

1.1.Introduction :

L'étude moderne de la fonction respiratoire de l'être humain ne pouvait se concevoir sans réunir de bonnes connaissances médicales, de la physiologie respiratoire et de l'anatomie du système respiratoire, c'est ce que nous allons essayer de vous faire part dans ce chapitre.

1.2.Développement historique des principes de la physiologie respiratoire :

Six notions principales dominent la physiologie respiratoire des vertébrés supérieurs, les mammifères et les oiseaux [2]. Certaines de ces notions valent pour tous les animaux.

1.2.1. Première notion :

Cette notion est certainement très ancienne. Mais est-ce le mouvement thoracique qui est indispensable à la vie, ou bien la ventilation d'air qui résulte de ces mouvements ? A.Vésale, en 1543, observe que l'ouverture du thorax et le collapsus des poumons n'entraînent pas la mort si les mouvements pulmonaires sont perpétués rythmiquement à l'aide d'une pompe; à cette époque, on conclut de cette observation que les mouvements des poumons étaient en eux-mêmes nécessaires à l'entretien de la vie.

R.Hooke(1667) montra en répétant l'expérience de A.Vésale que si, le thorax une fois ouvert, les poumons sont percés et qu'un courant d'air est poussé à travers la trachée et s'échappe par les orifices artificiels pratiqués à la surface des poumons, la vie est maintenue, les mouvements thoraco-pulmonaires ne sont indispensable à la vie que parce qu'ils assurent un certain renouvellement de l'air dans les poumons.

La notion selon laquelle les mouvements thoraciques résultent de l'action des forces développées périodiquement par les muscles sur une enceinte déformable est une acquisition des physiologistes du XVIIIème siècle, en particulier de A.Haller (1747) et de Hamberger (1749).

La ventilation pulmonaire est indispensable à l'entretien de la vie.

1.2.2. Deuxième notion :

a)l'organisme consomme de l'oxygène et produit du dioxyde de carbone autrement dit la composition du gaz expiré et différente de celle du gaz inspiré ; le gaz expiré contient moins d'oxygène et plus de dioxyde de carbone que l'air ambiant inspiré. Par conséquent, au cours du phénomène de la respiration, les changements de composition du gaz expiré sont analogues à ceux qui surviennent au cours de la combustion des corps inanimés. L'organisme est ainsi le siège d'un phénomène analogue à la combustion des corps inanimés ; cette combustion dans l'organisme de sa propre substance est à l'origine de la chaleur animale.

Aristote (IVème siècle A V. J.-C.) pensait que le but de la respiration était de refroidir le sang ; certes, tel n'est pas le rôle essentiel de la respiration, bien que la tachypnée thermique observée chez certains animaux corresponde précisément au concept d'Aristote.

Galien, cinq siècles plus tard, affirmait que l'organisme retirait de l'air inspiré un principe avec lequel étaient formés les « esprits vitaux », et rejeté avec l'air expiré des « vapeurs fuligineuses ».

Quant à l'origine de la chaleur animale, Descartes l'attribuait à une fermentation et Stephen Hales (1733) au frottement du sang sur les parois des vaisseaux.

b) la chaleur animale provient de l'oxydation des substances organiques

Lavoisier pensait que dans la respiration l'Oxygène réagissait chimiquement avec le carbone et l'hydrogène.

c) L'Azote n'est pas à proprement parler un gaz respiratoire :

La seule action de l'Azote atmosphérique est de limiter le pourcentage et la pression partielle de l'oxygène ; en 1777 Lavoisier écrit :

« La respiration n'a d'action que sur la portion d'air pur, d'air éminemment respirable, contenu dans l'air de l'atmosphère ; que le surplus, c'est-à-dire la partie méphitique, est un milieu purement passif, qui entre dans le poumon et en ressort à peu près comme il y était entré, c'est-à-dire sans changement et sans altération. »

L'air éminemment respirable est l'Oxygène et la partie méphitique est l'Azote.

1.2.3. Troisième notion :

Le siège des oxydations se trouve dans les cellules ; la circulation du sang assure le transport de l'oxygène et du dioxyde de carbone entre les poumons et les tissus, le sang ayant la propriété de fixer et de libérer rapidement de grandes quantités de ces gaz.

1.2.4. Quatrième notion :

Les échanges gazeux sont augmentés par la digestion, par l'exercice musculaire et par la lutte contre le froid et contre la chaleur (Lavoisier et Seguin en 1789).

Dans la même publication, Lavoisier et Seguin montrent que la consommation d'Oxygène augmente par le froid, ainsi qu'au cours de la digestion.

1.2.5. Cinquième notion :

On sait que la combustion d'un morceau de charbon, par exemple, est d'autant plus vive que la pression d'oxygène est plus élevée. Pour l'organisme il en est tout autrement : le changement de la pression d'Oxygène de l'air ambiant tout au moins dans un large intervalle de variations, ne modifie pas l'intensité du métabolisme énergétique.

1.2.6. Sixième notion :

Le régime de fonctionnement des appareils ventilatoire et circulatoire est réglé en fonction des besoins d'échanges gazeux de l'organisme.

Il ressort des notions précédentes que les régimes ventilatoire et circulatoire changent lorsque varie l'intensité du métabolisme énergétique. En effet, toute variation de la dépense énergétique comporte en définitive une variation de la consommation de l'Oxygène et de la production du Dioxyde de carbone, donc une variation de même valeur des échanges :

D'une part entre les poumons et les tissus, fonction assurée par la circulation du sang ; d'autre part entre le milieu ambiant et les espaces alvéolaires.

1.3. La respiration :

La respiration est l'ensemble des phénomènes qui permettent l'absorption de l'oxygène et le rejet du gaz carbonique et de l'eau par les organismes vivants [1]. Seuls les êtres unicellulaires peuvent respirer directement dans le milieu où ils vivent. Tous les êtres supérieurs dotés d'un ensemble d'organes -l'appareil respiratoire – permettant les prélèvements de l'oxygène de l'air et son transport vers les tissus, et l'évacuation du gaz carbonique des tissus vers l'extérieure par l'intermédiaire du sang. On étudie, d'une part, les phénomènes d'absorption et de transport des gaz (fonction respiratoire) et, d'autre part, l'utilisation de ces gaz par les tissus (respiration cellulaire).

1.4. L'appareil respiratoire :

Les milliards de cellules qui composent notre organisme ont besoin d'un apport continu d'Oxygène pour fonctionner correctement. Plus les cellules travaillent, plus elles libèrent du gaz carbonique, ce dernier nocif pour l'organisme doit être évacué le plus rapidement possible. Le rôle de l'appareil respiratoire est de fournir l'Oxygène nécessaire à la bonne marche de l'organisme et de le débarrasser du gaz carbonique en excès (figure 1.1) [3]

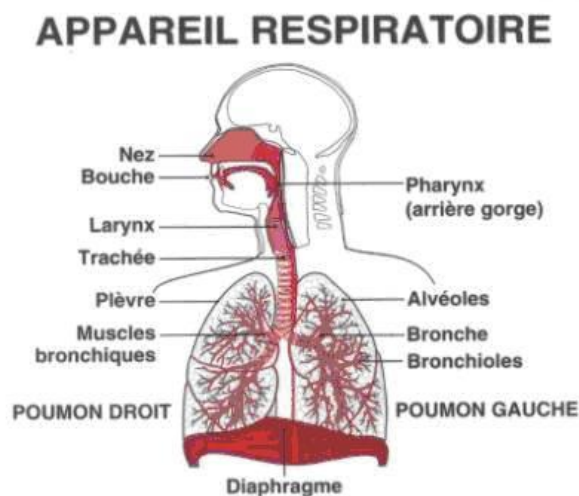


Figure 1.1 : L'appareil respiratoire [14]

Ce rôle est subordonné au bon fonctionnement de quatre processus :

- **La ventilation pulmonaire** : l'air doit circuler dans les poumons pour renouveler les gaz contenus dans les alvéoles pulmonaires ;
- **La respiration externe** : il doit y avoir un échange régulier entre le sang et les alvéoles (diffusion de l'Oxygène vers le sang et diffusion du gaz carbonique dans les alvéoles).
- **Le transport des gaz respiratoire** : l'Oxygène doit être transporté aux cellules et le gaz carbonique doit être transporté aux alvéoles. Cette fonction est assurée par le sang à l'intérieur de l'appareil cardiovasculaire ;
- **La respiration interne** : il doit y avoir un échange gazeux régulier entre le sang des capillaires systémiques et les cellules.

L'appareil respiratoire comprend plusieurs structures distinctes :

- ✓ Les voies aériennes supérieures
- ✓ L'arbre bronchique
- ✓ Les poumons et la plèvre
- ✓ Les muscles inspiratoires

1.4.1. Les voies aériennes supérieures (nez, pharynx, larynx, trachée) :

a. Le nez et les fosses nasales :

Le nez, est la seule partie visible de l'appareil respiratoire. Il assure plusieurs fonctions :

- Il réchauffe, humidifié l'air inspiré ;
- Il filtre l'air inspiré et le débarrasse des corps étrangers ;
- Il reçoit les stimuli olfactifs (odorat) ;
- Il forme une caisse de résonance qui participe à la phonation.

Les fosses nasales sont deux cavités, creusées dans le massif facial s'ouvrant en avant par les narines et en arrière par les choanes qui débouchent sur le pharynx. A l'intérieur des fosses nasales on trouve des cavités pneumatiques, les sinus, avec qui elles communiquent. Le rôle des sinus est de réchauffer et d'humidifier l'air inspiré (figure 1.2).

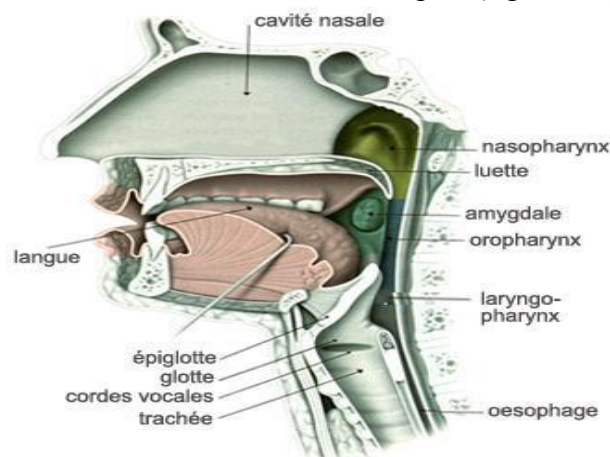


Figure 1.2 : les voies aériennes supérieures [14]

b. Le pharynx :

C'est un carrefour aérodigestif qui met en communication les fosses nasales, la bouche, le larynx et l'œsophage. Communément appelé gorge, le pharynx comprend trois parties :

- Le nasopharynx situé à l'arrière des cavités nasales, ne reçoit que de l'air ;
- L'oropharynx situé à l'arrière de la cavité orale, il s'étend du palais mou à l'épiglotte. De par sa position, il est traversé à la fois par l'air et par les aliments ;

Le laryngopharynx est situé juste à l'arrière de l'épiglotte et il s'étend jusqu'au larynx où les voies aériennes et digestives divergent. Comme l'oropharynx, il est traversé par l'air et par les aliments du bol alimentaire qui descendent dans l'œsophage. Lors de la déglutition, ce sont les aliments qui ont la priorité sur l'air inspiré. Pour éviter le passage des aliments dans le larynx (fausses routes), ce dernier est obturé par l'épiglotte.

c. Le larynx :

Les trois fonctions du larynx est d'assurer le lien aérien entre le pharynx et la trachée, de diriger la nourriture vers l'œsophage lors de la déglutition(en fermant l'épiglotte) et de participer à la phonation. Le larynx est formé de cartilages assemblés par des ligaments et des membranes.

d. La trachée :

La trachée [4] est un conduit aérifère, fibro-cartilagineux, elle s'étend du larynx au médiastin (région située au milieu de la cavité thoracique entre les deux poumons) où elle donne naissance aux bronches principales, ou bronches souches, droite et gauche.

Elle est formée de 16 à 20 anneaux cartilagineux, qui la maintiennent ouverte, d'un muscle lisse et d'un tissu fibro-cartilagineux. Les anneaux cartilagineux sont ouverts à leur partie postérieure afin de permettre la distension de l'œsophage lors de la déglutition.

La trachée est tapissée intérieurement d'une muqueuse à cils vibratiles (qui repoussent les poussières vers le haut) et de glandes à mucus qui jouent un rôle contre les corps étrangers et les impuretés en les agglomérant.

1.4.2. L'arbre bronchique :

L'arbre bronchique est illustré sur la figure 1.3 ci-dessous.

Les bronches souches droite et gauche sont formées par la division de la trachée.

Chacune chemine obliquement dans le médiastin et pénètre respectivement dans le poumon droit et gauche par le hile pulmonaire. Une fois entré dans les poumons, les bronches souches se divisent en bronches lobaires(ou bronches secondaires), une pour chaque lobe pulmonaire. Les bronches lobaires donnent naissance aux bronches segmentaires (ou bronches tertiaires) lesquelles se ramifient en bronches de plus en plus petites. Lorsque le diamètre des bronches fait moins de 1 mm de diamètre, elles sont appelées les bronchioles, elles pénètrent dans les lobules pulmonaires, puis elles se subdivisent en bronchioles terminales.

La zone respiratoire commence à l'endroit où les bronchioles terminales se jettent dans les bronchioles respiratoires. Celles-ci se prolongent par les conduits alvéolaires auxquels font suite les sacs alvéolaires et les alvéoles¹.

L'ensemble de toutes ces arborescences forme l'arbre bronchique.

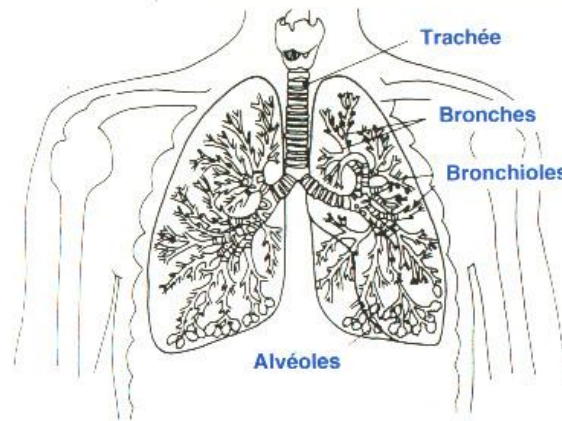


Figure 1.3 : l'arbre bronchique [3]

1.4.3. Les poumons et la plèvre :

Ce sont deux organes mous, spongieux et élastique qui occupent la presque totalité de la cage thoracique. Ils sont situés de part et d'autre du médiastin. La face interne de chaque poumon porte une dépression, le hile pulmonaire, dans lequel pénètrent les bronches souches, les vaisseaux sanguins et lymphatiques et les nerfs.

Les poumons sont vascularisés par les artères pulmonaires qui vont se ramifier pour donner naissance aux réseaux capillaires pulmonaires qui entourent les conduits alvéolaires et les alvéoles.

1.4.3.1. Les poumons :

a. Morphologie & topographie :

- Les poumons sont des organes spongieux, intra-thoraciques pairs, asymétriques situés dans leurs loges ou cavité pleuro-pulmonaires, de part et d'autre du médiastin.
- Leur forme est pyramidale, de consistance très élastique et de couleur rose.
- Chaque poumon présente : 3 faces, trois bords, et un apex (sommet) :

1. Face Costale : en rapport avec la paroi latérale du thorax, marquée par les empreintes des côtes.

2. Face Diaphragmatique : cette face est lisse excavée (parabolique), en rapport avec les coupes diaphragmatiques

*L'alvéole*¹ : est le lieu où se produisent les échanges gazeux, nous possédons environ 300 millions d'alvéoles pulmonaires.

3. Face Médiastinale : en rapport avec les organes du médiastin qu'elle porte leurs empreintes. Au niveau de cette face on note le pédicule pulmonaire formé par l'artère pulmonaire (bleu), les deux veines pulmonaires (rouges) et la bronche principale, pénètrent dans le poumon à travers son Hile.

Les rapports des faces Médiastinales avec les organes du médiastin différent dans les deux poumons (figure 1.4)

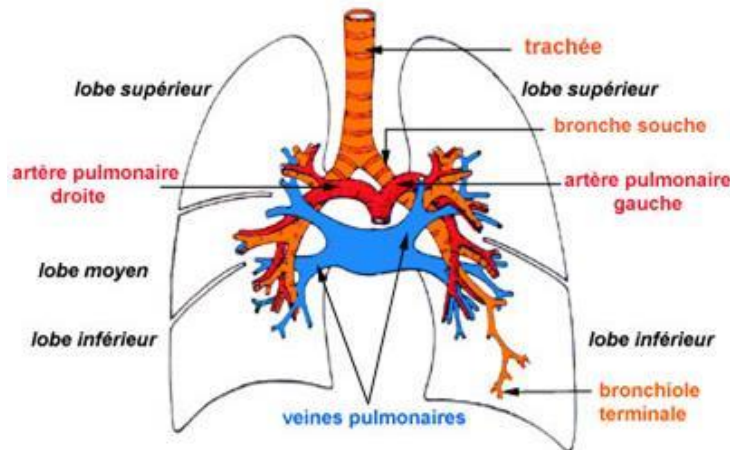


Figure 1.4 : les poumons [3]

- Chaque poumon est divisé par des scissures ou fissures en lobes.
 1. Le poumon droit, le plus volumineux présente deux fissures : oblique ou grande scissure et horizontale ou petite scissure le divisant en trois lobes : supérieur, moyen et inférieur dont chacun est ventilé par une bronche lobaire.
 2. Le poumon gauche ne présente qu'une fissure: oblique le divisant en deux lobes supérieur et inférieur.
- Chaque lobe pulmonaire est divisé en segments, puis en sous segments qui se divisent à plusieurs reprises suivant la division bronchique, pour atteindre en fin les lobules pulmonaire ventilé par la bronchiole terminale ; c'est l'unité fonctionnelle pulmonaire ; lieu des échanges gazeux.
- Les poumons sont contenus dans la cage thoracique. Cette dernière est souple et se déforme lors des mouvements respiratoires : à l'inspiration le diamètre de la cage thoracique augmente, il diminue à l'expiration.

b. La circulation pulmonaire :

Le poumon est équipé d'une double circulation ; fonctionnelle et nutritive.

La circulation fonctionnelle : assure les échanges respiratoires ; elle est formée par :

- l'artère pulmonaire (tronc artériel pulmonaire) qui naît du ventricule droit ramène le sang désoxygéné aux poumons, elle se divise en deux artères pulmonaires principales droite et gauche, chacune pour un poumon.

Dans les poumons les artères pulmonaires se subdivisent suivant la division bronchique, jusqu'aux alvéoles où elles forment des plexus capillaires (autour de la paroi alvéolaire)

- les veines pulmonaires se forment à partir des plexus capillaires péri-alvéolaire (autour des alvéoles), les veines intra-lobulaires cheminent dans les septums (cloisons) qui séparent les lobules et se réunissent pour former les veines sous segmentaires, segmentaires puis lobaires aboutissant aux deux veines pulmonaires, au niveau du hile du poumon, (2 veines pour chaque poumon), les 4 veines pulmonaires se jettent dans l'oreillette gauche. (Ces veines transportent le sang Oxygéné du poumon vers le cœur).

1.4.3.1. La plèvre :

La plèvre [4] est une séreuse dont les caractères physiologiques sont très particuliers en raison de sa situation et des forces auxquelles elle est soumise, sa fonction et d'harmoniser la répartition des forces élastiques et non élastiques thoraciques et pulmonaires afin que les mouvements de rétraction et d'expansion du tissu pulmonaire se fasse dans des conditions de dépense énergétique minimale. La plèvre est formée de double membrane séreuse ou feuilletts séreux.

- Viscéral : recouvrant le poumon et adhère intimement au parenchyme pulmonaire, la plèvre viscérale pénètre dans les scissures pulmonaires qui séparent les lobes.
- Pariétal : recouvrant toute la loge pulmonaire et adhère à la paroi intérieure du thorax.

1.4.4. Les muscles inspiratoires (diaphragmes et les autres muscles de la cage thoracique) :

1.4.4.1. Le thorax :

Le thorax [2] peut être considéré comme une enceinte creuse qui communique avec l'air ambiant par les voies aériennes, déformable sous l'action des forces développées par les muscles respiratoires, et élastiques.

1.4.4.2. Le diaphragme :

Le diaphragme [3] est une lame musculaire séparant les organes thoraciques et les organes abdominaux. C'est le muscle inspiratoire majeur (il réalise 60% de l'inspiration, le reste de l'inspiration est assuré par les muscles dits accessoires).

1.5. La physiologie respiratoire :

Les principales fonctions du système respiratoire sont :

- De fournir de l'oxygène à l'organisme
- De débarrasser le gaz carbonique.

Ceci est possible grâce à la respiration, qui nécessite 4 phénomènes :

- La ventilation pulmonaire
- La respiration externe
- Le transport des gaz respiratoires
- La respiration interne

1.5.1. La ventilation pulmonaire :

La ventilation [2] est un processus mécanique par lequel l'air entre et sort du poumon. Il existe deux temps respiratoires : l'inspiration au cours de laquelle les poumons s'emplissent d'air et l'expiration pendant laquelle les poumons expulsent les gaz qu'ils contiennent. Ces deux temps forment le cycle respiratoire d'un adulte ; il est de 6 à 20 cycles par minute. Il est supérieur ou égal à 40 cycles par minute chez le nouveau-né.

- **L'inspiration :**

C'est un processus actif dans lequel le volume thoracique est augmenté par la contraction des muscles inspirateurs et notamment du diaphragme.

En se contractant, le diaphragme s'abaisse et s'aplatit donnant de l'espace aux poumons pour se remplir.

- **L'expiration :**

C'est un phénomène passif qui repose plus sur l'élasticité naturelle des poumons que sur la contraction musculaire. A mesure que les muscles inspiratoires se relâchent, la cage thoracique s'abaisse et les poumons retrouvent leur forme initiale.

Néanmoins, lors d'une inspiration forcée (on peut l'observer au cours d'un effort ou lorsqu'il existe une obturation des voies aériennes supérieures), c'est un phénomène actif qui fait intervenir les muscles de la paroi abdominale (oblique interne et externe de l'abdomen, transverse de l'abdomen).(figure 1.5)

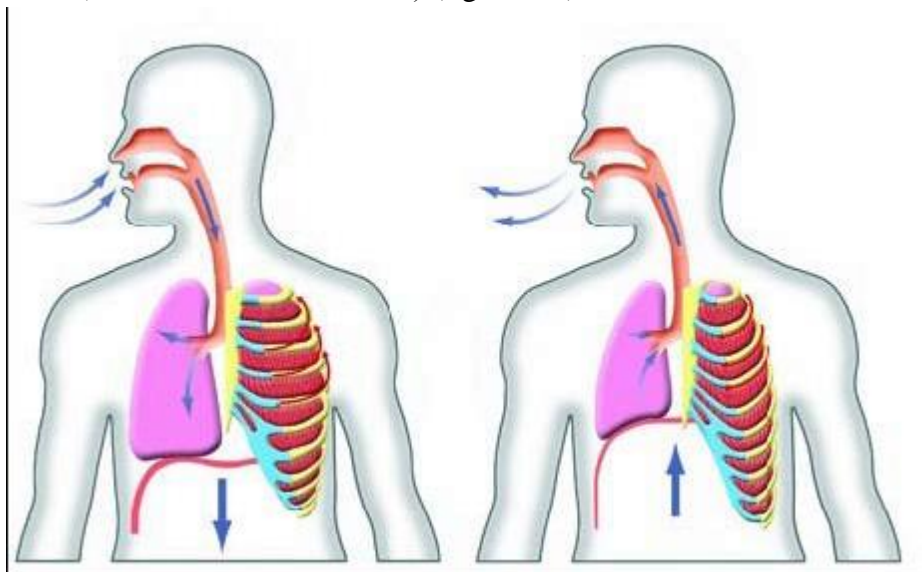


Figure 1.5 : Inspiration expiration [2]

1.5.2. La respiration externe :

La respiration externe [6] désigne l'échange gazeux qui se produit entre les capillaires des poumons et les alvéoles pulmonaires.

Pour fonctionner correctement [3], les cellules de l'organisme ont notamment besoin d'Oxygène (O_2). Lorsque la cellule « travaille », elle produit des déchets dont le dioxyde de carbone(CO_2).

Le sang se charge de transporter ces deux gaz, le premier (O_2) des poumons vers les cellules, le second (CO_2) en sens inverse. L'oxygène est transporté par la circulation artérielle, le dioxyde de carbone par la circulation veineuse.

