diverses maladies des poumons et des voies respiratoires. Grâce à la spirométrie, il est en particulier possible de mettre en évidence une BPCO ou un asthme deux maladies respiratoires obstructif. En cas de maladie respiratoire obstructive, le diamètre des voies respiratoires est rétréci. Les personnes concernées doivent donc respirer en luttant contre une résistance accrue, ce qui rend la respiration difficile.



Figure I.6: Teste spiromètre [9].

I.4.2. Comment se déroule une spirométrie?

La spirométrie est un examen simple et indolore qui dure en principe moins de 10 minutes. Au moyen d'un petit appareil appelé spiromètre, on mesure la fonction pulmonaire. La personne qui subit l'examen respire dans le spiromètre au moyen d'un embout buccal. Après une profonde inspiration, la personne doit expirer l'air aussi fort et rapidement que possible – c'est-à-dire d'un coup et pendant au moins 6 secondes dans le spiromètre, jusqu'à ce qu'elle ait vidé ses poumons. Pour garantir un résultat probant, la spirométrie est effectuée deux à trois fois de suite [9].

Que signifient les résultats de la spirométrie ?

La spirométrie permet de déterminer l'état de fonctionnement des voies respiratoires et de mettre en évidence des maladies respiratoires telles que l'asthme ou la BPCO. La spirométrie permet aussi de contrôler l'évolution de maladies respiratoires chroniques et l'effet de leur traitement. D'autres altérations de la fonction pulmonaire, telles qu'une diminution de l'absorption de l'oxygène par les poumons, ne peuvent être détectées par le biais d'une spirométrie. Il est possible que le médecin prescrive d'autres examens chez un ou une spécialiste pour pouvoir évaluer en détail l'état des poumons et des voies respiratoires.

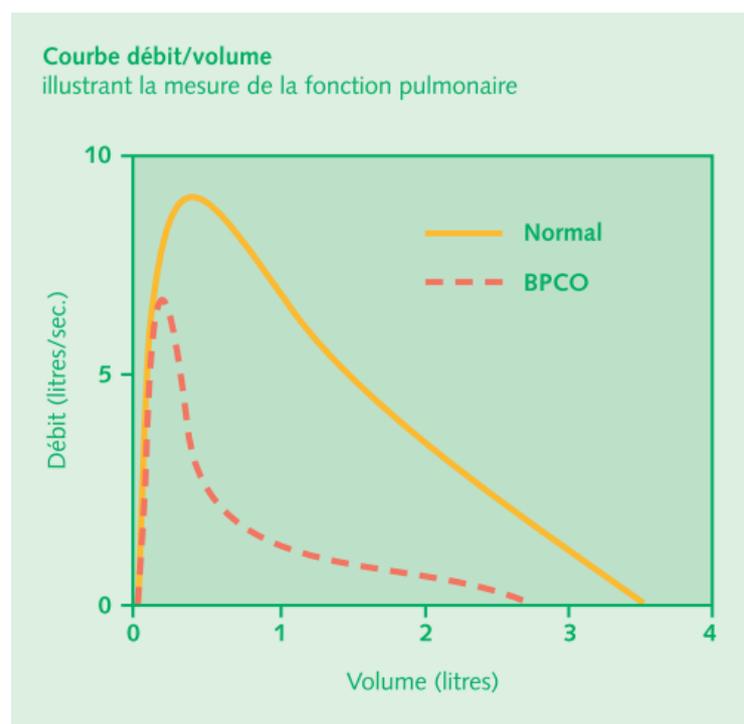
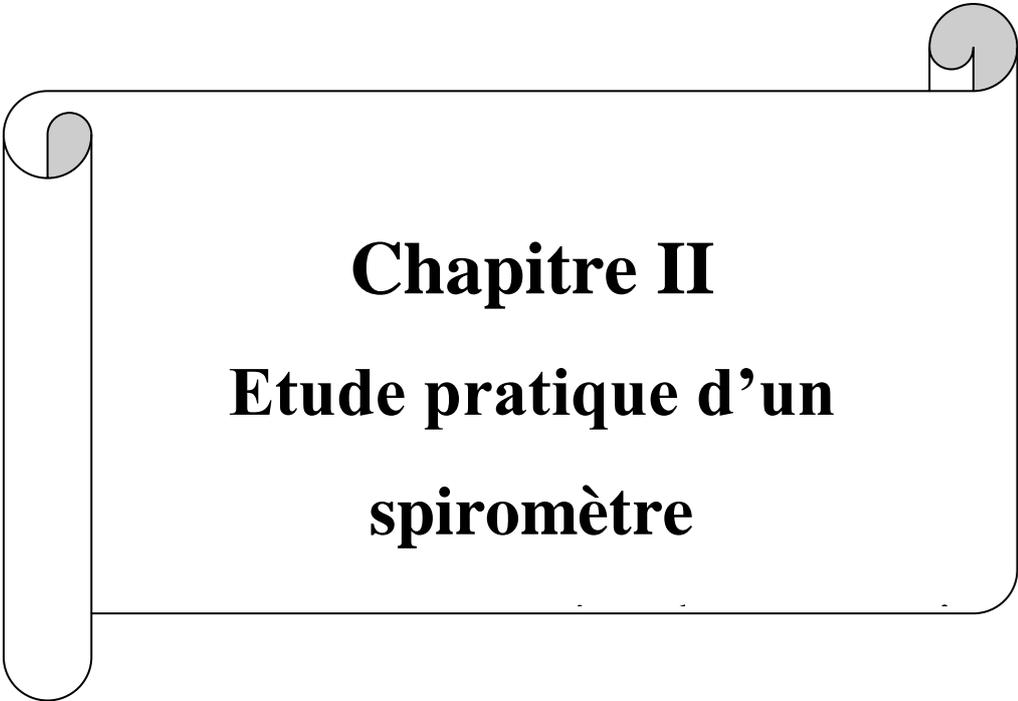


Figure I.7 : La courbe débit/volume montre la différence entre une personne en bonne santé et un patient ou une patiente souffrant de BPCO. Ce dernier n'est plus en mesure d'expirer l'air aussi rapidement et complètement qu'une personne en bonne santé [9].

I.5.CONCLUSION

Dans ce chapitre nous avons présenté un aperçu sur le système ventilatoire, ainsi que les différentes techniques employées pour mesurer ses paramètres importants, dans lequel le spiromètre est le plus recommandé. Dans le chapitre suivant on va présenter une étude détaillée sur la réalisation d'un spiromètre à base d'un tube de Venturi.



Chapitre II
Etude pratique d'un
spiromètre

Etude pratique d'un spiromètre à tube venturi

Ce chapitre est consacré à l'étude pratique d'un spiromètre, dans lequel un aperçu sur les différentes techniques de mesure de débit respiratoire sera donnée, puis de manière détaillé celle basé sur le principe de Venturi.

II.1.INTRODUCTION

Les maladies pulmonaires obstructives ont un fort impact sur la santé publique et engendrent des coûts socio-économiques importants. En France, selon les estimations du ministère de la santé, la BPCO (Bronchopneumopathie chronique obstructive) engendre plusieurs milliards de dinars par an de dépenses de santé (dont plus de la moitié pour les hospitalisations non programmées en raison de complications aiguës). La Spirométrie est donc le meilleur moyen de dépistage qui permettra de réduire la prévalence de ces maladies.

La Spirométrie est un examen faisant partie des EFR (Explorations fonctionnelles respiratoires). C'est une méthode simple, non invasive, destinée à évaluer la fonction respiratoire d'une personne en la comparant à celle d'un individu de race, de taille, de poids et d'âge identiques (valeurs théoriques). Sur la base de cette comparaison, on

déterminera si le patient présente une affection pulmonaire et de quel type d'affection il s'agit.

