



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bekr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : HADRI Abdelhammid et SEDJAI Ikram

**CONCEPTION ET REALISATION D'UNE CARTE
DE MISE EN FORME ET D'ACQUISITION DU
DEBIT RESPIRATOIRE**

Soutenu le 16 juin 2015 devant le Jury

M. SOULIMANE Sofiane	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
M. TAOULI Sidi Mohamed	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur
M. DJEBBARI Abdelghani	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2014-2015

Remerciements

Avec l'aide de Dieu clément et miséricordieux on a pu achever ce modeste travail, nous le remercions de nous avoir donné la force, le courage et la santé pour accomplir ce projet.

Nous remercions nos très chers parents pour leurs soutiens et leurs patiences.

A Dr. S. Soulimane d'avoir accepté d'examiner et de présider le jury de soutenance de ce projet de fin d'études.

A Dr. SM. Taouli d'avoir accepté d'examiner ce travail.

A notre encadreur Dr. A. Djebbari pour son aide et ses conseils, qu'il trouve ici l'expression de notre profonde gratitude, nos remerciements les plus respectueux et les plus sincères.

Nos remerciements les plus vifs vont également à tous nos enseignants qui ont contribué à notre formation et à tout le personnel administratif de l'université Abou Bekr Belkaid, sans oublier les responsables du magasin des composants électroniques et les personnes qui nous ont apporté leur aide et soutien durant toute cette année universitaire,

Abdelhammid&Ikram

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail

À mes très chers parents pour m'avoir toujours soutenue et encouragée par leur présence et leur conseils à tous les instants, et pour m'avoir toujours entourée de leur amour. Qu'ils trouvent à travers ce travail le fruit et la récompense de leurs efforts et que Dieu leurs donne santé et prospérité.

À mes frères et sœur Samia, Ahmed et Mostapha.

À toute ma famille et amis je leur adresse mes plus chaleureux remerciements. Leur soutien moral tout au long de mes études m'a permis de tenir bon dans les moments difficiles.

À ma collègue Skram qui m'a partagé la réalisation de ce projet.

À Redhwane Kadj Kaddour, Mohamed Dahoun, Alaeddine Amirat, Sofiane Ben Tata, Amine Taleb Ben Diab, Skram Bouterfas, Amel Zeboudji, Kouda Lmt, et Nadira Emziane.

À mes collègues de promotion qu'ils trouvent ici l'expression de toute ma reconnaissance.

Et à tous ceux qui me sont chers de loin et de près et qui partagent une place dans mon cœur.

Abdelhammid

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à tous ce qui me sont chers,

À mes parents qui m'ont guidé durant les moments les plus pénibles de ce long chemin, ma mère qui a été à mes côtés et m'a soutenu durant toute ma vie, et mon père qui a sacrifié toute sa vie afin de me voir devenir ce que je suis, que Dieu le tout puissant les protègent et les gardent.

À ma très cher sœur Sihem pour sa patience, aide et encouragement.

À mon cher et unique frère Soufiane pour son encouragement et son soutien.

Ainsi à

Toute la famille Sedjai.

L'être qui m'a partagé ce travail, mon binôme Abdelhamid.

Ma chère amie Manel.

Toute la promotion de la deuxième année Master Instrumentation Biomédicale 2014/2015 et à tous ceux qui me sont chères et me portent dans leurs cœurs.

Skram

Sommaire

Liste des figures	7
Introduction générale.....	9
Chapitre I Système respiratoire	11
I.1. Anatomie de l'appareil respiratoire.....	11
I.1.1. Les voies aériennes	11
I.1.2. Les poumons	13
I.1.3. Les muscles respiratoires	14
I.2. Physiologie de l'appareil respiratoire	15
I.2.1. Mécanique ventilatoire et production du débit aérien.....	15
I.2.2. L'espace mort.....	18
I.2.3. Les mécanismes d'échanges gazeux	18
I.3. Les explorations fonctionnelles respiratoires.....	19
I.3.1. Mesure des volumes non mobilisables.....	20
I.3.2. Mesure des volumes mobilisables.....	21
I.4. Conclusion	24
Chapitre II Carte de mise en forme du signal respiratoire.....	25
II.1. Etude des capteurs de pression	25
II.1.1. Définition de la pression.....	25
II.1.2. Les différentes unités de pression.....	25
II.1.3. Les différents types de pression.....	26
II.1.4. Les capteurs de pression	26
II.2. Description du système de mesure	28
II.2.1. Structure de la chaîne de mesure	28
II.2.2. Pneumotachographe de Lilly	29
II.2.3. Capteur de pression	31
II.2.4. Circuit d'alimentation.....	33
II.2.5. Amplification.....	33
II.2.6. Filtrage.....	36
II.2.7. Circuit d'offset.....	37
II.3. Conclusion.....	37
Chapitre III Acquisition de données.....	39
III.1. Présentation d'Arduino	39
III.2. Hardware	39

III.3. Software	41
III.3.1. Firmware	41
III.3.2. Lecture des données numérisées	43
III.4. Conclusion.....	43
Chapitre IV Mesures et enregistrements	44
IV.1. Mesures analogiques	44
IV.2. Etalonnage du système de mesure.....	46
IV.3. Acquisition du signal du débit respiratoire	47
IV.4. Traitement numérique	48
IV.4.1. Filtrage	49
IV.4.2. Extraction du rythme et de la période respiratoire	49
IV.4.3. Génération des volumes respiratoires	50
IV.5. Conclusion	51
Conclusion générale	52
Références bibliographiques	53
Annexe 1 – Conséquence spirométrique des pathologies : analyse des courbes débit/volume.....	54
Annexe 2– Liste des composants électroniques	55
Annexe 3– Quelques circuits réalisés avec PCB.....	57
Annexe 4 – Fiches techniques	60

Liste des figures

Fig.I-1 – Anatomie de l'appareil respiratoire.....	11
Fig.I-2 – Les voies aériennes supérieures.....	12
Fig.I-3 – Les voies aériennes inférieures.....	13
Fig.I-4 – Structure anatomique des poumons.....	14
Fig.I-5 – Les muscles respiratoires.....	14
Fig.I-6 – Description schématique de la mécanique ventilatoire et la production du débit aérien :(a) inspiration, (b) expiration.....	16
Fig.I-7 – Spirogramme des volumes et capacités pulmonaires.....	17
Fig.I-8– Diffusion alvéolo-capillaire.....	19
Fig.I-9 – La pléthysmographie corporelle.....	20
Fig.I-10 – La technique de dilution d'hélium.....	20
Fig.I-11 – Pneumotachographe de Lilly.....	21
Fig.I-12 – Pneumotachographe de Fleisch.....	21
Fig.I-13 – Spiromètre.....	22
Fig.I-14 – La courbe volume-temps.....	23
Fig.I-15 – La courbe débit-volume.....	24
Fig.II-1– Les unités de la pression.....	26
Fig.II-2– Synoptique d'un capteur de pression.....	27
Fig.II-3– Principe de fonctionnement d'un capteur de pression absolue.....	27
Fig.II-4– Principe de fonctionnement d'un capteur pression relative.....	28
Fig.II-5– Principe de fonctionnement d'un capteur de pression différentielle.....	28
Fig.II-6– Schéma synoptique de la carte de mise en forme du signal du volume d'air respiratoire.....	29
Fig.II-7 – Représentation schématique d'un écoulement laminaire.....	29
Fig.II-8 – La loi de Poiseuille.....	30
Fig.II-9 – Pneumotachographe de type Lilly.....	31
Fig.II-10 – Capteur de pression différentielle MPX2010DP.....	31
Fig.II-11 – Conception générale du capteur de pression différentielle MPX2010DP.....	32
Fig.II-12 – Comportement de la membrane de la cellule de mesure au silicium lors de la mesure d'une pression différentielle.....	32

Fig.II-13 – Circuit d'alimentation symétrique $\pm 5V$ à base d'une pile.....	33
Fig.II-14 – Amplificateur d'instrumentation à 3 AOP _s du type TL074	34
Fig.II-15 – Amplificateur non inverseur	35
Fig.II-16 –Filtre passe haut utilisé pour le filtrage du signal respiratoire	36
Fig.II-17 – Filtre passe bas utilisé pour le filtrage du signal respiratoire	36
Fig.II-18 – Circuit d'offset utilisé pour la mise en forme du signal respiratoire.....	37
Fig.III-1 – - Carte Arduino Uno (a) vue de face, (b) vue arrière.....	40
Fig.III-2 – - Environnement de développement d'Arduino	41
Fig.III-3 – - Environnement de développement d'Arduino : sélection de la carte Arduino Uno.....	42
Fig.III-4 – - Environnement de développement d'Arduino. Exemple de code : clignement d'une LED branché sur la broche 13 de la carte Arduino	43
Fig.IV-1 – Signal du débit respiratoire d'un sujet normal recueilli à la sortie de l'amplificateur (couplage DC)	45
Fig.IV-2 – Signal du débit respiratoire d'un sujet normal recueilli à la sortie du filtre (couplage DC)	45
Fig.IV-3 – Signal du débit respiratoire d'un sujet normal recueilli à la sortie du circuit d'offset	46
Fig.IV-4 – Signal respiratoire d'un sujet normal : (a) signal visualisé sur oscilloscope calibre 0,5V, couplage AC, (b) signal visualisé sur spiroscope, [10]	46
Fig.IV-5 –Interface d'acquisition du signal respiratoire	47
Fig.IV-6 – Signal normalisé du débit respiratoire, sujet homme au repos	48
Fig.IV-7 – Signal normalisé du débit respiratoire, sujet homme après effort	48
Fig.IV-8 – Signal respiratoire de la Figure IV-6 après filtrage numérique	49
Fig.IV-9 – Détection des pics du signal respiratoire de la Figure IV-8	49
Fig.IV-10 – -Courbe volume-temps correspondante au signal du débit respiratoire de la Fig.IV-8	50
Fig.IV-11 – -Courbe débit-volume correspondante aux signaux de la Fig.IV-8 et Fig.IV-10	50

Introduction générale

La morbidité due aux maladies respiratoires occupe une place considérable parmi l'ensemble des pathologies. Les maladies respiratoires chroniques (l'asthme, les broncho pneumopathies chroniques obstructives BPCO, les allergies respiratoires, les pneumopathies professionnelles et l'hypertension artérielle pulmonaire) atteignent plus d'un milliard de personnes dans le monde. Chaque année quatre millions en meurent.

Face à la dimension mondiale des maladies respiratoires, l'organisation mondiale de santé OMS se mobilise et crée, en 2006, l'Alliance mondiale contre les affections respiratoires chroniques (GARD Global Alliance against chronic Respiratory Diseases), qui réunit 70 organisations nationales et internationales et coordonne leurs actions. Le slogan de l'Alliance, « Un monde où chacun peut respirer librement » résume clairement les objectifs. L'Alliance a ainsi pour objectif principal la mise en œuvre d'une approche globale de lutte contre les maladies respiratoires chroniques afin de mieux les comprendre, les prévenir et les traiter.

Dans le cadre de ce projet, il sera question de concevoir et de réaliser une carte de mise en forme et d'acquisition du volume respiratoire. L'exploitation de ce signal assure une aide au diagnostic médical permettant le dépistage de pathologies respiratoires et la surveillance de l'état de la fonction pulmonaire du patient. Le système de spirométrie à développer assurera le monitoring des volumes et des débits d'air respiratoires bénéficiant d'une fiabilité, reproductibilité, et facilité d'utilisation en pratique clinique.

Le présent travail présente donc un ensemble de connaissances en instrumentation biomédicale qui regroupe l'anatomie, l'électronique, l'informatique, le traitement numérique du signal.

Ce mémoire est réparti en quatre chapitres. Le premier chapitre intitulé « Système respiratoire » présente un rappel sur l'anatomie et la physiologie de l'appareil respiratoire ainsi qu'un état des lieux concernant les différentes méthodes d'explorations fonctionnelles respiratoires. Dans le deuxième chapitre intitulé « Mise en forme du signal respiratoire », une étude des différents circuits constituant la chaîne de mesure de mise en forme analogique du signal respiratoire est présentée. Le troisième chapitre intitulé « Acquisition de données » présente le système d'acquisition de données permettant l'enregistrement sur ordinateur du volume et du débit d'air respiratoires. Le quatrième chapitre intitulé

Introduction générale

« Mesures et enregistrements » regroupe les différents signaux respiratoires enregistrés pendant la réalisation de ce projet. Une section intitulé « Références bibliographiques » énumère des références en relation avec le projet. Quatre annexes sont insérées à la fin de ce mémoire.

Chapitre I Système respiratoire

Ce chapitre présente globalement une description du fonctionnement du système respiratoire ainsi qu'un aperçu sur les différents paramètres quantifiables de la fonction pulmonaire. Les différentes méthodes et dispositions pratiques permettant la mesure de ces paramètres sont aussi décrites et illustrées. Un intérêt particulier est porté sur la spirométrie qui présente un outil de diagnostic primordial en exploration fonctionnelle respiratoire.

I.1. Anatomie de l'appareil respiratoire

L'appareil respiratoire [1-4] est l'ensemble des organes dont la fonction est d'assurer la respiration qui permet les échanges gazeux entre l'air ambiant et les cellules du corps à travers le sang.

L'étude de l'appareil respiratoire du point de vue anatomique est envisagée en suivant le trajet de l'air inspiré. Comme illustré sur la Figure I-1, Trois types d'appareils physiologiques sont distingués, à savoir ; (1) les poumons qui sont le siège des échanges à établir entre le sang et l'air atmosphérique, (2) les voies aériennes par l'intermédiaire desquelles l'air arrive aux poumons, et (3) les muscles respiratoires qui sont les organes moteurs servant à opérer l'inspiration et l'expiration.

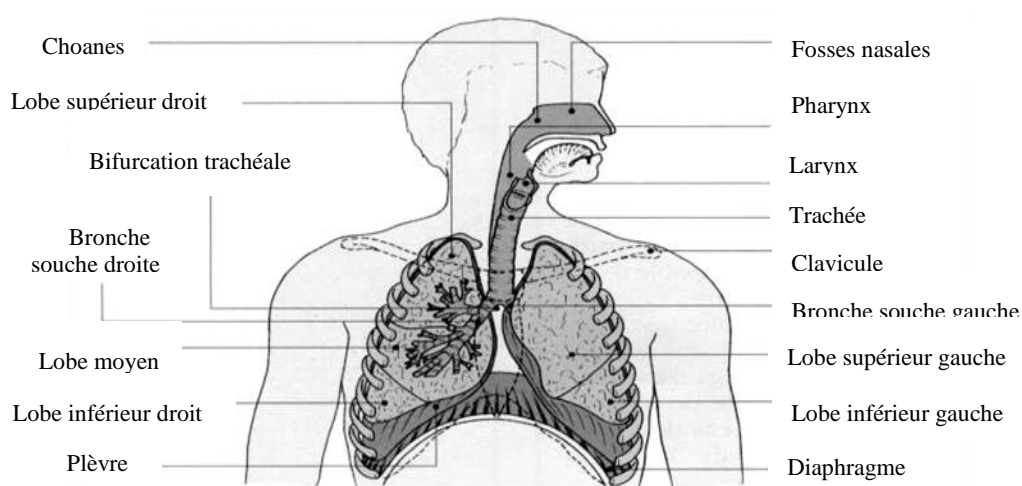


Fig.I-1 – Anatomie de l'appareil respiratoire

I.1.1. Les voies aériennes

Les voies aériennes servent de conduits à l'air et elles ont pour fonction de purifier, d'humidifier et de réchauffer l'air inspiré. Les voies aériennes sont divisées en voies aériennes supérieures et voies aériennes inférieures.

Les voies aériennes supérieures

En entrant par les narines, l'air inspiré prend le trajet respiratoire extra-pulmonaire composé, comme illustré sur la Figure I-2, par les cavités nasales, le pharynx et le larynx.

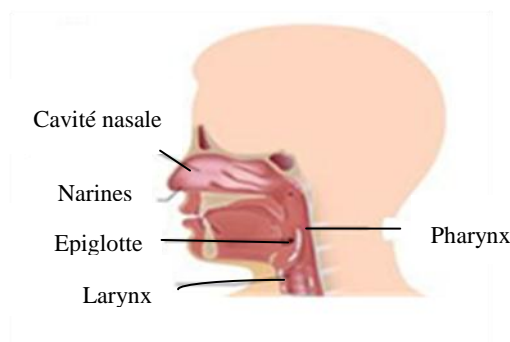


Fig.I-2 – Les voies aériennes supérieures

Les cavités nasales

Les cavités nasales, dites aussi fosses nasales, sont la première conduite du système respiratoire. Elles sont ouvertes en avant par les narines de squelette cartilagineux et en arrière dans le rhinopharynx par les choanes.

Les cavités nasales sont tapissées de poils et de cils qui permettent de filtrer l'air. C'est aussi en cet endroit que l'air est réchauffé et humidifié par les vaisseaux sanguins à proximité, et ce, à fin de limiter les dommages qu'un air sale, froid et sec pourrait infliger aux poumons. De plus, c'est à ce niveau que sont détectées les odeurs. L'air peut aussi circuler, en cas d'oblitération des narines, par la cavité buccale qui le réchauffe, l'humidifie et le filtre mais moins bien que le nez.

Le pharynx

C'est un conduit musculaire qui relie les fosses nasales au larynx. Il présente un carrefour aéro-digestif puisque l'air inspiré et la nourriture peuvent y circuler (mais pas en même temps) et il permet, grâce à la partie qui est en contact avec les fosses nasales et qui contient les amygdales, de capturer les micro-organismes de l'air.

Le larynx

Le larynx est une structure cartilagineuse qui relie le pharynx à la trachée. Un clapet cartilagineux, épiglotte (épi=au-dessus, glotta=langue), ferme l'accès à la trachée lors de la déglutition pour permettre aux aliments de passer vers la voie digestive et s'élève lors d'une inspiration pour permettre le passage de l'air vers les poumons.