C'est dans la petite circulation (circulation pulmonaire) que le sang vient en permanence se recharger en Oxygène et se délester de son dioxyde de carbone. Ce processus de transformation du sang veineux en sang artériel s'appelle l'Hématose.

Les alvéoles sont en contact étroit avec le réseau des capillaires pulmonaires (artérioles et veinules). L'ensemble capillaire/paroi alvéolaire porte le nom de membrane respiratoire alvéolo-capillaire. Sa grande finesse permet la diffusion des gaz entre l'air alvéolaire et le sang (et inversement).

1.5.3. Le transport des gaz respiratoires :

C'est ce qui désigne l'entrée de l'oxygène et du gaz carbonique dans les poumons et les tissus, et leur sortie par la circulation sanguine [6].

La plus grande partie de l'Oxygène est transportée vers les tissus et les cellules, combinée à l'hémoglobine des globules rouges, tandis qu'une petite quantité (1.5%) est dissoute dans le plasma (l'Oxygène est faiblement soluble) [3].

Chaque molécule d'hémoglobine peut se combiner avec quatre molécules d'Oxygène pour former une nouvelle molécule rouge vif, l'Oxyhémoglobine (l'hémoglobine non saturée en Oxygène est rouge foncé).

Le transport de dioxyde de carbone dans le sang se fait sous trois formes :

Dissout dans le plasma, combiné à l'hémoglobine et sous forme d'ions bicarbonate.

- Le dioxyde de carbone pénètre dans le globule rouge et se combine avec des acides aminés de l'hémoglobine pour former une nouvelle molécule, la carbhémoglobine.
- L'Oxygène présent dans les alvéoles pulmonaires est capté par les capillaires alvéolaires lors des échanges gazeux puis dirigé vers le cœur gauche pour être distribué à l'ensemble des cellules et tissus de l'organisme.
- Le dioxyde de carbone résultant du métabolisme repart dans la circulation veineuse (cœur droit) jusqu'aux capillaires alvéolaires pour être éliminé lors des échanges gazeux, puis sera expiré.

1.5.4. La respiration interne :

Connue aussi par respiration cellulaire [6]; c'est l'échange entre les cellules et le sang.

La respiration est une activité automatique et cyclique, réglée par les centres respiratoires situés dans le bulbe rachidien [3]. C'est une régulation très complexe dont le but est d'adapter en permanence notre respiration à notre besoin en Oxygène.

Les mouvements respiratoires sont aussi sous la dépendance de la teneur respective du sang en Oxygène et en Dioxyde de carbone (PaO_2 : pression partielle en Oxygène et $PaCO_2$: pression partielle en dioxyde de carbone).

Le rythme respiratoire est accéléré en cas de $PaCO_2$ élevé ou de PaO_2 basse.

Le rythme est ralenti en cas de PaO_2 élevée ou de $PaCO_2$ basse.

La ventilation est réduite pendant le sommeil (les besoins de l'organisme sont également réduits durant cette période). La respiration est interrompue au cours de la déglutition et en cas de vomissements pour protéger les voies respiratoires.

1.6. Les explorations fonctionnelles respiratoires (EFR) :

Elément clé de la prise en charge pneumologique ; Les explorations fonctionnelles respiratoires (EFR) [7], [8] regroupent l'ensemble des explorations permettant de mesurer les variables quantifiables de la fonction respiratoire.

C'est le complément indispensable de l'examen clinique et radiographique en pneumologie.

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

Chez l'homme la respiration se subdivise en 4 composantes : la ventilation, le débit sanguin, la diffusion et le contrôle ventilatoire. Les EFR comprennent classiquement :

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

Les explorations fonctionnelles respiratoires (EFR)[9] sont des examens incontournables de la majorité des affections de l'appareil respiratoire que l'atteinte soit d'origine pulmonaire ou neuromusculaire. Elles présentent l'intérêt majeur d'être non-invasives, standardisées, reproductibles et peuvent donc être répétées facilement et permettre un suivi évolutif fiable de la fonction respiratoire

[7]Les explorations fonctionnelles respiratoires orientent le diagnostic, offrent une évaluation du handicap et permettent un suivi évolutif des patients. Elles reposent sur des mesures qui pour être utiles au médecin et au malade, doivent remplir des conditions de validité métrologique mais aussi surmonter des contraintes spécifiques à ces examens qui nécessitent coopération des patients et rigueur d'exécution.

Les EFR sont essentielles dans le suivi de la santé pulmonaire
L'exploration fonctionnelle respiratoire a 4 objectifs [10]

- La démarche diagnostique devant une symptomatologie respiratoire ;
- La surveillance évolutive des affections respiratoires chroniques et affections dégénératives neurologiques ou musculaires (myopathies) touchant la respiration ;
- Evaluation de la sévérité
- Evaluation du pronostic

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

-Ventilation : les mesures sur le corps considéré comme pompe à air, déterminant son habilité à déplacer des volumes d'air et la vitesse avec laquelle ils sont déplacés.

*C'est le type de mesure le plus utilisé.

*Elle est faite généralement à l'aide d'un spiromètre.

- **Les mesures de distribution** : permettent d'indiquer où l'air circule dans les poumons et si une maladie à obstruer des sections dans lesquelles l'air circule.

*elles quantifient le degré d'obstruction des poumons et déterminent aussi le volume résiduel ; volume correspondant à l'air qui ne peut être vidé des poumons.

- **Les mesures de diffusion** : testent l'habilité des poumons à échanger l'air avec le système circulatoire. Ceci est généralement difficile à accomplir avec l'Oxygène compte tenu que cela nécessite un échantillon de capillaire pulmonaire, ainsi elle est faite en mesurant la diminution d'une faible quantité de monoxyde de carbone initialement mélangé avec l'air inspiré.

L'exploration fonctionnelle respiratoire a pour but de **mesurer les débits bronchiques** et **les volumes pulmonaires**, ainsi que la qualité des échanges gazeux. Le débit bronchique est la quantité d'air capable de sortir des poumons en un laps de temps donné.

1.7. Les volumes pulmonaires

Les volumes pulmonaires sont divisés en différents volumes selon le schéma décrit en ci-dessous : (figure 1.6)

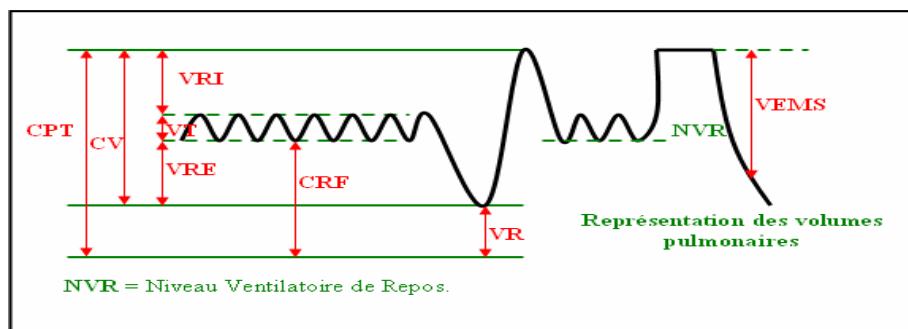


Figure 1.6 : les volumes pulmonaires

Certains volumes peuvent être inspirés ou expirés ce qui signifie qu'ils sont mobilisables relativement faciles à mesurer [14].

- **La Capacité Vitale (CV)** est le plus grand volume d'air qui peut être rejeté par une expiration forcée après une inspiration forcée : c'est le volume maximal mobilisable en une seule fois par le soufflet thoracique. Il se décompose en trois fractions : le volume de réserve inspiratoire, le volume de réserve expiratoire et l'air courant. Sa valeur dépend pour chaque sujet de ses caractéristiques physiques (taille, âge, sexe) ; elle varie de 3 à 6 litres environ chez l'homme, et de 2.5 à 4 litres chez la femme.

Correspond au volume global mobilisable par le patient suite à une expiration forcée.
 $CV = VT + VRI + VRE$

- **Le Volume de Réserve Inspiratoire (VRI)** est le volume d'air qui peut être introduit dans les voies aériennes par une inspiration forcée faisant suite à une inspiration calme.

- **Le Volume de Réserve Expiratoire (VRE)** est le volume d'air qui peut être chassé des voies aériennes par une inspiration forcée faisant suite à une expiration calme.

- **Le volume courant** ou VT (tidal volume) est le volume déplacé lors d'un cycle respiratoire normal. Autrement dit c'est le volume d'air mobilisé à l'inspiration et à l'expiration.

- **La capacité totale** : est le plus grand volume d'air qui peut être contenu dans les poumons et les voies aériennes à la suite d'une inspiration maximale ; elle est la somme du volume résiduel et de la capacité vitale

- **Le VEMS** est le Volume Expiré Maximal à la première Seconde d'une manœuvre forcée. Nous verrons par la suite que le VEMS est un paramètre important dans l'appréciation des maladies du mécanisme respiratoire.

-**Le Volume Résiduel (VR)**, en revanche, correspond au volume gazeux qui reste toujours dans les poumons et ne peut donc jamais être expiré. Il s'agit d'un volume non-mobilisable dont la mesure est, par essence, plus difficile. Le volume résiduel ne correspond cependant pas au volume contenu dans les poumons à la fin d'une expiration normale. Ce volume, qui s'appelle **la Capacité Résiduelle Fonctionnelle (CRF)**, comprend le volume résiduel mais aussi le volume de réserve expiratoire qui, lui, peut être expiré lors d'un effort expiratoire supplémentaire des forces de rappel élastique des poumons et de la cage thoracique, en fin d'expiration courante.

Durant une respiration normale, le volume d'air inspiré est d'environ 0.5L (sujet normal de 70kg). [10]

Cependant seulement une partie de ce volume contribue à l'oxygénation du sang parce qu'aucun échange gazeux ne se fait entre l'air et le sang dans la bouche, la trachée et les bronches.

L'air remplissant ces parties est appelé air 'espace mort' et chez l'adulte il est de 0.15L, le reste de l'air inspiré ventilé les alvéoles est contribue dans les échanges gazeux. Dans des conditions normales et durant chaque minute, environ 250ml d'Oxygène est consommé et 250ml de CO₂ est dégagé.

- **L'espace (volume) mort physiologique** [8] : est le volume d'air qui ne participe pas aux échanges gazeux « dead space » =VD.

L'espace (volume) mort physiologique = espace mort anatomique (air contenu dans les voies aériennes de conduction) + espace mort alvéolaire (air contenu dans un territoire alvéolaire ventilé mais mal perfusé).

-**Le volume gazeux thoracique (VGT)**: est le volume gazeux présent dans le thorax, à tout moment et à tout niveau de compression thoracique, on le mesure généralement par pléthysmographie. [7]

1.8. Pathologies rencontrées :

Nous pouvons distinguer trois grands ensembles de pathologie de la mécanique respiratoire:

- **Les Syndromes Restrictifs** (ou Troubles Ventilatoires Restrictifs) sont caractérisés par une amputation ou une pathologie de l'expansion des poumons dans lesquels tous les volumes se trouvent limités. La CPT (capacité pulmonaire totale) se trouve donc inférieure à la Limite Inférieure à la Normale (LIN).

- **Les Syndromes Obstructifs** (ou Troubles Ventilatoires Obstructifs) sont caractérisés par un obstacle à l'écoulement de l'air c'est à dire une réduction du calibre des bronches (chez les asthmatiques et les fumeurs notamment). Ils sont définis par une diminution du rapport VEMS/CV (Rapport de Tiffeneau).

- **Les Syndromes Mixtes** qui combinent les caractéristiques des deux syndromes précédents.

1.9. Conclusion :

Dans ce chapitre, on a d'abord commencé par les principales notions qui constituent l'historique de la physiologie respiratoire et leurs développements au cours du temps puis nous avons définis la respiration ainsi que l'anatomie et la physiologie de l'appareil respiratoire. Nous avons ensuite présenté la définition des explorations fonctionnelles respiratoires et leurs utilités dans les examens cliniques puis nous avons décrit les différents volumes pulmonaires. On a conclu par un bref aperçu sur les pathologies qui peuvent affecter le système respiratoire.

Dans le chapitre qui suit une étude des différentes techniques de mesure sera présentée.

2.1.Introduction :

Au cours des vingt dernières années, le champ de nos connaissances en physiologie respiratoire s'est extraordinairement élargi. Dans le même laps de temps, l'électronique médicale a connu le fantastique développement que l'ont sait. Des techniques d'exploration fonctionnelles respiratoires sont maintenant applicables aux adultes et enfants de tous âges et l'on pénètre dans un domaine qui semblait interdit, celui de l'enfant de un mois à cinq ans qui n'est ni coopérant ni indifférent devant les appareils.

Dans ce chapitre seront envisagés les différents examens fonctionnels mesurant les volumes et les débits.

Les matériels et les techniques de mesure de la fonction respiratoire sont nombreux :

2.2.Techniques de mesure des volumes pulmonaires mobilisables et non mobilisables

2.2.1. Définition :

2.2.1.1. Les volumes mobilisables :

Tout volume de gaz rentrant ou sortant des poumons [14].

-**VT** (volume courant) : volume respiré de manière intuitive, automatiquement et spontanée selon une fréquence de 10 à 15 cycles d'expiration/ inspiration par minute.

-**VRI** : volume de réserve inspiratoire.

-**VRE** : volume de réserve expiratoire.

2.2.1.2. Les volumes non mobilisables :

-**VR** : (volume résiduel) : après une expiration forcée, les poumons ne sont que partiellement vides, le volume restant appelé VR, c'est le seul volume non mobilisable, est difficile à mesurer mais est indispensable au diagnostic.

2.2.2. Les mesures des volumes mobilisables :

La mesure des volumes mobilisables est faite généralement par spirométrie,

2.2.2.1. La spirométrie :

Consiste à faire respirer le malade par la bouche alors que le nez est pincé. On demande au patient de respirer de différentes manières : normalement, en inspirant fortement, (remplir ses poumons d'air) et en expirant fortement (vider l'air des poumons).

Les différentes mesures obtenues permettent de tracer un graphique que l'on appelle courbe débit-volume. Cet examen détecte s'il existe un syndrome obstructif qui se traduit par une diminution de la quantité d'air qui sort des poumons (on parle alors de débit expiratoire abaissé). Cet examen ne dure que quelques minutes [12]. (Voir figure 2.1)

Pour effectuer ce test en faisant appel à un appareil appelé **spiromètre**.

2.2.2.2. Le spiromètre :

Appareil mesurant la quantité d'air expiré en une fois, ne soit qu'apprécier la capacité vitale; il est d'usage restreint.

Le spiromètre est l'instrument de choix pour la mesure de la capacité vitale et de ses subdivisions. On distingue deux grandes familles de spiromètres, selon leur principe et leurs systèmes de mesure, **les spiromètres dotés d'un système de conditionnement de gaz**, c'est-à-dire essentiellement de contrôle des concentrations d'Oxygène et de gaz carbonique, et de moyen d'assurer un débit unidirectionnel, et **les spiromètres conçus pour avoir de bonnes propriétés dynamiques**. Ces appareils sont dits humides (comme le spiromètre classique à cloche sur eau) ou secs (spiromètre à soufflet, à piston...).

Les spiromètres dotés d'un système de conditionnement de gaz conviennent aux explorations d'une durée de quelques minutes à plusieurs heures, selon le système. Dans un système fermé, le manque d'oxygène est le premier et principal danger, surtout si la concentration de gaz carbonique est maintenue très faible [7].

Les spiromètres à cloche (humide). Ils consistent en un circuit fermé comportant une cloche équilibrée par un contrepoids capable de se déplacer verticalement. La cloche plonge dans une cuve remplie d'eau de telle sorte qu'elle forme un réservoir d'air de volume variable. Les variations de volume étaient autrefois enregistrées par une plume sur un papier qui tourne sur un cylindre. Actuellement, le tracé s'affiche directement sur un écran d'ordinateur [13].

Les spiromètres à soufflet (sec). Ils consistent en un soufflet en forme de coin qui se ferme et s'ouvre selon les mouvements respiratoires. L'inertie du système est très faible parce qu'une partie du soufflet reste fixe (coin) tandis que l'autre se déplace avec un mouvement angulaire autour d'un pivot ; le mouvement du soufflet est transmis à un potentiomètre, ce qui permet d'obtenir des signaux électriques de débit et de volume facilement utilisable par un ordinateur [5].

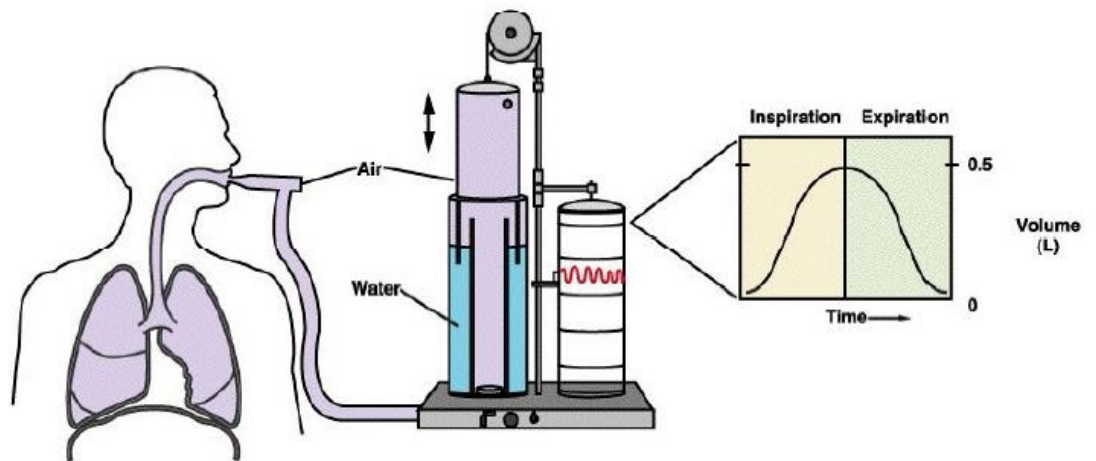


Figure 2.1 : principe de la spirométrie [13]

Il existe actuellement sur le marché différents types de spiromètres qui sont utilisés couramment et qui se partagent en quatre catégories :

- Vane rotative (anémomètre à turbine ou bien rotamètre),
- ultrasons,
- convection thermique (anémomètre à fil chaud),
- pression différentielle (pneumotachymètre),

a) Fluxmètre à Vane rotative (rotamètre) :

Le flux respiratoire fait tourner une hélice qui entraîne une turbine. L'appareil enregistre la vitesse de cette rotation. Ce sont les seuls appareils à mesurer des volumes. Il existe des turbines fixes et des turbines à usage unique, l'utilisation d'un filtre est recommandée même pour ces dernières (figure 2.2) [15].

Le principe de conversion du débit d'air en tension est d'utiliser un rotor qui réagit au flux d'air et de mesurer le débit d'air par le nombre de révolution du rotor. Les révolutions sont détectées optiquement [10].

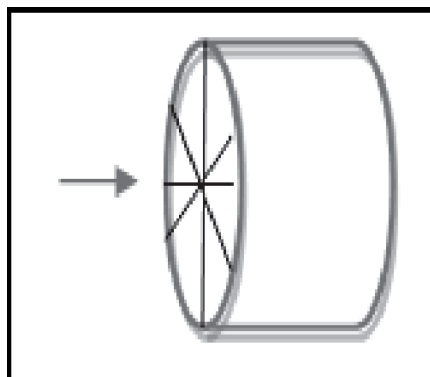


Figure 2.2 : Rotamètre[15]

b) Ultrasons :

Dans ce type de fluxmètre on dispose d'un tube respiratoire de 90mm de longueur et de 20 mm de diamètre dans lequel des capteurs ultrasonores (émetteur et récepteur) sont convenablement disposés (figure 2.3). Ce sont très souvent des capteurs capacitifs, qui sont utilisés pour cibler le site de mesure, et de détecter l'information. Cependant l'air ne contient pas de particules qui diffusent les ultrasons de manière effective alors le temps de transit ou la mesure du décalage de phase ou de variation d'amplitude peuvent être utilisés [15].

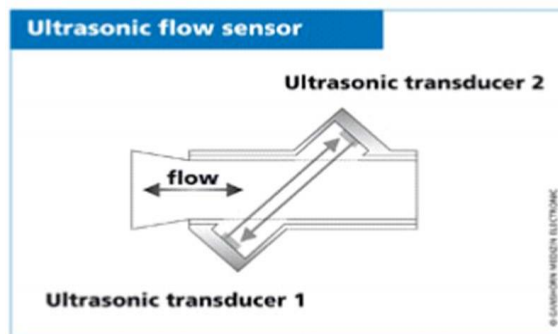


Figure 2.3 : Fluxmètre par ultrasons [15]

Cette technique à laquelle on fait appel dans notre étude sera détaillée dans le chapitre qui suit.

c) Fluxmètre à convection thermique :

Il utilise comme éléments senseurs des fils métalliques, des films métalliques et les thermistances dont les résistances électriques changent en fonction de la température [10].

L'air expiré est plus chaud que l'air inspiré. Le patient souffle et les filaments se dilatent ou se rétractent sous cette différence de température. L'appareil enregistre le changement de résistance des filaments qui permet de déterminer le débit (figure 2.4)[15].

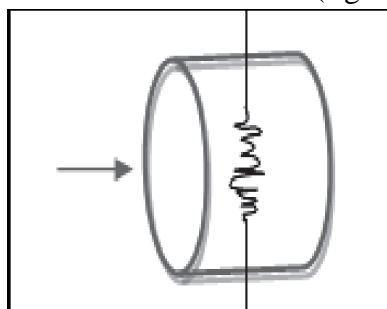


Figure 2.4 : Fluxmètre à convection thermique [15]

d) Fluxmètre à pression différentielle :(les pneumotachymètre PTM)

Il s'agit de dispositifs qui permettent la mesure des débits gazeux instantanés [13].

Le PTM est essentiellement constitué par un tube de métal contenant une série de feuillets ondulés faits d'une tôle très fine et enroulés sur eux-mêmes de manière à créer de très nombreux canaux de forme grossièrement cylindrique, disposé suivant le plus grand axe

du tube : ce système a été étudié pour provoquer une résistance tout en maintenant « laminaire » l'écoulement de l'air à travers le PTM [5].

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 PTM. La différence de pression, est mesurée au moyen d'un **électro manomètre différentiel** (figure 2.5).

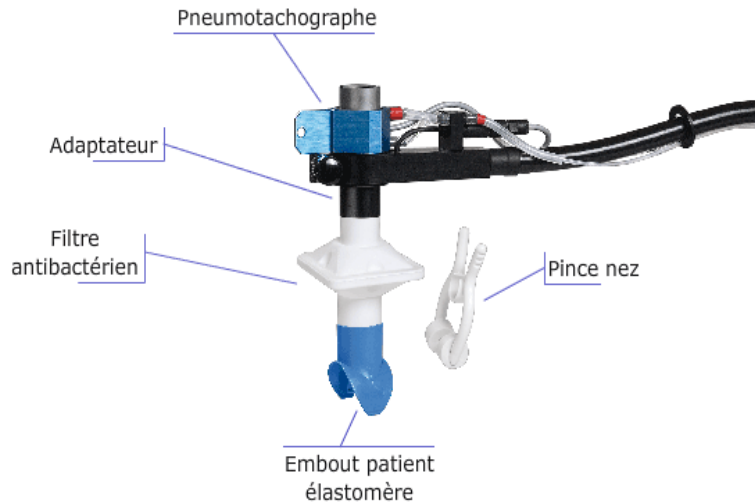


Figure 2.5 : Pneumotachographe

Ils sont employés pour la mesure de la CV et de la courbe débit/volume. Les pneumotachographes fonctionnent selon le principe de Venturi. L'effet Venturi est le nom donné à un phénomène de la dynamique des fluides où les particules gazeuses ou liquides se retrouvent accélérées à cause d'un rétrécissement de leur zone de circulation. Dans le même temps, la pression diminue [13]. Les pneumotachographes peuvent être de différents types :

- **les pneumotachographes de type Lilly** qui mesurent les débits aériens par la mesure de pressions différentielles de part et d'autre d'une grille de résistances placée dans le circuit ventilatoire.
- **Les Pneumotachographe de type Fleisch** possèdent une série de capillaires parallèles. Ils mesurent la chute de pression durant l'expiration. Cette chute est proportionnelle au débit produit par le patient soufflant dans l'appareil.
- **Les pneumotachographes à fils chauds** mesurent la résistance électrique d'un fil en fonction de la température. Ils ne donnent pas d'information sur le sens du flux.
- **Les pneumotachographes à Hélices**, cette dernière est branchée sur une dynamo, tourne pendant que le patient souffle, le courant produit est proportionnel au débit. Les données de PTG sont envoyées à l'intégrateur qui donne le volume. Il s'agit d'un circuit électronique qui intègre les valeurs de débits en fonction du temps, c'est-à-dire qui transforme le débit en volume.

