

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen

Département de Génie Biomédical

Mémoire de Projet de Fin d'Etudes

En vue de l'obtention du diplôme de **Master** en **Génie Biomédical**

Option : **Instrumentation Biomédicale**

Présenté par :

FEKIR SABIHA

Thème

Réalisation d'une plateforme didactique pour l'étude de la spirométrie

Soutenu publiquement, le 19 septembre 2019 devant le jury composé de :

M. Lotfi. HAMZA CHERIF – MCA	Président	Univ. Tlemcen
M. Fethi. BEREKSI REGUIG – Prof	Encadreur	Univ. Tlemcen
M. Sid Ahmed. TAOULI – MCB	Examineur	Univ. Tlemcen

Année universitaire 2018 – 2019

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

Remerciements

Je remercie Dieu de m'avoir aidé à terminer ce modeste travail.

Je tiens à remercier M. BEREKSI REGUIG Fethi d'avoir accepté de diriger ce projet, ainsi que pour son entière disponibilité et ses précieux conseils durant toute la période de l'élaboration de ce travail.

Je remercie M. HAMZA CHERIF Lotfi de m'avoir honoré en acceptant de présider le jury de soutenance de ce PFE.

Je remercie également M. TAOULI Sidi Mohammed d'avoir accepté d'examiner le contenu scientifique de notre travail.

Aussi mes remerciements vont à M. HAMMOUDI Youcef et M. GRERIFA Youssef pour leur aide et leur disponibilité durant toute la période de travail.

Que toute personne ayant contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail trouve ici toute notre gratitude.

FEKIR Sabiha

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail

A mes chers parents, pour tous leurs sacrifices, leur amour, leur tendresse, leur soutien et leurs prières tout au long de mes études ;

A mes chers frères, pour leur appui et leur encouragement ;

A mes chères sœurs, pour leurs encouragements permanents, et leur soutien moral ;

A tous mes amies lesquelles j'ai partagé les meilleurs moments de ma vie ;

A toute ma famille pour leur soutien tout au long de mon parcours universitaire ;

Merci d'être toujours là pour moi.

FEKIR Sabiha

Sommaire

INTRODUCTION GENERALE.....	1
I. CHAPITRE I: L'APPAREIL RESPIRATOIRE ET LES EXPLORATIONS FONCTIONNELLES RESPIRATOIRE	4
I.1 Introduction :.....	5
I.2 Anatomie de l'appareil respiratoire :.....	5
I.2.1 Les poumons :.....	5
I.2.2 La plèvre :.....	5
I.2.3 Le diaphragme :.....	5
I.2.4 Les voies aériennes :.....	5
I.2.5 Le nez et la bouche :.....	6
I.2.6 Le pharynx :.....	6
I.2.7 Le larynx :.....	6
I.2.8 La trachée :.....	6
I.2.9 Les bronches :.....	6
I.2.10 Les lobes pulmonaires :.....	7
I.2.10.1 Les bronchioles :.....	7
I.2.10.2 Les alvéoles :.....	7
I.2.10.3 Les parois alvéolaires :.....	7
I.3 Les muscles respiratoires :.....	8
I.3.1 Les muscles inspiratoires :.....	8
I.3.1.1 Le diaphragme :.....	8
I.3.1.2 Les muscles intercostaux externes :.....	8
I.3.2 Les muscles expiratoires :.....	8
I.3.2.1 Les muscles de l'abdomen :.....	8
I.3.2.2 Les muscles intercostaux internes :.....	8
I.3.3 Les muscles scalènes :.....	8
I.4 La physiologie du système respiratoire :.....	9
I.4.1 Les mouvements respiratoires :.....	9
I.4.2 L'inspiration et l'expiration :.....	9
I.4.2.1 Lors d'une inspiration :.....	9
I.4.2.2 Lors d'une expiration :.....	10
I.5 Les échanges gazeux :.....	10
I.5.1 La diffusion du dioxygène :.....	11

I.5.2	La diffusion du dioxyde de carbone :.....	11
I.6	Les mécanismes respiratoires :.....	11
I.6.1	La ventilation pulmonaire :.....	11
I.6.2	La distribution :.....	12
I.6.3	La diffusion alvéolo–capillaire :.....	12
I.7	Volumes et capacités pulmonaires :.....	12
I.7.1	Les volumes pulmonaires :.....	12
I.7.1.1	Le volume courant ou le volume tidal (VT) :.....	12
I.7.1.2	Le volume de réserve inspiratoire (VRI) :.....	13
I.7.1.3	Le volume de réserve expiratoire (VRE) :.....	13
I.7.1.4	Le volume résiduel (VR) :.....	13
I.7.2	Les capacités pulmonaires :.....	13
I.7.2.1	La capacité inspiratoire (CI) :.....	13
I.7.2.2	La capacité vitale (CV) :.....	13
I.7.2.3	La capacité pulmonaire totale (CPT) :.....	13
I.7.2.4	La capacité résiduelle fonctionnelle (CRV) :.....	13
I.7.2.5	La compliance pulmonaire :.....	14
I.8	L’espace mort :.....	14
I.8.1	L’espace mort anatomique :.....	14
I.8.2	L’espace mort alvéolaire :.....	14
I.8.3	L’espace mort physiologique :.....	15
I.9	Les techniques d’exploration fonctionnelle respiratoire :.....	15
I.9.1	La vanne rotative :.....	15
I.9.2	Les ultrasons :.....	15
I.9.3	La convection thermique :.....	16
I.9.4	Le rinçage d’azote pour la mesure de la CRF :.....	17
I.9.5	La dilution de l’hélium :.....	17
I.9.6	La spirométrie :.....	18
I.9.6.1	Spiromètre à cloche :.....	18
I.9.7	Spiromètre à pression différentielle :.....	19
I.9.7.1	Le pneumotachographe de Fleisch :.....	19
I.9.7.2	Le pneumotachographe de Lilly :.....	20
I.9.8	La pléthysmographie respiratoire :.....	20
I.9.8.1	La pléthysmographie thoracique :.....	20
I.9.8.2	La pléthysmographie corporelle :.....	21
I.10	Conclusion :.....	22

II. CHAPITRE II : ETUDE ET REALISATION DE LA PLATEFORME DE MESURE DU DEBIT ET VOLUME RESPIRATOIRE 23

II.1	Introduction :	24
II.2	Le capteur:	25
II.2.1	Application de la loi de Poiseuille :	25
II.2.2	Description du boîtier réalisé :	25
II.2.3	Le capteur de pression :	26
II.2.3.1	Description des capteurs au silicium :	27
II.3	Mise en forme du signal détecté :	29
II.3.1	La pré-amplification :	29
II.3.2	L'étage de filtrage :	30
II.3.3	L'étage de l'amplification :	32
II.3.4	Circuit d'intégration :	33
II.4	Acquisition du signal :	33
II.4.1	Description Hardware de la carte ARDUINO :	34
II.4.1.1	Les entrées & sorties :	34
II.4.1.2	Les ports de communications :	34
II.4.1.3	La mémoire de la carte :	35
II.4.1.4	Les caractéristiques de la carte :	35
II.5	Le circuit d'offset :	35
II.6	Circuit d'alimentation :	36
II.7	Description du Software d'acquisition de signal :	37
II.7.1	Numérisation du signal :	37
II.7.2	Description du programme de digitalisation du signal :	38
II.7.3	Visualisation et traitement du signal :	39
II.7.3.1	Les fenêtres du logiciel :	39
II.7.3.2	Domaines d'application de LabVIEW :	42
II.7.4	L'interface graphique :	42
II.7.5	Description de l'interface graphique développée sous LabVIEW :	42
II.7.6	Description du diagramme :	44
II.8	Conclusion :	44

III. CHAPITRE III: MESURES SUR LA PLATEFORME ET CONCLUSION GENERALE 45

III.1	Introduction :	46
III.2	Représentation des signaux au niveau de chaque point :	48

III.2.1	Au niveau de la sortie du préamplificateur :.....	48
III.2.2	Au niveau de la sortie du filtre :.....	49
III.2.3	Au niveau de la sortie de l'amplificateur :.....	51
III.2.4	Au niveau de la sortie de l'intégrateur :.....	52
III.2.5	Au niveau de la sortie du circuit d'offset:.....	53
III.3	Débit respiratoire au repos et à l'effort :.....	55
III.3.1	Mesures au niveau de la sortie analogique de la plateforme :.....	55
III.3.2	Mesures après acquisition et numérisation du signal analogique :.....	57
III.3.3	Mesures et affichage des résultats sur l'interface graphique de la plateforme :.....	58
III.4	Etude de l'influence de la position des points de mesures de la différence de pression :...	60
III.5	Etude de l'influence de la longueur du flexible :.....	61
III.5.1	Les tests effectués:.....	63
III.6	Conclusion :.....	65
III.7	Proposition de manipulation pratique de travaux pratiques :.....	66
III.7.1	But du TP :.....	66
III.7.2	Description de la technique d'EFR par la spirométrie :.....	66
III.7.3	Description de la plateforme de mesure :.....	67
III.7.3.1	Description du schéma bloc :.....	67
III.7.4	Matériels utilisés :.....	68
III.7.5	Manipulation et mesures :.....	68
III.7.6	Questions :.....	69
CONCLUSION GENERALE.....		65
BIBLIOGRAPHIE.....		67
ANNEXES.....		71

Listes des figures

Chapitre I

Figure I. 1: L'appareil respiratoire [12]	6
Figure I. 2: Schéma des alvéoles pulmonaires [14].....	7
Figure I. 3: Les muscles respiratoires [17]	9
Figure I. 4: Les mouvements des muscles respiratoires [17].....	10
Figure I. 5: Le déplacement des gaz respiratoires entre les alvéoles et les capillaires. [20]	11
Figure I. 6: volumes et capacités pulmonaires. [23].....	14
Figure I. 7: La vanne rotative. [25].....	15
Figure I. 8: Principe de fonctionnement d'un fluxmètre à ultrasons. [26]	16
Figure I. 9: Le débitmètre à fil chaud. [5]	17
Figure I. 10: Mesure de la CRF par la technique du rinçage d'azote. [27].....	17
Figure I. 11: La méthode de dilution d'hélium. [3]	18
Figure I. 12: Le spiromètre à cloche. [27].....	19
Figure I. 13: Le pneumotachographe de Fleisch. [29]	20
Figure I. 14: Le pneumotachomètre de Lilly [24]	20
Figure I. 15: La pléthysmographie à inductance variable [31]	21
Figure I. 16: La pléthysmographie corporelle [32].....	22

Chapitre II

Figure II. 1: Schéma bloc proposé du dispositif de mesure du débit et volume respiratoire.	24
Figure II. 2: La loi de Poiseuille. [21]	25
Figure II. 3: Le boîtier réalisé	26
Figure II. 4: Capteur de pression différentielle MPX2010DP.	26
Figure II. 5: Capteur de pression au silicium sur un substrat céramique. [35]	27
Figure II. 6: Cellule de mesure de pression différentielle en silicium. [35]	28
Figure II. 7: Circuit de commande d'un capteur de pression piézo-résistif. [35]	28
Figure II. 8: Schéma simplifié de l'INA126.....	29
Figure II. 9: Le signal de sortie de la pré-amplification	30
Figure II. 10: Montage du filtre passe-bas de Sallen et Key.....	30
Figure II. 11: La réponse fréquentielle du filtre passe-bas utilisé	31
Figure II. 12: Schéma électrique du circuit d'amplification	32
Figure II. 13: Le signal de sortie de l'étage d'amplification.....	32
Figure II. 14: Schéma électrique du circuit intégrateur.....	33
Figure II. 15: Les composants de la carte ARDUINO UNO [36]	34
Figure II. 16: Schéma électrique du circuit d'offset.....	36
Figure II. 17: Circuit d'alimentation de la maquette	37
Figure II. 18: Environnement de développement d'Arduino [21]	38
Figure II. 19: Programme de numérisation du signal	39
Figure II. 20: Un panneau avant vide.....	40
Figure II. 21: Le menu commandes et indicateurs du LabVIEW.....	41
Figure II. 22: Un bloc de diagramme vide.....	41
Figure II. 23: Les caractères communs entre les deux fenêtres [40]	41
Figure II. 24: Domaines d'application de LabVIEW [41].....	42
Figure II. 25: Interface développée sous le logiciel LabVIEW	43

Figure II. 26: Diagramme de l'interface graphique développée sous LabVIEW.....	44
--	----

Chapitre III

Figure III. 1: Schéma électrique de la plateforme réalisée	47
Figure III. 2: Signal du débit respiratoire d'un sujet de 25ans.....	48
Figure III. 3: Signal du débit respiratoire d'un sujet de 23 ans.....	48
Figure III. 4: Signal du débit respiratoire d'un sujet de 24 ans.....	49
Figure III. 5: Signal de sortie du filtre d'un sujet de 23 ans	50
Figure III. 6: signal de sortie du filtre d'un sujet de 24 ans.....	50
Figure III. 7: Signal du débit respiratoire amplifié d'un sujet de 23 ans.....	51
Figure III. 8: Signal du débit respiratoire amplifié d'un sujet de 24 ans.....	51
Figure III. 9: Signal du débit et signal du volume respiratoire d'un sujet de 24 ans	52
Figure III. 10: Signal du débit et signal de volume respiratoire d'un sujet de 23 ans.	52
Figure III. 11: Signal de la CVL d'un sujet masculin de 23 ans	53
Figure III. 12: Signal de la CVL d'un sujet masculin de 24 ans	53
Figure III. 13: Signal de la CVL d'un sujet masculin de 24 ans	54
Figure III. 14: Signal de la CVL d'un sujet féminin de 22 ans.....	54
Figure III. 15: Signal de la CVL d'un sujet féminin de 23 ans.....	55
Figure III. 16:Signal du débit respiratoire d'un sujet normal (au repos) recueilli à la sortie de la plateforme avant son acquisition.....	56
Figure III. 17: Signal du débit respiratoire d'un sujet sain (après effort) à la sortie de la plateforme avant son acquisition.....	56
Figure III. 18: Signal du débit respiratoire sur le traceur série de l'Arduino (affichage sur PC)	57
Figure III. 19: Signal du débit respiratoire (après un effort) visualisé sur le traceur série de l'Arduino (affichage sur PC).....	58
Figure III. 20: Signal et mesures du volume respiratoire d'un sujet de 6ans	59
Figure III. 21: Signal et mesures du volume respiratoire d'un sujet de 9ans.....	59
Figure III. 22: Signal et mesures du volume respiratoire d'un sujet de 14 ans	59
Figure III. 23: Boitier du capteur avec les différentes sorties (P1, P2, P3 et P4) de mesure de la pression	60
Figure III. 24: Signal du débit respiratoire entre P1 et P2.....	60
Figure III. 25: Signal du débit respiratoire entre P1 et P3.....	61
Figure III. 26:Signal du débit respiratoire entre P1 et P4.....	61
Figure III. 27: Signal enregistré avec un flexible de 30cm	62
Figure III. 28: Signal enregistré avec un flexible de 78cm	62
Figure III. 29: Résultats du premier test.....	63
Figure III. 30: Résultats du deuxième test.....	64
Figure III. 31: Résultat du troisième test d'un sujet sportif	64
Figure III. 32: Loi de Poiseuille	66
Figure III. 33: Schéma bloc de la plateforme permettant l'étude de la spirométrie	67
Figure III. 34:Schéma électrique de la plateforme permettant l'étude de l'EFR par spirométrie	68

INTRODUCTION GENERALE

Introduction générale :

Les maladies de l'appareil respiratoire touchent souvent les voies aériennes (voies nasales, bronches et poumons) ; et se répartissent en deux groupes soit des infections aiguës comme la pneumonie et la bronchite, soit des affections chroniques telles que l'asthme et la BPCO.

Selon des estimations de l'organisation mondiale de la santé (OMS), les maladies respiratoires aiguës (MRA) sont les principales causes de morbidité dans le monde ; près de quatre millions de personnes meurent chaque année de ces affections, 98% de ces décès sont dues à des infections des voies respiratoires inférieures. Le taux de mortalités est particulièrement élevé dans les pays à revenu faible ou moyen chez les nourrissons, les enfants et les personnes âgées. De même ces maladies sont considérées parmi les causes les plus fréquentes d'admission dans les établissements de soins, et notamment dans les services de pédiatrie.

Les maladies respiratoires chroniques sont des troubles hétérogènes qui affectent les voies respiratoires et les autres structures pulmonaires. Elles englobent communément la bronchite chronique, l'emphysème, l'asthme, la maladie pulmonaire obstructive chronique (MPOC) et l'obstruction chronique des voies aériennes non classée. On y inclut également le cancer du poumon, la tuberculose, la fibrose kystique, le syndrome de détresse respiratoire et l'apnée du sommeil.

Actuellement, et selon les données de GBD (Global Burden of Diseases), établi par l'OMS et l'IHME (Institute for Health Metrics and Evaluation) de Washington, 175 millions de personnes ont une broncho-pneumopathie chronique obstructive (BPCO) ce qui présente 2.48% de la population mondiale.

Pour le cas de l'asthme, 360 millions de personnes sont asthmatiques environ 5% de la population mondiale ; cette maladie est responsable des milliers de décès chaque année. Tandis que des dizaines de millions d'autres souffrent d'autres maladies.

Une bonne prise en charge de ces pathologies débute par les explorations fonctionnelles respiratoires (EFR) ; parmi les techniques les plus utilisées :

La convection thermique : Le patient souffle dans un embout (tube) respiratoire où se trouve le capteur thermique, sachant que ce dernier doit être préchauffé à une température supérieure à celle du corps humain ($>37\text{ }^{\circ}\text{C}$). La variation de la température est proportionnelle au débit respiratoire. [1]

Le rinçage d'azote : Le patient est relié à un circuit ouvert où le gaz inspiré n'est plus l'air ambiant mais de l'oxygène pur. La quantité d'azote initialement est de 79%. Au cours d'examen un volume d'azote est expiré sans être inhalé et un analyseur d'azote est placé dans le masque pour enregistrer le contenu décroissant de N_2 jusqu'à une valeur inférieure à 1.5%. De même pour la technique de dilution d'hélium où le patient respire de l'air contenant une fraction connue d'hélium.

La pléthysmographie thoracique : La pléthysmographie par inductance est basée sur une mesure électromagnétique des variations de surface d'une section et fait appel aux propriétés des courants induits par un champ magnétique. Les capteurs de la pléthysmographie sont deux spires d'inductance munies chacune d'un oscillateur. [2]

La pléthysmographie corporelle : le patient porte un masque et assis dans une cabine à air étanche couplée à un circuit spirométrique qui comprend une valve, il respire d'abord normalement puis on déclenche une occlusion de la valve et le patient ne reçoit plus de l'air pendant quelques secondes, il va procéder à une manœuvre de halètement et les variations du volume thoracique sont proportionnelles aux variations de pression de sens opposés dans la cabine étanche. [3]

Les ultrasons : dans ce type de débitmètre on dispose d'un tube respiratoire qui comporte deux capteurs ultrasonores (un pour l'émission et l'autre pour la réception), la détection des ondes réfléchies permet d'arriver à la mesure du débit respiratoire. [4]

La vanne rotative: Le principe de conversion du débit d'air en tension est d'utiliser un rotor qui réagit au flux d'air et de mesurer le débit d'air par le nombre de révolution du rotor. Les révolutions sont détectées optiquement. [5]

La spirométrie : elle consiste en un circuit d'air relié à des analyseurs du souffle qui sont différents selon les constructeurs. Le patient respire à travers un embout buccal et ses voies nasales sont toujours bloquées par un pince-nez. Le spiromètre utilise un capteur de pression différentielle pour calculer le débit et le volume d'air insufflée par le tube pendant une période donnée. [3] C'est à cette technique qu'on s'intéresse dans ce travail.

En fait, l'objectif de ce travail est l'étude et la réalisation d'une plateforme didactique permettant les mesures de volume et débit respiratoires par la spirométrie. Le principe utilisé dans la conception du capteur est celui de la pneumotachographie de Lilly. Ce principe repose sur le fait que si un flux d'air se propage de manière laminaire à travers une zone de forme et distance déterminée la différence de pression entre deux points espacés dans cette zone est proportionnelle au débit d'air. Cette différence de pression est transformée en signal électrique à travers un capteur de pression. Ce signal électrique est alors mis en forme à travers des circuits électroniques, puis digitalisé et transmis à travers une carte d'acquisition vers un PC pour un traitement numérique et affichage des mesures de débits et volume.

Pour décrire notre réalisation on présente un mémoire après cette introduction générale réparti en trois chapitres. Dans le premier chapitre un rappel sur l'anatomie et la physiologie du système respiratoire est d'abord présenté suivi par une description succincte de certaines techniques d'explorations fonctionnelles respiratoires couramment utilisées pour le diagnostic et le suivi des pathologies respiratoires. Le deuxième chapitre s'intéresse à la description et l'étude des différents circuits proposés pour la réalisation de la plateforme partant du capteur, de son circuit de conditionnement et mise en forme du signal décrivant le débit respiratoire passant par sa numérisation et son acquisition par le PC à travers la carte d'acquisition. La description du logiciel d'acquisition ainsi que l'interface graphique sont aussi décrits dans ce chapitre. Dans le troisième chapitre les résultats et mesures faites sur la plateforme réalisée sont d'abord présentés et discutés suivis de la description d'une manipulation de travaux pratiques sur la spirométrie exploitant la plateforme réalisée pour terminer avec une conclusion générale et des perspectives.

CHAPITRE I:

**L'APPAREIL
RESPIRATOIRE ET
LES
EXPLORATIONS
FONCTIONNELLES
RESPIRATOIRE**

I.1 Introduction :

Toutes les cellules nécessitent un approvisionnement continu en oxygène O_2 et rejettent continuellement du CO_2 . La respiration associe deux fonctions : la ventilation et l'échange des gaz O_2 et CO_2 entre l'air et le sang. Au niveau macroscopique la respiration correspond à la ventilation pulmonaire, et au niveau cellulaire, elle correspond au processus par lequel les cellules utilisent de l' O_2 , produisent du CO_2 et convertissent l'énergie produite en composés assimilables. Selon l'âge, le sexe ou la situation, on distingue deux manières pour respirer : la respiration thoracique qui est en relation avec les émotions, elle est caractérisée par le gonflement de la cage thoracique, et la respiration abdominale ou diaphragmatique qui est caractérisée par l'abaissement du diaphragme, la détente des muscles abdominaux et le gonflement du ventre, on la voit souvent chez le bébé, le jeune enfant ainsi que le dormeur. [6] [7]

La connaissance de l'état de la fonction ventilatoire permet de comprendre les raisons d'une anomalie des échanges gazeux et d'envisager la prévention d'une dégradation éventuelle. Ceci peut être réalisé à travers les explorations fonctionnelles respiratoires. Celles-ci ont pour but de mesurer les débits bronchiques et les volumes pulmonaires, ainsi que la qualité des échanges gazeux.

I.2 Anatomie de l'appareil respiratoire :

Le système respiratoire (voir figure N°1 ci-dessous) est composé d'une série d'organes chargés d'absorber l'oxygène qui sert de carburant à l'organisme et d'expulser le dioxyde de carbone qui est toxique pour l'organisme. Les organes primaires du système respiratoire sont les poumons qui effectuent ces échanges gazeux.

I.2.1 Les poumons :

Les poumons sont des masses spongieuses entourées par la plèvre et contenues dans une cage osseuse fermée par le diaphragme dans sa partie inférieure. Ils occupent la majeure partie de la cage thoracique qui est formée de 12 paires de côtes partant de la colonne vertébrale ; les 10 paires supérieures sont soudées au sternum. Les poumons contiennent les bronches, les bronchioles et les alvéoles. [8]

I.2.2 La plèvre :

La plèvre est une membrane mince composée de deux feuillets dont l'un tapisse la paroi intérieure du thorax et l'autre enveloppe les poumons. Entre ces deux feuillets circule une petite quantité de liquide séreux qui permet aux poumons de glisser sans s'irriter à l'intérieur de la cage thoracique.

I.2.3 Le diaphragme :

Le diaphragme est un muscle en forme de dôme situé sous les poumons, il contrôle la ventilation pulmonaire et sépare la cavité thoracique de la cavité abdominale.

I.2.4 Les voies aériennes :

Les voies aériennes sont des conduits qui permettent le passage de l'air entre l'extérieur du corps et les poumons, depuis le nez et la bouche jusqu'aux alvéoles pulmonaires au cours de la ventilation. [9]

I.2.5 Le nez et la bouche :

Lorsque nous respirons l'oxygène pénètre soit par la bouche soit par le nez et pénètre les sinus qui sont des espaces creux situés dans le crâne ; les sinus aident à réguler la température et l'humidité de l'air que nous respirons.

I.2.6 Le pharynx :

Le pharynx est un carrefour de 13 cm de long en forme d'entonnoir, Il se situe entre le nez et la trachée. Il travaille étroitement avec le larynx pour contrôler l'ouverture et la fermeture du tube respiratoire, de la trachée, et du tube digestif ; l'œsophage.

I.2.7 Le larynx :

Le larynx ferme l'accès aux voies respiratoires pendant que la nourriture est envoyée dans le tube digestif. [10]

I.2.8 La trachée :

La trachée est un conduit cylindrique composé de structures cartilagineuses, de fibres et de fibres musculaires qui prolonge le larynx, elle conduit l'air jusqu'aux bronches et elle a environ 20 mm de diamètre. [11]

I.2.9 Les bronches :

Les bronches sont deux tubes d'environ 12 mm de diamètre qui se dirigent vers la gauche et vers la droite et qui conduisent l'air aux bronchioles dans chaque poumon ; les bronches conduisent l'air aux lobes pulmonaires qui sont abrités dans la cavité thoracique ou pulmonaire protégés par les os du thorax. [11]

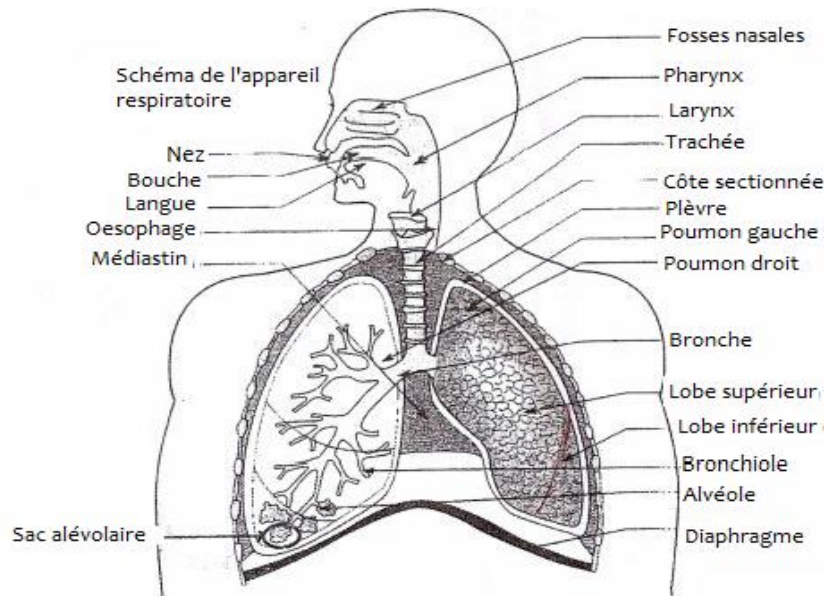


Figure I. 1: L'appareil respiratoire [12]

I.2.10 Les lobes pulmonaires :

Le poumon droit présente trois lobes tandis que le poumon gauche n'en présente que deux ; cela s'explique du fait que la face interne du poumon gauche doit laisser de la place au cœur. Les lobes pulmonaires sont composés des bronchioles, des alvéoles et des capillaires pulmonaires. [13]

I.2.10.1 Les bronchioles :

Les bronchioles sont le prolongement des bronches ; ils se représentent en de fins conduits sans cartilage mesurant à peine 1 mm de diamètre qui transportent l'air vers les alvéoles (voir figure N°I.2 ci-dessous).

I.2.10.2 Les alvéoles :

Les alvéoles (voir figure I.2 ci-dessous) sont de petits sacs spongieux d'environ 0,2 mm de diamètre qui assurent les échanges d'oxygène et de dioxyde de carbone entre le sang et l'air. Les poumons d'un être humain comportent environ 300 millions d'alvéoles.

I.2.10.3 Les parois alvéolaires :

Sont extrêmement fines (d'environ 0,2 micron d'épaisseur) ; ces parois sont composées d'une seule couche de tissu épithéliale et comprend de minuscules vaisseaux sanguins appelés capillaires pulmonaires. [13]

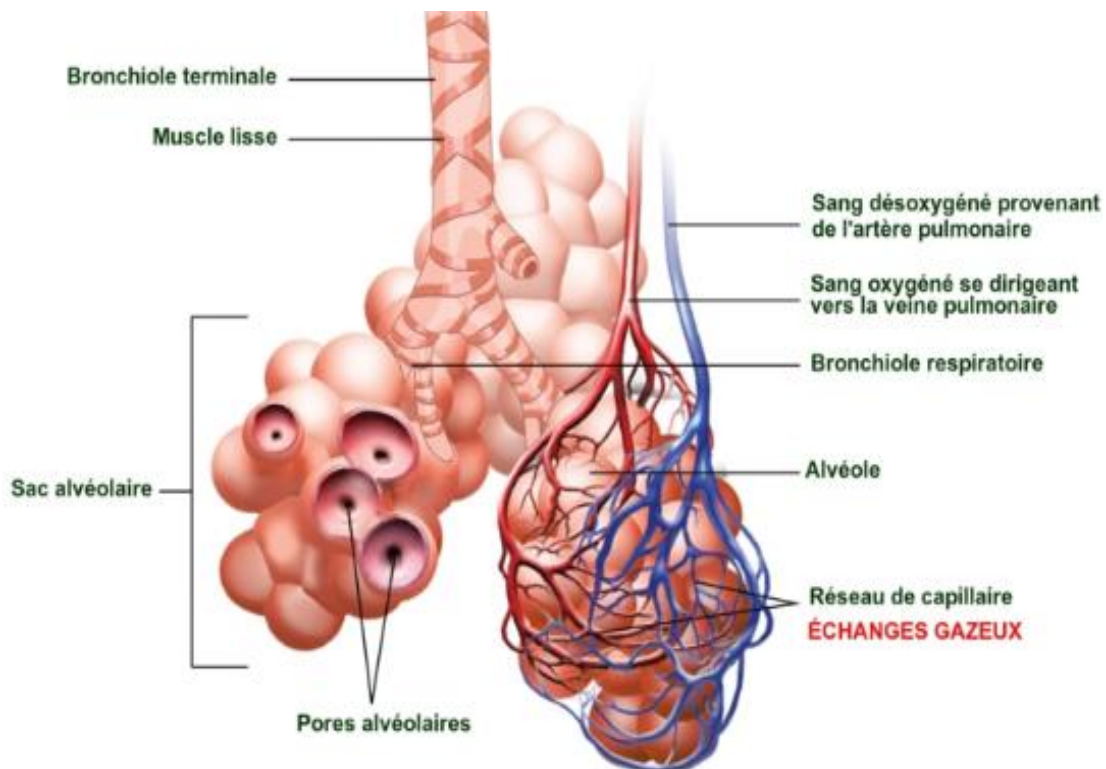


Figure I. 2: Schéma des alvéoles pulmonaires [14]

I.3 Les muscles respiratoires :

Les muscles de la respiration sont les muscles qui déplacent les côtes et modifient ainsi le volume de la cage thoracique (voir figure N°I.3 ci-dessous).

- Les muscles qui soulèvent les côtes sont appelés muscles inspiratoires.
- Les muscles qui abaissent les côtes sont appelés muscles expiratoires.

I.3.1 Les muscles inspiratoires :

I.3.1.1 Le diaphragme :

Le diaphragme est le principal muscle de la respiration qui sépare la cavité thoracique de la cavité abdominale, et c'est un muscle strié squelettique en forme de dôme. Lorsqu'il se contracte, il s'aplatit en augmentant alors les dimensions verticales des poumons. Ce muscle assure à lui seul 60 à 75% du changement de volume pulmonaire lors de l'inspiration.

