



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie  
Département de Génie Biomédical

**MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES**

Pour l'obtention du Diplôme de

**MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

**Spécialité : Instrumentation Biomédicale**

Présenté par : GUERAR Abdallah et YOUBI Oussama

---

**RÉALISATION D'UNE PLATEFORME DIDACTIQUE POUR  
L'ETUDE DE L'EXPLORATION FONCTIONNELLE  
RESPIRATOIRE PAR PLETHYSMOGRAPHIE PAR  
INDUCTANCE**

---

**Soutenu le 10/07/2019 devant le Jury**

M.	KERAI Salim	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
M.	BEREKSI REGUIG Fethi	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
M.	KHOLKHAL Mourad	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur

**Année universitaire 2018-2019**

# Remerciement

Avant toute chose, nous tenons à remercier Allah le tout puissant, pour nous avoir donné la force et la patience.

Nous souhaitons remercier notre encadreur de mémoire Mr. Bereksi.R Fethi, professeur au département de génie biomédical à l'université de Tlemcen, pour le temps qu'il a consacré à de nos avoir encadré, orienté, aidé et conseillé. La mémoire est achevée grâce à ses conseils, son soutien continu, sa disponibilité, son aide précieuse pour structurer le document et son incitation à plus d'exigence personnelle dans la rédaction.

Nous remercions Mr. Keraï Salim, enseignant au département de génie biomédical, d'avoir accepté d'examiner notre travail et de présider le jury. Aussi Mr. Khoulekhal Mourad, enseignant au département génie biomédical, qui ont bien voulu examiner ce travail.

Nous adressons nos sincères remerciements à toute l'équipe pédagogique de département de génie biomédical. Je désire aussi remercier les professeurs de la faculté de technologie à l'université de Tlemcen, qui nous ont fourni les outils nécessaires à la réussite de nos études universitaires.

Je remercie également toutes les personnes qui ont contribué au succès de notre projet par leurs paroles, leurs conseils et leurs critiques et ont accepté de nous rencontrer et de répondre à nos questions durant nos recherches.

Nous remercions nos chers parents, pour leur soutien constant et leurs encouragements.

## RÉSUMÉ

Actuellement il y a plusieurs techniques d'exploration fonctionnelle respiratoire. Dans ce projet de fin d'étude on va essayer de réaliser une plateforme didactique pour l'étude de l'exploration fonctionnelle respiratoire utilisant la pléthysmographie par inductance. Cette technique est couramment utilisée aux mesures non invasives du volume respiratoire avec le débit et autres paramètres physiologiques.

Le principe est très simple, il utilise les variations de l'inductance des bobines lorsque les spires s'écartent puis reviennent à leurs positions initiales sous l'effet de la respiration. Le capteur est très souvent réalisé par deux bobines qui sont attachées à deux ceintures souples élastiques qu'on place l'une sur la cage thoracique et l'autre sur l'abdomen du sujet. Pendant la respiration les volumes formés par les deux ceintures (de la cage thoracique et de l'abdomen) vont changer proportionnellement aux volumes d'inspiration et d'expiration des poumons, entraînant des variations de l'inductance des bobines et par conséquent les mesures de ces variations d'inductance permettent la mesure du volume respiratoire. Dans ce travail on s'intéresse à réaliser une plateforme décrivant ce principe.

A cet effet différentes étapes de conception et de réalisation ont été développées. Dans une première étape le capteur à base d'inductances convenablement fixées dans des ceintures élastiques est développé et réalisé avec son circuit de conditionnement. La grandeur (variations de tensions proportionnelles aux variations de volumes respiratoire) est digitalisée et transférée vers un PC à travers une carte d'acquisition en exploitant et mettant en forme un software d'acquisition. La grandeur est ensuite traitée pour déterminer les volumes et débits respiratoire qui sont alors affichés sur le Moniteur du PC à travers une interface graphique qui a été aussi développée.

## INTRODUCTION

L'exploration fonctionnelle respiratoire (EFR) c'est l'ensemble des examens permettant d'étudier, explorer ou mesurer le fonctionnement (la physiologie) du système respiratoire (la capacité respiratoire (le souffle), les débits bronchiques, les volumes pulmonaires ou les échanges gazeux) d'un patient. Au même titre que l'électrocardiogramme en cardiologie, l'EFR participe au diagnostic et à la prise en charge d'un nombre important d'anomalies et pathologies de l'organisme (que ce soit du système respiratoire ou bien causées par un dysfonctionnement du système respiratoire). L'importance de l'EFR peut se résumer en trois points essentiels :

- *Le diagnostic de maladies respiratoires à un stade précoce :*

L'EFR nous permet de caractériser les troubles ventilatoires : (obstructifs, restrictifs ou mixte)

**Obstructifs :** L'asthme, la broncho-pneumopathie chronique obstructive [1] (BPCO si  $VEMS/CV < 75\%$ ).[2]

**Restrictifs :** Les maladies de la paroi thoracique (Cyphoscoliose, dystrophie musculaire...), les anomalies de la cavité pleurale (tuberculose), les pathologies qui encombrent les voies respiratoires (mucoviscidose) et les variations du débit sanguin, qui se produisent dans des cas d'insuffisance cardiaque.[1]

Elle permet de dépister certaines pathologies respiratoires en lien avec une exposition professionnelle (poussières, émanations chimiques, fumées) ou de s'assurer de l'aptitude au travail d'un employé.[3] Dans l'orientation étiologique d'une dyspnée chronique l'ERF vient juste après la radiographie du thorax.[4] Des examens plus poussés (gazométrie, capacité de transfert du CO, explorations à l'effort ou la nuit) mettent en évidence une insuffisance respiratoire ou un trouble respiratoire du sommeil.[4]

- *L'évaluation du pronostic et de la sévérité (BPCO classification GOLD) [5]*

- *Le suivi de l'évolution de la maladie respiratoire :* Avec l'EFR on peut surveiller l'évolution de patients souffrant d'asthme, de bronchite chronique, de maladies pulmonaires diverses et de s'assurer de l'efficacité du traitement et grâce à l'exploration fonctionnelle respiratoire on peut réaliser des bilans préopératoires avant une chirurgie thoracique. [3] Plusieurs techniques peuvent être utilisées pour les EFRs comme les spiromètres, les fluxmètres (à vanne rotatives et à pression différentielle), Les ultrasons, la dilution de l'hélium, la radiologie conventionnelle, l'IRM et la pléthysmographie (du corps entier et par inductance).

Parmi ces techniques la pléthysmographie respiratoire par inductance très souvent référenciée par PRI. C'est une technique d'exploration fonctionnelle respiratoire non invasive peut être mobile (portable) qui mesure les volumes pulmonaires avec la fréquence respiratoire par l'étude des changements dans les diamètres antéro-postérieurs qui sont proportionnels aux changements des volumes de la cage thoracique et l'abdomen.[6] Là c'est vue être discutée et évaluée par de nombreuses études de recherche clinique et universitaire dans divers domaines pour le monitoring de la ventilation comme la polysomnographie (sommeil), l'anesthésie, la cardiologie et l'exploration pulmonaire (l'asthme, BPCO, dyspnée) mais aussi pour la partition thoracoabdominale du volume courant et la surveillance du volume à la fin de l'expiration et études mécaniques comme les recherches psychiatriques et les recherches sur le stress.[7] Dans notre travail de projet de fin d'études, on s'intéresse à cette technique d'exploration. Notre objectif est de mettre à disposition des futurs étudiants de génie biomédical ou encore de Médecine une plateforme didactique à travers laquelle cette technique d'exploration sera facile à étudier et assimiler et par conséquent comprendre le principe de dispositifs médicaux commercialisés dans ce domaine.

Ainsi pour décrire notre contribution on présente un document avec trois chapitres. Le premier chapitre est une étude théorique sur l'anatomie du système respiratoire et les volumes pulmonaires et quelques techniques d'exploration fonctionnelle respiratoire et particulièrement la pléthysmographie par inductance. Dans le deuxième chapitre, une description détaillée de toute la plateforme à réaliser, du capteur passant par l'acquisition à travers la carte Arduino jusqu'à l'affichage du volume et de débit respiratoire. Finalement, le dernier chapitre concerne les différentes mesures obtenues par notre travail terminant par une conclusion générale.

## Table Des Matières

<b>1</b>	<b>Appareil respiratoire et Exploration Fonctionnelle Respiratoire</b>	<b>02</b>
<b>1.1</b>	<b>INTRODUCTION</b>	<b>03</b>
<b>1.2</b>	<b>RESPIRATION ET APPAREIL RESPIRATOIRE</b>	<b>03</b>
<b>1.2.1</b>	La respiration définition et principe	03
<b>1.2.2</b>	L'appareil respiratoire	03
<b>1.2.3</b>	Anatomie et physiologie de l'appareil respiratoire	03
<b>1.3</b>	<b>EXPLORATION FONCTIONNELLE RESPIRATOIRE</b>	<b>07</b>
<b>1.3.1</b>	Les phénomènes mécaniques et les volumes pulmonaires	07
<b>1.3.2</b>	Pathologie respiratoire et paramètres physiologiques	09
<b>1.3.3</b>	Techniques d'explorations fonctionnelles respiratoires	10
<b>1.4</b>	<b>CONCLUSION</b>	<b>18</b>
<b>2</b>	<b>Étude Et Réalisation Du Dispositif D'exploration Fonctionnelle Par Pléthysmographie D'inductance</b>	<b>19</b>
<b>2.1</b>	<b>INTRODUCTION</b>	<b>20</b>
<b>2.2</b>	<b>CAPTEURS</b>	<b>20</b>
<b>2.2.1</b>	Le principe physique de la bobine	21
<b>2.2.2</b>	L'effet de la section de file	21
<b>2.2.3</b>	L'effet de nombre de spire	21
<b>2.2.4</b>	La conception de capteur	22
<b>2.3</b>	<b>LE CIRCUIT D'EXCITATION (OSCILLATEURS)</b>	<b>24</b>
<b>2.3.2</b>	Les oscillateurs	24
<b>2.3.3</b>	Types d'oscillateurs	25
<b>2.4</b>	<b>L'AMPLIFICATION</b>	<b>31</b>
<b>2.5</b>	<b>DÉTECTEUR D'ENVELOPE</b>	<b>32</b>
<b>2.6</b>	<b>LA MISE EN FORME</b>	<b>33</b>
<b>2.7</b>	<b>NUMERISATION DE SIGNAL ET ACQUISITION</b>	<b>34</b>
<b>2.7.1</b>	Numérisation de signal	34
<b>2.7.2</b>	Module Wifi	35
<b>2.7.3</b>	Programmation de la carte d'acquisition	36
<b>2.8</b>	<b>CONCLUSION</b>	<b>39</b>
<b>3</b>	<b>Résultats et conclusion générale</b>	<b>41</b>
<b>3.1</b>	<b>Introduction</b>	<b>42</b>
<b>3.2</b>	<b>Mesures sur le dispositif</b>	<b>42</b>
<b>3.2.1</b>	Réalisation de dispositif	42
<b>3.2.2</b>	Mesures	44
<b>3.3</b>	<b>Manipulation de travaux pratique</b>	<b>54</b>
<b>3.3.1</b>	But de manipulation	54
<b>3.3.2</b>	Description de la technique d'exploration fonctionnelle par pléthysmographie d'inductance	54
<b>3.3.3</b>	Objectif de manipulation	56

<b>3.3.4</b>	Manipulation	56
<b>3.3.5</b>	Question	58
	Conclusion générale	59
	Références	60

## Listes des figures :

<b>Figure 1.1</b>	Appareil respiratoire	04
<b>Figure 1.2</b>	Les voies aérifères supérieures	04
<b>Figure 1.3</b>	Les voies respiratoires inférieures	05
<b>Figure 1.4</b>	La plèvre	06
<b>Figure 1.5</b>	Spirogramme présentant les différents volumes pulmonaires	09
<b>Figure 1.7</b>	La spirométrie simple	10
<b>Figure 1.8</b>	Schéma simple d'un spiromètre	11
<b>Figure 1.9</b>	Mesure des volumes pulmonaires mobilisables en fonction de temps	12
<b>Figure 1.10</b>	Courbe débit-Volume	12
<b>Figure 1.11</b>	Mesure de débit respiratoire par les ultrasons	13
<b>Figure 1.12</b>	Un schéma représente la pléthysmographie corporelle	14
<b>Figure 1.13</b>	Principe de Respirace	17
<b>Figure 2.1</b>	Schéma bloc de travail	20
<b>Figure 2.2</b>	Les trois capteurs réalisés en trois différentes tailles de pas	22
<b>Figure 2.3</b>	Bobine par un seul fil en une seule ligne	23
<b>Figure 2.4</b>	Bobine par un seul fil en deux lignes	23
<b>Figure 2.5</b>	La chronologie de la conception de capteur de la pléthysmographie respiratoire	23
<b>Figure 2.6</b>	Schéma générale de l'oscillateur	24
<b>Figure 2.7</b>	Pont de Wien	25
<b>Figure 2.8</b>	Un circuit LC en montage Clapp	27
<b>Figure 2.9</b>	Oscillateur a quartz en montage Colpitts	28
<b>Figure 2.10</b>	Oscillateur à base d'un circuit intégré 555	29
<b>Figure 2.12</b>	Le circuit Oscillateur	30
<b>Figure 2.13</b>	Circuit d'amplification en montage non-inverseur	31
<b>Figure 2.14</b>	Circuit détecteur	32
<b>Figure 2.15</b>	Circuit de la mise en forme de signal à base d'amplificateur AD620	33
<b>Figure 2.16</b>	Carte Arduino Uno	34
<b>Figure 2.17</b>	Schéma bloc de CAN obtenu de la fiche technique	35
<b>Figure 2.18</b>	Wifi ESP8266	35
<b>Figure 2.19</b>	Mode de connexion du module wifi avec la carte Arduino	36
<b>Figure 2.20</b>	L'interface graphique réalisée	37
<b>Figure 3.1</b>	La simulation de circuit générale du dispositif à réaliser	42
<b>Figure 3.2</b>	Shield	42
<b>Figure 3.5</b>	Les limites de capteur thoracique	44
<b>Figure 3.6</b>	Les limites de capteur abdominal	44
<b>Figure 3.7</b>	Utilisation de bobines de valeurs fixes (L1 (thorax) et L2 (abdomen) a) résultats de simulation b) résultats de mesures obtenus et affichés sur l'interface graphique	45
<b>Figure 3.8</b>	Utilisation de bobines de valeurs fixes (L1 (abdomen) et L2 (thorax) a) résultats de simulation b) résultats de mesures obtenus et affichés sur l'interface graphique	46
<b>Figure 3.9</b>	Générateur de signal sinusoïdal	47
<b>Figure 3.10</b>	a) signal carré simulé b) signal carré généré dans la carte Arduino	47
<b>Figure 3.11</b>	a) signal sinusoïdal obtenu à travers le circuit simulé (astable + comparateur + filtre), b) signal sinusoïdal obtenu à travers les circuits de l'étage 1 du dispositif.	48
<b>Figure 3.12</b>	Circuit de l'étage 2: disposition du capteur (inductance L)	49
<b>Figure 3.13</b>	Résultats de mesure obtenue sur l'étage 2 :a) sur le circuit simulé, b) sur le circuit réalisé	49
<b>Figure 3.14</b>	Circuit d'amplification	50
<b>Figure 3.15</b>	Résultats de mesures des signaux amplifiés a) obtenus à travers le circuit simulé, b) obtenu à travers le circuit réalisé	51
<b>Figure 3.16</b>	Circuit détecteur de crêtes	51
<b>Figure 3.17</b>	Signaux obtenus du détecteur de crête (continu) (sortie du circuit) et signal modulé	52