2.2.2.2.1. Calibration :

- le spiromètre et les systèmes d'enregistrement doivent être **étalonnés** au moins une fois tous les trois mois, à l'aide d'une seringue étalonnée étanche.
- **pression, fuites** : la pression nécessaire pour provoquer une variation de volume ne doit pas dépasser 0.03kPa. Le circuit doit être exempt de fuites, on place un poids sur la cloche de manière à augmenter la pression d'au moins 0.2kpa, le tracé doit rester stable pendant au moins une minute. Cette recherche de fuite doit être effectuée au moins une fois par semaine.
- **la température** : le spiromètre doit être équipé d'un thermomètre, dont l'emplacement est important pour la correction permettant apport du gaz inspiré aux conditions BPTS (*body temperature and pressure, saturated with water vapour*).
- **Linéarité** : le gain du système ne doit être variable en fonction du débit. Autrement dit, lorsqu'on délivre à différentes vitesses un même volume de gaz à partir d'une seringue étalonnée le volume mesuré doit être le même avec exactitude.
- **Stabilité** : il est fréquent que la ligne de base du signal de volume soit affectée d'une « dérive ». La principale raison de ce phénomène est la dérive électrique du signal de débit, on parvient en général à remédier à ce problème en laissant chauffer l'électronique suffisamment longtemps et en assurant l'isolation thermique du capteur de pression.
- **étalonnage** : l'appareil doit être étalonné en volume quotidiennement, à l'aide d'une seringue étalonnée étanche [7].

La partie centrale du PTG est réchauffée à environ 37°C, en premier lieu pour éviter la condensation de la vapeur d'eau présente dans l'air expiré, ce qui obstruerait une partie de petits canaux et augmenterait ainsi la résistance à l'écoulement ; ce réchauffement a pour but d'exprimer les mesure en conditions BPTS [5].

2.2.2.4. Les différentes courbes obtenues lors de la réalisation d'une spirométrie :

Débits expiratoires et inspiratoires (mesurés par spirométrie dynamique ou par Pneumotachographie). Ils sont mesurés sur des courbes débit-volume ou volume-temps en expiration et inspiration forcées : CVF, volume expiré maximal par seconde (VEMS) [10].

a. courbe débit-volume :

Courbe représentant le débit expiratoire maximum instantané en fonction du volume. L'allure de cette courbe ne varie pas beaucoup entre des sujets normaux d'âge, de corpulence et de sexe différents ; quoique les valeurs absolues du débit et de volume peuvent varier considérablement. Pour des patients avec des maladies où les voies d'air sont obstruées, l'allure de cette courbe est changée drastiquement (figure 2.6).

L'aire e débit-volume dessous de la courbe d'expiration débit-volume est un indicateur très sensible des problèmes liés aux fonctions pulmonaires.

Elle peut être facilement déterminée en utilisant un circuit élevant au carré (exemple un multiplicateur) et un intégrateur.

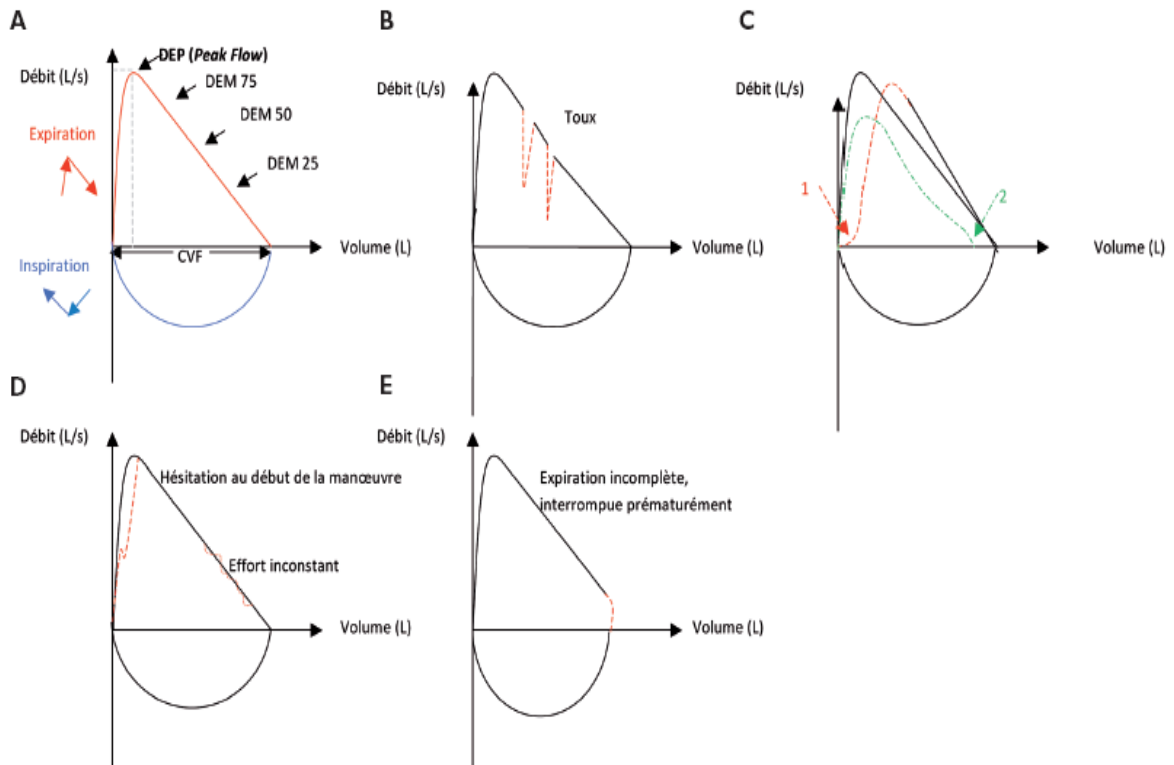


Figure 2.6 : Courbes débit-volume [15]

❖ Description des courbes :

A. courbe normale (trait plein), expiration en rouge plus inspiration en bleu. CVF=capacité vitale forcée. DEP=débit expiratoire de pointe. DEM75=débit expiratoire maximale à 75% de la CVF. DEM50=débit expiratoire à 50% maximale de la CVF. DEM25=débit expiratoire maximale à 25 % de la CVF.

B. efforts de toux à l'expiration (trait pointillé).

C. début de la courbe expiratoire n°1 avec pente non maximale d'emblée (pointillé), début d'expiration trop lent. Courbe n°2 avec effort initial bon mais effort interrompu précocement (flèche verte).

D. courbe expiratoire irrégulière avec hésitation au début et effort inconstant ensuite (trait pointillé).

E. fin de la courbe expiratoire avec pente brusquement plus rapide car l'effort expiratoire s'est terminé prématurément (pointillé).

b. courbe volume-temps :

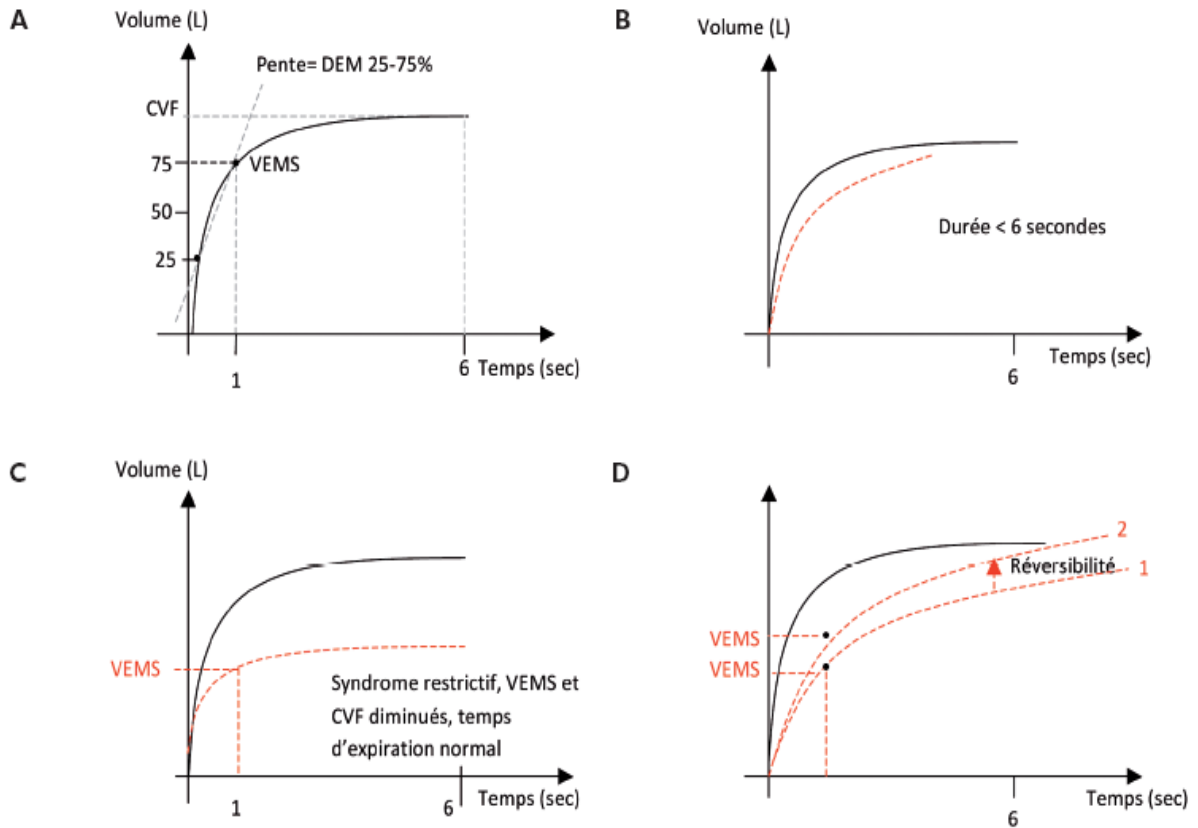


Figure 2.7 : Courbes volume-temps [15]

A. courbe normale (trait plein) se finit en plateau et le patient a expiré au minimum 6 seconde. CVF=capacité vitale forcée. VEMS= volume expiratoire maximum seconde. DEM25-75 : débit expiratoire moyen entre 25et75% de la CVF.

B. le patient n'a pas expiré durant les 6 secondes minimales requises pour valider le teste et la courbe ne finit pas en plateau (trait pointillé).

C. Syndrome restrictif (trait pointillé) VEMS et CVF diminués mais temps d'expiration normale.

D. les 2 courbes ne finissent pas en plateau et traduisent donc ici des mesures techniquement non acceptables (trait pointillé). Syndrome obstructif, VEMS diminué avec temps expiratoire augmenté. Réversibilité illustré par le VEMS qui augmente de la courbe 1 à la courbe 2.

2.2.3. Mesure des volumes non mobilisables :

Test important car il existe des maladies modifiant la capacité totale où VR diminue, comme dans le syndrome restrictif.

Différentes techniques sont utilisées, on peut citer

-dilution d'Hélium

-La pléthysmographie

2.2.3.1. La Dilution de l'Hélium :

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

Une approche comparable est celle d'ajouter une quantité mesurable d'un gaz non toxique insoluble à l'Oxygène inspiré et après qu'il soit uniformément réparti dans les poumons, on détermine sa concentration et on calcule le volume pulmonaire.

L'Hélium est souvent utilisé dans ces mesures, parfois aussi Ar (Argon) ou encore Ne (Néon) [cours]

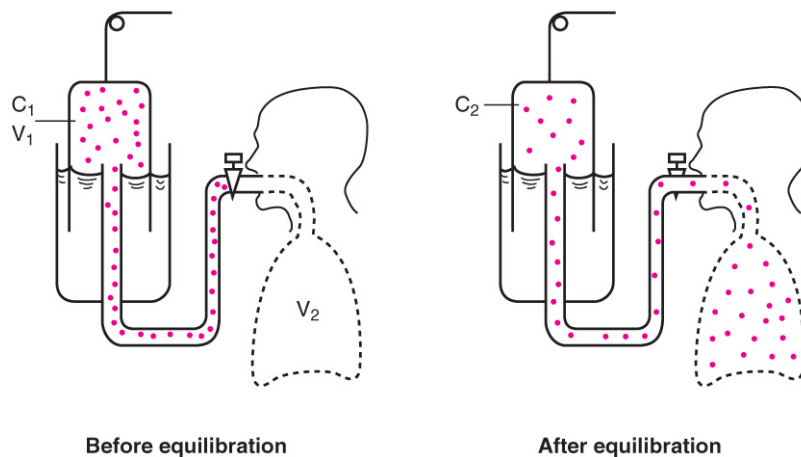
Le patient est relié à un spiromètre en circuit fermé de volume V contenant une fraction connue d'hélium Fhe. Il va alors respirer, à partir de la CRF (capacité résiduelle fonctionnelle), un gaz dont la composition est connue. A l'équilibre, la fraction d'hélium se répartit dans l'ensemble du volume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

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

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

La technique de dilution de l'hélium utilise un spiromètre volumétrique qui mesure les volumes par le déplacement réel d' un piston dans une chambre cylindrique de 13 litres. Un joint étanche et de faible résistance permet la mobilité et l'étanchéité du système.

Le patient respire, en circuit fermé, un mélange gazeux constitué de 12% d'hélium et de 21% de dioxygène. Le dioxyde de carbone rejeté par le patient est piégé dans de la chaux sodée. Cela évite ainsi de le réinspirer et de provoquer une hyperventilation due à une hypercapnie. Une chambre de dessèchement permet d'éliminer les vapeurs d'eau. Lorsque le circuit comporte moins de 20% d' O₂, de l' oxygène est réintroduit dans le circuit. La composition des gaz alvéolaire est donc maintenue constante. A chaque inspiration, l'hélium se dilue dans les voies aériennes, et notamment dans la CRF (figure 2.8)



$$C_1 \times V_1 = C_2 \times (V_1 + V_2)$$

Figure 2.8 : Dilution d'hélium [15]

L'analyseur d'hélium mesure la conductivité thermique de l'échantillon de gaz et le compare à celle d'un gaz de référence qui est l'air.

L'analyseur d'O₂ est une cellule à pression partielle fonctionnant suivant le principe d'électrochimie qui consiste en un transfert de charges s'accompagnant de modification d'état d'oxydation des matériaux et donc de leur nature physico-chimique.

Calibration :

La pression barométrique, la température ambiante et le taux d'humidité de l'air sont des paramètres capitaux pour la détermination du facteur BTPS (Body Temperature Pressure Saturated = condition de température, de pression et de saturation en vapeur d'eau régnant dans l'organisme) utilisé pour la correction des volumes mesurés.

Le capteur de débit du pneumotachographe est étalonné avec une seringue de trois litres en deux phases. Après avoir mesuré de « zéro » du capteur, le facteur de calibration est établi par des pompages réguliers. La linéarité du capteur est ensuite établie par des vitesses de pompages différents afin de faire varier les débits. Pour la partie volumétrique du spiromètre, les analyseurs sont calibrés automatiquement.

Une fois l'étalonnage terminé, on peut alors procéder à la mesure.

2.2.3.2. Pléthysmographie:

Elle correspond à la mesure des variations dans une partie du corps.

La pléthysmographie est considérée selon :

- En inférant des changements dans le volume de cavité thoracique à travers les changements géométriques dans des positions discrètes sur le torse : **Pléthysmographie thoracique.**
- En mesurant les effets de changements de volume thoracique sur des variables associées avec le gaz à l'intérieur d'un pléthysmographe de tout le corps : **pléthysmographie corporelle [10]**

a) Pléthysmographie thoracique :

Différents systèmes ont été développés :

En exploitant l'impédance électrique de la cavité thoracique qui change avec le mouvement respiratoire : **les pneumographes à impédance** (utilisés pour la détection d'apnées et les études de sommeil).

Les magnétomètres, les jauges de contraintes, et les senseurs à inductances variables : ils nécessitent des mesures simultanées de déplacements sur deux positions de la paroi thoracique.

Durant la respiration, la paroi thoracique se comporte comme si elle a deux degrés de liberté prédominants par rapport aux mouvements de la cavité abdominale et le diaphragme. La somme pondérée des déplacements de ces deux structures, avec le mouvement de l'abdomen pris comme mesure du déplacement du diaphragme on peut estimer les variations de volume thoracique.

Les magnétomètres et les diamètres abdominaux. Les jauges de contraintes entourées autour du torse mesurent les changements de périmètres pendant la respiration.

a.1.pneumographe à impédance :

Une source de courant AC avec une fréquence de 20 à 100Khz et un courant entre 25 et 500 μ A est appliquée aux paires d'électrodes, un signal v est détecté de cette paire d'électrodes ou de deux à autres électrodes.

Malgré que l'impédance électrique à travers le thorax augmente avec l'augmentation du volume pulmonaire, la relation entre les variations ΔZ d'impédance et les variations de volume pulmonaire ΔV dépend sur plusieurs facteurs par exemple la position des électrodes, dimension et la forme du corps et la distribution du fluide sur le thorax.

Une relation a été prouvée par Valentinuzzi et Al (1971) traduisant le rapport de variation d'impédance ΔZ aux variations de volume ΔV des poumons (ohms /litres) au poids W du corps par :

$$\Delta Z / \Delta V = 453,23 W^{-1.084}$$

a.2.pneumographe à inductance :

Pour un monitoring continu de la ventilation, une veste (deux bandes élastiques) qui permet de mesurer les variations de section de surface abdominale et thoracique est utilisée.

Chaque bande contient une bobine en zigzag qui est excitée par un signal de faible niveau à la fréquence RF. Les variations de section de surface entraînent des variations de leurs inductances.

Après démodulation, un signal est obtenu. Il est proportionnel à la surface de la section entourée par ces bandes.

Les variations de ces inductances correspondent aux variations de volume de la cage thoracique et de l'abdomen. Ainsi les variations ΔV de volume des poumons sont données par :

$$\Delta V = K_1 \Delta R + K_2 \Delta A$$

Avec ΔR et ΔA sont les changements dues aux changements de volume de la cage thoracique et celle de l'abdomen ; K_1 et K_2 les coefficients représentant les sensibilités des

sorties de la cage thoracique et de l'abdomen sur le volume pulmonaire. Ces coefficients peuvent être déterminés statistiquement en comparant simultanément avec des mesures spirométriques.

b).Pléthysmographie corporelle: [13]

La pléthysmographie corporelle permet la mesure de la CRF (capacité résiduelle fonctionnelle) est donc un acte essentiel dans le diagnostic et le suivi des troubles ventilatoires. Les limites de ces techniques sont avant tout humaines dans la mesure où la coopération du patient est indispensable. Nous avons aussi mis en évidence des limites physiques, notamment la difficulté de mesure des gaz piégés. et la mesure du Volume des Gaz Thoracique (VGT) et ainsi de la CRF. Le pléthysmographe corporel (PC) consiste en une cabine couplée à un circuit spirométrique. Il est possible de réaliser les examens décrits précédemment en laissant la cabine ouverte. Dans ce cas, il s'agit de spirométrie et non de PC. La mesure du VGT et de la CRF_{Pléth} (CRF déterminée par la méthode pléthysmographique) doit se faire en fermant hermétiquement la cabine. Nous en verrons les raisons par la suite (figure 2.9).



Figure 2.9 : Pléthysmographie corporelle [14]

Le principe de mesure du VGT est basé sur la loi de Boyle & Mariotte de compression des gaz : le produit pression (P), volume (V) d'un gaz est constant. Si on soumet le gaz à une pression P, son volume se modifiera de V. Dès lors, on peut écrire l'équation suivante :

$$P.V = (P + \Delta P) (V + \Delta V)$$

D'où :

$$V = \Delta V / \Delta P. (P + \Delta P)$$

Si les ΔP sont négligeables, on obtient :

$$V = -(\Delta V / \Delta P).P$$

Dans cette équation, V peut être remplacé par le VGT, le volume inconnu ; P est la pression barométrique (moins la pression de vapeur d'eau) et il reste à mesurer le rapport

$\Delta V / \Delta P$.

Cette méthode [5], donne des valeurs de pression alvéolaire plus précises parce qu'elle permet de réaliser les deux conditions indiquées plus haut : l'atteinte d'un équilibre stable entre bouche et alvéoles et une réelle interruption du débit d'air.

Avec la méthode pléthysmographique, la pression alvéolaire est déduite de la corrélation directe qui existe entre pression orale et pression dans l'enceinte.

Calibration :

L'étalonnage du PC s'effectue tous les matins avant l'arrivée des patients. La pression barométrique, la température et le taux d'humidité sont relevés et introduits dans l'ordinateur.

Cabine fermée, le PC calcule lui-même ses normes et son gain suivant les conditions du jour.

Le spiromètre couplé au pléthysmographe est étalonné comme un spiromètre simple.

2.3. Les critères de qualité d'une EFR :

La validité de l'examen repose sur la connaissance de critères de qualité concernant tant l'appareil lui-même, son entretien, la technique d'exécution de la manœuvre, que l'interprétation correcte des résultats.

Les variations du volume pulmonaire se mesurent en général à la bouche, de préférence à l'aide d'un spiromètre ou avec un pneumotachographe et un intégrateur, mais d'autres techniques (anémomètre à turbine, anémomètre à fil chaud) se répandent. Une autre solution consiste à mesurer les variations de volume à la surface du corps, au moyen d'un pléthysmographe corporel total, qui tient compte des variations de volume dues à la dilatation ou la compression des gaz. Ces méthodes conviennent à la mesure de la capacité vitale et ses subdivisions. Pour les volumes pulmonaires incluant le volume résiduel, on dispose des méthodes de dilution gazeuse, de la pléthysmographie corporelle totale, et des méthodes radiographiques [7].

Pour assurer une bonne exactitude et permettre la comparaison des mesures d'un laboratoire à l'autre et dans les études longitudinales, il est impératif de normaliser les mesures et les techniques, et donc notamment d'étalonner souvent les matériels. Pour faciliter le contrôle de qualité, il est souhaitable que le tracé des manœuvres ventilatoires soit enregistré et/ou affiché.

Donc la réalisation d'une EFR doit répondre à des critères de qualité reconnus avec une standardisation de la réalisation de la mesure. En ce qui concerne le matériel, on doit s'assurer d'un étalonnage quotidien (contrôle de qualité) et de la mise en œuvre des mesures adéquates de prévention de la transmission des maladies infectieuses [11].

- variabilité des mesures :

Les instruments utilisés pour la mesure des grandeurs de la fonction ventilatoire doivent répondre aux critères d'exactitude. Le personnel de laboratoire chargé des manipulations doit être formé à l'utilisation des matériels et familiarisé avec leur mise en œuvre, de manière à permettre une détection et une correction rapide des problèmes éventuels.

- exactitude et précision :

Les mesures sont sujettes à deux types d'erreurs. L'erreur d'exactitude est l'écart entre la moyenne des mesures et la grandeur réelle.

L'erreur de précision, qui caractérise la reproductibilité, est la dispersion de mesures multiples, cette quantité est représentée par l'écart type.

- causes de variabilité :

Aux erreurs instrumentales précédentes viennent s'ajouter la variabilité biologique et les erreurs attribuables à l'observateur.

- réduire la variabilité :

Le contrôle de qualité a pour objectif d'assurer la meilleure exactitude et la meilleure précision possible. Pour réduire la variabilité biologique, on accordera toute l'importance nécessaire à l'heure du test et aux conditions dans lesquelles il est effectué (par exemple en ce qui concerne l'environnement). En ce qui concerne la variabilité de la mesure, il faut étalonner l'instrument fréquemment, l'entretenir, l'utiliser correctement, mais aussi donner aux sujets testés les instructions nécessaires, et disposer d'un personnel bien formé et capable de conduire les opérations de manière professionnelle et conformément à un protocole standardisé.

- correction aux conditions BTPS :

Tous les volumes gazeux doivent être mesurés dans les conditions qui règnent dans le poumon, où le gaz est à la température et à la pression corporelle et saturé de vapeur d'eau (ce sont les conditions dites BTPS. Ils ne doivent pas être exprimés dans les conditions régnant dans l'appareillage (conditions dites ATP, pour *ambient temperature and pressure*, ou ATPS lorsque le gaz est saturé de vapeur d'eau) ;

un des éléments principaux qui contamine dans la mesure d'air expiré est l'eau, le capteur peut condenser les vapeurs d'eau durant des expirations à l'exception s'il est porté à une température proche ou supérieure à celle du corps [10].