La Spirométrie est la méthode de référence pour un dépistage précoce des maladies pulmonaires obstructives. En effet, elle permet de diagnostiquer la BPCO 10 à 15 ans plus tôt que les autres moyens de diagnostic tels que la radiologie pulmonaire, les gaz du sang ou encore l'apparition des symptômes. Le test de Spirométrie :

- Peut indiquer la présence d'une maladie pulmonaire
- Aide le médecin à prendre la mesure exacte de la réduction de la capacité respiratoire
- Conduit à un diagnostic précoce des problèmes respiratoires
- Aide le médecin à mesurer l'efficacité du traitement en cours
- Indique au médecin les autres étapes du dépistage

Il existe différentes méthodes pour mesurer les paramètres de spirométrie. Les méthodes le plus utilisées à ce jour sont des méthodes indirectes: le volume est calculé en partant du débit expiratoire tel que : turbine, ultrason, fil chaud, pneumotachograph.

Les spiromètres à turbine mesurent le débit durant l'expiration et l'inspiration du patient. Le plus haut le débit le plus vite la turbine tourne. Ces rotations sont enregistrées par le spiromètre.

Les spiromètres à ultrason sont nouveaux dans cette liste. Ils sont fiables et précis. Il n'y a aucune calibration à faire avec ces spiromètres.

Les spiromètres à fil chaud mesurent la résistance électrique d'un fil, en fonction de la température. Ces spiromètres ne sont pas toujours fiables et on n'a jamais une idée du sens du flux: ce n'est pas connu si le patient expire ou inspire. Les résultats ne sont pas très précis et la calibration est difficile et doit être faite quotidiennement.

Les pneumotachographes fonctionnent selon le principe de Venturi. L'effet Venturi est le nom donné à un phénomène de la dynamique des fluides où les particules gazeuses ou liquides se retrouvent accélérées à cause d'un rétrécissement de leur zone de circulation. En même temps la pression diminue. Sur ce dernier que notre travail sera basé.

II.2.PRINCIPE DE VENTURI :

Un tube de Venturi (fig.2.1) est un instrument fiable et facile à gérer permettant la mesure d'une large gamme de liquides et de gaz propres.

Les principaux avantages d'un tube de Venturi par rapport à d'autres organes déprimogènes sont une très faible perte de charge et des exigences réduites en longueurs droites amont et aval.

L'appareil se compose d'un convergent, à travers lequel le fluide (ou un gaz) est accéléré, suivi d'un col puis d'un divergeant s'ouvrant plus progressivement. Ce dernier permet au fluide de retrouver quasiment sa pression d'origine.

Du fait qu'une partie importante de la pression de sortie est rétablie, le tube de Venturi convient particulièrement à la mesure des vitesses d'écoulement dans les systèmes avec faible différence de pression. Grâce à la faible perte de charge, les coûts de pompage du fluide peuvent être réduits au minimum.[10]

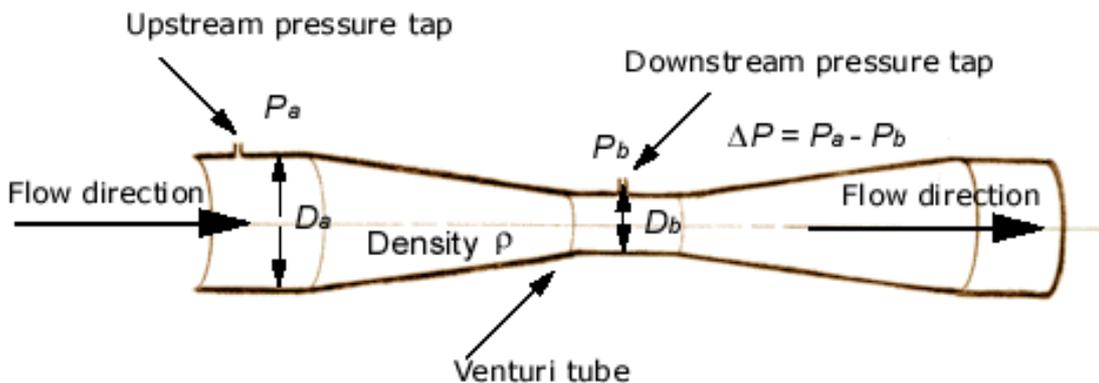


Figure II.1 : Tube de Venturi

D'après la conservation du débit, $S_1 v_1 = S_2 v_2$ (où S représente la section et v la vitesse) ou encore

$$\frac{v_1}{v_2} = \frac{S_2}{S_1} \quad (1)$$

La pression et la vitesse sont reliées via la relation Bernoulli comme suit :

$$e_t = P + \frac{1}{2}\rho v^2 + \rho g z = cst \quad (2)$$

Avec :

P : la pression de l'air

ρ : la densité d'air

v : la vitesse de l'air

Z : la hauteur par rapport à la terre

g : la gravitation terrestre

z est constant lors de l'écoulement alors, $P + \frac{1}{2}\rho v^2 = cst$. Pour maintenir la qualité constante, si v augmente, P diminue.

D'une manière plus quantitative, loi de Bernoulli entre S_1 et S_2 :

$$P_{S_1} + \frac{1}{2}\rho v_1^2 + \rho g z_1 = P_{S_2} + \frac{1}{2}\rho v_2^2 + \rho g z_2 \quad (2)$$

Et puisque $z_1 = z_2$ alors :

$$P_{S_1} + \frac{1}{2}\rho v_1^2 = P_{S_2} + \frac{1}{2}\rho v_2^2 \quad (3)$$

$$P_{S_2} = P_{S_1} + \frac{1}{2}\rho v_1^2 - \frac{1}{2}\rho v_2^2 \quad (4)$$

$$P_{S_2} = P_{S_1} + \frac{1}{2}\rho(v_1^2 - v_2^2) \quad (5)$$

$S = \pi r^2$, En remplaçant (1) et (5), on obtient

$$P_{S_2} = P_{S_1} + \frac{1}{2}\rho \left(v_1^2 - v_1^2 \left(\frac{r_1}{r_2} \right)^4 \right) \quad (6)$$

$$P_{S_2} = P_{S_1} + \frac{1}{2}\rho v_1^2 \left(1 - \left(\frac{r_1}{r_2} \right)^4 \right) \quad (7)$$

$$P_{S_2} - P_{S_1} = + \frac{1}{2} \rho v_1^2 \left(1 - \left(\frac{r_1}{r_2} \right)^4 \right) \quad (8)$$

Pour obtenir finalement :

$$v_1^2 = 2 \frac{(P_{S_2} - P_{S_1})}{\rho \left(1 - \left(\frac{r_1}{r_2} \right)^4 \right)} \quad (9)$$

La formule de v_1 sera donc :

$$v_1 = \sqrt{\frac{2 \times (P_{S_2} - P_{S_1})}{\rho \left(1 - \left(\frac{r_1}{r_2} \right)^4 \right)}} \quad (10)$$

Avec :

Q : le debit d'air (m^3/s)

ρ : la densité d'air (Kg/m^3)

P_{S_1} : Pression d'air dans la section 1 (N/m^2)

P_{S_2} : Pression d'air dans la section 2 (N/m^2)

r : le rayon de la section (m)

Pour extraire la valeur de débit (Q), il suffit de multiplier la vitesse par surface comme suit :

$$Q = v_1 \times S_1 \quad (11)$$

Donc il suffit de connaitre les différentes pressions P_{S_1} et P_{S_2} ainsi que le diamètre des deux sections pour obtenir le débit circulant.