	AM (entrée du circuit) a) à travers le circuit simulé b) à travers le circuit réalisé. Les résultats obtenus à la sortie du détecteur de crête sont comparables	
<b>Figure 3.18</b>	Circuit d'ajustement de la tension d'offset et amplification	52
<b>Figure 3.19</b>	Résultats de mesure à la sortie Vout avec le capteur réalisé pour plusieurs inspirations et expiration	53
<b>Figure 3.20</b>	a) photo décrivant l'expérience menée b) photo le signal Vout et la variation de volume à travers l'interface graphique réalisée	54
<b>Figure 1</b>	Schéma bloc du dispositif utilisé	55
<b>Figure 2</b>	Schéma électrique du dispositif à travers lequel différents tests sont représentés (étage 1, étage 2, étage 3, étage 4, et Vout)	56
<b>Figure 3</b>	Positionnement des capteurs sur le sujet	57

**Liste d'abréviation :**

<b>BPCO</b>	Broncho-pneumopathie chronique obstructive
<b>CV</b>	Capacité vitale
<b>CAD</b>	Convertisseur analogique digital
<b>CI</b>	Capacité inspiratoire
<b>CPT</b>	Capacité pulmonaire totale
<b>CRF</b>	Capacité résiduelle fonctionnelle
<b>CVF</b>	Capacité vitale force
<b>CVL</b>	Capacité vitale lente
<b>DEM</b>	Débit expiratoire moyen
<b>DEP</b>	Débit expiratoire de pointe
<b>EFR</b>	Exploration fonctionnelle respiratoire
<b>PRI</b>	Pléthysmographie respiratoire par inductance
<b>SEF</b>	Syndrome emphysème des sommets et fibrose pulmonaire
<b>TVO</b>	Troubles ventilatoires obstructifs
<b>VC</b>	Volume courant
<b>VEMS</b>	Volume expiratoire maximal par seconde
<b>VGT</b>	Volume gazeux thoracique
<b>VRI</b>	Volume de réserve inspiratoire
<b>VRE</b>	Volume de réserve expiratoire
<b>VR</b>	Volume résiduelle
<b>VT</b>	Tidal Volume

# **CHAPITRE 1 :**

# **Appareil**

# **Respiratoire**

# **Et Exploration**

# **Fonctionnelle**

# **Respiratoire**

## 1.1. INTRODUCTION :

Le poumon a, sur le plan fonctionnel, la propriété essentielle de permettre les échanges gazeux avec l'air. L'oxygène (O<sub>2</sub>) pris dans l'air ambiant est transféré au sang où il se lie en grande partie à l'hémoglobine ; le gaz carbonique (CO<sub>2</sub>) produit par les cellules est quant à lui transporté par le sang aux poumons où il est libéré. La respiration, est obtenue par la mesure de nasale et / ou débit d'air oral en tandem avec des mesures de la poitrine et mouvement de la paroi abdominale et de la mesure de volume respiratoire ou plus particulièrement faire le monitoring de la respiration en Exploration fonctionnelle respiratoire par différentes techniques et procédés. Une brève description de certaines techniques d'explorations fonctionnelles est faite dans ce qui suit après une description succincte de l'appareil respiratoire.

## 1.2. LA RESPIRATION ET L'APPAREIL RESPIRATOIRE :

### 1.2.1. La respiration définition et principe :

La respiration est un phénomène vital inconscient qui se traduit par des échanges gazeux entre les êtres vivants et leur milieu de vie (entre l'organisme et l'environnement) et la respiration cellulaire ; absorption de dioxygène (oxygène à l'état gazeux) et rejet de dioxyde de carbone par des mécanismes qui permettent ces échanges gazeux. En médecine et en biologie, le terme « respiration » désignant la production d'énergie par les cellules, comprend deux temps : l'entrée d'air dans les poumons lors de l'inspiration et la sortie d'air lors de l'expiration. [10]

La respiration est de pourvoir en oxygène les cellules, dans lesquelles celui-ci est utilisé pour dégrader les molécules organiques et fournir l'énergie nécessaire à l'activité cellulaire. Cette libération d'énergie entraîne une production de dioxyde de carbone et d'eau. Oxygène, dioxyde de carbone et eau sont échangés au niveau d'organes (chez les mammifères aériens, les poumons sont le siège de ces échanges). La ventilation pulmonaire est l'ensemble des phénomènes qui font que l'air est alternativement aspiré et expulsé. Au cours de l'inspiration, les muscles des côtes et le diaphragme sont contractés et le volume de la cage thoracique augmente, tandis que pendant l'expiration, la cage thoracique s'affaisse et chasse l'air des poumons. [9]

La respiration va donc contribuer dans l'équilibre acido-basique sanguin, en cas de forte activité métabolique, l'accroissement de la ventilation permettant d'éliminer une plus grande quantité de gaz carbonique, ce qui évite une baisse du pH sanguin, Ce qui vient après un effort physique soutenu. [10]

### 1.2.2. L'appareil respiratoire :

c'est l'ensemble des organes (voir Figure 1.1) qui permettent la respiration et qui assure la ventilation et l'apport d'oxygène frais (O<sub>2</sub>) au corps et évacuent le gaz carbonique (CO<sub>2</sub>). L'oxygène est transporté des poumons aux cellules de toutes les régions du corps via la circulation sanguine.

### 1.2.3. Anatomie et physiologie de l'appareil respiratoire :

#### 1.2.3.1. Anatomie de l'appareil respiratoire :

Comme c'est illustré sur les figures 1.2 et 1.3 l'appareil respiratoire comporte: les voies aérifères supérieures (Figure 1.2), les voies aérifères inférieures (l'arbre bronchique), les poumons, la plèvre et les muscles inspiratoires (diaphragmes et les autres muscles de la cage thoracique) Du point de vue fonctionnel on distingue l'appareil ventilatoire qui assure la ventilation (entrée et sortie de l'air) inspiration et expiratoire et l'appareil respiratoire qui englobe la ventilation, les échanges gazeux alvéolaires, le transport des gaz dans le sang et les échanges gazeux tissulaires. [8]

Les voies aériennes assurent divers rôles : La conduction des gaz, L'adaptation de la température et de l'humidité de l'air inspiré, qui atteint celle de l'organisme au niveau alvéolaire et l'épuration et la filtration de celui-ci, grâce aux cellules ciliées, au mucus et à la toux. [11]

- **Les voies respiratoires supérieures** : Elles sont constituées par les fosses nasales, le pharynx et le larynx. [11]
- **Les voies respiratoires inférieures** : Elles sont constituées par un ensemble d'organes qui sont décrits dans ce qui suit: (voir figure 1.3)

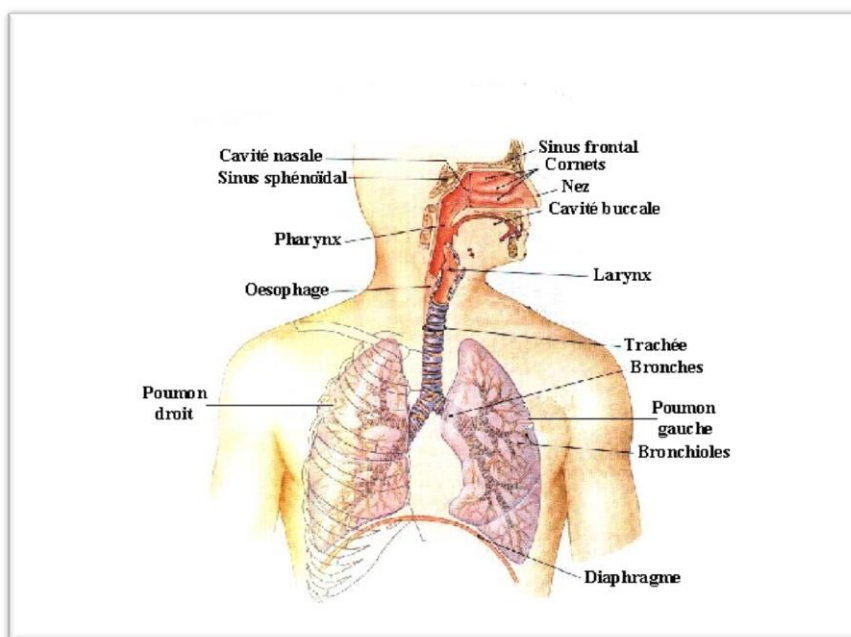


Figure 1.1- APPAREIL RESPIRATOIRE [11]

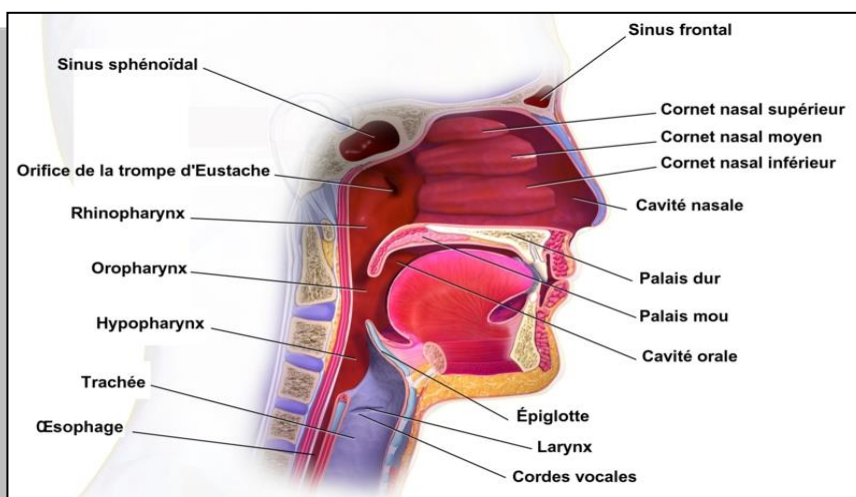


Figure 1.2- LES VOIES AERIFERES SUPERIEURES [17]

**-Trachée et bronches :** La trachée est un tube ou conduit aérifère, fibro-cartilagineux, elle fait suite au larynx, parcourt la partie inférieure du cou et se termine dans le thorax, où elle se divise en deux branches, appelées bronches souches ou bronches principales (droite pour le poumon droit et gauche qui ventile le poumon gauche). Le point de division trachéale est appelé Carène. Chaque bronche principale se divise dans le parenchyme pulmonaire en bronches lobaires, puis en bronches segmentaires. Les bronches lobaires ventilent les lobes pulmonaires et les bronches segmentaires ventilent chacune un segment pulmonaire. [10]

Au niveau du poumon droit : La bronche souche (principale) droite se divise en trois bronches lobaires :

- Bronche lobaire supérieure : bronche segmentaire supérieure ou apicale, bronche segmentaire antérieure ou ventrale et bronche segmentaire postérieure dorsale.
- Bronche lobaire moyenne : bronche segmentaire externe ou latérale et bronche segmentaire interne médiale.
- Bronche lobaire inférieure : bronche segmentaire apicale (postérieure) de Nilson, bronche segmentaire para-cardiaque (ou médio-basale), bronche segmentaire antéro-basale, bronche segmentaire postéro-basale et bronche segmentaire latéro-basale. Les trois dernières bronches forment la pyramide basale.

Au niveau du poumon gauche : La bronche souche (principale) gauche se divise en deux bronches lobaires :

- Bronche lobaire supérieure ; équivalente aux bronches lobaires supérieure et moyenne du poumon droit, cette bronche se divise en deux :
  1. Bronche Culinale se divise en bronche segmentaire supéro-postérieure ou apico-dorsale (correspond aux bronches segmentaires supérieure et postérieure du poumon droit) et bronche segmentaire antérieure.
  2. Bronche linguale (à la forme d'une langue), elle se divise en bronche segmentaire supérieure et bronche segmentaire inférieure.
- Bronche lobaire inférieure : bronche segmentaire apico-basale de Nilson, bronche segmentaire antéro-basale, bronche segmentaire latéro-basale, bronche segmentaire postéro-basale et bronche segmentaire antéro basale.