Le larynx correspond aussi à l'origine de la phonation car c'est à ce niveau que l'on retrouve les cordes vocales. Lorsque l'air est expulsé des poumons, il fait vibrer deux fibres musculaires qui, selon leur ouverture, produisent un son contrôlé.

Les voies aériennes inférieures

L'air inspiré continuera son trajet à travers les voies aériennes inférieures intra-pulmonaires composées, comme illustré sur la Figure I-3, de la trachée, les bronches et les bronchioles, les alvéoles et les capillaires pulmonaires.

La trachée

La trachée est un conduit cylindrique constitué d'anneau cartilagineux qui conduit l'air depuis le larynx jusqu'aux bronches. Elle se divise en deux bronches souches allant chacune vers un poumon.

La trachée possède trois parois : les glandes à mucus qui agglomèrent les impuretés de l'air grâce à leur sécrétion, les cils vibratiles qui repoussent vers le haut les poussières pour protéger les poumons et la paroi interne richement innervée qui déclenche un réflexe à toute irritation.

Les bronches et les bronchioles

Le système respiratoire comporte deux bronches principales qui constituent les premières ramifications à l'intérieur des poumons. Chacune de ses bronches conduit l'air vers l'un des deux poumons. Tout comme pour la trachée, la paroi intérieure de ces conduits est recouverte de cils vibratiles et de mucus régulièrement renouvelés. Le mucus et les cils servent à empêcher les intrusions d'éléments étrangers dans les niveaux inférieures et les plus fragiles des poumons.

Chaque bronche se divise en conduits de plus en plus petits au fur et à mesure de sa pénétration dans le poumon. Les segments terminaux sont appelés bronchioles, elles permettent d'acheminer l'air des bronches aux surfaces d'échanges contenues dans les alvéoles.

Les alvéoles et les capillaires pulmonaires

Les bronches se rétrécissent par bifurcations successives et aboutissent finalement dans des petits sacs. Ces sacs, dits alvéolaires, sont composés de plusieurs alvéoles où débouche l'air mené par les voies respiratoires.

La paroi des alvéoles pulmonaires est traversée par des vaisseaux sanguins minuscules, les capillaires. Le sang qui circule dans ces capillaires couvrant la paroi des alvéoles absorbe l'oxygène de l'air inspiré et élimine le gaz carbonique du sang. La paroi des alvéoles sert donc de zone d'échanges gazeux entre les systèmes respiratoires et circulatoire.

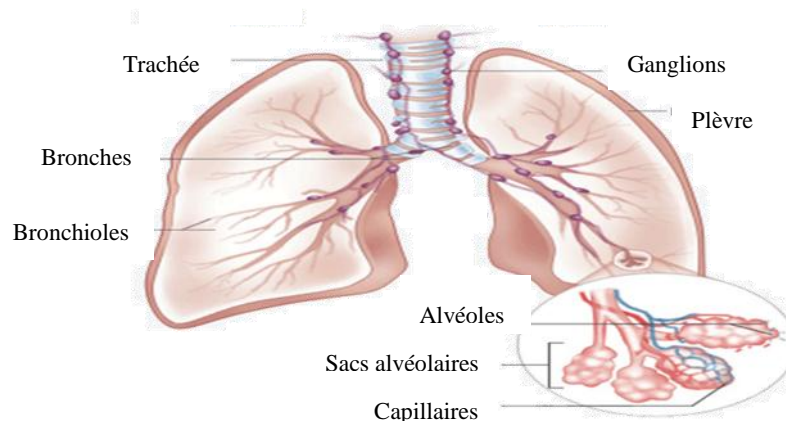


Fig.I-3 – Les voies aériennes inférieures

I.1.2. Les poumons

Les poumons sont les organes de respiration où se passent les échanges gazeux. Comme illustré sur la Fig.I-4, la segmentation pulmonaire fait correspondre à chaque élément bronchique un territoire parenchymateux parfaitement défini, indépendant fonctionnellement des territoires voisins. Les scissures partagent tout d'abord le poumon en lobe. Le poumon droit possède trois lobes (supérieur, moyen et inférieur) séparés par la grande scissure ou scissure oblique et par la petite scissure ou scissure horizontale. Le poumon gauche possède deux lobes (supérieur et inférieur) séparés par une seule scissure. Chaque lobe est ventilé par une seule bronche, la bronche lobaire. Un lobe se subdivise à son tour en segments possédant chacun une seule bronche segmentaire. Puis chaque segment se partage en deux ou trois sous segments et ainsi de suite jusqu'au lobule pulmonaire où la bronchiole se ramifie et les bronchioles terminales subissent une dilatation brutale qui forme les alvéoles pulmonaires, siège élémentaire des échanges gazeux.

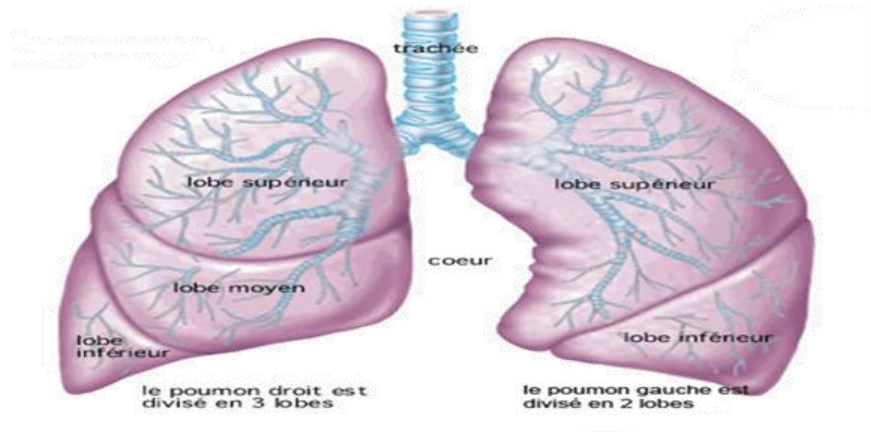


Fig.I-4 – Structure anatomique des poumons

Chaque poumon est enveloppé par une enveloppe séreuse, plèvre, possédant deux feuilles, pariétal et viscéral, entre lesquelles se trouve une quantité de liquide (liquide intra-pleurale) permettant aux poumons de glisser à l'intérieur de la cage thoracique.

I.1.3. Les muscles respiratoires

Comme illustré sur la Figure I-5, les muscles respiratoires permettent la circulation de l'air dans les voies respiratoires et les poumons. Cette circulation permet à la fois l'approvisionnement en dioxygène ainsi que l'élimination du gaz carbonique.

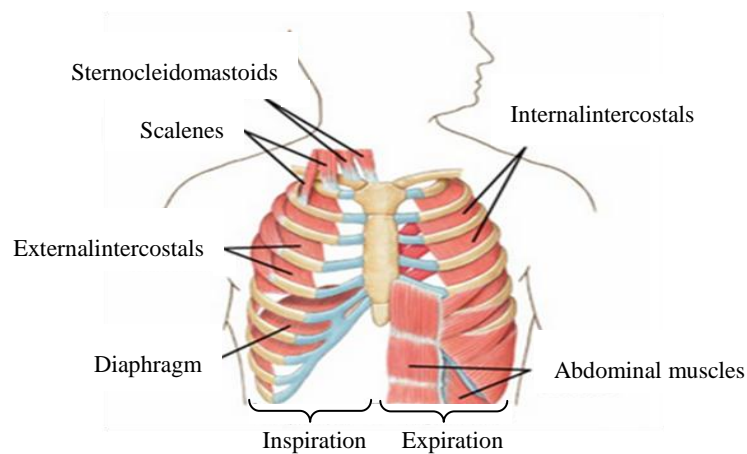


Fig.I-5 – Les muscles respiratoires

Les muscles inspiratoires

Le diaphragme

Le diaphragme est un muscle squelettique qui sépare la cavité thoracique de la cavité abdominale. C'est le principal muscle inspirateur. A l'inspiration, le diaphragme se contracte et devient plat ce qui permet de tirer les poumons qui se gonflent par conséquence.

Les muscles intercostaux externes

Les muscles intercostaux, comme leur nom indique, sont situés entre les côtes de la cage thoracique. Ils fonctionnent lors d'un exercice intense suite à des inspirations et expirations intenses. L'inspiration se produit lorsque les muscles intercostaux externes se contractent ce qui soulève la cage thoracique et fait augmenter le volume des poumons.

Les muscles inspiratoires accessoires

Ce sont les muscles qui permettent l'élévation des côtes lors de l'inspiration forcée, à savoir les muscles scalènes et le muscle sterno-cléido-mastoïdien.

Les muscles expiratoires

Les muscles intercostaux internes et les muscles abdominaux

L'expiration est associée au relâchement des muscles intercostaux internes et les muscles abdominaux ce qui favorise la compression des poumons en abaissant la cage thoracique.

I.2. Physiologie de l'appareil respiratoire

L'étude de l'appareil respiratoire du point de vue physiologique comprend l'étude de la mécanique ventilatoire et la production du débit aérien, l'espace mort et les différents mécanismes permettant les échanges gazeux entre les poumons et l'air ambiant.

I.2.1. Mécanique ventilatoire et production du débit aérien

La ventilation est un phénomène périodique qui consiste en une succession de mouvements d'inspirations, au cours desquels un volume d'air est inspiré, et de phénomènes d'expirations au cours desquels un certain volume d'air est expiré.

L'inspiration

L'inspiration (*Fig.I-6a*) est un phénomène actif qui met en jeu des contractions musculaires au cours desquelles le volume thoracique augmente. En revanche, la pression alvéolaire ou pression des poumons diminue. Par voie de conséquence, cette pression devient inférieure à la pression atmosphérique. Ce phénomène permet l'entrée de l'air à environ 21% d'oxygène, 78% d'azote et une certaine quantité très réduite de gaz carbonique de la bouche vers les alvéoles. C'est un phénomène qui agit selon un gradient de pression par différence entre les pressions à l'intérieur et à l'extérieur des poumons.

L'augmentation du volume pulmonaire se produit par la contraction des muscles inspiratoires, à savoir le diaphragme et muscles intercostaux externes. Ces muscles augmentent la dimension de la cage thoracique dans toutes les directions par augmentation du diamètre dans le sens verticale, dans le sens transversale et dans le sens antéro-postérieure.

Au cours d'une inspiration forcée, deux autres muscles sont sollicités, à savoir le muscle sterno-cléido-mastoïdien et les muscles scalènes ; antérieur, moyen et postérieur.

L'expiration

L'expiration (*Fig.I-6b*) est un phénomène passif qui ne met pas en jeu des contractions musculaires. Ce mécanisme résulte de la relaxation des muscles inspiratoires et du retour élastique du tissu pulmonaire. Étiré lors de l'inspiration, le poumon revient ensuite à sa position de base.

A l'expiration lors du repos, on observe un relâchement des muscles inspiratoires, induisant une diminution du volume à l'intérieur des poumons et donc une augmentation de la pression alvéolaire. Cela entraîne une diminution du diamètre des poumons et des bronches. La pression intra-alvéolaire devient supérieure à la pression atmosphérique. Cela entraîne la sortie de l'air des poumons vers l'extérieur par gradient de pression.

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

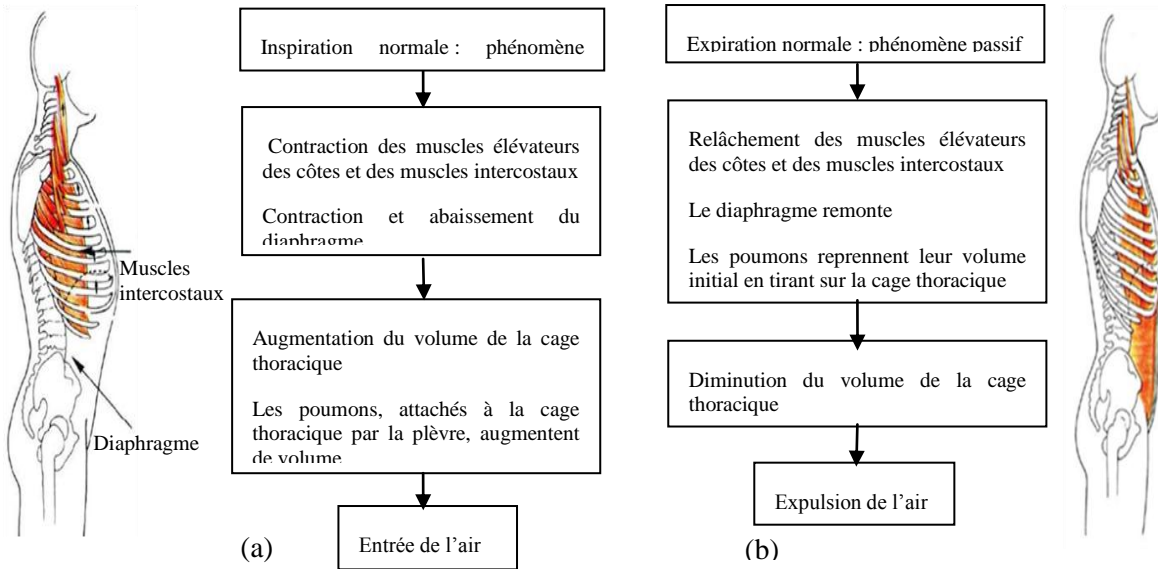


Fig.I-6 – Description schématique de la mécanique ventilatoire et la production du débit aérien :(a) inspiration, (b) expiration

Les paramètres mesurables en mécanique ventilatoire

Plusieurs variables quantifiables d'intérêt diagnostique relèvent de la fonction respiratoire, elles sont mesurées par le biais des explorations fonctionnelles respiratoires en utilisant des multiples méthodes de mesure décrites dans les sections suivantes.

Le spirogramme typique illustré sur FigureI-7 schématise ces différents paramètres vitaux. L'inspiration est enregistrée sous forme d'une déflexion vers le haut et l'expiration est enregistrée sous forme d'une déflexion vers le bas.

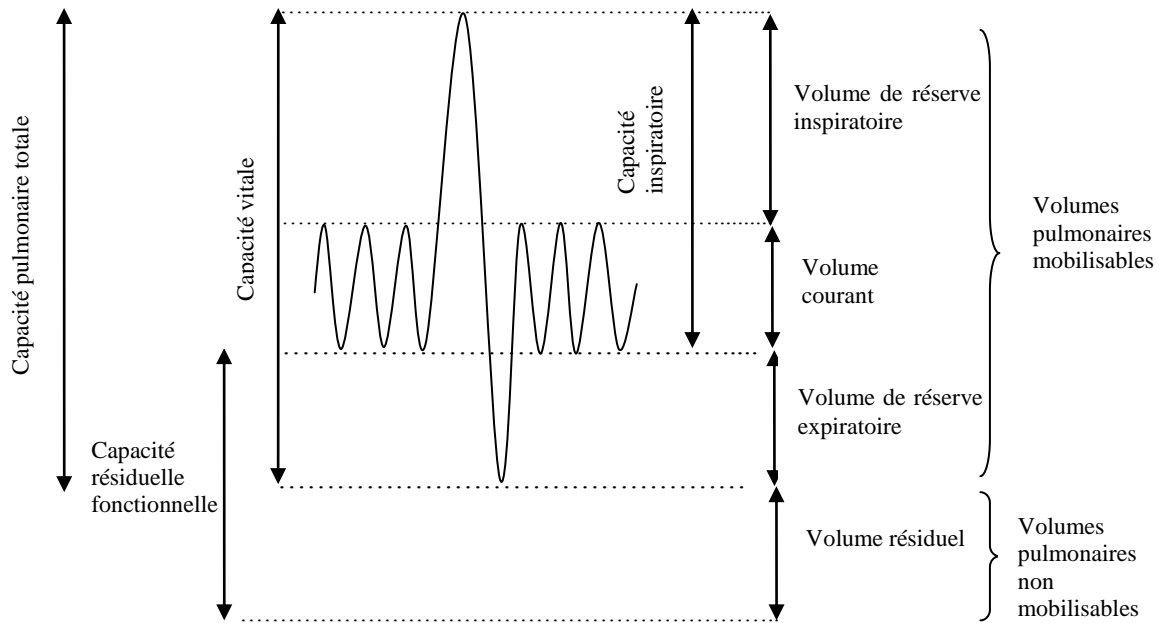


Fig.I-7 – Spirogramme des volumes et capacités pulmonaires

Les volumes respiratoires

i. Volumes mobilisables

- Volume courant ou volume tidal (VT) : Volume d'air inspiré ou expiré au cours d'une respiration normale. Il correspond à la ventilation de repos (en moyenne, $VT=0,5$ L).
- Volume de réserve inspiratoire VRI : Volume d'air pouvant être inspiré en plus du volume courant lors d'une inspiration forcée (en moyenne, $VRI=2,5$ L).
- Volume de réserve expiratoire VRE : Volume d'air pouvant être expiré en plus du volume courant lors d'une expiration forcée (en moyenne, $VRE=1,5$ L).

ii. Volume non mobilisable

- Volume résiduel VR : Volume d'air restant dans les poumons après une expiration forcée (en moyenne, $VR=1,5$ L).

Les capacités respiratoires

- Capacité vitale CV : Volume maximal d'air qui peut être expiré après un effort expiratoire maximal : $CV=VC+VRI+VRE$.
- Capacité pulmonaire totale (CPT) : Volume maximal d'air contenu dans les poumons après un effort inspiratoire maximal : $CPT=CV+VR$.
- Capacité inspiratoire CI : Volume maximal d'air qui peut être inspiré après une expiration maximale : $CI=VRI+VT$.
- Capacité résiduelle fonctionnelle CRF : volume d'air qui reste dans les poumons après une expiration courante : $CRF=VRE+VR$.

I.2.2. 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.

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.

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).

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.

I.2.3. Les mécanismes d'échanges gazeux

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.

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, bradypnée, 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.

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 inclus la bouche, le nez, la trachée, les bronches et les bronchioles jusqu'au zones respiratoires permettant les échanges gazeux et la diffusion de l'air via les alvéoles pulmonaires.