II.3.REALISATION PRATIQUE

Le spiromètre réalisé est composé de deux parties principales : partie capteur, et partie de mise en forme.

II.3.1. Partie capteur

La partie capteur est constitué par d'un tube venturi connecté à deux capteurs de pression de type MPX2200 comme le montre la figure ci-dessous.

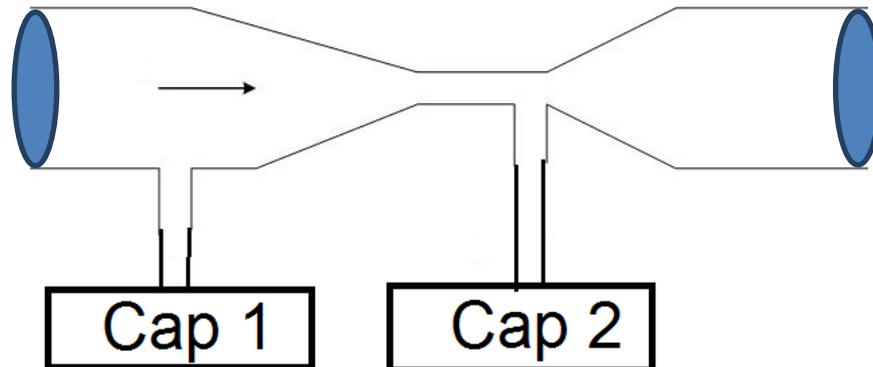


Figure II.2 : Tube venturi connecté au deux capteur

Le capteur employé dans le système est de la série MPX2200. Ce dernier est un capteur de pression piézorésistive au silicium fournissant une sortie de tension très précise et linéaire - directement proportionnelle à la pression appliquée. Il est prévu pour mesurer des pressions absolues variant de 300mb à 2000mb.

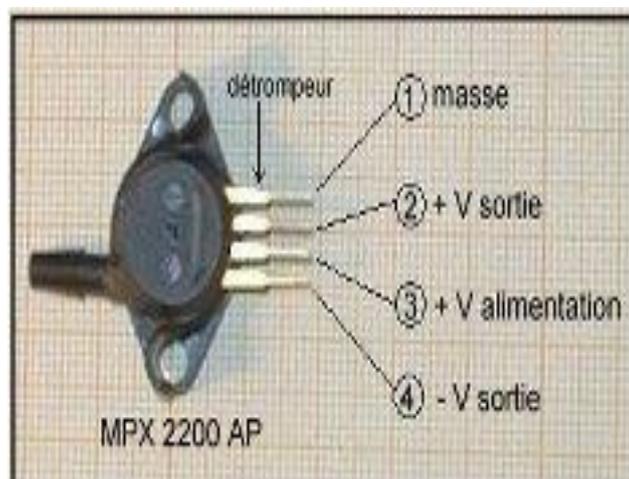


Figure II.3 : Capteur MPX 2200

Il est utilisé dans les baromètres et les altimètres. L'entrée est un orifice muni d'un embout sur lequel on peut brancher un tuyau. Il fournit une différence de potentielle (entre patte 2 et 4) directement proportionnelle à la pression appliquée sur son entrée. La patte 3 reçoit l'alimentation ($V_{DD} = 10V$) et la patte 1 est reliée à la masse (GND). . La courbe V capteur en fonction de P est représentée sur le graphe ci-dessous correspond à la réponse du capteur est obtenue pour une tension d'alimentation $V_S = 10V$. Les dispositifs présentent également une faible dérive de bruit et de Dérivation.

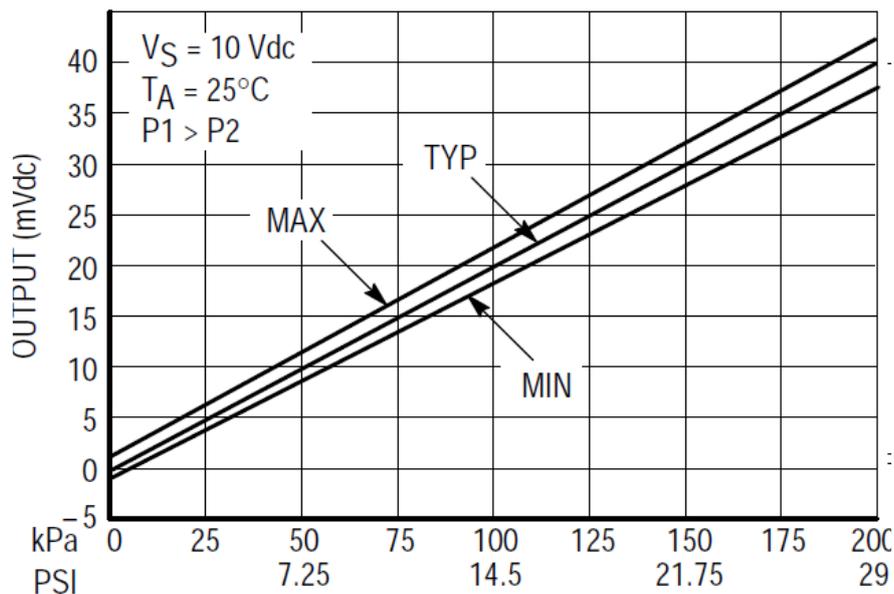


Figure II.4 : La courbe de calibration du capteur MPX 2200

II.3.2.Partie mise en forme

La sortie des capteurs est connectée à un circuit de mise ne forme composé principalement par deux amplificateurs d'instrumentation de type AD620 et amplificateur différentiel pour obtenir la différence de pression entre les deux sections. Cette grandeur sera employée pour calculer le volume respiratoire du patient. Le schéma bloc ci-dessous résume la partie mise en forme.

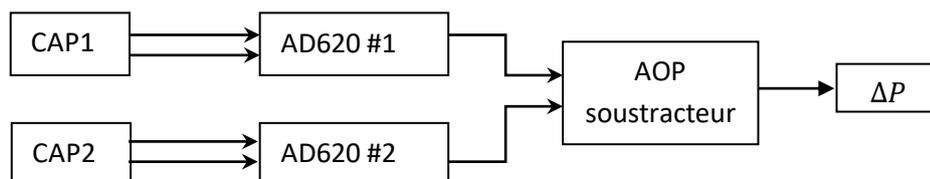


Figure II.5 : Schéma bloc de la partie mise en forme

II.3.2.1. Amplificateur d'instrumentation AD620 :