Chaque bronche segmentaire se divise en grosses bronches inter segmentaire, puis en petites bronches inter segmentaires qui se divisent en fin en Bronchioles de moins de 1 mm de diamètre et dépourvues de cartilage. Les bronchioles se ramifient de la même façon jusqu'aux se termine par un renflement, appelé sac alvéolaire, lieu des échanges gazeux (respiration). La bronchiole qui ventile un lobule pulmonaire s'appelle bronchiole terminale dite bronchiole respiratoire de 1er ordre. [10]

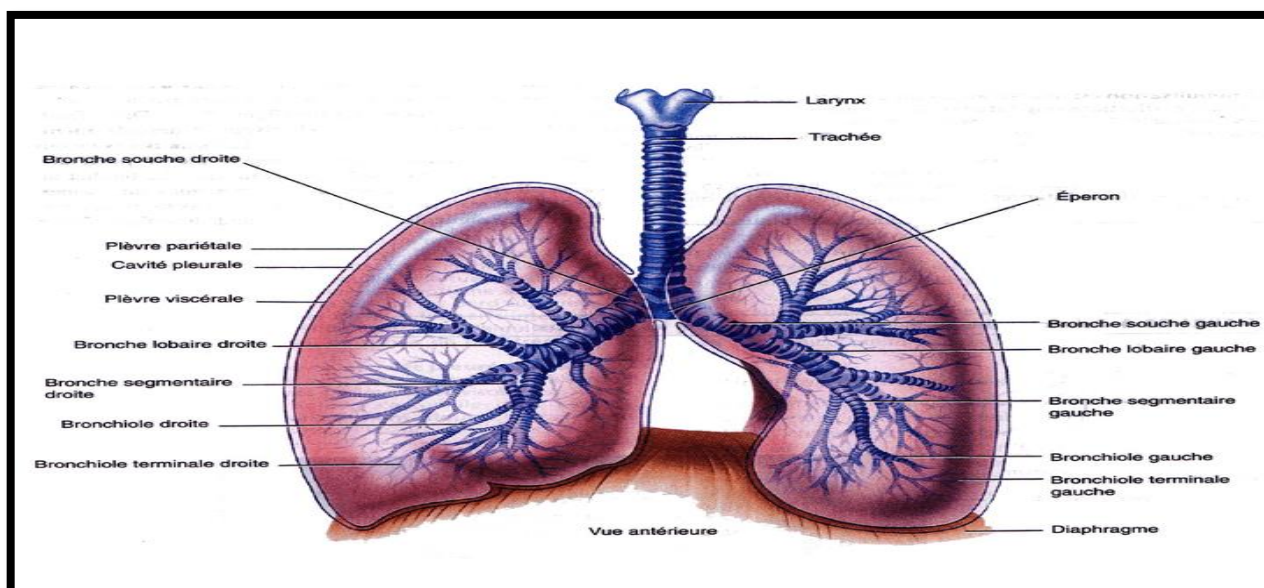


Figure 1.3- LES VOIES RESPIRATOIRES INFÉRIEURES [16]

**-Les alvéoles :** La paroi très fine des alvéoles pulmonaires est d'un côté en contact avec l'air et de l'autre avec les capillaires pulmonaires. Cette membrane est perméable aux gaz. Le surfactant est sécrété par la membrane alvéolaire. Il maintient l'humidité des alvéoles (nécessaire aux échanges gazeux), il évite leur affaissement et facilite l'expansion pulmonaire. Surface alvéolaire environ 80 m<sup>2</sup> pour 300 millions d'alvéoles. [11]

Le lobule pulmonaire est l'unité fonctionnelle du poumon, à son niveau, commence l'apparition des alvéoles, implantés sur les bronchioles intra lobulaires ou bronchioles respiratoires, les dernières bronchioles se terminent par des sacs alvéolaires. Les alvéoles sont le lieu des échanges gazeux, entre l'air et le sang. [8]

**-Les poumons :** des organes volumineux et spongieux, intra-thoraciques pairs asymétriques situés dans l'enceinte creuse de la cage thoracique ; une cavité pleuro-pulmonaire de part et d'autre du médiastin, leur forme est pyramidale, de consistance très élastique et de couleur rose. Elles peuvent contenir en tout 3 litres d'air environ à l'âge adulte. Les deux poumons sont séparés par le médiastin.

Le poumon droit est composé de 3 lobes, le poumon gauche de 2 lobes. La surface des poumons à l'intérieur du thorax est couverte par une mince membrane. [1] Le poumon est équipé d'une double circulation ; fonctionnelle et nutritive. [8]

- Circulation nutritive : artères et veines bronchiques suivent le même trajet que les bronches. Elles pénètrent dans les poumons au niveau du hile pulmonaire. les artères naissent de l'aorte, les veines se jettent dans la veine cave.
- La circulation fonctionnelle : elle assure **l'hématose** (les échanges respiratoires) ; elle est formée par : l'artère pulmonaire (tronc artériel pulmonaire) qui naît du ventricule droit ramène le sang désoxygéné aux poumons et les veines pulmonaires qui transportent le sang Oxygéné du poumon vers le cœur.

**-La plèvre (voir Figure 1.4) :** est formée d'une double membrane séreuse ou feuilletts séreux (viscéral et pariétal) séparé par un liquide en toute petite quantité permettant aux poumons de glisser dans la cage thoracique lors des inspirations et expirations. [11-12]

**-Diaphragme:** Le diaphragme est le muscle principal du système respiratoire. Il est situé en-dessous des poumons. [13]

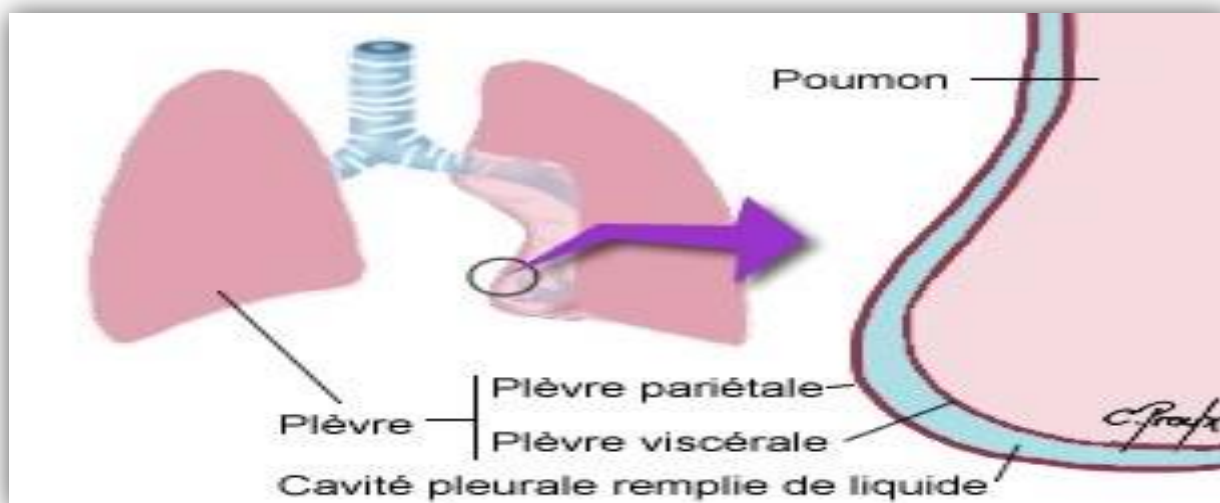


Figure 1.4- La plèvre [11]

**-Les muscles intercostaux:** Les muscles intercostaux sont des muscles retrouvés entre les côtes, qui contribuent au maintien de la paroi de la cage thoracique. Ces muscles sont surtout utilisés lors d'exercices intenses; ils permettent d'augmenter la fréquence respiratoire au besoin. [13]

### 1.2.3.2. Physiologie de la respiration et les phénomènes chimiques :

La ventilation pulmonaire ou la respiration se fait par le diaphragme et les muscles respiratoire qui assurent le changement de l'air contenu dans les poumons. En moyenne, un être humain effectue environ 23 000 cycles respiratoires par jour (16 cycles par minute). [10]

Le sang contient environ 35 % d'hémoglobine en poids et le taux d'oxyhémoglobine est d'environ 95 %, 1 kg d'hémoglobine est capable de transporter environ 1 mg (la densité du sang est proche de 1). Chez un adulte, le cœur pompe au repos environ 4,5 L de sang par minute, qui contiennent 1,5 kg d'hémoglobine, soit 1,45 kg d'oxyhémoglobine qui transporte 1,5 g d'oxygène, donc un adulte au repos consomme environ 1,5 g d'oxygène par minute. Le système nerveux autonome est le responsable de la régulation de la respiration qui assure une coordination entre le système sympathique et le système parasympathique dans la réduction et l'augmentation de l'amplitude et l'accélération du rythme respiratoire. [10]

Les phénomènes chimiques contribuent dans l'hématose et le transport des gaz circulants.

**-L'hématose :** c'est la transformation du sang veineux en sang artériel ; Les échanges alvéolaires qui se font par diffusion à travers la paroi alvéolaire, du milieu à forte concentration vers le milieu à faible concentration. [11]

**-Le transport des gaz circulants :** L'oxygène (O<sub>2</sub>) est transporté par l'hémoglobine contenue dans les globules rouges, elle forme l'oxyhémoglobine, les échanges gazeux au niveau des cellules se font par diffusion. Le dioxyde de carbone ou gaz carbonique (CO<sub>2</sub>) est un déchet du métabolisme cellulaire dissout dans le plasma ou se forme sous forme d'ion bicarbonate (HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>). Le CO<sub>2</sub> joue un rôle important dans la régularisation du pH sanguin. [11]



Dioxyde de carbone + eau      acide carbonique      ion hydrogène + ion bicarbonate

## 1.3. EXPLORATIONS FONCTIONNELLES RESPIRATOIRE:

Le fonctionnement de l'appareil respiratoire est évalué en exploitant des techniques d'explorations fonctionnelles. Ces techniques permettent de mesurer et déterminer des grandeurs et paramètres physiologiques qui sont exploités pour le diagnostic de pathologies respiratoires. Parmi ces grandeurs les volumes respiratoires à partir desquels des paramètres physiologiques sont déduits.

### 1.3.1. Les Phénomènes Mécaniques et les Volumes Pulmonaires :

Durant la respiration, l'air inspiré pénètre dans les poumons, il contient le dioxygène (le gaz qui compose 21% de l'air ambiant), ce dernier passe dans le sang et se fixe aux globules rouges. D'autre part le dioxyde de carbone (le gaz de CO<sub>2</sub>) qui se trouve dans le plasma sanguin va être mélangé avec l'air contenu dans les poumons (pauvre en O<sub>2</sub>, riche en CO<sub>2</sub>), et le tout va être expiré.

Pour passer aux volumes et mécanismes pulmonaires, il faut d'abord connaître les définitions de quelques termes et expressions, comme l'inspiration, expiration, le mécanisme des mouvements respiratoires, La broncho motricité ....



-L'inspiration : C'est un phénomène ACTIF, il se fait quand un volume d'air pénètre aux poumons dans un temps bien spécifié; une entrée d'air dans les voies respiratoires grâce à une différence de pression. Elle se fait par le diaphragme qui s'abaisse refoulant les viscères.

Sous l'action des muscles, les côtes se déplacent en haut, en avant et en dehors. Ces mouvements créent une dépression dans la cage thoracique. Le volume mobilisé à chaque inspiration s'appelle le volume courant.

-L'expiration : C'est un phénomène PASSIF (grâce à l'élasticité du poumon). L'expiration correspond au relâchement des muscles et à la sortie de l'air des poumons, et le diaphragme remonte. Au cours de l'expiration, le même volume d'air ressort des poumons, mais sa composition est modifiée. [11]

Les deux mouvements de la respiration, sont contrôlés par le système nerveux autonome (c'est donc une fonction inconsciente) et s'adaptent aux besoins de l'organisme, suivant son effort.

-Le mécanisme des mouvements respiratoires : Les mouvements respiratoires dépendent des centres respiratoires bulbaires et de quelques facteurs qui sont en relation avec la respiration comme l'augmentation du besoin d'oxygène (métabolisme). Ils se déclenchent par des incitations motrices aux nerfs des muscles inspiratoires. C'est pour ça ils sont automatiques et cyclique. [11]

**Les volumes pulmonaires** : C'est l'ensemble des volumes pulmonaires qui peut être supportés par le poumon, autrement dit c'est la capacité de poumons de contenir des volumes d'air pour le pouvoir respirer. Ils sont représentés sur la figure 1.5 ci-dessous et définis comme suit:

-Le volume courant d'air (VC) (ou le VT (tidal volume)) est le volume échangé lors de l'inspiration et de l'expiration normales. Il est de 0,5 L d'air ou 8 ml/kg.

-Le volume de réserve inspiratoire (VRI) est le volume additionnel possible qui peut entrer dans les poumons lors de l'inspiration forcée. Il est de 2,5 L.

- La Capacité Inspiratoire (CI) est le volume maximal d'air inspiré après une expiration normal, c'est la somme de VRI et Vt soit environ 3,6 L. ( $CI = VRI + VT$ ).

-Le volume de réserve expiratoire (VRE) est le volume expiré de façon forcée à partir de la position d'équilibre, soit après une expiration normale. Il est de 1,5 L.

Le volume de réserve inspiratoire et le volume de réserve expiratoire sont utilisés lorsque le besoin du corps en oxygène augmente et le volume courant ne suffit pas à assurer les échanges gazeux nécessaires, par exemple, lors de l'exercice physique.

-Le volume résiduel (VR) est le volume de gaz restant dans les poumons après une expiration forcée. [11]

-La capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) est le volume d'air restant dans les poumons après une expiration normale (somme des volumes résiduel et de réserve expiratoire soit environ (2,4 L - 3 L)).

-La capacité vitale (CV) correspond au volume d'air mobilisé lors d'une expiration forcée qui suit une inspiration forcée, c'est la somme des volumes suivants : Volume courant, Volume de réserve inspiratoire et Volume de réserve expiratoire, ils correspondent aux volumes mobilisables qui en fait sont échangés lors d'inspirations et expirations forcés ou pas. La capacité vitale est d'environ (4,5 L – 4,8 L).