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 (Figure I-8).

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 à haute concentration vers une région à concentration plus faible. 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.

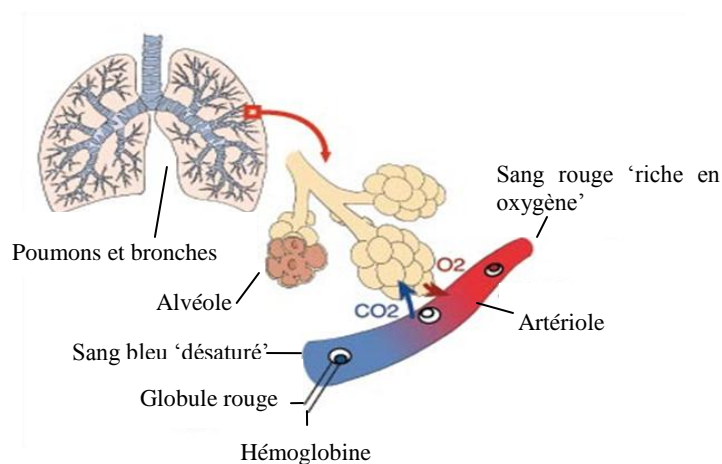


Fig.I-8– Diffusion alvéolo-capillaire

I.3. Les explorations fonctionnelles respiratoires

Les explorations fonctionnelles respiratoires regroupent l'ensemble des investigations qui ont pour but de mesurer les débits bronchiques et les volumes pulmonaires ainsi que la qualité des échanges gazeux. Cette évaluation de l'état de la fonction ventilatoire permet de retenir comme indications :

- Diagnostic du type d'anomalie ventilatoire pour des sujets chez lesquels une maladie respiratoire est suspectée du fait de signes cliniques, radiologiques ou biologiques, d'antécédents personnels ou familiaux, de facteurs de risques exogènes respiratoires : tabac ou autres aéro–contaminants.
- Quantification de la sévérité des anomalies fonctionnelles pour évaluer le pronostic et guider le choix du traitement.
- Surveillance de l'efficacité de mesures préventives ou thérapeutiques.

Les atteintes de la fonction respiratoire peuvent prendre différentes formes : les pathologies neuromusculaires qui sont liées à des anomalies des pressions générées par les muscles respiratoires, les pathologies parenchymateuses qui se situent au niveau de l'alvéole et se traduit par un défaut d'élasticité du poumon et les pathologies bronchiques qui se traduit par une obstruction des voies aériennes.

I.3.1. Mesure des volumes non mobilisables

Les systèmes utilisés pour la mesure des volumes non mobilisables se partagent en trois catégories :

La pléthysmographie corporelle

La pléthysmographie corporelle est un examen qui permet de mesurer le volume d'air qui demeure dans les poumons après une expiration complète et d'estimer la résistance des voies aériennes à l'écoulement gazeux.

Comme illustré sur la Fig.I-9, le patient est placé dans une chambre air étanche où il respire de l'air de l'extérieur de cette chambre à travers un orifice relié directement à sa bouche. Les modifications du volume dans les poumons dues à la respiration du patient peuvent être mesurées soit par un changement de pression d'air dans la chambre ou par un changement de tout le volume, et ce sous une pression maintenue constante dans la chambre. Ces variations de volume ou de pression sont enregistrées aux moyens de capteurs.

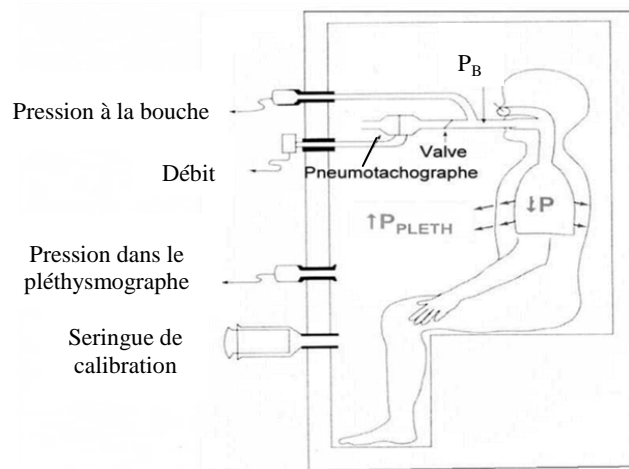


Fig.I-9 – La pléthysmographie corporelle

La technique de dilution d'hélium

Dans cette approche, le patient respire, en un circuit fermé, un volume d'air contenant une quantité mesurable et de concentration connue d'hélium He, un gaz non toxique qui ne franchit pas la barrière alvéolaire (Fig.I-10). A chaque inspiration, l'hélium se dilue dans les voies aériennes et sa concentration diminue. La mesure de la concentration d'hélium à l'équilibre grâce à des analyseurs permet la détermination du volume pulmonaire.

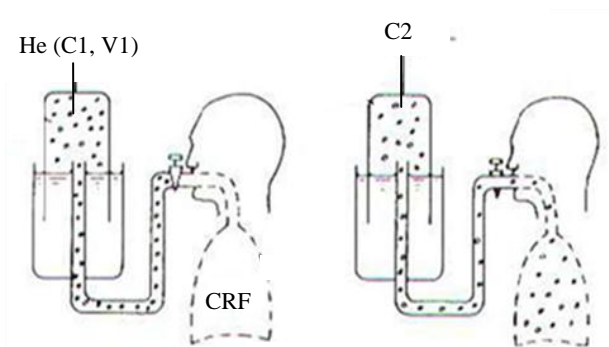


Fig.I-10 – La technique de dilution d'hélium

Mesure du taux d'azote (rinçage d'azote)

Cette technique est utilisée pour la mesure du volume résiduel VR ainsi que la capacité résiduelle fonctionnelle CRF.

Dans cette approche, le patient respire de façon stable et régulière dans à un circuit ouvert où le gaz inspiré n'est plus l'air ambiant mais de l'oxygène pur. Une quantité d'azote est éliminée à chaque expiration mais aucune quantité n'est inhalée. Le rinçage est accompli lorsque la concentration en azote passe de 79% à moins de 1,5%. Un analyseur d'azote est utilisé pour déterminer le volume d'azote expiré.

I.3.2. Mesure des volumes mobilisables

Pour les volumes mobilisables, deux techniques sont applicables :

La pneumotachographie

Le pneumotachographe (PTG) permet de mesurer les débits ventilatoires. Il est constitué d'une sonde contenant une série de canaux disposés suivant le plus grand axe du tube, ce système a été étudié pour provoquer une résistance tout en maintenant un écoulement laminaire de l'air à travers le PTG. La présence d'une résistance détermine l'apparition d'une différence de pression entre deux points situés à distance l'un de l'autre le long du PTG. La différence de pression, très légère, est mesurée au moyen d'un capteur de pression différentiel.

Les pneumotachographes peuvent être de différents types ;

- Les pneumotachographes de type Lilly : ce type de PTG mesure les débits aériens par la mesure de pressions différentielles de part et d'autre d'une grille de résistances placée dans le circuit ventilatoire. (Fig.I-11).

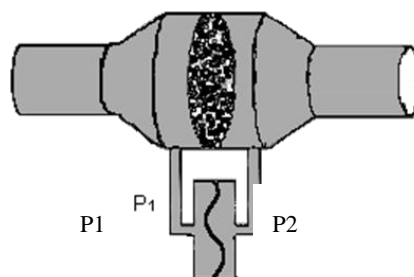


Fig.I-11 – Pneumotachographe de Lilly

- Les pneumotachographes de type Fleisch : consiste en un enroulement d'une plaque de métal très fine et ondulée. Cet enroulement est introduit dans un couvercle métallique. Ainsi ces transducteurs sont des éléments de résistance constitués de petits canaux métalliques parallèles qui permettent de maintenir un flux laminaire (Fig.I-12). Dans ce cas, la chute de pression est proportionnelle au débit produit par le patient soufflant dans l'appareil.

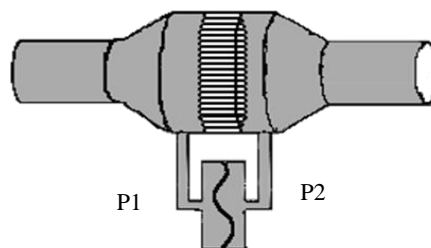


Fig.I-12 – Pneumotachographe de Fleisch

La spirométrie

Définition

La spirométrie est le plus fréquent des tests de contrôle de la fonction pulmonaire, c'est une méthode d'exploration fonctionnelle respiratoire qui permet d'évaluer les volumes de gaz circulant dans et à l'extérieur des poumons. Ces paramètres ventilatoires dépendent de diverses variables comme la taille, le poids, l'âge, le sexe, le groupe ethnique, la position, l'altitude, le tabagisme et la grossesse.

La spirométrie permet donc la connaissance de l'état de la fonction ventilatoire afin de comprendre les raisons d'une anomalie des échanges gazeux et d'envisager la prévention d'une dégradation éventuelle.

Le spiromètre

L'appareil utilisé est appelé spiromètre. Il s'agit, comme illustré sur la Fig.I-13, d'un tube munit d'un filtre et un embout à usage unique, en caoutchouc ou en carton, dans lequel le patient devra souffler avec le nez pincé. Une membrane poreuse est disposé à l'intérieur de ce tube afin d'assurer un écoulement d'air laminaire. Un capteur de pression se trouve placé à l'extrémité du tube afin de mesurer la différence de pression créé de part et d'autre de la membrane lors de la respiration. Le changement de volume des poumons est proportionnel à la variation de pression.



Fig.I-13 – Spiromètre

Le déroulement d'une spirométrie

Afin d'assurer la fiabilité des résultats, toutes les recommandations relatives à la standardisation des explorations fonctionnelles respiratoires doivent être respectées ;

- Sujet assis, le buste reste droit du début à la fin de l'expérimentation (interdiction de mobiliser le tronc lors des manœuvres).
- Le rachis cervical en position physiologique (pas de mouvements de flexion–extension).
- Pas de vêtements étroits.
- Jambes verticales et parallèles.
- Une main tient le pneumotachographe, l'autre main repose sur la cuisse homolatérale.
- Utilisation obligatoire du pince-nez lors de toutes les manœuvres.
- Embout buccal inséré entre les lèvres et l'alignement dentaire.
- Embout buccal vigoureusement serré afin d'éviter les fuites.

L'épreuve spirométrique s'agit habituellement de respirer normalement durant trois à quatre cycles puis respirer forcément (inspiration maximale jusqu'à ce que les poumons soient totalement gonflés et expiration maximale pour vider les poumons le plus possible).

Les résultats d'une spirométrie

L'interprétation des résultats est relativement simple, il s'agit de la visualisation des volumes pulmonaires et des débits respiratoires sous formes graphiques. Deux courbes sont obtenues à l'aide d'un spiromètre : la courbe volume–temps et la courbe débit–volume.

i. La courbe volume–temps

Pendant la première seconde du manœuvre, un patient sain expire environ 80% de sa capacité vitale CV, on parle du VEMS (Volume Expiratoire Maximal par Seconde). Ce paramètre permet d'indiquer le débit moyen de la première seconde d'une expiration forcée aussi rapide que possible, faisant suite à une inspiration complète (Fig.I-14). Le rapport $\frac{V_1}{V_t}$ est appelé l'indice de Tiffeneau, il est de l'ordre de 70% à 75% pour un sujet normal et en dessous de 70% pour un sujet obstructif.

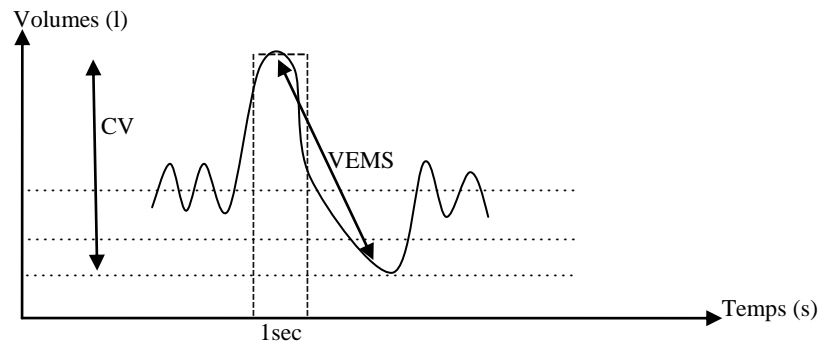


Fig.I-14 – La courbe volume-temps

ii. La courbe débit–volume

Le patient inspire à fond par la bouche dans l'embout du spiromètre puis expire le plus vite possible et jusqu'au bout.

La courbe débit–volume (voir annexe 1) commence à zéro. La courbe du dessus (ayant pour ordonnées des valeurs positives) représente l'expiration et la courbe de dessous (ayant pour adonnées des valeurs négatives) représente l'inspiration (Fig.I-15).

Le débit augmente très vite immédiatement après le départ du test de spirométrie, et doit atteindre son maximum dans les 100 millisecondes. Ce point nommé le Débit Expiratoire de Pointe (DEP) représente l'expiration maximale d'air expiré. Par la suite, le débit décline et atteint les points DEM75 après 25% de la CV, DEM50 après 50% de la CV et DEM25 après 75% de la CV. Le débit continue à décliner pour finalement atteindre zéro, la fin du test. Le point où la courbe touche l'axe des abscisses est la CV : la totalité du volume pulmonaire mobilisable est expirée

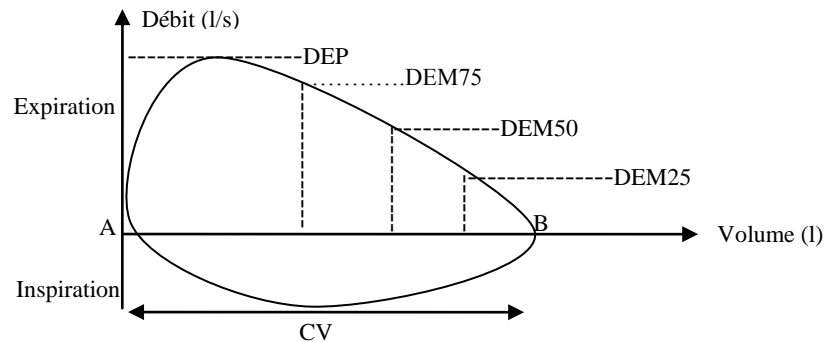


Fig.I-15 – La courbe débit-volume

Indications et objectivité de la spirométrie

La mesure des volumes pulmonaires et des débits ventilatoires par la spirométrie est l'examen fonctionnel respiratoire le plus simple, récemment devenu accessible de réalisation à tout médecin par le développement d'appareils économiques et performants. Ces données permettent le diagnostic et le suivi des affections respiratoires obstructives, restrictives et mixtes.

Chez les patients avec une pathologie obstructive dont les symptômes sont, entre autres, la toux et l'essoufflement, les petites bronches sont partiellement obstruées ce qui se traduit par une limitation des débits. Ceci se manifeste par la diminution du DEM médiane (DEM75-25) car l'obstruction des petites voies aériennes empêche la sortie de l'air, le débit sera donc diminué. Comme le volume reste constant à un débit plus bas, les poumons sont vidés lentement. Le temps expiratoire sera donc plus élevé et le VEMS est diminué. Les pathologies les plus importantes sont l'asthme et la BPCO (la Broncho-pneumopathie chronique obstructive).

Le syndrome restrictif est caractérisé par la diminution de l'aptitude à ventiler les poumons et se traduit par une baisse de la capacité pulmonaire totale CPT accompagnée d'une réduction de la capacité vitale CV. Le VEMS est également diminué, l'indice de Tiffeneau est par contre normal. Le syndrome restrictif peut être la conséquence d'une affection neuromusculaire (myopathie) ou d'anomalies de la cage thoracique (cyphoscoliose).

Cependant, le syndrome mixte associe pour un même patient des troubles respiratoires restrictifs et obstructifs ce qui se manifeste par une diminution des volumes pulmonaires et une réduction des débits bronchiques y compris une baisse de la CPT, la CV, le VEMS, le DEM25-75 et de l'indice de Tiffeneau.

I.4. Conclusion

La fonction de la respiration est vitale pour les êtres vivants notamment l'être humain. Les anomalies altérant cette fonction sont d'un impact considérable sur la santé. Le suivi médical de cette fonction physiologique, par le biais des explorations fonctionnelles respiratoires, est l'un des paramètres primordiaux sollicités par le médecin praticien. C'est ainsi que se manifeste l'intérêt de notre travail qui est la mise à sa disposition un dispositif médical dédié au monitoring du débit et volume respiratoires.

Chapitre II Carte de mise en forme du signal respiratoire

Notre projet consiste à concevoir et à réaliser un spiromètre permettant la mesure des volumes pulmonaires et des débits respiratoires pour une exploration élémentaire de la fonction pulmonaire.

La partie analogique est conçue essentiellement autour d'un capteur de pression différentielle qui permet de recueillir le signal respiratoire. Afin d'accomplir la mesure des débits d'air respiratoires, ce signal est mis en forme ensuite par le biais d'une chaîne d'instrumentation constituée de différents étages remplissant différentes fonctions d'électronique.

Dans le présent chapitre, on s'intéresse à la description des différents blocs constituant cette chaîne de mesure qu'on a réalisée pour développer notre spiromètre. Cette étude théorique est menée par un ensemble de tests effectués sur chaque bloc afin de nous permettre d'améliorer et de finaliser notre dispositif.

II.1. Etude des capteurs de pression

Pour sélectionner le bon capteur de pression [5], il convient de tenir compte, outre de la plage de variation, du type de pression à mesurer.

La mesure des volumes et des débits d'air respiratoires est accomplie par l'utilisation de capteurs de pression différentielle. La théorie en relation avec la mesure d'une telle grandeur est présentée dans ce qui suit.

II.1.1. Définition de la pression

La pression est une grandeur dérivée du système international. Elle est définie comme le quotient d'une force par une surface.