L'instrument ne doit pas obstruer la respiration ou produire une pression inverse qui peut affecter la performance respiratoire (American Thoracic Society recommande que les instruments pour la mesure du flux respiratoire utilisés pour les efforts maximums expiratoires aient une résistance au flux inférieure à 1.5cm de H₂O litres/s)

Le capteur doit avoir une ligne de base (une sortie de référence) et une sensibilité stable pour que les mesures soient exactes.

Cependant, changements en composition et température du gaz peuvent affecter les facteurs de calibration des différents fluxmètres ces changements se déroulent entre les gaz inspirés et expirés et pendant l'expiration. Aussi, les particules inspirées de poussière, saleté,

de médicaments et l'air expiré peuvent être déposés sur les parties sensibles du capteur et les contaminés. Ceci n'affecte pas seulement le calibrage mais aussi peut transmettre des maladies. Ainsi le senseur doit être stérilisable ou jetable.

-La reproductibilité liée à la très forte standardisation de la technique permet des comparaisons aisées entre des données faites pour un même patient par des pneumologues différents à des périodes de temps variés.

- **ASPECTS TECHNIQUES ET METHODOLOGIQUES :**

La précision et la reproductibilité des mesures obtenues dépendent :

- de la coopération du sujet,
- de sa motivation,
- de sa compréhension,
- du pouvoir de persuasion du technicien.

Un total de trois essais avec une reproductibilité à 5 % des deux meilleurs, est habituellement suffisant. L'inspection des courbes est indispensable avant de valider une mesure [9].

2.4.Conclusion :

Vue la diversité des méthodes élaborées pour mesurer les différents volumes respiratoires comme décrit ci-dessus ; il est aisé de déduire que Le développement des techniques modernes d'imagerie et d'exploration fonctionnelle non invasives a permis de faire des progrès considérables dans la pneumologie car il donne le moyen d'explorer la fonction ventilatoire et détecter diverses affections. Il est également pratiquée dans le cadre d'un bilan avant une opération (bilan préopératoire) afin d'évaluer les risques de complications survenant après l'opération (postopératoire) Les progrès technologiques des appareils d'exploration fonctionnelle respiratoire et de leurs corollaires électroniques et informatiques permettent de recourir à des modèles mathématiques de plus en plus sophistiqués pour décrire la fonction respiratoire, donc il est devenu une étape essentielle dans le suivi clinique.

Nous tacherons dès lors dans la partie suivante à présenter les principes et les circuits électriques qui peuvent constituer un système de mesure du débit respiratoire par les ultrasons.

3.1.Introduction :

Face aux besoins de l'homme, et grâce à la science, les progrès techniques ont rendu les rapports entre l'homme et son environnement beaucoup plus facile. Ces progrès ont diminué beaucoup de difficultés, élargit la gamme de fonctions et ont permis le développement rapide de la science par les nombreuses inventions dans tous les domaines.

Dans ce chapitre on commence à présenter un bref aperçu concernant les ultrasons, l'effet doppler et leur intérêt dans le domaine médical. On s'intéresse par la suite à étudier l'application des ultrasons dans l'exploration fonctionnelle respiratoire en décrivant un schéma bloc de mesure du débit respiratoire et les différents circuits pouvant constituer un tel système.

3.2.Généralités :

La technologie a fait un formidable bond en avant, grâce à la découverte de l'ultrason et de l'effet Doppler. Ce dernier inventé par Christian Johan Doppler pour la première fois en 1843 qui fit remarquer que la couleur d'un objet lumineux doit changer lorsqu'il existe un mouvement entre l'objet et l'observateur, est donc définie par le changement de fréquence de l'onde communiquant entre deux objets en mouvement[16].

Le domaine des ondes sonores peut globalement se partager en trois zones; le domaine des infrasons dont la fréquence des vibrations est inférieure à 20Hz ; les sons audibles entre 20 et 20kHz et le domaine des ultrasons au-delà de cette valeur, qui ne sont pas décelables par l'homme car le tympan de notre oreille n'est plus capable de réagir mécaniquement à ces vibrations véhiculées par les milieux élastiques tels que les solides, les liquides et les gaz.

3.2.1. Définition des ultrasons :

Ce sont des sons ou autrement dit des vibrations de fréquences dépassant les 20kHz [17]. C'est à cette fréquence que la membrane du tympan n'est plus capable de vibrer à une amplitude suffisamment grande pour transmettre la sensation au cerveau, ce qui fait que l'ultrason se situe dans le domaine de l'inaudible pour l'homme par contre quelque animaux comme le chien et la chauve souris peuvent percevoir des sons aux alentours de 25kHz de fréquence (figure 3.1).

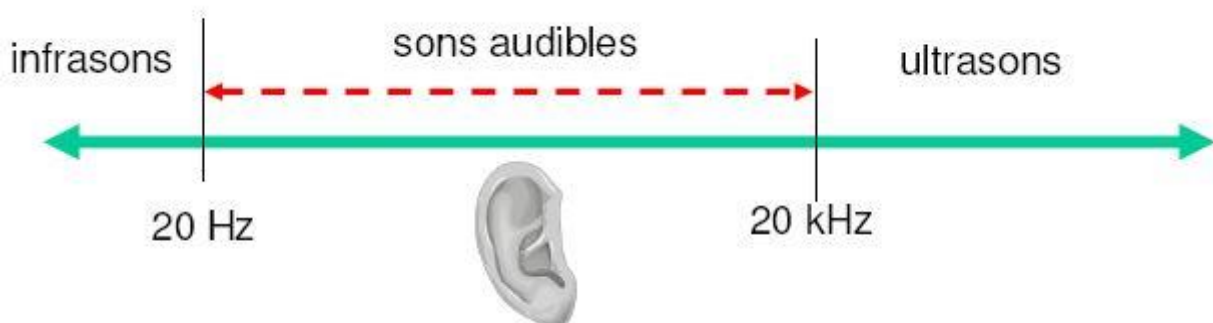


Figure 3.1 : les ondes ultrasonores

La vitesse de propagation des ultrasons dépend du milieu de propagation (solide, gaz et liquide). Les ultrasons sont véhiculés par l'air ambiant à la même vitesse du son. Cette vitesse peut se déterminer mathématiquement à l'aide de la relation :

$$V = \sqrt{\gamma RT}$$

Avec :

V : vitesse du son exprimée en m/s

γ : Coefficient d'élasticité du milieu, pour l'air, il est égal à 1,4

R : constante des gaz parfait, soit 281,8 J/Kg

T : température du milieu exprimée en degrés Kelvin

3.2.2. Propriétés des ultrasons :

- Les ultrasons se propagent en ligne droite comme les ondes hertziennes.
- Suivent certaines lois de l'optique : réfraction et réflexion lorsqu'ils passent d'un milieu à un autre de densité différente (la limite entre les deux milieux constituant une interface).
- Atténuation par absorption d'énergie par les tissus traversés.
- La propagation ne pouvant se faire qu'au travers d'un corps matériel ; en effet, ils ne traversent pas le vide et ils sont totalement réfléchis par une interface entre des milieux de densités très différentes (air-tissus mous, tissus mous-air, tissus mous-os).

3.2.3. L'effet Doppler :

L'effet Doppler (figure 3.2) a été observé pour le son par DOPPLER en 1843 et appliqué aux phénomènes lumineux par FIZEAU en 1848 (phénomène suivant lequel la fréquence apparente d'un mouvement vibratoire varie selon la vitesse relative de la source par rapport à l'observateur) [17].

En médecine, il permet de mesurer le déplacement du sang et le débit de n'importe quel vaisseau ainsi le débit et volumes respiratoires. Cette technique permet de faire un test, de la santé des poumons, rapide, facile, simple et non douloureux pour aider le médecin à poser son diagnostic et suivre le développement des maladies pulmonaires à travers les courbes obtenues.

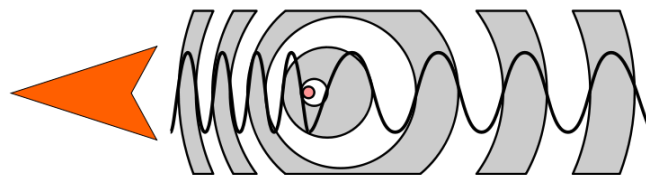


Figure 3.2 : l'effet Doppler

3.2.3.1. Définition :

L'effet Doppler est un changement de fréquence d'une source d'onde entretenue lorsqu'il y a déplacement relatif de la source ou de l'observateur. La fréquence que perçoit cet observateur est différente de la fréquence émise ; elle augmente si la source et/ou l'observateur se rapproche ; elle diminue en cas contraire [16].

Il est possible de connaître ce changement de fréquence appelé ΔF , c'est la différence entre la fréquence émise F_0 et la fréquence reçue F

$$F - F_0 = \pm \Delta F$$

Cette valeur de ΔF permet de calculer la vitesse de déplacement ainsi que le volume.

Le Doppler permet l'étude de la vitesse des flux et leur direction.

3.2.3.2. Les différents modes utilisés :

Selon le domaine d'application des ultrasons, le mode utilisé diffère, du au fait que chaque mode présente des avantages et des inconvénients. On citera la notion du flux sanguin comme exemple pour expliquer l'effet Doppler avec ses différents modes.

a) Doppler continu :

C'est un procédé réalisé à partir de deux cristaux, le cristal piézo-électrique émetteur transmet de façon continue un signal ultrasonore à une fréquence fixe et connue. Le signal émis et réfléchi par les éléments figurés du sang vers le cristal récepteur avec une fréquence différente de celle d'émission. En effet, la fréquence de réception sera plus grande si le flux sanguin s'éloigne du capteur (figure 3.3)

L'effet Doppler est régi par une formule mathématique simple qui établie une proportionnalité entre les variations de fréquences ultrasonores, la vitesse et le sens de l'écoulement du sang par la relation :

$$\Delta F = \frac{2VF_0}{C} \cos\theta$$

Les valeurs de vitesses sont d'autant plus proches de la vitesse réelle que celles-ci sont enregistrées dans l'axe d'exploration.

La technique du Doppler continu ne permet donc pas une localisation spatiale précise du lieu de l'exploration des flux, puisque tous les mouvements le long du faisceau explorateur seront visualisés.

Cependant, cette technique offre l'avantage très substantiel de pouvoir explorer toutes les vitesses sanguines et en particulier celles de très grandes vitesses.

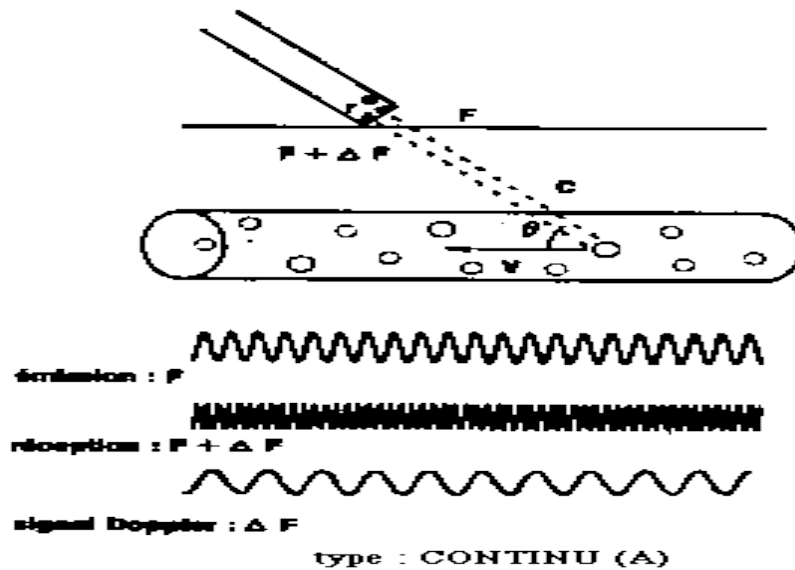


Figure 3.3 : le Doppler continu [18]

b) Doppler pulsé :

A la différence de la technique précédemment décrite, l'émission Doppler pulsé s'effectue par une succession d'impulsions ultrasonores d'un même cristal, entrecoupé de silence, définissant en fonction de la profondeur de l'examen une période de répétition de fréquence (PRF) donnée par la relation suivante :

$$PRF = \frac{2d_{max}}{V}$$

d_{max} : profondeur maximale du vaisseau à examiner.

V : vitesse de propagation des ultrasons

Ainsi plus la région à explorer sera éloignée du transducteur, plus la fréquence de répétition Doppler devra être diminuée, ce qui limitera les mesures à effectuer sur des flux intracardiaques rapides (figure 3.4).

Le même cristal piézo-électrique peut agir comme émetteur et pendant la période de silence comme récepteur à l'écoute des échos renvoyés par les structures cardiaques. Le lieu d'exploration des vitesses sanguines peut être pratiquement défini, puisque la vitesse de propagation des ultrasons dans les tissus étant fixe (1540 m/s), le temps d'apparition des échos par rapport à leurs temps d'émission ΔT mesuré permet à l'appareillage de calculer une distance donnée par la relation suivante :

$$d = \frac{V \cdot \Delta T}{2}$$

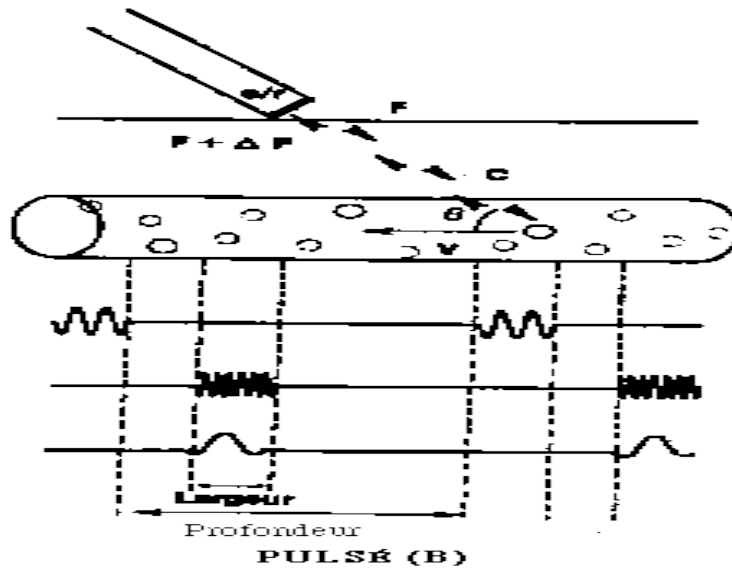


Figure 3.4 : le Doppler pulsé [18]

c) Doppler couleur :

Le principe du Doppler couleur est basé sur une cartographie simultanée par de multiples fenêtres Doppler pulsé superposées à l'imagerie échocardiographique [17]. Le Doppler couleur permet :

- La visualisation de la direction et de la vitesse des flux sanguins intracavitaires qui est proportionnelle à l'intensité des couleurs.
- De discriminer le caractère laminaire ou turbulent des flux. Les flux se rapprochant du transducteur sont colorés en rouge, les flux s'en éloignant sont représentés en bleu. Une coloration verte traduit la présence d'un flux turbulent. La cartographie couleur des flux a donc la possibilité de visualiser la disposition spatiale de l'étendue d'un flux anormal en temps réel.

d) Les systèmes duplex

L'intérêt du Doppler pulsé est de pouvoir focaliser l'examen en profondeur, ce qui nécessite bien sûr d'utiliser un repérage spatial morphologique, sous la forme d'une image échographique. Les systèmes duplex permettent l'acquisition alternée de l'image échographique et du signal Doppler, en combinant souvent les fréquences d'émission: on utilise en Doppler une fréquence plus basse que la fréquence nécessaire à l'acquisition de l'image.

L'optimisation des systèmes duplex résulte d'un compromis puisque la qualité de l'image ultrasonore est maximale lorsque les interfaces sont à 90deg. par rapport au faisceau d'ultrasons, alors qu'il faut un angle minimum pour le Doppler.

Les systèmes duplex permettent de visualiser les vaisseaux, superficiels, ce qui facilite l'interprétation des signaux Doppler, et de repérer les lésions pariétales, ce qui permet de focaliser l'examen sur les zones pathologiques, en amont et en aval.

Les limites du système sont liées aux vaisseaux profonds, souvent non visibles, et pour lesquels on ignore la direction ou l'existence de lésions pariétales.

3.2.4. Applications médicales :

L'effet Doppler a apporté une contribution particulière dans le contrôle du débit cardiaque diminué ou restant dans les limites de la normale et la quantification du degré de sténose d'une valvulopathie aortique grâce au calcul de la valeur du gradient transvalvulaire maximal instantané, ainsi qu'il permet d'obtenir des informations physiologiques directes sur le caractère laminaire ou turbulent et sur la direction des flux intra cavitaires [16].

L'utilisation des ultrasons joue un grand rôle dans l'ophtalmologie et en particulier dans le but de la détermination des distances oculaires avec une très grande précision et la correction des yeux après extension des lentilles, qui ne peut se réaliser sans le calcul précis de la longueur de l'axe d'œil. Ceci est accompli grâce à l'échographie qui consiste à émettre une onde ultrasonique à la même direction de l'axe d'œil. Le signal d'écho sera renvoyé vers l'unité de traitement qui va le convertir en quatre impulsions. Des compteurs insérés dans le système permettront de calculer le temps entre des échos successifs. La distance en millimètre (mm) sera obtenue par la multiplication du temps par la vitesse des sons.

3.3. Description du système :

Comme cela était décrit précédemment, la technique à laquelle on fait appel pour mesurer le débit respiratoire est les ultrasons.

Ainsi le système développé consiste en une source d'ondes ultrasonores. Ces ondes sont émises dans un milieu où l'air respiratoire est véhiculé.

De ce fait on va émettre un signal de fréquence déterminée grâce à un élément de transduction qui permet la transformation du signal électrique généré en une onde ultrasonore pouvant se propager dans l'air et subira différentes variations causées par le changement de débit d'air.

Un circuit de réception piloté par un capteur est mis en place pour réaliser la fonction inverse de son homologue d'émission c'est-à-dire transformé l'onde ultrasonore en signal électrique.

Pour aboutir à un signal plus ou moins exploitable un circuit de mise en forme s'impose.

Ceci est résumé sur le schéma bloc suivant : (figure 3.5)

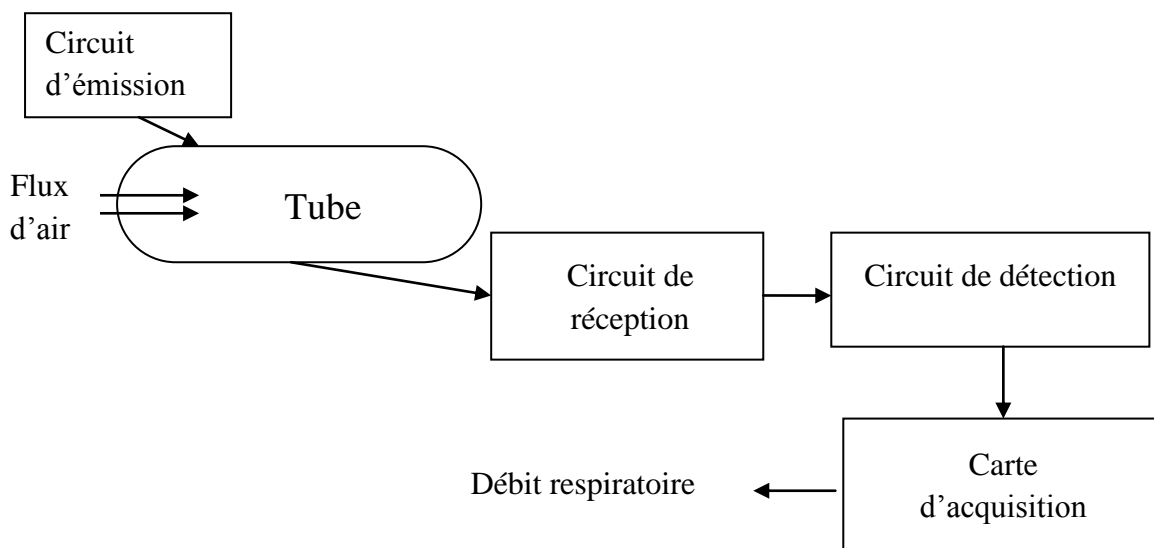


Figure3.5 : Schéma bloc du système de mesure

Ainsi le dispositif est composé de :

- Circuit d'émission ;
- Le tube, dans lequel les capteurs sont disposés ;
- Circuit de réception ;
- Carte d'acquisition et de traitement numérique;

3.3.1. Le circuit d'émission:

Le circuit d'émission est constitué d'un montage électrique qui permet de générer la fréquence nécessaire pour faire fonctionner le capteur d'émission. Dans ce cas il est configuré comme un astable qui permet de délivrer un signal carré dont la fréquence est au voisinage de 40KHz.

C'est la fréquence à laquelle le capteur émetteur fonctionne. Le circuit est ainsi constitué par :

- Multivibrateur (astable) ;
- Transducteur d'émission ;

3.3.1.1. Multivibrateur :

Les multivibrateurs sont des générateurs d'ondes carrées, on les répartit en catégories :

- ❖ Les multivibrateurs astables.
- ❖ Les multivibrateurs monostables.
- ❖ Les multivibrateurs bistables

Un montage astable est un générateur autonome, délivrant une tension rectangulaire, périodique, évoluant entre deux états instables alors que les monostables et les bistables sont les oscillateurs de déclenchement c'est-à-dire ils délivrent une impulsion carrée après l'application d'une impulsion de commande. Plusieurs structures électroniques existent, on distingue 4 parmi les plus employés :

- ❖ montage astable à 1 porte logique inverseuse à entrée Trigger
- ❖ montage astable à 2 portes logiques C-MOS inverseuses
- ❖ montage astable à NE555

3.3.1.1. Transducteur d'émission :

- **Définition :**

Un capteur est un dispositif qui soumis à l'action d'une grandeur à mesurer délivre une caractéristique de nature électrique (charge, tension, courant, impédance, inductance...).

- **Propriétés d'un capteur :**

- ❖ Sensibilité (S) : c'est la constante qui relie une variation de la sortie à une variation de la grandeur mesurée (m).
- ❖ linéarité : dépendance de S en fonction de m
- ❖ bande passante : dépendance de S en fonction de la fréquence de variation de m
- ❖ dérive : variation de S en fonction du temps, de la température, ou d'une autre grandeur physique que celle mesurée.
- ❖ bruit...

- **Capteur ultrasonores :**

Ce sont de capteurs qui utilisent couramment l'effet piézoélectrique. Cet effet est caractérisé par le fait qu'à une fréquence de résonance, le capteur produit un signal électrique sous l'effet d'une contrainte mécanique ou réciproquement une onde mécanique sous l'effet d'un signal électrique.

3.3.2. Le tube :

Les capteurs ultrasonores d'émission et de réception sont disposés dans un tube. Le tube sera utilisé comme support pour les capteurs, il permet aussi de contenir l'air soufflé par le sujet. Le souffle d'air perturbe l'onde ultrasonore émise, ces variations vont être détectées par le récepteur et seront traitées. Cependant lors de la conception du dispositif, la position des capteurs (E&R) est importante ainsi que le diamètre du tube utilisé, donc à partir de ces caractéristiques on peut disposer différentes configurations [10] :

- La configuration diagonale
- La configuration coaxiale

a) La configuration diagonale :

L'émetteur est placé en diagonale avec le récepteur formant un angle θ comme il est montré sur la figure 3.6 ci-dessous

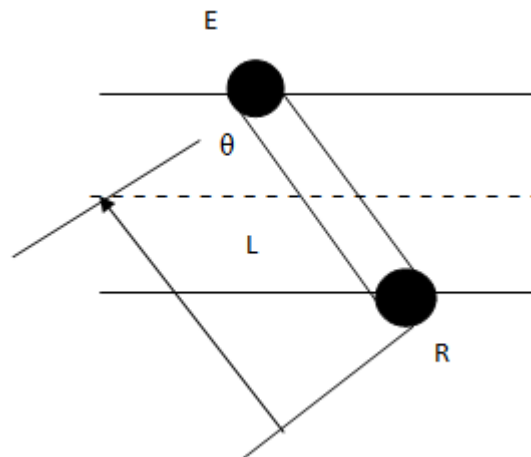


Figure 3.6 : Configuration diagonale

$$T_d = \frac{L}{C + U \cos \theta}$$

$$T_r = \frac{L}{C - U \cos \theta}$$

$$U = L - \Delta T / 2 \cos \theta T_d T_r$$

Avec :

T_d : Temps d'émission

T_r : Temps de réception

θ : Angle du faisceau ultrasonore

C : Célérité des ultrasons

U : Vitesse proportionnelle au débit respiratoire

b) La configuration coaxiale :

On utilise dans cette configuration l'effet doppler pulsé. Des trains d'impulsions ultrasonores brefs, sont transmis simultanément dans une direction et dans l'autre à une fréquence de **500Hz**.