La tension différentielle produite par le capteur est très faible, alors un capteur différentiel puissant est recommandé. Dans notre projet l'amplificateur AD620 a été employé. La résistance R_G est utilisée pour déterminer le gain de l'amplificateur selon l'équation (12). Dans notre cas, et dans le but de ramener la tension de sortie à l'ordre de quelques volts un gain d'environ 800 a été choisi, dans ce but la résistance R_2 est fixée à 62 ohms ce qui donne un gain de 797 selon l'équation. Le schéma de l'amplificateur est illustré à la figure III.12 Le gain de ce dernier est fixé à 800 par une résistance de 62 Ω selon la formule ci-dessous :

$$R_2 = \frac{49.4k}{G - 1} \quad (12)$$

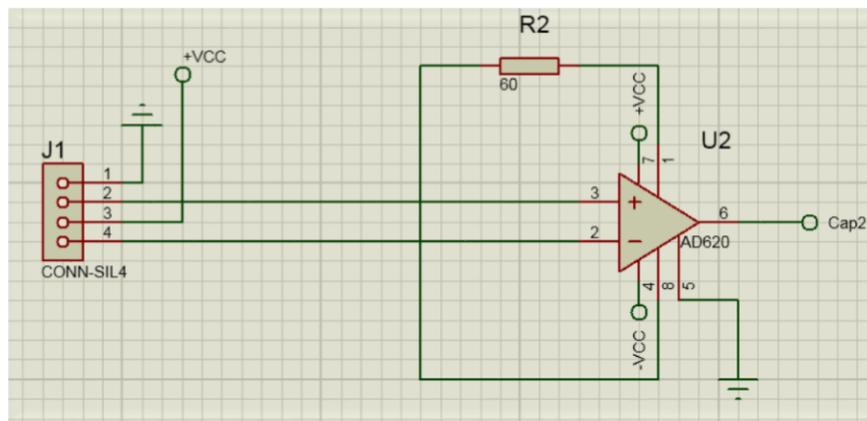


Figure II.6: le montage de l'amplificateur AD620

Cet amplificateur est un élément essentiel dans la partie de conditionnement d'une chaîne d'acquisition : il permet le traitement des signaux issus des capteurs de mesure. Il est généralement réalisé à partir d'un ou de plusieurs amplificateurs opérationnels (AOP), de telle manière qu'il améliore leurs caractéristiques intrinsèques : composante continue, dérive, bruit d'amplification, gain en boucle ouverte, taux de réjection du mode commun, impédance d'entrée.

II.3.3.2. Amplificateur soustracteur

Afin d'obtenir une différence de pression entre les deux capteurs, un amplificateur soustracteur a été employé. Le montage de ce dernier est donné par la figure ci-dessous.

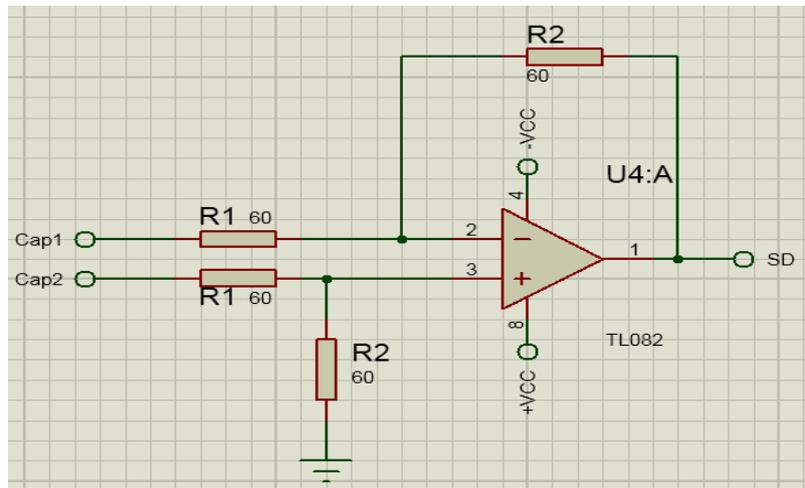


Figure II.7: le montage de l'amplificateur soustracteur

Le montage de cet ampli op et ses 4 résistances permettent de réaliser la soustraction de deux tensions. Il permet d'ajuster le gain total ou de donner une importance différente à chacune des deux tensions (des coefficients de pondération qu'on peut choisir). dans notre cas il est employé pour la différence de tension entre les deux sortie AD620, afin de d'obtenir la différence de pression entre les deux sections, puis conclure le débit respiratoire.

La formule de transfert de ce montage est donnée comme suit.

La tension V_+ est obtenue via un pont diviseur de tensions, la tension V_- par le théorème de Millman :

$$V_+ = V_2 \left(\frac{R_2}{R_2 + R_1} \right) \quad (13)$$

$$V_- = \frac{\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_S}{R_2}}{\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}} = \frac{\frac{V_1 R_2 + V_S R_1}{R_1 R_2}}{\frac{R_2 + R_1}{R_1 R_2}} = \frac{V_1 R_2 + V_S R_1}{R_1 + R_2} \quad (14)$$

$$\text{or } V_+ = V_- \Rightarrow \frac{V_2 R_2}{R_1 + R_2} = \frac{V_1 R_2 + V_S R_1}{R_1 + R_2} \quad (15)$$

$$\Rightarrow \frac{V_S R_1}{R_1 + R_2} = (V_2 - V_1) \frac{R_2}{R_1 + R_1} \quad (16)$$

$$\Rightarrow V_S = \frac{R_2}{R_1} (V_2 - V_1) \quad (17)$$

Si $R_2=R_1$, la tension de sortie V_S est égale à la différence V_2-V_1 , d'où la dénomination *amplificateur différentiel* de ce circuit. Il est tout à fait possible d'utiliser quatre résistances de valeurs différentes, car Cela compliquerait inutilement le montage.

II.3.3.3. Générateur de tension négative (-VCC)

Le circuit réalisé nécessite une alimentation symétrique pour fonctionner. Dans ce but, un circuit intergéré de type ICL 7660 est employé. Ce dernier effectue des conversions de tension d'alimentation de positif à négatif pour une plage d'entrée de + 1.5V à + 10.0V, ce qui donne des tensions de sortie complémentaires de -1.5V à -10.0V et l'ICL7660A effectue les mêmes conversions avec une plage d'entrée de + 1.5V à + 12,0 V entraînant des tensions de sortie complémentaires de -1,5 V à -12,0 V. Seuls 2 condensateurs externes non critiques sont nécessaires pour la pompe de charge et les fonctions du réservoir de charge. Les ICL7660 et ICL7660A peuvent également être connectés pour fonctionner comme doubler de tension et générer des tensions de sortie jusqu'à + 18.6V avec une entrée + 10V.

Ce composant est très important dans notre réalisation, il permet d'utiliser une seule batterie de 9v pour alimenter le circuit, ou directement la sortie 5v de la sortie Arduino. Le brochage de ce circuit est donné par la figure ci-dessous.