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

P: pression en Pascale (1Pa=1N/m²).

F: force en Newton.

S: surface en m².

II.1.2. Les différentes unités de pression

L'unité de la pression dans le système international est le Pascale (Pa). Il existe d'autres unités dont l'utilisation dépend généralement de la discipline, Figure II-1 résume ces différentes unités.

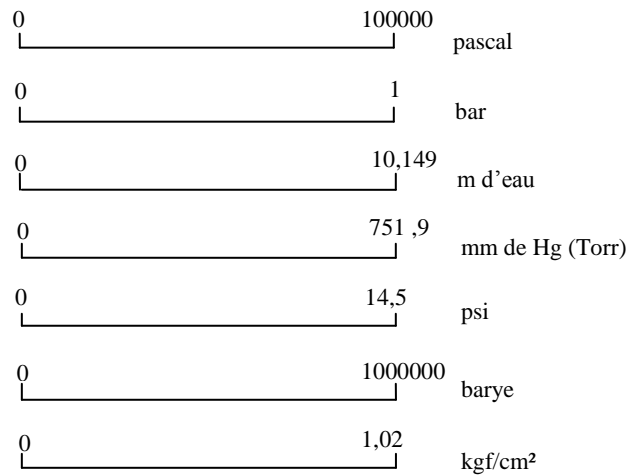


Fig.II-1– Les unités de la pression

II.1.3. Les différents types de pression

Pression atmosphérique

C'est la pression exercée par la couche d'air qui entoure la terre (l'atmosphère), elle est égale à 1,033 bar au niveau de la mer et elle varie selon l'altitude, la température et l'attitude.

Pression relative ou effective

C'est la pression mesurée par rapport à la pression atmosphérique celle-ci étant prise comme point de référence.

Pression absolue

La pression absolue est la pression mesurée par rapport au vide absolu (c'est-à-dire l'absence totale de la matière).

Le vide

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

Pression différentielle

C'est la différence de pression mesurée entre deux points ou la différence de grandeur entre une valeur de pression et une pression de référence donnée.

Pression hydrostatique

C'est la pression qu'exerce un liquide sur la surface d'un corps immergé.

Pression hydrodynamique

C'est la pression qui résulte de la vitesse d'un fluide en mouvements.

Dépression

C'est la pression en dessous de niveau atmosphérique.

II.1.4. Les capteurs de pression

Un capteur de pression est un composant capable d'associer à la grandeur mesurée (la pression) un signal électrique reconnaissable appelé 'réponse'.

Principe

Un capteur de pression est constitué d'un corps d'épreuve, l'élément mécanique qui, sous les variations de la grandeur à mesuré, assure la transformation de la pression en un déplacement, déformation ou une force. Un transducteur transforme ces variations de ce corps d'épreuve en une grandeur physique, la plupart du temps électrique.

Un capteur de pression peut être donc présenté par le schéma de la figure suivante (Fig.II-2) ;

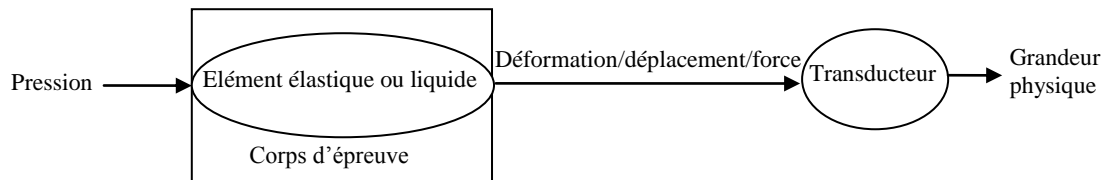


Fig.II-2– Synoptique d'un capteur de pression

Types de capteurs de pression

Il existe trois types de capteurs de pression permettant de mesurer les différents types de pression en fonction des besoins : Les capteurs de pression relative, les capteurs de pression absolue et les capteurs de pression différentielle. Ce type de composant est généralement construit autour d'une 'puce', composée d'un élément piézo-résistif au silicone, qui permet de délivrer une tension continue proportionnelle à la pression mesurée, avec une très bonne linéarité.

Capteurs de pression absolue

Les capteurs de pression absolue sont, comme leur nom indique, capables d'effectuer une mesure de pression en un point donné. Comme illustré dans la Figure II-3, le vide est scellé dans le capteur comme référence.

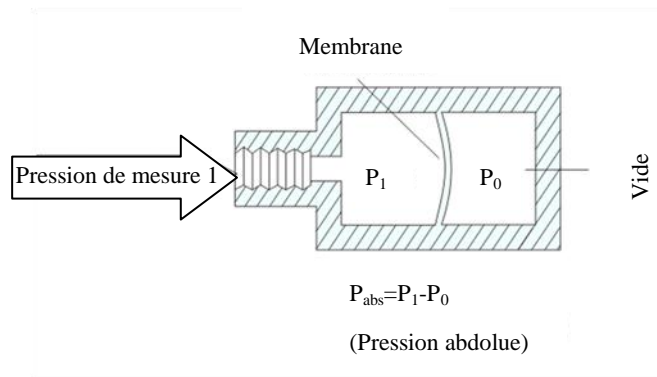


Fig.II-3– Principe de fonctionnement d'un capteur de pression absolue

Les capteurs de pression absolue sont principalement utilisés dans le but de mesurer la pression de l'air en météorologie, dans les baromètres et les altimètres.

Capteurs de pression relative

Les capteurs de pression relative mesurent la pression par rapport à la pression atmosphérique ambiante. Cette dernière s'exerce par une fente ou par un tube de mise à l'air libre, comme illustré sur la figure suivante (Figure II-4) ;

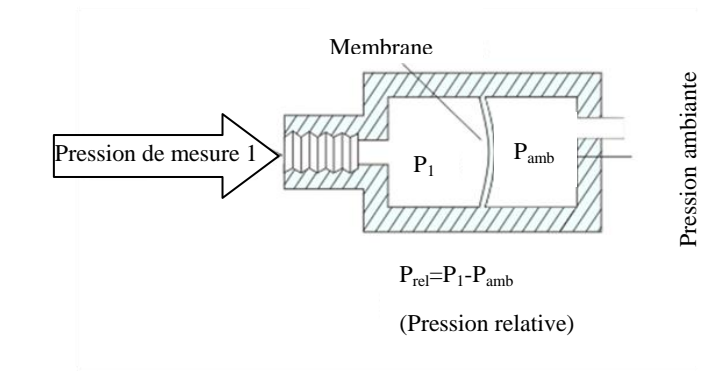


Fig.II-4– Principe de fonctionnement d'un capteur pression relative

Les capteurs de pression relative sont généralement intégrés dans les dispositifs d'aspiration médicaux.

Capteurs de pression différentielle

Les capteurs de pression différentielle (Figure II-5) sont dotés de deux entrées de mesure, et la tension qu'ils délivrent est proportionnelle à la différence de pression entre les deux entrées.

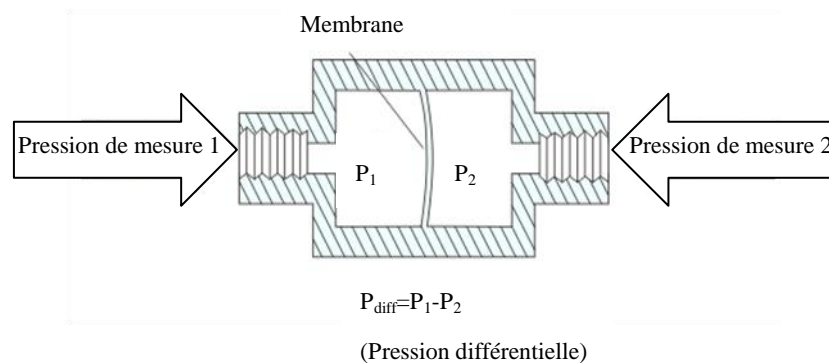


Fig.II-5– Principe de fonctionnement d'un capteur de pression différentielle

Les capteurs de pression différentielle 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. Description du système de mesure

II.2.1. Structure de la chaîne de mesure

Le prototype du spiromètre qu'on a réalisé pour la mesure du volume et du débit d'air respiratoire s'agit d'un PTG de type Lilly qui comprend un tube à air à travers lequel le patient peut souffler. Une membrane poreuse est disposée à l'intérieur de ce tube afin de maintenir un flux laminaire.

Une différence de pression est créée par l'air expiré proportionnellement au débit d'où vient la nécessité d'un capteur de pression différentielle qui permet de détecter cette variation en générant une différence de potentiel sous forme d'un signal électrique.

Ce signal recueilli à la sortie du capteur de pression différentielle doit être logiquement sujet à des multiples fonctions à remplir pour pouvoir l'exploiter : un étage d'amplification est mis en œuvre du fait que le signal respiratoire est de faible niveau, un étage de filtrage est aussi prévu afin d'assurer une

meilleure stabilité contre les artéfacts ainsi qu'un circuit d'offset qui est aussi nécessaire pour préparer le signal respiratoire mis en forme à être acquis par une carte multifonctions du type Arduino Uno.

Nous présentons en Figure II-6 notre conception de la carte de mise en forme du signal des volumes d'air respiratoires. Ces circuits seront détaillés dans les sections suivantes dans ce présent chapitre.

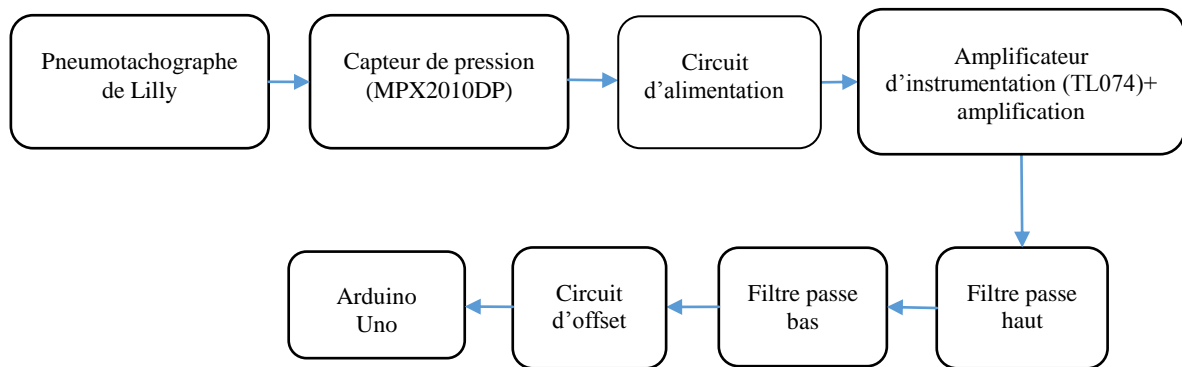


Fig.II-6– Schéma synoptique de la carte de mise en forme du signal du volume d'air respiratoire

II.2.2. Pneumotachographe de Lilly

Un PTG de type Lilly comporte un tube cylindrique en plastique dans lequel une membrane poreuse et perméable à l'air est introduite de manière à opposer une résistance au flux d'air (Figure II-9). Cette configuration permet de maintenir un flux laminaire sur une large gamme de débits relativement bas du fait de la viscosité, en raison d'une part de l'adhérence de la couche liquidienne la plus périphérique à la paroi du tube d'écoulement, en raison d'autre part de l'adhérence des couches liquidiennes concentriques les une aux autres. Ces couches liquidiennes glissent les une par rapport aux autres à des vitesses inégales. La vitesse est plus grande au centre qu'à la périphérie et les différentes vitesses d'écoulement présentent, sur une coupe longitudinale du tube d'écoulement, une distribution parabolique (Figure II-7).

Des écoulements plus élevés peuvent provoquer un modèle d'écoulement turbulent, quand la chute de pression à travers la résistance change plus que proportionnellement avec l'écoulement. Des mesures plus précises sont effectuées lorsque le modèle d'écoulement est laminaire.

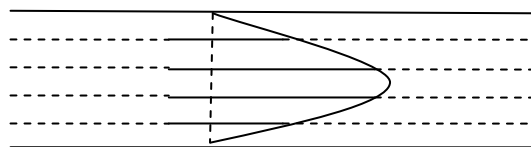


Fig.II-7 – Représentation schématique d'un écoulement laminaire

Application de la loi de Poiseuille

La mesure des volumes et des débits gazeux ventilatoires en utilisant un pneumotachographe de type Lilly est basée 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 (Figure II-8).

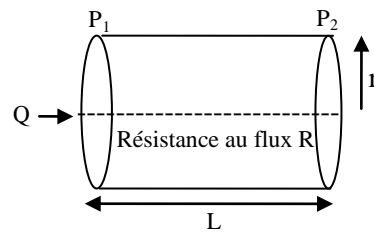


Fig.II-8 – La loi de Poiseuille

Le débit Q est donné par la relation :

$$Q = \frac{\pi r^4}{8 L \eta} (P_1 - P_2)$$

Avec

$$K = \frac{\pi r^4}{8 L \eta} = \text{constante}$$

Donc

$$Q = K * \Delta P$$

ΔP : la différence de pression régnant entre les deux extrémités du tube.

r : le rayon.

L : la longueur du tube.

η : la viscosité.

La différence de pression peut être donc déterminée à partir de cette formule si les autres éléments sont connus :

$$\Delta P = Q \frac{8 L \eta}{\pi r^4}$$

Application de la loi de venturi

L'effet venturi est un phénomène de la dynamique des fluides où il y a formation d'une dépression dans une zone où les particules des fluides se trouvent accélérées suite à un rétrécissement de cette zone de circulation.

L'enregistrement du volume et du débit d'air respiratoire, par le biais du pneumotachographe de type Lilly, s'effectue tout en mesurant la différence de pression produite par le patient soufflant dans l'appareil et développée à travers les orifices de restriction.

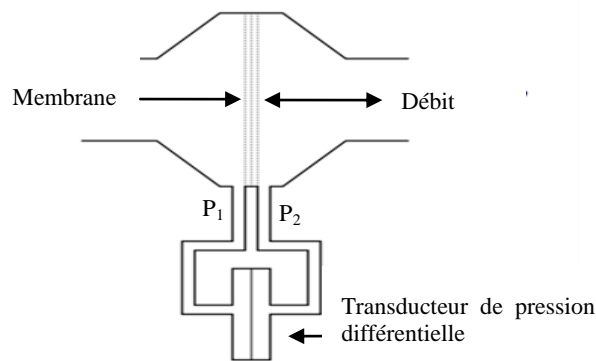


Fig.II-9 – Pneumotachographe de type Lilly

Dans un tube ayant une petite résistance fixe par l'interposition d'une membrane parallèlement à l'écoulement et à travers laquelle la chute de pression varie linéairement à l'écoulement relativement bas, le débit d'air peut être calculé selon le principe de Venturi comme suit :

$$\Delta P = RQ \text{ où } Q = \sqrt{\frac{\Delta P}{R}}$$

Avec :

ΔP : la différence de pression avant et après la membrane.

R : la résistance de la membrane.

Q : le débit d'air dans le tube.

II.2.3. Capteur de pression

Description

Pour détecter la différence de pression créée par l'air expiré, nous avons optés à un capteur de pression de type MPX2010DP (voir annexe 4) commercialisé par Motorola.

Ce capteur (Fig.II-10) est doté de deux entrées de mesure qui sont reliés aux deux orifices de restriction pour pouvoir détecter la différence de pression créée par l'air respiré tout en engendrant une tension de sortie proportionnelle à cette variation de pression.



Fig.II-10 – Capteur de pression différentielle MPX2010DP

Caractéristiques

Le capteur de la série MPX2010DP est un capteur au silicium piézo-résistif dédié à la mesure de basses pressions. Il permet d'avoir une tension précise, linéaire et proportionnelle à la pression appliquée avec une gamme de mesure de 0 à 25mv pour une pression de 10 KPa. Ce capteur est compensé en température sur la plage de 0 à 85°C et il a une linéarité de $\pm 0,15\%$ en plein échelle.

C'est un diaphragme singulier aux silicium monolithiques avec jauge de contrainte et un circuit intégré fait à partir d'un réseau de résistances de film fin. Ce composant est coupé par laser équilibré pour un balayage et offset de calibration précis et compensation de température.

Technologie mise en œuvre

La figure suivante (Fig.II-11) illustre la conception du capteur :

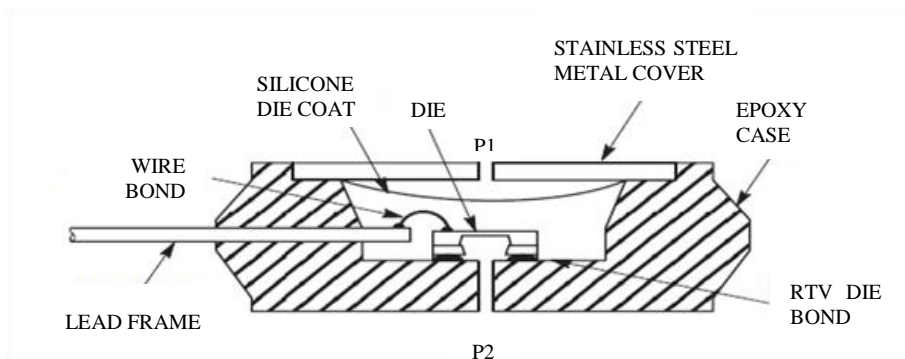


Fig.II-11 – Conception générale du capteur de pression différentielle MPX2010DP

Un gel de silicone isole la surface des fils tout en permettant à la pression d'être transmise à la membrane de silicium.

La mesure de la pression différentielle consiste à comparer les deux pressions P1 et P2 exercées de l'extérieur sur le boîtier de part et d'autre du capteur. Par conséquent $P1 \leq P2$ ou l'inverse $P1 \geq P2$.