I.3.1.2 Les muscles intercostaux externes :

Les muscles intercostaux externes sont situés entre les côtes et dirigés vers le bas et l'avant, ils permettent au thorax d'augmenter les dimensions antéro-postérieure et latérale de la cage thoracique en assurant les 25 à 40% du changement du volume restant. [15]

I.3.2 Les muscles expiratoires :

Bien que l'expiration soit passive, certains muscles expiratoires peuvent intervenir ; Ces muscles sont principalement mis en jeu lors d'expiration forcée :

I.3.2.1 Les muscles de l'abdomen :

Les muscles de l'abdomen ont pour effet d'abaisser les côtes inférieures et d'augmenter la pression intra-abdominale en élevant ainsi le diaphragme.

I.3.2.2 Les muscles intercostaux internes :

Les muscles intercostaux internes sont dirigés vers le haut et l'avant et ils permettent d'abaisser les côtes lors de leur contraction en réduisant les dimensions antéro-postérieure et latérale du thorax. [15]

I.3.3 Les muscles scalènes :

Les muscles scalènes sont des muscles qui relient la colonne cervicale (rachis cervical) au thorax. Ils sont responsables du tirage c'est-à-dire quand quelqu'un s'asphyxie, ils tirent sur les côtes et la clavicule grâce aux muscles du cou. Les scalènes sont des muscles respiratoires qui participent avec le diaphragme aux efforts inspiratoires, ils sont constitués de trois faisceaux : antérieur, moyen et postérieur. Lors de la contraction des scalènes, on observe une élévation des deux premières côtes. Ils participent à l'acte inspiratoire calme et permettent de mobiliser le haut de la cage thoracique lors d'effort ventilatoire plus important. En effet, la contraction des faisceaux des scalènes permet de réduire l'impact de la contraction

diaphragmatique sur le haut du grill costal favorisant ainsi l'augmentation de la section de la partie haute de la cage thoracique. [16]

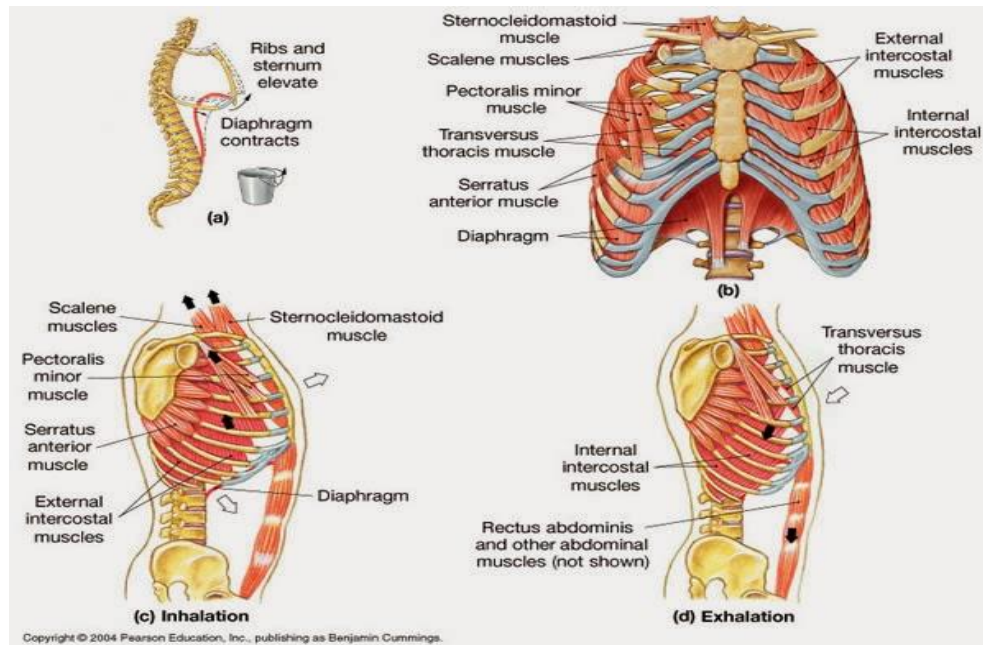


Figure I. 3: Les muscles respiratoires [17]

I.4 La physiologie du système respiratoire :

I.4.1 Les mouvements respiratoires :

Un mouvement respiratoire (voir figure N°I.4 ci-dessous) comporte deux temps : l'inspiration et l'expiration, pour un adulte la fréquence respiratoire est de 12 à 20 cycles / min, par contre pour un nouveau-né elle est de 40 à 60 cycles / min. Les mouvements respiratoires permettent la circulation de l'air dans les voies respiratoires et les poumons, ce qui permet à la fois l'approvisionnement en dioxygène ainsi que l'élimination du dioxyde de carbone. Les mouvements respiratoires sont provoqués par l'action du diaphragme et des muscles intercostaux. [18]

I.4.2 L'inspiration et l'expiration :

L'inspiration se produit lorsque les muscles intercostaux se contractent, ce qui soulève la cage thoracique et augmente le volume des poumons. Alors que l'expiration est associée au relâchement des muscles intercostaux qui favoriseront la compression des poumons en abaissant la cage thoracique.

I.4.2.1 Lors d'une inspiration :

- Les muscles intercostaux se contractent et ils permettent aux côtes et au sternum d'être tirés vers le haut.
- Le diaphragme se contracte, il devient plat en s'abaissant et se raidit.
- La cage thoracique et les poumons prennent ainsi du volume. En effet, puisque la plèvre est collée à la paroi interne de la cage thoracique, elle force les poumons à s'étirer.

- La pression à l'intérieur des poumons est alors plus petite que celle à l'extérieur ; C'est pourquoi l'air se dirige vers les poumons. Chaque inspiration permet l'entrée d'environ 0,5 L d'air.

I.4.2.2 Lors d'une expiration :

- Les muscles intercostaux se relâchent permettant aux côtes et au sternum de redescendre.
- Le diaphragme se relâche aussi, se courbe et remonte.
- La cage thoracique perd ainsi du volume ; et les poumons auront alors un volume plus petit.
- La pression à l'intérieur des poumons est alors plus grande que celle à l'extérieur ; c'est pourquoi l'air se dirige à l'extérieur des poumons.
- Lors d'une expiration, les poumons ne se vident pas complètement. Il restera toujours une petite quantité d'air appelée volume résiduel. On l'estime à environ 1,2 L. [19]

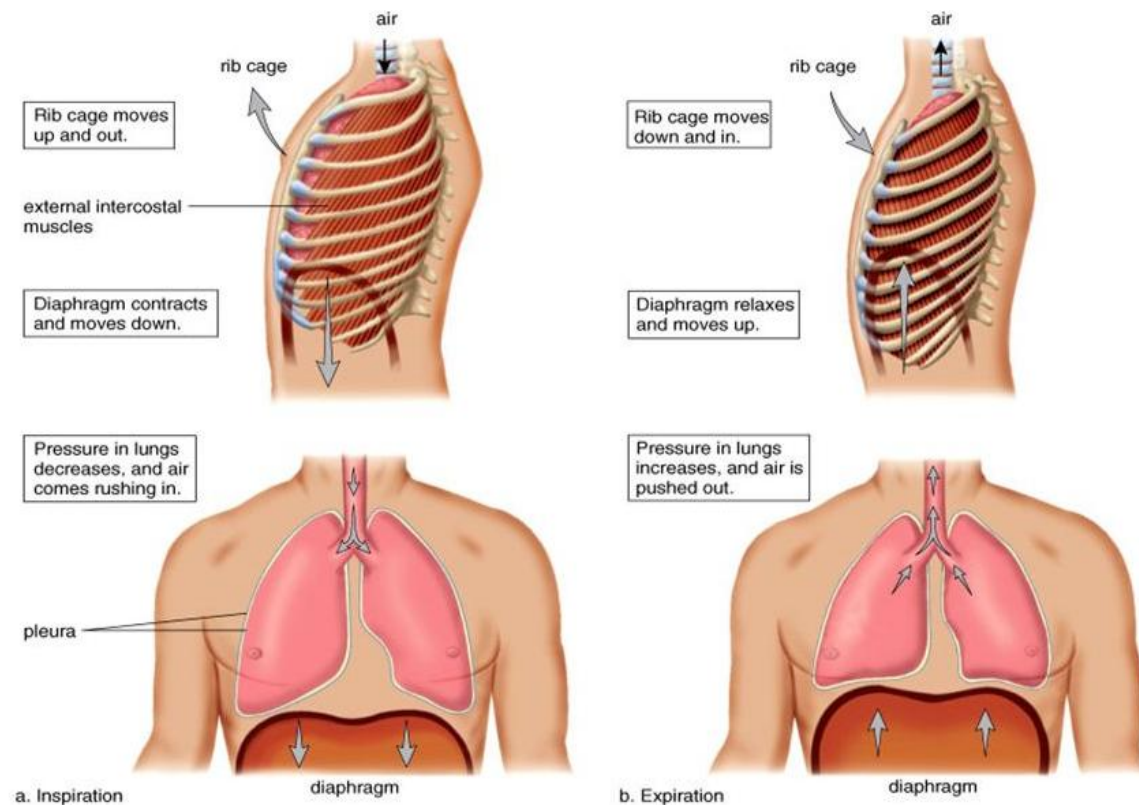


Figure I. 4: Les mouvements des muscles respiratoires [17]

I.5 Les échanges gazeux :

L'objectif de la respiration est d'assurer les échanges gazeux entre l'environnement et la cellule via le sang. Lorsque l'on respire, on cherche à obtenir une quantité maximale d'oxygène et une quantité minimale de dioxyde de carbone dans le sang.

Puisque les cellules doivent être alimentées en oxygène pour assurer leurs fonctions, la seule façon de faire circuler ce gaz, qui pénètre dans les poumons et qui se rend aux cellules, est par le sang. Comme les

cellules doivent aussi être débarrassées de leurs déchets (tel que le dioxyde de carbone), la seule façon de le faire est par le sang au niveau des poumons. Ces échanges gazeux entre l'environnement et les cellules sont rendus possibles grâce à un phénomène appelé la diffusion (voir figure I.5 ci-dessous).

I.5.1 La diffusion du dioxygène :

Suite à une inspiration, la pression est supérieure dans les alvéoles que dans le sang. Le déplacement du dioxygène se fait donc de l'alvéole pulmonaire vers le capillaire sanguin ; ce gaz se lie à l'hémoglobine contenue dans les globules rouges pour ainsi circuler dans les vaisseaux sanguins.

I.5.2 La diffusion du dioxyde de carbone :

Dans l'air que nous inspirons, la concentration du dioxyde de carbone est plus faible que celle du sang qui arrive aux alvéoles par la circulation sanguine puisque le sang recueille ce déchet provenant de la respiration cellulaire. Le déplacement du dioxyde de carbone se fait du capillaire sanguin vers l'alvéole pulmonaire.

Ces échanges gazeux s'expliquent par la différence de pression en oxygène (P_{O_2}) ou en dioxyde de carbone (P_{CO_2}) dans les deux milieux (les alvéoles et les capillaires). Il y a toujours un déplacement du milieu à forte pression vers le milieu à plus faible pression, et ce, jusqu'à équilibre des pressions.

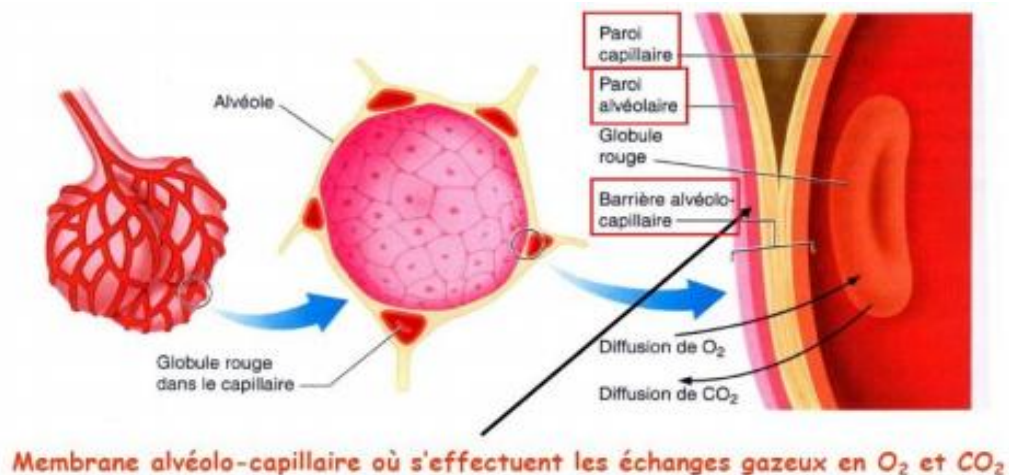


Figure I. 5: Le déplacement des gaz respiratoires entre les alvéoles et les capillaires. [20]

I.6 Les mécanismes respiratoires :

On s'intéresse aux trois processus permettant l'approvisionnement en oxygène de l'ensemble des cellules à partir de l'air atmosphérique, à savoir ; la ventilation pulmonaire, la distribution et la diffusion alvéolo-capillaire.

I.6.1 La ventilation pulmonaire :

Egalement appelée respiration dans le langage courant, la ventilation pulmonaire désigne le processus de renouvellement de l'air contenu dans les poumons qui aspirent l'air ambiant et soufflent de l'air vicié

grâce à l'action des muscles respiratoires. Ce terme désigne aussi, en biologie et en médecine, la production de l'énergie par les cellules via l'oxygène apporté.

La ventilation s'effectue dans la cavité thoracique grâce aux unités fonctionnelles, aux voies aériennes ainsi qu'aux plèvres. Elle est de l'ordre de 12 à 20 mouvements par minute chez un adulte en bonne santé et elle peut varier en fonctions de plusieurs facteurs notamment l'activité physique et les émotions.

Les troubles de la ventilation sont appelés dyspnée, la ventilation peut être par exemple plus rapide, tachypnée, ou bien plus lente, brachypnée, que la normale. Lorsqu'elle descend en dessous de 6 mouvements par minute, on estime qu'elle est inefficace et doit être supplée par une ventilation artificielle.

I.6.2 La distribution :

La distribution correspond à la localisation des lieux où l'air circule dans les poumons. L'air inspiré passera à travers une zone conductrice incluant la bouche, le nez, la trachée, les bronches et les bronchioles jusqu'aux zones respiratoires permettant les échanges gazeux et la diffusion de l'air via les alvéoles pulmonaires.

I.6.3 La diffusion alvéolo-capillaire :

La diffusion de l'air contenu dans les alvéoles pulmonaires vers les capillaires sanguins se fait à travers une membrane comprise entre eux, dite membrane alvéolo-capillaire, par osmose.

L'osmose est le processus de passage d'une substance (dans ce cas l'oxygène et le gaz carbonique) à travers une membrane semi-perméable d'une région plus concentrée vers une région moins concentrée. Les cellules sanguines passant à travers les capillaires sont pauvre en oxygène et riche en gaz carbonique et autres déchets gazeux. Il en résulte que le gaz carbonique traverse la membrane et passe dans l'air contenu dans les alvéoles (qui est moins riche en gaz carbonique). De la même manière, l'oxygène de l'air contenu dans les alvéoles traverse la membrane par osmose et rejoint les cellules sanguines. Ainsi, le sang se débarrasse de l'excès de gaz carbonique qui est par la suite expiré et se régénère en oxygène. A ce moment, c'est le système circulatoire qui s'occupe de véhiculer l'oxygène vers toutes les cellules de l'organisme pour qu'elles puissent accomplir leurs fonctions vitales. [21]

I.7 Volumes et capacités pulmonaires :

Dans les explorations de la fonction respiratoire différentes grandeurs physiologiques sont définies et mesurables. Parmi ces grandeurs on peut citer les volumes et capacités pulmonaires (voir figure N° I.7 ci-dessous).

I.7.1 Les volumes pulmonaires :

I.7.1.1 Le volume courant ou le volume tidal (VT) :

C'est le volume d'air inspiré ou expiré au cours d'une respiration normale ; cette quantité est d'environ 500 ml en moyenne sur 12 à 15 respirations par minute.

I.7.1.2 Le volume de réserve inspiratoire (VRI) :

C'est le volume d'air supplémentaire qui peut être inspiré par rapport au volume courant au cours d'une inspiration forcée ; sa quantité est d'environ 3000 à 3500 ml.

I.7.1.3 Le volume de réserve expiratoire (VRE) :

C'est la quantité d'air pouvant être expiré en plus du volume tidal lors d'une expiration forcée ; sa valeur est d'environ 1000 à 1200 ml.

I.7.1.4 Le volume résiduel (VR) :

C'est le volume d'air restant dans les poumons après une expiration forcée ; sa quantité est d'environ 1200 ml, et c'est la quantité d'air que la personne ne peut pas expirer. C'est l'espace mort fonctionnel de l'air restant dans le mécanisme de transfert d'oxygène et de dioxyde de carbone. [22]

I.7.2 Les capacités pulmonaires :**I.7.2.1 La capacité inspiratoire (CI) :**

C'est la somme du volume courant et du volume de réserve inspiratoire selon l'équation suivante :

$$CI = VC + VRI \dots\dots\dots(I.1)$$

C'est le moment où la personne peut respirer normalement et ensuite se forcer au maximum d'inspiration à partir de la fin d'une expiration normale.

I.7.2.2 La capacité vitale (CV) :

C'est la capacité d'une personne à inspirer au maximum puis expulser l'air au maximum par une expiration forcée. Elle est exprimée par l'équation suivante :

$$CV = VRI + VC + VRE \dots\dots\dots(I.2)$$

$$\text{Où } CV = CI + VRE \dots\dots\dots(I.3)$$

I.7.2.3 La capacité pulmonaire totale (CPT) :

C'est le volume maximal auquel les poumons peuvent être étendus avec un effort inspiratoire maximal. Sa valeur est de 5700 ml à 6200 ml ; elle est exprimée par l'équation suivante :

$$CPT = VR + CV \dots\dots\dots(I.4)$$

I.7.2.4 La capacité résiduelle fonctionnelle (CRV) :

C'est la quantité d'air restant dans les poumons après une expiration normale. Elle est exprimée par cette équation :

$$CRV = VR + VRE \dots\dots\dots(I.5)$$

I.7.2.5 La compliance pulmonaire :

C'est la force élastique des poumons acceptant un volume d'air inspiré. L'élasticité est l'inverse de la compliance et la capacité naturelle de réagir à la force et de revenir à la forme initiale de repos. La compliance pulmonaire est exprimée par la relation suivante [22] :

$$\text{Compliance} = \frac{\text{volume d'air inspiré}}{\text{pression interpleurale}} \dots\dots\dots(I.6)$$

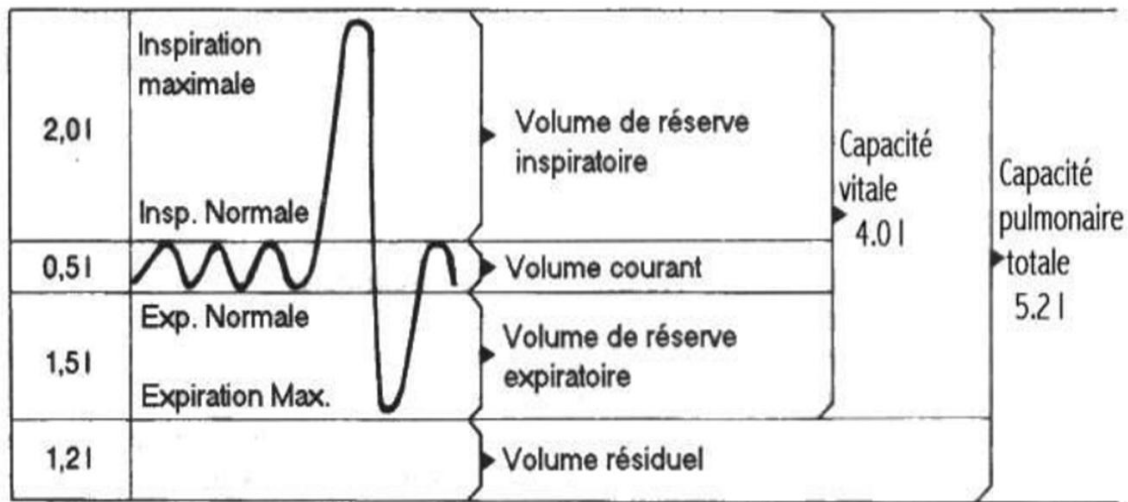


Figure I. 6: volumes et capacités pulmonaires. [23]

I.8 L'espace mort :

Tout l'air ventilé ne participe pas aux échanges, en effet, la mesure instantanée des concentrations en O₂ et en CO₂ de l'air ventilé à la bouche montre que le gaz de début de l'expiration présente une composition analogue à l'air inspiré. La concentration en CO₂ augmente alors que celle de l'oxygène diminue. Ces concentrations se stabilisent ensuite jusqu'à la fin de l'expiration. Ceci est dû au fait que la dernière partie de l'air inspiré reste dans l'arbre trachéo-bronchique (l'espace mort), où ne se produit aucun échange.

I.8.1 L'espace mort anatomique :

C'est la portion du volume courant contenu dans l'arbre trachéo-bronchique allant des narines aux bronchioles terminales où ne se produit aucun échange gazeux. Il est de l'ordre de 150 ml et il joue un rôle physiologique indispensable en réchauffant, humidifiant et dépoussiérant l'air inspiré, ce qui protège l'espace alvéolaire de la dessiccation de l'infection.

I.8.2 L'espace mort alvéolaire :

L'espace mort alvéolaire est formé par les alvéoles n'ayant pas de rôle fonctionnel (alvéoles non perfusées mais ventilées et alvéoles ventilées mais non perfusées).

I.8.3 L'espace mort physiologique :

L'espace mort physiologique est la somme de l'espace mort anatomique et des espaces alvéolaires non perfusés. Chez un sujet sain pour lequel toutes les alvéoles sont fonctionnelles, l'espace mort anatomique et l'espace mort physiologique sont presque égaux. [21]

I.9 Les techniques d'exploration fonctionnelle respiratoire :

Différentes techniques d'exploration fonctionnelle respiratoire sont utilisées pour explorer la fonction respiratoire et déterminer différentes grandeurs physiologiques tel que décrit plus haut comme par exemple les volumes et capacités respiratoires ou encore les débits pulmonaires. Principalement l'ensemble des techniques utilisées mesurent les débits respiratoires ; les volumes et les capacités pulmonaires en sont déduits. Parmi ces techniques on peut citer : la vanne rotative, les ultrasons, la convection thermique, le rinçage d'azote, la dilution d'Hélium, la spirométrie, et la pléthysmographie respiratoire.

I.9.1 La vanne rotative :

Ce type de capteur a une petite turbine dans le circuit (voir figure N°I.7 ci-dessous). La rotation de la turbine peut être liée au débit volumique du gaz. L'interruption d'un faisceau lumineux par la turbine est également détectée et convertie en tensions proportionnelles au débit et / ou à son intégrale, pour être enregistrées ou affichées en continu. Dans de tels dispositifs, la masse des pièces en mouvement et les frottements qui les séparent empêchent les mouvements à haute fréquence de la turbine en réponse à des écoulements en accélération. Cela exclut leur utilisation dans la mesure d'écoulements bidirectionnels en alternance et les rend principalement adaptés au dépistage clinique. [24]



Figure I. 7: La vanne rotative. [25]

I.9.2 Les ultrasons :

Pour les mesures respiratoires, les débitmètres à ultrasons mesurent l'effet du débit de gaz sur le temps de transit [t] du signal ultrasonore (voir figure N°I.8 et équation ci-dessous). La paire de cristaux émetteur-récepteur est montée soit extérieurement et obliquement par rapport à l'axe du tube traversé par le gaz, soit intérieurement et coaxialement à l'écoulement. Le temps de transit entre l'émetteur et le récepteur dépend non seulement de la vitesse [U] du gaz entre eux, mais aussi de la composition et de la température du gaz. Un émetteur et un récepteur à ultrasons sont montés diamétralement opposés dans les parois du tube. L'intensité des signaux ultrasonores passant perpendiculairement à l'écoulement est modulée par les vortex. La

fréquence de modulation est détectée et étalonnée en unités de débit volumique. Les débitmètres à ultrasons mesurent les écoulements unidirectionnels et conviennent à la surveillance clinique. [24]

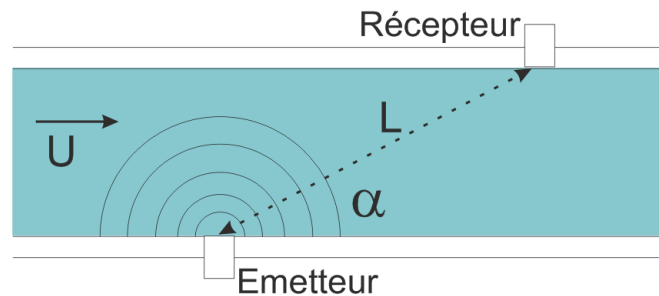


Figure I. 8: Principe de fonctionnement d'un fluxmètre à ultrasons. [26]

$$t = \frac{L}{c + U \cos \alpha} \dots\dots\dots(I.7)$$

Où t correspond au temps de transit ; U vitesses d'écoulement de l'air respiratoire, c célérité des ondes ultrasonores, L distance entre l'émetteur et le récepteur.

I.9.3 La convection thermique :

Les débitmètres à convection thermique utilisent des éléments de détection tels que des fils métalliques, des films métalliques et des thermistances ; dont les résistances électriques changent avec la température (voir figure N°I.9 ci-dessous). Lorsqu'ils fonctionnent en mode auto-chauffé, dans lequel un courant suffisant les traverse pour maintenir une température moyenne supérieure à celle du fluide environnant, ces éléments perdent de la chaleur à un taux qui dépend du débit massique local, de la température, de la chaleur spécifique, de la viscosité cinématique et de la conductivité thermique du fluide. Si un circuit de contre réaction est utilisé pour faire fonctionner l'élément de détection principal à une température constante, un second élément non chauffé peut être inclus dans le circuit pour compenser la perte de chaleur due aux changements locaux de température ambiante. Les débitmètres utilisant un seul fil chauffé (anémomètre à fil chaud), compensé en température et chauffé, avec un circuit de linéarisation fournissent des mesures de débit unidirectionnelles satisfaisantes pour le test de la fonction pulmonaire. Pour un gaz de densité constante, le débit volumique traversant une section transversale est proportionnel au débit massique moyen. Le fil de détection de débit massique est très petit (de l'ordre de 5 micromètres de diamètre et de 1 à 2 mm de long) pour répondre aux exigences de transfert de chaleur et de réponse en fréquence. Par conséquent, le débit massique n'est mesuré que dans une petite région du flux. Le conduit dans lequel se trouve le capteur doit être conçu de manière à ce que la position à laquelle est effectuée la mesure donne une valeur représentative du débit massique moyen dans toute la section transversale du conduit à chaque instant. [24]

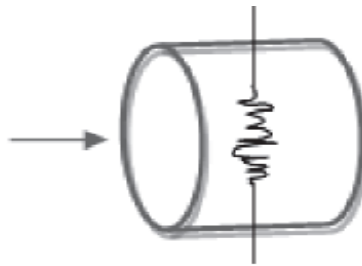


Figure I. 9: Le débitmètre à fil chaud. [5]

I.9.4 Le rinçage d'azote pour la mesure de la CRF :

La capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) (ou FRC en anglais pour Functional Reserve Capacity) et le volume résiduel (VR) sont les seuls compartiments pulmonaires qui ne peuvent pas être mesurés avec un appareil de mesure du volume. Leur mesure nécessite l'utilisation d'un analyseur d'azote et l'application de la méthode de dilution. Parce que l'azote ne participe pas à la respiration, on peut l'appeler un diluant. L'air inspiré et expiré contient environ 80% d'azote. Entre les respirations, la CRF des poumons contient la même concentration d'azote que dans l'air ambiant, soit 80%. En forçant un sujet à s'inspirer d'un spiromètre rempli de 100% d'oxygène et à expirer dans un deuxième spiromètre collecteur, tout l'azote de la CRF est remplacé par de l'oxygène, c'est-à-dire que l'azote est "entraîné" dans le deuxième spiromètre. La mesure de la concentration d'azote dans le spiromètre collecteur, ainsi que la connaissance de son volume, permet de calculer la quantité d'azote à l'origine dans la capacité résiduelle fonctionnelle et permet donc de calculer la CRF (voir figure N°I.10 ci-dessous).

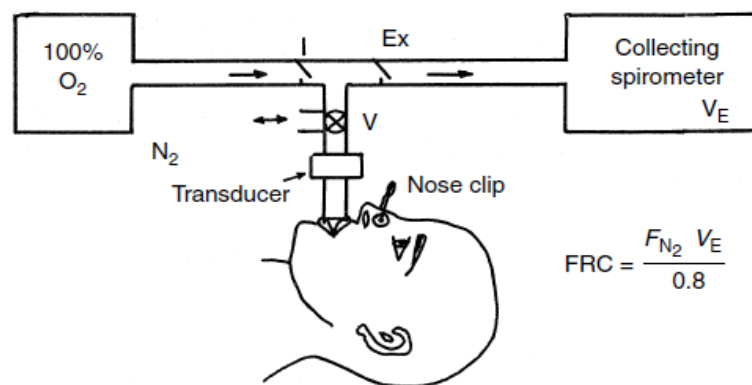


Figure I. 10: Mesure de la CRF par la technique du rinçage d'azote. [27]

La vanne V permet au sujet de respirer de l'air de la pièce jusqu'au début du test. Le test commence en actionnant la valve V à la fin de la respiration normale, c'est-à-dire que le sujet commence à respirer à 100% d'O₂ par la valve inspiratoire (I) et exhale le mélange de N₂ et d'O₂ dans un spiromètre à capteur par la valve expiratoire (Ex). [27]

I.9.5 La dilution de l'hélium :

Le patient est relié à un spiromètre en circuit fermé de volume V contenant une fraction connue d'hélium F_{he} (voir figure N°I.11 ci-dessous). 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 $F_{he\text{éq}}$. 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.

$$V * F_{he} = (V + CRF) * F_{he\text{éq}} \dots\dots\dots(I.8)$$

$$CRF = V * (F_{he} - F_{he\text{éq}}) / F_{he\text{éq}} \dots\dots\dots(I.9) [3]$$

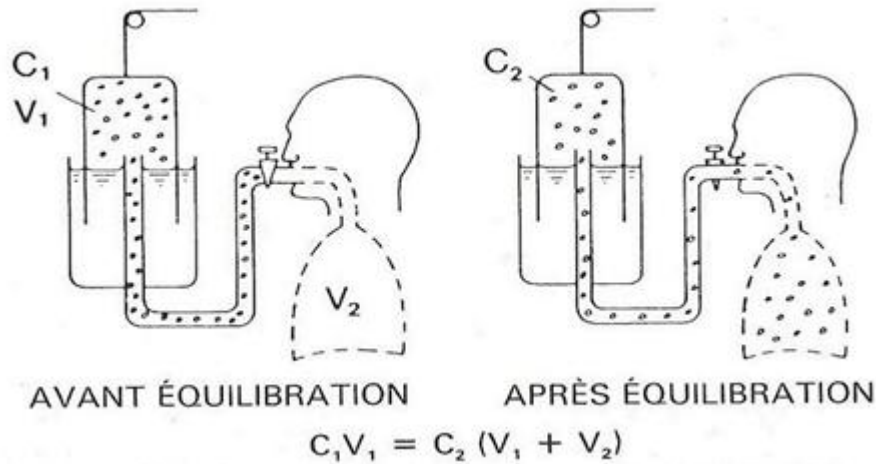


Figure I. 11: La méthode de dilution d'hélium. [3]

I.9.6 La spirométrie :

I.9.6.1 Spiromètre à cloche :

Le spiromètre scellé à l'eau était l'appareil traditionnel utilisé pour mesurer le volume d'air déplacé pendant la respiration. Le type de spiromètre le plus populaire était un cylindre creux fermé à une extrémité, inversé et suspendu dans un espace annulaire rempli d'eau pour assurer une fermeture hermétique. La figure N°I.12 ci-dessous illustre la méthode de suspension du cylindre à contrepoids (cloche), qui est libre de monter et de descendre pour s'adapter au volume d'air qu'elle contient. Le mouvement de la cloche, qui est proportionnel au volume, est généralement enregistré par un stylo à encre appliqué à un enregistrement graphique qui est amené à se déplacer à une vitesse constante. En dessous du cylindre, dans l'espace contenant le volume d'air, se trouvent des tubes respiratoires d'entrée et de sortie, à l'extrémité de l'un de ces tubes se trouve un clapet anti-retour conçu pour maintenir un flux d'air unidirectionnel à travers le spiromètre. En dehors du spiromètre, les deux tubes respiratoires sont amenés dans un tube en Y relié à un embout buccal. Avec une pince au nez, l'inspiration diminue le volume d'air sous la cloche, ce qui provoque la montée du stylo sur le graphique (l'expiration produit l'effet inverse). En connaissant le «facteur de cloche», le volume d'air déplacé par excursion centimétrique de la cloche, le changement de volume peut être quantifié. [27]

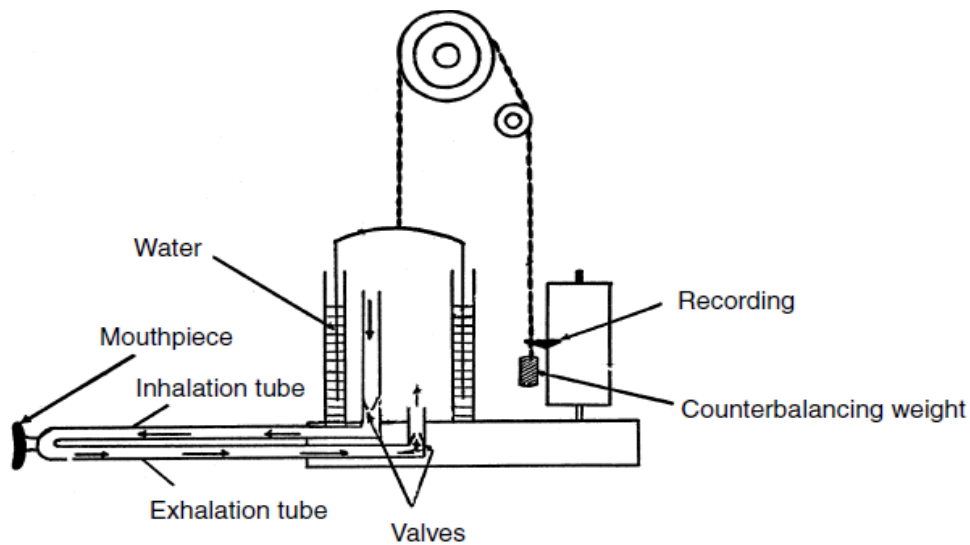


Figure I. 12: Le spiromètre à cloche. [27]

I.9.7 Spiromètre à pression différentielle :

L'écoulement convectif résulte d'une différence de pression entre deux points. À partir de la relation entre la différence de pression et le débit volumique dans un système, la mesure de la différence de pression donne une estimation du débit. Les débitmètres (connus par pneumotachographes) basés sur cette idée ont incorporé plusieurs mécanismes pour établir la relation entre la perte de charge et le débit.