L'émetteur est placé sur le même axe que le récepteur formant un angle $\theta=0$, tel qui est montré sur la figure 3.7.

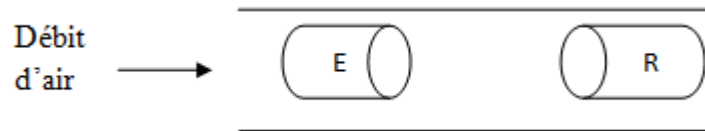


Figure 3.7 : Configuration coaxiale

$$T_d = \frac{L}{C + U}$$

$$T_r = \frac{L}{C - U}$$

$$U = L - \Delta T / 2 T_d T_r$$

Ces dispositifs sont conçus pour une utilisation clinique. Ils rendent l'examen facilement accessible au médecin de premier secours et permettant de poser un diagnostic rapide. Néanmoins, ils nécessitent une certaine rigueur dans leurs utilisations ;

- L'entretien (calibration, nettoyage)
- La technique d'exécution de la manœuvre ;
- L'interprétation correcte des résultats.

Il existe plusieurs types d'appareils : soit disposant d'un filtre à usage unique, ou d'un capteur et d'un filtre qui seront tous deux changés après chaque utilisation.

❖ **La vérification de l'étalonnage :**

- Cette étape est très importante. Elle se réalise au moyen d'une seringue de 3 litres. Il faut ré-étalonner et re-calibrer régulièrement l'appareil.
- Il importe que chaque utilisateur sache parfaitement maîtriser cette technique.
- Il faut effectuer des débits variables et les enregistrer de façon à calibrer l'appareil. A chaque utilisation le spiromètre doit être re-calibré.

❖ **Le nettoyage de l'appareil :**

- Certains appareils disposent d'un embout à usage unique et d'un filtre qu'il faut nettoyer régulièrement. D'autres disposent d'un embout et d'un filtre, tous deux à usage unique. Il existe d'autres modèles pour lesquels l'embout et la totalité du capteur sont à usage unique.
- Pour la plupart des appareils, le sujet réalisera des inspirations et des expirations dans l'embout. Il existe toutefois des appareils pour lesquels il ne faudra réaliser que des expirations, ce qui limite théoriquement le risque de contamination.

Cependant ces appareils doivent répondre aux différentes conditions BPTS c'est-à-dire que les conditions d'environnement changeantes (l'humidité, température) n'influencent pas les valeurs mesurées afin d'offrir un confort au malade et d'obtenir des résultats satisfaisants ; (Voir chapitre 2).

Ainsi, on peut prévoir des :

- Débitmètre respiratoire selon la revendication caractérisée en ce qu'un système d'asservissement destiné à empêcher la condensation soit placé sur la périphérie de la conduite ou bien, autour des transducteurs d'ultrasons.

- Le tube respiratoire ne présente aucune résistance perceptible gênant la respiration du patient ce qui est particulièrement utile chez les patients souffrant d'une limitation du débit pulmonaire.

3.3.3. Le circuit de réception :

Le circuit de réception se compose essentiellement du capteur ultrasonore de réception et d'un circuit d'amplification qui doit être adapté au type du capteur utilisé.

En fait, le capteur ultrasonore de réception fonctionne à une fréquence de 40kHz. Il converti les échos (ondes mécaniques) en signal électrique. Ces échos résultent de tous les obstacles présents sur le parcours de l'onde ultrasonore émise. Ils sont de très faible niveau et sont portés par l'onde ultrasonore de transmission c'est-à-dire 40kHz. De ce fait, et pour mettre en forme le signal reçu un amplificateur est nécessaire.

Le choix de l'amplificateur doit être, tel qu'il garanti simultanément une bonne adaptation avec le capteur récepteur ; et une amplification adéquate pour générer un signal électrique exploitable par le circuit de détection.

3.3.4. Circuit de détection :

Dans le but de récupérer l'information relative au débit d'air contenu dans notre signal, sachant que cette information est portée dans la variation d'amplitude et de phase, un circuit de détection est nécessaire.

Le circuit de détection peut être réalisé en deux étapes, une relative à la détection de la variation d'amplitude et l'autre à la variation de phase entre le signal émis et le signal reçu. Il faut savoir que la variation d'amplitude porte l'information de la position de l'obstacle et celle de la phase porte l'information relative à son mouvement ou déplacement.

Dans ce cas, la variation d'amplitude peut être simplement détectée par un détecteur d'enveloppe supprimant ainsi le signal de la porteuse (40kHz) en gardant que la variation d'amplitude (bien sur cette variation est très inférieure à la fréquence de 40kHz).

Cependant, concernant notre dispositif ; il s'agit de mesure de débit d'air ; donc l'information recherchée est portée sur la phase. Il est alors, nécessaire que le circuit de détection soit un détecteur de phase.

Deux principes différents peuvent être utilisés pour détecter la variation de phase entre le signal émis et le signal reçu.

Le choix du principe, va dépendre essentiellement de la morphologie du signal émis, et le signal reçu. Cette morphologie peut être de nature impulsionnelle ;(forme rectangulaire ou carrée) ou encore sinusoïdale.

Dans le cas où c'est impulsionnel ; un détecteur de phase à base de porte logique (XOR) et un circuit moyenneur peut être utilisé (voir figure 3.8 ci-dessous).

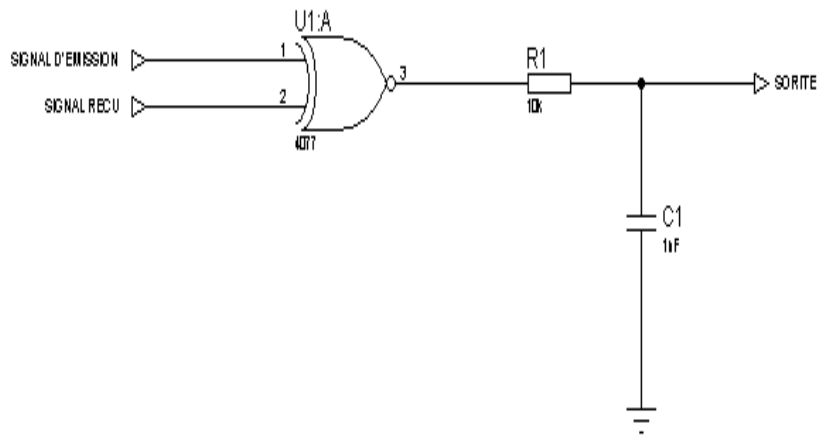


Figure 3.8 : détection par porte logique XOR

Dans le cas où c'est sinusoïdal, un détecteur de phase à base de multiplicateurs analogiques (comme par exemple : AD534 – AD633 – MC1595 – MC1596) peuvent être utilisés.

Cependant, dans notre application, et du fait que le signal de la porteuse et le signal reçu sont impulsionnels, le choix est porté sur le détecteur de phase à base de porte logique (XOR). Toutefois, en vue de mettre la forme en terme d'amplitude (niveau logique TTL ou CMOS) ; un circuit de mise en forme est nécessaire (cette configuration sera décrite dans le chapitre suivant).

3.3.5. La carte d'acquisition et le traitement du signal :

Plusieurs étapes sont nécessaires pour l'élaboration d'un processus de visualisation d'un signal analogique sur une application logicielle.

En fait deux entités distinctes, comprennent ce processus :

- Une partie hardware,
- Une partie software,

3.3.5.1. Partie hardware (carte d'acquisition) :

Les systèmes d'acquisition de données, comme leur nom l'indique, sont des produits ou procédés utilisés pour recueillir des informations afin de documenter ou d'analyser un phénomène.

La carte d'acquisition permet la transition du signal à l'ordinateur pour qu'il puisse être traité. Les grandeurs à saisir sont le plus souvent de type analogique, le système devra donc comprendre un convertisseur analogique numérique CAN transformant le signal d'entrée (tension $V_e(t)$ ou courant $I_e(t)$) en une grandeur numérique codée sur un certain nombre de bits.

En transmission de données, l'information peut être acheminée à travers des ports d'entrée-sortie qui sont des éléments matériels de l'ordinateur ; permettant au système de communiquer avec des éléments extérieurs, c'est-à-dire d'échanger des données, d'où l'appellation d'interface d'entrée-sortie (noté parfois interface d'E/S). on trouve généralement différents ports :

- Les ports parallèles (nommés : LPT)
- Les ports séries (nommés : COM)
- Les ports USB ;

a) Port parallèle :

Le transfert à travers un port parallèle se fait sur un câble à plusieurs lignes simultanément et parallèlement. **Un port parallèle** est souvent utilisé par des périphériques comme imprimantes et scanners [20].

Les premiers ports parallèles bidirectionnels permettaient d'atteindre des débits de l'ordre de 2,4Mb/s. toutefois, des ports parallèles améliorés ont été mis au point afin d'obtenir de débits plus élevés.

Les ports parallèles sont, comme les ports séries, intégrés à la carte mère. Les connecteurs DB25 permettent de connecter un élément extérieur (une imprimante par exemple).

b) Port série :

Le transfert d'information sur un port série se fait dans une seule ligne, bit par bit en série. L'avantage de cette technologie est que le transfert est très sécurisant même si le câble est assez long. L'inconvénient en est un transfert très lent [20].

Les ports séries (également appelés RS-232, nom de la norme à laquelle ils font référence) représentent les première interfaces ayant permis aux ordinateurs d'échanger des informations avec le 'monde extérieur'. Le terme *série* désigne un envoi de données via un fil unique : les bits sont envoyés les uns à la suite des autres, selon un format normalisé.

A l'origine les ports série permettaient uniquement d'envoyer des données, mais pas d'en recevoir, c'est pourquoi les ports bidirectionnel ont été mis au point (ceux qui équipent les ordinateurs actuels le sont) ; les ports séries bidirectionnels ont donc besoin de deux fils pour effectuer la communication.

Les ports série sont généralement intégrés à la carte mère, c'est pourquoi des connecteurs présent à l'arrière du boîtier, et relié à la carte mère par une nappe de fils, permettant de connecter un élément extérieur. Les connecteurs série possèdent généralement 9 ou 25 broches et se présente sous la forme de connecteurs DB9 et DB25.

c) port USB :

L'universal serial bus (USB, bus universel en série, dont le sigle, inusité, est bus) est une norme relative à un bus informatique en transmission série qui sert à connecter les périphériques informatiques à un ordinateur. Le bus USB permet de connecter des périphériques à chaud (quand l'ordinateur est en marche) et en bénéficiant du Plug and Play

(le système reconnaît automatiquement le périphérique). Il peut alimenter certains périphériques en énergie. Apparu en 1996, ce connecteur s'est généralisé dans les années 2000 pour connecter souris, clavier d'ordinateur, imprimante, clé USB et autres périphériques bon marché sur les ordinateurs personnels [21].

Dans notre réalisation, la configuration port série va être utilisée.

3.3.5.2. Partie software :

Cette partie nous permet de recueillir et de traiter l'information disponible à la sortie de la carte d'acquisition, en utilisant un logiciel de pilotage de cette même carte et un logiciel de traitement de la grandeur analogique.

3.4. Conclusion :

Après la description des différents blocs électroniques qui peuvent constituer un système ultrasonique pour explorer la fonction respiratoire, on va décrire dans le chapitre suivant le dispositif de mesure du débit pulmonaire qui a été réalisé.

4.1.Introduction :

Dans cette partie on s'intéresse à l'étude des différentes parties du système réalisé pour mesurer le débit respiratoire.

Comme cela était décrit dans le chapitre précédent, le système réalisé est constitué d'une partie d'émission et de réception conçue autour d'un circuit d'amplification et de détection finalisé par une carte d'acquisition pour mesurer le signal détecté en vue d'être traité par le microprocesseur.

Les différents étages du système sont résumés dans le schéma bloc ci-dessous (figure 4.1) :

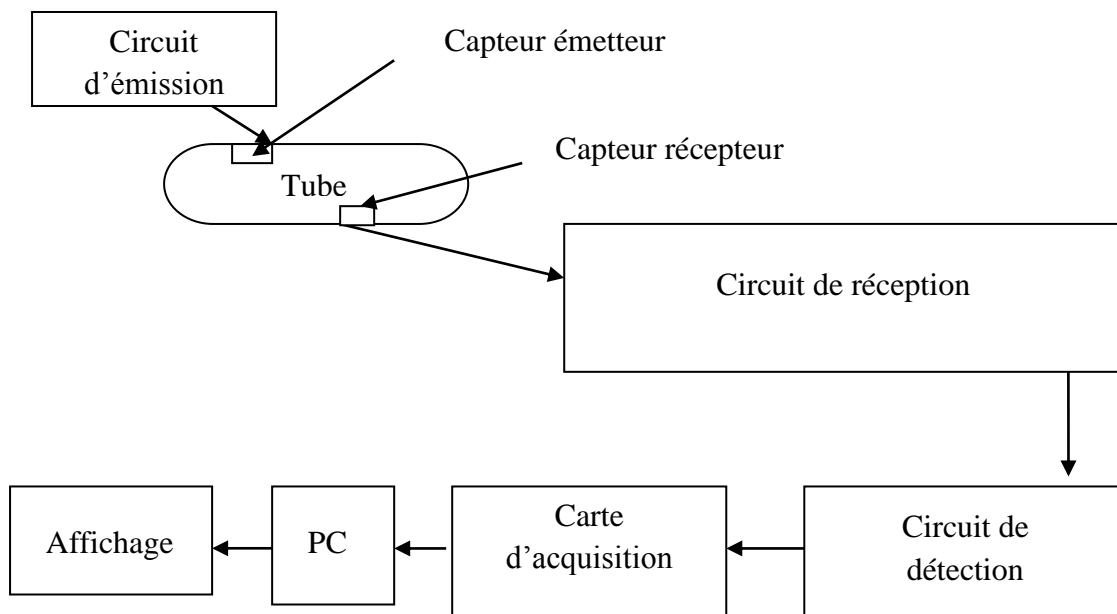


Figure 4.1 : schéma bloc du système réalisé

4.2. Etude du circuit d'émission:

4.2.1. Le capteur d'émission :

Les transducteurs utilisés dans notre réalisation sont commercialisés par RS Components group Company dans le domaine des ultrasons opérants à une fréquence de résonance de **40kHz**. Le transducteur d'émission **SQ-40T** est capable de transmettre **106dB**.

L'émetteur à ultrasons est de type piézoélectrique. Il se comporte comme un filtre passe-bande à 40 kHz (figure 4.2).



Figure 4.2 : transducteurs ultrasonores

Le transducteur SQ-40T peut être utilisé pour divers applications exploitant l'effet Doppler tel que :

- Mesure du niveau d'un liquide.
- Système d'alarme Antivol.
- Détection d'obstacle (pour les robots par exemple).
- Comptage d'objets mobiles.
- Mesure de vitesse d'un mobile.

4.2.2. Circuit d'émission :

Pour faire fonctionner le transducteur d'émission, on doit générer une fréquence de 40kHz en utilisant le temporisateur NE555 en mode astable.(voir fiche technique du capteur donnée à l'annexe).

Le circuit intégré NE555 (ou NA555, SA555, LM555) est un temporisateur possédant deux modes de fonctionnement : monostable (un état stable) ou astable (sans état stable). En mode monostable, il donne des retards temporels précis de 1 microseconde à plusieurs heures. En mode astable, il engendre des signaux rectangulaires dont le coefficient de remplissage (facteur de forme) est variable. Pour notre système, il est utilisé comme astable. Une étude détaillée de ce mode de fonctionnement est donnée dans ce qui suit.

Le fonctionnement du NE555 en mode astable :

Le temporisateur NE555 peut être configuré en multivibrateur astable. Ce qui veut dire qu'il ne peut rester indéfiniment dans le même état. Autrement dit, en astable, il oscille et engendre un signal rectangulaire à sa sortie sans avoir besoin d'un signal de déclenchement.

En sortie (A), on obtient un signal logique (0 V / 12 V, compatible CMOS) dont la fréquence dépend des résistances R2 et R3 et de la capacité du condensateur C1 :

La figure 4.3 représente un schéma fonctionnel du 555, il met en évidence toutes les idées fondamentales nécessaires pour notre étude.

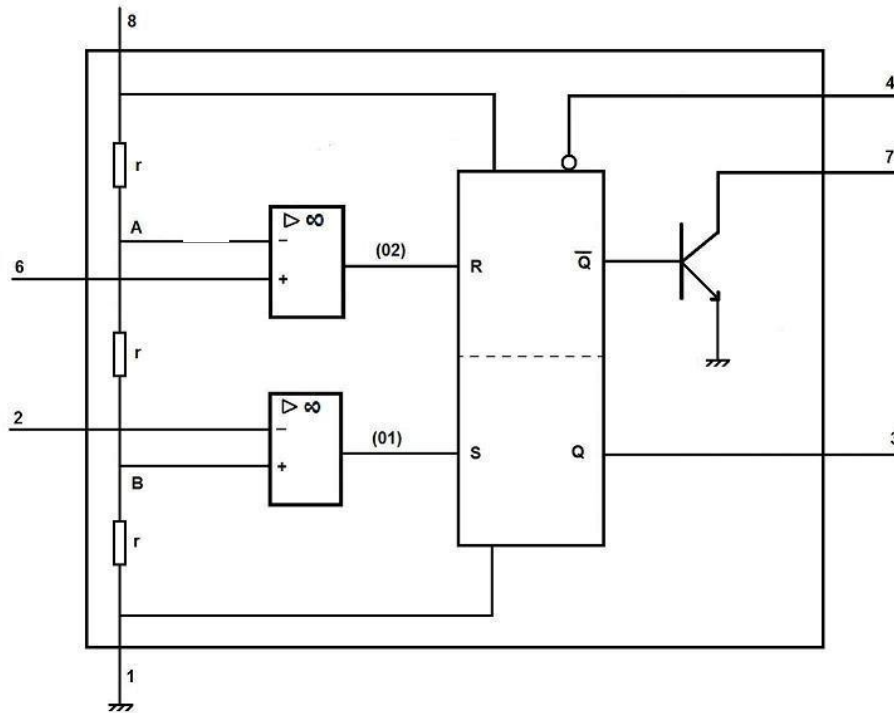


Figure 4.3 : Schéma fonctionnel du temporisateur.

Le temporisateur comporte un diviseur de tension, deux comparateurs, une bascule RS et un transistor npn. Le diviseur de tension a trois résistances identiques, donc le point de déclenchement du comparateur supérieur se situe à :

$$PDS = 2VCC/3$$

Le point de déclenchement inférieur est à :

$$PDI = VCC/3$$

Sur la figure 4.3, la broche 6 est reliée au comparateur supérieur. La tension sur cette broche s'appelle le seuil. Elle est fournie par des composants extérieurs non représentés. Lorsque cette tension de seuil est supérieure à PDS, le comparateur supérieur est au niveau haut à sa sortie.

La broche 4 sert à remettre la tension de sortie à zéro et la broche 5 est utilisée pour contrôler la fréquence de sortie quand le temporisateur fonctionne en mode astable.

Le temporisateur est alimenté par sa broche 8 et la broche 1 est reliée à la masse.

La broche 4 est reliée à +Vcc et 5 est dérivée à la masse à travers un condensateur.

La période du signal de sortie est donnée par :

$$T = T_1 + T_2$$

Avec :

$$T_1 = 0.693(R_a + R_b).C$$

$$T_2 = 0.693R_b.C$$

Donc :

$$T = 0.693(R_a + 2R_b).C$$

La fréquence est l'inverse de la période, ce qui implique :

$$F = 1.44/(R_a + R_b).C$$

Le rapport cyclique d'un signal rectangulaire est le rapport entre sa durée positive et sa période ; il est donné par :

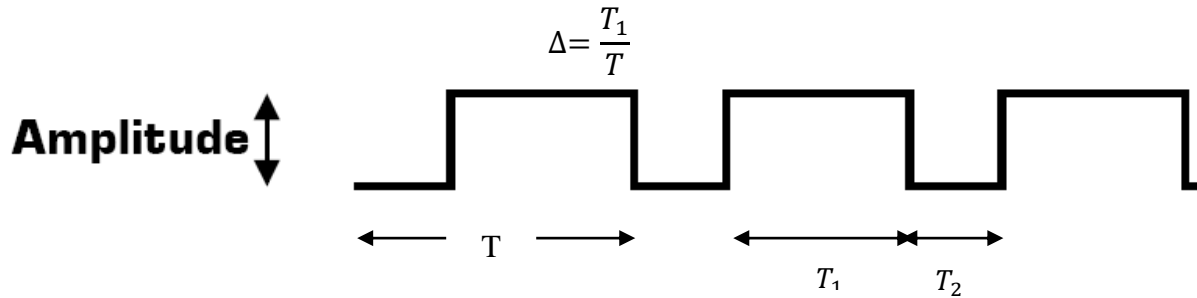


Figure 4.4 : Exemple de signal rectangulaire

Pour générer une fréquence de 40kHz avec un rapport cyclique de 1/2, on a fixé la valeur du condensateur C à une valeur qui est disponible et on a calculé les valeurs des résistances R_a et R_b ;

R_a et R_b ;

$C = 1nF$

Donc, on obtient :

$$R_a + R_b = \frac{1.44}{F.C}$$

$$= 36k\Omega$$

Pour avoir un rapport cyclique de 1/2, on utilise une résistance de 13kΩ et un potentiomètre de 10kΩ. (Figure 4.5)

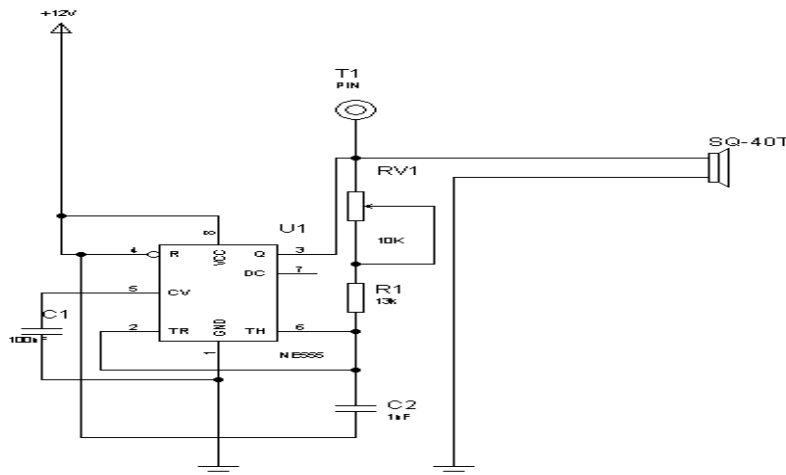


Figure 4.5 : Montage astable

En pratique, cela marche correctement, bien que la tension (u_{EF}) soit fortement déformée par la présence des harmoniques (charge des composants) tel qu'il est schématisé en figure 4.6 ci-dessous.

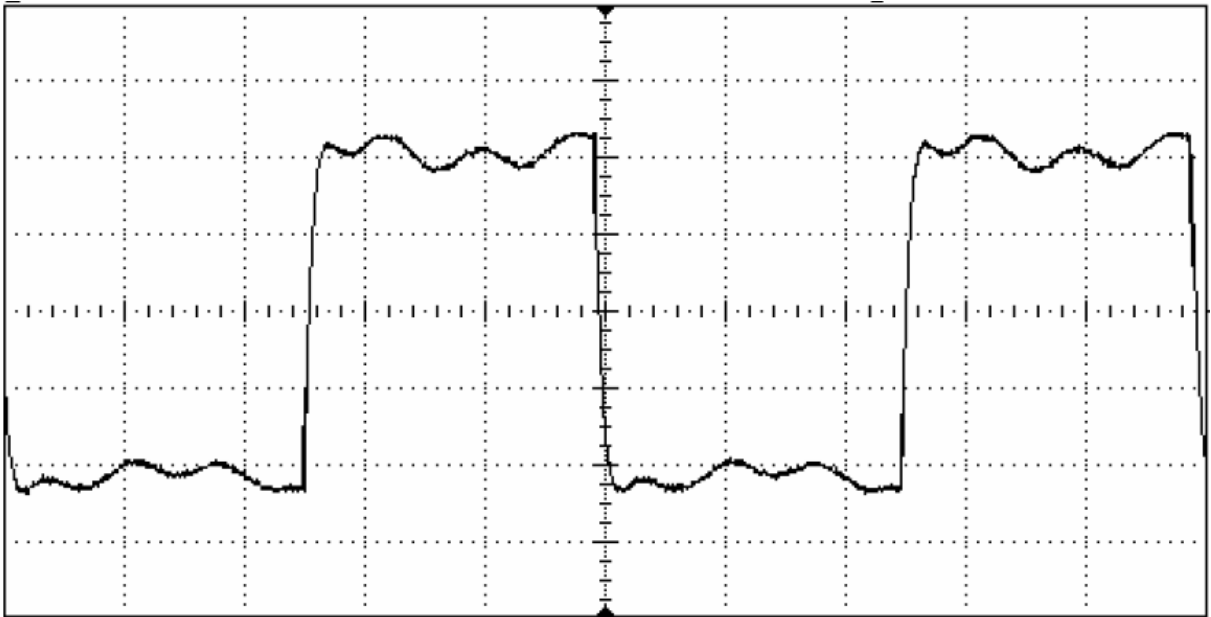


Figure 4.6 : Oscillogramme de la tension u_{EF} (avec émetteur)

4.3. Etude du circuit de réception :

Comme il a été décrit dans le chapitre précédent, l'étage de réception est constitué essentiellement du capteur récepteur et d'un circuit d'adaptation et d'amplification.