La déformation de la membrane de silicium de la cellule de mesure de la pression différentielle est schématisée sur la figure suivante (Fig.II-12) :

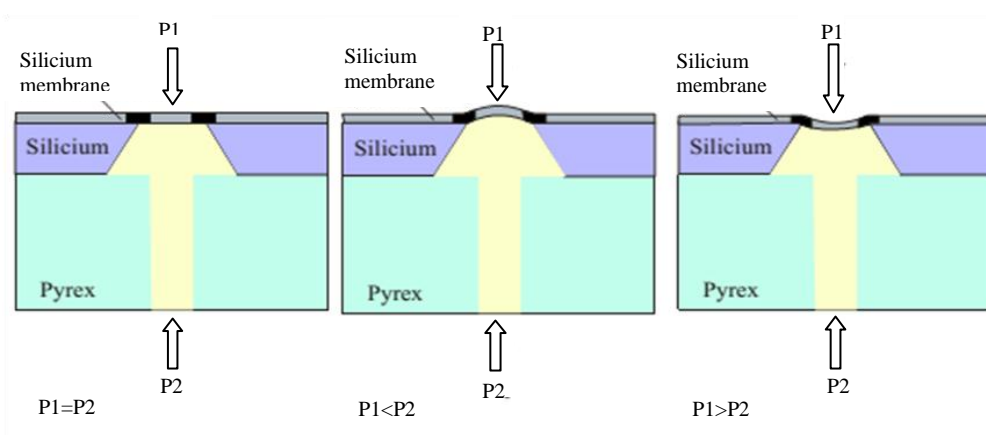


Fig.II-12 – Comportement de la membrane de la cellule de mesure au silicium lors de la mesure d'une pression différentielle.

La pression P1 exercée sur la face supérieure de la cellule peut être plus élevée ou plus faible que la pression P2 exercée sur l'autre face de la cellule (expiration et inspiration). La pression différentielle peut être donc de signe positif ou négatif.

La membrane d'un capteur piézo-résistif est constituée d'une fine couche de semi-conducteur en strates (quelques micromètres). Outre la couche de silicium en elle-même, il s'agit en règle générale d'une couche d'oxyde de passivation. D'après la figure précédente, on constate que le comportement de la structure de cette membrane est symétrique ce qui a permis une déformation égale dans les deux directions : le capteur piézo-résistif au silicium de type MPX2010DP est donc un capteur de pression différentielle bidirectionnelle, il répond impérativement aux exigences pratiques concernant la mesure du flux d'air respiratoire.

II.2.4. 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'une pile, comme illustré sur la Fig.II-13, s'avère donc nécessaire.

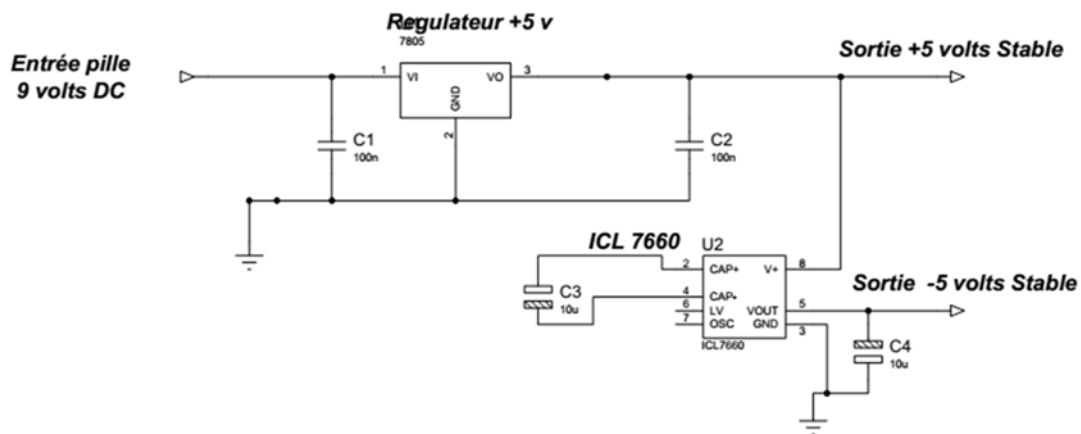


Fig.II-13 – Circuit d'alimentation symétrique $\pm 5V$ à base d'une pile

La pile génère une tension d'environ 9V, un régulateur de tension LM7805 reproduit à partir de cette tension un potentiel de 5V qui correspond $+VCC$. Des condensateurs peuvent s'y ajouter, à savoir, C1 qui assure une protection du LM085 et C2 qui permet un filtrage des ondulations de tension à la sortie du régulateur.

Un convertisseur de tension ICL7660 (voir annexe 4) est mis à disposition pour convertir la tension d'entrée positive (+5V) en une tension négative -5V qui correspond à $-VCC$. Le condensateur C3 permet de fixer la fréquence d'oscillation à l'intérieur d'ICL 7660 tandis que le condensateur C4 assure un filtrage des ondulations de tension de sortie inverse.

II.2.5. Amplification

Le domaine valide pour l'acquisition de données varie entre 0 et 5V tandis que pendant les mesures que nous avons effectuées, l'amplitude du signal généré par le capteur de pression différentielle MPX2010DP était de l'ordre de 2,5mV au maximum. Pour mettre en forme ce signal nous avons opté donc à réaliser un étage d'amplification, composé d'un amplificateur d'instrumentation [6] plus un amplificateur non inverseur, avec un gain approximatif de 2000.

Amplificateur d'instrumentation

L'amplificateur d'instrumentation développé lors de la réalisation de notre projet est conçu, comme illustré sur la Fig.II-14, à base du TL074 (voir annexe 4). Ce choix à été fait vu que ce dernier dispose de quatre amplificateurs opérationnels (AOP) intégré ce qui permet d'une part une meilleure miniaturisation du circuit et d'autre part la réduction du cout globale de la réalisation, c'est un amplificateur à base de transistor FET¹ avec une impédance d'entrée très élevée.

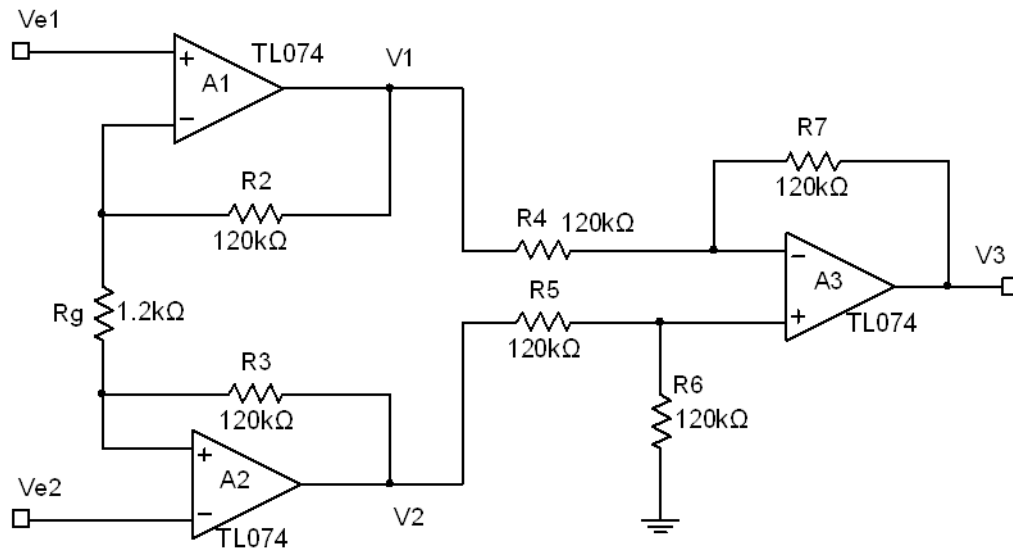


Fig.II-14 – Amplificateur d'instrumentation à 3 AOPs du type TL074

Les tensions de sorties de l'amplificateur A1 et A2 sont données par (II-1) et (II-2) comme suit

$$V_1 = \left(1 + \frac{R_2}{R_g}\right) V_{e1} - \frac{R_2}{R_g} V_{e2} \tag{II-1}$$

Et

$$V_2 = \left(1 + \frac{R_3}{R_g}\right) V_{e2} - \frac{R_3}{R_g} V_{e1} \tag{II-2}$$

En combinant les expressions (II-1) et (II-2), et en prenant en considération que l'étage différentiel formé par l'amplificateur opérationnel A3 possède un gain unitaire puisque $R_4=R_5=R_6=R_7=R$, nous aboutissons à l'expression (II-3) qui montre clairement le gain de l'amplificateur d'instrumentation ;

$$V_3 = (V_{e2} - V_{e1}) \left(1 + \frac{2R_2}{R_g}\right) \tag{II-3}$$

Selon les valeurs des résistances de l'amplificateur d'instrumentation de la Fig.II-14, nous obtenons un gain de 200. En court-circuitant les entrées de cet amplificateur d'instrumentation, nous obtenons un taux de réjection en mode commun (TRMC) d'environ 86dB sur une bande fréquentielle qui s'étend jusqu'à 10KHz.

¹ Field Effect Transistor

Amplificateur non inverseur

Pour améliorer le gain de l'étage d'amplification afin de cadrer le signal respiratoire à une amplitude absolue de 5V, on a procédé à un amplificateur non inverseur (Fig.II-15) à la suite de l'amplificateur d'instrumentation.

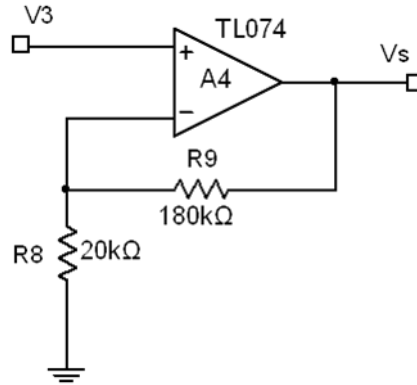


Fig.II-15 – Amplificateur non inverseur

L'amplificateur opérationnel non inverseur A4 possède un gain de $(1 + \frac{R_9}{R_8})$, la tension à la sortie de l'étage d'amplification vaut donc ;

$$V_S = V_3 \left(1 + \frac{R_9}{R_8} \right) \quad (\text{II-4})$$

En remplaçant V_3 par sa valeur on trouve ;

$$V_S = (V_{e2} - V_{e1}) \left(1 + \frac{2R_2}{R_g} \right) \frac{R_4}{R_5} \left(1 + \frac{R_9}{R_8} \right) \quad (\text{II-5})$$

Le gain total de l'étage d'amplification est donné par (II-6) comme suit ;

$$G = \left(1 + \frac{2R_2}{R_g} \right) \frac{R_4}{R_5} \left(1 + \frac{R_9}{R_8} \right) \quad (\text{II-6})$$

Comme $R_4=R_5$, le gain vaut ;

$$G = \left(1 + \frac{2R_2}{R_g} \right) \left(1 + \frac{R_9}{R_8} \right) \quad (\text{II-7})$$

Application numérique ;

$$G = \left(1 + \frac{240}{1,2} \right) \left(1 + \frac{180}{20} \right)$$

$$G \approx 200 * 10$$

$$G = 2000$$

II.2.6. Filtrage

Le signal respiratoire présente un contenu spectral de nature basse fréquence, mais qui peut atteindre des fréquences de l'ordre de 15Hz dans certains cas pathologiques. Il est alors recommandé de s'assurer d'ajuster la fréquence de coupure du filtre passe bande à utiliser.

Filtre passe haut passif

La seule composante à filtrer étant la composante continue, nous utilisons un condensateur en série pour filtrer cette composante de fréquence nulle sur le spectre du signal respiratoire.

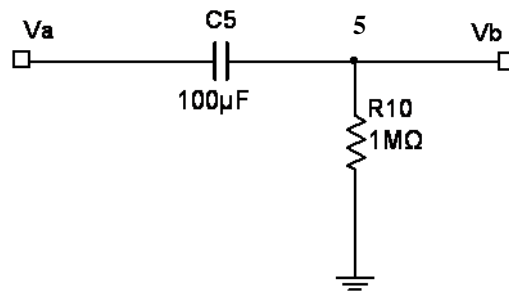


Fig.II-16 –Filtre passe haut utilisé pour le filtrage du signal respiratoire

Dans le domaine de Laplace, nous observons une fonction de transfert du circuit de la Fig.II-16 donnée en (II-8) comme suit ;

$$H(j\omega) = \frac{R_{10}}{R_{10} + \frac{1}{jC_5\omega}} = \frac{jR_{10}C_5}{1 + jR_{10}\omega} \quad (\text{II-8})$$

La fréquence de coupure de ce filtre passe haut est donné en (II-9) comme suit ;

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1} \quad (\text{II-9})$$

Un condensateur C_5 de capacité égale à $100\mu\text{F}$ et une résistance R_{10} de résistance égale à 1M nous permet de préserver le contenu spectral du signal respiratoire à une fréquence de coupure

$$f_c = 0,0015.$$

Filtre passe bas passif

Afin de garder uniquement la bande spectrale utile du signal respiratoire allant jusqu'à 15Hz, nous optons pour un simple filtre passe bas de fréquence de coupure égale 15Hz.

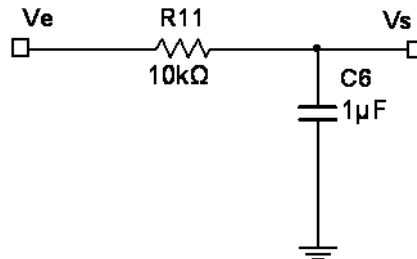


Fig.II-17 – Filtre passe bas utilisé pour le filtrage du signal respiratoire

La fréquence de coupure de ce filtre passe bas RC passif du 1^{er} ordre de la Fig.II-17 est donné par (II-10) comme suit :

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1} \quad (\text{II-10})$$

La fonction de transfert de ce filtre est donnée par (II-11) comme suit :

$$H(j\omega) = \frac{1}{1+j\omega R_1} \quad (\text{II-11})$$

Dans notre projet, nous avons choisi la valeur de 10k à la résistance R_{11} et une capacité de 1 μ F pour le condensateur C_6 . Ces valeurs conduiront à une fréquence de coupure du filtre passe bas d'environ 15Hz ce qui peut être considéré comme fréquence adéquate pour le signal respiratoire.

II.2.7. Circuit d'offset

Le circuit de la Fig.II-18 assure de rajouter un offset au signal respiratoire afin de respecter l'entrée analogique de la carte multifonctions Arduino à utiliser dans ce projet pour des fins d'acquisition. Les entrées analogiques de la carte Arduino peuvent recevoir des signaux unipolaires allant jusqu'à 5v.

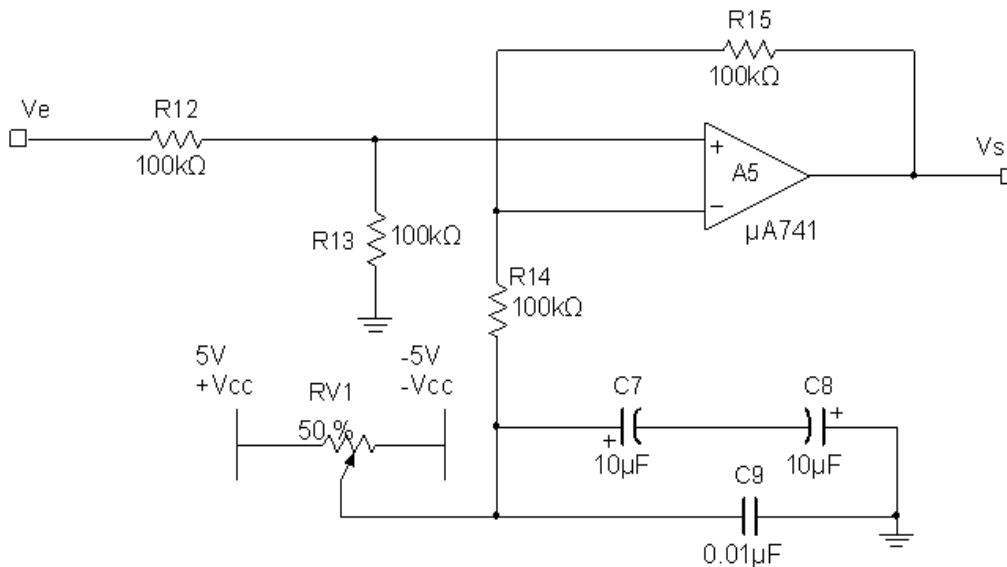


Fig.II-18 – Circuit d'offset utilisé pour la mise en forme du signal respiratoire

Le condensateur C_9 permet d'assurer une fonction de filtrage passe bas permettant de lisser la tension de sortie contre toute oscillation de haute fréquence subite suite à un offset brusque lors du réglage du potentiomètre. Ce dernier, branché entre +vcc et -vcc, permet d'ajuster la tension d'offset à rajouter au signal respiratoire ainsi mesuré. L'amplificateur opérationnel A5 du type $\mu A741$ (voir annexe 4) permet d'assurer une adaptation d'impédance entre le circuit de mise en forme et l'entrée analogique de la carte Arduino.

Le signal respiratoire sera cadré entre 0 et 5v tout en ayant une tension absolue de 4V. L'écart de tension de 1V assurera une marge de sécurité contre toute augmentation soudaine en tension du signal.

II.3. Conclusion

Le signal respiratoire est un signal qui reproduit les débits pulmonaires sous forme de tension variante avec le temps. Ce signal est de très faible niveau, il doit être donc mis en forme par le biais

d'une chaîne de mise en forme centrée autour de l'amplification et le filtrage. Le volume d'air respiratoire est généré à partir du signal du débit pulmonaire par intégration. Il est alors indispensable d'acquérir le signal respiratoire et de faire le traitement nécessaire pour en déduire le volume, ceci fait l'objectif du chapitre qui suit.

Chapitre III Acquisition de données

Afin de pouvoir acquérir le signal respiratoire et transmettre les données numérisées vers un PC², nous avons optés pour une carte multifonctions de type Arduino³ Uno révision 3 (R3). Ce choix a été fait suite à l'avancée majeure apportée par cette plateforme dans l'accessibilité de cette technologie au plus grand nombre par sa vulgarisation, sa puissance incroyable, son étendu d'utilisation gigantesque ainsi que son coût abordable.