En fait il s'agit d'un appareil de mesure utilisé dans le diagnostic et la surveillance médicale, permet le contrôle du volume de gaz expiré instantanément par la bouche, appelé débit aérien. L'appareil en lui-même est un capteur de forme cylindrique avec deux ouvertures aux extrémités afin de laisser passer l'air. Le patient souffle dans une des extrémités (celle où se situe l'embout buccal) et l'air s'échappe ensuite de l'autre côté. Au centre, le diamètre du cylindre est plus grand, il contient, un élément mécanique séparant le pneumotachographe en deux chambres de volume strictement identiques. Pour une question d'hygiène le pneumotachographe comporte un filtre antibactérien et l'embout buccal est jetable. [28]

I.9.7.1 Le pneumotachographe de Fleisch :

La pneumotachographie de Fleisch (voir figure N°I.13) est une technologie approuvée et développée par le professeur Alfred Fleisch à Lausanne en 1953. Il s'agit d'un tube cylindrique possédant une série de capillaires parallèles qui créent un écoulement pseudo-laminaire, il permet la mesure de la différence de pression entre deux points situés de part et d'autre de ces capillaires durant la respiration ; cette différence est proportionnelle au débit d'air mobilisé par le patient soufflant dans l'appareil.

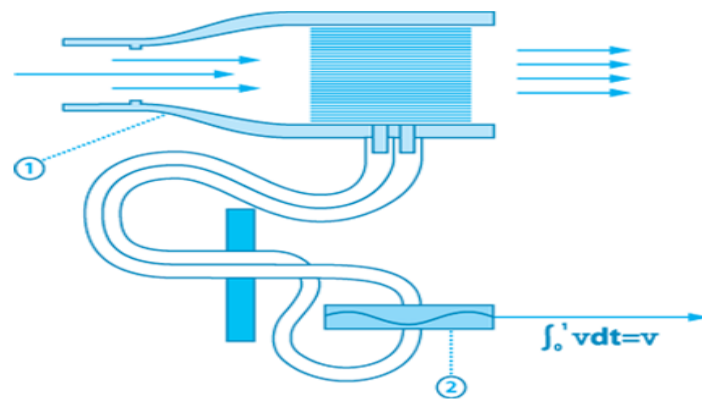


Figure I. 13: Le pneumotachographe de Fleisch. [29]

I.9.7.2 Le pneumotachographe de Lilly :

Le PTG de Fleisch avait un grand volume mort et une résistance à l'écoulement importante ; pour pallier à cet inconvénient, Lilly a proposé le premier PTG à grille (voir figure N°I.14 ci-dessous) dont diverse évolutions ont été utilisées pour de nombreuses études phonétiques en particulier par Guilbert. Ce dispositif permet de calculer les débits aériens par la mesure de la pression différentielle de part et d'autre d'une grille fine de résistance fixe placée dans le circuit ventilatoire ; c'est la configuration utilisée dans ce travail. [30]

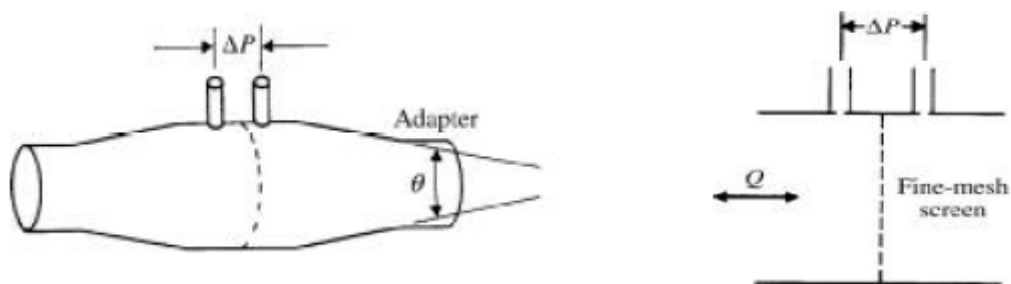


Figure I. 14: Le pneumotachomètre de Lilly [24]

I.9.8 La pléthysmographie respiratoire :

La pléthysmographie respiratoire correspond à la mesure des variations de volume dans une partie du corps. La pléthysmographie est considérée selon :

- En inférant des changements dans le volume de la cavité thoracique à travers les changements géométriques dans des positions discrètes sur le torse : la pléthysmographie Thoracique
- En mesurant les effets de changements de volume thoracique sur les variables associées avec le gaz à l'intérieur d'un pléthysmographe de tout le corps : la pléthysmographie Corporelle

I.9.8.1 La pléthysmographie thoracique :

La pléthysmographie thoracique utilise le principe de la pléthysmographie par inductance (voir figure N°I.15 ci-dessous). Elle est basée sur une mesure électromagnétique des variations de surface d'une section et fait appel aux propriétés des courants induits par un champ magnétique. Un pléthysmographe d'inductance

respiratoire se compose de deux bobines de fils isolés et placés dans 2,5 cm (environ 1 pouce) de largeur, légers et élastiques. Les transducteurs bandes sont placés autour de la cage thoracique sous les aisselles et autour de l'abdomen au niveau de l'ombilic (nombril). Ils sont reliés à un oscillateur de fréquences subséquentes et de démodulation pour obtenir des formes d'onde électronique numérique. Pendant l'inspiration la surface de section transversale de la cage thoracique et l'abdomen augmente modifiant l'inductance des bobines et de la fréquence de leur oscillation, avec l'augmentation de la surface de section transversale proportionnelle à des volumes pulmonaires. [31]

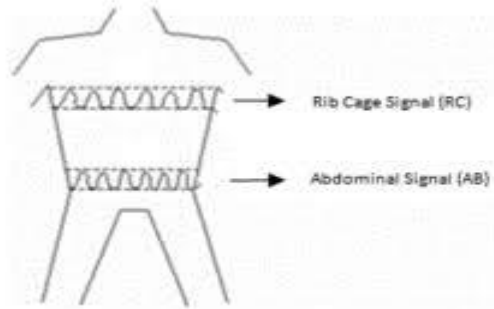


Figure I. 15: La pléthysmographie à inductance variable [31]

I.9.8.2 La pléthysmographie corporelle :

La Pléthysmographie corporelle (voir figure N°I.16 ci-dessous) est généralement utilisée pour mesurer la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) des poumons, le volume dans les poumons quand les muscles de respiration sont détendus et la capacité totale des poumons. Dans ce cas le patient porte un masque et est assis dans une cabine à aire étanche couplée à un circuit spirométrique qui comprend une valve, il respire d'abord normalement puis on déclenche une occlusion de la valve et le patient ne reçoit plus de l'air pendant quelques secondes, il va procéder à une manœuvre de halètement et les variations du volume thoracique sont proportionnelles aux variations de pression de sens opposés dans la cabine étanche. Le principe de mesure est basé sur la loi de Boyle & Mariotte de compression des gaz : le produit pression (P), volume (V) d'un gaz est constant. Si on soumet le gaz à une pression ΔP, son volume se modifiera de ΔV selon l'équation suivante :

$$P * V = (P + \Delta P) (V + \Delta V) \dots\dots\dots(I.10)$$

$$D'où : V = \Delta V / \Delta P * (P + \Delta P) \dots\dots\dots(I.11)$$

$$Si les \Delta P sont négligeable, on obtient : V = - (\Delta V / \Delta P) * P \dots\dots\dots(I.12) [3]$$

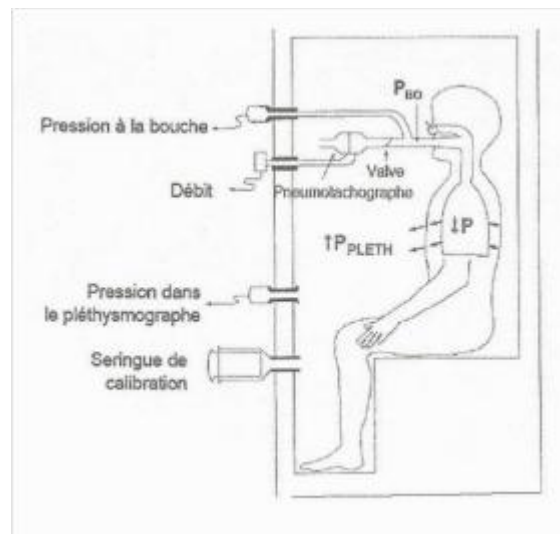


Figure I. 16: La pléthysmographie corporelle [32]

I.10 Conclusion :

Ce chapitre a été consacré à la description du système respiratoire humain d'un point de vue anatomique et physiologique, et des différentes techniques utilisées dans de l'exploration fonctionnelle du système respiratoire.

De manière générale on peut dire que la ventilation est une activité automatique et autorégulée résultant de la contraction cyclique permanente du diaphragme et des autres muscles respiratoires. La commande des muscles respiratoires est double avec une part volontaire permettant la réalisation de manœuvres ventilatoires ou non (parole, apnée volontaire, EFR...) et une part automatique indispensable à la vie ; celle-ci est sous le contrôle du tronc cérébral qui en régule l'activité en fonction de signaux chimiques afférents (O_2 et CO_2) afin de maintenir l'homéostasie corporelle.

De même, l'exploration fonctionnelle respiratoire s'intéresse particulièrement à l'état de fonctionnement des voies respiratoires et de mettre en évidence des maladies respiratoires à travers des mesures de volumes et de débits respiratoires.

CHAPITRE II :

**ETUDE ET
REALISATION DE LA
PLATEFORME DE
MESURE DU DEBIT
ET VOLUME
RESPIRATOIRE**

II.1 Introduction :

L'objectif de ce travail comme cela était présenté en introduction générale est la réalisation d'une plateforme didactique de mesure du débit et volume respiratoire par la technique spirométrique. Cette technique se base sur la mesure de différence de pression du flux d'air respiré (inspiré et expiré) dans un boîtier de structure et de forme déterminée. La structure connue dans ce domaine est soit de Fleisch ou Lilly (voir chapitre I). N'importe laquelle de ces approches pouvait être utilisée, toutefois pour une facilité de conception et de réalisation avec les moyens existants, la structure de Lilly a été choisie.

La solution proposée est illustrée par le schéma bloc sur la figure II.1 ci-dessous. Ainsi, l'air inspiré et/ou expiré passe à travers un boîtier en forme de tube à travers lequel une différence de pression est mesurable. Cette différence de pression est détectée à travers un capteur de pression qui va générer une différence de potentiel qui lui est proportionnelle. Cette différence de potentiel qui en fait traduit le débit respiratoire est mise en forme à travers un circuit de mise en forme. Ce circuit de mise en forme consiste principalement en une amplification et filtrage. Le signal ainsi obtenu va être digitalisé et transmis au PC pour un traitement numérique à travers une carte d'acquisition.

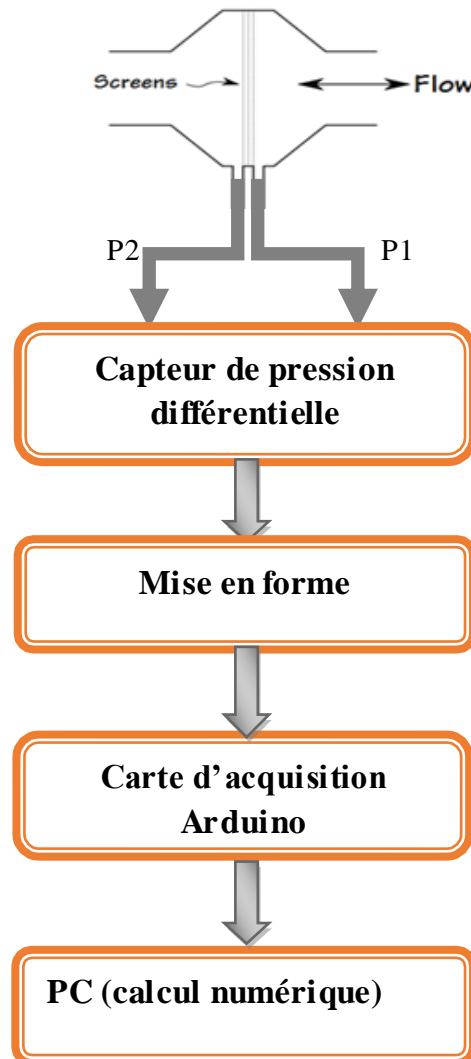


Figure II. 1: Schéma bloc proposé du dispositif de mesure du débit et volume respiratoire.

II.2 Le capteur:

Le capteur réalisé pour ce dispositif est constitué de deux parties. Une partie qui constitue le boîtier dans lequel le sujet va inspirer et expirer de l'air et une deuxième partie qui effectivement est le capteur ; un capteur de pression. Comme cela était expliqué en chapitre 1, le principe utilisé dans cette réalisation pour l'exploration fonctionnelle respiratoire est celui du pneumotachographe (PTG) de Lilly. Il utilise le principe du tube Venturi, où une différence de pressions échantillonnées à deux diamètres différents peut être utilisée pour calculer le débit. L'effet venturi est un phénomène de la dynamique des fluides où les particules gazeuses ou liquides se retrouvent accélérées à cause d'un rétrécissement dans leur zone de circulation et en même temps la pression diminue.

II.2.1 Application de la loi de Poiseuille :

Le principe de la pneumotachographie repose sur la loi de **Poiseuille** ; cette loi stipule que quand l'écoulement d'un fluide dans un tube rectiligne cylindrique de section constante est laminaire, le débit est alors proportionnel à la différence de pression entre les deux extrémités de ce tube (voir figure II.2 et équation ci-dessous).

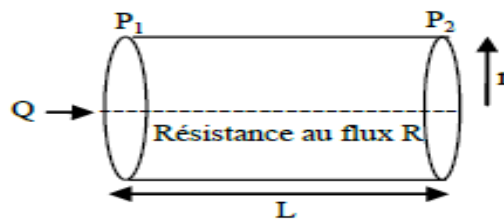


Figure II. 2: La loi de Poiseuille. [21]

La loi de Poiseuille établit que : $Q = \frac{\pi r^4}{8 L \eta} (P1 - P2)$ (II.1)

Avec ;

Q : la vitesse d'écoulement du liquide.

r : le rayon interne du tuyau.

$\Delta P = P1 - P2$: La différence de pression entre les deux extrémités du tuyau.

L : la longueur du tuyau et μ la viscosité du liquide.

η : la viscosité. [33]

Avec : $K = \frac{\pi r^4}{8 L \eta} = \text{constante}$. Alors $Q = K * \Delta P$ (II.2)

La différence de pression peut être mesurée à travers des capteurs de pression différentielle. Ces capteurs sont utilisés, notamment, en médecine en vue de déterminer les échanges respiratoires ou gazeux dans le but de contrôler les flux d'air.

II.2.2 Description du boîtier réalisé :

Le boîtier qu'on a réalisé (voir figure II.3) est basé sur le principe de venturi, on l'a conçu à partir de deux tuyaux PVC avec deux sections différentes l'une de 1,5cm de diamètre et l'autre de 3,5cm ; ces deux tuyaux sont séparés par une grille en tissu.

Le grand tube possède un trou fixe (P1) tandis que, le tube de petite section contient trois trous (points de mesure P2, P3, P4) afin de varier la distance entre les deux points de mesure et de détecter son influence sur le signal. L'extrémité de ce tube est fermée par un bouchon perforé afin de s'assurer que le maximum d'air expiré arrive au capteur ainsi que pour ne pas bloquer la respiration ; ce critère est recommandé par l'ATS (American Thoracic Society) qui dit que pour les dispositifs de mesure du flux respiratoire et pour un maximum d'expiration, la pression opposée ne doit pas dépasser 1,5 cm H₂O.

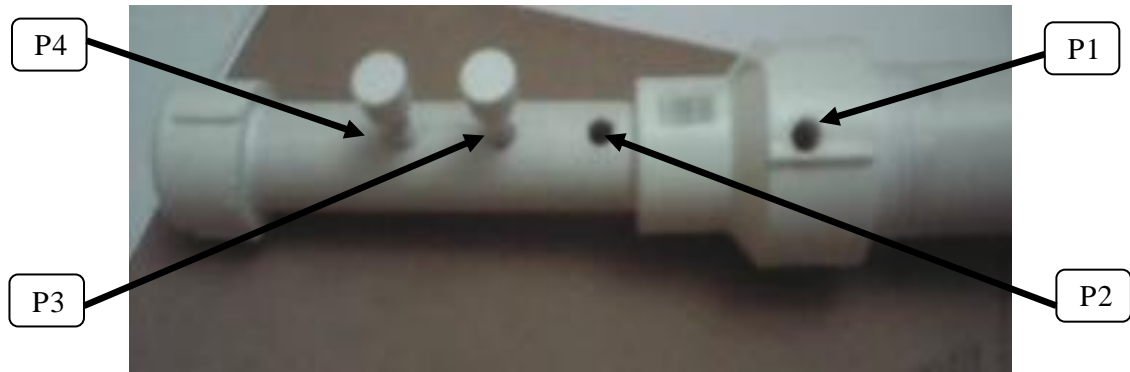


Figure II. 3: Le boîtier réalisé

II.2.3 Le capteur de pression :

Pour la détection de la pression d'air expiré nous avons utilisé un capteur de pression piézo-résistif au silicium de type MPX2010DP (voir figure II.4). Ce capteur est doté de deux entrées de mesure qui sont reliées à deux orifices de restriction pour pouvoir détecter la différence de pression, il fournit une tension de sortie précise et linéaire proportionnelle à la différence de pression appliquée.

Ce capteur contient une seule puce monolithique en silicium avec jauge de contrainte et réseau de résistances à couches minces intégrés. Le capteur est ajusté au laser pour un calibrage précis de l'étendue, du décalage et de la compensation de température. La sensibilité du capteur est de 2,5 mV / kPa avec un courant d'alimentation de 6 mA dc et une tension de 10 à 16 Vdc. Il a un temps de réponse de 1 ms, une compensation de température entre 0 et 85 °C et une linéarité de $\pm 0,15\%$ en plein échelle. Sa température de fonctionnement est de -40 à +125 °C sur une gamme de pression de -0 à 10 kPa. [34]



Figure II. 4: Capteur de pression différentielle MPX2010DP.

II.2.3.1 Description des capteurs au silicium :

Les capteurs de pression piézo-résistifs à base de silicium ne peuvent mesurer la pression que dans un air sec et non corrosif. Généralement, lors de l'utilisation des cellules de silicium, on colle celles-ci sur un substrat en céramique et on applique une pression sur le dessus de la cellule ; ainsi, on soutient l'adhésion de la cellule sur le substrat. En générale, pour un capteur différentiel et relatif il vaut $P1/P2 = 1$.

Le dessus de la cellule de silicium dispose de petites surfaces métalliques pour contacter le substrat qui sont en aluminium très pur, cependant, ils ne résistent pas à la corrosion. On applique dessus des fils fins en or (Bonding) qui relie le capteur aux contacts sur le substrat en céramique (voir figure II.6)

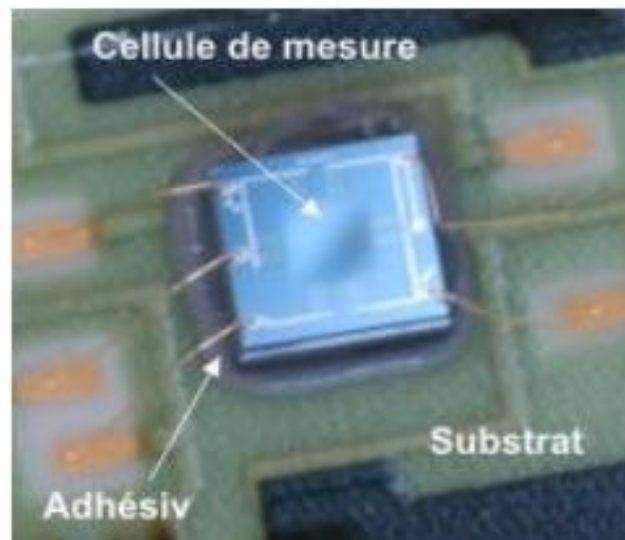


Figure II. 5: Capteur de pression au silicium sur un substrat céramique. [35]

Afin de protéger le tout contre la corrosion (influence des milieux), la poussière et le contact, on couvre toute la cellule d'une couche de gel de silicone molle.

Il existe des gels de silicone qui protègent bien contre des solutions aqueuses, des huiles ou des alcools et qui empêchent ainsi la diffusion ou le glissement des milieux. En plus de la diffusion ou le glissement, le comportement hygroscopique des matériaux de gel peut présenter un désavantage pour les capteurs en silicium. Dans les gels, les particules sont mises en contact direct avec les liquides qui peuvent diffuser jusque dans la couche de silicium au cours du temps (cela est particulièrement valable pour les applications dans une plage de pression plus élevée). Ces particules de liquide peuvent, en plus de la corrosion, provoquer des connexions à haute impédance à la surface du capteur entre les Bondpads (les petits carrés clairs sur le bord de la superficie de la puce) qui sont à des niveaux de potentiel différents ce qui peut fausser les valeurs mesurées.

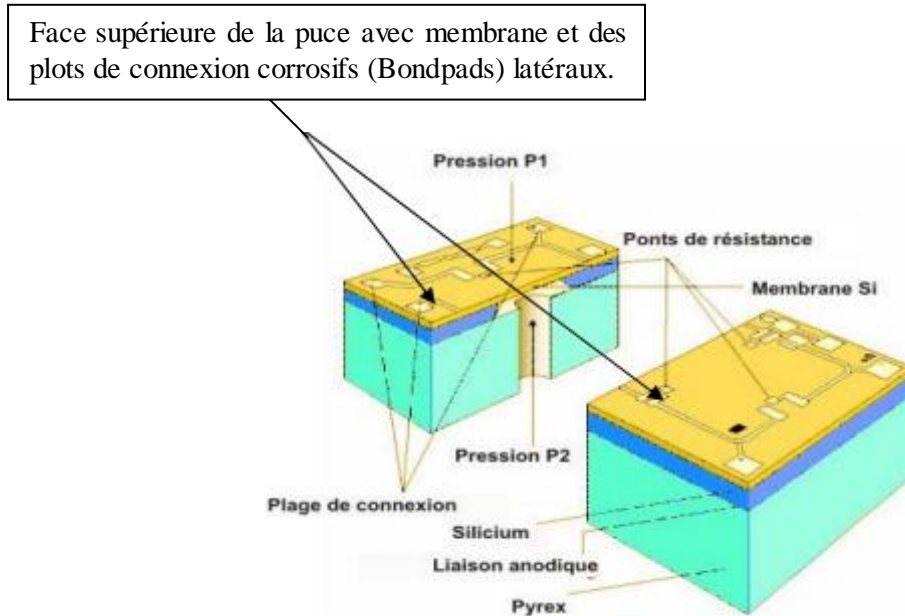


Figure II. 6: Cellule de mesure de pression différentielle en silicium. [35]

Les inconvénients évidents des capteurs de silicium peuvent être contournés pour la compatibilité de milieu requise. Une possibilité consiste à appliquer la pression des milieux au verso insensible du capteur (mise sous pression côté verso).

La mise sous pression côté verso signifie pour un capteur différentiel que la pression plus élevée P_2 agit par le dessous. Ainsi, la condition $P_1/P_2 = 1$ change en $P_2/P_1 = 1$ ce qui a pour conséquence un renversement de la déflexion de la membrane et par conséquent un changement de signe du signal de pont (signal de sortie du capteur). A l'entrée négative de l'amplificateur d'instrumentation, la valeur serait donc plus élevée par rapport à l'entrée positive, ce qui signifie un signal d'entrée négatif pour l'amplificateur. Le changement de signe n'est normalement pas accepté par sa référence interne et le signal d'entrée n'est donc pas amplifié. Si l'on inverse la polarité à l'entrée de l'amplificateur d'instruments, alors celui-ci reconnaît un signal positif sous la condition $P_2/P_1 = 1$ et il renforce le signal d'une manière correcte et prédéterminée (voir figure II.7 ci-dessous).

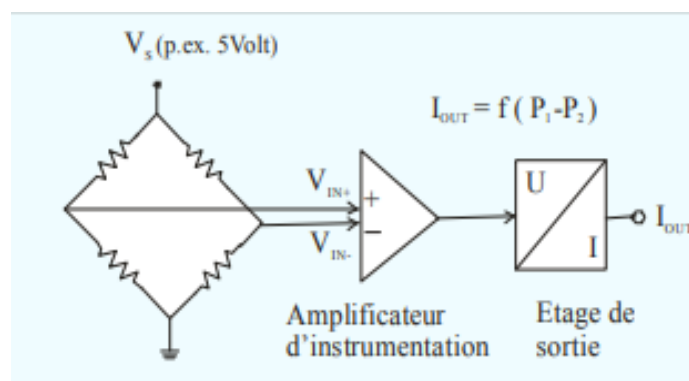


Figure II. 7: Circuit de commande d'un capteur de pression piézo-résistif. [35]

La mise sous pression côté verso et l'inversion de la polarité de l'amplificateur d'instruments permettent d'appliquer et de mesurer la pression sur le capteur dans les liquides et les gaz. [35]

II.3 Mise en forme du signal détecté :

La mise en forme consiste, à travers un ensemble de circuit, de préparer le signal pour être exploité par l'utilisateur en termes d'amplitude et d'information utile. En fait, l'étape fondamentale est l'amplification. Celle-ci peut être suivie par d'autres étapes comme le filtrage ou toutes autres transformations dépendant de l'application.

II.3.1 La pré-amplification :

L'amplitude du signal de sortie du capteur utilisé est plus faible, ce qui a nécessité la réalisation d'un étage d'amplification constitué principalement d'un amplificateur d'instrumentation de type INA126 avec un gain d'environ 2976 donné par l'équation suivante :

$$G = 5 + \frac{(R1 + R2)}{RG} \dots\dots\dots(II.3)$$

Avec $R1 = R2 = 40 K\Omega$

L'INA126 est un amplificateur d'instrumentation polyvalent à faible consommation d'énergie offrant une excellente précision op (voir figure II.8 ci-dessous). La conception polyvalente de l'amplificateur opérationnel double et sa petite taille font de ces amplificateurs l'idéal pour une large gamme d'applications. La topologie à deux amplificateurs réduit la consommation d'énergie. Une seule résistance externe règle tout gain entre 5 et 10 000. La résistance de l'amplificateur R_G est calculée en utilisant l'équation suivante :

$$RG = \frac{80 k\Omega}{G-5} \dots\dots\dots(II.4)$$

Pour notre application la valeur de R_G vaut **27 Ω** .

Ces instruments fonctionnent avec des alimentations aussi faibles que $\pm 1,35$ V et un courant de repos de 200 μ A maximum.

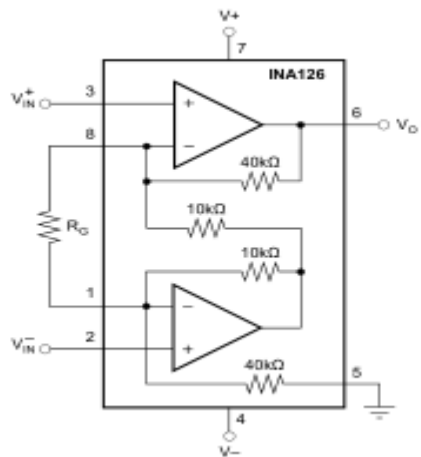


Figure II. 8: Schéma simplifié de l'INA126.

L'INAx126 n'utilise que deux amplificateurs opérationnels au lieu de trois, ce qui permet de réduire la consommation d'énergie. De plus, la résistance d'entrée est élevée et équilibrée, permettant ainsi à la source de signal d'avoir une impédance de sortie asymétrique. Un gain de circuit minimum de 5 permet une plage d'entrée adéquate en mode commun, a ainsi qu'une bande passante suffisante pour la plupart des applications.

Le signal de sortie de cet étage est illustré sur la figure II.9 :



Figure II.9: Le signal de sortie de la pré-amplification

II.3.2 L'étage de filtrage :

Pour éliminer les bruits, nous avons donc utilisé un filtre passe-bas de second ordre de la structure Sallen-Key, et comme le signal respiratoire est un signal dont le contenu fréquentiel est de la basse fréquence, la fréquence de coupure dans ce cas est autour de 10Hz.

Un filtre passe-bas de Sallen et Key se présente en deux circuits RC (deux filtres passe-bas passifs) ; le premier circuit correspond à R7 et C1, le deuxième circuit correspond à R8 et C2. Les résistances R7 et R8 sont fixées à 15k Ω , et les capacités C1 et C2 à 1 μ F ce qui fait que $f_c = 10,62\text{Hz}$ pratiquement avec un gain unitaire.

Les filtres de Sallen et Key sont des filtres actifs comportant seulement des résistances et des condensateurs ; l'absence de bobines d'auto-induction permet de les faire fonctionner à basse fréquence. Ces filtres permettent d'avoir une réponse en amplitude de forme déterminée avec une coupure plus rapide.