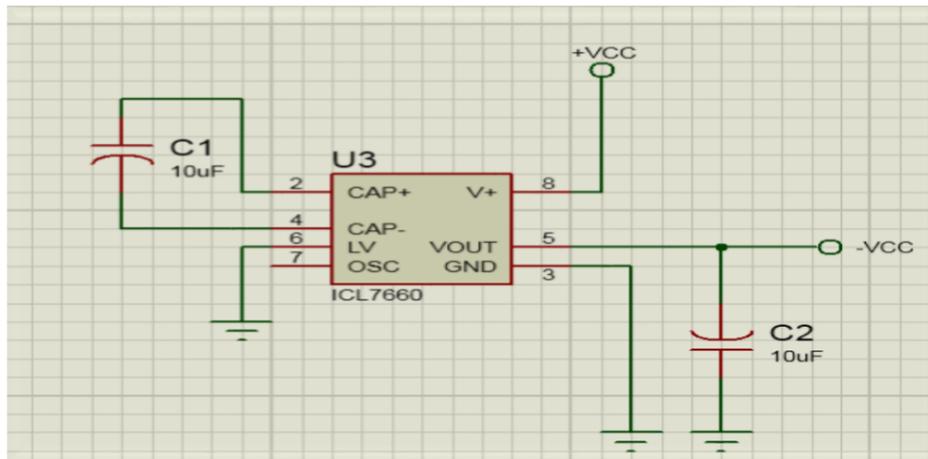
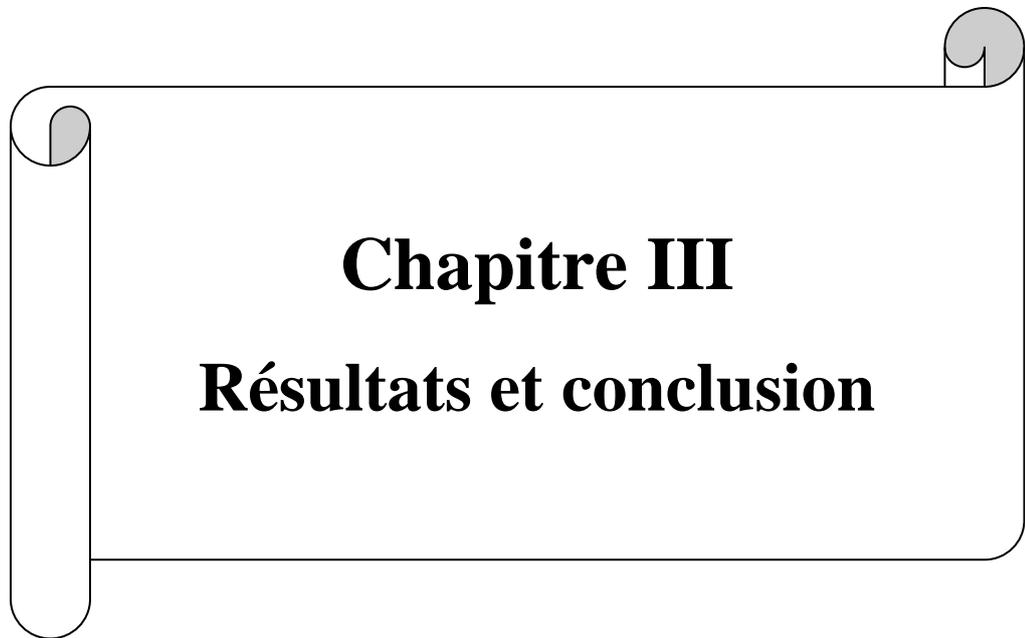


Figure II.8 : montage générateur tension négative $-VCC$

II.4. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons abordé l'étude pratique d'un spiromètre à tube de Venturi. Dans lequel nous avons présenté les différents blocs nécessaires pour atteindre la mesure de la différence de la pression qui peut être employé pour mesurer le débit respiratoire. Le chapitre suivant sera consacré à la présentation des résultats obtenus.



Chapitre III
Résultats et conclusion

Résultats et conclusion

Ce chapitre sera consacré à la présentation des différentes parties réalisées ainsi que quelques mesures effectuées.

III.1.INTRODUCTION

Dans le but d'avoir un circuit très pratique est simple a employé avec la technologie actuelle, le spiromètre développé a était réalisé sous forme d'un shield Arduino dans lequel la sortie de notre circuit sera placé directement dans une entrée analogique pour des traitements postérieurs. De même, il peut être alimenté directement avec la sortie 5v délivrée par l'Arduino. Stabilisé et protégé contre tout courant fort, cette source d'alimentation est très efficace pour alimenter les circuits intégré sans risque le les détérioré.

III.2. TUBE VENTURI EMPLOYE

Le tube venturi employé dans notre réalisation a été fabriqué par des objets simples disponibles dans notre laboratoire. Dans lequel, la différence entre deux diamètres a été respectée ainsi que l'inclinaison reliant les deux sections. Dans cette dernières, deux trous ont été percé permettant de placé les embouts adéquats pour le placement des tuyaux qui seront reliés aux capteurs de pression. Le tube réalisé est présenté dans la figure ci-dessous. Le diamètre des deux sections est donné respectivement par $D_1 = 1.84 \text{ cm}$ et $D_2 = 1.2 \text{ cm}$



Figure III.1 : Tube venturi fabriqué

III.3.CIRCUIT GLOBAL

Le schématique du circuit globale réalisé est présenté par la figure 3.2. Dans ce dernier on peut observer les différents blocs réalisés. Afin d'adapter notre circuit aux connecteurs de l'Arduino, particulièrement l'alimentation, la masse et l'entrée analogique, notre spiromètre a été réalisé sous forme d'un schield avec des mesures précises et des connecteurs similaire à celle employé dans les Arduinos et cela à travers le logiciel de simulation et de réalisation des circuits imprimés ISIS-PROTEUS.

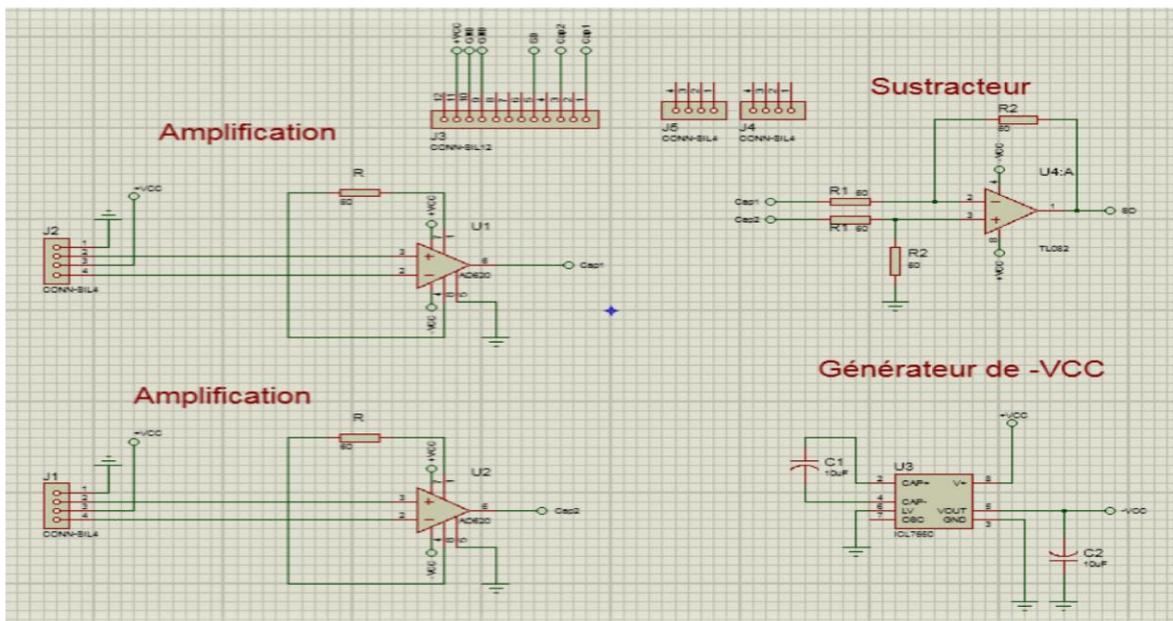


Figure III.2: schématique du circuit réalisé

Le circuit imprimé de notre spiromètre réalisé est affiché par la figure 3.3. Ce dernier est réalisé en double face en cause de l'espace réduit de notre carte.