III.1. Présentation d'Arduino

Arduino [7-9] est une plate-forme logicielle et matérielle constituée d'une simple carte électronique à microcontrôleur (voir annexe 4) et d'un environnement de développement multiplateformes. Elle permet d'allier les performances de la programmation à celle de l'électronique.

Cette carte peut être programmée pour diverses tâches, principalement pour la création des systèmes électroniques et le prototypage de différents circuits utilisés pour des multiples fonctionnalités tels que la domotique, le pilotage des robots, l'acquisition de données...etc.

Le projet Arduino est en source ouverte dont les circuits de différentes variétés de cartes Arduino sont publiés sous licence libre GNU⁴ et la conception est distribuée sous licence CC⁵. Le code source de l'environnement de développement est également disponible sous licence LGPL⁶. Cependant, le microcontrôleur n'est pas régi par cette licence libre

III.2. Hardware

La partie hardware consiste à la carte Arduino Uno, c'est le modèle de référence des plateformes Arduino et c'est la version la plus récente des cartes Arduino USB⁷.

Comme illustré sur la Fig.III-1, Arduino Uno est construite autour d'un circuit à microcontrôleur du type ATmega 328 de la famille AVR du constructeur Atmel. Elle est dotée en plus de ;

- 14 entrées/sorties dont 6 peuvent être utilisés en PWM⁸
- 6 entrées analogiques
- un oscillateur à 16 MHz
- un port USB

² Personal Computer

³ www.arduino.cc

⁴ General Public Licence

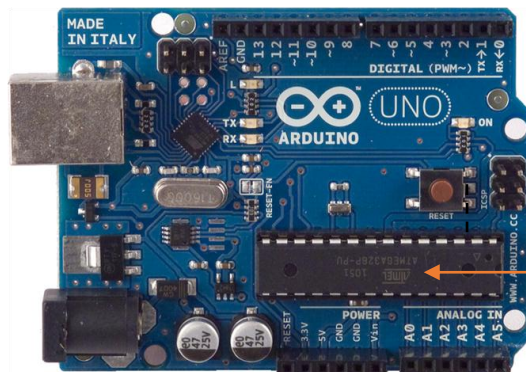
⁵ Creative Commons

⁶ Licence Publique Générale Limitée

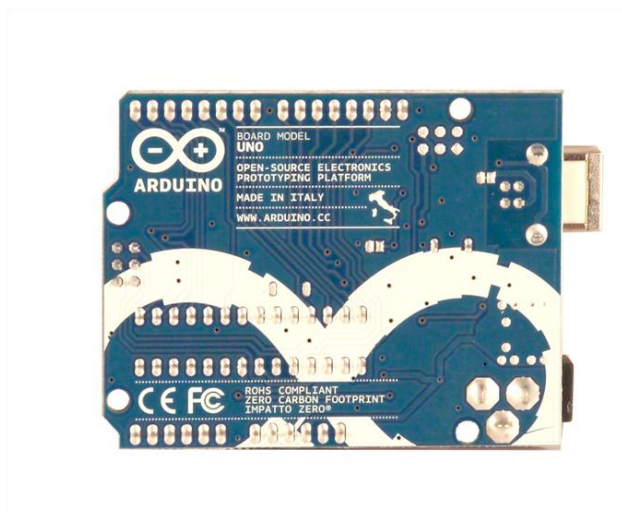
⁷ Universal Serial Bus

⁸ Pulse Width Modulation, modulation de largeur d'impulsion

- Une prise d'alimentation
- Un connecteur ICSP⁹
- Un bouton reset



(a) Vue de face



(b) Vue d'arrière

Fig.III-1 -- Carte Arduino Uno (a) vue de face, (b) vue arrière

Le microcontrôleur ATmega 328 [9] que dispose la carte Arduino Uno dispose 32 k octets de mémoire flash pour le stockage du code développé dont 0,5 k octet est utilisé pour le bootloader, 2 k octets pour la SRAM¹⁰ et 1 k octet pour l'EEPROM¹¹ (voir annexe 4).

Le signal à discrétisé est envoyé à l'ordinateur en trame, chaque trame UART¹² est constituée des bits suivants ;

- Un bit start toujours mis à 0
- Les données lues sur 10 bits
- Un bit de parité assurant un codage correcte des données
- Un bit stop, toujours mis à 1

⁹ In Circuit Serial Programmer

¹⁰ Static Random Access Memory, mémoire vive statique.

¹¹ Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory mémoire morte programmable effaçable électriquement

¹² Universal Asynchronous Receiver Transmitter, émetteur récepteur asynchrone universel

La vitesse de transmission exprimée en baud¹³ de la carte Arduino est variable et permet de cadencer l'envoi des données vers l'ordinateur. La numérisation des données se fait par le biais du convertisseur analogique numérique qui est incorporé dans ce microcontrôleur et qui converti une tension d'entrée analogique en une valeur numérique de 10 bits par approximation successive ce qui permet d'attribuer des valeurs numériques entre 0 et $2^{10}=1023$ qui correspond à 5V comme valeur à l'entrée de chacune des entrées analogiques de la carte Arduino.

Une protection à appliquer au signal à acquérir via la carte multifonctions Arduino Uno consiste à brancher un potentiomètre d'une valeur élevée entre les pins GND et 5V, le signal étant branché au curseur du potentiomètre permettra de cadrer le signal entre 0 et 5V. Dans notre système d'acquisition, nous avons opté pour un potentiomètre de 470 k Ω .

III.3. Software

La partie software consiste en deux programmes. Un premier programme, implémenté dans l'environnement de développement intégré d'Arduino, permet de charger les commandes que doit exécuter la carte Arduino. Le second programme, implémenté sous un environnement au choix de l'utilisateur, permet de recevoir les données des signaux numérisés. Dans ce présent projet, MATLAB a été le langage choisi et ce pour pouvoir, suite à l'étape d'acquisition de données, accomplir un traitement numérique du signal respiratoire.

III.3.1. Firmware

La programmation de toutes les cartes de la famille Arduino, dont le modèle Uno utilisé dans le cadre de ce projet, se fait dans un langage simplifié adapté du C++.

Les cartes Arduino traitent les informations reçues par ses entrées pour agir sur les sorties suivant un programme qui est défini par l'utilisateur et ce via l'IDE¹⁴ d'Arduino dont l'interface graphique est illustrée sur la figure suivante (Fig.III-2).

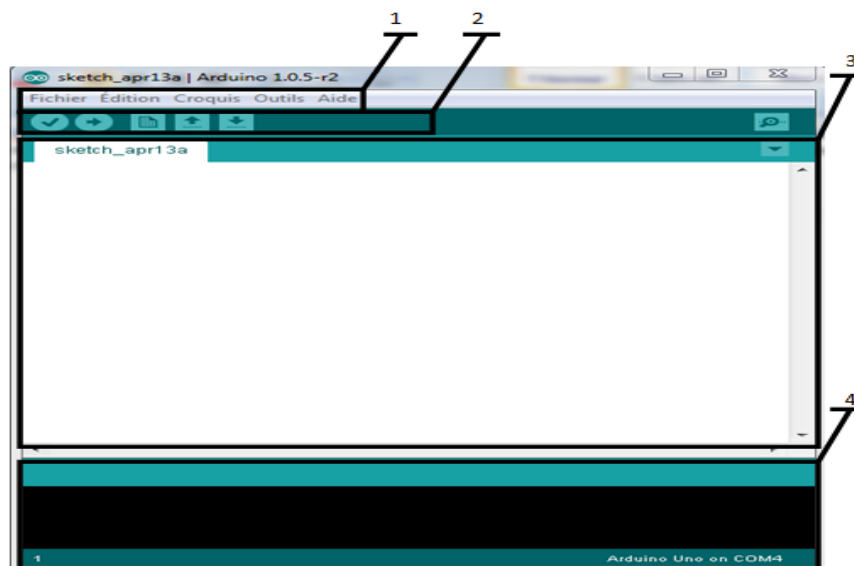


Fig.III-2 – - Environnement de développement d'Arduino

¹³Bits par seconde

¹⁴Integrated Development Environment, environnement de développement intégré.

La fenêtre de l'application Arduino comporte les éléments suivants :

1. Un menu contenant les options de configuration du logiciel qui permettent de créer de nouveaux programmes (appelés aussi sketches), de les sauvegarder, de gérer les préférences du logiciel et les paramètres de communication avec la carte Arduino.
2. Une barre d'action contenant des différents boutons servant, de gauche à droite, de vérifier le programme s'il ne contient pas d'erreurs, compiler et envoyer le programme vers la carte, créer un nouveau fichier, charger un programme existant et enregistrer le programme en cours.
3. Une zone de programmation contenant le programme que nous allons créer.
4. Une console qui affiche des informations sur les erreurs de compilation et de téléversement du programme.

Une fois que la carte Arduino est branchée à l'ordinateur, une étape de configuration est requise avant tout téléversement de firmware dans le microcontrôleur d'Arduino. Le premier truc à effectuer est de spécifier le type de la carte à utiliser. Pour ce faire, il faut aller, comme illustré sur la Fig.III-3, sous *Outils>Types de carte* et choisir Arduino Uno.

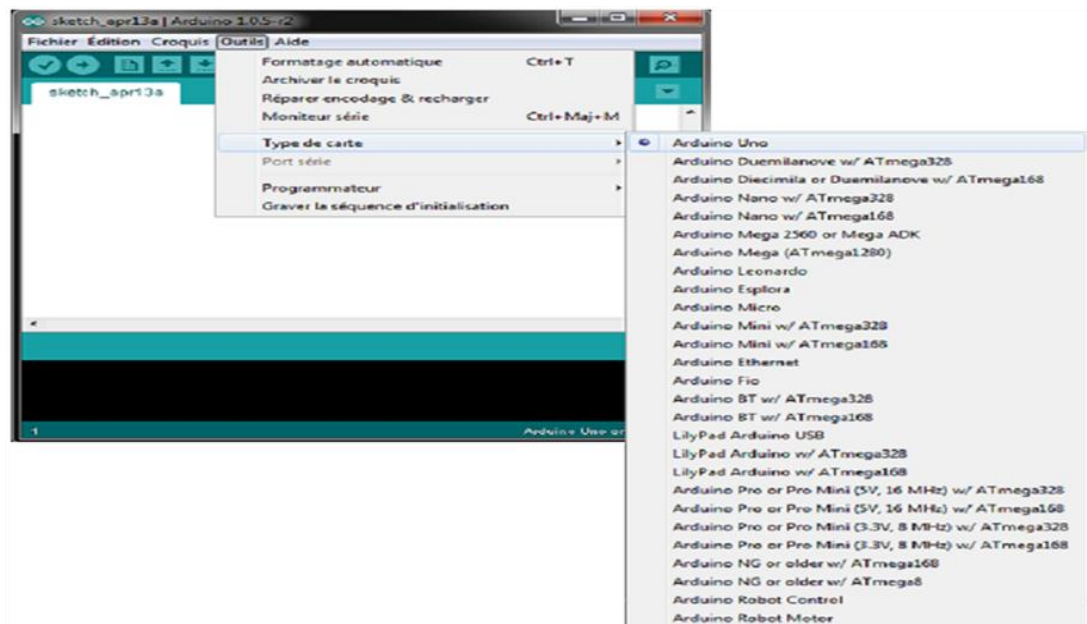


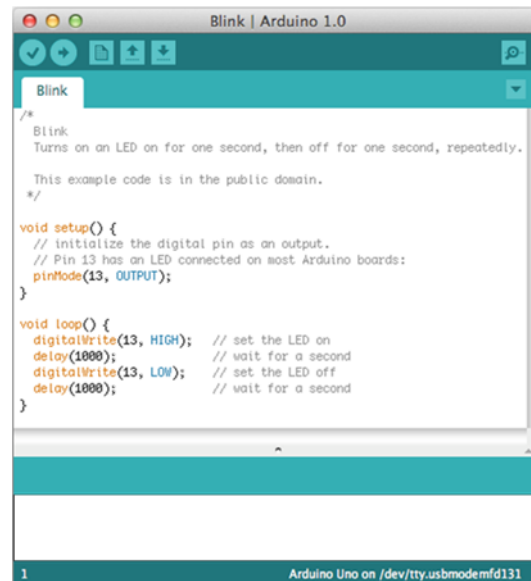
Fig.III-3 -- Environnement de développement d'Arduino : sélection de la carte Arduino Uno

Il est également nécessaire de spécifier le port USB actif qui sera utilisé afin de connecter la carte avec l'ordinateur pour téléverser le programme. Pour ce faire, il faut aller sous *Outils>Port série* et choisir le port approprié. On note que l'ordinateur assure directement l'alimentation de la carte Arduino via cette liaison USB.

Ensuite, l'utilisateur développe dans la zone de programmation le programme à téléverser dans le microcontrôleur de la carte Arduino. Le programme est compilé et téléversé s'il ne présente aucune erreur de compilation. L'exécution de ce programme s'effectue de manière séquentielle.

La structure d'un programme écrit en Arduino est illustrée sur la Fig.III-4. Un code permettant de faire clignoter une LED¹⁵ branchée sur la broche 13 de la carte Arduino est utilisé à titre d'exemple.

¹⁵ Light Emitting Diode, diode électroluminescente



```
/*
 * Blink
 * Turns on an LED on for one second, then off for one second, repeatedly.
 *
 * This example code is in the public domain.
 */

void setup() {
  // initialize the digital pin as an output.
  // Pin 13 has an LED connected on most Arduino boards:
  pinMode(13, OUTPUT);
}

void loop() {
  digitalWrite(13, HIGH); // set the LED on
  delay(1000);            // wait for a second
  digitalWrite(13, LOW); // set the LED off
  delay(1000);            // wait for a second
}
```

Fig.III-4 – Environnement de développement d’Arduino. Exemple de code : clignement d’une LED branché sur la broche 13 de la carte Arduino

Le programme développé comporte trois parties consécutives, à savoir :

- Partie déclaration des constantes et des variables.
- Partie configuration des entrées et des sorties de l’Arduino en utilisant l’instruction *void setup ()*.
- Partie programmation des interactions dans laquelle on définit les opérations qui s’exécutent en boucle en utilisant l’instruction *void loop ()*.

Des commentaires peuvent être écrits sur le programme pour se souvenir du patch.

III.3.2. Lecture des données numérisées

Plusieurs environnements permettent la lecture des données via le port USB. Dans le cadre de notre projet, le choix académique en matière logicielle de traitement numérique du signal respiratoire acquis se porte sur Matlab. Ce choix a été fait suite aux diverses fonctions utilitaires qui sont préprogrammées et mises à disposition des utilisateurs sous forme d’une boîte à outils DAT¹⁶ dans le site Mathworks¹⁷ de Matlab.

La lecture et le traitement des données numérisées se fait donc directement par le biais de la bibliothèque Arduino de Matlab. Cet outil permet de générer, visualiser en temps réel et enregistrer sous Windows le signal utile grâce à la juxtaposition des échantillons successifs en respectant la période d’échantillonnage réglable dans le firmware téléversé préalablement dans le microcontrôleur de la carte Arduino.

III.4. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le système d’acquisition de données que nous avons conçu autour de la carte multifonctions Arduino Uno. La partie hardware consiste au module Arduino Uno. La partie software consiste en deux parties élémentaires. En premier lieu, la programmation du firmware développé dans l’environnement de développement intégré d’Arduino. En second lieu, la programmation du script de réception et de traitement de données développé dans un environnement Matlab, et ce grâce au toolbox de fonctions préprogrammées d’Arduino.

¹⁶ Data Acquisition Toolbox

¹⁷ www.mathworks.com

Chapitre IV Mesures et enregistrements

Grâce à la carte de mise en forme et d'acquisition du spirogramme des débits pulmonaires que nous avons développée, nous avons accompli un certain nombre de mesures sur des sujets normaux. Une première étape consiste à recueillir les signaux par le biais d'un oscilloscope numérique. Ensuite, l'acquisition de signaux respiratoires moyennant le système d'acquisition que nous avons conçu autour de la carte Arduino Uno nous a permis de les enregistrer sous forme d'un fichier de données. Nous avons opté à accomplir l'acquisition de données dans un environnement MATLAB vu ses fonctionnalités avancées de traitement numérique du signal disponible sous forme de toolbox de fonctions. Cet environnement nous permettra de traiter le signal du débit respiratoire afin d'améliorer sa qualité puis pour reproduire par la suite le volume, la période respiratoire correspondante.

La nature des signaux respiratoires mesurés depuis différents points de tests de la carte de mise en forme que nous avons réalisée permet d'apporter les ajustements nécessaires pour avoir en sortie le signal ayant la morphologie adéquate pour l'étape d'acquisition de données. En effet, la carte multifonction Arduino Uno requiert en entrée analogique un signal cadré entre 0 et 5V. Il est alors judicieux d'ajuster la composante continue du signal du débit respiratoire à 1V. Le signal respiratoire doit couvrir en absolu la marge de 0,5 à 4,5V.