La configuration réalisée du circuit de réception est proposée dans la fiche technique du capteur ultrasonore (donnée en annexe). Il s'agit du capteur ultrasonore de réception SQ-40R avec un circuit d'adaptation et d'amplification.

Le circuit est illustré dans la figure 4.7 ci-dessous. Il consiste en un amplificateur à deux étages directement couplés.

En fait, compte tenu que les transistors au silicium présentent de faibles courants de fuite, un couplage direct entre deux étages amplificateurs est possible.

Les deux transistors Q1 et Q2 sont configurés en amplificateur émetteur commun, avec la base de Q1 est polarisée à travers R_2 et R_3 . Toutefois en dynamique (en AC), une contre réaction négative est introduite à l'entrée. Cette tension de contre réaction est filtrée à travers le circuit R_3C_3 ($R_3 = 100\Omega$, $C_3 = 1\mu F$; d'une fréquence de 16Hz) réduisant au maximum le signal de la porteuse (40kHz). Le gain de l'amplificateur est alors $G=10$.

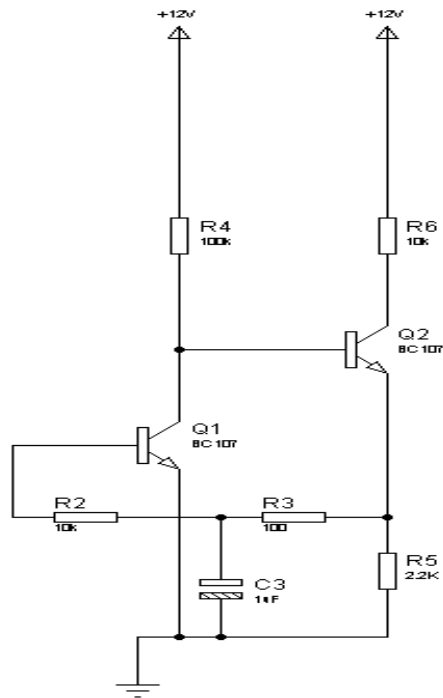


Figure 4.7 : Circuit amplificateur à deux étages

4.4. Le tube :

La disposition des transducteurs ainsi que le milieu où ils seront disposés est très important pour assurer une mesure la plus précise possible. Différentes localisations des capteurs dans le tube ont été testées.

En effectuant les différentes configurations et en faisant varier l'angle θ et la distance entre l'émetteur et le récepteur, on a testé la sensibilité des transducteurs et notre choix est porté sur la configuration illustrée sur la figure 4.8 ci-dessous.



Figure 4.8 : Configuration choisie

Cette configuration donne de bons résultats au niveau de la réception et la sensibilité.

Le tube utilisé dans la figure est un tube en plastic, de diamètre **40mm** et une longueur de **10cm**, muni d'un ventilateur pour évacuer la vapeur d'eau après utilisation.

Ainsi et pour améliorer la sensibilité du signal reçu à travers le circuit de réception, on a disposé à l'intérieur du tube dans le chemin de l'onde ultrasonore une lame en plastique très souple qui sous l'effet de l'air expiré, va battre ondes générant ainsi une amplification mécanique.

4.4.1. Influence du diamètre du tube :

L'influence du diamètre de la section du tube est aussi étudiée, en effet, plusieurs paramètres influencent la détection en corrélation avec le diamètre du tube. On peut citer :

❖ **Le problème d'humidification :**

Plus le diamètre est petit plus l'humidification est importante ce qui risque de détériorer les transducteurs.

❖ **Le problème de sensibilité :**

Si le diamètre est trop petit ou encore trop grand, la sensibilité est minime.

4.5. Etude du circuit de détection :

Comme cela était décrit dans le chapitre précédent, l'information relative au débit d'air est portée sur la phase. C'est en fait, la variation de phase résultante entre le signal émis et le signal reçu. Cependant et compte tenu que le signal émis et réfléchi sont rectangulaires, le détecteur de phase choisi dans cette réalisation est basé sur les portes logiques (XOR) ; et un moyenneur (voir chapitre précédent). Toutefois, le signal réfléchi après sa réception est d'amplitude inférieure à 12V et avec un courant relativement faible, un circuit de mise en forme est réalisé. Le circuit (figure 4.9 ci-dessous) consiste en deux étages de transistors BC109 (Q₃ et Q₄) fonctionnent en commutation et un comparateur (LM339) à collecteur ouvert.

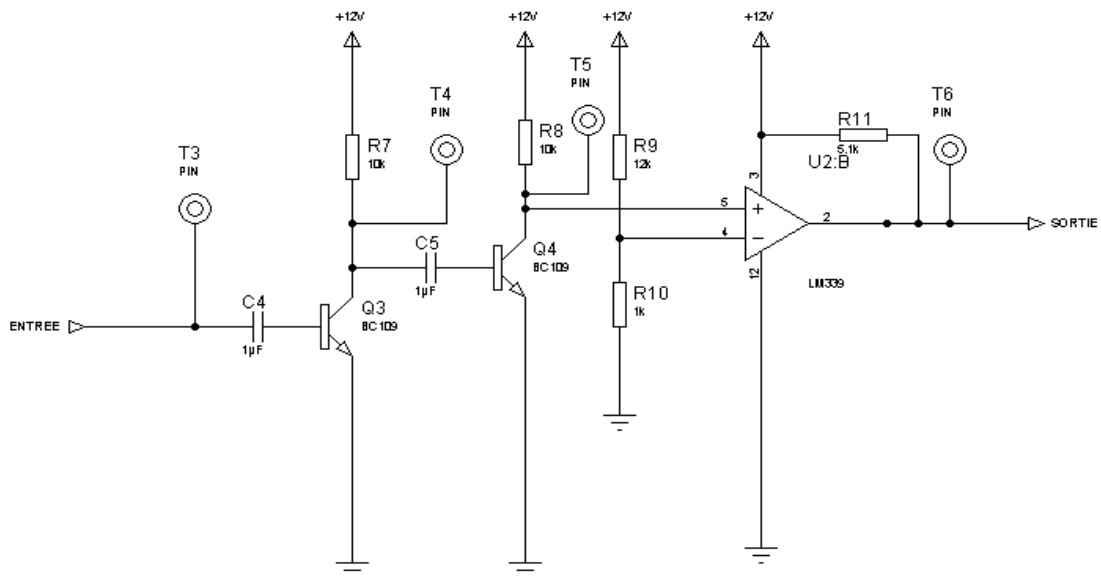


Figure 4.9 : Circuit de mise en forme

4.5.1. Circuit de mise en forme :

Le signal reçu récupéré par le collecteur de Q₂, est d'amplitude de 2,5 est appliqué via un condensateur C₄=1µF à la base de Q₃ fonctionnant en commutation (voir figure 4.10 a). Le signal détecté sur son collecteur est en inversion de phase par rapport au signal d'entrée (à sa base) et d'amplitude variant de 0V à 12V. Cependant, et pour reproduire la même phase que le signal d'entrée (base de Q₃), ce signal est appliqué via la capacité C₄ = 1µF, à la base de Q₄ fonctionnant en commutation. Le signal récupéré sur le collecteur de Q₄ (voir figure 4.10b) est d'amplitude variant entre 0V et 12V est en phase avec le signal reçu.

Toutefois, le signal sur le collecteur de Q₄ présente une composante continue d'environ 1V. Ainsi, un comparateur à collecteur ouvert et avec la tension de référence fixée à 1V est utilisé ; pour générer un signal variant de 0 à 12V. La résistance de polarisation du collecteur ouvert du comparateur connectée à 12V, permet d'avoir un niveau haut de 12V. (voir figure 4.10c).

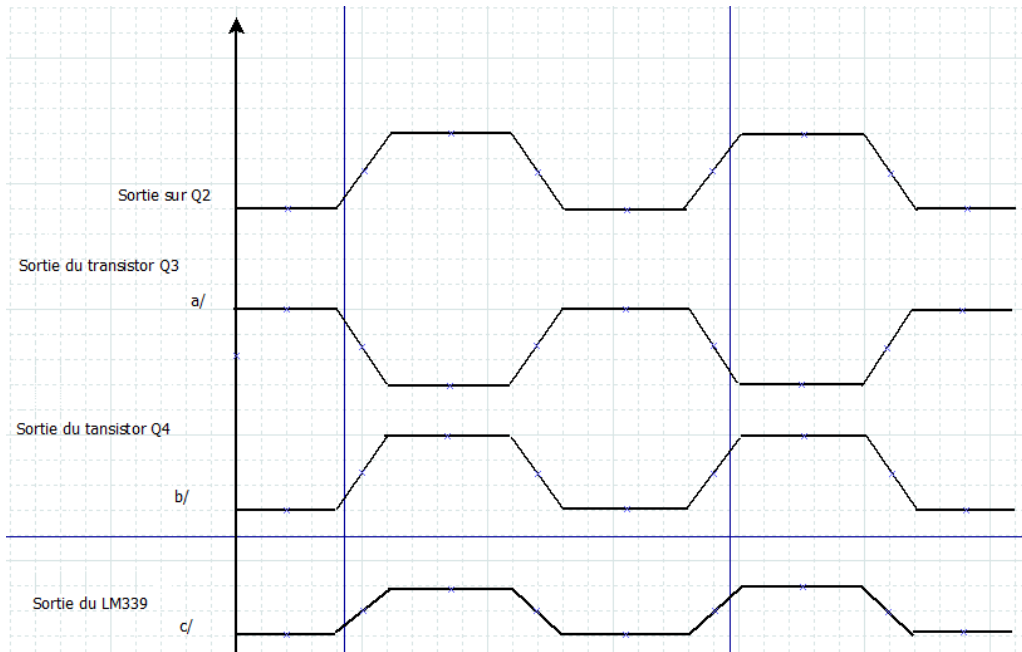


Figure 4.10 : chronogramme décrivant le circuit de mise en forme

4.5.2. Circuit de détection de phase :

Dans notre application, le signal obtenu est un signal carré dont l'information est portée sur la phase. Pour l'extraire (voir figure 4.11), on utilise un détecteur de phase à base de porte logique qui est le XNOR 4077. En injectant deux signaux, l'un présente la porteuse, qui est notre signal d'émission issu de l'astable, et l'autre qui est le signal capté par le récepteur, on obtient un déphasage entre ces deux signaux.

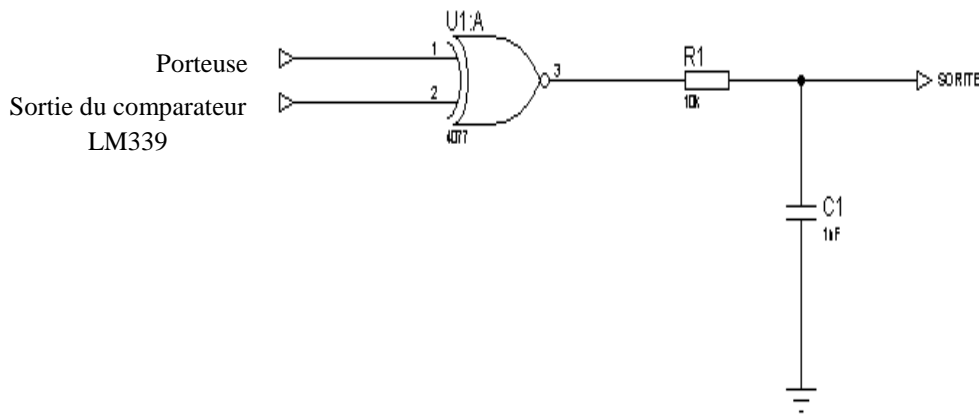


Figure 4.11 : Circuit de détection de phase

Le signal obtenu à la sortie de la porte est un signal impulsionnel dont la durée varie en fonction du débit respiratoire (voir figure 4.12 a).

Cependant, pour générer un signal qui traduit cette variation de durée d'impulsion, un filtre moyenneur est utilisé. Il s'agit d'un filtre passe-bas ($R_{12} = 12K\Omega$, $C_6 = 1pF$) de fréquence de coupure de $f_c = 1kHz$. (Voir figure 4.12 b).

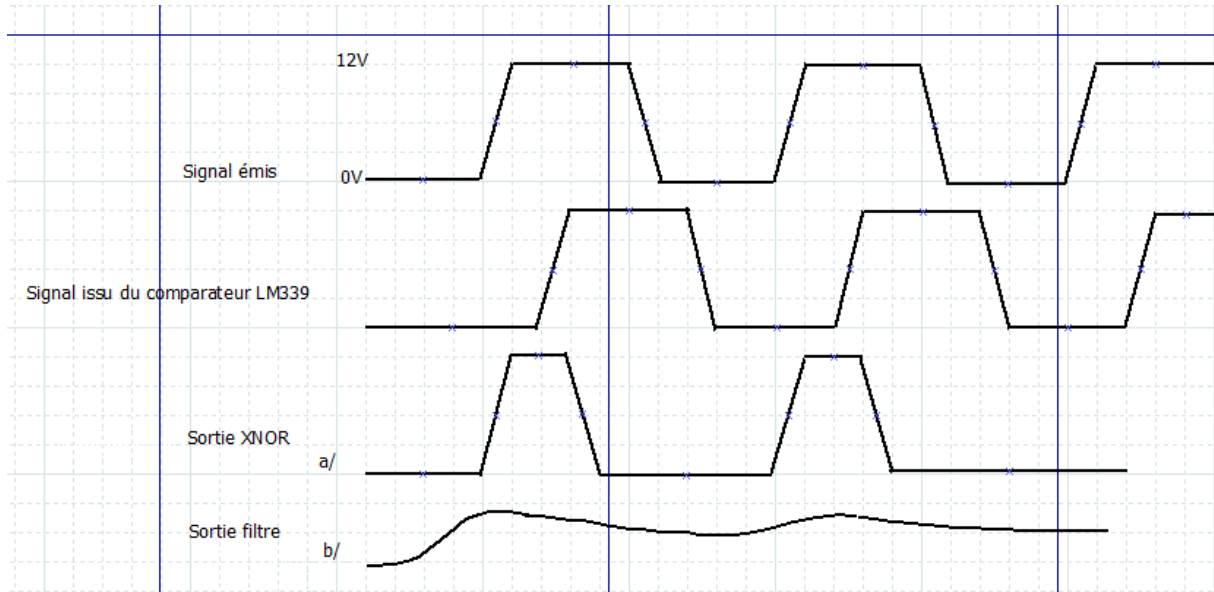


Figure 4.12 : chronogramme du fonctionnement du circuit de détection de phase

Le schéma électrique comprenant tous les différents circuits cités précédemment est donné sur la figure 4.13 ci-dessous :

CHAPITRE IV

Description des différentes parties du système réalisé

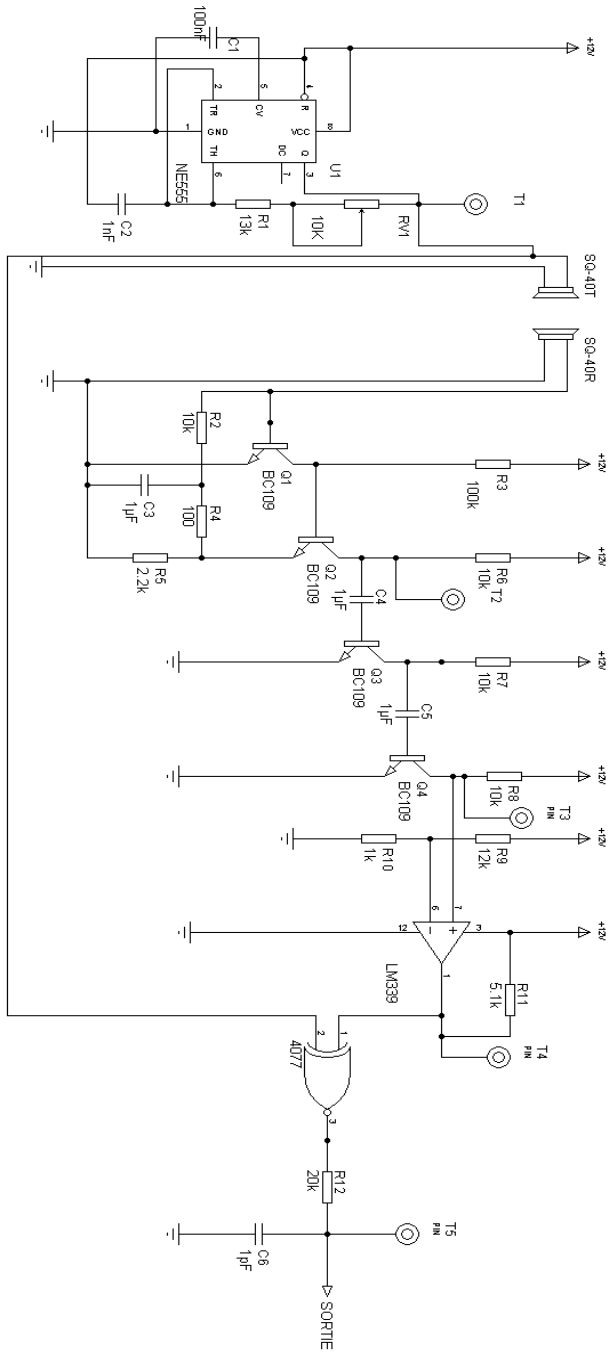


Figure 4.13 : Configuration finale du circuit

4.6. La carte d'acquisition :

Les systèmes d'acquisition de données, comme leur nom l'indique, sont des produits ou procédés utilisés pour recueillir des informations afin de documenter ou d'analyser un phénomène. Au fur et à mesure que la technologie a progressé, ce type de processus a été simplifié et rendu plus précis, polyvalent et fiable grâce à l'équipement électronique. L'équipement varie en allant des enregistreurs simples à des systèmes informatiques sophistiqués. Les produits d'acquisition de données servent en tant que point focal dans les systèmes, car ils créent un lien entre une grande variété de produits, tels que les capteurs qui indiquent les températures, débits, niveaux, ou pressions.

Alors, pour numériser notre signal, on a réalisé une carte d'acquisition à base de convertisseur analogique numérique à travers une interface série, qui est illustrée dans le schéma bloc figure 4.14 ci-dessous :

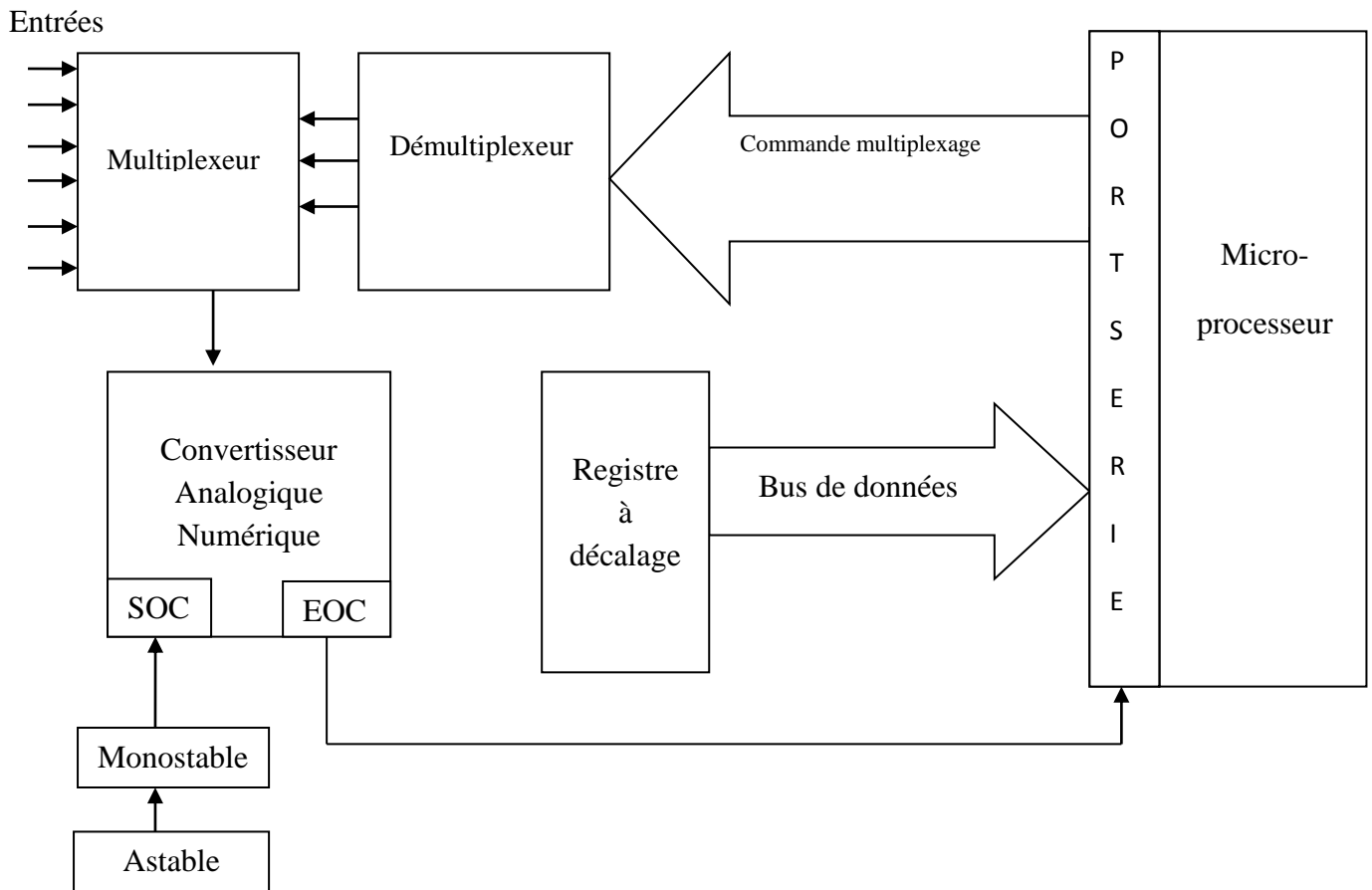


Figure 4.14 : Schéma bloc de la carte d'acquisition

La carte réalisée consiste à multiplexer deux signaux différents puis envoyer le signal, sélectionné par le démultiplexeur commandé par le microprocesseur, au convertisseur analogique numérique pour qu'il soit échantillonné et quantifié. Les données digitales générées par l'ADC sont convertis en données séries à travers un registre à décalage.