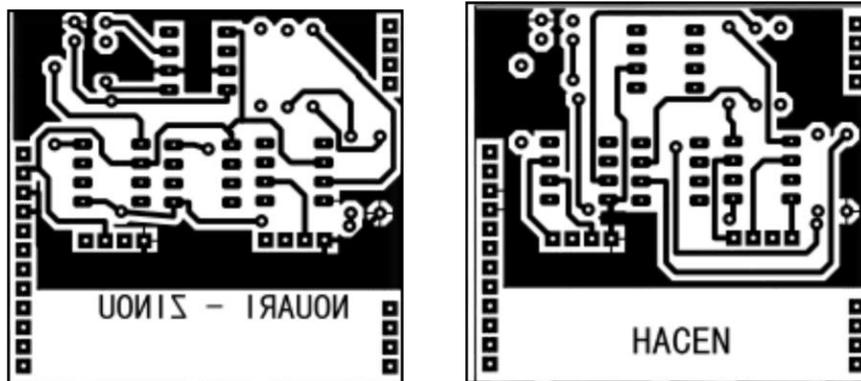


Figure III.3: Circuit imprimé du Schiel Spiromètre. A droite partie composant, a gauche partie soudage

Le Schiel Spiromètre final réalisé est présenté par la figure 3.4. On peut observer que le circuit est parfaitement placé sur l'Arduino



Figure III.4 : Circuit final réalisé

III.4.RESULTATS ET DISCUSSION

Avant d'effectuer des mesures de débit respiratoire, notre appareil a été calibré à l'aide d'un manomètre analogique qui a été connecté en parallèle avec le capteur de pression. On soufflant dans le tube, différents enregistrements ont été obtenus reliant la tension du capteur à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation avec la valeur réelle de la pression affichée sur le manomètre en mmHg. Ces différentes mesures nous ont permis d'obtenir

une courbe de calibration linéaire permettant de relier la tension du capteur a la pression exercée en mmHg. La courbe et l'équation de calibration sont affichées par la figure ci-dessous.

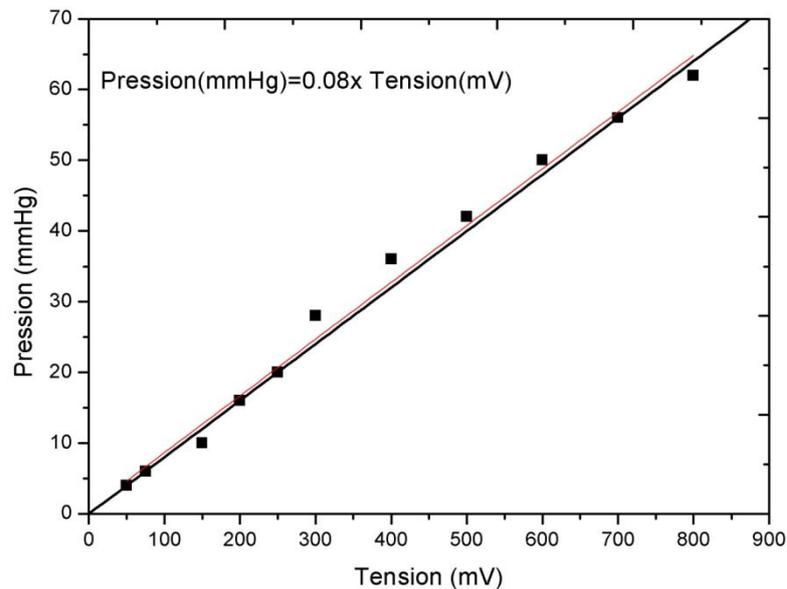
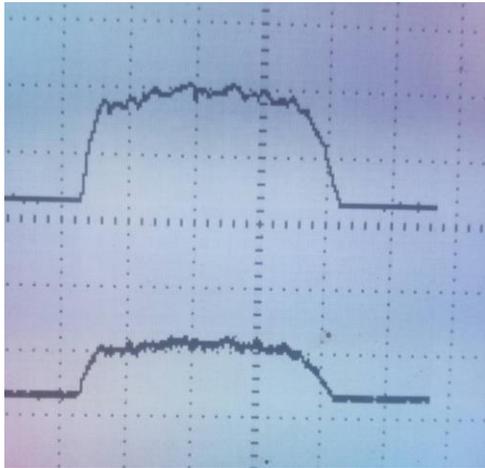


Figure III.5 : la courbe d'approximation

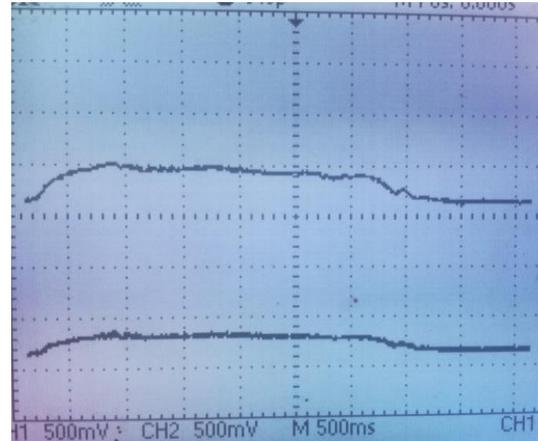
Une fois le circuit étudié est réalisé et testé, des enregistrements ont été réalisés sur plusieurs volontaires afin de vérifier l'efficacité de l'appareil dans la mesure du débit respiratoire. Dans notre test 6 sujets (3 filles et 3 garçons) sont portés volontaires. Les sujets ont été demandé de prendre un souffle maximal puis d'expirer tous l'air jusqu'au point de vider les poumons. La sortie des deux capteurs est connectée à un oscilloscope ou différents mesures peuvent être effectuées, particulièrement l'évolution de la pression dans les deux sections et la durée de l'expiration. Dans ce but, les deux entrées d'oscilloscope ont été mises sur le même calibre (500mV), afin d'apprécier parfaitement l'évolution de la pression dans les deux sections.

Les résultats obtenus sont présentés par la figure 3.6, dans cette dernière, on peut observer que dans tous les cas, la pression présente dans la grande section est plus grande que la pression présente dans la petite section.

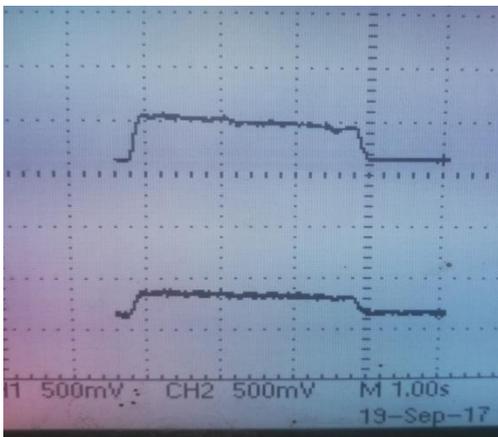
On peut observer aussi la grande différence entre le souffle des filles et des garçons.



Sujet 1



Sujet 2



Sujet 3

Figure III.6 : Les différents enregistrements obtenus

Le tableau ci-dessous résume les différents résultats trouvés. Dans lequel, les tensions maximales des capteurs sont données en millivolts avec leur équivalent en mmHg cela en employant la formule de calibration donnée par la figure 3.5. De plus, la durée de l'expiration est aussi mesurée.