IV.1. Mesures analogiques

La Fig.IV-1 illustre l'enregistrement du signal du débit respiratoire recueilli à la sortie de l'étage d'amplification développé autour de l'ampli TL074. L'affichage sur l'oscilloscope numérique est fait en couplage DC pour montrer la composante continue du signal. L'amplification a été ajustée pour aboutir à un signal respiratoire en sortie couvrant les 8 divisions du cadran de l'oscilloscope numérique à un calibre de 500 mV, ce qui correspond à 4 V comme marge de tension en absolu

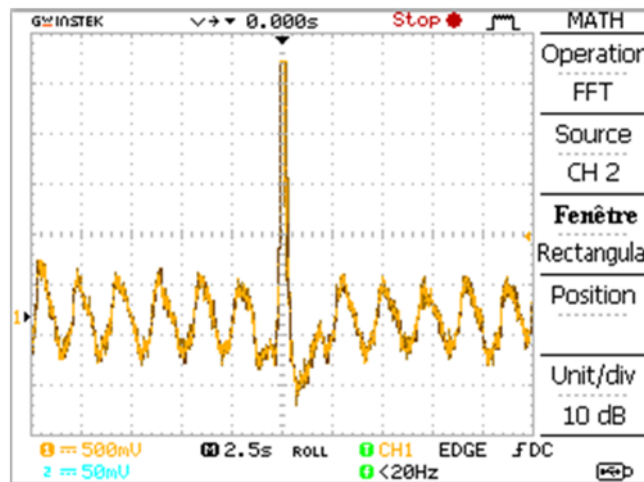


Fig.IV-1 – Signal du débit respiratoire d’un sujet normal recueilli à la sortie de l’amplificateur (couplage DC)

Le signal respiratoire illustré sur la figure ci-dessus (Fig.IV-1) est bien mis en forme. Toutefois, il requiert une chaîne de filtrage afin de pouvoir éliminer les artéfacts et les bruits indésirable. La figure suivante (Fig.IV-2) illustre le signal du débit respiratoire recueilli à la sortie de l’étage de filtrage. Ce signal est généré avec une marge de tension en absolue de 4 V. Par voie de conséquence, une marge de sécurité en tension absolue égale à 1 V est assurée, ce qui permet d’éviter un éventuel écrêtage du signal respiratoire à acquérir.

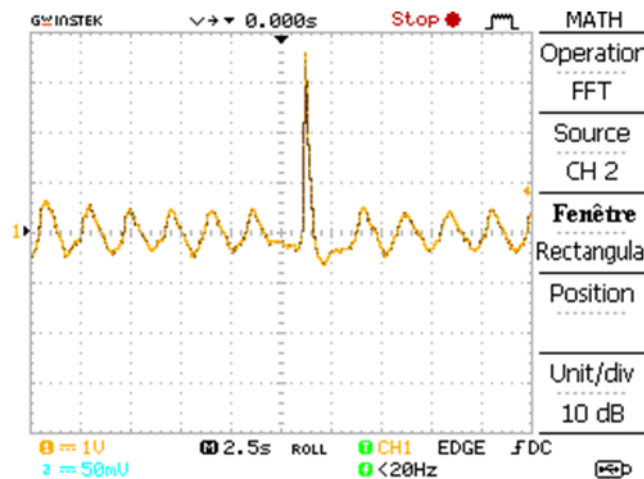


Fig.IV-2 – Signal du débit respiratoire d’un sujet normal recueilli à la sortie du filtre (couplage DC)

Après avoir mis en forme le signal respiratoire, nous aboutissons à un réglage de l’offset afin de répondre aux exigences de l’entrée analogique de la carte multifonctions Arduino Uno. La tension d’offset est fixer à 1V comme illustré sur la figure suivante (Fig.IV-3).

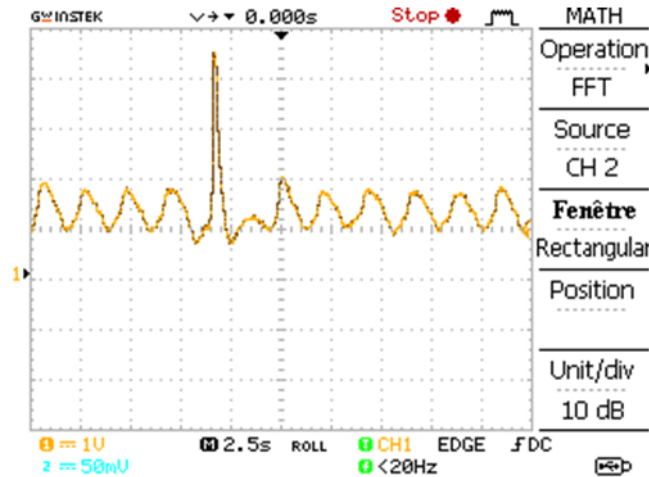


Fig.IV-3 – Signal du débit respiratoire d'un sujet normal recueilli à la sortie du circuit d'offset

Une étape d'acquisition permettra d'enregistrer ces signaux respiratoires pour servir d'outil d'aide au diagnostic médical suite à un traitement numérique du signal.

IV.2. Etalonnage du système de mesure

Le débit D est fonction de la pression différentielle ΔP entre les deux entrées du capteur comme suit ;

$$D = \frac{\Delta P}{R} \quad \text{où } R : \text{résistance de la membrane utilisée dans le tuyau}$$

Il reste à déterminer la résistance de la membrane pour déduire le débit, hors que cette résistance n'est pas disponible. Par conséquent, l'étalonnage du système a été fait en se basant sur des mesures faites dans le mémoire de projet de fin d'étude 'Conception et réalisation d'un spiromètre' [10] (présenté par Mr Benaini et Mr Bensaber en 2008) à l'aide d'un logiciel Cassybio, disponible au laboratoire d'électronique biomédicale, utilisé comme spiromètre.

Les résultats des mesures simultanées du débit respiratoire, comme illustré sur la figure suivante, nous ont permis l'étalonnage de notre système développé.

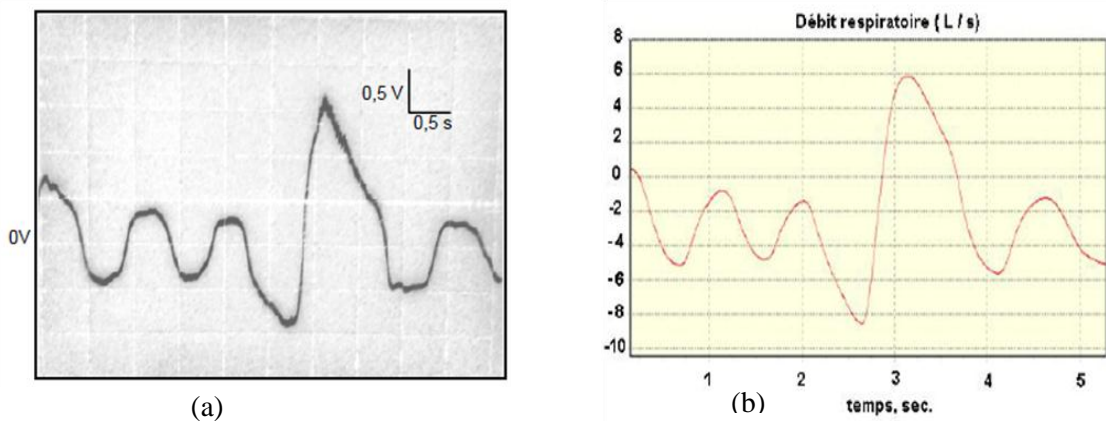


Fig.IV-4 – Signal respiratoire d'un sujet normal : (a) signal visualisé sur oscilloscope calibre 0,5V, couplage AC, (b) signal visualisé sur spiroscope, [10]

Source : mémoire de projet de fin d'étude 'Conception et réalisation d'un spiromètre', présenté par Mr Benaini et Mr Bensaber, 2008

IV.3. Acquisition du signal du débit respiratoire

La carte multifonctions Arduino Uno devient un outil vulgarisé d'acquisition de données. Cette vulgarisation n'exclue en rien la haute qualité de l'acquisition assurée par cette carte multifonctions.

Le programme d'acquisition est conçu pour afficher en temps réel le signal des débits respiratoires, chaque point acquis est affiché sur l'écran avec la possibilité de faire varier la base de temps. Ainsi, l'interface graphique développée permet, comme illustré sur la Fig.IV-5, l'accès direct à l'enregistrement du signal grâce au bouton 'Acquérir'. L'archivage de ce signal peut être fait aussi simultanément grâce au bouton 'Ouvrir'.

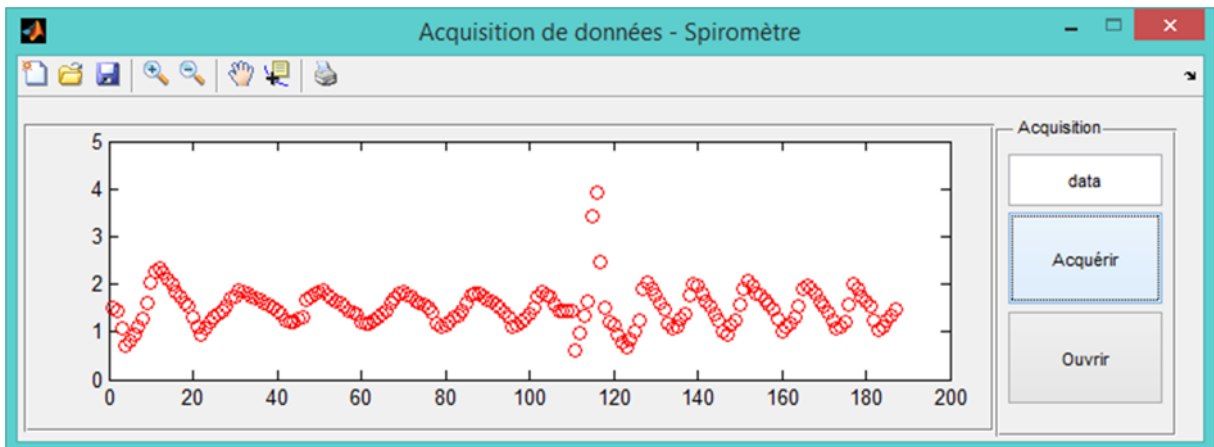


Fig.IV-5 –Interface d'acquisition du signal respiratoire

En effet, à une fréquence d'échantillonnage que nous avons fixé à 68Hz, nous avons pu enregistrer plusieurs signaux respiratoires de très bonne qualité.

Les figures suivantes illustrent des signaux respiratoires d'un sujet sain, avant et après effort, acquises par l'entremise du système d'acquisition que nous avons développé autour de la carte Arduino Uno. A un codage sur 10 bits, la qualité de l'acquisition est très satisfaisante faisant recevoir l'entrée analogique A0 entre 0 et 5V, ce qui correspond à des valeurs entières entre 0 et 1023, soit 1024 différentes valeurs.

Sujet : homme, 23ans, 75Kg

Au repos

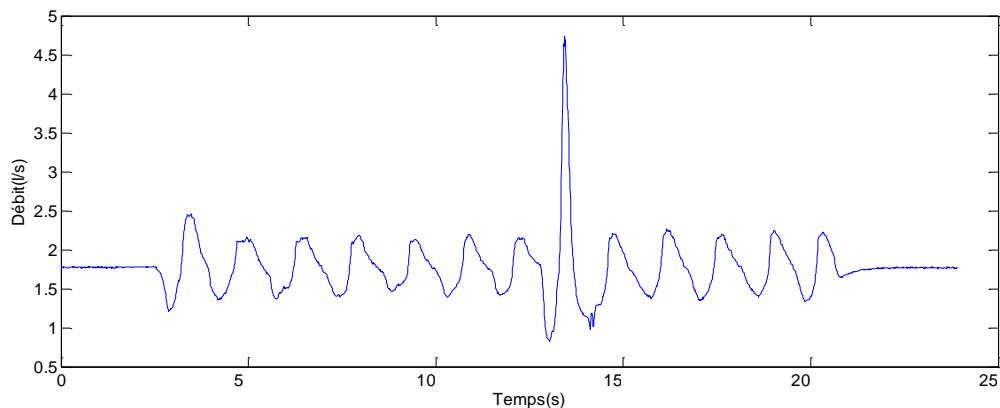


Fig.IV-6 – Signal normalisé du débit respiratoire, sujet homme au repos

La figure ci-dessus illustre le changement du débit respiratoire d'un sujet sain au repos. L'amplitude du signal est donnée en L/s grâce à l'étalonnage effectué précédemment. C'est un signal de respiration normale.

Après effort

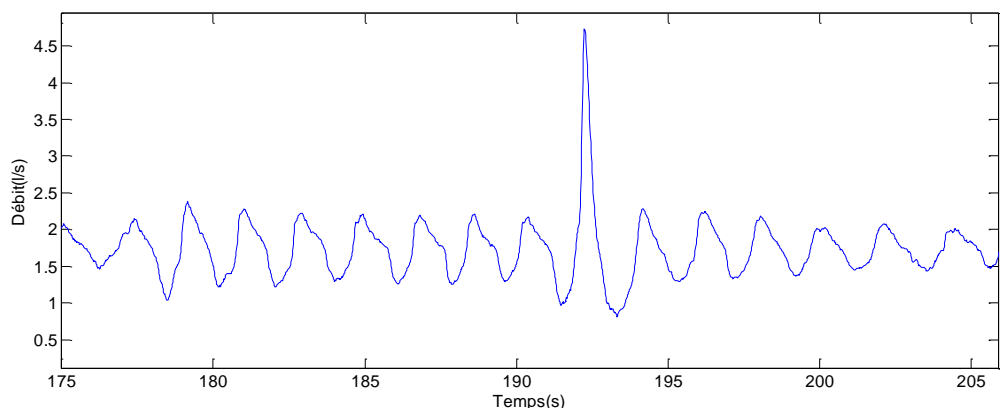


Fig.IV-7 – Signal normalisé du débit respiratoire, sujet homme après effort

On distingue d'après le signal du débit d'air respiratoire ci-dessus du même sujet que le rythme respiratoire est un peu plus élevée (tachypnée). Ce changement est dû à l'effort qui l'a fait ce sujet.

L'intérêt de l'acquisition de signaux est leur traitement numérique en vue d'améliorer la qualité du signal et d'extraire de l'information utile pour l'aide au diagnostic médical. Pour élucider un aspect concret de cet intérêt, nous avons réservé la section suivante au traitement du signal respiratoire, et ce pour le filtrer numériquement et pour déterminer par la suite la période, le volume et le rythme respiratoire.

IV.4. Traitement numérique

Le traitement numérique dont bénéficie le signal du débit d'air respiratoire se fait comme suit ;

IV.4.1. Filtrage

Considérons l'enregistrement du signal respiratoire de la Fig.IV-6, ce signal bénéficie d'un filtrage numérique afin d'améliorer sa qualité comme illustré sur la Fig.IV-8.

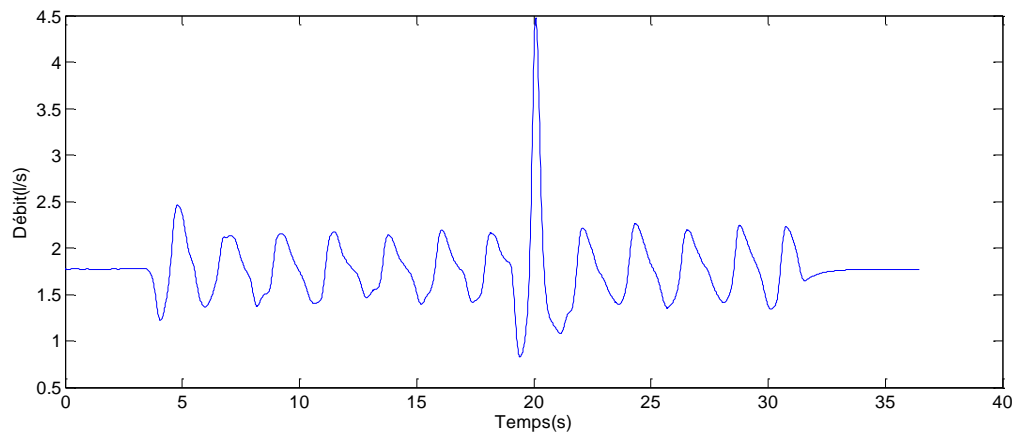


Fig.IV-8 – Signal respiratoire de la Fig.IV-6 après filtrage numérique

La séparation du signal respiratoire du bruit a été faite par le biais d'un simple filtre passe bas linéaire FIR¹⁸ du premier ordre à une fréquence de coupure de 0,1Hz. La fenêtre d'apodisation utilisée est la fenêtre de Chebyshev.

IV.4.2. Extraction du rythme et de la période respiratoire

L'extraction du signal respiratoire en amplitude par la détection des pics est un paramètre très important qui permet la mesure de la période et du rythme respiratoire.

La figure suivante (Fig.IV-9) illustre la détection des pics du signal respiratoire de la Fig.IV-8.

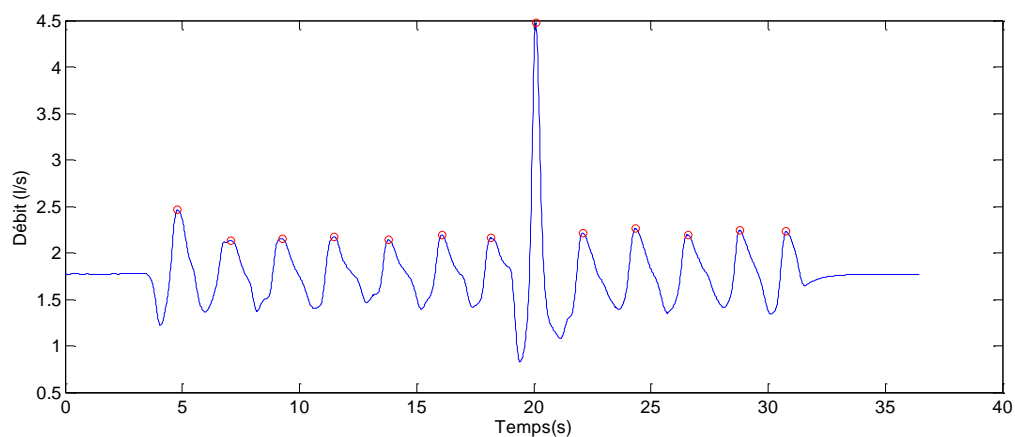


Fig.IV-9 – Détection des pics du signal respiratoire de la Fig.IV-8

La période de la respiration est de l'ordre de 1,9s tandis que le rythme respiratoire est de 30 cycles/min ce qui correspond à des valeurs normales.

¹⁸Finite Impulse Response, à réponse impulsionnelle finie

IV.4.3. Génération des volumes respiratoires

La courbe volume-temps

L'enregistrement du signal respiratoire après filtrage numérique, comme illustré sur la Fig.IV-8, bénéficie d'un calcul des volumes d'air respiratoires, comme illustré sur la figure suivante (Fig.IV-10) par intégration.