L'élément actif de notre filtre est un amplificateur de tension de type LF351 avec une impédance d'entrée de $10^{12}\Omega$, avec un gain $G = 1$ obtenu à travers un montage suiveur (voir figure II.10).

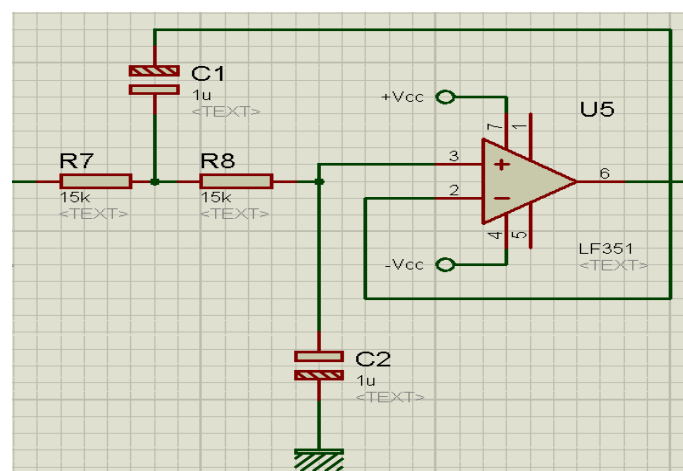


Figure II.10: Montage du filtre passe-bas de Sallen et Key

Le filtre passe-bas du second ordre est défini par une fonction de transfert de la structure suivante :

$$FT(\omega) = \frac{1}{j^2\left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2 + j\frac{1}{Q}\left(\frac{\omega}{\omega_0}\right) + 1} \dots\dots\dots(\text{II.5})$$

Avec :

$$\omega_0 = \frac{1}{R\sqrt{C_1C_2}} \dots\dots\dots(\text{II.6})$$

$$\text{Et } Q = \frac{\sqrt{C_1C_2}}{2C_2+C_1(1-K)} \dots\dots\dots(\text{II.7})$$

Sachant que $C_1 = C_2 = C$ et $K = 1$, les équations (1) et (2) deviennent :

$$\omega_0 = \frac{1}{RC} \dots\dots\dots(\text{II.8})$$

$$Q = \frac{1}{2} \dots\dots\dots(\text{II.9})$$

Les paramètres ω_0 et Q sont respectivement, la fréquence de coupure et le facteur de qualité qui influence sur la forme du coude de la réponse fréquentielle. Un facteur $Q = 0.5$ correspond à la mise en cascade de deux circuits **RC** identiques et séparés par un suiveur, et c'est le cas utilisé dans notre filtre.

La réponse fréquentielle de ce filtre est illustrée sur la figure II.11 ci-dessous :

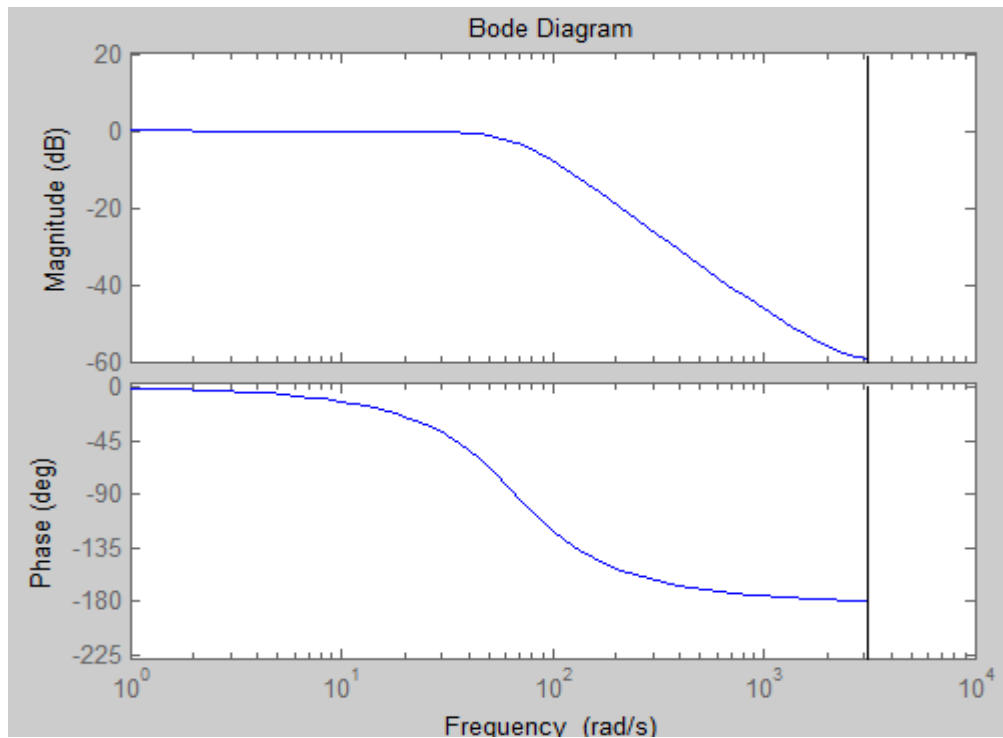


Figure II. 11: La réponse fréquentielle du filtre passe-bas utilisé

II.3.3 L'étage de l'amplification :

Le signal de sortie du filtre est encore de faible amplitude ; ce qui a exigé un autre étage d'amplification afin d'avoir une grandeur mesurable, cette étape permet d'obtenir un signal sur une plage de 5v entre la pression minimale et la pression maximale mesurée.

Pour ce faire, nous avons choisi un amplificateur non-inverseur (voir figure II.12) à base de LF356 avec un gain $G = 23$ calculé par l'équation suivante :

$$G = 1 + \frac{R2}{R1} \dots\dots\dots(II.10)$$

Avec $R1 = 1K\Omega$ et $R2 = 22K\Omega$

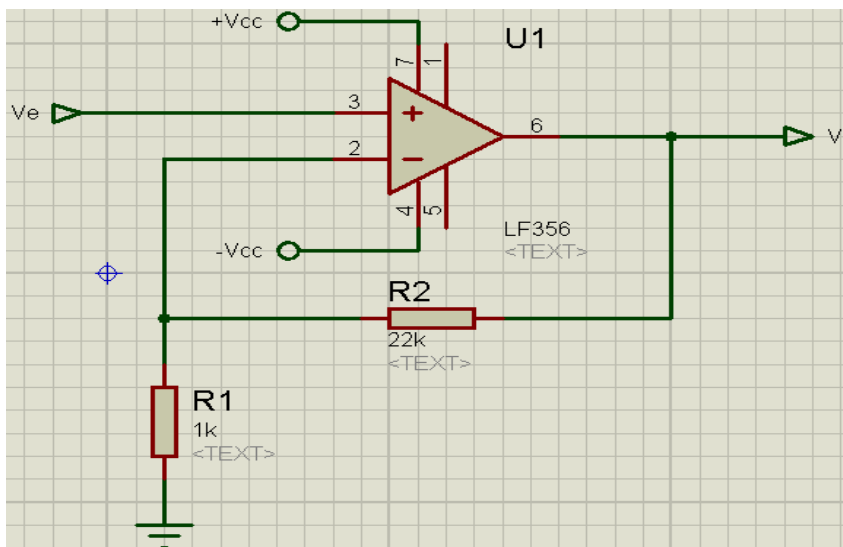


Figure II. 12: Schéma électrique du circuit d'amplification

Le signal de sortie de cet étage est illustré sur la figure II.13 ci-dessous :



Figure II. 13: Le signal de sortie de l'étage d'amplification

II.3.4 Circuit d'intégration :

Sachant que la tension détectée v correspond au débit respiratoire alors le volume V est obtenu par la relation $V = \int v dt$. Un simple montage intégrateur est alors utilisé pour déduire le volume respiratoire à partir du débit détecté. Le Circuit intégrateur est réalisé à un montage qui a pour signal de sortie l'intégrale de son signal d'entrée à base d'un amplificateur opérationnel de type LF356 (voir figure II.14). Le choix de la constante de temps $R13C5$ est important pour générer l'intégrale du signal d'entrée. Il dépend de la fréquence de ce signal. Sachant que cette fréquence ne va pas dépasser les 1hz, soit donc une durée de 1s une constante de temps de 0.1s est choisie (soit donc $R13=100k$ et $C5=1\mu$).

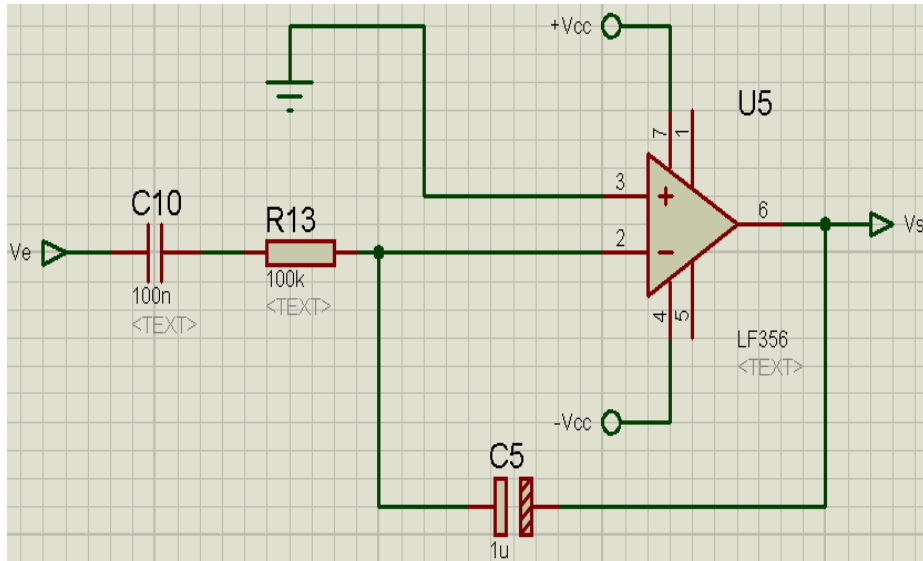


Figure II. 14: Schéma électrique du circuit intégrateur

La capacité $C5$ permet le filtrage du signal par contre le condensateur $C10$ permet d'éviter la saturation de l'amplificateur opérationnel.

II.4 Acquisition du signal :

Le signal décrivant le débit respiratoire, et après sa mise en forme va être transmis vers un PC à travers une carte d'acquisition. La carte d'acquisition utilisée pour cette réalisation est la carte ARDUINO (voir figure II.15).

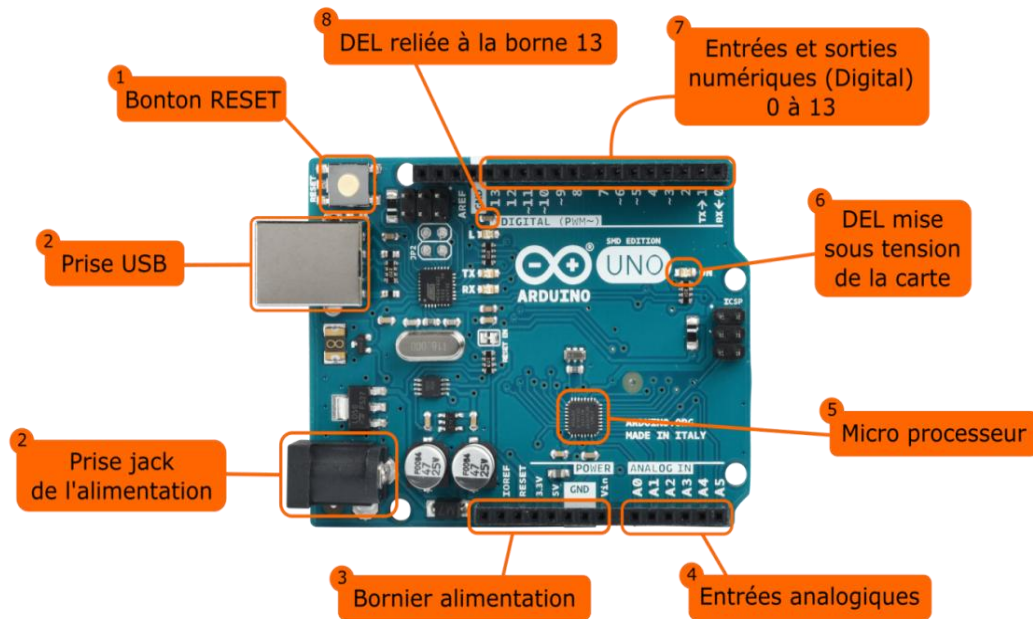


Figure II. 15: Les composants de la carte ARDUINO UNO [36]

II.4.1 Description Hardware de la carte ARDUINO :

L'ARDUINO est une plateforme open-source d'électronique programmée qui est basée sur une simple carte à microcontrôleur (de la famille AVR), et un logiciel (véritable environnement de développement intégré pour écrire, compiler et transférer le programme vers un microcontrôleur).

II.4.1.1 Les entrées & sorties :

Cette carte possède 14 broches numérique (numérotées de 0 à 13) peut être utilisée soit comme une entrée numérique, soit comme une sortie numérique, en utilisant les instructions **pinMode()**, **digitalWrite()** et **digitalRead()** du langage Arduino. Ces broches fonctionnent en 5V, et chaque broche peut fournir ou recevoir un maximum d'intensité de 40mA.

La carte UNO dispose aussi 6 entrées analogiques (numérotées de 0 à 5), chacune pouvant fournir une mesure d'une résolution de 10 bits (c'est-à-dire sur 1024 niveaux soit de 0 à 1023) à l'aide de la fonction **analogRead()** du langage Arduino. Par défaut, ces broches mesurent entre 0V (valeur 0) et 5V (valeur 1023), mais il est possible de modifier la référence supérieure de la plage de mesure en utilisant la broche AREF et l'instruction **analogReference()** du langage Arduino. [36]

II.4.1.2 Les ports de communications :

La carte Arduino UNO a de nombreuses possibilités de communications avec l'extérieur :

L'Atmega328 possède une communication série UART TTL (5V), grâce aux broches numériques 0 (RX) et 1 (TX). On utilise (RX) pour recevoir et (TX) pour transmettre les données séries de niveau TTL.

Ces broches sont connectées aux broches correspondantes du circuit intégré ATmega328 programmé en convertisseur USB vers la carte, c'est un composant qui assure l'interface entre les niveaux TTL et le port USB de l'ordinateur. Comme un port de communication virtuel pour le logiciel sur l'ordinateur, La

connexion série de l'Arduino est très pratique pour communiquer avec un PC, mais son inconvénient est le câble USB ; pour éviter cela, il existe différentes méthodes pour utiliser ce dernier sans fil. [37]

II.4.1.3 La mémoire de la carte :

Arduino UNO possède 5 types de mémoires :

II.4.1.3.1 La mémoire Flash :

La mémoire Flash est celle qui contiendra le programme à exécuter. Cette mémoire est effaçable et réinscriptible.

II.4.1.3.2 La RAM :

La mémoire RAM est la mémoire dite "vive", elle va contenir les variables de votre programme. Elle est dite "volatile" car elle s'efface si on coupe l'alimentation du microcontrôleur.

II.4.1.3.3 EEPROM :

La mémoire EEPROM est le disque dur du microcontrôleur. Vous pourrez y enregistrer des infos qui ont besoin de survivre dans le temps, même si la carte doit être arrêtée. Cette mémoire ne s'efface pas lorsque l'on éteint le microcontrôleur ou lorsqu'on le reprogramme. [37]

II.4.1.4 Les caractéristiques de la carte :

- La tension d'alimentation interne est de 5v.
- La tension d'alimentation recommandée est de 7 à 12v.
- Les entrées/sorties numériques : 14 dont 6 sorties PWM.
- Les entrées analogiques : 6.
- Un microcontrôleur ATmega328.
- Le courant maximal par broche E/S : 40mA.
- Une mémoire Flash 32KB dont 0.5KB est utilisée par boot loader.
- Une mémoire SRAM 2KB.
- Une mémoire EEPROM 1KB.
- La fréquence horloge est de 16MHz.
- Les dimensions : 68.6mm x 53.3mm. [38]

II.5 Le circuit d'offset :

Compte tenu que la conversion Analogique digitale à travers la carte ARDUINO est unipolaire et puisque le signal analogique à l'entrée analogique de la carte est bipolaire, un circuit d'offset est nécessaire. Le circuit réalisé est illustré sur la figure II.16.

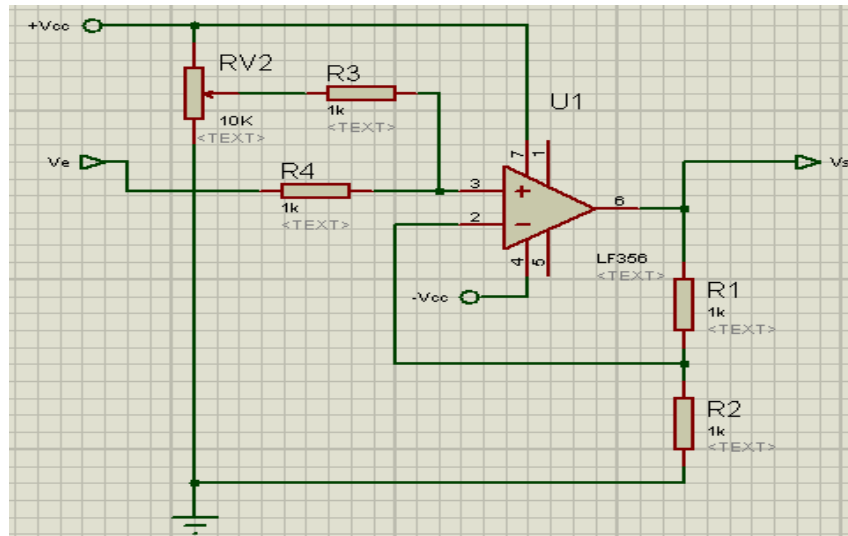


Figure II. 16: Schéma électrique du circuit d'offset

L'amplificateur de type LF356 permet d'assurer une adaptation d'impédance entre le circuit de mise en forme et l'entrée analogique de la carte d'acquisition, le potentiomètre RV2 permet d'ajuster la tension d'offset à rajouter au signal respiratoire mesuré.

II.6 Circuit d'alimentation :

Tous les montages électroniques nécessitent une source d'alimentation pour pouvoir fonctionner. Ainsi, l'alimentation du laboratoire risque de fluctuer à n'importe quel moment ; un circuit d'alimentation à base d'un transformateur abaisseur s'avère donc nécessaire.

Le circuit choisi pour cette application est illustré sur la figure III.13, il est à base d'un transformateur abaisseur qui permet de générer une tension symétrique. Un pont de diodes est utilisé pour faire un double redressement et des capacités de 2,2mF sont ajoutées pour assurer un filtrage des ondulations de tension à la sortie du pont.

La tension aux points (A) et (B) est respectivement + 22v, -22v, des régulateurs de tension LM7805, LM7905 sont utilisés afin de reproduire à partir de ces tensions deux potentiels symétriques +5 et -5v (aux points C et D) ; ces tensions vont être filtrées par les capacités C6 et C7.

Les résistances R11 et R12 sont utilisées pour la protection des LED.

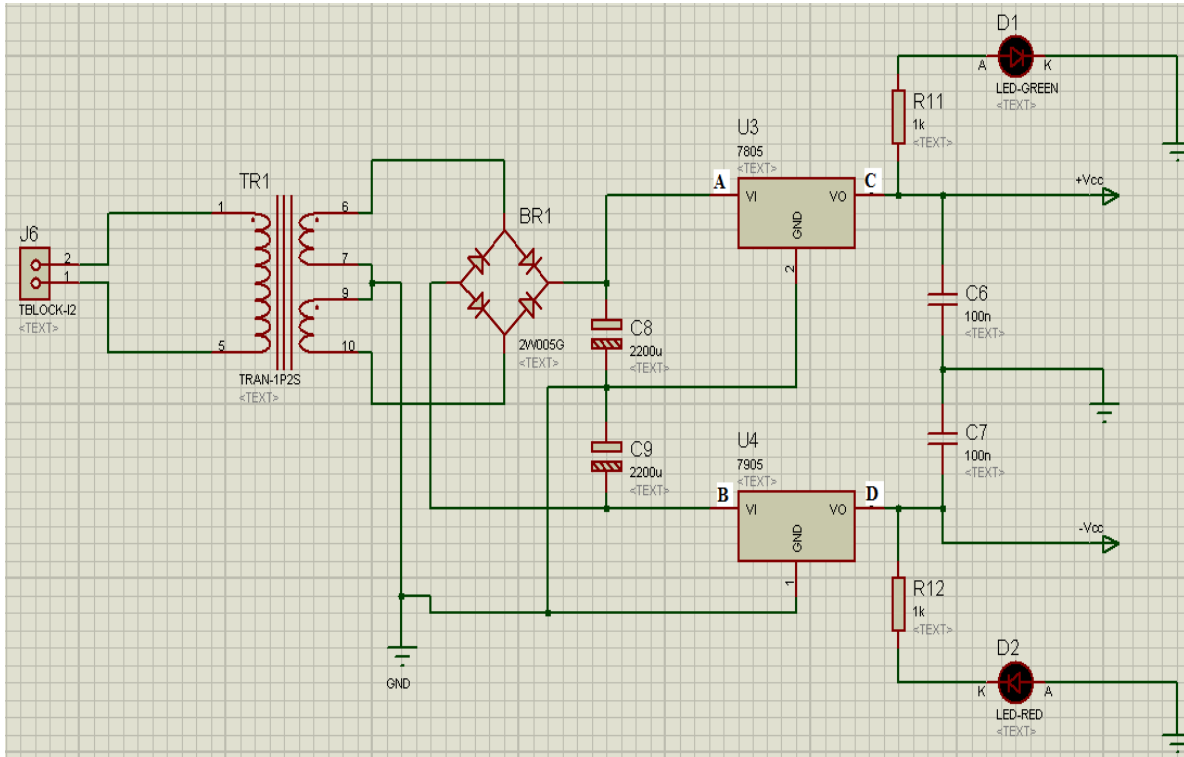


Figure II. 17: Circuit d'alimentation de la maquette

II.7 Description du Software d'acquisition de signal :

L'acquisition du signal respiratoire exige l'utilisation de deux programmes ; le premier est implémenté sous l'environnement de programmation Arduino (IDE en anglais) et le deuxième sous l'environnement LabVIEW.

II.7.1 Numérisation du signal :

La numérisation du signal respiratoire est faite sous l'environnement Arduino qui est une plate-forme open-source d'électronique programmée basée sur une simple carte à microcontrôleur (de la famille AVR), et un logiciel, véritable environnement de développement intégré, pour écrire, compiler et transférer le programme vers la carte ; ce logiciel de programmation est une application téléchargeable gratuitement sur site web, écrite en langage JAVA. [37]

L'interface de l'application Arduino contient les éléments suivants (voir figure II.17):

1. Des options de configuration du logiciel qui permettent de créer un nouveau programme, le sauvegarder et de gérer les préférences du logiciel et les paramètres de communication avec la carte Arduino.
2. Une barre des boutons pour la programmation servant de gauche à droite de vérifier ou compiler, télé-verser le programme vers la carte, créer un nouveau fichier, charger un programme existant et enregistrer le programme en cours.
3. Fenêtre d'édition de programme : c'est la zone de programmation contenant le programme à créer.

4. Le débogueur : c'est la console qui affiche les erreurs du programme ainsi que les messages de compilation et de télé-versement. [21]

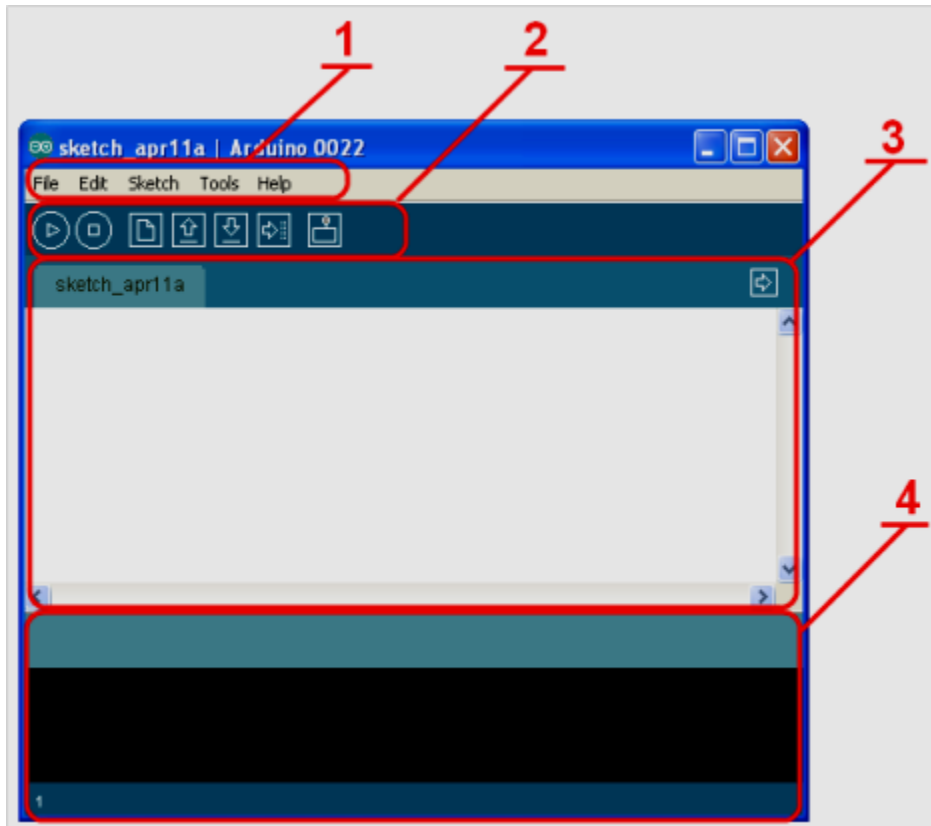


Figure II. 18: Environnement de développement d'Arduino [21]

II.7.2 Description du programme de digitalisation du signal :

Le programme ci-dessous (figure II.18) permet une conversion analogique-numérique du signal étudié au niveau de l'entrée analogique A0 de la carte Arduino pour être transmis par la suite vers un PC à travers le port série de cette dernière.

Les commentaires encadrés à gauche et à droite du programme expliquent le rôle de chaque instruction.

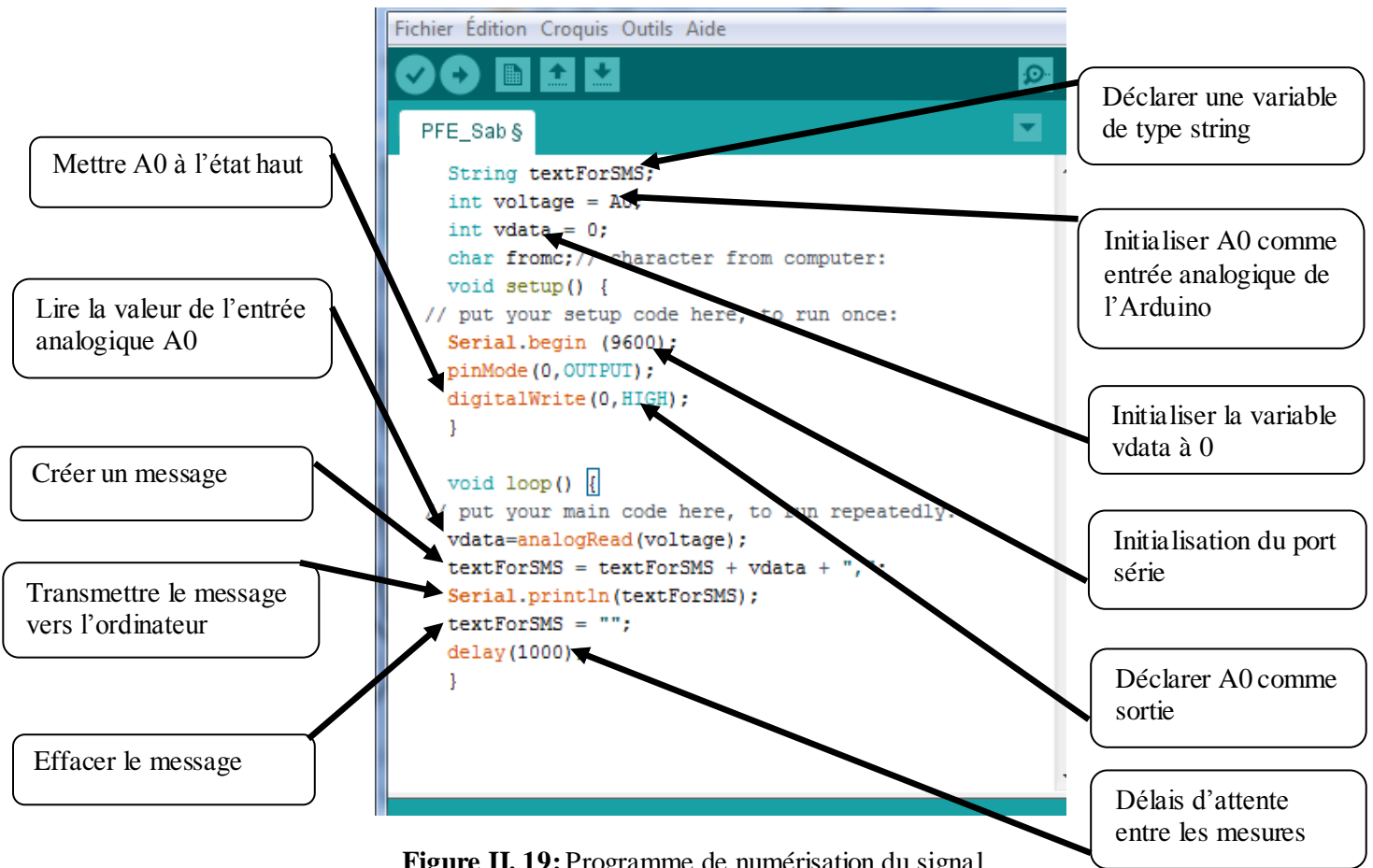


Figure II. 19: Programme de numérisation du signal

II.7.3 Visualisation et traitement du signal :

La deuxième partie du software d'acquisition est implémentée sous l'environnement de programmation LabVIEW (Laboratory of Virtual Instruments Engineering Workbench), c'est une "Plate-forme Expérimentale d'Instruments Virtuels pour Laboratoire et c'est un environnement de programmation disponible sur plusieurs systèmes d'exploitation commercialisé par la société "National Instruments". En LabVIEW on n'écrit pas de lignes de programme dans un langage textuel comme Pascal ou C, Basic ou Fortran, mais on manipule des objets graphiques, il utilise le langage de programmation G qui est un langage graphique, différent des ces langages de programmation.

Ce système de programmation comporte des bibliothèques de fonctions dédiées à l'acquisition de données, le contrôle d'instruments, l'analyse, le traitement des signaux et le stockage des données.

II.7.3.1 Les fenêtres du logiciel :

Un programme de LabVIEW comprend 2 fenêtres distinctes : le panneau avant et le diagramme.

II.7.3.1.1 Le panneau avant :

La face avant est l'interface utilisateur d'un VI (Virtual Instrument), cette fenêtre où apparaissent des objets sous forme de commandes d'entrée ou contrôleurs ou d'indicateurs de sortie constitue l'interface

interactive du programme (voir figure II.19). Les commandes et les indicateurs sont situés sur la palette « Commandes ».