Tableau III.1 : Résultats obtenus sur les différents sujets

	Sexe	Cap1 (mV)	Cap 2 (mV)	Pr1 (mmHg)	Pr2 (mmHg)	Diff de Pr (mmHg)	Durée (S)
Sujet 1	M	900	500	72	40	32	3.8
Sujet 2	F	400	250	32	20	12	3.3
Sujet 3	F	400	300	32	24	8	3.2

Afin de calculer de débit respiratoire il est nécessaire de convertir la pression de mmHg au Pascal en utilisant la formule suivante :

$$1 \text{ mmHg} = 133.322365 \text{ N/m}^2 \text{ avec } 1\text{Pa} = 1 \text{ N/m}^2$$

Le calcul du débit se fait par la formule 3.1

$$Debit = v_1 \times S_1 \quad (3.1)$$

$$Débit = S_1 \times \sqrt{\frac{2 \times (Pr_2 - Pr_1)}{\rho \times \left(1 - \left(\frac{r_1}{r_2}\right)^4\right)}} \quad (3.2)$$

$$r_1 = 0.75\text{cm} = 7.5 \times 10^{-3} \text{ m}$$

$$r_2 = 0.4\text{cm} = 4 \times 10^{-3} \text{ m}$$

$$S_1 = r_1^2 \times 3.14 = 176.62 \times 10^{-6} \text{ m}^2$$

La masse volumique ρ de l'air sec à 37°C est 1.146 Kg/m³, ce qui permet d'obtenir la formule finale de débit respiratoire dans notre système comme suit.

$$Débit(L/sec) = 176.62 \times 10^{-6} \sqrt{\frac{2 \times (Pr_2 - Pr_1)}{-13.018}} \quad (3.3)$$

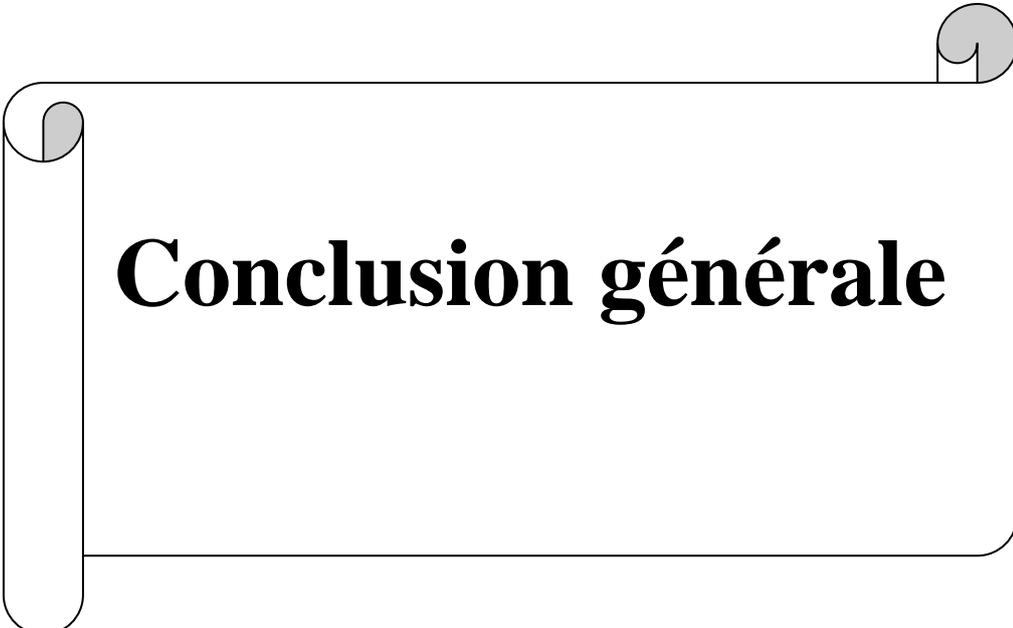
Le tableau ci-dessous résume les différents résultats trouvés. Dans lequel, on observe des valeurs très logiques obtenues pour différents sujets. En effet, les trois premiers sujets masculins présente un débit de $4.5 \text{ L}\cdot\text{sec}^{-1}$, cependant les trois cas féminins on observe un débit considérablement faible par rapport à celui des sujet masculins.

Tableau III.2 : Résultats du débit respiratoire obtenus sur les différents sujets

	Différence de pression (Pa)	Débit (L/sec)
Sujet 1	4266.304	4.521
Sujet 2	1599.864	2.769
Sujet 3	1066.576	2.260

III.5. CONCLUSION

Dans ce chapitre la réalisation de notre spiromètre a été présentée. Dans lequel le circuit a été réalisé sous forme d'in Schield Arduino pour plusieurs causes principalement l'alimentation stabilisé fournie par ce dernier ainsi que pour les traitements numériques postérieurs qui peuvent être effectués facilement sur ce module. Les résultats obtenus sont très satisfaisants ce qui nous permet d'ouvrir un grand champ de recherche dans ce contexte.



Conclusion générale

Conclusion général :

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 ce qui nous a donné l'occasion de confronter les différents problèmes liés aux techniques de la réalisation pratique des shield .

Ce travail s'inscrit dans le cadre d'une recherche technologique dédiée à la conception et à la réalisation d'un spiromètre pour la mesure du débit respiratoire. Son étalonnage et son intégration dans un plateau technique médical, en médecine du sport et du travail constituent les perspectives de ce travail.

Ce projet achevé laisse évidemment place à l'idée d'ajouter plusieurs améliorations car le temps alloué au développement du projet est limité.

Référence bibliographique :

- [1] BIO-5061-1 Guide d'apprentissage
- [2] Révisions des premiers secours en equipe.fr
- [3] (<https://www.ffessmpm.fr/>)
- [4] (guide pratiques de l infirmerie)
- [5] (ligue-cancer.net)
- [6] (ac-grenoble.fr)
- [7] (TORTORA &GRABOWSKI)
- [8]. (FICHE THÉORIQUE N° 17Le système respiratoire)
- [9] (Feuille d'information spirométrie septembre 2010)
- [10] (Fiche technique WIKA FL 10.04 · 06/2013)

Annexe 01 :



Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)

Higher Performance than Three Op Amp IA Designs Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging

Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50 μ V max. Input Offset Voltage

0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max. Input Offset Drift

1.0 nA max. Input Bias Current

100 dB min Common-Mode Rejection Ratio ($G = 10$)

LOW NOISE

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$, @ 1 kHz, Input Voltage Noise

0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth ($G = 100$)

15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS

Weigh Scales

ECG and Medical Instrumentation

Transducer Interface

Data Acquisition Systems

Industrial Process Controls

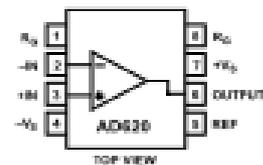
Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), CerDip (Q)
and SOIC (R) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

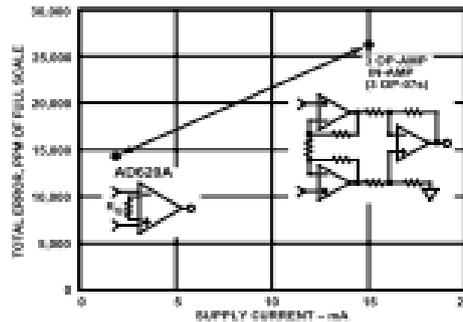


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

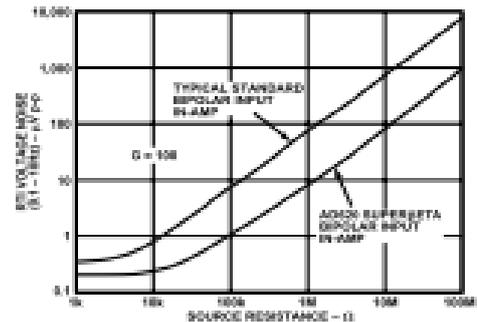


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-8700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>
Fax: 781/329-8703 © Analog Devices, Inc., 1999

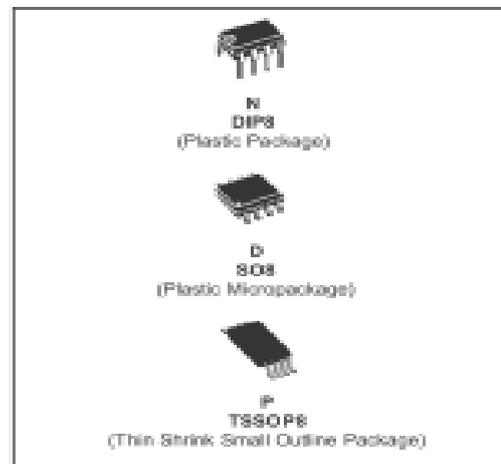
Annexe 02 :