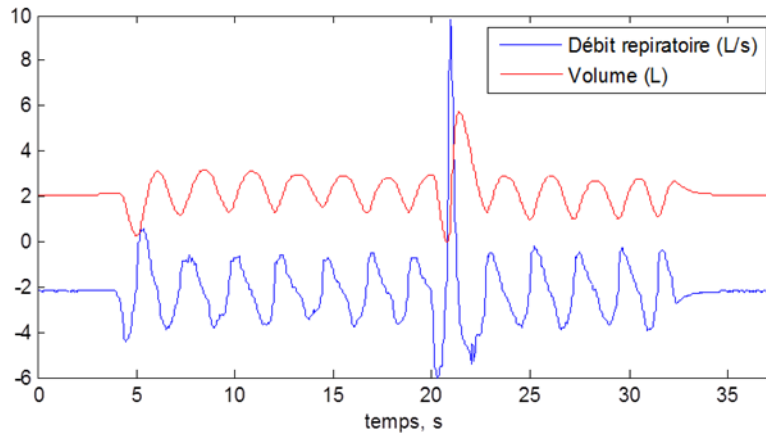


Fig.IV-10 – Courbe volume-temps correspondante au signal du débit respiratoire de la Fig.IV-8

Le signal de la figure précédente illustre les volumes pulmonaires mobilisables et non mobilisables mise en jeu lors de la respiration (en rouge). Ces résultats assurent au médecin un complément indispensable au diagnostic des pathologies respiratoire.

La courbe débit-volume

Le diagnostic des pathologies respiratoires est accompli à l'aide de la courbe débit-volume présenté sur la figure suivante (Fig.IV-11). Cette courbe a été obtenu par la représentation des signaux débit-temps et volume temps de la Fig.IV-8 et la Fig.IV-10 respectivement.

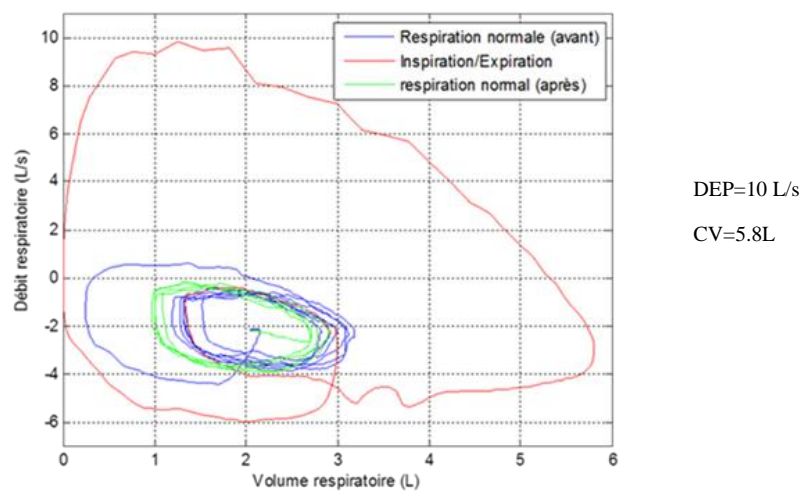


Fig.IV-11 – Courbe débit-volume correspondante aux signaux de la Fig.IV-8et Fig.IV-10

Le diagnostic se fait en se basant sur la courbe qui illustre une respiration forcée (en rouge). Trois critères doivent être pris en considération, à savoir, la morphologie du signal, le débit expiratoire de pointe DEP (10l/s), et la capacité vitale CV (5,8l). D'après ces résultats, le sujet sur lequel on a fait les mesures ne présente aucune cas pathologique (voir annexe 1)

IV.5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons abordé la mesure des débits d'air respiratoires au cours de la respiration et ce par l'entremise du système d'acquisition que nous avons développé dans le cadre de ce projet. Des mesures purement analogiques des signaux respiratoires, par le biais d'un oscilloscope numérique, nous ont permis de reconnaître l'activité respiratoire en relation avec la morphologie de ces signaux mesurés.

Dans une seconde étape de mesures, nous avons procédé à l'acquisition des signaux respiratoires dans un environnement MATLAB sous forme d'un fichier de données.

Une étape finale consiste à montrer l'intérêt de l'acquisition du signal respiratoire en passant par le traitement du signal acquis. Pour ce faire, nous avons procédé à un filtrage du signal respiratoire pour améliorer sa qualité puis nous avons généré les volumes respiratoires, la période et le rythme respiratoire correspondant, ainsi que pour faire d'extraire la courbe Débit-Volume. Le signal respiratoire pourra donc constituer un complément considérable au diagnostic médical.

Conclusion générale

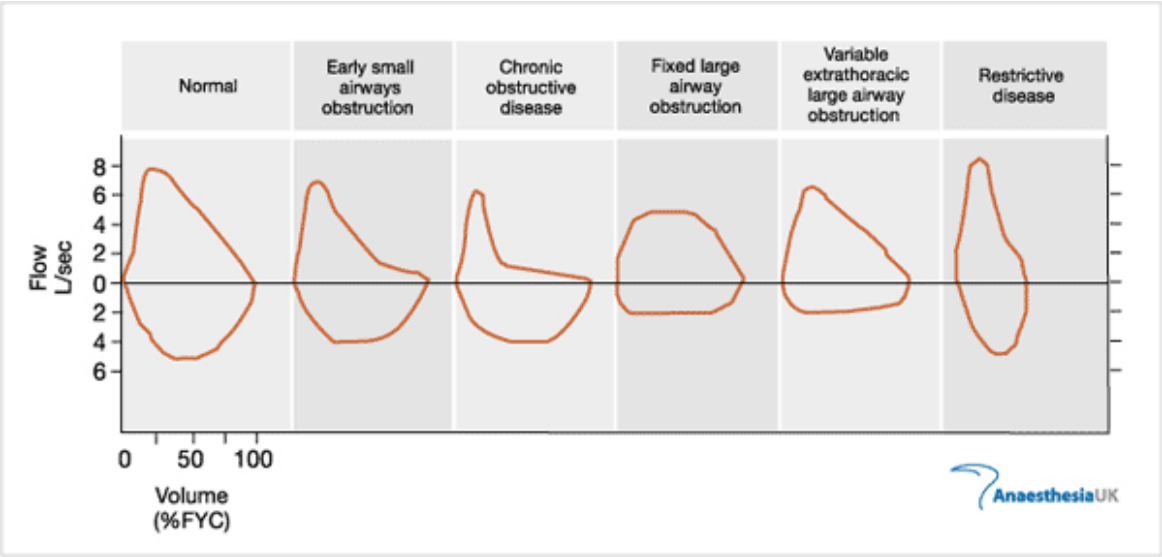
Le travail présenté dans ce mémoire concerne la conception et réalisation d'un spiromètre permettant la mise en forme et l'acquisition des débits d'air échangé entre l'air ambiant et la circulation sanguine via le système respiratoire. Pour ce faire, il est indispensable de rassembler les notions de base permettant le prototypage d'un tel appareillage médicale servant comme outil d'aide aux explorations fonctionnelles respiratoires.

Ce présent projet a été réalisé en trois étapes fondamentales. La première étape concerne la conception et la réalisation d'une sonde pneumotachographique de type Lilly permettant de reproduire une pression différentielle proportionnellement au débit respiratoire. Un capteur de pression différentielle se charge par la suite à convertir cette différence de pression en un signal électrique. La deuxième étape consiste en la mise en forme de ce signal respiratoire en termes d'amplification et de filtrage. Une tension d'offset doit être aussi rajoutée au signal afin de le préparer à l'entrée analogique d'une carte Arduino du type Uno utilisée pour l'acquisition de données. La dernière étape consiste en l'acquisition du signal respiratoire par le biais d'une carte multifonctions du type Arduino Uno pour pouvoir le visualiser dans un environnement MATLAB. Le signal enregistré a été tout d'abord cadré entre 1 et 4V, et ce afin de respecter le domaine d'acquisition faite avec la carte digitale Arduino Uno. La communication entre la carte et l'ordinateur a été assuré par le port USB et les données ont été numérisées sur 10bits. Le signal du débit d'air respiratoire a subi un traitement numérique afin d'améliorer sa qualité et pour reproduire les volumes pulmonaires, la période et le rythme respiratoire correspondant sous forme d'un fichier de données servant comme outil d'aide au diagnostic et au dépistage des pathologies pulmonaires.

Références bibliographiques

- [1] E. Marieb and K. Hoehn, Anatomie et physiologie humaines. Pearson Education France, 2014.
- [2] C. Brooker, Le corps humain: Étude, structure et fonction. De Boeck Supérieur, 2000.
- [3] F. H. Netter, Atlas d'anatomie humaine. Elsevier/Masson, 2012.
- [4] L.-P. Boulet, Physiopathologie respiratoire appliquée. De Boeck: Presses de l'Université Laval, 2014.
- [5] Les capteurs en instrumentation industrielle 7^{ème} édition, Georges Asch, édition Dunod, 2010
- [6] C. Kitchin and L. Counts, A designer's guide to instrumentation amplifiers. Analog Devices, 2006.
- [7] M. Banzi, Getting started with Arduino. " O'Reilly Media, Inc.," 2011.
- [8] M. McRoberts, Beginning Arduino. Springer, 2010.
- [9] S. F. Barrett, "Arduino Microcontroller Processing for Everyone!," Synth. Lect. Digit. Circuits Syst., vol. 8, no. 4, pp. 1–513, 2013.
- [10] Mémoire de projet de fin d'étude 'Conception et réalisation d'un spiromètre', Benaini & Bensaber, 2008.

Annexe 1 – Conséquence spirométrique des pathologies : analyse des courbes débit/volume



Annexe 2– Liste des composants électroniques

Résistances :

$$R_g=1,2k$$

$$R_2=R_3=R_4=R_5=R_6=R_7=120k$$

$$R_8=20k$$

$$R_9=180k$$

$$R_{10}=1M$$

$$R_{11}=10k$$

$$R_{12}=100k$$

$$R_{13}=R_{14}=R_{15}=100$$

Ajustables :

$$R_{v1}=22k$$

Condensateurs :

$$C_1=C_2=100nF$$

$$C_3=C_4=C_7=C_8=10\mu F$$

$$C_5=100\mu F$$

$$C_6=1\mu F$$

$$C_9=0,01\mu F$$

Composants électroniques :

U1: Régulateur de tension LM7805

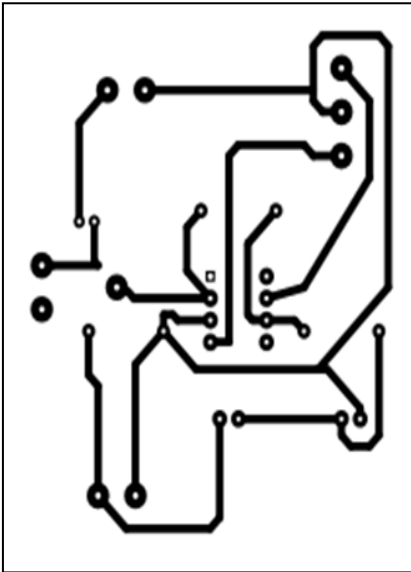
U2: Convertisseur de tension positive en une tension négative ICL 7660

A1, A2, A3, A4: AOP_s TL074

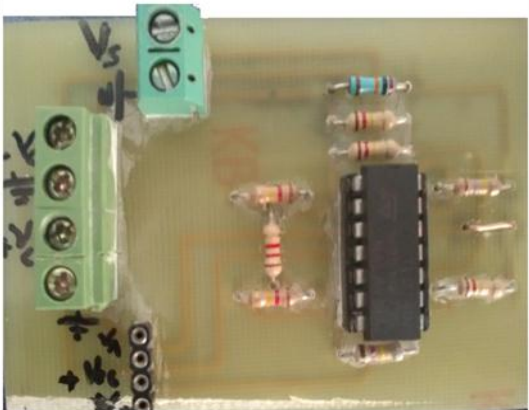
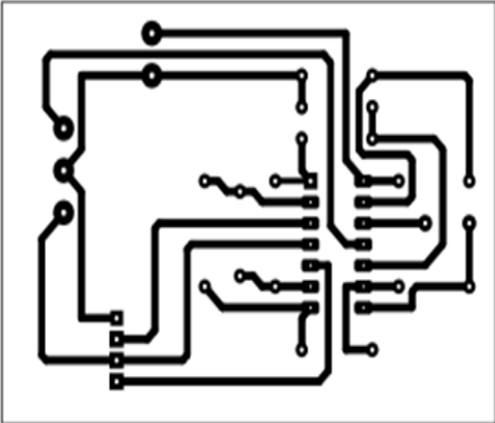
A5: AOP μ A741

Annexe 3– Quelques circuits réalisés avec PCB

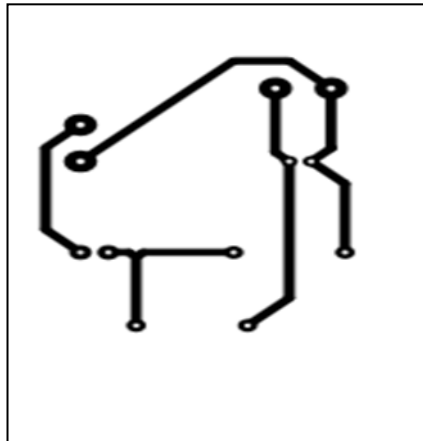
Circuit d'alimentation symétrique $\pm 5V$



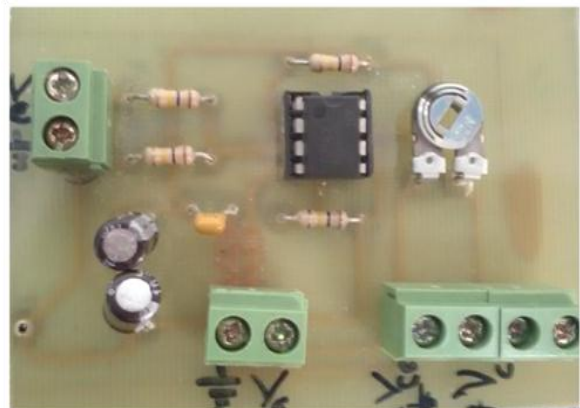
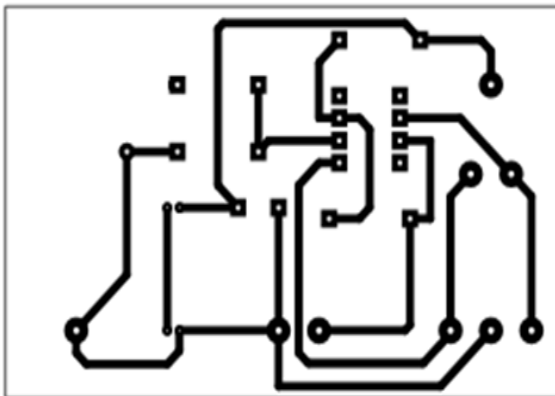
Circuit d'amplification du signal respiratoire à base du TL074 (amplificateur d'instrumentation plus amplificateur non inverseur)



Circuit de filtrage du signal respiratoire (filtre passe bas passif plus filtre passe haut passif)



Circuit d'offset



La sonde pneumotachographique

Spiromètre



Annexe 4 – Fiches techniques

Arduino Uno

Summary

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega328) of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Clock Speed	16 MHz
Length	68.6 mm
Width	53.4 mm
Weight	25 g

Résumé

Dans ce projet, nous avons conçu et réalisé une carte de mise en forme et d'acquisition des volumes et des débits d'air respiratoire. La carte électronique réalisée consiste en une partie analogique, et une partie digitale. La partie analogique est principalement centrée autour de la sonde pneumotachographique, l'amplification, le filtrage et l'offset. La partie digitale est centrée autour de la carte Arduino Uno. Une programmation du firmware de cette carte et le développement d'un script d'acquisition de données permet d'enregistrer le signal du débit respiratoire sous format numérique. Un traitement de ce signal sous l'environnement MATLAB nous a permis de reproduire le volume, la période et le rythme respiratoire sous forme d'un fichier de données servant comme outil d'aide au diagnostic médical.

Mots clés

Débits respiratoires, volumes pulmonaires, spiromètre, pneumotachographie, Arduino, firmware, MATLAB.

الملخص

تهدف هذه الدراسة الى انجاز تجهيز تقني يساعد على قياس حجم و نسبة تدفق الهواء من الجهاز التنفسي . يتكون هذا الجهاز من قسم يحتوي على الالكترونيايات و المتمثل بالدرجة الاولى على اللاقط من النوع (Pneumotachographe) الذي يعمل على تحويل قياس الضغط الى قياس التوتر. ليقوم بعد ذلك جهاز تحكم صغير من نوع (Arduino) بتحويل هذه الاشارات باتجاه الحاسوب على شكل اشارات رقمية , و بواسطة برنامج (MATLAB) يتم تخزين هذه الاشارات كملف البيانات في شكل نص لمزيد من المعالجة , يمكن لهذه الملفات المحفوظة ان تكون جزءا من السجل الطبي للمريض

كلمات البحث

تدفق الهواء, حجم الهواء, جهاز قياس التنفس, pneumotachographe, Arduino, firmware, MATLAB

Abstract

In this project, we designed and developed an electronic board allowing acquisition of the flows and volumes of gaz. The developed board is formed by two parts, an analog and a digital parts. The analog part is designed around the pneumotachograph probe, amplification, a filter and an offset circuit. The digital part is designed around an Arduino Uno card. A firmware is developed and a GUI MATLAB as well to drive data acquisition process. Data are stored in a data file for a further digital signal processing step. A treatment of this signal under a MATLAB environment has enabled us to generate the volume, the period and the rate of respiration as a data file being used for medical diagnosis.

Keywords

Flow rates, Pulmonary volumes, spirometer, pneumotachography, Arduino, flow-volume loop, firmware, MATLAB