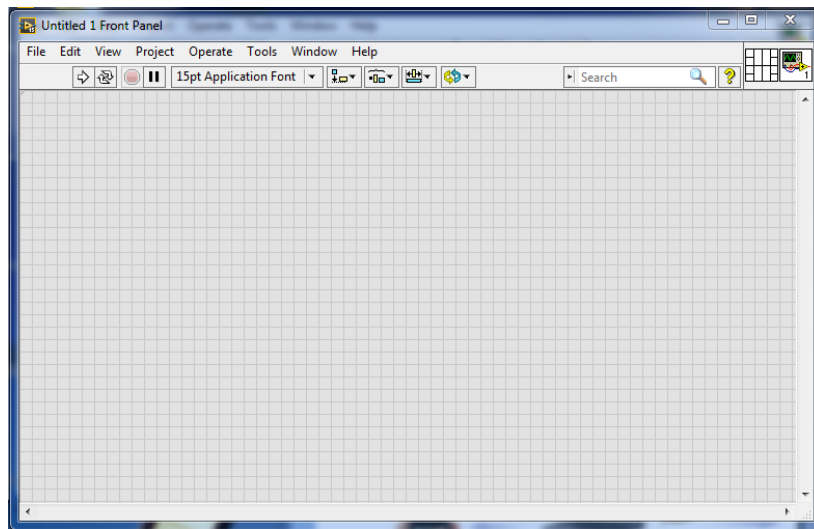


Figure II. 20: Un panneau avant vide

1. Les commandes permettent de simuler les mécanismes d’entrée des instruments et fournissent des données au diagramme du VI, comme les boutons rotatifs, les boutons poussoirs et les cadrans.
2. Les indicateurs permettent de simuler les mécanismes de sortie d’instruments et affichent les données que le diagramme acquiert ou génère ; comme les graphes, les LED et d’autres types d’afficheurs. [39]

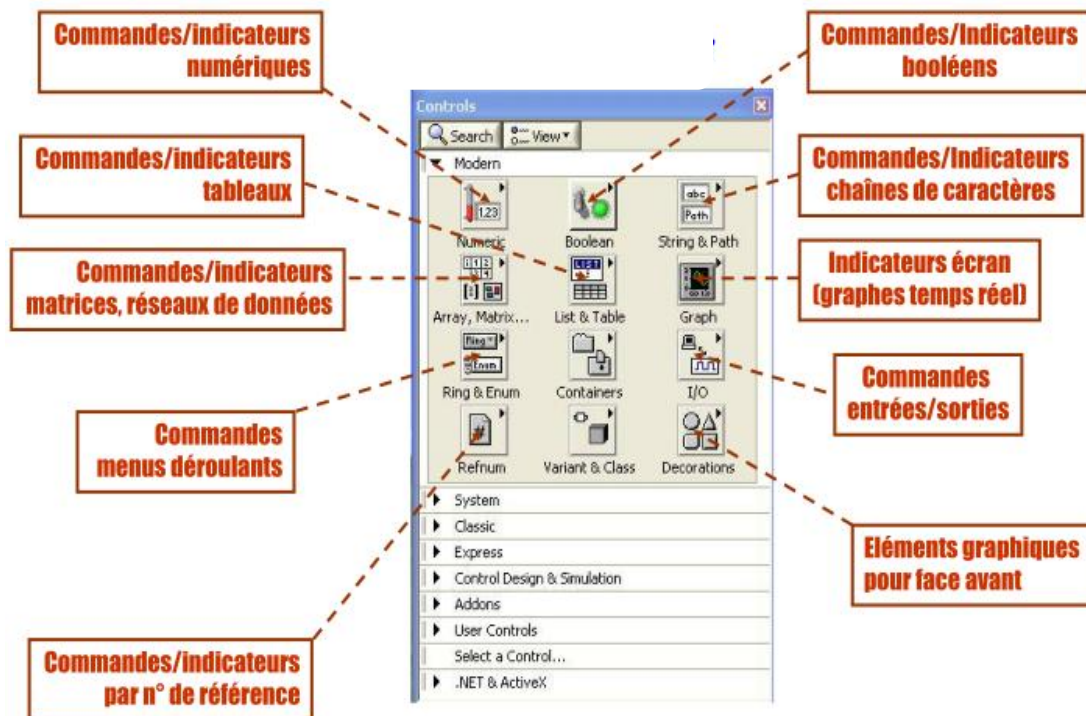


Figure II. 21: Le menu commandes et indicateurs du LabVIEW

II.7.3.1.2 Le diagramme :

Le diagramme contient le programme source en langage graphique, cette fenêtre contient le code source graphique représentant le programme écrit en langage G. Le code du diagramme utilise des représentations graphiques de fonctions pour contrôler les objets de la face-avant. Ces objets apparaissent sous forme de terminaux d'icône sur le diagramme.

Les fils de liaison connectent les terminaux des commandes et des indicateurs aux VI (Virtual Instrument) et aux fonctions ; les données circulent dans les fils de liaison de la façon suivante : des commandes aux VI et aux fonctions, des VI et des fonctions aux indicateurs et des VI et fonctions à d'autres VI et fonctions. La direction dans laquelle les données passent par les nœuds du diagramme détermine l'ordre d'exécution des VI et des fonctions, ce mouvement de données est appelé programmation par flux de données. [39]

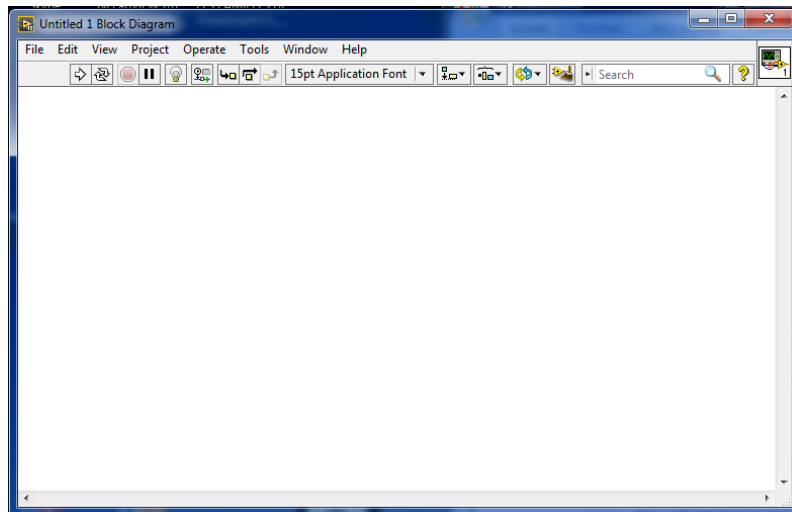


Figure II. 22: Un bloc de diagramme vide

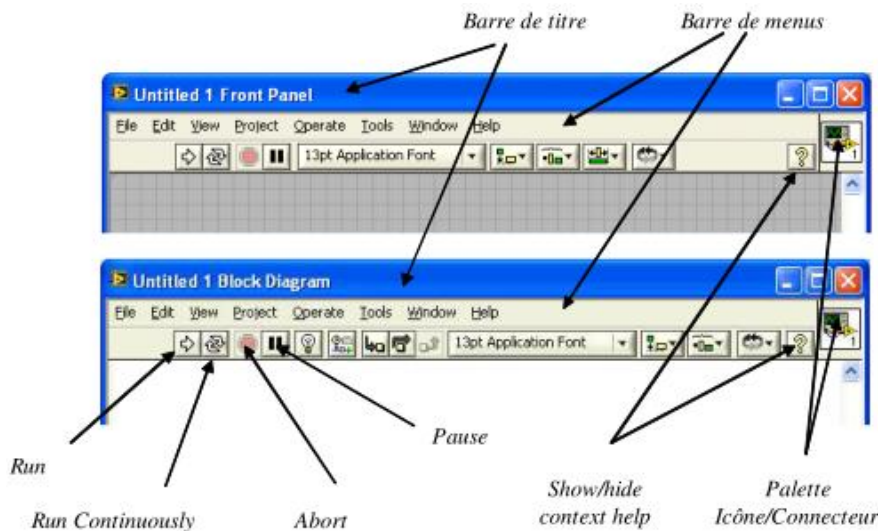


Figure II. 23: Les caractères communs entre les deux fenêtres [40]

II.7.3.2 Domaines d'application de LabVIEW :

Le logiciel LabVIEW permet de faire de la programmation graphique pour les mesures et l'automatisation, il permet donc de développer toute une chaîne d'acquisition, de traitement et de commande à partir d'un PC (voir figure II.18)



Figure II. 24: Domaines d'application de LabVIEW [41]

Il permet aussi :

1. Le développement de dispositifs de traitement de l'information.
2. L'analyse automatisée de plasma.
3. Le développement des capteurs pour la métrologie de COV. [41]

II.7.4 L'interface graphique :

On appelle interface utilisateur l'ensemble des mécanismes, matériels ou logiciels qui permettent à l'utilisateur d'interagir avec un système informatique, elle fait le lien entre l'homme et la machine.

Une interface graphique ou bien GUI en anglais pour (Graphical User Interface) c'est le dispositif de dialogue homme-machine dans lequel les objets à manipuler sont dessinés sous forme de pictogrammes à l'écran, les interfaces graphiques ont vu le jour à la fin des années 1970 par les ingénieurs du centre de recherche Xerox PARC. La majorité des interfaces graphiques sont composées de fenêtres qui contiennent divers composants graphiques (Widgets), elles comprennent aussi des icônes, des menus, des boutons, des cases à cocher, des de choix et des zones de texte.

II.7.5 Description de l'interface graphique développée sous LabVIEW :

Pour la mesure du débit et volume respiratoire ainsi que la visualisation de ces derniers, une interface graphique a été développée sous LabVIEW (voir figure II.24).

Cette interface permet aussi le calcul et l'affichage automatique des différents volumes et capacités pulmonaires, elle possède aussi une fenêtre pour le remplissage des données du le patient.

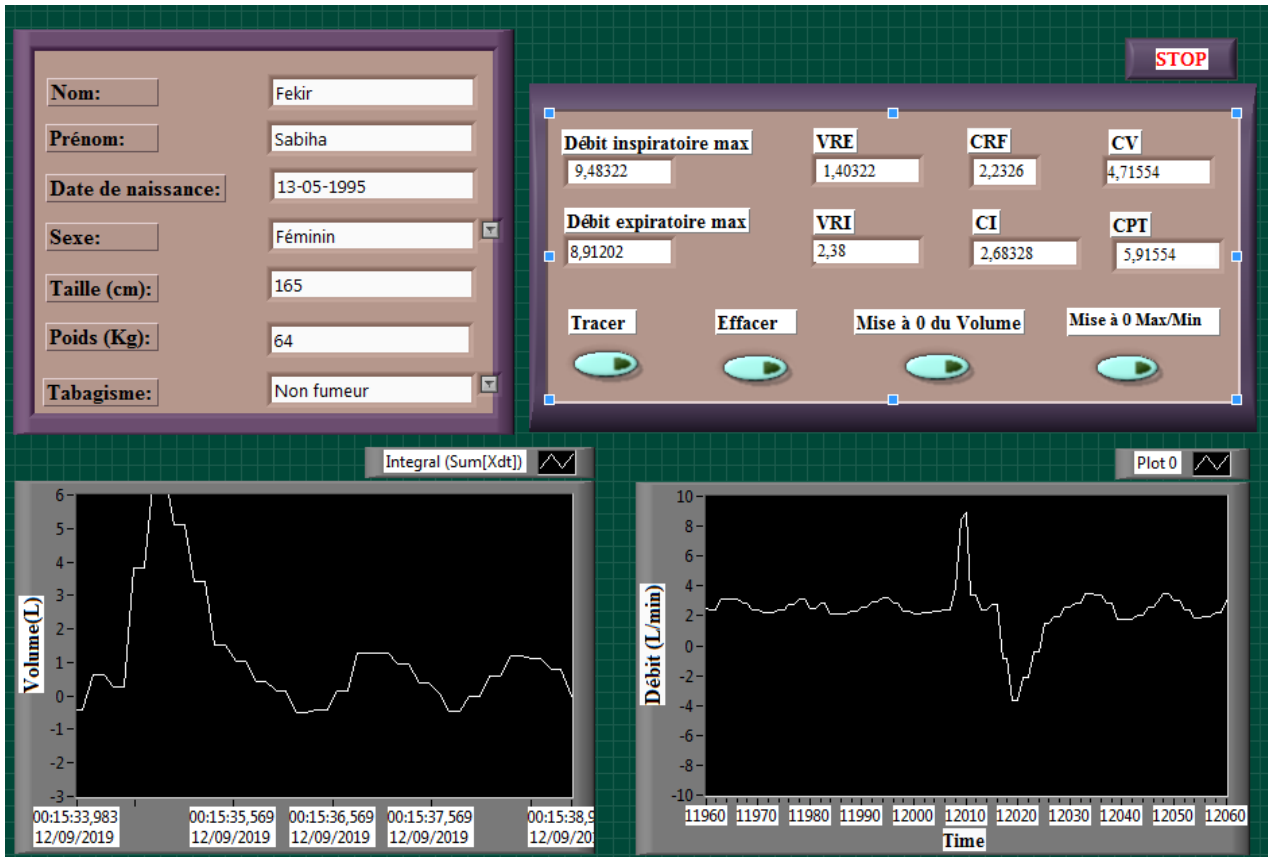


Figure II. 25: Interface développée sous le logiciel LabVIEW

Le diagramme ci-dessous représente le code source de cette interface graphique, il se compose de plusieurs fonctions, contrôles, commandes et indicateurs afin d’aboutir à ces résultats.

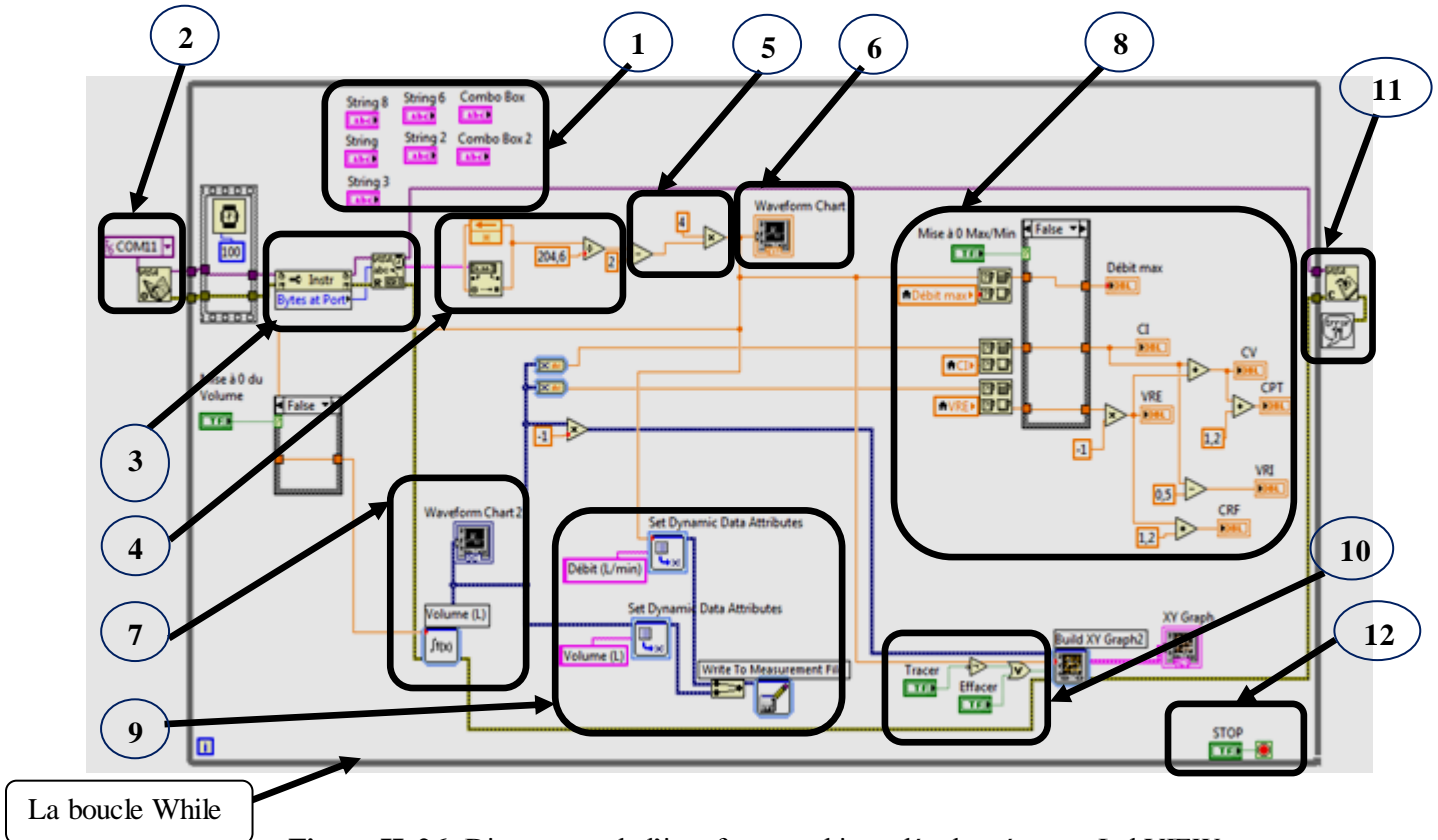


Figure II. 26: Diagramme de l’interface graphique développée sous LabVIEW

II.7.6 Description du diagramme :

Les commentaires ci-dessous expliquent le fonctionnement de l’interface graphique développée sous le logiciel LabVIEW, sachant que n’importe quel programme sur ce logiciel doit être dans une boucle while (While Loop) pour assurer une exécution continue du programme jusqu’à l’obtention du résultat voulu.

1. Détails du sujet (nom, prénom, âge, taille...).
2. Choix et ouverture du port série de l’Arduino.
3. Lecture des données en nombre de bits.
4. Conversion du nombre de bits en volts.
5. Amplification des valeurs.
6. Affichage du signal de débit.
7. Intégration du débit et affichage du signal de volume.
8. Calcul des volumes et capacités respiratoires.
9. Enregistrement des valeurs de débit et volume.
10. Boutons pour tracer et effacer les graphes.
11. Fermeture du port série de l’Arduino.
12. Arrêter l’exécution du programme.

II.8 Conclusion :

La plateforme réalisée a été décrite dans ce chapitre. Cette description a concerné chacun des circuits partant du capteur, des circuits de mise en forme, de la carte d’acquisition avec son logiciel et l’interface graphique. Un intérêt particulier a été porté au choix des circuits par rapport aux objectifs assignés dans cette réalisation.

CHAPITRE III:

MESURES SUR LA PLATEFORME ET CONCLUSION GENERALE

III.1 Introduction :

Le chapitre précédent était consacré à la description des différents blocs du circuit électronique permettant la détection et la mise en forme du signal respiratoire ainsi que l'acquisition et l'affichage sur une interface graphique. Dans ce chapitre on va s'intéresser à l'évaluation de cette réalisation à travers différentes mesures accomplies sur différents sujets. Les mesures concernent d'abord la mesure des signaux obtenus à travers les différents points tests prévus sur cette plateforme en utilisant un oscilloscope dans un but de permettre un dépannage facile, suivi de mesures faites sur des sujets d'âges et de sexe différents visualisées sur l'interface graphique réalisée.

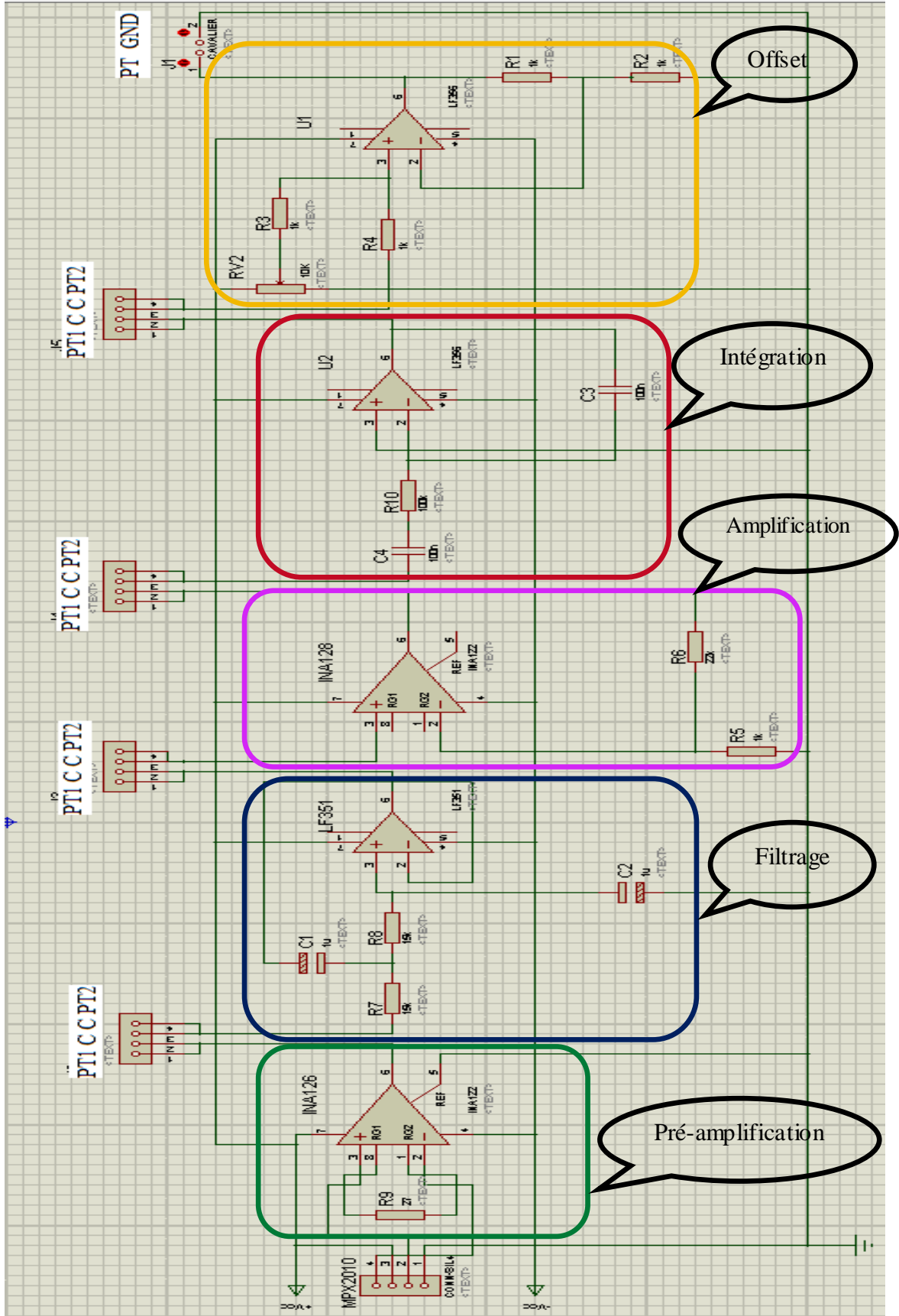


Figure III. 1: Schéma électrique de la plateforme réalisée

III.2 Représentation des signaux au niveau de chaque point :

III.2.1 Au niveau de la sortie du préamplificateur :

Les figures ci-dessous illustrent le signal du débit respiratoire au niveau du premier point test c'est-à-dire au niveau de la sortie de l'étage de pré-amplification, ces signaux visualisés sur un oscilloscope numérique avec le même calibre correspondent aux trois sujets adultes de sexe féminin.



Figure III. 2: Signal du débit respiratoire d'un sujet de 25ans

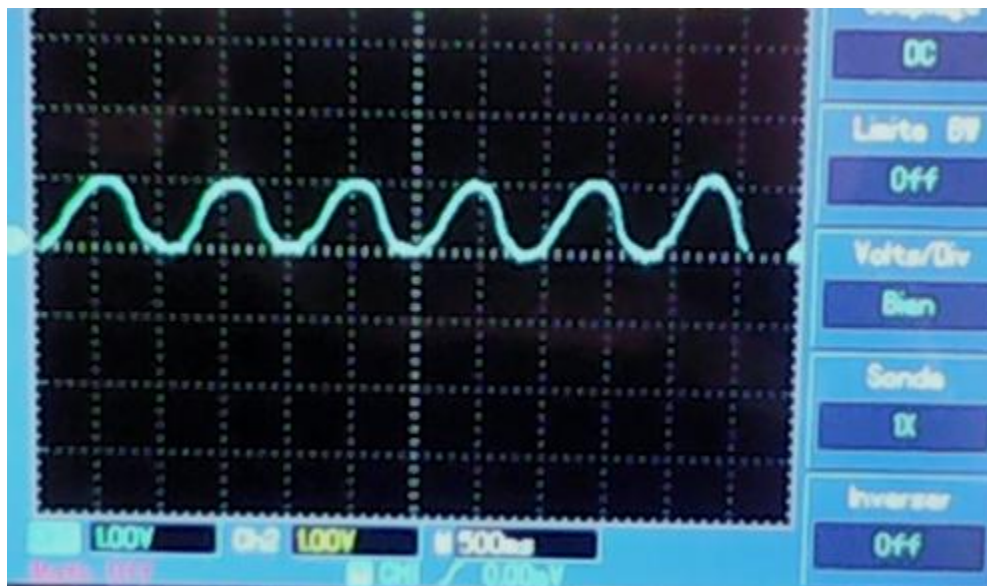


Figure III. 3: Signal du débit respiratoire d'un sujet de 23 ans

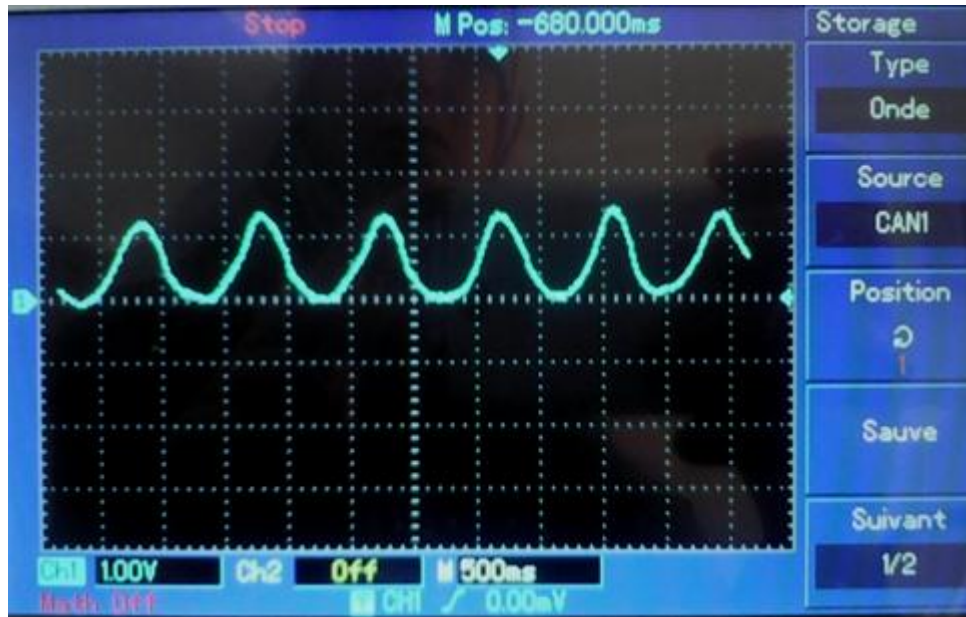


Figure III. 4: Signal du débit respiratoire d'un sujet de 24 ans

- Le premier signal correspond à un sujet de 25 ans, d'une taille de 160cm et d'un poids de 58 kg.
- Le deuxième signal correspond à un sujet de 23 ans, d'une taille de 157cm et de 52kg de poids.
- Le troisième signal correspond à un sujet de 24 ans, d'une taille de 164cm et d'un poids de 65kg.

D'après les signaux ci-dessus, on remarque que les trois signaux sont de la même amplitude ainsi que la fréquence car la période d'un cycle respiratoire des trois signaux est de 1s, mais dans le premier signal on voit que le temps d'expiration est plus court par rapport à celui de l'inspiration en le comparant avec le deuxième signal où on remarque une égalité entre le temps d'inspiration et d'expiration.

Le troisième signal est grand par rapport aux autres en termes d'amplitude et de fréquence, ainsi qu'on voit qu'il y a un temps de pause de quelques millisecondes entre les cycles respiratoires.

III.2.2 Au niveau de la sortie du filtre :

Les figures ci-dessous illustrent le signal du débit respiratoire au niveau de la sortie de l'étage du filtrage, ces signaux visualisés sur un oscilloscope numérique avec le même calibre correspondent aux deux sujets adultes de sexe féminin.



Figure III. 5: Signal de sortie du filtre d'un sujet de 23 ans



Figure III. 6: signal de sortie du filtre d'un sujet de 24 ans

Le premier signal illustre une respiration un petit peu arythmie en terme d'amplitude et de la fréquence, alors que dans le deuxième signal on observe une respiration rythmée avec une période de 1s et tous les cycles ont la même amplitude. La durée moyenne d'un cycle respiratoire dans le premier signal est de **1.125s** calculée par l'équation suivante :

$$\frac{\text{temps total}}{\text{nbr de cycles}} = \frac{9}{8} = 1.125s \dots\dots\dots(III.1)$$

Pour les deux signaux on voit un décalage du signal vers le bas c'est-à-dire une tension d'offset négative.

III.2.3 Au niveau de la sortie de l'amplificateur :

A la sortie de cet étage, les signaux précédents sont amplifiés et visualisés sur les figures ci-dessous.

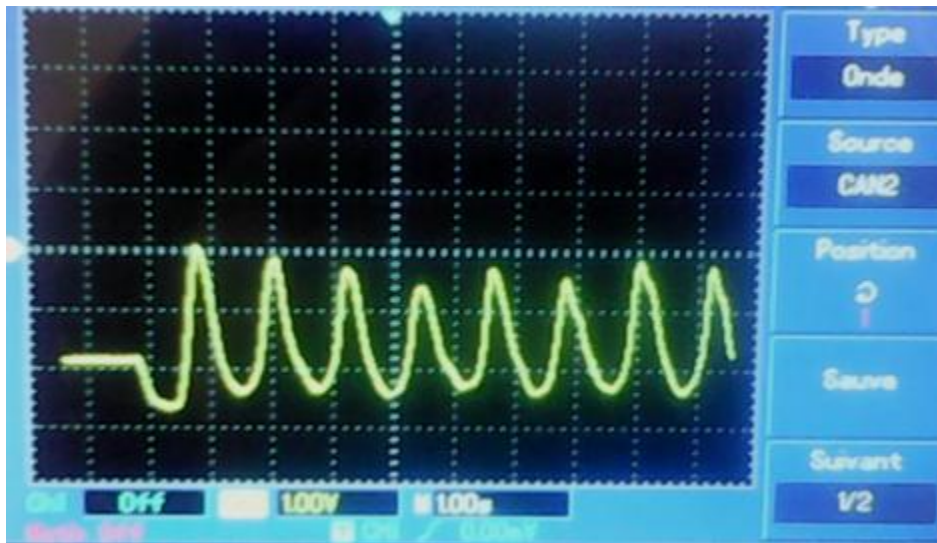


Figure III. 7: Signal du débit respiratoire amplifié d'un sujet de 23 ans



Figure III. 8: Signal du débit respiratoire amplifié d'un sujet de 24 ans

On remarque que la morphologie du premier signal après amplification est la même qu'avant en terme de rythme respiratoire qui est irrégulier. L'amplification des deux signaux apparait clairement ainsi que la tension d'offset a augmenté ; l'amplitude du premier signal est comprise entre 2v et 2.8v contrairement au deuxième signal qui est entre 2.4v et 3v ; cette différence revient à la capacité pulmonaire de chaque individu.

La période moyenne d'un cycle respiratoire est calculée par l'équation précédente et elle est de **1.076s** sachant que le temps total est de 8.6s et le nombre des cycles respiratoires est 8.

La période moyenne de chaque cycle respiratoire dans le deuxième signal est de **0.83s** car on a 6 cycles dans 5s. Ce qui montre que la fréquence respiratoire du deuxième sujet est grande par rapport au premier.