- la capacité pulmonaire totale (CPT) correspond à la quantité d'air contenu dans les poumons après une inspiration maximale (c'est le somme de tous les volumes soit environ 6 L), «  $CPT = CV + VR = CRF + VRE + CI$  ». [11]

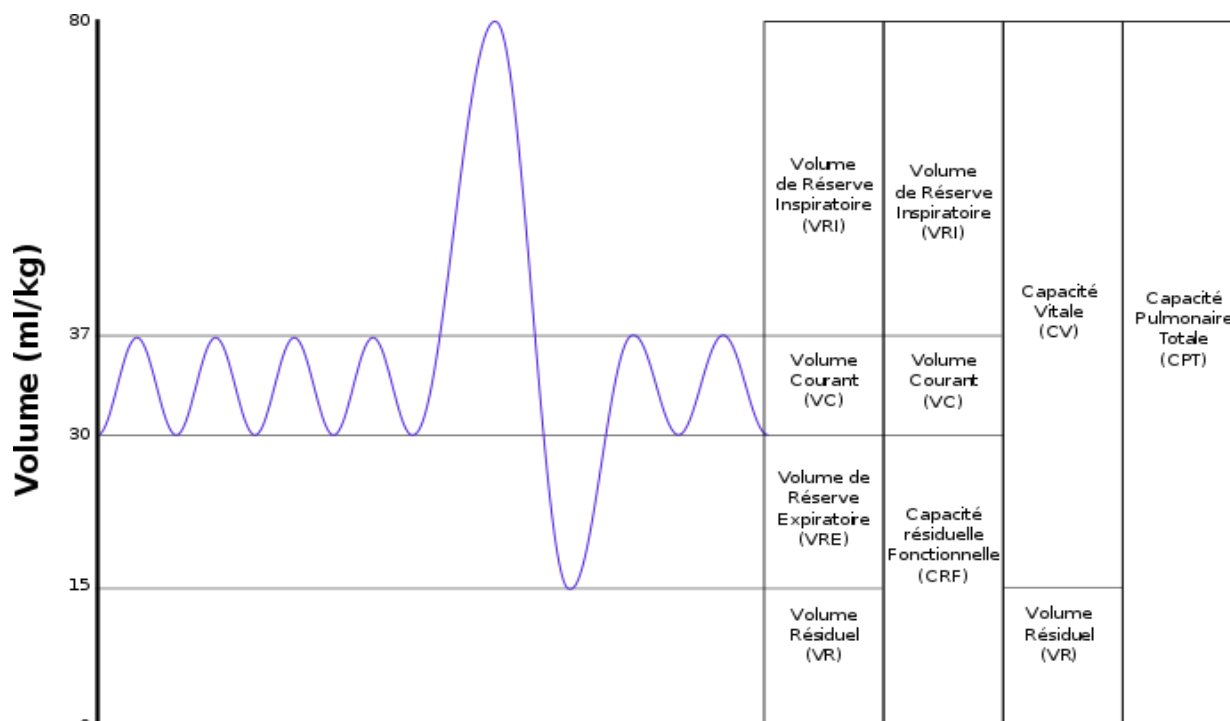


Figure 1.5 Spirogramme présentant les différents volumes pulmonaires. [7]

### 1.3.2. Pathologies respiratoires et paramètres physiologiques:

Les volumes définis en ci-dessus (bien sûr mesurés en utilisant différentes techniques d'exploration fonctionnelle respiratoire) ainsi que d'autres grandeurs physiologiques qui peuvent en être déduits sont utilisés pour le diagnostic de différentes pathologies respiratoires. Ainsi, par exemple le syndrome emphysème des sommets et fibrose pulmonaire des bases combinés (SEF) se caractérise par une dyspnée sévère non expliquée par les explorations fonctionnelles respiratoires (EFR) révélant des volumes pulmonaires et des débits expiratoires subnormaux. [14]

De même, la CRF peut augmenter ou diminuer à causes de pathologies respiratoires. Elle augmente s'il y a des Troubles Ventilatoires Obstructifs (TVO), comme par exemple la Bronchopneumopathie Chronique Obstructive (BPCO) due au tabagisme. [1] La CPT est quant à elle utilisée comme paramètre pour le diagnostic du syndrome restrictif; il se caractérise par une diminution de la CPT. Il est dû à un trouble de la ventilation, Il peut être consécutif à une paralysie des muscles respiratoires (poliomyélite), à un blocage ou à une déformation importante du thorax (spondylarthrite ankylosante, scoliose, etc.) ou à une maladie musculaire (myopathie). Ce syndrome se traduit aussi à la spirométrie et à la pléthysmographie (toutes deux techniques d'explorations fonctionnelles respiratoires) par une diminution des volumes d'air inspirés et expirés. Il se manifeste par un essoufflement à l'effort d'importance variable. Aussi, le syndrome obstructif est une affection caractérisée par une diminution du calibre des bronches. Il est dû à un trouble de la ventilation d'origine bronchique (diminution du débit de l'air dans les voies respiratoires) provoqué par un asthme (trouble rapidement réversible) ou par une maladie liée au tabagisme. La spirométrie montre une diminution des débits d'air, plus particulièrement du VEM/S. (volume expiratoire maximal par seconde) alors que les volumes pulmonaires (CVF, capacité vitale forcée) sont moins diminués, et des anomalies de la courbe débit-volume dans le cas où les bronchioles (petites bronches) sont atteintes. Un essoufflement à l'effort apparaît dans les formes évoluées ou en période de crise d'asthme. [9]

### 1.3.3. Techniques d'explorations fonctionnelles respiratoires :

Comme décrit en ci-dessus, Il existe deux types des volumes pulmonaires ; mobilisable et non-mobilisable, les volumes mobilisables sont les volumes peuvent être inspirés ou expiré, ils sont relativement faciles à mesurer. Cependant, comme la CRF comprend le volume résiduel, non-mobilisable, sa mesure est difficile et nécessite le recours à des techniques sophistiquées. Pour mesurer les volumes gazeux que les poumons peuvent contenir, Il existe plusieurs examens le plus souvent pratiqués dite les explorations fonctionnelles respiratoires. Elles offrent une large palette d'examens et donc de techniques visant à évaluer la manière dont fonctionne le système respiratoire. Cette évaluation oriente le diagnostic et elle permet le suivi évolutif des pathologies respiratoires, avec ou sans traitement. [1]

Parmi ces techniques EFR, la spirométrie ; qui permet d'étudier les débits ventilatoires et les volumes mobilisables, Elle permet de diagnostiquer une obstruction des bronches (ex : asthme, BPCO). Il s'agit de l'examen de base des EFR. De même, la pléthysmographie permet de mesurer l'ensemble des volumes pulmonaires, y compris le volume résiduel. Cet examen est réalisé dans une cabine fermée dans laquelle le patient est assis sur un siège. La capacité de diffusion pulmonaire est un examen respiratoire aussi qui permet d'évaluer le transfert de l'oxygène des alvéoles pulmonaires aux vaisseaux sanguins. Aussi la gazométrie artérielle (mesure des gaz du sang) est une ponction de sang dans l'artère (et non dans la veine comme les prises de sang classiques). Celle-ci permet de connaître la pression en oxygène ( $pO_2$ ) et en dioxyde de carbone ( $pCO_2$ ) dans le sang artériel. Et autres examens spécifiques peuvent être demandés par le pneumologue tels que la mesure des résistances pulmonaires, le test de provocation à la méthacholine (pour dépister une hyper-réactivité bronchique), la mesure de la puissance des muscles respiratoires (P<sub>I</sub>max, P<sub>E</sub>max et SNIP test), ou le test d'hyperoxie (recherche d'un shunt). [15] En fait, il y a plusieurs techniques EFR qui sont utilisées; dans ce qui suit les plus couramment utilisées sont brièvement décrites.

#### 1.3.3.1. La spirométrie : (figure 1.7)

Elle explore les volumes pulmonaires mobilisables, notamment le volume expiratoire maximum au cours de la 1ère seconde lors d'une expiration forcée, à partir de la capacité pulmonaire totale (CPT) et la capacité vitale forcée (CVF) et lente (CVL). C'est volumes sont exprimés à la fois en valeur absolue et en pourcentage de la valeur prédite (par rapport à des données issues d'études portant sur des centaines de sujets). [4]

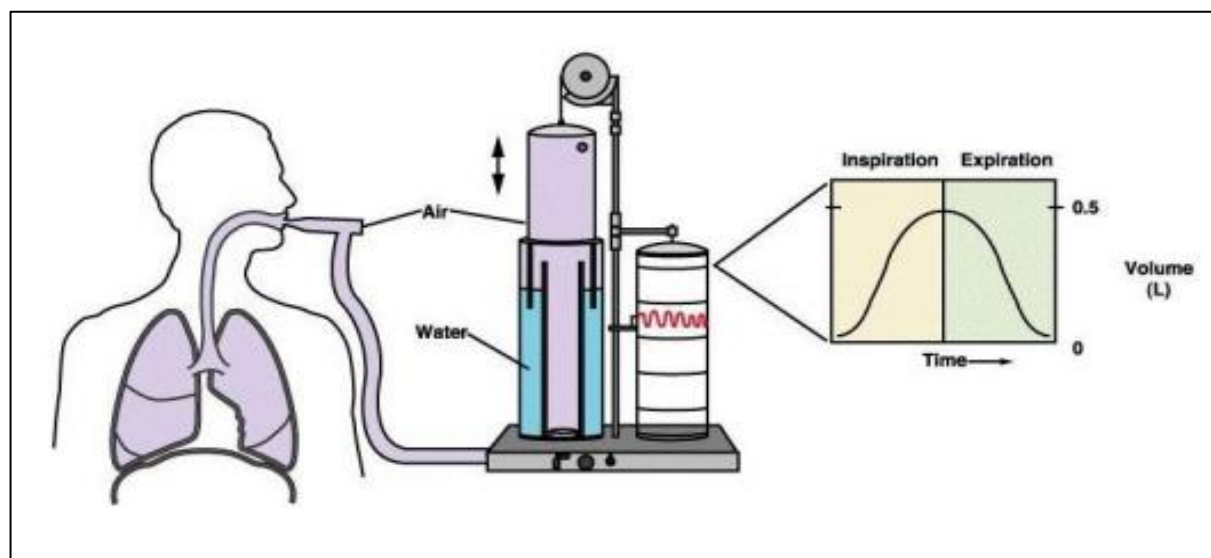


Figure 1.7 La spirométrie simple [1]

**Description :** La spirométrie est une mesure physiologique de la façon dont un sujet inspire ou expire des volumes de gaz au cours du temps. Elle mesure donc des volumes mobilisables. Le spiromètre simple comporte une cloche attachée à un bac par des joints étanches est connectée au patient, Le tube reliant ainsi la cloche à la bouche du patient permet l'échange des volumes inspirés et expirés entre l'appareil et la personne qui avait précédemment mis un pince-nez pour qu'aucun volume gazeux pulmonaire ne s'échappe dans l'air ambiant et la cloche monte pendant l'expiration et descend pendant l'inspiration de manière proportionnelle aux volumes mobilisés. La respiration produisant du CO<sub>2</sub>, des granules de chaux sodée (qui ont la propriété d'absorber le CO<sub>2</sub>) sont placés au niveau de la voie expiratoire afin d'éviter que la cloche ne s'en remplisse. Comme le volume de la cloche est limité, une arrivée d'O<sub>2</sub> est placée pour que le patient puisse respirer pendant la mesure (Figure 1.8). [19]

La spirométrie c'est une technique qui offre le moins de résistance, c'est à dire qui demande le moins d'effort au patient mais elle est bactériologique ; contamination facile par le patient car le tuyau est dans sa bouche.

Ils sont considérés comme anormaux lorsqu'ils sont inférieurs à 80 % de la valeur prédite ou supérieurs à 20 % de la valeur prédite. Les termes valeur théorique ou de référence sont souvent utilisé comme synonymes de valeur prédite. Mesure les volumes pulmonaires mobilisables en fonction du temps (figure 1.9).

On peut également mesurer les débits expiratoires et inspiratoires à différents niveaux de volumes pulmonaires grâce à des spiromètres électroniques qui calculent la dérivée du volume par unité de temps (débits) et donc permettent d'exprimer le débit en fonction du volume. Ces spiromètres dits « débit-métriques » fournissent une courbe débit-volume (voir la figure 1.10). Le VEMS et CV peuvent aussi être mesurés par cette méthode, le débit expiratoire de pointe (DEP) et débit expiratoire moyen (DEM) à un pourcentage de la capacité vitale. [18]

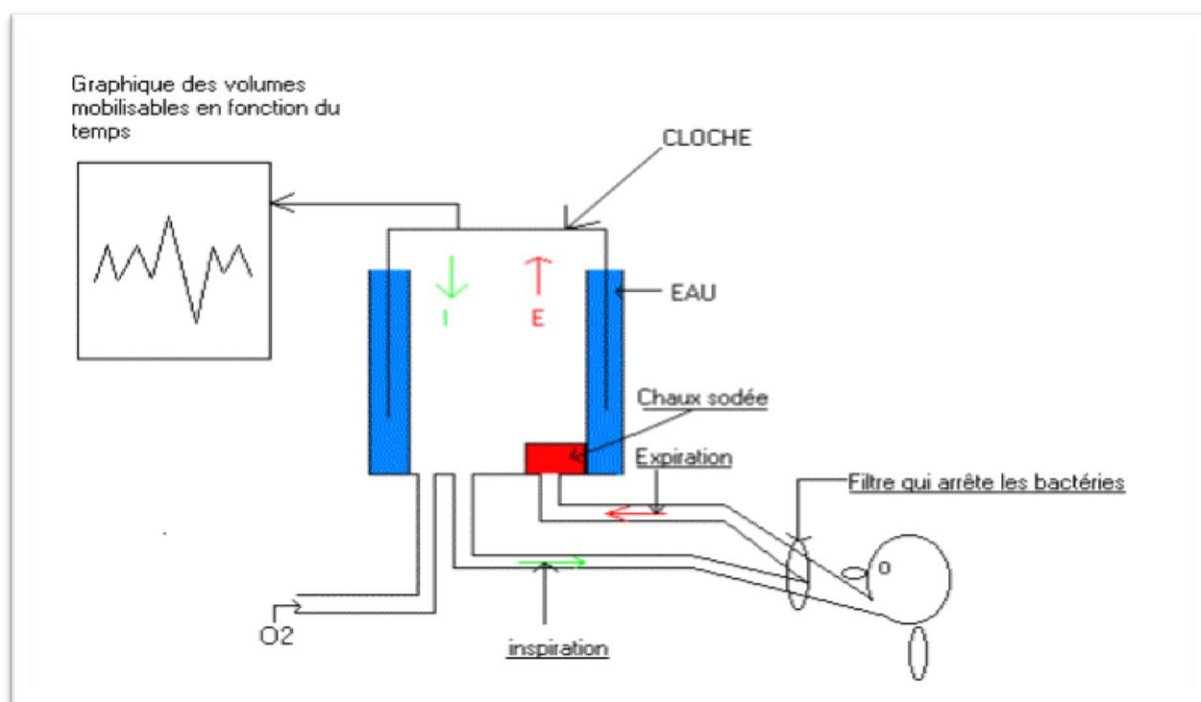


Figure 1.8 Un schéma simple d'un spiromètre. [19]