TL082
TL082A - TL082B

GENERAL PURPOSE J-FET DUAL 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/ μ s (typ)

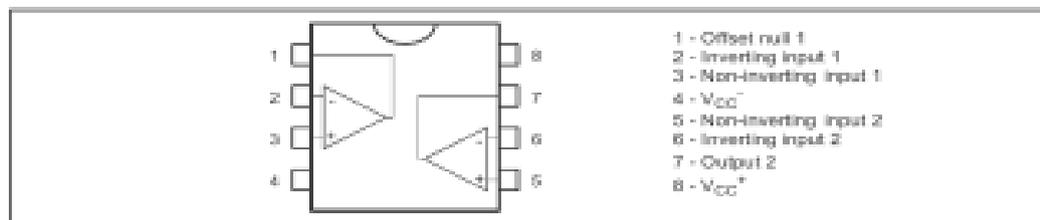


DESCRIPTION

The TL082, TL082A and TL082B are high speed J-FET input dual 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 current, and low offset voltage temperature coefficient.

PIN CONNECTIONS (top view)



ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
TL082MAM/6M	-55°C, +125°C	*	*	*
TL082UAI/BI	-90°C, +105°C	*	*	*
TL082CAC/BC	0°C, +70°C	*	*	*

Example : TL082CD, TL082IN

N = Quad In Line Package (DIP)
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (OT)
P = Thin Shrink Small Outline Package (TSSOP) - only available in Tape & Reel (PT)

Annexe 03 :



ICL7660S, ICL7660A

Data Sheet

January 23, 2013

FN1179.7

Super Voltage Converters

The ICL7660S and ICL7660A Super Voltage Converters are monolithic CMOS voltage conversion ICs that guarantee significant performance advantages over other similar devices. They are direct replacements for the industry standard ICL7660 offering an extended operating supply voltage range up to 12V, with lower supply current. A Frequency Boost pin has been incorporated to enable the user to achieve lower output impedance despite using smaller capacitors. All improvements are highlighted in the "Electrical Specifications" section on page 3. Critical parameters are guaranteed over the entire commercial and industrial temperature ranges.

The ICL7660S and ICL7660A perform supply voltage conversions from positive to negative for an input range of 1.5V to 12V, resulting in complementary output voltages of -1.5V to -12V. Only two non-critical external capacitors are needed, for the charge pump and charge reservoir functions. The ICL7660S and ICL7660A can be connected to function as a voltage doubler and will generate up to 22.5V with a 12V input. They can also be used as a voltage multipliers or voltage dividers.

Each chip contains a series DC power supply regulator, RC oscillator, voltage level translator, and four output power MOS switches. The oscillator, when unloaded, oscillates at a nominal frequency of 10kHz for an input supply voltage of 5.0V. This frequency can be lowered by the addition of an external capacitor to the "OSC" terminal, or the oscillator may be over-driven by an external clock.

The "LV" terminal may be tied to GND to bypass the internal series regulator and improve low voltage (LV) operation. At medium to high voltages (3.0V to 12V), the LV pin is left floating to prevent device latchup.

In some applications, an external Schottky diode from V_{OUT} to CAP- is needed to guarantee latchup free operation (see Dirs and Dirts section on page 8).

Features

- Guaranteed Lower Max Supply Current for All Temperature Ranges
- Wide Operating Voltage Range: 1.5V to 12V
- 100% Tested at 2V
- Boost Pin (Pin 1) for Higher Switching Frequency
- Guaranteed Minimum Power Efficiency of 95%
- Improved Minimum Open Circuit Voltage Conversion Efficiency of 90%
- Improved OVR Latchup Protection
- Simple Conversion of +5V Logic Supply to +5V Supplies
- Simple Voltage Multiplication $V_{OUT} = (-)nV_{IN}$
- Easy to Use, Requires Only Two External Non-Critical Passive Components
- Improved Direct Replacement for Industry Standard ICL7660 and Other Second Source Devices
- Pb-Free Available (PbMS Compliant)

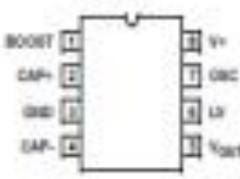
Applications

- Simple Conversion of +5V to ±5V Supplies
- Voltage Multiplication $V_{OUT} = +nV_{IN}$
- Negative Supplies for Data Acquisition Systems and Instrumentation
- RS232 Power Supplies
- Supply Splitter $V_{OUT} = +V_{IN}$

ICL7660S

(8 LD PDIP, 80K)

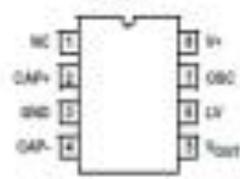
TOP VIEW



ICL7660A

(8 LD PDIP, 80K)

TOP VIEW



Annexe 04 :

MOTOROLA SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA

Order this document
by MPX2200D



200 kPa On-Chip Temperature Compensated & Calibrated Pressure Sensors

The MPX2200 and MPX2201 series device is a silicon piezoresistive pressure sensor providing a highly accurate and linear voltage output — directly proportional to the applied pressure. The sensor is a single monolithic silicon diaphragm with the strain gauge and a thin-film resistor network integrated on-chip. The chip is laser trimmed for precise span and offset calibration and temperature compensation. They are designed for use in applications such as pump/motor controllers, robotics, level indicators, medical diagnostics, pressure switching, barometers, altimeters, etc.

Features

- Temperature Compensated Over 0°C to +85°C
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- $\pm 0.25\%$ Linearity (MPX2200D)
- Easy to Use Chip Carrier Package
- Available in Absolute, Differential and Gauge Configurations

Application Examples

- Pump/Motor Controllers
- Robotics
- Level Indicators
- Medical Diagnostics
- Pressure Switching
- Barometers
- Altimeters

Figure 1 illustrates a block diagram of the internal circuitry on the stand-alone pressure sensor chip.

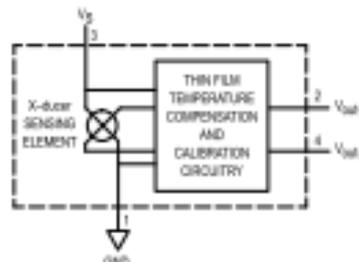


Figure 1. Temperature Compensated Pressure Sensor Schematic

VOLTAGE OUTPUT versus APPLIED DIFFERENTIAL PRESSURE

The differential voltage output of the X-ducer is directly proportional to the differential pressure applied.

The absolute sensor has a built-in reference vacuum. The output voltage will decrease as vacuum, relative to ambient, is drawn on the pressure (P1) side.

The output voltage of the differential or gauge sensor increases with increasing pressure applied to the pressure (P1) side relative to the vacuum (P2) side. Similarly, output voltage increases as increasing vacuum is applied to the vacuum (P2) side relative to the pressure (P1) side.

Preferred devices are Motorola recommended choices for future use and best overall value.

Sensicon and X-ducer are trademarks of Motorola, Inc.

REV 7

MPX2200 MPX2201 SERIES

Motorola Preferred Device

0 to 200 kPa (0 to 29 psi)
40 mV FULL SCALE SPAN
(TYPICAL)



BASIC CHIP
CARRIER ELEMENT
CASE 344-15, STYLE 1



DIFFERENTIAL
PORT OPTION
CASE 344C-01, STYLE 1

NOTE: Pin 1 is the notched pin.

PIN NUMBER			
1	Gnd	3	V _G
2	+V _{out}	4	-V _{out}