III.2.4 Au niveau de la sortie de l'intégrateur :

Les figures ci-dessous illustrent les deux signaux au même temps, le signal d'entrée et le signal de sortie de l'intégrateur pour pouvoir visualiser la différence entre les deux signaux. Ces signaux correspondent aux deux sujets précédents :

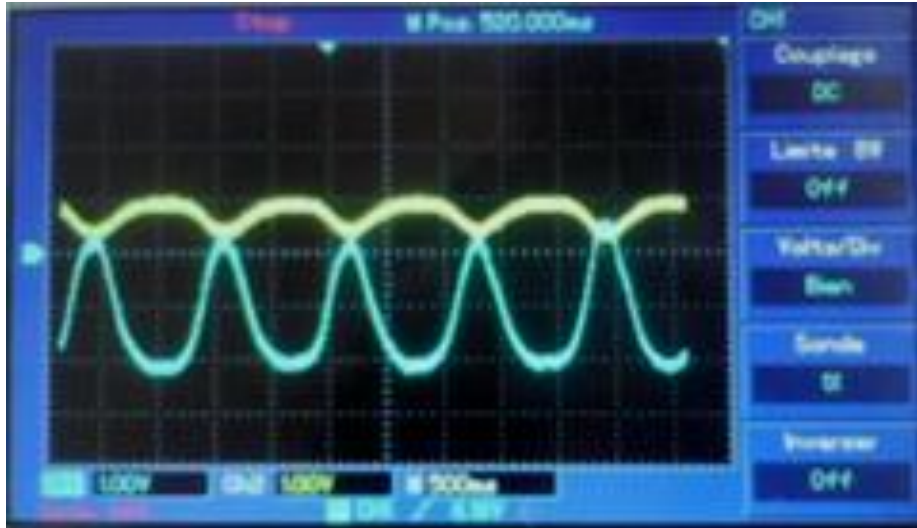


Figure III. 9: Signal du débit et signal du volume respiratoire d'un sujet de 24 ans

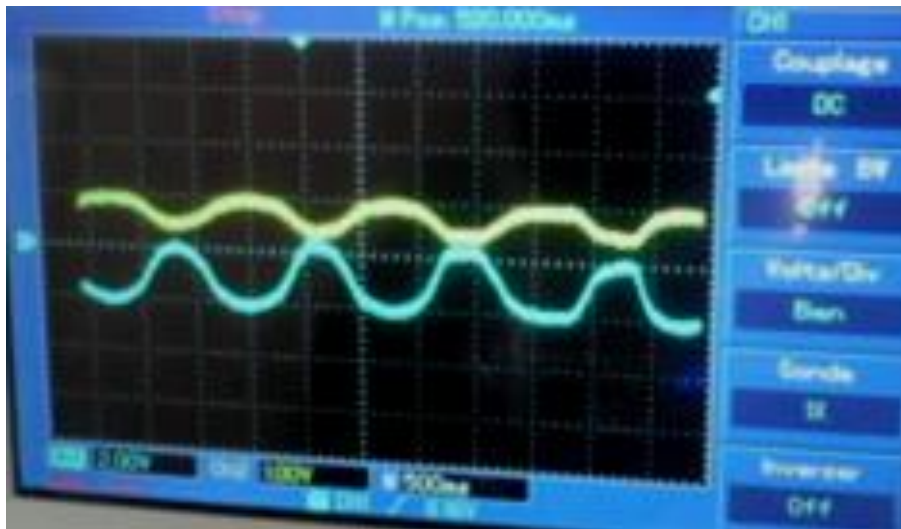


Figure III. 10: Signal du débit et signal de volume respiratoire d'un sujet de 23 ans.

— : Signal de sortie.

— : Signal d'entrée.

Dans les deux signaux on voit clairement l'intégration du signal du débit respiratoire avec une diminution de l'amplitude du signal, cette diminution est faite pour des fins de calibration de telle façon à ce que l'amplitude du signal de sortie pour une respiration normale ne dépasse pas 0.8L qui représente le volume courant maximal.

Les deux signaux du volume respiratoire sont égaux en termes d'amplitude. La durée moyenne d'un seul cycle respiratoire pour le premier sujet est de **1.125s** sachant qu'il y a 4 cycles par 4.5s, alors que pour le

deuxième sujet elle est de **1.33s** car on a 3 cycles par 4s ce qui montre que la fréquence respiratoire du premier sujet est faible par rapport au deuxième.

III.2.5 Au niveau de la sortie du circuit d'offset:

Les figures ci-dessous représentent le signal de la capacité vitale lente des différents sujets adultes, sains non fumeurs et au repos.

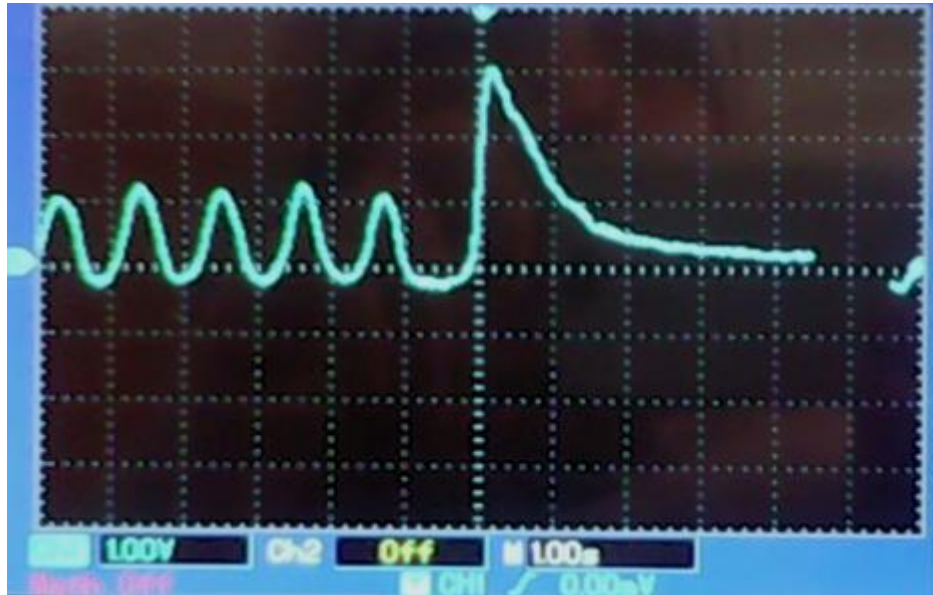


Figure III. 11: Signal de la CVL d'un sujet masculin de 23 ans

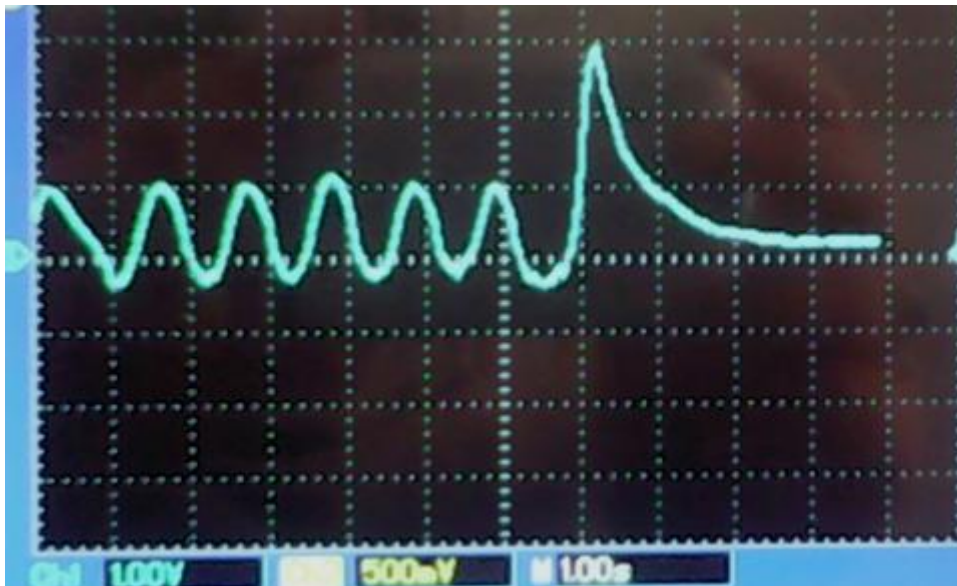


Figure III. 12: Signal de la CVL d'un sujet masculin de 24 ans

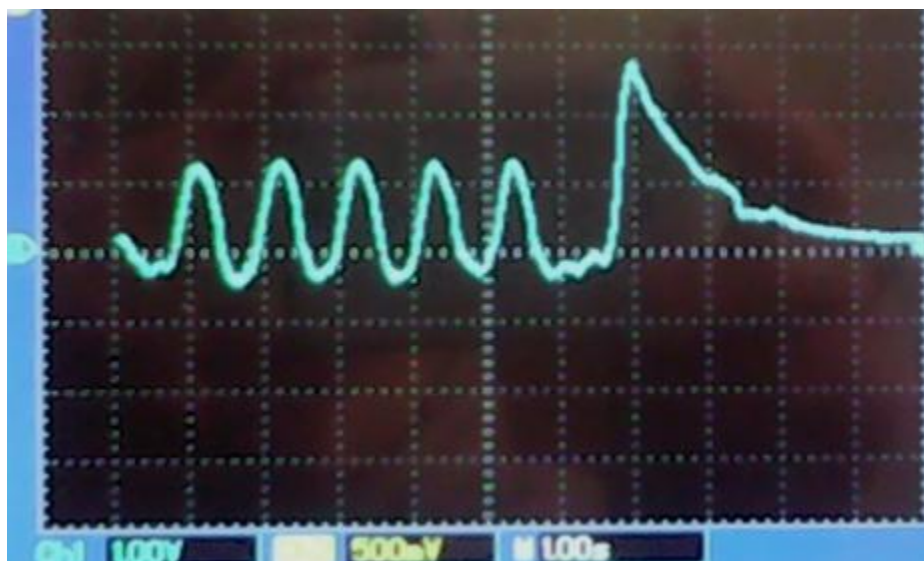


Figure III. 13: Signal de la CVL d'un sujet masculin de 24 ans

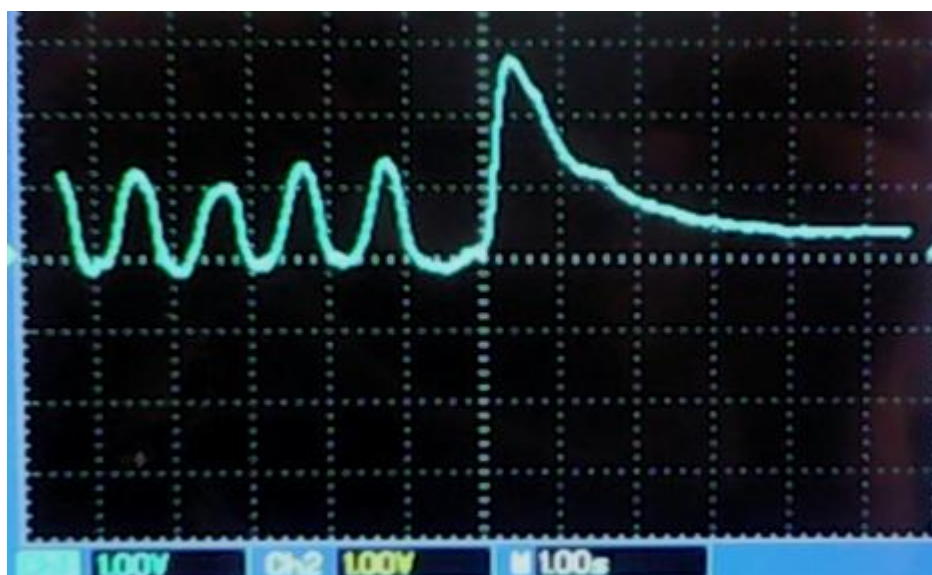


Figure III. 14: Signal de la CVL d'un sujet féminin de 22 ans

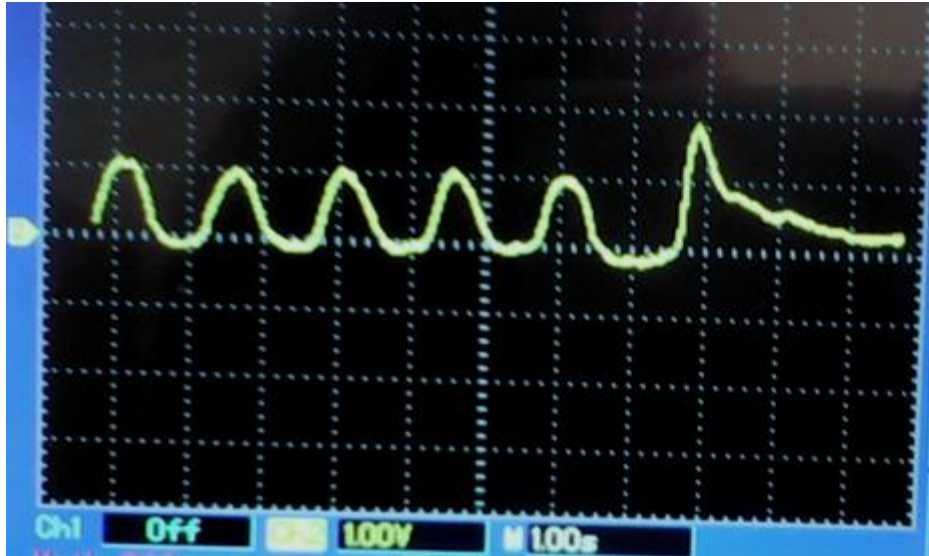


Figure III. 15: Signal de la CVL d'un sujet féminin de 23 ans

Le premier signal représente la CVL d'un sujet masculin d'une taille de 179cm et d'un poids de 70kg, ce sujet a fait cinq cycles respiratoires normaux dans 5s ce qui donne une fréquence respiratoire de 60cycles/min.

Le deuxième signal correspond à un sujet féminin d'une taille de 163cm et d'un poids de 78kg, il a fait cinq cycles respiratoires dans 5.4s ce qui donne une fréquence respiratoire de 55.5cycles/min.

Le troisième signal du débit respiratoire correspond à un sujet masculin d'une taille de 175cm et d'un poids de 73kg, la fréquence respiratoire de ce sujet est de 62.5cycles/min car il a fait cinq cycles respiratoires normaux dans 4.8s

Le quatrième signal représente le débit respiratoire d'un sujet d'une taille de 165cm et d'un poids de 63kg, la fréquence respiratoire de ce sujet est de 57cycles/min par ce qu'on a 4 cycles normaux dans 4.2s

Le cinquième signal illustre la CVL d'un sujet d'une taille de 157cm et d'un poids de 52kg, ce sujet a fait 5 cycles respiratoires normaux dans 6.6s ce qui donne une fréquence respiratoire de 45cycles/min.

On voit que la fréquence respiratoire chez un homme est supérieure à celle d'une femme. L'inconvénient est que l'amplitude de tous ces signaux ne dépasse pas 3v ce qui a exigé un traitement numérique supplémentaire afin d'améliorer la qualité des signaux.

III.3 Débit respiratoire au repos et à l'effort :

III.3.1 Mesures au niveau de la sortie analogique de la plateforme :

Un ensemble de tests faisant appel à différents sujets ont été réalisés sur la plateforme. Pour chaque test le sujet était assis et demandé de souffler dans le boîtier du capteur, d'abord au repos suivi d'une inspiration et expiration forcée.

Les figures III.16 et III.17 représentent respectivement l'enregistrement d'un signal du débit respiratoire au repos et après un effort recueilli à la sortie de la plateforme avant son acquisition et affiché sur

un oscilloscope numérique avec un couplage DC pour visualiser la composante continue du signal et un calibre de 1v.

C'est un signal du débit respiratoire d'un sujet sain de 24 ans, d'une taille de 1.66 m et d'un poids de 64Kg.

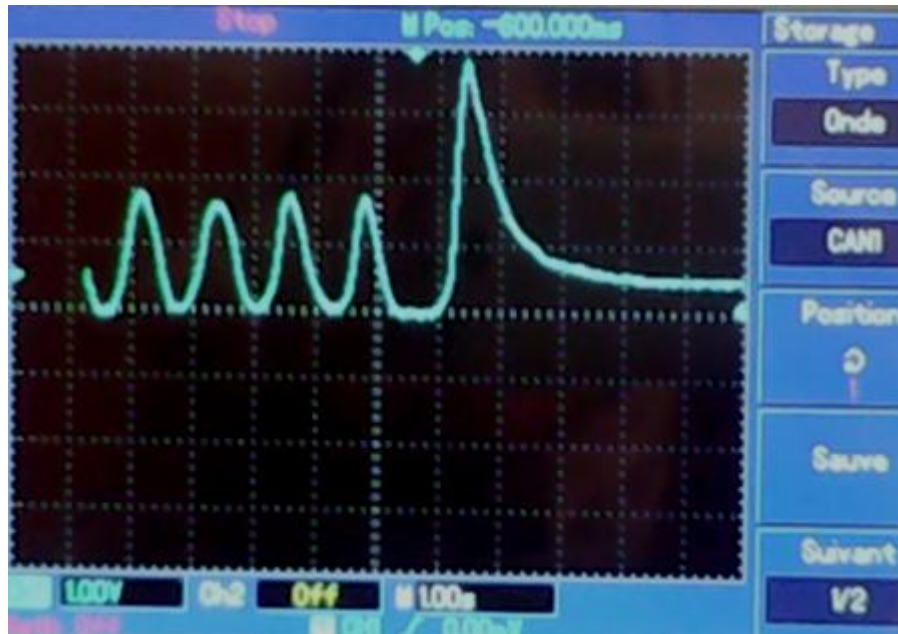


Figure III. 16:Signal du débit respiratoire d'un sujet normal (au repos) recueilli à la sortie de la plateforme avant son acquisition

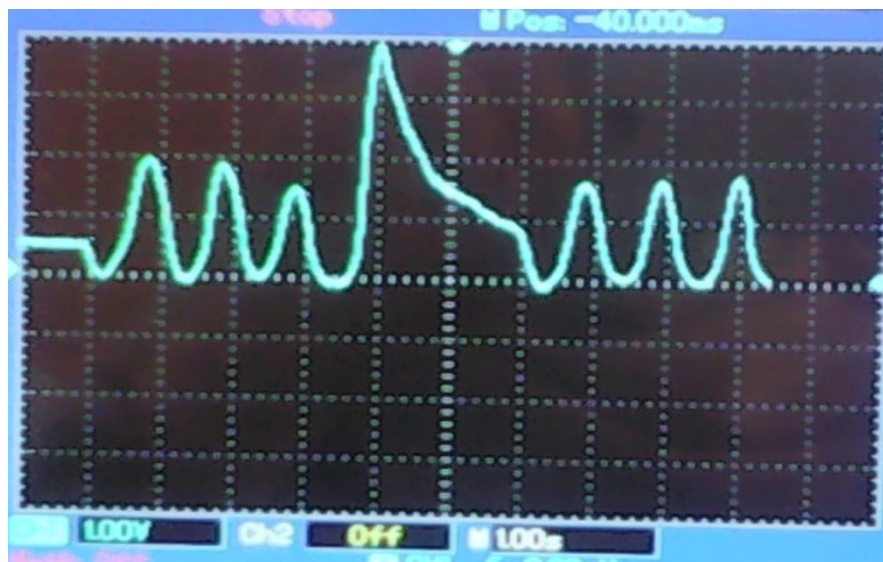


Figure III. 17: Signal du débit respiratoire d'un sujet sain (après effort) à la sortie de la plateforme avant son acquisition

Dans les deux cas la première partie de la courbe représentent des ondes oscillatoires plus ou moins régulières décrivant le débit respiratoire correspondant au volume courant, à savoir une respiration normale. Il est clair que les amplitudes de ces ondes reflètent la quantité d'air échangée à chaque respiration,

cependant les durées entre deux pics successifs de ces ondes reflètent le rythme respiratoire. La deuxième partie de ces courbes reflète les phases d'inspiration et d'expiration forcées. Le pic de la courbe correspond à la quantité d'air maximale inspirée. Toutefois, un calibrage est nécessaire pour représenter ces valeurs en volume. Il faut aussi remarquer qu'à l'effort les durées entre les pics diminuent compte tenu que le mouvement respiratoire augmente.

III.3.2 Mesures après acquisition et numérisation du signal analogique :

La même procédure a été suivie que ci-dessus pour tester le circuit d'acquisition et de numérisation à travers la carte ARDUINO (voir routine de visualisation et tracé du signal en annexe). Les signaux obtenus sont illustrés sur les figures III.18 et III.19 ci-dessous. Il est clair que dans les deux cas le signal analogique est fidèlement reproduit après sa numérisation et acquisition à travers la carte d'acquisition ARDUINO.

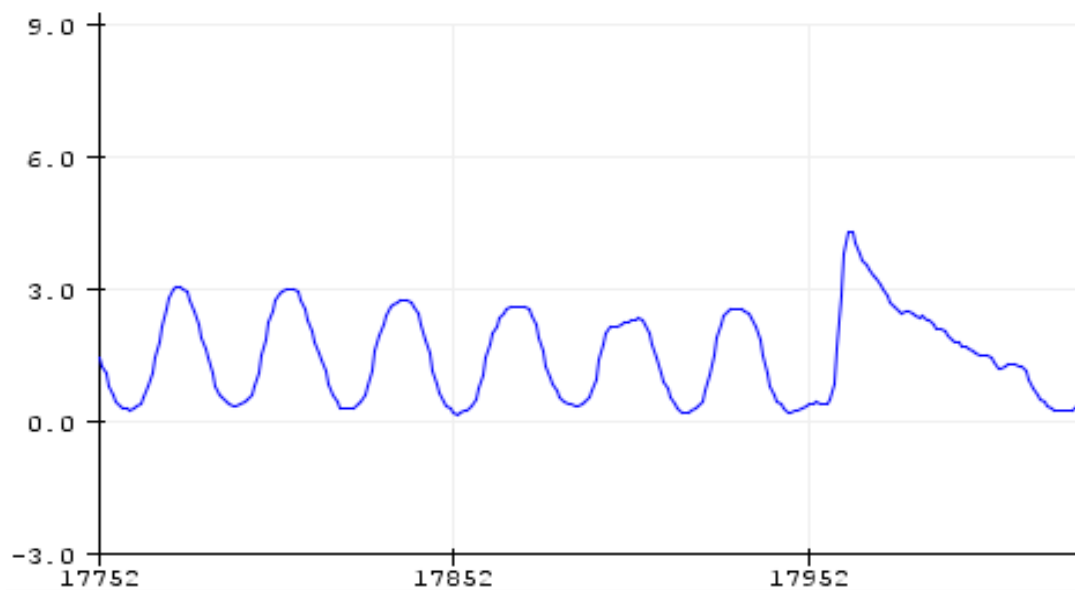


Figure III. 18: Signal du débit respiratoire sur le traceur série de l'Arduino (affichage sur PC)

La figure III.18 ci-dessus représente le signal du débit respiratoire d'un sujet sain au repos, ce signal est d'un sujet adulte (le même sujet décrit précédemment). Cette figure montre une amélioration de la qualité du signal par rapport à celui visualisé sur l'oscilloscope.

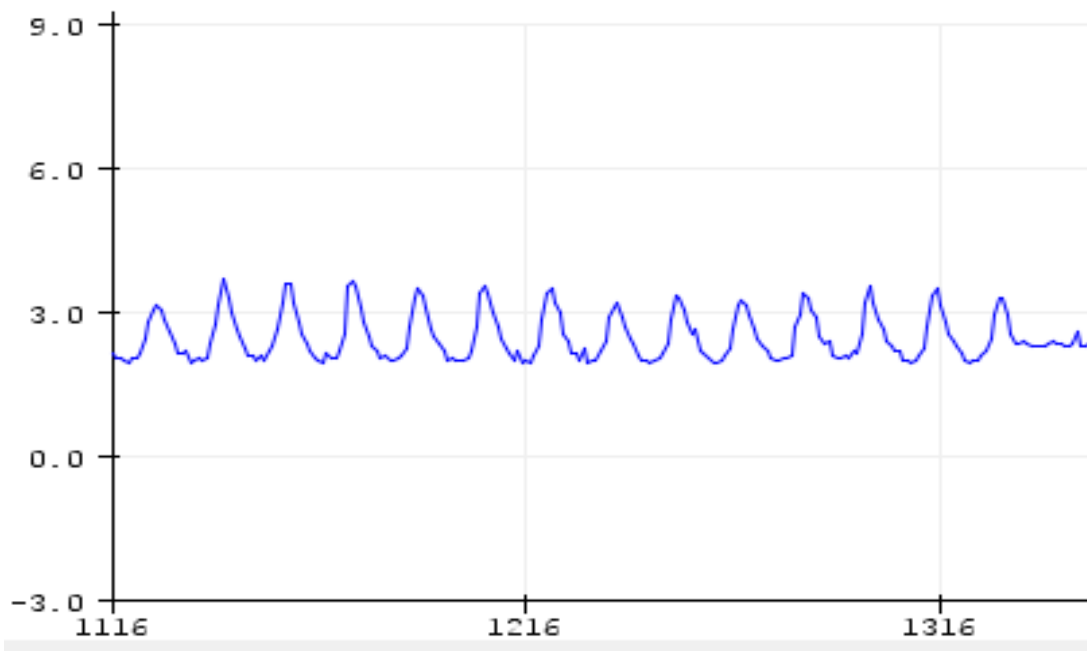


Figure III. 19: Signal du débit respiratoire (après un effort) visualisé sur le traceur série de l'Arduino (affichage sur PC)

La figure III.19 ci-dessus illustre le signal du débit respiratoire du même sujet après un effort, le signal représente le volume courant en fonction du temps. D'après cette figure l'augmentation du rythme respiratoire (fréquence respiratoire) se voit clairement.

L'enregistrement de ce signal recueilli sur le traceur série de l'Arduino est fait avec une marge de sécurité en tension de 2v pour éviter tout éventuel écrêtage du signal respiratoire acquis.

III.3.3 Mesures et affichage des résultats sur l'interface graphique de la plateforme :

La même procédure a été suivie que ci-dessus pour tester l'interface graphique réalisée. Là aussi différents sujets d'âges et de sexe différents ont participé aux expériences. Les figures III.20, III.21 et III.22 illustrent des exemples de ces expériences. Dans chaque cas le signal décrivant le débit respiratoire ainsi que les mesures et paramètres calculés à travers le logiciel développé sous environnement LabVIEW sont affichés. Il faut noter que ces données sont des niveaux de tension ; un calibrage est nécessaire pour que ces valeurs soit en l/min pour ce qui des débits et en l pour ce qui est des volumes.

La figure III.20 illustre le signal du volume respiratoire d'une fille de 6ans, le signal représente que le volume courant c'est-à-dire à un rythme respiratoire normale, à gauche du signal on observe les résultats de calcul du volume et débit minimal et maximal.

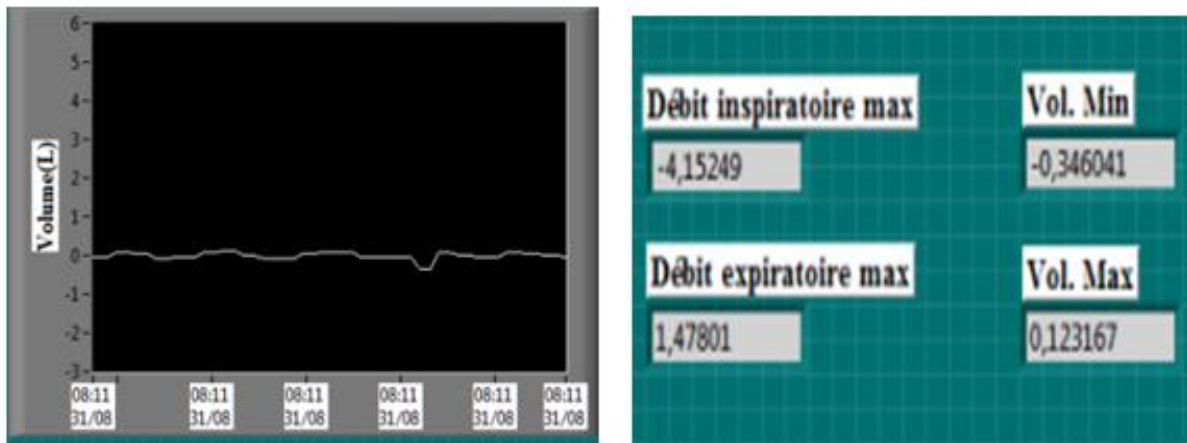


Figure III. 20: Signal et mesures du volume respiratoire d'un sujet de 6ans

La figure III.21 ci-dessous représente le signal du volume courant d'un enfant de 9 ans de sexe masculin avec les résultats obtenus concernant le volume et débit d'air maximal et minimal.



Figure III. 21: Signal et mesures du volume respiratoire d'un sujet de 9ans

La figure III.22 ci-dessous représente respectivement le signal du volume courant (à droite) d'un enfant de 14 ans de sexe féminin et les résultats obtenus concernant le volume et débit d'air maximal et minimal (à gauche).

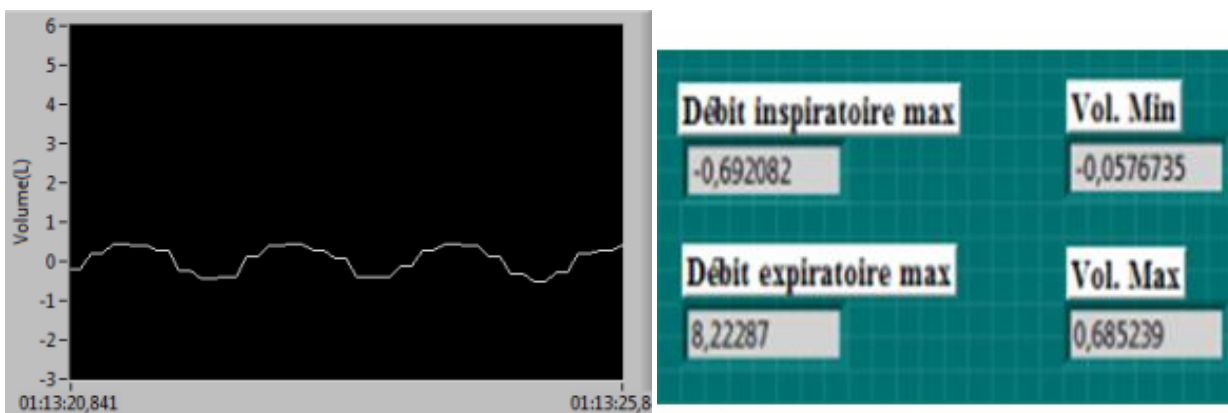


Figure III. 22: Signal et mesures du volume respiratoire d'un sujet de 14 ans

III.4 Etude de l'influence de la position des points de mesures de la différence de pression :

Dans la perspective de choisir le point permettant la détection optimale du débit respiratoire, on a prévu un ensemble de points de sortie sur le boîtier du capteur à travers lesquels la pression est mesurée. Voir figure III.23 ci-dessous (introduire en ci-dessous la photo du boîtier avec les différents points de sortie (P1, P2, P3 et P4). Il faut noter qu'à chaque cas le flexible 1 est toujours connecté à la position P1, cependant le flexible 2 est changé de position de P2, puis P3, puis P4.

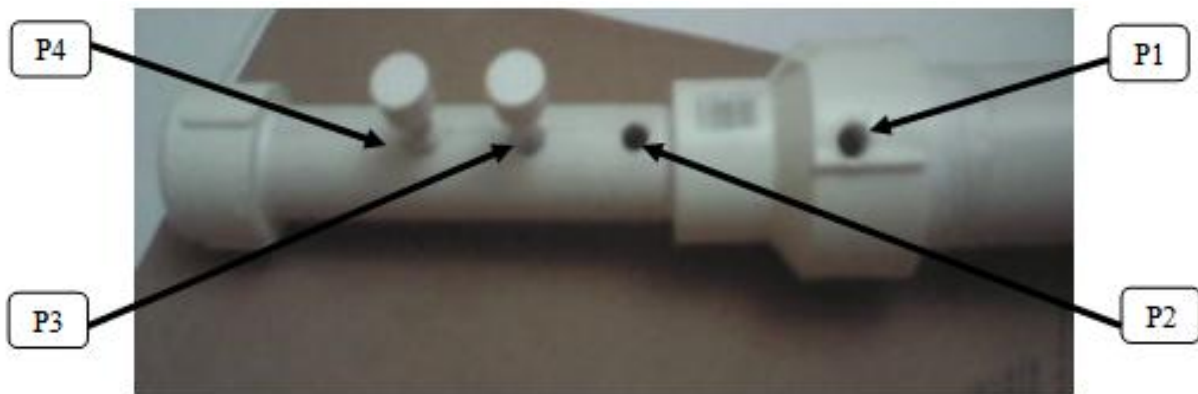


Figure III. 23: Boîtier du capteur avec les différentes sorties (P1, P2, P3 et P4) de mesure de la pression

Ci-dessous l'enregistrement de trois signaux du débit respiratoire en faisant varier la position du deuxième flexible.