CHAPITRE IV

Description des différentes parties du système réalisé

Le schéma électrique des circuits utilisés dans la carte est illustré dans la figure4.15 donnée en ci-dessous :

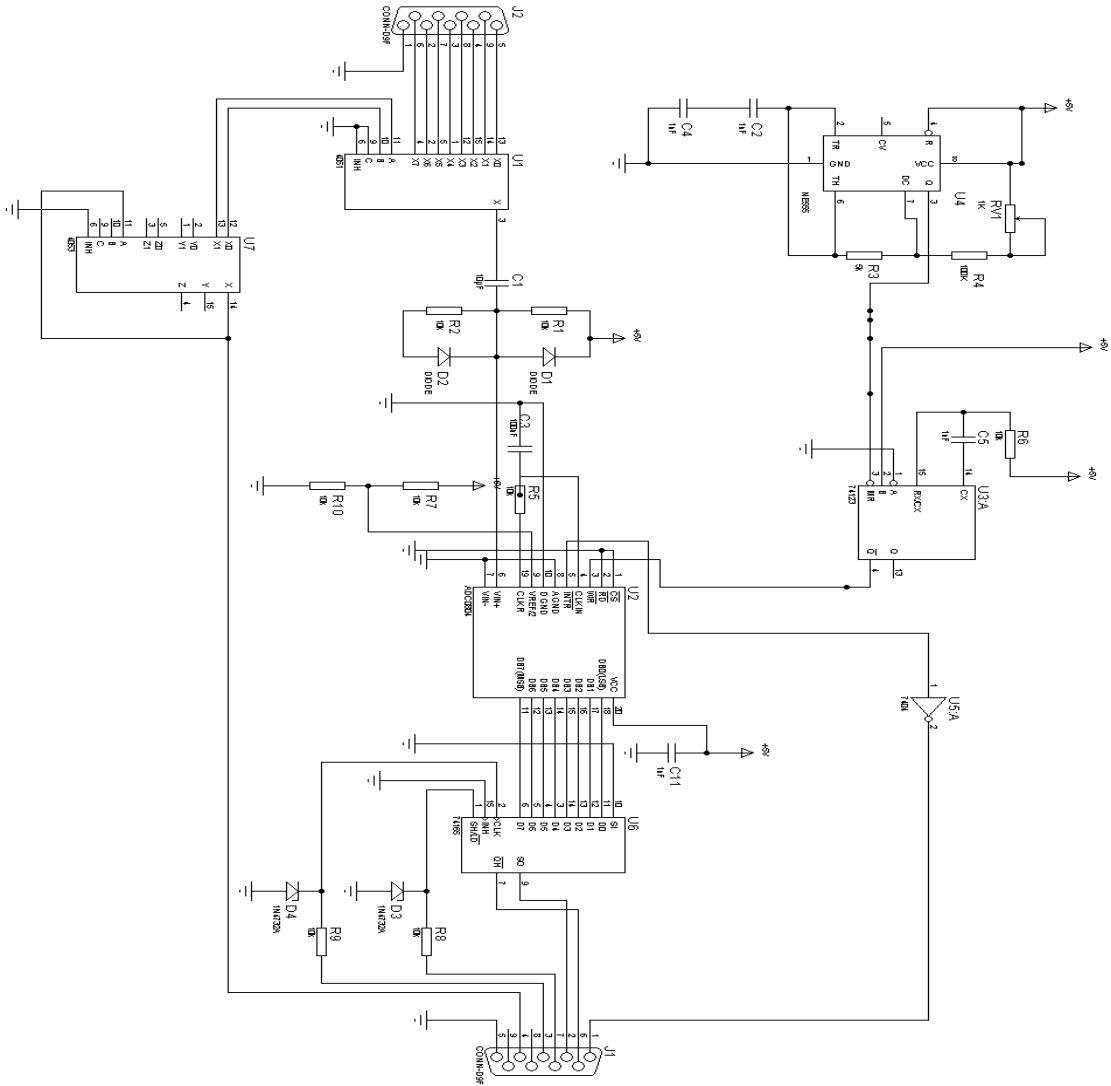


Figure 4.15 : schéma électrique de la carte d'acquisition

4.6.1. Le multiplexeur 4051 :

Pour que notre carte ne soit pas à usage unique d'un seul signal qui est le débit respiratoire mesuré par les ultrasons, on a choisit de mettre un multiplexeur 8/1 dans son entrée, ce qui permet d'utiliser la carte pour sept autres signaux.

Le multiplexeur utilisé est de la famille **CMOS 4051** car il est bien placé pour l'aiguillage des signaux variables de faible niveau. C'est un multiplexeur à 8 entrées avec 3 lignes d'adresse.

4.6.2. Le démultiplexeur 4053 :

Pour commander le multiplexeur, et vu qu'on a utilisé le port série comme port de communication avec le PC, il s'avère nécessaire de multiplexer les lignes d'adresse du **4051** par le multiplexeur **4053** qui est un triple multiplexeur/démultiplexeur à 2 entrées.

4.6.3. Restitution de la composante continue :

Etant donné que notre signal présente une composante continue, un circuit de restitution est placé en aval du multiplexeur.

Un diviseur de tension alimenté par 5V associé à un condensateur de 10 μ F devra éliminer toute composante continue provenant de l'étage précédent.

4.6.4. Limitation du signal :

Puisque l'ADC ne supporte pas plus que 5V à son entrée, un limiteur est envisagé. Il est constitué de deux diodes.

Principe de fonctionnement :

$V_a - V_k = 0.6V$ donc la diode est passante,

$V_a - V_k < 0.6V$ donc la diode est bloquée.

D1 est passante jusqu'à ce que V_s atteigne ou dépasse 5.6 V

D2 est utilisés pour éliminer toutes les tensions inférieure à 0.6V.

4.6.5. Le convertisseur analogique numérique ADC0804 :

Le signal issu du multiplexeur est sous forme analogique, d'où la nécessité d'utiliser un convertisseur pour le numériser et le rendre sous forme de suite de bits.

L'ADC0804 fonctionne sur le principe des convertisseurs à approximation successive octale (8 bits) et il est configuré en mode unipolaire (V_{in-} reliée à la masse).

la tension analogique à convertir est appliquée à la borne 6 (V_{in+}) et le résultat est disponible sur les bornes 11 à 18 (D0 à D7).

La borne 1 (Chip Select) et la borne 2 (Read) sont à la masse pour que le circuit soit toujours sélectionné et la lecture des données soit validée.

L'ADC0804 possède un oscillateur interne qui ne nécessite qu'un condensateur et une résistance externe pour fonctionner. Il suffit donc, de connecter un condensateur de 100nF entre la borne 4 et la masse et une résistance de 10k entre les bornes 4 et 19. Pour l'alimentation, on connecte la borne 20 à +5V et les bornes 8 et 10 à la masse.

L'entrée de début de conversion (3 : WR), active à l'état bas, est reliée au multivibrateur monostable 74123.

Les impulsions de fin de conversion (5 : INTR) sont transmises via le port série. Il est mis en forme à travers un inverseur et un monostable pour qu'il puisse produire des impulsions afin d'être adapté à la lecture du processeur du PC.

4.6.6. Le monostable 74123 :

Le monostable est déclenché par le front descendant venant de du signal d'horloge généré par un astable NE555 permet de générer des impulsions à la fréquence d'échantillonnage à l'ADC0804.

Les entrées Cext et Rext/Cext sont non logique et servent à relier des composants déterminant la durée du monostable (figure 4.16).

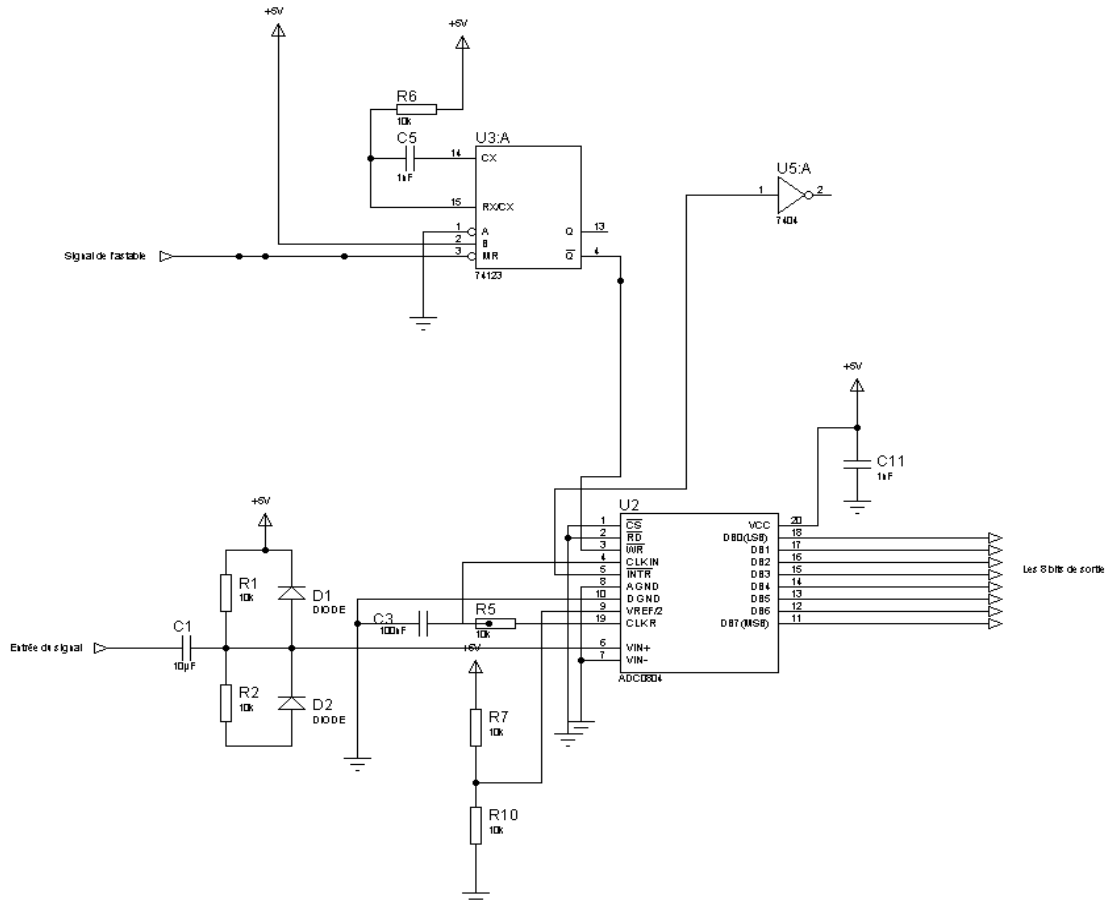


Figure 4.16 : Circuit monostable et l'ADC

4.6.7. L'inverseur 7404 :

C'est un circuit à entrées/sorties inverseuse permet d'inverser le signal INTR pour qu'il puisse déclencher le deuxième monostable du 74123.

4.6.8. Le registre à décalage 74LS165 :

Un registre à décalage est constitué par un nombre déterminé de bascules reliées entre elles en cascade. A chaque front d'horloge, la donnée transite d'une bascule à la suivante.

Ce circuit est utilisé pour maintenir les 8 bits l'un après l'autre au port série.

Quand le signal de chargement de données est au niveau haut, les 8 bits transitent l'un après l'autre vers la sortie suivant la fréquence du signal d'horloge.

4.6.9. Le port série :

Pour piloter des applications à partir d'un ordinateur le port série présente de nombreux avantages en particulier il est très bien protégé contre les fausses manoeuvres et autorise la connexion et déconnexion lorsque l'ordinateur est sous tension (pour les machines récentes, ce n'est pas vrai pour la plupart les vieux PC équipés de microprocesseurs antérieurs au

CHAPITRE IV

Description des différentes parties du système réalisé

Pentium, fonctionnant sous DOS), enfin un courant d'intensité notable (10mA) est disponible sur chaque broche et peut servir à alimenter de petites applications [19].

Le port série utilise un connecteur 9 broches (DB9), souvent 25 broches pour COM2, dont les accès sont les suivants :

Broche DB9	Broche DB25	Sens	Nom
1		Entrée	DCD(Data Carrier Detect)
2	3	Entrée	RXD ou RD(Receive Data)
3	2	Sortie	TXD ou TD(Transmet Data)
4	20	Sortie	DTR(Data Terminal Ready)
5	7		Masse
6	6	Entrée	DSR(Data set ready)
7	4	Sortie	RTS(Request to Send)
8	5	Entrée	CTS(Clear to send)
9		Entrée	RI(Ring indicator)

4.7. Conclusion :

A travers ce chapitre, les différents circuits utilisés dans notre système, que ce soit dans la mesure du débit respiratoire ou l'acquisition de données, sont décrits. Le circuit de mesure est constitué d'une partie d'émission d'ondes ultrasonores et d'une partie de réception, la mise en forme du signal reçu et finalisé par la détection de l'information qui est envoyée à la carte d'acquisition pour qu'elle soit convertie et transmise vers le PC.

Dans le chapitre suivant, une présentation et discussions des mesures faites sur le circuit de mise en forme du signal, et de la carte d'acquisition sont décrits. Ces mesures sont faites sur les différents points tests prévus sur le dispositif réalisé.

5.1.Introduction :

Après la réalisation de notre système, on va présenter les différents signaux obtenus, allant des circuits formant notre signal analogique jusqu'aux circuits permettant la digitalisation de cette grandeur physiologique. Ces mesures sont faites sur les différents points tests prévus sur le dispositif réalisé. En fait ces points tests ont été convenablement disposés à la sortie de chaque bloc pour permettre une meilleure compréhension et dépannage du dispositif.

Les mesures relevées sur ces différents points sont réalisées sur différentes personnes des deux sexes (masculin, féminin) afin de mesurer le débit d'air.

Une manipulation de travaux pratiques est aussi proposée afin de permettre aux étudiants d'électronique biomédicale d'étudier la fonction respiratoire.

5.2.Mesures sur les différents étages du système réalisé

Pour vérifier le fonctionnement de notre réalisation, des points test ont été prévus dans différents étages du circuit :

- T1 : Sortie du circuit d'émission;
- T2 : Sortie du capteur récepteur ;
- T3 : Sortie de l'amplificateur ;
- T4 : Sortie du comparateur ;
- T5 : Sortie du moyennneur.

5.2.1. Mesures sur le circuit d'émission :

Le circuit générant les ondes ultrasonores est donné sur la figure 5.1 ci-dessous :

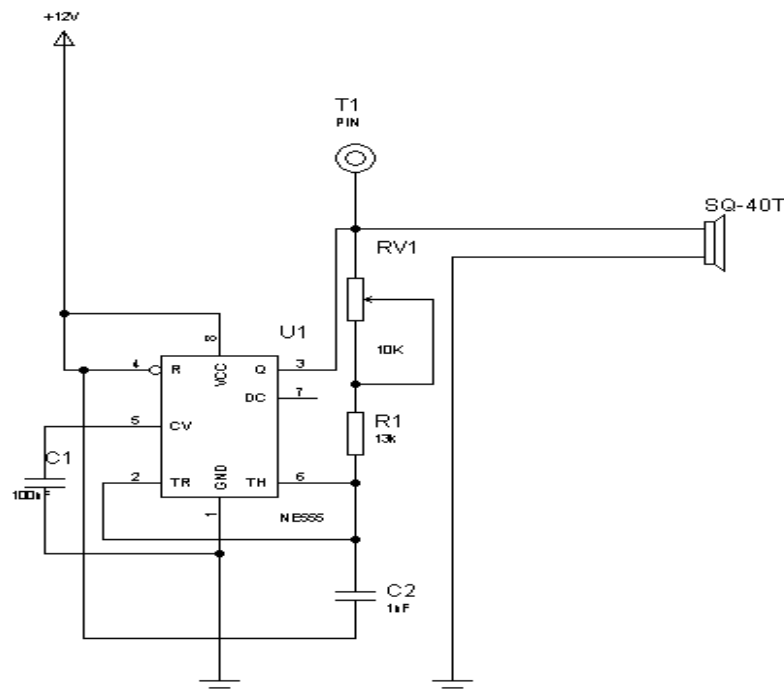


Figure 5.1 : circuit d'émission

Avec : $R1=13k\Omega$
 $RV1=10k\Omega$
 $C1=100nF$
 $C2=1nF$
 $V_{cc}=12V$

La photo 1 représente le signal issu de l'astable au point test T1 avant de brancher le capteur émetteur. C'est un signal de forme rectangulaire d'amplitude (0-12V) et de fréquence $f=40kHz$.

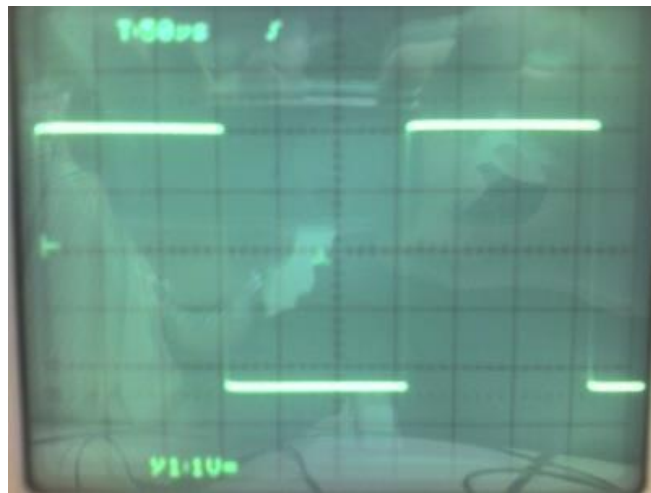


Photo 1 : sortie de circuit d'émission

Après connexion du capteur émetteur le signal change de forme avec une fréquence de $f=40kHz$ et d'amplitude de 0 à 12V (photo 2) ; cela est dû à la charge du capteur émetteur.

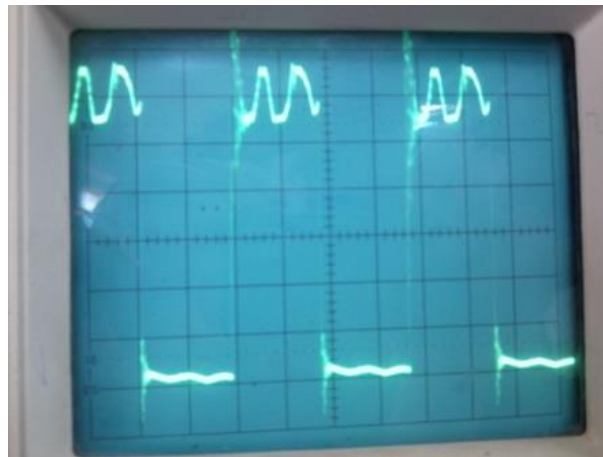


Photo 2: Visualisation du signal d'émission sur un oscilloscope

5.2.2. Mesures sur le circuit de réception :

Le circuit de réception et de mise en forme des ondes ultrasonores avec les signaux détecté est donné sur la figure 5.2 ci-dessous :

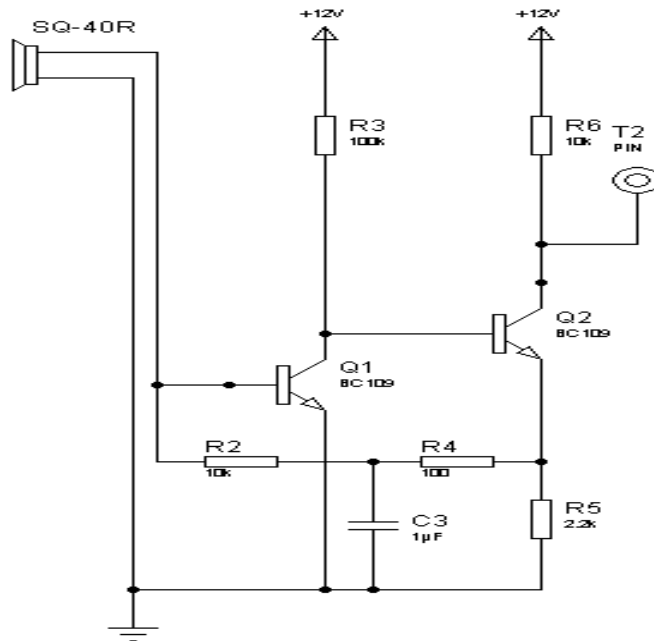


Figure5.2 : circuit de réception

Avec : $R2=10k\Omega$
 $R3=100\Omega$
 $R4=100k\Omega$
 $R5=22k\Omega$
 $R6=10k\Omega$
 $C3=1nF$
 $Q1, Q2$ des transistors de type BC109.

Le signal mesuré sur le point test T2 est donné sur la photo 3.
 C'est un signal carré d'amplitude 2,5V

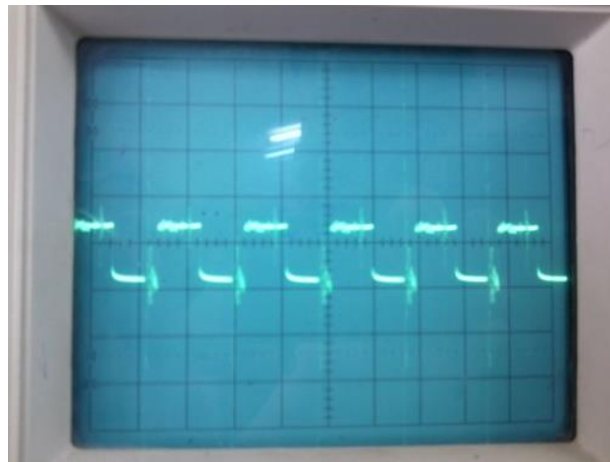


Photo 3 : Visulisation du signal de réception sur un oscilloscope.

Comme on peut le constater le signal de réception possède une amplitude et une fréquence qui sont à la fois très variables, cependant la fréquence de 40kHz qui correspond à la fréquence d'émission est très prédominante. Ainsi il est de faible amplitude d'où une amplification est nécessaire.

5.2.3. Mesures sur le circuit d'amplification :

L'amplificateur est réalisé à base de transistors montés en émetteur commun tel qu'il est montré dans la figure 5.3 ci-dessous :

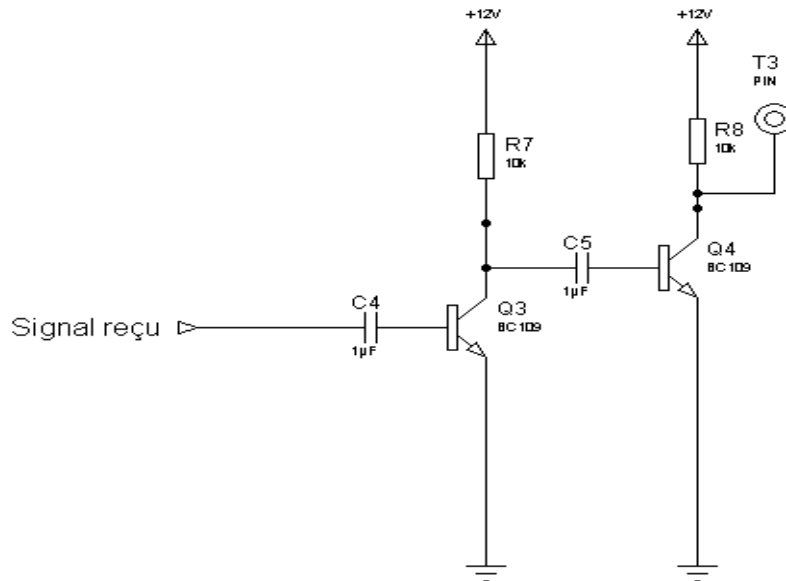


Figure 5.3 : Circuit d'amplification

Avec : $R7=10k\Omega$

$R8=10k\Omega$

$C4=1\mu F$

$C5=1\mu F$

Q3, Q4 des transistors de type BC109.

Le signal amplifié est donné par la photo 4, relevé au point test T3. Il est d'amplitude 10V crête à crête et de fréquence 40kHz.

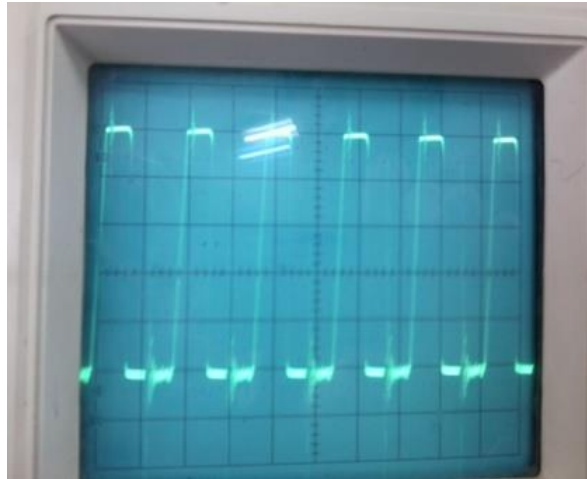


Photo4 : Visualisation du signal amplifié sur un oscilloscope

5.2.4. Mesures sur le circuit de détection :

Le circuit de détection est constitué d'un détecteur de phase à base de porte logique XNOR et un moyennneur. Comme il est illustré sur la figure 5.4 .