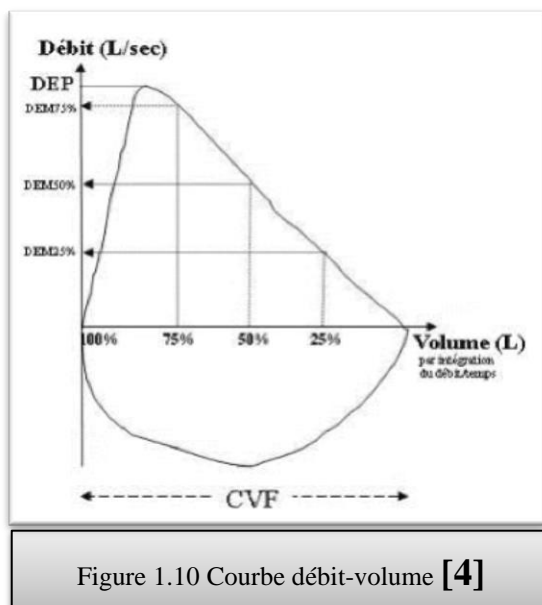


Figure 1.10 Courbe débit-volume [4]

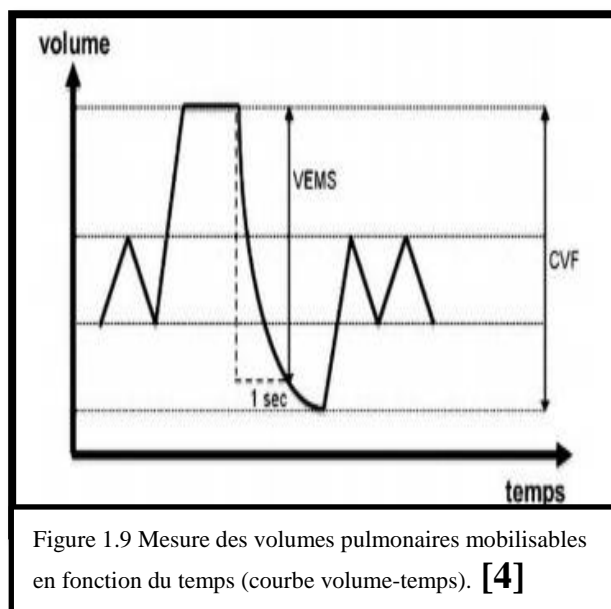


Figure 1.9 Mesure des volumes pulmonaires mobilisables en fonction du temps (courbe volume-temps). [4]

### 1.3.3.2. Fluxmètre à vanne rotative :

C'est une technique qui permet de mesurer le débit pendant la respiration du patient par la rotation d'une turbine. La respiration du patient (expiration et inspiration) fait tourner la turbine grâce à une hélice. L'enregistrement de nombre de rotation par minute se transforme en information (débit) sous forme des litres par minutes et la conversion du débit d'air en tension se fait par un moyen optique et le nombre de rotation et proportionnelle au débit. [22]

### 1.3.3.3. Anémomètre à fil chauffant :

C'est un procédé qui mesure la résistance électrique d'un fil (chauffant) en relation avec le débit d'air, ce fil est élément senseur à la température (thermistance) dont leur résistance est variable par rapport au changement de la température. Cet examen se fait par le souffle dans un tube qui contient un capteur thermique dans des certaines conditions (La température de l'homme  $>37^{\circ}$ ).

L'inconvénient majeur cette technique est d'être incapable de distinguer entre l'inspiration et l'expiration (le sens de flux). [22]

### 1.3.3.4. Les ultrasons :

Cette technique utilise deux capteurs ultrasonores (pour l'émission et réception) bien disposés dans un embolo où le flux d'air se circule. Parmi les avantages de cette technique est l'indépendance entre la mesure et des grandeurs naturelles (température, humidité, pression...) et ce que nous donnent des bons résultats.

Le principe basé sur l'effet doppler qui consiste à étudier les ultrasons traversés le flux d'air dans le tube précisément la fréquence doppler). En fonction de l'air, la propagation des ultrasons sera différente en absence de l'air. Les capteurs se trouvent dans des cotés opposées et donc la réception peu prendre de temps quand l'impulsion d'ultrasons pénètre ce flux d'air pour atteindre l'autre capteur. [22]

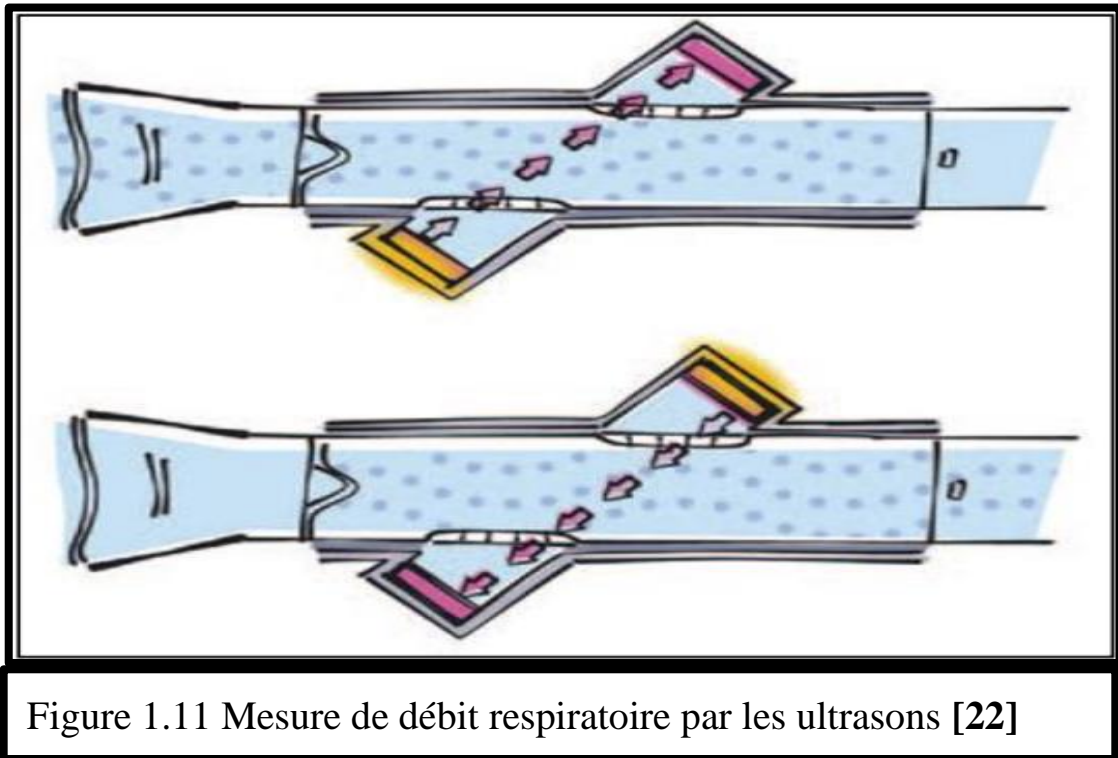


Figure 1.11 Mesure de débit respiratoire par les ultrasons [22]

#### 1.3.3.5. Volumes pulmonaires statiques non mobilisables :

Les volumes pulmonaires statiques comportent la capacité pulmonaire totale (CPT), la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) et le volume résiduel (VR). Ces volumes sont non mobilisables car ils comprennent tous le VR, volume gazeux présent dans les poumons à la fin d'une expiration forcée et donc non mesurable par « mobilisation ». Ils sont dits statiques car ils sont situés à un moment du cycle respiratoire où le débit est nul (théoriquement). Le système respiratoire à l'équilibre (volumes statiques) a des forces pour les trois volumes qui sont la CPT, la CRF et le VR. La CRF correspond au volume de gaz présent dans les poumons à la fin d'une expiration normale au repos (position d'équilibre du système respiratoire) et reflète donc directement la pression de rétraction élastique pulmonaire si la paroi est normale. La détermination de la CRF est la composante clé dans la mesure des volumes pulmonaires, et peut être évaluée par les méthodes de pléthysmographie corporelle, par des méthodes de dilution/rinçage gazeux, ou par radiographie. La CRF pléthysmographique tient compte de tous les compartiments pulmonaires ventilés et non ventilés, et par conséquent produit des résultats plus élevés que les méthodes de dilution/rinçage gazeux. Classiquement, chez les patients avec une obstruction sévère, ou un emphysème, les méthodes de dilution/rinçage gazeux sous-estiment la valeur réelle de la CRF. Toutefois, une étude récente suggère que lorsque la mesure par dilution est prolongée, elle pourrait donner des résultats plus proches de la valeur de volume mesuré par scanner thoracique que la méthode pléthysmographique qui tend à l'inverse à surestimer les volumes. Après mesure de la CRF, la CPT et le VR peuvent être calculées. [18]

### 1.3.3.6. Mesure de la CRF :

#### Mesure de la CRF par pléthysmographie corporelle :

La pléthysmographie corporelle se fonde sur la loi de Boyle selon laquelle, dans des conditions isothermes, lorsqu'une masse constante de gaz est comprimée ou décomprimée, le volume du gaz diminue ou augmente, et la pression du gaz varie de façon à ce que le produit du volume et de la pression reste constant à tout moment. Les modifications du volume thoracique qui accompagnent une compression ou une décompression du gaz dans le poumon pendant les manœuvres ventilatoires peuvent être mesurées avec la pléthysmographie corporelle, en mesurant la pression, le volume et débit. Quelle que soit la méthode, le principe consiste à faire respirer normalement ou faire haleter le sujet pendant quelques secondes, les voies aériennes étant occluses par un clapet. Les variations de pression/volume/débit dans le pléthysmographe permettent de calculer le volume gazeux thoracique (VGT), qui est ensuite éventuellement corrigé pour obtention de la CRF pléthysmographique. [18]

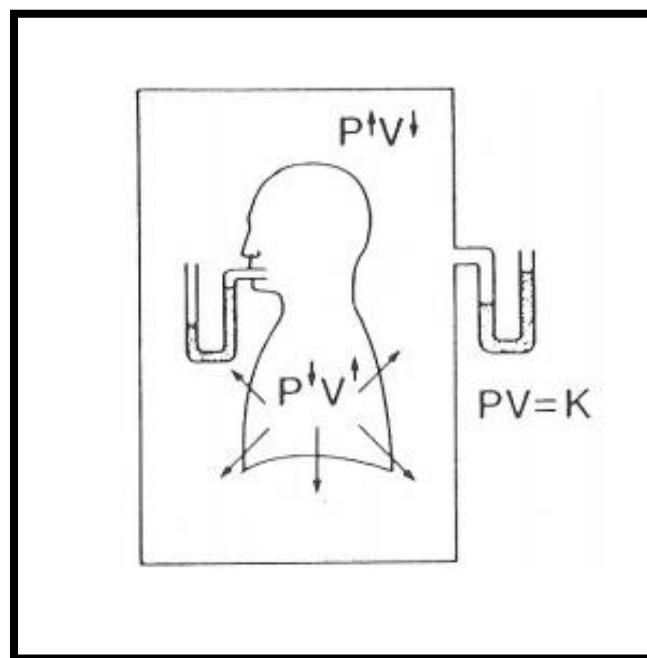


Figure 1.12 Un schéma représente la pléthysmographie corporelle [20]

**Principe détaillé [20] :** La pléthysmographie corporelle permet 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 (Pleth) (CRF déterminée par la méthode pléthysmographique) doit se faire en fermant hermétiquement la cabine. Nous en verrons les raisons par la suite. 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 :

$$P \cdot V = (P + \Delta P) (V + \Delta V) \text{ D où : } \Delta V = -V / P \cdot \Delta P$$

Si les  $\Delta P$  sont négligeable, on obtient :

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

#### Mesure de la CRF par dilution de l'hélium :

Cette méthode est basée sur le principe de l'équilibration des gaz dans le poumon en utilisant un volume de gaz connu contenant de l'hélium, ne traversant pas la barrière alvéolo-capillaire. La mesure est réalisée en

ventilation courante jusqu'à équilibration de la concentration d'hélium qui prend souvent plusieurs minutes (on ne fait en règle générale qu'une seule mesure [ou plutôt deux mesures chez l'enfant] qui doit être interprétée avec prudence. Dans notre pratique, cette méthode est à réserver en cas d'échec/impossibilité de la mesure pléthysmographique ou en complément (mesure du volume piégé). Le principe est simple, le patient est relié à un circuit fermé (spiromètre volumétrique) de volume V contenant une fraction connue d'hélium FHe. Il va alors respirer, à partir de la CRF, un gaz dont la composition est connue. À l'équilibre, la fraction d'hélium est équilibrée dans l'ensemble du volume composé du circuit et des poumons du sujet. La fraction d'hélium initiale aura donc diminué jusqu'à sa valeur d'équilibre FHeeq. L'hélium étant un gaz qui ne franchit pas la barrière alvéolaire, la CRF peut alors être calculé à partir de la loi de conservation des masses. [18]

$$V \times F_{He} = (V + CRF) \times F_{Heeq} \text{ et } CRF = V \times (F_{He} - F_{Heeq}) / F_{He}$$