La figure III.24 illustre le signal du débit respiratoire détecté entre les deux points de sorties (P1 et P2) espacés d'une distance de 3cm :

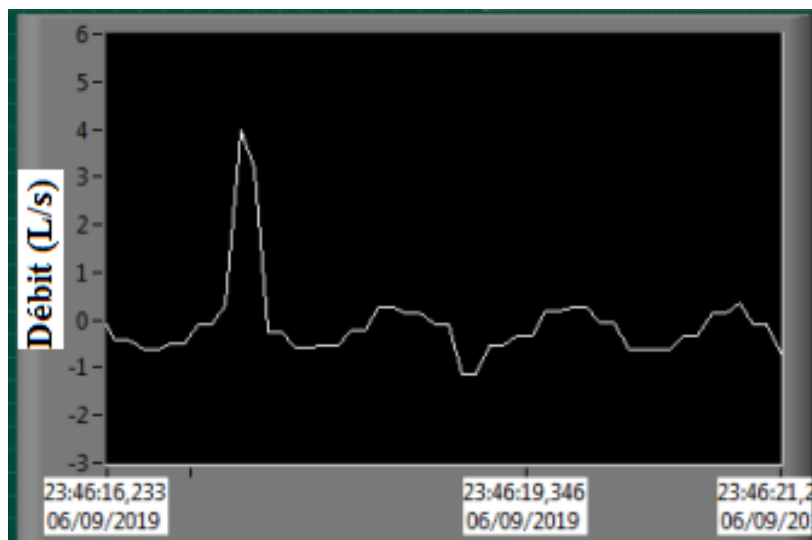


Figure III. 24: Signal du débit respiratoire entre P1 et P2

La figure III.25 représente le signal du débit respiratoire enregistré entre les deux points de sorties P1 et P3 espacés d'une distance de 5cm :

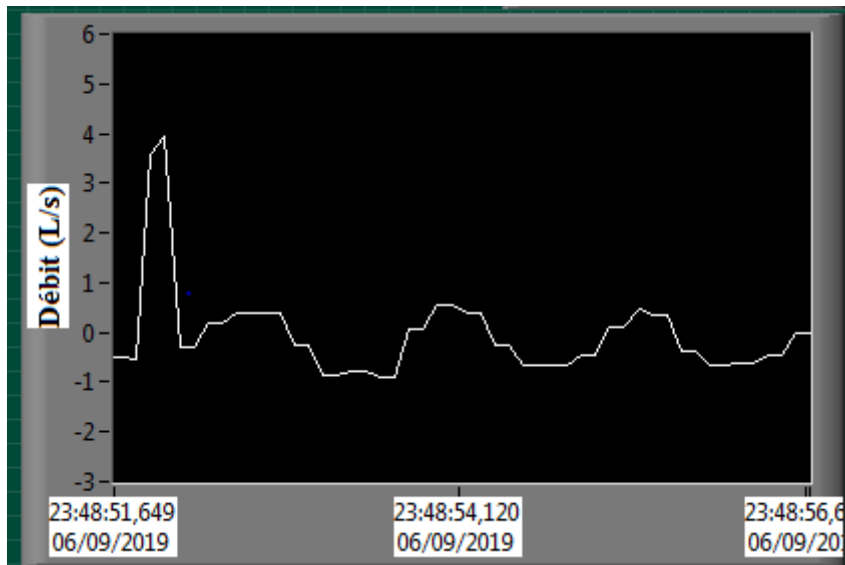


Figure III. 25: Signal du débit respiratoire entre P1 et P3

La figure III.26 ci-dessous représente le signal du débit respiratoire enregistré entre les deux points de sorties P1 et P4 espacés d'une distance de 7cm :

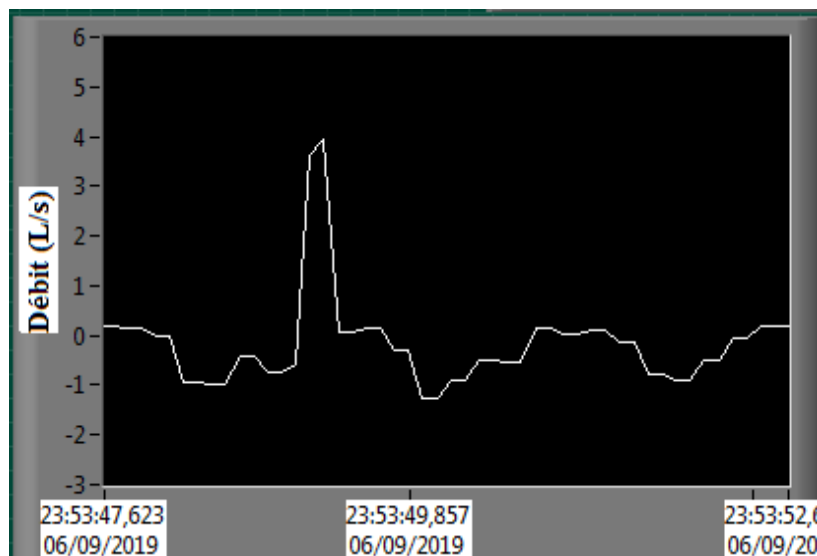


Figure III. 26:Signal du débit respiratoire entre P1 et P4

A partir de ces résultats on distingue clairement que plus les points de sorties de mesure de pression sont rapprochés l'un de l'autre plus le signal est clair et net, ainsi que son amplitude est un peu plus grande. Cependant d'autres mesures doivent être réalisées pour confirmer ce résultat.

III.5 Etude de l'influence de la longueur du flexible :

Ajouter à ce qui a été étudié plus haut, un autre paramètre lié à la conception du capteur peut influencer la mesure de la différence de pression ; il s'agit de la longueur des flexibles acheminant l'air respiré (inspiration et expiration) vers le capteur de pression. Les figures III.27 et III.28 ci-dessous représentent respectivement l'enregistrement de signal du volume respiratoire en utilisant un flexible de 30cm de longueur et un autre de 78cm.

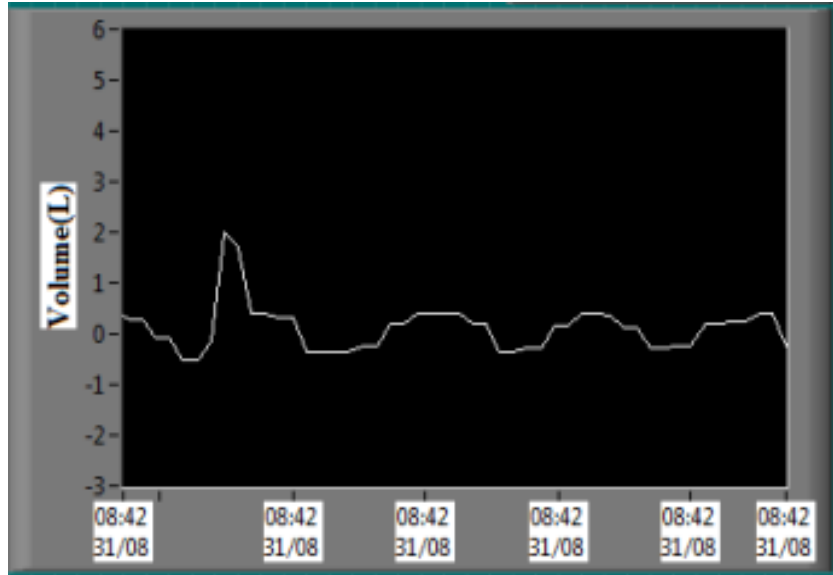


Figure III. 27: Signal enregistré avec un flexible de 30cm

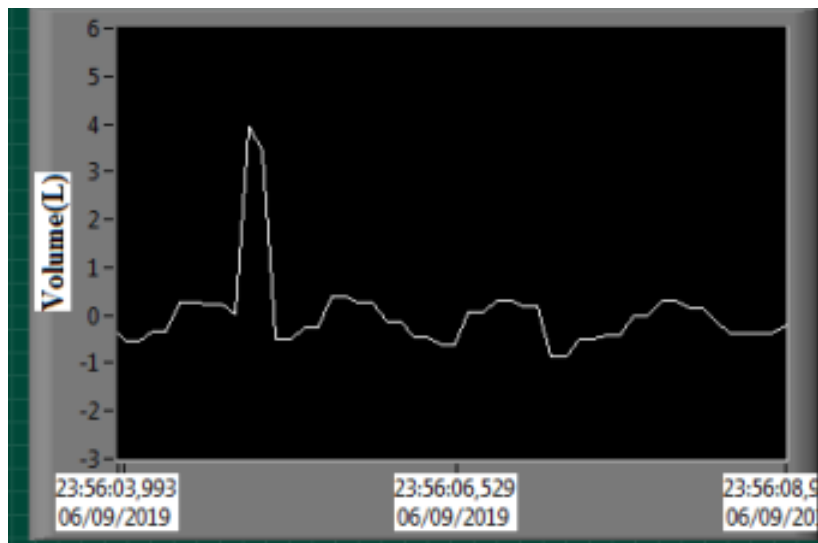


Figure III. 28: Signal enregistré avec un flexible de 78cm

Sur les deux figures on peut voir clairement les variations traduisant le volume courant ou encore les volumes inspiratoire et expiratoire forcés. Les variations sont beaucoup plus accentuées lorsque le flexible de 78cm est utilisé. Toutefois on ne peut conclure que cette longueur est la plus adéquate, d'autres longueurs doivent être expérimentées pour déterminer les limites.

III.5.1 Les tests effectués:

Les mesures faites permettent la visualisation des deux signaux du volume et débit respiratoire ainsi que le calcul et l’affichage des différents volumes et capacités respiratoires.

Les tests sont effectués sur différents sujets masculins et féminins, sains, adultes, non fumeurs et de différentes tailles pour savoir si cette maquette donne des résultats valables pour n’importe quel sujet.

Les figures ci-dessous représentent les résultats de chaque sujet.

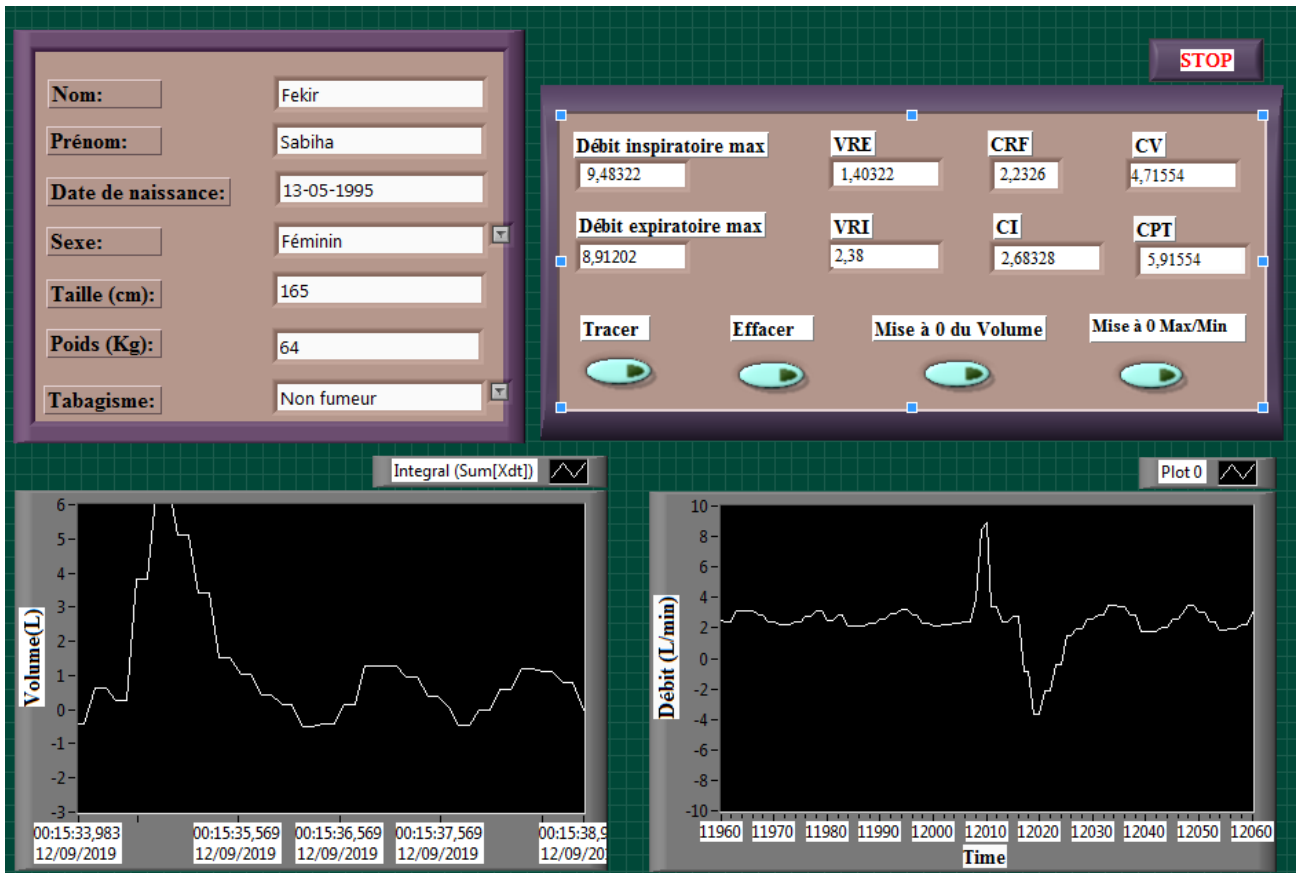


Figure III. 29: Résultats du premier test



Figure III. 30: Résultats du deuxième test



Figure III. 31: Résultat du troisième test d'un sujet sportif

Les résultats de calcul obtenus pour ces sujets sont proches des valeurs théoriques malgré qu'il y a parfois des valeurs loin de la norme et cela correspond à la morphologie du signal qui est bruité un petit peu à cause du mouvement des files de connexion qui relie le capteur au circuit.

Les contraintes trouvées est que la majorité des sujets ne comprend pas bien la méthode et les instructions que doit le patient suivre et qui influent sur les résultats d'un examen spirométrique, comme la position, la force d'inspiration et d'expiration, et le pincement du nez pour éviter toute sorte de fuite de l'air respiré.

III.6 Conclusion :

Dans ce chapitre j'ai abordé des mesures du débit et volume d'air au cours d'une respiration et ce par l'entreprise du système d'acquisition que j'ai développé dans le cadre de ce projet.

D'après les résultats obtenus et interprétés dans ce chapitre ce système permet de :

1. Visualiser et traiter les signaux utiles à la mesure des différents volumes et débits aériens pour l'étude de la fonction respiratoire.
2. La mesure de ces débits et volumes de manière automatique.

III.7 Proposition de manipulation pratique de travaux pratiques :

III.7.1 But du TP :

Le but de cette manipulation est d'étudier l'exploration fonctionnelle respiratoire EFR en exploitant la technique de la spirométrie. En fait, à travers cette manipulation l'étudiant va comprendre le principe de cette technique qui permet de mesurer les débits et volume respiratoire lors d'une respiration normale et des respirations forcées (inspiration et expiration forcée). Il aura à étudier un exemple de circuit permettant de décrire ce principe à travers l'étude d'une plateforme didactique mis à sa disposition pour réaliser ces mesures.

III.7.2 Description de la technique d'EFR par la spirométrie :

L'exploration fonctionnelle respiratoire par spirométrie est un ensemble de tests permettant d'évaluer la capacité respiratoire en explorant les volumes pulmonaire mobilisables, notamment le VEMS (définir ce qu'est le VEMS) lors d'une expiration rapide et forcée.

Le test de la spirométrie est réalisé en utilisant un spiromètre. En fait, il s'agit d'un pneumotachographe de type tête de Fleish ou de Lilly dépendant de la conception du boîtier du capteur permettant de faire passer le flux d'air à mesurer. Il s'agit d'une mesure de différence de pression entre deux points sur ce boîtier. Dans la plateforme utilisée dans cette manipulation la conception type de Lilly est exploitée.

Le principe de la pneumotachographie repose sur la loi de **Poiseuille** ; cette loi stipule que quand l'écoulement d'un fluide dans un tube rectiligne cylindrique de section constante est laminaire, le débit est alors proportionnel à la différence de pression entre les deux extrémités de ce tube (voir figure III.32 et équation ci-dessous).

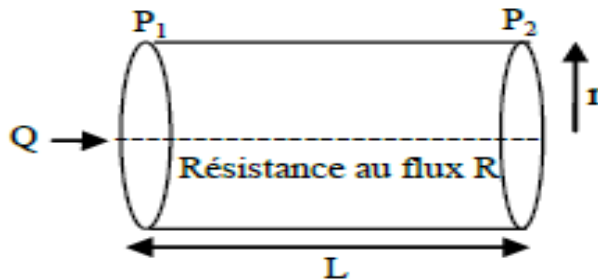


Figure III. 32: Loi de Poiseuille

La loi de Poiseuille établit que : $Q = \frac{\pi r^4}{8 L \eta} (P1 - P2) \dots\dots\dots(III.2)$

Avec ;

Q : la vitesse d'écoulement du liquide.

r : le rayon interne du tuyau.

$\Delta P = P1 - P2$: La différence de pression entre les deux extrémités du tuyau.

L : la longueur du tuyau.

η : la viscosité. [33]

Avec : $K = \frac{\pi r^4}{8 L \eta} = \text{constante}$. Alors $Q = K * \Delta P \dots\dots\dots(III.3)$

III.7.3 Description de la plateforme de mesure :

Le schéma bloc ainsi que le schéma électrique de la plateforme permettant l'étude de l'EFR par spirométrie sont illustrés respectivement sur la figure III.33 et III.34 ci-dessous :

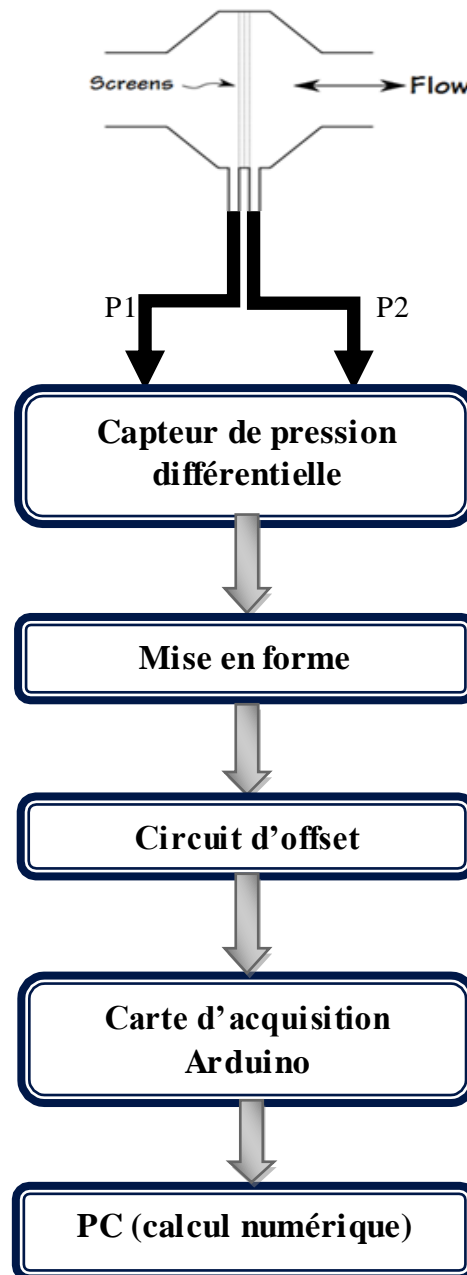


Figure III. 33: Schéma bloc de la plateforme permettant l'étude de la spirométrie

III.7.3.1 Description du schéma bloc :

L'air inspiré ou expiré passe à travers un boîtier en forme de tube à travers lequel une différence de pression est mesurée. Cette différence de pression est détectée à travers un capteur de pression qui va générer une différence de potentiel qui lui est proportionnelle. Cette différence de potentiel qui en fait traduit le débit respiratoire est mise en forme à travers un circuit de mise en forme. Ce circuit de mise en forme consiste

principalement en une amplification, filtrage puis réglage d'offset. Le signal ainsi obtenu va être digitalisé et transmis au PC pour un traitement numérique à travers une carte d'acquisition.

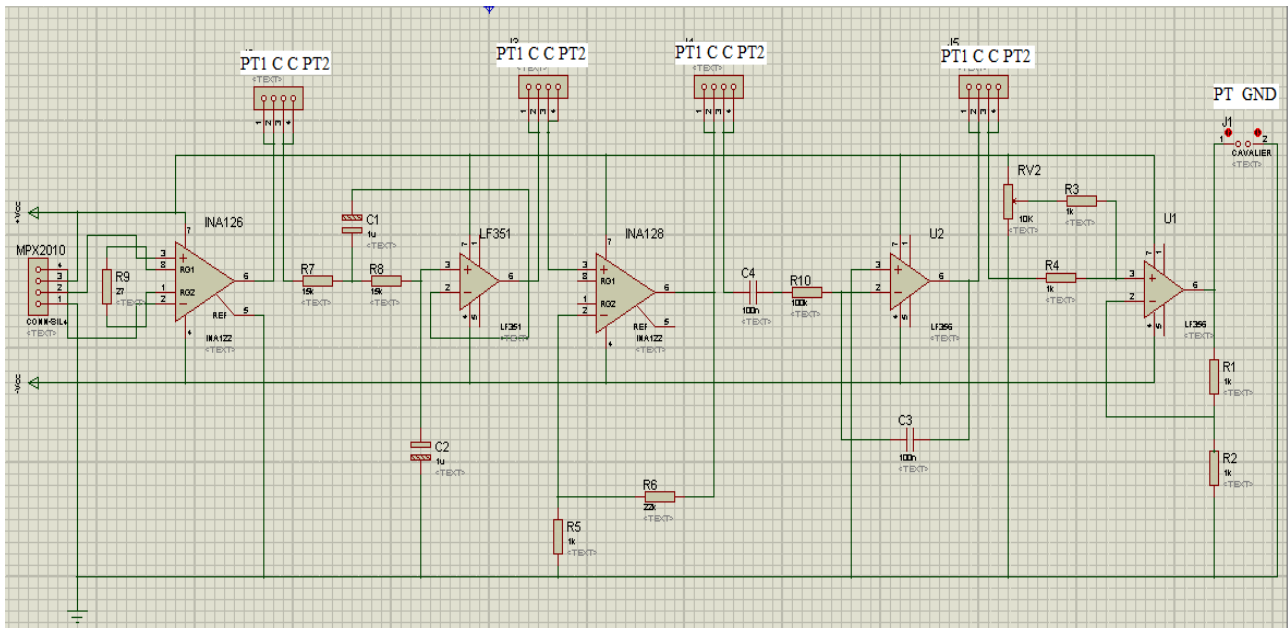


Figure III. 34:Schéma électrique de la plateforme permettant l'étude de l'EFR par spirométrie

III.7.4 Matériels utilisés :

1. Un capteur spirométrique.
2. Plateforme spirométrique.
3. Alimentation DC.
4. Une carte Arduino.
5. Le logiciel LabVIEW.
6. Un PC.

III.7.5 Manipulation et mesures :

- A. A partir du schéma électrique précédent :
 1. Identifier les différents blocs avec leurs circuits électriques.
 2. Calculer le gain de pré-amplification de l'amplificateur d'instrumentation.
 3. Quelle est la nature du filtre utilisé ?
 4. Déterminer la fonction du transfert de ce filtre ; déduire sa fréquence de coupure.
 5. Tracer la réponse fréquentielle de ce filtre.
 6. Calculer le gain d'amplification de l'amplificateur non inverseur.
 7. Déterminer le rôle du bloc d'intégration dans ce schéma électrique et déduire sa constante du temps (RC).
 8. Ajuster la tension d'offset de telle sorte que le signal soit décalé vers le haut avec une marge de tension de 2v en visualisant le signal de sortie de la plateforme.

- B. Pour faire un bon test spirométrique, il faut suivre les instructions ci-dessous :
1. Le sujet doit être en position assis (le dos droit).
 2. Porter une pince nez pour éviter les fuites d'air respiré.
 3. Les lèvres doivent être pincées autour de l'embout buccal.
 4. Le sujet doit effectuer quelques cycles respiratoires normaux (au repos) puis inspirer à fond et expirer à fond et lentement (test de CVL) pour déterminer les volumes et capacités respiratoires.
 5. Dans un second temps, le sujet doit inspirer à fond puis expirer le plus fort et le plus rapide possible (test de CVF). Cet examen permet de tracer la courbe débit-volume et de déterminer le VEMS.
 6. Répéter l'examen 2 ou 3 fois pour s'assurer des résultats obtenus et relever la mesure sur les différents points tests.
 7. Changer le sujet et refaire la même manipulation.

III.7.6 Questions :

1. Varier la longueur des flexibles et visualiser le signal au niveau des différents points tests.
2. Comparer entre les différents signaux et interpréter les résultats obtenus.
3. Varier la distance entre les deux points de mesure de la pression différentielle sur le capteur spirométrique et visualiser le signal à la sortie de chaque bloc.
4. Refaire les manœuvres décrites précédemment avec différents sujets et relever les mesures au niveau de chaque point test.
5. En utilisant la loi de Poiseuille :
 - a. Etudier l'influence de la distance entre les points de mesure de la différence de pression sur les mesures.
 - b. Etudier l'influence du diamètre de tube spirométrique sur les mesures, en utilisant différents tube de différentes sections.
6. Interpréter les différents résultats.

**CONCLUSION
GENERALE
ET
PERSPECTIVES**

Conclusion générale :

Le travail présenté dans ce projet de fin d'étude à porter sur différents aspects théoriques et pratiques sur les grandeurs physiologiques liées au système respiratoire en particulier.

En fait il a s'agit du développement pratique d'une plateforme de mesure du débit et volume aérien à travers la technique de la spirométrie. L'approche adoptée dans la réalisation de cette plateforme est celle utilisée par les concepteurs dans la réalisation de n'importe quel système électronique ; partant d'un cahier des charges, passant par la documentation et l'étude des grandeurs à mesurer pour la proposition d'un schéma bloc des différents circuits électroniques utilisés jusqu'à la réalisation du dispositif.

Ce travail m'a permis d'enrichir mes connaissances sur le plan théorique tel que l'anatomie et la physiologie du système respiratoire, les lois de la dynamique des fluides, les différentes techniques d'exploration fonctionnelle respiratoire en générale et la spirométrie en particulier et les capteurs de pression différentielle, ainsi que sur le plan pratique tel que l'utilisation des aspects théoriques et pratiques dans l'élaboration d'une chaîne de mesure physiologique et l'utilisation de l'électronique à travers les différents circuits de mise en forme étudiés et évalués ; et l'informatique pour pouvoir détecter et exploiter les grandeurs étudiées à travers la programmation pour l'acquisition, le traitement et l'affichage de ces grandeurs.

Les intérêts pratiques d'un tel système électronique seront d'une grande importance dans l'instrumentation biomédicale. Néanmoins, il est à signaler que le manque de composants au niveau du laboratoire était une contrainte pour une mise en œuvre plus perspicace de ce système.

Ce travail n'est pas une fin en soi, son développement au niveau électronique par la miniaturisation du circuit par exemple et au niveau du traitement de signal pour permettre d'extraire d'autres grandeurs, ainsi son étalonnage et son intégration dans un plateau technique médical constituent mes principaux perspectives.

BIBLIOGRAPHIE

Bibliographie

- [1] R. Fandi et S. Lallam, Mémoire de projet de fin d'étude: Exploration fonctionnelle respiratoire par convection thermique, Faculté de Technologie- Tlemcen, 2012-2013.
- [2] S. Abdelkebir, «Thèse de doctorat: LA PLÉTHYSMOGRAPHIE RESPIRATOIRE PAR INDUCTANCE SANS ÉTALONNAGE. DÉVELOPPEMENTS EN EXPLORATION, SURVEILLANCE ET ASSISTANCE RESPIRATOIRES,» UNIVERSITE JOSEPH FOURIER-GRENOBLE 1, 20-12-2005.
- [3] S. Baptiste, Mémoire de deuxième année licence d'Ingénierie pour le Biomédical (IBIOM): EFR Techniques de mesure des volumes pulmonaires non-mobilisables, Pr. Zelter à la Pitié-Salpêtrière, 75013 Paris et ER 10 UPMC, 2008 - 2009.
- [4] Z. Habibi et K. Hakiki, Etude et réalisation du système électronique associé à un capteur de pression différentielle à réluctance variable: Application à l'EFR, Université de technologie- Tlemcen, 2017-2018.
- [5] Zehouani et Labdelli, Mémoire de projet de fin d'étude: Etude et réalisation d'un système de mesure du débit respiratoire, Université de technologie- Tlemcen, Juin 2013.
- [6] Association Française contre les Myopathies, Article: Fonction respiratoire et maladies neuromusculaires, Paris: Institut de Myologie, Février 2009.
- [7] J. S. Labrecque, N. Martin et R. Tremblay, Article: Le système respiratoire chez l'humain, Québec; Canada: Société de formation à distance des commissions scolaires (SOFAD) du Québec., juin 2006.
- [8] O.BECOUCHE, Publication: L'appareil respiratoire (anatomie- physiologie), IFSI CHGR, 2014.
- [9] https://fr.wikipedia.org/wiki/Voies_respiratoires.
- [10] S. Yohan, «Article: "Le système respiratoire",» *Journal International de Médecine (JIM)*, 03 février 2018.
- [11] Blogger, Publication: Anatomie de l'appareil respiratoire, Récape - IDE, Novembre 2013.
- [12] M. HD, Article: "Anatomie du corps humain", the skyrock- team, 9 juin 2013.
- [13] SevenMice SARL, «Article: "Anatomie de la cavité thoracique",» *Medecine et santé*, 1999-2008.
- [14] O. College, «Publication: The Respiratory Zone,» Wikimedia Commons, the free media repository, Jun 19, 2013.
- [15] F. Canon, *PHYSIOLOGIE DES SYSTÈMES INTÉGRÉS, LES PRINCIPES ET FONCTIONS*, Université de Technologie de Compiègne V2, 23 février 2016.
- [16] M. Henri, Mémoire de projet de fin d'étude: Exploration de la fonction respiratoire des patients neuromusculaires à partir d'une analyse en trois dimensions (3D) du mouvement de la paroi thoracoabdominale, Paris: UNIVERSITÉ VERSAILLES SAINT- QUENTIN EN YVELINES, Octobre

2016.