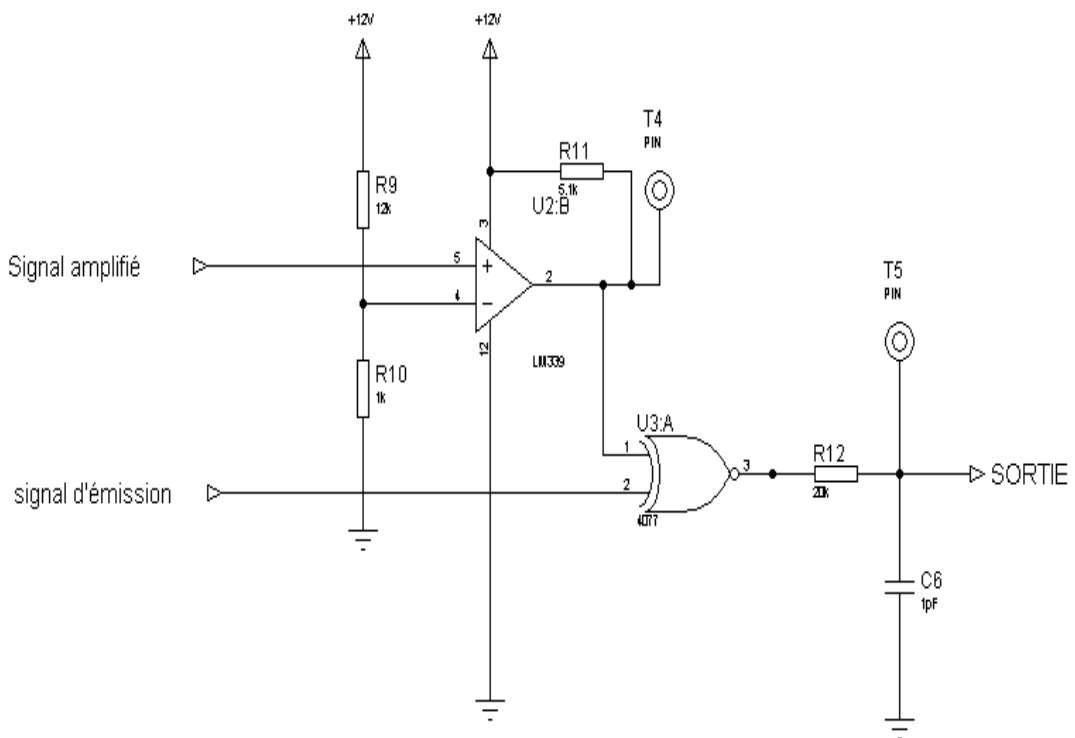


Figure 5.4 : Circuit détecteur de phase+moyennneur

Avec :

- R9= 12K Ω
- R10= 1K Ω
- R11 =5.1k Ω
- R12=20k Ω
- C6=1pF
- U1=XNOR 4077

Le signal relevé au point test T4 est donné sur la photo 5 ci-dessous. Il est d'amplitude de 0 à 12V.

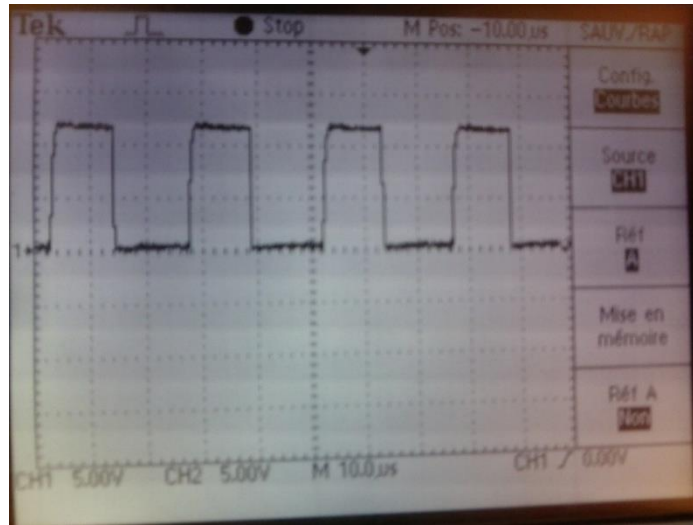


Photo 5 : visualisation du signal issu du comparateur

La photo 6 comporte deux signaux, dont le premier représente le déphasage détecté par la porte logique XNOR 4077, et le deuxième est issu du moyeneur.

Déphasage entre
signal d'émission et
celui de réception

Signal issu du
moyeneur

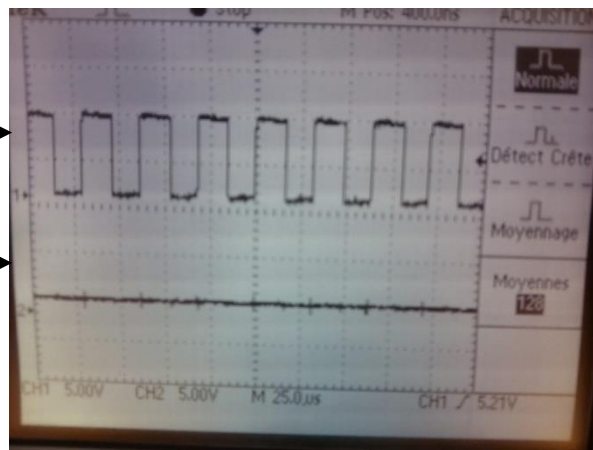


Photo 6 : Visualisation du signal de déphasage et de sa moyenne

5.2.5. Configuration finale du circuit :

Le circuit contenant les différents blocs du système réalisé est donné par la figure 5.8 suivante :

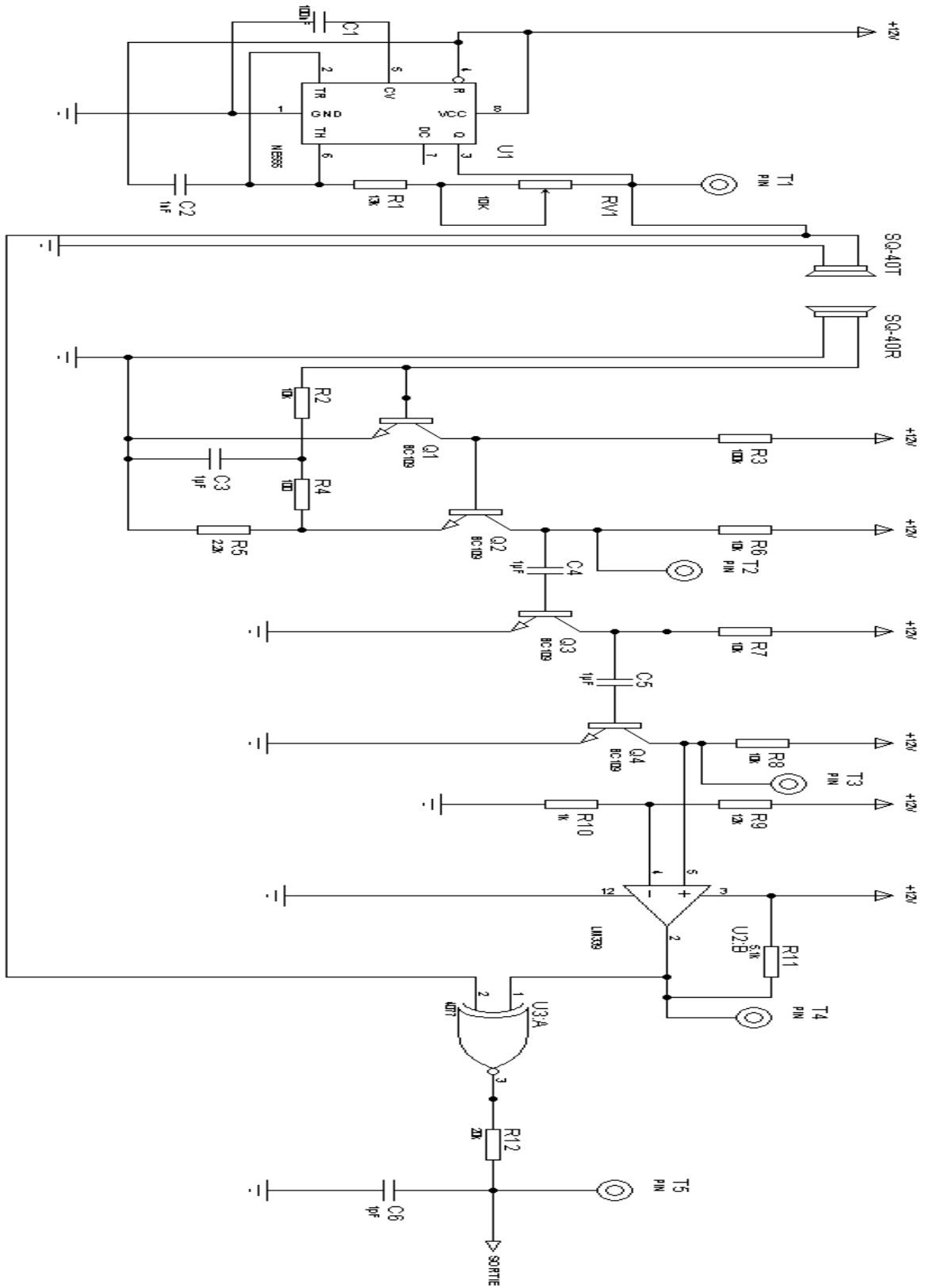


Figure 5.5 : circuit final

5.3. Mesures sur les différents étages du système de numérisation réalisé:

Comme cela était décrit dans le chapitre précédent, il est nécessaire d'acquérir notre signal physiologique à travers une carte d'acquisition.

5.3.1. Mesures sur la carte d'acquisition :

Un ensemble de tests a été effectué pour s'assurer du fonctionnement correct de la carte d'acquisition. Ces mesures ont été réalisées au niveau de la sortie du circuit :

5.3.1.1. Génération d'impulsion de début de conversion :

Le circuit astable est configuré à base de NE555, pour générer le signal de déclenchement (**la fréquence d'échantillonnage**) du monostable, permettant la génération d'impulsion du début de conversion. (Figure 5.6).

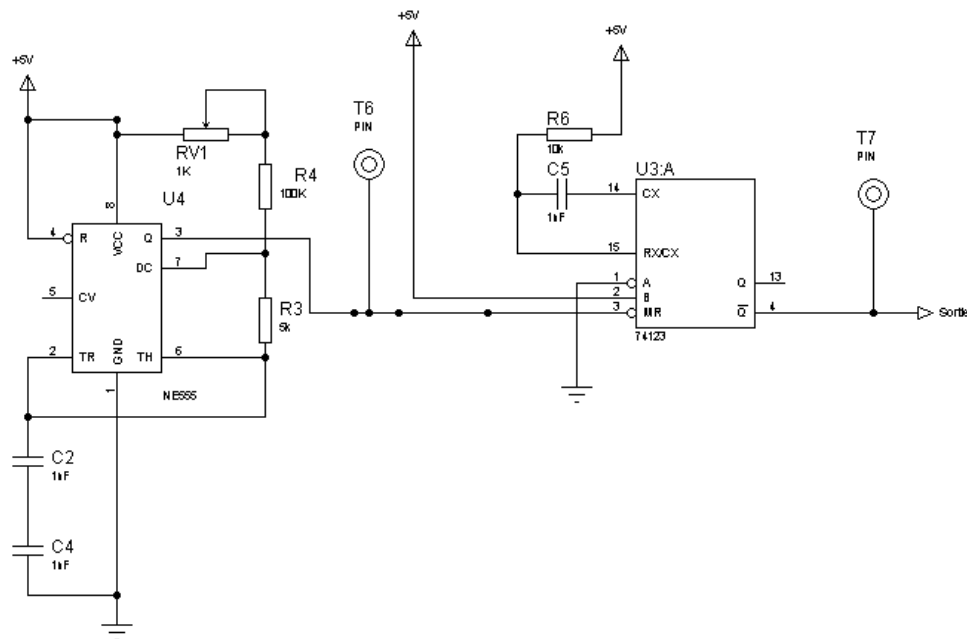


Figure 5.6 : génération d'impulsion de début de conversion

Avec :

RV1= 1kΩ

R3= 5kΩ

R4= 100kΩ

C2= 1nF

C4= 1nF

C5=1nF

R6=10kΩ



Photo 7 : Visualisation de la durée d'impulsion

Le monostable 74123, déclenché par le front descendant de l'astable, donne une impulsion de début de conversion de durée $T = 2\mu\text{s}$ calculé à travers le signal visualisé sur l'oscilloscope et une fréquence d'échantillonnage de 22kHz.

5.3.1.2. Test du fonctionnement de l'ADC :

L'ADC configuré dans la figure ci-dessous prend son signal de début de conversion (\overline{WR}) du monostable et génère le signal de fin de conversion (\overline{INTR}) avec un temps de conversion $T_c = 15\mu\text{s}$.

CHAPITRE V

Mesures et conclusions

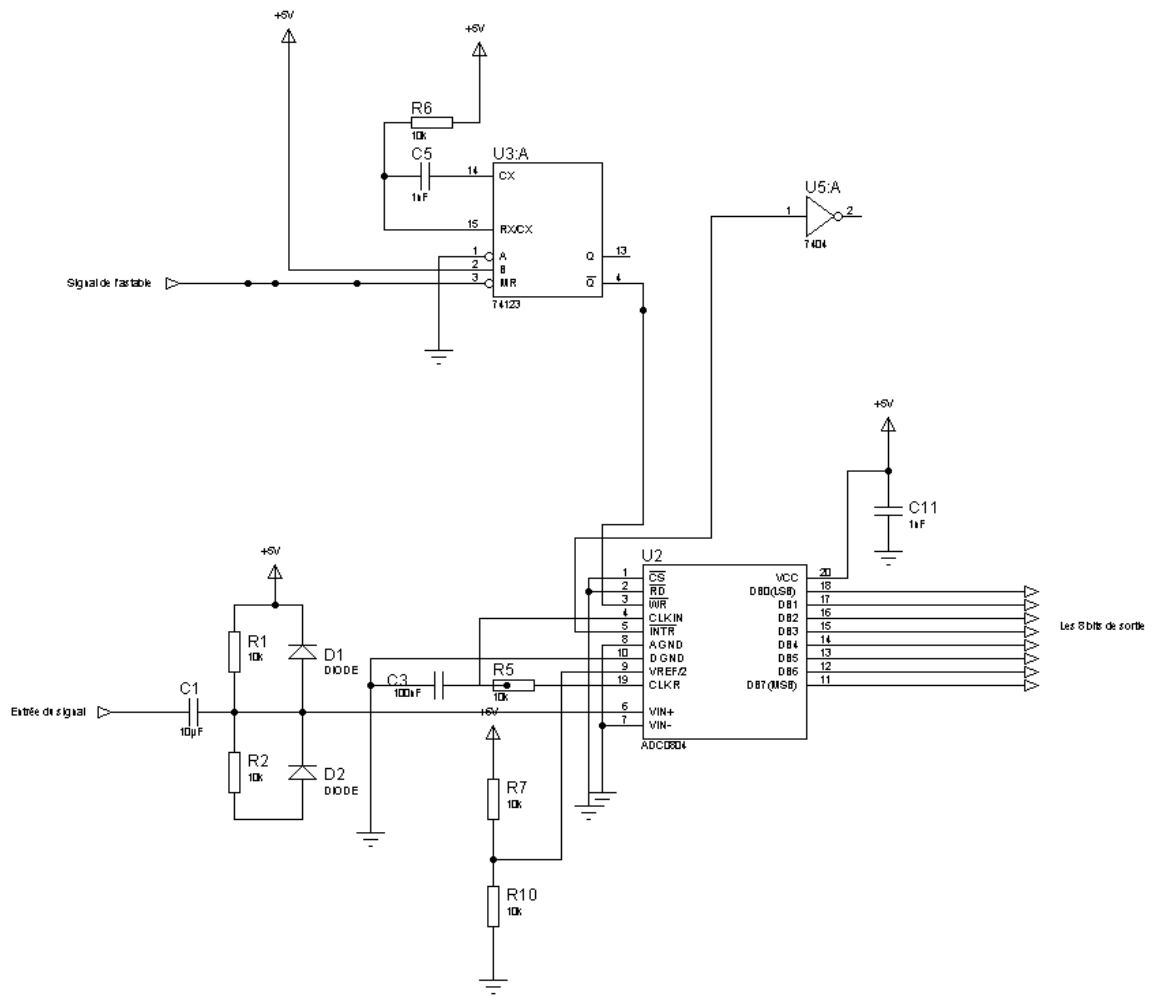


Figure 5.7 : Circuit ADC

Les signaux décrivant le début et la fin de conversion sont donnés respectivement dans les photos 8 et 9.



Photo 8 : début de conversion



Photo 9 : fin de conversion

5.3.1.3. Registre à décalage :

Le registre à décalage, permettant de convertir les données parallèles en série, est configuré dans la figure 5.8 suivante :

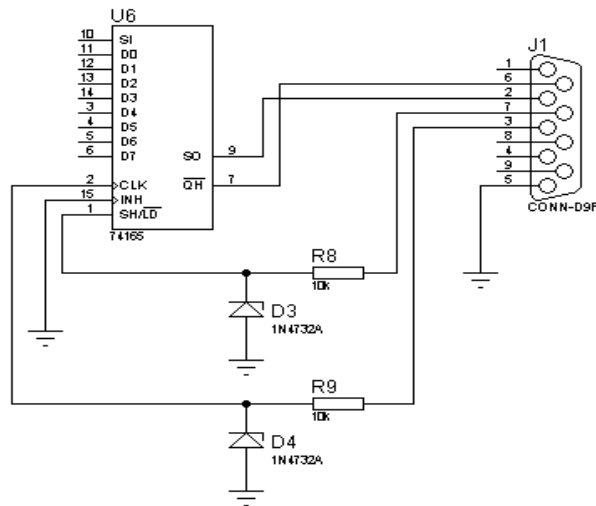


Figure 5.8 : registre à décalage

5.3.2. La partie software :

Pour l'élaboration d'un processus de visualisation d'un signal analogique sur une fenêtre graphique, un logiciel permettant à la fois le pilotage de la carte d'acquisition et le traitement de la grandeur physiologique doit être développé. Le signal détecté doit être traité d'une manière numérique par le logiciel développé.

5.4. Mesures effectuées sur différentes personnes :

Plusieurs mesures ont été effectuées demandant chaque fois au sujet d'expirer normalement ou de manière forcée pour voir l'influence de l'expiration sur le signal obtenu.

1) Respiration /expiration normale :

Le sujet est demandé de respirer normalement pendant 10 secondes, puis inspirer et expirer profondément.

Tests sur les sujets de différents sexes :

Le premier test est le souffle d'une personne de sexe féminin A, le signal mesuré est représenté sur la photo 10 suivante :

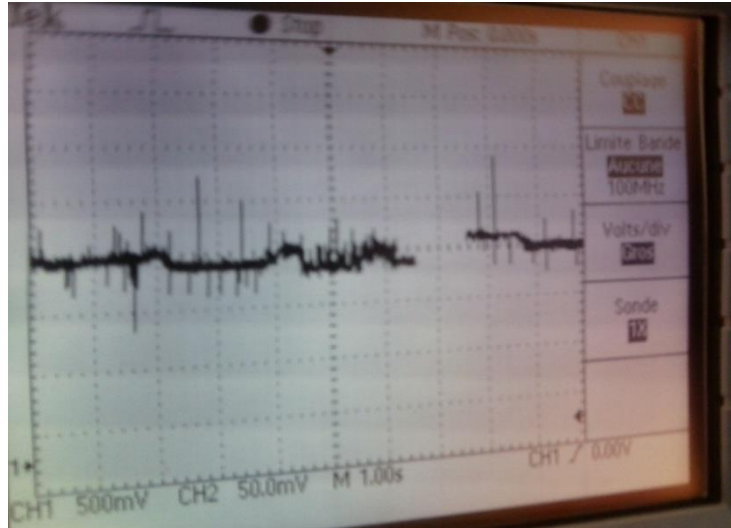


Photo 10 : souffle d'une personne de sexe féminin A

Le deuxième est celle d'une personne de sexe masculin B, est demandé de respirer normalement pendant 10 secondes, puis inspirer et expirer profondément. Le signal de mesure est représenté sur la photo 11 suivante :

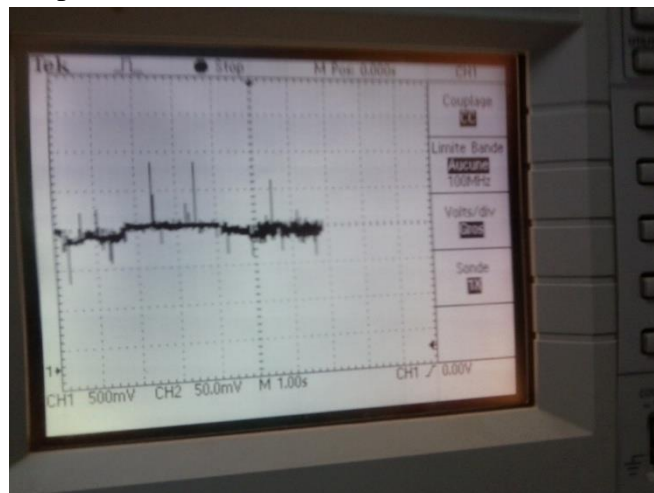


Photo 11: souffle d'une personne de sexe masculin

2) Respiration normale/ expiration forcée :

Le sujet est demandé de respirer normalement pendant 10 secondes, puis d'inspirer profondément et d'expirer lentement de manière forcée.

Tests sur les sujets de différents sexes :

Pour le premier test le sujet c'est la personne A, le signal mesuré est représenté sur la photo 12 suivante :

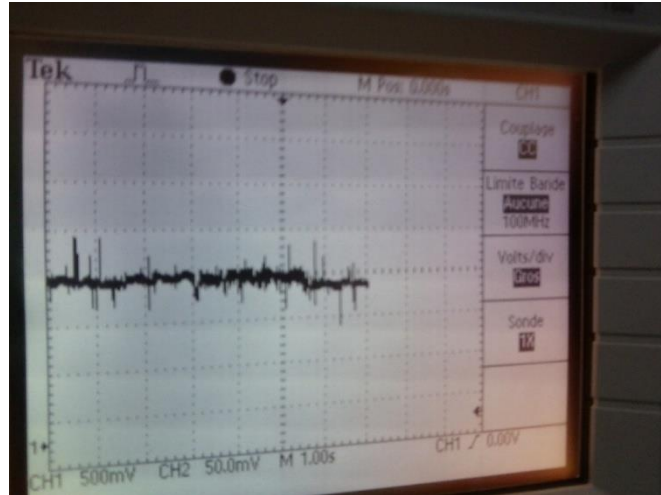


Photo 12 : respiration /expiration forcée sexe féminin

Pour le deuxième test le sujet est celui de l'homme B qui est demandé de faire ce test, le signal mesuré est représenté sur la photo 13 suivante :

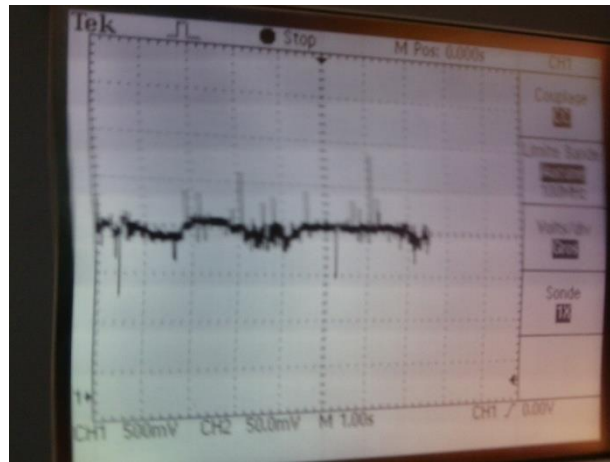


Photo 13 : respiration /expiration forcée sexe masculin

Interprétation des résultats :

Pour mieux exploiter et interpréter notre système de mesure un système d'étalonnage s'impose mais ce type de système n'étant pas disponible à l'université de TLEMCEM nous n'avons pu exploiter notre système à 100%. Ceci dit à partir des mesures effectuées différentes grandeurs ont été mesurées :

- Le temps du début de l'expiration
- Le temps de la fin de l'expiration

A partir desquels on déduit la durée de l'expiration qui en moyenne est égale à 1s pour une expiration normale, et elle est égale à 2s pour une expiration forcée.

❖ La mesure de l'amplitude du signal :

Il faut remarquer que l'amplitude du signal détectée change en fonction du sujet ainsi que la durée entre le début et la fin d'expiration. En fait, c'est l'air de ce signal qui varie de manière proportionnelle au volume expiré.

5.5. Conclusion :

Une description des résultats obtenus sur les différents points tests prévus sur le dispositif réalisé a été présentée dans ce chapitre. A travers ces mesures l'évaluation pratique du système réalisé a montré l'importance de prévoir des points tests dans une réalisation.

Les signaux mesurés aux niveaux de ces différents points tests permettront sans aucun doute une maintenance facile de ce dispositif. Cependant, les mesures des débits respiratoires ne pouvaient être finalisées compte tenu qu'il est indispensable de calibrer le dispositif avec un système commercialisé de mesure de débit d'air.

On peut conclure que les résultats obtenus peuvent être améliorés afin de conduire à une prise de décision assez précise et par suite un système plus performant.