**Description :** 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 ré inspirer 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'O<sub>2</sub>, 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. 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'O<sub>2</sub> est une cellule à pression partielle fonctionnant suivant le principe d'électrochimies qui consiste en un transfert de charges s'accompagnant de modification d'état d'oxydation des matériaux et donc de leur nature physico-chimique. Le patient respire normalement et de façon régulière. Après quelques cycles, le sujet est connecté au système fermé décrit ci-dessus. On observe à l'écran la concentration d'hélium qui diminue lors de sa dilution dans les poumons du patient. Généralement, l'équilibre est atteint en trois minutes. Ce temps de dilution peut durer plus longtemps notamment pour des patients très obstructifs mais ne doit pas excéder les huit minutes (au-delà, l'hélium peut potentiellement franchir la barrière alvéolo-capillaire). A l'équilibre, la valeur de la fraction d'hélium permet de calculer la CRF. Un seul résultat satisfaisant est suffisant pour valider l'examen de mesure de la CRF (He). [20]

#### Mesure de la CRF par rinçage à l'azote [18] :

Bien que le principe du rinçage soit différent de celui de la dilution à l'hélium, le N<sub>2</sub> peut ici être qualifié de «gaz traceur » étant donné que c'est sa quantification qui permet la mesure de la CRF. Le patient est relié à un circuit ouvert où le gaz inspiré n'est plus l'air ambiant mais de l'oxygène pur. Au cours du rinçage, qui fait passer la concentration d'azote FN<sub>2</sub> de 79 % à moins de 1,5 %, le gaz expiré est analysé et le volume d'azote expiré est donné par l'équation suivante :

$$FN_2 + FO_2 + FCO_2 = 100 \% \text{ et } CRF \times 0.79 = FN_2$$



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

$$\text{CRF} = [100 \% - (\text{FO}_2 + \text{FCO}_2)] / 0.79$$

### 1.3.3.7. Pléthysmographie pulmonaire :

La pléthysmographie mesure la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) des poumons et la capacité de poumon totale. La pléthysmographie et les techniques de dilution gazeuse (dilution à l'hélium) permettent de mesurer le volume pulmonaire statique ou "non mobilisable", c'est à dire le Volume Résiduel (VR= le volume d'air qui reste dans le thorax quand on a fini d'expirer à fond). Ceci permet donc de calculer notamment la Capacité Pulmonaire Totale (CPT = tout l'air que peut contenir un thorax en fin d'inspiration forcée) qui est la somme VR + CV. [18]

La Loi de Boyle est utilisée pour calculer le volume inconnu dans les poumons. Premièrement, la variation du volume de la caisse est connue. Avec la pression initiale et le volume de la boîte sont mis égaux à la pression calculé après que l'expansion chronomètre le nouveau volume inconnu. Dès qu'on atteint un volume, la différence entre le nouveau volume et le volume original est la variation dans le volume dans la boîte et dans la caisse, donc avec la loi de Boyle on obtient le volume final de gaz. Ensuite, pour une évaluation de maladies, on peut faire la différence entre les poumons pleins et vides. Par exemple dans une maladie obstructionniste on trouve que le CRF augmenté car il y a des compagnies d'aviation ne se vident pas normalement. Contrairement dans une maladie limitative le CRF diminué. Finalement le corps pléthysmographie est bénéficié aux gens qu'ont des problèmes au niveau de communication entre les espaces aériens et l'arbre des branches. La dilution de gaz peuvent donnerait une mauvaise basse lecture. [1]

Les différentes méthodes de pléthysmographie :

- **La pléthysmographie optoélectronique** : est une technique non invasive qui permet d'évaluer des volumes pulmonaire par la mesure en 3D des mouvements de la cage thoracique et de l'abdomen. Elle détermine les compartiments pulmonaires et étudie du pattern ventilatoire en ventilation spontanée, au cours des manœuvres forcées, sous ventilation. Parmi ses avantages majeurs, elle est non-invasive et une exploration dynamique (asymétrie). Comme elle est dans des différentes positions : assis et décubitus, elle n'est pas une calibration spécifique, elle n'est pas influencé par le milieu ambiant et ses mesures ne sont pas influencées par les fuites. [21]
- **La pléthysmographie d'inductance respiratoire (Respiratory Inductance Pléthysmograph : PRI)** : En 1967, Konno et Mead ont montré que le thorax et l'abdomen se comportaient mécaniquement comme un système de deux compartiments, influençant indépendamment sur le volume du système respiratoire. Ainsi, le volume ventilé peut être estimé comme une combinaison linéaire des variations de volumes thoracique et abdominal. [8] Le but visé par ce travail c'est d'obtenir une relation entre le mouvement de la surface d'un compartiment et les variations de son volume. En 1976, Cohn et al. [6] ont présenté un nouveau transducteur pour la surveillance de la respiration non invasive, c'était la première fois que la PRI qui consiste essentiellement de deux bobines l'une entourant la cage thoracique et l'autre l'abdomen a été introduite. La PRI (voir figure 1.13) est basée sur une mesure électromagnétique des variations de surface d'une section et fait appel aux propriétés des courants induits par un champ magnétique dans une bobine qui dépend de la

surface entourée par cette bobine. Les bobines sont couramment réalisées par des fils conducteurs, isolés, cousus en zigzag sur un tissu (souvent sous forme de bande) extensible, chacun est relié à un oscillateur, entourant le thorax et l'abdomen, l'étirement des spires dues aux variations des volumes thoracique et abdominal. Les caractéristiques des bobines et leurs supports sont bien déterminés expérimentalement particulièrement leurs sensibilités et linéarités qui peuvent toujours être améliorées à travers leurs conceptions. En effet l'objectif étant que des changements de surface de ces bobines soient appréciables sous l'effet de la ventilation faisant modifier la forme des compartiments thoracique et abdominal selon Martinot-Lagarde et al.[9] La PRI peut être sensible à certains artéfacts causés par l'activité cardiaque, le mouvement de sujet ou les modifications des paramètres externes telles que la température et le son.[10] Il est alors important de tenir compte de ces artéfacts et les filtrés pour garantir de bonnes mesures de volumes respiratoires. Cette technologie est aussi recommandée pour mesurer l'effort respiratoire.[11] De nos jours, le PRI est largement utilisé dans les centres du sommeil à travers le monde.[12] Certaines applications PRI ont été utilisées pour distinguer l'apnée centrale de l'apnée obstructive au cours d'études du sommeil, détectant une respiration paradoxale ou légère déphasages, et en mesurant le volume réel du flux d'air à créer une «boucle débit volume».[11] Compte tenu de ces diverses applications différents dispositifs exploitant ce principe sont développés au niveau industriel et commercialisés.

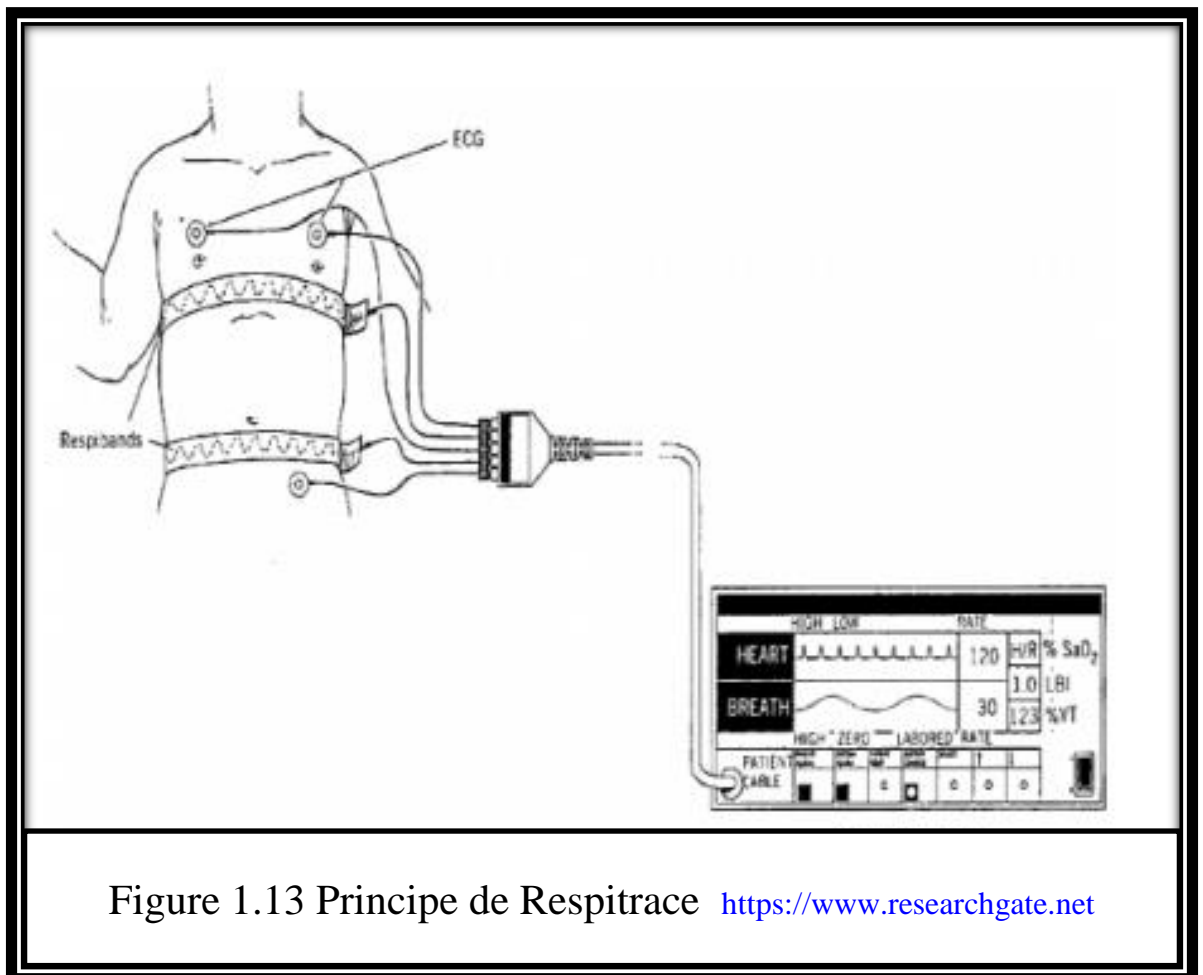


Figure 1.13 Principe de Respitrace <https://www.researchgate.net>

#### **1.4. Conclusion**

A travers ce chapitre une étude théorique sur le terme d'exploration fonctionnelle respiratoire a été présentée. L'étude commençant par une brève définition de la respiration et son principe et une description générale de l'appareil respiratoire. Une étude sur la physiologie de la respiration et les phénomènes chimiques était ensuite faite suivi de la description du phénomène de la respiration et ces échanges gazeux chez les autres êtres vivants. Par la suite une étude sur le mécanisme de la respiration et la capacité pulmonaire illustré par une figure représentant la majorité des volumes pulmonaires a été détaillée. Finalement une description des différentes techniques d'exploration fonctionnelle respiratoire était faite avec un intérêt particulier à la technique de pléthysmographie par inductance qui en fait constitue le principe adopté dans notre réalisation.

# **CHAPITRE 2 : Étude Et Réalisation Du Dispositif D'exploration Fonctionnelle Par Pléthysmographie D'inductance**

## 2.1. INTRODUCTION

La Pléthysmographie Respiratoire par Inductance est une technique d'exploration fonctionnelle non-invasive basée sur la mesure électromagnétique des variations de surface d'une section et fait appel aux propriétés des courants induits par un champ magnétique dans une bobine qui dépend de la surface entourée par cette bobine.

En fait, cette bobine sera disposée dans des bandes élastiques entourant le thorax et le haut de l'abdomen. Les variations des volumes thoraciques dues à la respiration entraînent l'étirement des spires des bobines et par conséquent une variation de la section résultant en des changements des valeurs des bobines. Ces variations sont alors mesurées ce qui va permettre de déduire les volumes respiratoires. Ce principe est alors exploité dans ce travail pour la réalisation du dispositif d'exploration fonctionnelle respiratoire. Ainsi, le schéma bloc proposé pour cette réalisation est présenté sur la figure 2.1 ci-dessous. Il est constitué par les capteurs, leurs conditionnements, la mise forme des grandeurs détectées, le circuit de pilotage et numérisation, le circuit de transmission des données vers un PC pour traitement et affichage des volumes et débits.