- [17] Récap' IDE. Fourni par Blogger, «Publication: Physiologie respiratoire,» Cours IFSI, fiches de soins infirmiers, astuces IDE, 2016.
- [18] I. B. & M. RENEVIER, Publication: Le système respiratoire (physiologie), IFAP Rokefeller DF 2009 2010 AP, 2012 - 2013.
- [19] M. Valérie, Publication: Les mouvements respiratoires (inspiration - expiration), Bibliothèque virtuelle: Alloprof, 2017.
- [20] <http://pneumocourlancy.fr/popup/physiologie-respiratoire.pdf>.
- [21] A. Hadri et I. Sedjai, Mémoire de projet de fin d'étude: CONCEPTION ET REALISATION D'UNE CARTE DE MISE EN FORME ET D'ACQUISITION DU DEBIT RESPIRATOIRE, Université Abou Bekr Belkaïd- Faculté de Technologie- Tlemcen, 2014 - 2015.
- [22] M. Aubert et C. Shakti, Biomedical instrumentation systems, 1st ed, Kindle Edition, 11 Mars 2010.
- [23] J. Deblay, Article: Anatomie et Physiologie (appareil respiratoire, appareil circulatoire), CPBB, 2017.
- [24] W. John, J. Clark, P. Frank, W. John G et O. Walter H, Medical instrumentatation application and designe, USA: 4th ed; Edited by: John G, Webste; Malloy Inc, 2010.
- [25] <https://www.spirometrie.info/>.
- [26] D. Lepage, Publication: Les capteurs, DOCPLAYER, 2016.
- [27] J. D. Bronzino, The Biomedical Engineering Handbook: Medical Devices and systems, Trinity College; Hartford, Connecticut, U.S.A.: Third Edition; Taylor & Francis Group the academic division of T&F Informa plc.Boca Raton London New York, 2006.
- [28] Rapport de stage: Le pneumotachographe, <https://www.etudier.com/>, Avril 2011.
- [29] V. UK, Publication: The Fleisch Pneumotachograph, United Kingdom: <https://vitalograph.co.uk/education/fleisch>, 2011.
- [30] A. Ghio et B. Teston, Mémoire de projet de fin d'étude: Caractéristiques de la dynamique d'un pneumotachographe pour l'étude de la production de la parole: aspects acoustique et aérodynamique, Université de Provence - CNRS, Laboratoire: Parole et Langage, France: 29 avenue Robert Schuman, 13621 Aix-en-Provence cedex 1, Avril 2007.
- [31] A. Sabil, Thèse de doctorat: LA PLÉTHYSMOGRAPHIE RESPIRATOIRE PAR INDUCTANCE SANS ÉTALONNAGE. DÉVELOPPEMENTS EN EXPLORATION, SURVEILLANCE ET ASSISTANCE RESPIRATOIRES, Université Joseph-Fourier - Grenoble I en France, 20 Décembre 2005.
- [32] S. Babaci et M. Berroua Benzina, Mémoire de projet de fin d'étude: Etude et réalisation d'un capteur de pression différentielle à inductance variable, FACULTE DE TECHNOLOGIE - TLEMEN, 2011 - 2012.

- [33] P. CLIFFORD A, «1840: la loi de Poiseuil,» *livre de physique: Le pendule de Foucault*, 18-11-2013.
- [34] Freescale Semiconductor MPX 2010 , Data sheet: 10 kPa On-Chip Temperature Compensated and Calibrated Silicon Pressure Sensors, 2005-2008 .
- [35] www.amsys-sensors.com.
- [36] E. Bartmann, *Le grand livre d'ARDUINO*, Paris: 3ème édition- eyrolles, 2017.
- [37] A. Krama et A. Gougui, Mémoire de projet de fin d'étude: Etude et réalisation d'une carte de controle par Arduino via le système Androide, Université Kasdi Merbah- Faculté des sciences Appliqués - Ouargla, 2014/2015.
- [38] D. Djeldjli, Mémoire de projet de fin d'études: Réalisation d'une plateforme d'analyse des bruits de Korotkoff en vue de la mesure des pressions arterielles systolique et diastolique, Université Abou Bakr Belkaid- Faculté de technologie- Tlemcen, 15 Juin 2015.
- [39] F. francophones, National Instruments "Initiation à LabVIEW", Canada (Québec), Juin 2013.
- [40] Projet de physique statistique-Master et magistère de physique fondamentale et appliquée: Manuel d'initiation à LabVIEW, Université Paris-Sude, 2012 - 2013.
- [41] J.Brunet, Publication: Tutoriel LabVIEW, Des fonctions simples à l'acquisition de données, Université BLAISE PASCAL- URF Sciences et Technologie- Département de physique, 2011.

ANNEXES

Annexe 1 : Liste des composants :

- Les résistances :

$$R1 = R2 = R3 = R4 = R5 = R11 = R12 = 1K\Omega$$

$$R6 = 22K\Omega$$

$$R7 = R8 = 15K\Omega$$

$$R9 = 27\Omega$$

$$R10 = 100K\Omega$$

- Les résistances variables :

$$RV2 = 10K\Omega$$

- Les condensateurs :

$$C1 = C2 = 1\mu$$

$$C3 = C4 = C6 = C7 = 100n$$

$$C8 = C9 = 2200\mu$$

- Les composants électroniques :

Deux amplificateurs LF356

Un AOP LF351

Deux amplificateurs d'instrumentation : INA126, INA128

Deux régulateurs de tension : 7805, 7905

Un pont de diode

Un transformateur abaisseur ± 12

Annexe 2 : Circuit réalisé avec PCB

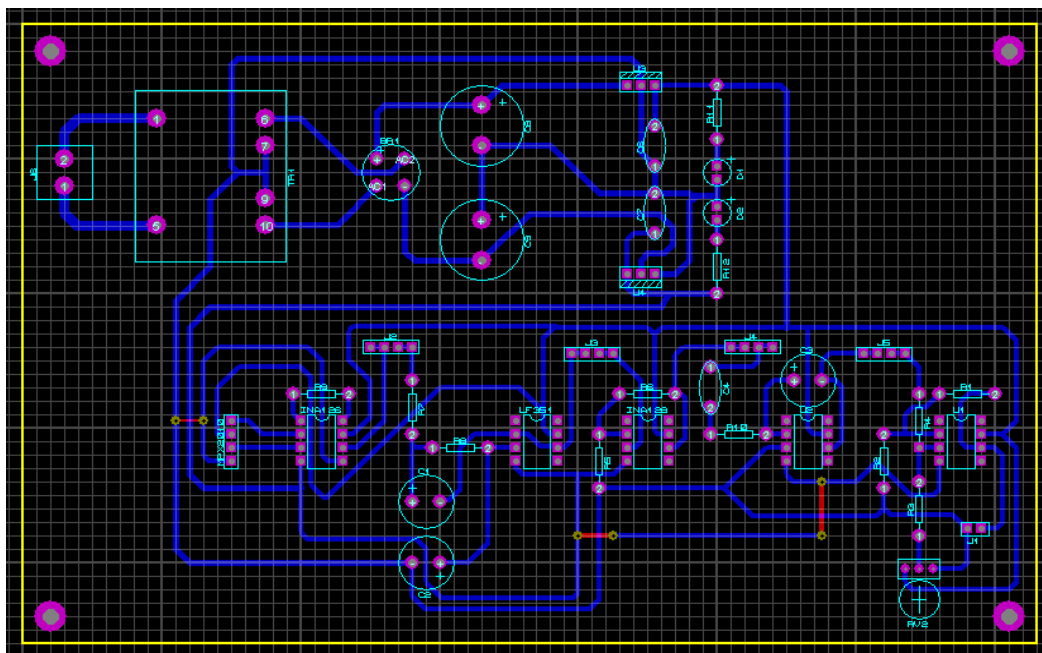
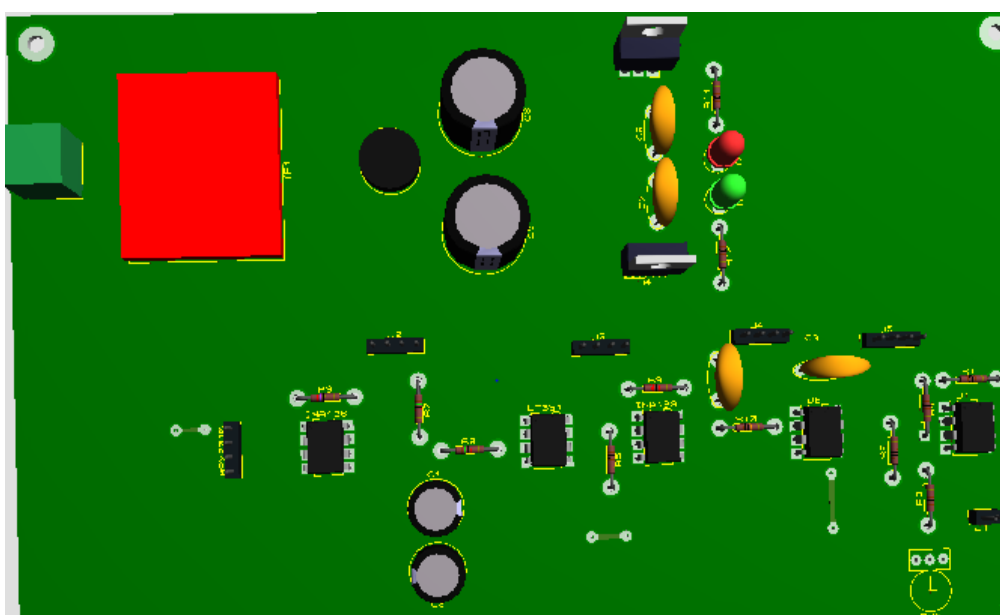


Schéma électrique du circuit final sur ARES



Visualisation 3D du circuit final

Annexes 4 : Fiches techniques

1. Capteur de pression différentielle :

10 kPa On-Chip Temperature Compensated and Calibrated Silicon Pressure Sensors

The MPX2010 series silicon piezoresistive pressure sensors provide a very accurate and linear voltage output directly proportional to the applied pressure. These sensors house a single monolithic silicon die with the strain gauge and thin film resistor network integrated. The sensor is laser trimmed for precise span, offset calibration and temperature compensation.

Features

- Temperature Compensated over 0°C to +85°C
- Ratiometric to Supply Voltage
- Differential and Gauge Options
- Available in Easy-to-Use Tape & Reel

MPX2010 Series

0 to 10 kPa (0 to 1.45 psi)
25 mV Full Scale
(Typical)

Application Examples

- Respiratory Diagnostics
- Air Movement Control
- Controllers
- Pressure Switching

ORDERING INFORMATION

Device Name	Package Options	Case No.	# of Ports			Pressure Type			Device Marking
			None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute	
Small Outline Package (MPXV2010 Series)									
MPXV2010GP	Tray	1369		•		•			MPXV2010GP
MPXV2010DP	Tray	1351			•		•		MPXV2010DP
Unibody Package (MPX2010 Series)									
MPX2010D	Tray	344	•				•		MPX2010D
MPX2010DP	Tray	344C			•		•		MPX2010DP
MPX2010GP	Tray	344B		•		•			MPX2010GP
MPX2010GS	Tray	344E		•		•			MPX2010D
MPX2010GSX	Tray	344F		•		•			MPX2010D
MPAK Package (MPXM2010 Series)									
MPXM2010D	Reel	1320	•				•		MPXM2010D
MPXM2010DT1	Tape and Reel	1320	•				•		MPXM2010D
MPXM2010GS	Reel	1320A		•		•			MPXM2010GS
MPXM2010GST1	Tape and Reel	1320A		•		•			MPXM2010GS

SMALL OUTLINE PACKAGES



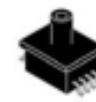
MPXV2010GP
CASE 1369-01



MPXV2010DP
CASE 1351-01



MPXM2010D/DT1
CASE 1320-02



MPXM2010GS/GST1
CASE 1320A-02

UNIBODY PACKAGES



MPX2010D
CASE 344-15



MPX2010GP
CASE 344B-01



MPX2010DP
CASE 344C-01



MPX2010GS
CASE 344E-01



MPX2010GSX
CASE 344F-01

Operating Characteristics

Table 1. Operating Characteristics ($V_S = 10 V_{DC}$, $T_A = 25^\circ C$ unless otherwise noted, $P1 > P2$)

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

Maximum Ratings

Table 2. Maximum Ratings⁽¹⁾

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure ($P1 > P2$)	P_{MAX}	75	kPa
Burst Pressure ($P1 > P2$)	P_{BURST}	100	kPa
Storage Temperature	T_{STG}	-40 to +125	$^\circ C$
Operating Temperature	T_A	-40 to +125	$^\circ C$

1. Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

Voltage Output versus Applied Differential Pressure

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

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

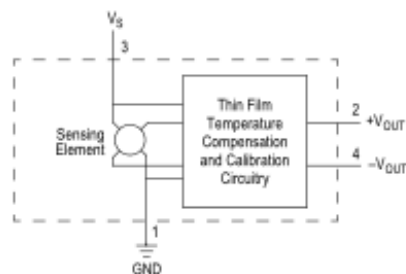


Figure 1. Temperature Compensated and Calibrated Pressure Sensor Schematic

On-Chip Temperature Compensation and Calibration

Figure 2 shows the output characteristics of the MPX2010 series at 25°C. The output is directly proportional to the differential pressure and is essentially a straight line.

The effects of temperature on full-scale span and offset are very small and are shown under Operating Characteristics.

This performance over temperature is achieved by having both the shear stress strain gauge and the thin-film resistor circuitry on the same silicon diaphragm. Each chip is dynamically laser trimmed for precise span and offset calibration and temperature compensation.

Figure 3 illustrates the differential/gauge die in the basic chip carrier (Case 344). A silicone gel isolates the die surface and wire bonds from the environment, while allowing the pressure signal to be transmitted to the silicon diaphragm.

The MPX2010 series pressure sensor operating characteristics and internal reliability and qualification tests are based on use of dry air as the pressure media. Media other than dry air may have adverse effects on sensor

performance and long term reliability. Contact the factory for information regarding media compatibility in your application.

LINEARITY

Linearity refers to how well a transducer's output follows the equation: $V_{out} = V_{off} + \text{sensitivity} \times P$ over the operating pressure range. There are two basic methods for calculating nonlinearity: (1) end point straight line fit (see Figure 4.) or (2) a least squares best line fit. While a least squares fit gives the "best case" linearity error (lower numerical value), the calculations required are burdensome.

Conversely, an end point fit will give the "worst case" error (often more desirable in error budget calculations) and the calculations are more straightforward for the user.

Freescale's specified pressure sensor linearities are based on the end point straight line method measured at the midrange pressure.

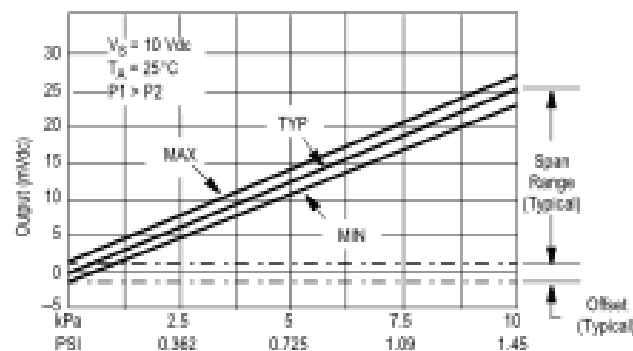


Figure 2. Output vs. Pressure Differential

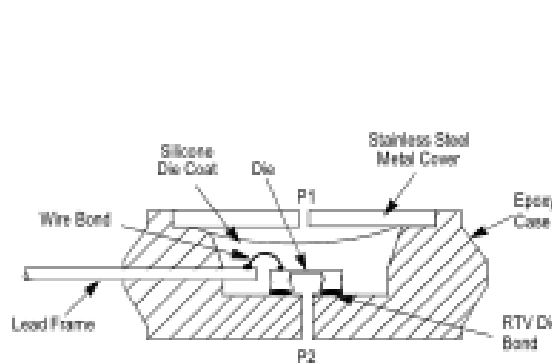


Figure 3. Unibody Package: Cross Sectional Diagram (not to scale)

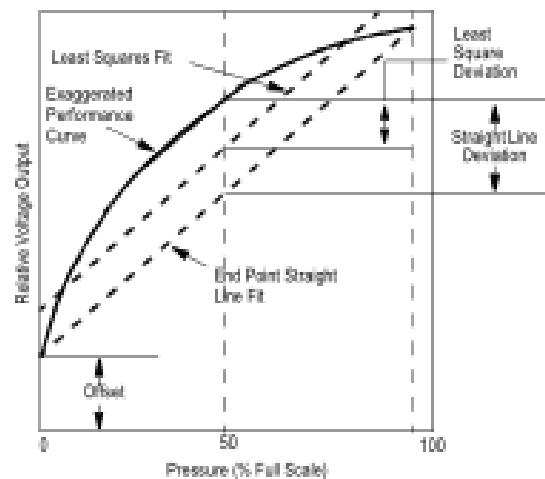


Figure 4. Linearity Specification Comparison

2. INA128

INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers

A newer version of this device is now available: INA828

1 Features

- A newer version of this device is now available: [INA828](#)
- Low offset voltage: 50 μV maximum
- Low drift: 0.5 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ maximum
- Low Input Bias Current: 5 nA maximum
- High CMR: 120 dB minimum
- Inputs protected to $\pm 40\text{ V}$
- Wide supply range: $\pm 2.25\text{ V}$ to $\pm 18\text{ V}$
- Low quiescent current: 700 μA
- Packages: 8-pin plastic DIP, SO-8

2 Applications

- Bridge amplifier
- Thermocouple amplifier
- RTD sensor amplifier
- Medical instrumentation
- Data acquisition

3 Description

The INA128 and INA129 are low-power, general purpose instrumentation amplifiers offering excellent accuracy. The versatile 3-op amp design and small size make these amplifiers ideal for a wide range of applications. Current-feedback input circuitry provides wide bandwidth even at high gain (200 kHz at $G = 100$).

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. The INA128 provides an industry-standard gain equation; the INA129 gain equation is compatible with the AD620.

The INA12x is available in 8-pin plastic DIP and SO-8 surface-mount packages, specified for the -40°C to $+85^\circ\text{C}$ temperature range. The INA128 is also available in a dual configuration, the INA2128.

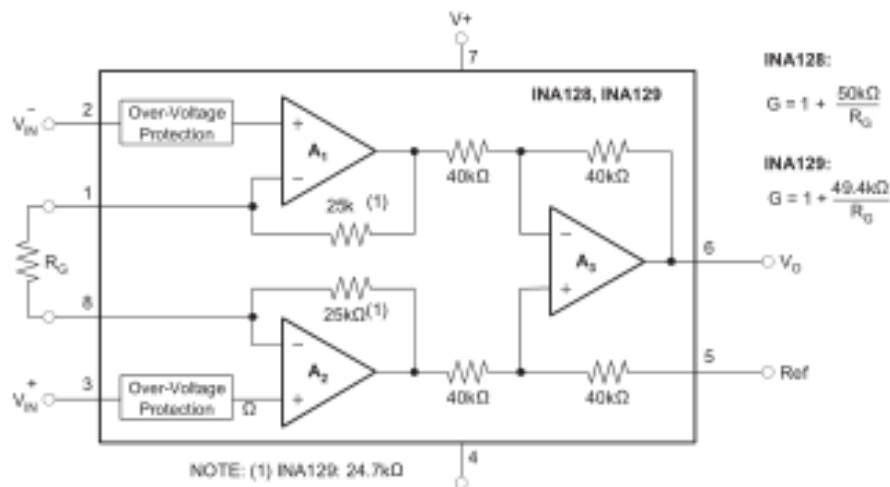
The upgraded [INA828](#) offers a lower input bias current (0.6 nA maximum) and lower noise (7 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$) at the same quiescent current. See the [Device Comparison Table](#) for a selection of precision instrumentation amplifiers from Texas Instruments.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
INA128,	SOIC (8)	3.91 mm × 4.90 mm
INA129	PDIP (8)	6.35 mm × 9.81 mm

(1) For all available packages, see the package option addendum at the end of the data sheet.

Simplified Schematic



3. INA126 :

INAx126 MicroPower Instrumentation Amplifier Single and Dual Versions

1 Features

- Low Quiescent Current: 175 μ A/channel
- Wide Supply Range: ± 1.35 V to ± 18 V
- Low Offset Voltage: 250- μ V Maximum
- Low Offset Drift: 3- μ V/ $^{\circ}$ C Maximum
- Low Noise: 35 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
- Low Input Bias Current: 25-nA Maximum
- 8-Pin PDIP, SOIC, VSSOP Surface-Mount Dual:
16-Pin PDIP, SOIC, SSOP

2 Applications

- Industrial Sensor Amplifiers: Bridges, RTDs, Thermocouples
- Physiological Amplifiers: ECGs, EEGs, EMGs
- Multi-Channel Data Acquisition
- Portable, Battery-Operated Systems

3 Description

The INA126 and INA2126 are precision instrumentation amplifiers for accurate, low noise differential-signal acquisition. Their two-op-amp design provides excellent performance with low quiescent current (175 μ A/channel). Combined with a wide operating voltage range of ± 1.35 V to ± 18 V, makes the INAx126 ideal for portable instrumentation and data acquisition systems.

Gain can be set from 5 V/V to 10000 V/V with a single external resistor. Laser-trimmed input circuitry provides low offset voltage (250- μ V maximum), low offset voltage drift (3- μ V/ $^{\circ}$ C maximum), and excellent common-mode rejection.

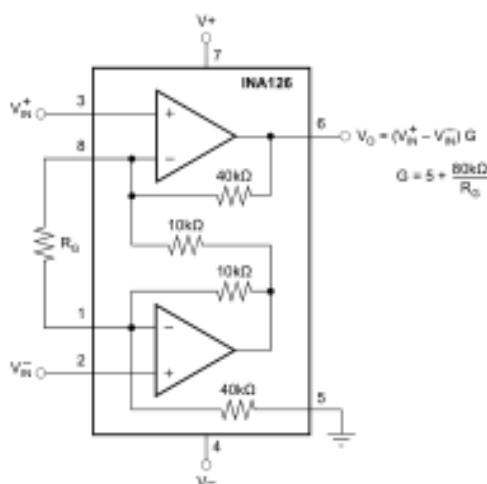
Single version package options include 8-pin plastic PDIP, SOIC-8, and fine-pitch VSSOP-8 surface-mount. Dual version is available in 16-pin plastic PDIP, SOIC-8, and the space-saving, fine-pitch SSOP-16 surface-mount. All are specified for the -40° C to $+85^{\circ}$ C industrial temperature range.

Device Information⁽¹⁾

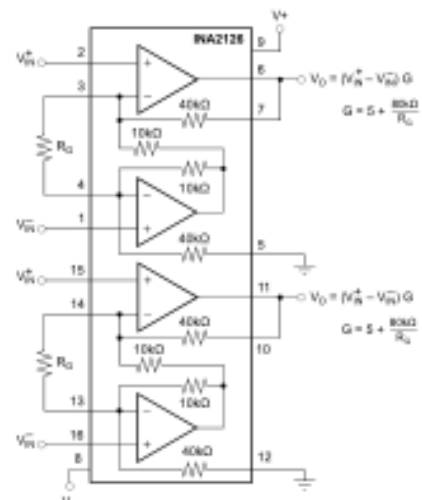
PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
INA126	PDIP (8)	6.35 mm \times 9.81 mm
	SOIC (8)	3.91 mm \times 4.90 mm
	VSSOP (8)	3.00 mm \times 3.00 mm
INA2126	PDIP (16)	6.35 mm \times 19.30 mm
	SOIC (16)	3.91 mm \times 9.90 mm
	SSOP (16)	3.90 mm \times 4.90 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

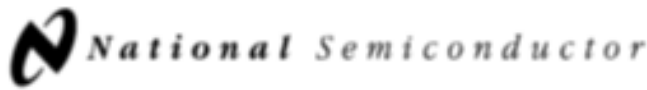
Simplified Schematic: INA126



Simplified Schematic: INA2126



4. LF351 :



December 1995

LF351 Wide Bandwidth JFET Input Operational Amplifier

General Description

The LF351 is a low cost high speed JFET input operational amplifier with an internally trimmed input offset voltage (BI-FET IITM technology). The device requires a low supply current and yet maintains a large gain bandwidth product and a fast slew rate. In addition, well matched high voltage JFET input devices provide very low input bias and offset currents. The LF351 is pin compatible with the standard LM741 and uses the same offset voltage adjustment circuitry. This feature allows designers to immediately upgrade the overall performance of existing LM741 designs.

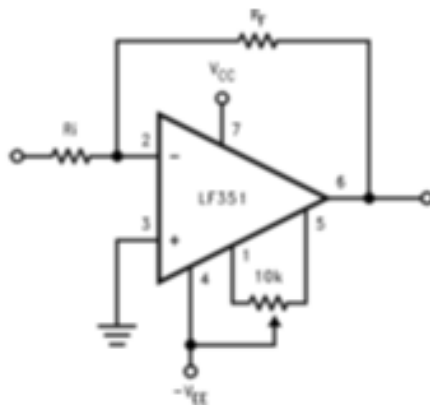
The LF351 may be used in applications such as high speed integrators, fast D/A converters, sample-and-hold circuits and many other circuits requiring low input offset voltage, low input bias current, high input impedance, high slew rate and wide bandwidth. The device has low noise and offset voltage drift, but for applications where these requirements are critical, the LF356 is recommended. If maximum supply

current is important, however, the LF351 is the better choice.

Features

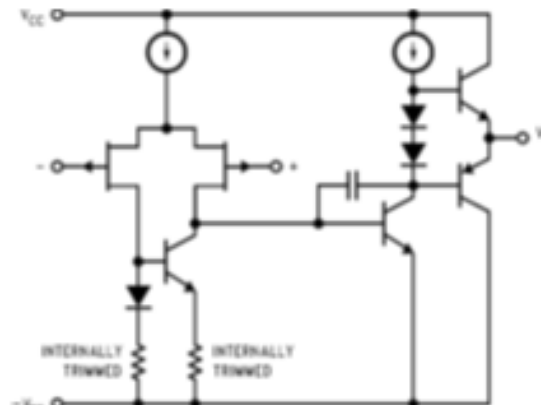
■ Internally trimmed offset voltage	10 mV
■ Low input bias current	50 pA
■ Low input noise voltage	25 nV/√Hz
■ Low input noise current	0.01 pA/√Hz
■ Wide gain bandwidth	4 MHz
■ High slew rate	13 V/μs
■ Low supply current	1.8 mA
■ High input impedance	10 ¹² Ω
■ Low total harmonic distortion $A_V = 10$, $R_L = 10k$, $V_O = 20$ Vp-p, BW = 20 Hz–20 kHz	< 0.02%
■ Low 1/f noise corner	50 Hz
■ Fast settling time to 0.01%	2 μs

Typical Connection



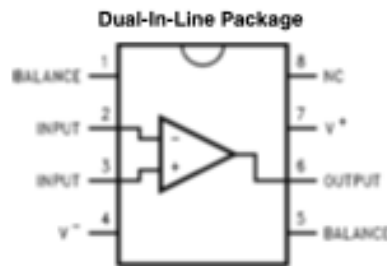
TL/H/5648-11

Simplified Schematic



TL/H/5648-12

Connection Diagrams



TL/H/5648-13

Order Number LF351M or LF351N
See NS Package Number M08A or N08E

LF351 Wide Bandwidth JFET Input Operational Amplifier

5. LF356 :

LF356-MIL JFET Input Operational Amplifier

1 Features

- Advantages
 - Replace Expensive Hybrid and Module FET Op Amps
 - Rugged JFETs Allow Blow-Out Free Handling Compared With MOSFET Input Devices
 - Excellent for Low Noise Applications Using Either High or Low Source Impedance—Very Low $1/f$ Corner
 - Offset Adjust Does Not Degrade Drift or Common-Mode Rejection as in Most Monolithic Amplifiers
 - New Output Stage Allows Use of Large Capacitive Loads (5,000 pF) Without Stability Problems
 - Internal Compensation and Large Differential Input Voltage Capability
- Common Features
 - Low Input Bias Current: 30 pA
 - Low Input Offset Current: 3 pA
 - High Input Impedance: $10^{12} \Omega$
 - Low Input Noise Current: $0.01 \text{ pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
 - High Common-Mode Rejection Ratio: 100 dB
 - Large DC Voltage Gain: 106 dB
- Uncommon Features
 - Extremely Fast Settling Time to 0.01%: $1.5 \mu\text{s}$
 - Fast Slew Rate: $12 \text{ V}/\mu\text{s}$
 - Wide Gain Bandwidth: 5 MHz
 - Low Input Noise Voltage: $12 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$

2 Applications

- Precision High-Speed Integrators
- Fast D/A and A/D Converters
- High Impedance Buffers
- Wideband, Low Noise, Low Drift Amplifiers
- Logarithmic Amplifiers
- Photocell Amplifiers
- Sample and Hold Circuits

3 Description

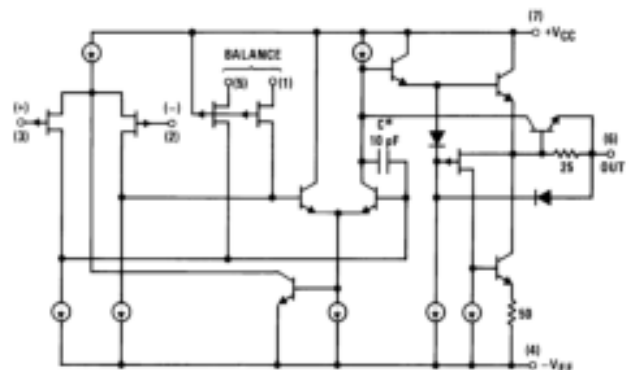
The LF356-MIL device are the first monolithic JFET input operational amplifiers to incorporate well-matched, high-voltage JFETs on the same chip with standard bipolar transistors (BI-FET™ Technology). These amplifiers feature low input bias and offset currents/low offset voltage and offset voltage drift, coupled with offset adjust, which does not degrade drift or common-mode rejection. The devices are also designed for high slew rate, wide bandwidth, extremely fast settling time, low voltage and current noise and a low $1/f$ noise corner.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LF356-MIL	SOIC (8)	4.90 mm × 3.91 mm
	TO-CAN (8)	9.08 mm × 9.08 mm
	PDIP (8)	9.81 mm × 6.35 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Simplified Schematic



3 pF in LF357 series

Résumé

Résumé :

Le travail qui est effectué dans le cadre de ce mémoire de fin d'études se focalise en une étude de la technique d'exploration fonctionnelle respiratoire par spirométrie basé sur le principe de la pneumotachographie de Lilly en utilisant un capteur de pression différentielle. Ce système permet la mesure et l'analyse du volume et le débit respiratoire à travers la détection d'une différence de pression entre deux points séparés par une membrane en se basant sur la loi de Poiseuille. Notre intérêt est porté particulièrement à la réalisation d'une plateforme didactique pour l'étude de cette technique. La partie analogique a été principalement centrée autour du capteur spirométrique, l'amplification, le filtrage et l'offset. La partie digitale a été centrée autour d'une carte Arduino pour en fin un traitement numérique du signal de débit respiratoire sous l'environnement LabVIEW et le calcul des volumes et capacités pulmonaires.

Mots clef:

Débit respiratoire, volumes pulmonaires, capacités pulmonaires, spirométrie, pneumotachographie de Lilly, Arduino, LabVIEW.

المخلص

يهدف هذا المشروع الى انجاز منصة تعليمية تساعد على دراسة الوظيفة التنفسية و قياس حجم و نسبة تدفق الهواء في الجهاز التنفسي أثناء عملية الشهيق أو الزفير. يتكوّن هذا الجهاز من قسمين، يتمثل القسم الأول في بطاقة إلكترونية تحتوي بالدرجة الأولى على لاقط فرق الضغط الذي يعمل على قياس ضغط الهواء بين نقطتين و تحويله إلى إشارات كهربائية. لتقوم بعد ذلك هذه البطاقة الالكترونية بمعالجة هذه الإشارات و من ثم إرسالها إلى جهاز الحاسوب على شكل إشارات رقمية بواسطة بطاقة الأردوينو؛ ليتم في الأخير حساب و تخزين البيانات المتعلقة بحجم و سعة الجهاز التنفسي و تدفق الهواء في الرئتين باستعمال برمجة لافيو.

الكلمات المفتاحية :

تدفق الهواء ، سعة الجهاز التنفسي ، الأردوينو ، لافيو ، لاقط فرق الضغط.

Abstract

The work that is carried out as part of this final dissertation focuses on a study of spirometry respiratory functional exploration technique based on the principle of Lilly pneumotachography using a differential pressure sensor. This system allows measurement and analysis of volume and respiratory flow through the detection of a pressure difference between two points separated by a membrane based on the Poiseuille law. Our interest is particularly focused on the realization of a didactic platform for the study of this technique. The analog part was mainly centered around the spirometry sensor, amplification, filtering and offset. The digital part was centered around an Arduino board for final digital processing of the respiratory flow signal in the LabVIEW environment and the calculation of lung volumes and capacities.

Keywords:

Respiratory flow, lung volumes, lung capacity, spirometry, Lilly pneumotachograph, Arduino, LabVIEW.