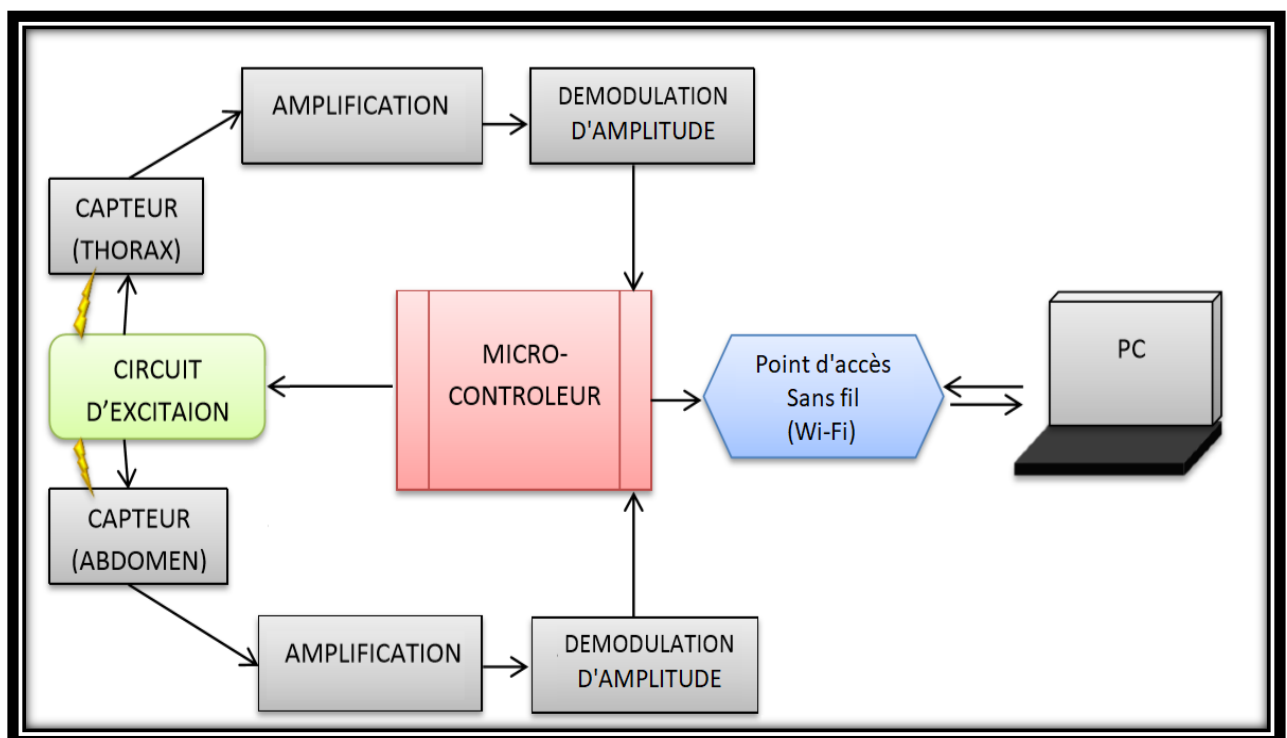


Figure 2.1 Schéma bloc du travail

## 2.2. LES CAPTEURS :

Comme cela était décrit ci-dessus, l'élément essentiel constituant les capteurs est la bobine. En fait, les bobines sont cousues sur des bandes élastiques, qui sous l'effet de la respiration leurs sections vont changer et par conséquent les valeurs de leurs inductances vont changer. Le principe de cet effet est décrit dans ce qui suit.

### 2.2.1. Le principe physique de la bobine :

Lorsqu'un courant alternatif  $i$  traverse une bobine d'aire  $A$ , un champ magnétique  $B$  parallèle à  $i$  est créé.

Ce dernier va générer un flux électromagnétique  $\varphi$  tel que :  $\varphi = \oint \vec{B} \cdot d\vec{A}$

Si le champ magnétique  $B$  est uniforme sur la aire  $A$ , si la fréquence de  $\vec{B}$  est très grande que la fréquence de variation de  $A$  et si l'orientation géométrique de  $A$  par rapport à  $B$  est stable on obtient  $\varphi = B \cdot A$  [16]

L'inductance de cette bobine est le quotient du flux de ce champ magnétique par l'intensité du courant traversant le circuit donné par  $L = \frac{\varphi}{i}$ . [16]

Dans le cas où les trois conditions sont toutes vérifiées. On obtient  $L = \frac{BA}{i}$  alors la variation de l'inductance de la bobine est proportionnelle à la variation de surface par la relation :  $\Delta L = \frac{B}{i} \Delta A$  ..... (1)

Par conséquent si cette bobine est disposée dans un circuit oscillant (Oscillateur LC) et sachant que la pulsation d'un tel circuit est donnée par:  $\omega = 2\pi f = \sqrt{\frac{1}{LC}}$  avec  $f$  : la fréquence de résonance,  $L$  : l'inductance propre de la bobine et  $C$  : la capacité du condensateur.

Alors la fréquence de résonance est :  $f = \frac{\sqrt{\frac{1}{LC}}}{2\pi}$  ..... (2)

Ainsi, en considérant les équations (1) et (2), une variation de surface de la bobine entraîne une variation de  $L$  et par conséquent une variation dans la fréquence de résonance du circuit LC. La bobine  $L$  pour maintenir la valeur du courant  $i$  constante) traversant la bobine est constant alors le potentiel  $U$  aux bornes de la bobine  $L$  est donné par :  $U = \frac{L di}{dt}$  (équation 3). Cependant la variation de  $L$  ne dépend pas seulement de là l'aire  $A$ , mais aussi d'autres paramètres tels que la section  $S$  du fil ou encore le nombre de spires  $N$  des bobines. Voir équation 4 ci-dessous. A ce sujet, différentes configurations de réalisations ont été faites et étudiées. Celles-ci sont détaillées dans ce qui suit.  $L = N^2 \mu_0 S / l$  L'équation (4) avec  $L$  : l'inductance de la bobine,  $N$  : nombre de spires,  $\mu_0$  : constante magnétique,  $S$  : la section de la bobine et  $l$  : la longueur de la bobine.

### 2.2.2. L'effet de la section du fil :

Pour étudier l'effet de la section du fil sur la sensibilité du capteur on a réalisé trois capteurs (bobines) de même hauteur (5 cm) et de longueur (60 cm) mais de sections  $S$  du fils différents (fine, moyenne et large). L'étude que nous avons menée a montré que lorsque la section diminue la sensibilité du capteur augmente et vis versa. Ceci s'explique par le fait que c'est quand la section du fil diminue sa flexibilité augmente (il devient souple) et alors il ne freine plus la bande élastique dans laquelle il est cousu; il devient plus souple et par conséquent il peut suivre les petites variations de la cage thoracique sous l'effet de la respiration en plus bien sûr de la valeur de l'inductance qui devient plus importante (voir équation (4) ci-dessus). Par contre lorsque la section du fil augmente, sa flexibilité diminue freinant ainsi la bande élastique, donc diminuant sa sensibilité aux variations de la cage thoracique en plus bien sûr de la diminution de l'effet inductif (diminution de la valeur de  $L$ ) voir équation (4) ci-dessus). Il est alors judicieux de faire un compromis dans le choix de la section du fils et de la sensibilité recherchée.

### 2.2.3. L'effet du nombre de spires :

Une autre étude sur le choix de la conception du capteur a aussi été menée. Il s'agit de l'étude de l'effet du nombre de spire  $N$  de la bobine (avec la même section du fil) sur la sensibilité du capteur aux variations dues aux changements du volume de la cage thoracique. Trois bobines identiques (même section, même longueur, même forme cousu sur les bandes élastiques) de nombres de spires respectivement 2, 4 et 6 ont été réalisées

et cousu sur la bande élastique. L'étude qui a été menée sur la sensibilité du capteur aux variations de la cage thoracique a montré que lorsque le nombre de spires augmente la sensibilité du capteur augmente. Ceci est clairement décrit à travers l'équation (4) ci-dessus qui montre que la valeur de l'inductance  $L$  augmente lorsque le nombre de spires augmente.

#### 2.2.4. La conception du capteur :

Maintenant la question qui se pose est la suivante : comment la configuration du fil cousu le long de la bande et ses paramètres affectent-ils les caractéristiques du capteur ? On a trouvé dans la littérature [26] que la seule description technique détaillée sur la réalisation du capteur était l'étude de l'effet de la taille et la forme d'enroulement des spires sur la sensibilité et la linéarité de réponse du capteur. Dans leur travail, les auteurs ont réalisé trois capteurs de même forme d'enroulement des spires (forme sinusoïdale), hauteur (2.2 cm) et longueur (30 cm) avec des pas différents ( $a=1$  cm,  $b=1.5$  cm,  $c=3$  cm) comme illustré dans la figure 2.2.

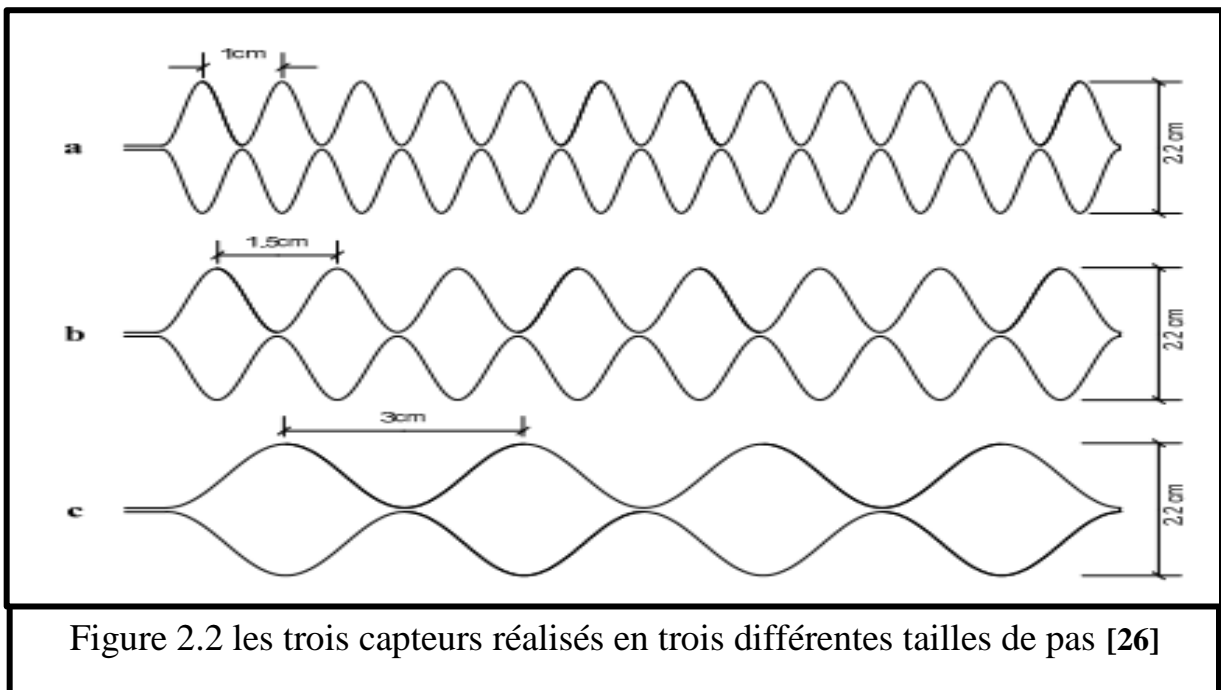


Figure 2.2 les trois capteurs réalisés en trois différentes tailles de pas [26]

Dans notre réalisation du capteur, et tel que décrit en ci-dessus, différentes structures ont été réalisées et étudiées en vue de choisir la plus optimale. Ces réalisations étaient basées sur le choix de la section du fil utilisée pour les bobines; le nombre de spires ainsi que la largeur de la bande (l'aire de la spire). L'étude était menée sur la sensibilité du capteur aux variations de la cage thoracique sous l'effet de la respiration pour chaque structure réalisée. On a choisi la forme sinusoïdale en raison de son efficacité prouvée par les travaux précédents et de sa facilité de construction (la forme la plus utilisée dans la plupart des dispositifs commercialisés). De plus on a fixé la taille de pas à 1 cm suivant les études précédentes qui ont montrés que la linéarité optimale est obtenue pour cette taille de 1cm.

On a essayé plus que trois types de fils de cuivre isolé et le cousu en zigzag dans des différentes positions, le premier fil d'une section importante ( $\approx 1$ mm) dans un seul linge sur une bande de 2.5cm élastique (voir figure 2.3) ; mais on a trouvé que le fil de cuivre est plus dure que la bonde élastique et le retour vers la position initial est difficile, donc inconfortable pour le patient. La section du fil a été changée à une valeur moyenne de 0.1mm moyenne ( $\approx 0.1$ mm).

Ce fil est cousu en forme sinusoïdale en deux lignes (attachées au bout) sur une bande plus souple et élastique que la première (de 5 cm de largeur) (voir figure 2.4). Toutefois les mesures faites sur la sensibilité du capteur n'ont montré aucune variation d'inductance par rapport à la première configuration.



Figure 2.3 Bobine par un seul fil en une seule ligne

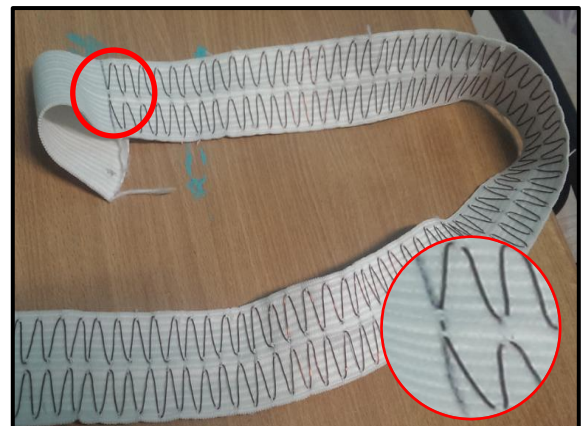


Figure 2.4 Bobine par un seul fil en deux lignes

Une troisième structure de configuration du capteur a été réalisée et étudiée toujours vis à vis de la sensibilité du capteur aux variations de la cage thoracique sous l'effet de la respiration. Cette structure de configuration consiste à coudre sur une bande élastique six bobines (enroulées en zig-zag) en fils de cuivre de section 0.01mm (voir figure 2.5). Ces bobines espacées l'une au-dessus de l'autre sur la bande élastique sont interconnectées tel que le début de la 1ère bobine est utilisée comme entrée au courant d'excitation, la fin de cette dernière est connectée au début de la 2ème, la fin de la 2ème est connectée au début de la troisième ainsi de suite jusqu'à la 6ème bobine ou la fin de son enroulement est utilisée comme sortie pour fermer la boucle. Ces interconnexions entre les bobines sont réalisées à travers des boutons à pression en métal (de très faible résistance) et renforcées par des scratches autocollants. Cette configuration de structure a permis d'obtenir la meilleure sensibilité comparativement à celles obtenues par les deux précédentes. C'est la structure retenus dans la réalisation du dispositif.



Figure 2.5 La chronologie de la conception de capteur pléthysmographie respiratoire



## 2.3. Le circuit d'excitation (oscillateurs) :

### 2.3.2 Les oscillateurs :

Comme cela était décrit au-dessus, la valeur  $L$  de l'inductance du capteur va changer sous l'effet des variations de la cage thoracique dues aux mouvements respiratoires. Pour détecter ces variations la bobine du capteur va être excitée par un courant  $i$  constant ainsi la tension détectée donnée par  $U = L \, di/dt$  reflète les variations de  $L$  et par conséquent les variations de la cage thoracique (volume respiratoire). Le courant constant  $i$  est générée à partir d'un oscillateur. Différents circuits d'oscillateurs peuvent être utilisés; une description de certains circuits est faite dans ce qui suit.

Un oscillateur est un élément qui permet de générer un signal périodique (sinusoïdal) d'une seule fréquence et une amplitude stables sans besoins d'un signal à l'entrée. Il permet de convertir le courant continu d'une source d'alimentation en un signal de courant alternatif.

Il se divise en deux principaux étages :

- Le circuit actif : généralement est un circuit d'amplification (amplificateur opérationnel ou un transistor bipolaire ou à effet de champ).
- Le circuit passif : appelant aussi le circuit de réaction, il est généralement un filtre qui permet de choisir la fréquence voulue d'oscillation.

L'oscillateur est une boucle fermée de ces deux étages (Voir figure 2.6).

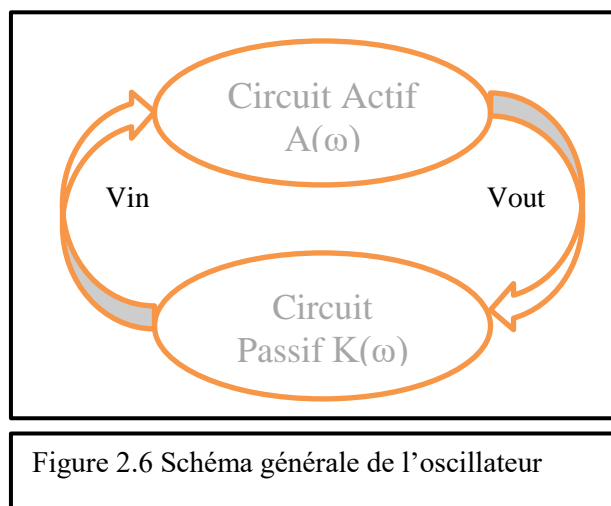


Figure 2.6 Schéma générale de l'oscillateur

Pour que l'oscillateur entre en oscillation, on doit vérifier la règle de BERKHAUSSEN, Ce critère signifie que le réseau de réaction doit compenser le déphasage éventuel apporté par l'amplificateur.

Soit  $A(\omega)$  la fonction de transfert de circuit actif et soit  $K(\omega)$  la fonction de transfert du circuit passif

On a :  $V_{out} = A * V_{in}$  et  $V_{in} = K * V_{out}$

D'où  $V_{out} (1 - A.K) = 0$

- Si  $(1 - A.K) = 0$  donc l'équation est satisfaite avec  $V_{out} \neq 0$  (oscillation existe).
- Si  $(1 - A.k) \neq 0$  donc il faut que :  $V_{out} = 0$  (pas d'oscillation).

Donc pour avoir un signal à la sortie de l'oscillateur, il faut que la condition  $A = 1/K \rightarrow A.K = 1 \leftrightarrow$

$\|A * K\| = 1$  et  $\text{Arg}(A * K) = 0$ . (Critère de BERKHAUSSEN)

En pratique, la vérification de cette condition est presque impossible à cause de plusieurs facteurs comme :

- L'imprécision des caractéristiques des composants de chaque étage (On ne peut pas avoir les mêmes composants même si les fiches techniques (caractéristiques) sont les mêmes).

- La dérivé des caractéristiques des composants peut changer au cours du fonctionnement (par exemple la dérivé en température des deux transistors similaires (ont les mêmes caractéristiques sur les papiers) dans le même fonctionnement peut agir de façons différant sur le rondement de chaque transistor).

Pour une fréquence d'oscillation  $f_o$  bien déterminée (une seule fréquence) la condition devient :

$$A(f_o) * K(f_o) = 1 ;$$

- Si  $A(f_o) * K(f_o) > 1$ , les oscillations démarrent avec une petite amplitude et s'augmentent. On pratique la croissance d'amplitude est limitée par la saturation de l'amplificateur opérationnel (On obtient un signal carré de cette fréquence  $f_o$ ).

C'est pour ça en pratique on utilise la condition  $A(f_o) * K(f_o) \geq 1$  (pour assurer le démarrage des oscillations).

- Si  $A(f_o) * K(f_o) < 1$ , les oscillations démarrent pour un peu de temps puis se diminuent jusqu'à leur disparition car le signal de retour est trop faible (les oscillations ne durent pas).

### 2.3.3 Types d'oscillateurs :

Généralement les oscillateurs sont classés par leurs circuits de réactions en trois grandes familles :

- Les oscillateurs à réseaux de réaction RC (basse fréquence max 1MHz) : ce sont les plus simples et les plus utilisés parmi tous les types d'oscillation. Leur popularité est due à leurs simples conceptions en plus à leurs composants passifs simples (Résistances et Condensateurs) ce qu'on voit dans la conception de l'oscillateur à pont de Wien qu'il utilise un simple filtre passe bas (1<sup>er</sup> ordre), un simple filtre passe haut (1<sup>er</sup> ordre) et un amplificateur inverseur (Voir la figure 2.7).

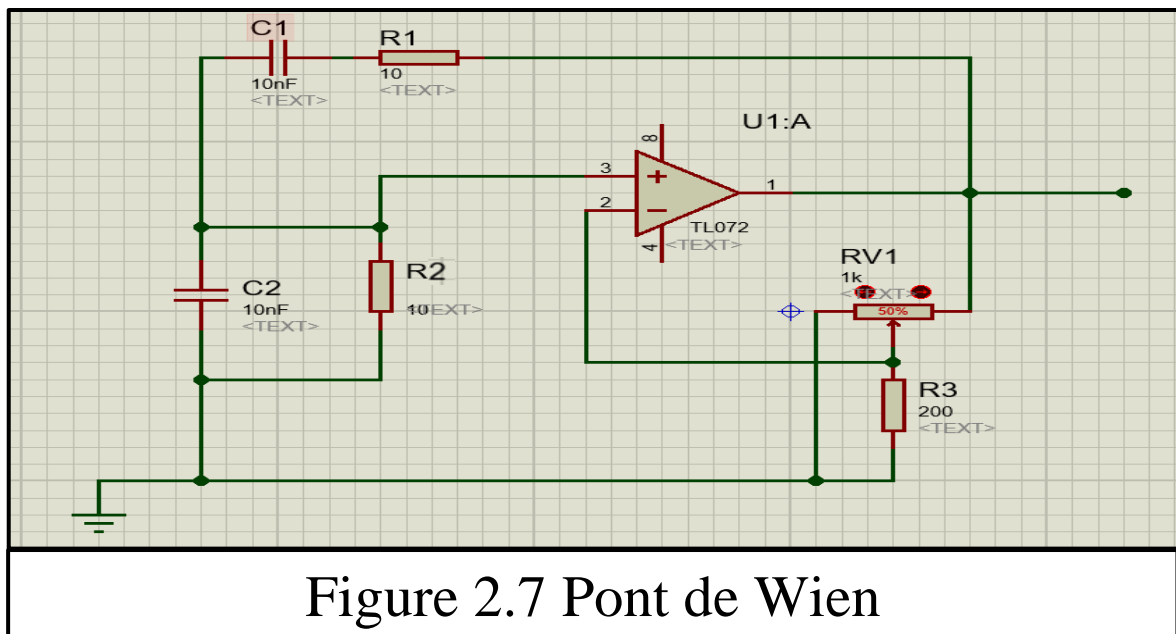


Figure 2.7 Pont de Wien

L'inconvénient majeure d'un tel oscillateur est la mauvaise pureté spectrale du réseau RC à cause de leur faible facteur de qualité  $Q = \frac{1}{3}$

- b) Les oscillateurs à réseaux de réaction LC (haute fréquence) : Ils sont utilisés pour générer des signaux sinusoïdaux de hautes fréquences (quelques dizaines de Mégahertz).  
Les deux montages les plus utilisés dans ce type d'oscillateurs sont ceux de Colpitts et de Hartley (voir le tableau ci-dessus).

Montage	Colpitts	Hartley
Schéma de circuit passif	<p style="text-align: center;">AMPLIFICATION</p>	<p style="text-align: center;">AMPLIFICATION</p>
Fréquence d'oscillation	$f_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{\frac{L C_1 C_2}{C_1 + C_2}}}$	$f_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{(L_1 + L_2) C}}$
L'impédance de réaction	$Z_r \approx \frac{1}{C_1 \omega}$	$Z_r \approx L_1 \omega$
<b>Tableau : Les oscillateurs LC en montage Colpitts et Hartley</b>		

Ce type d'oscillateur utilise des transistors à effet de champ ou des transistors bipolaires.

L'inconvénient du montage Colpitts c'est que les capacités parasites de l'amplificateur (entrée et sortie) peuvent modifier la fréquence d'oscillation sauf si l'inductance L est remplacée par un circuit résonant LC (Clapp). (Voir figure 2.8)

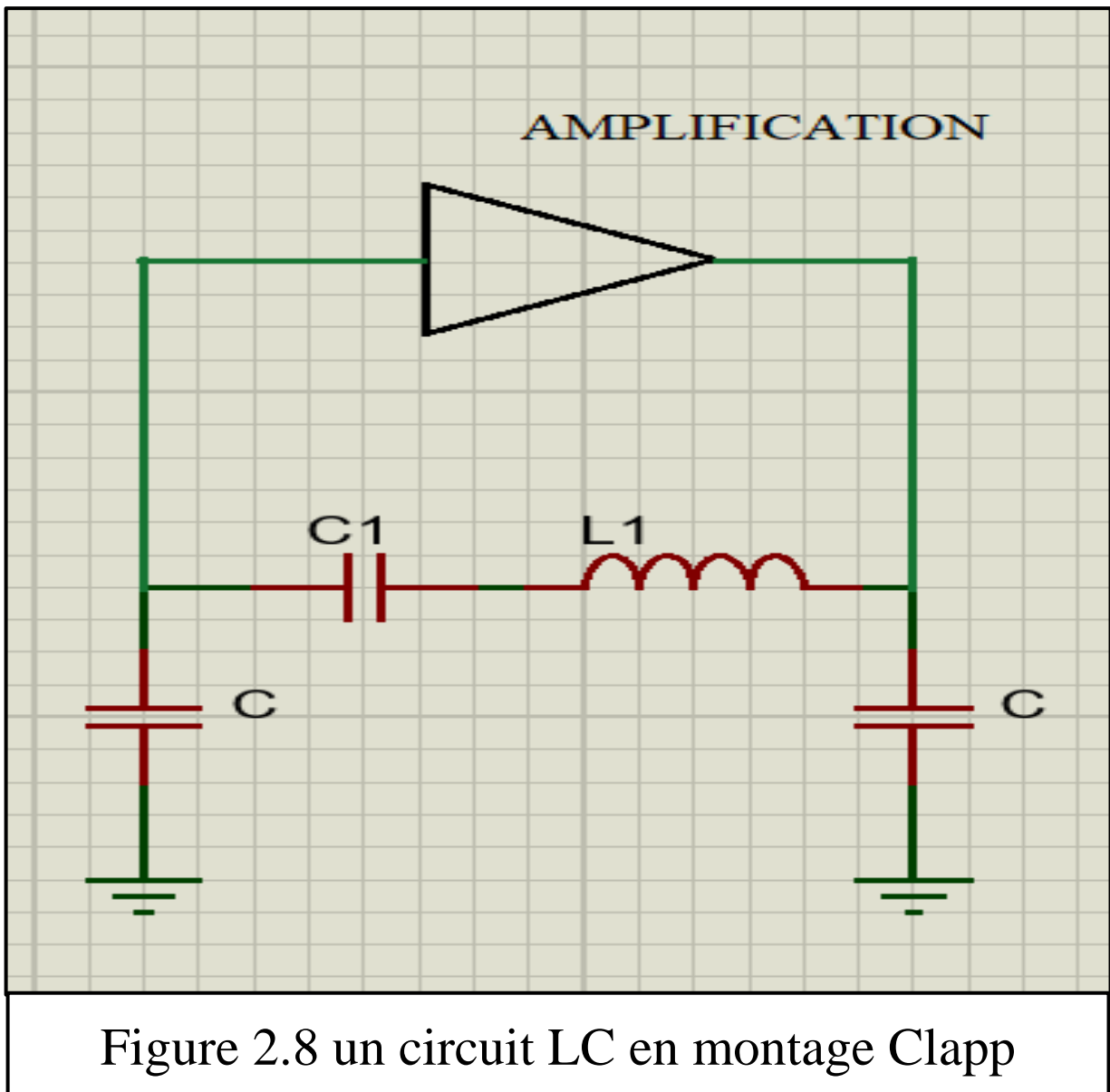


Figure 2.8 un circuit LC en montage Clapp

- c) Les oscillateurs à quartz (figure 2.9) : quand il s'agit de l'oscillateur de fréquence le plus stable pour le long terme les oscillateurs à quartz sont les plus fiables c'est pour ça les plus part des montres (électriques) utilise l'oscillateur à quartz pour générer leurs signaux carrés. En fait ils sont connus par Timer plutôt qu'oscillateurs compte tenu qu'ils générèrent des signaux impulsionnels (carrés ou rectangulaire) plutôt que sinusoïdal. On obtient un signal sinusoïdal à partir de ces signaux par l'ajout de circuit RLC. Les microcontrôleurs utilisent les oscillateurs à quartz dans leurs Timer (exécution des instructions, compteurs...) pour la stabilité en fréquence de ce type d'oscillateurs et pour sa capacité à atteindre les hautes fréquences (jusqu'à 125 Mhz). En comparant avec l'oscillateur à pont de Wein qui a un facteur de qualité de 1/3, l'oscillateur à quartz a un facteur de qualité très élevé (jusqu'à un million  $10^6$ ). Concernant les montages qui peuvent être utilisés comme oscillateur à quartz, le montage de Colpitts (Clapp) est le plus utilisé en remplaçant l'inductance L par le quartz.

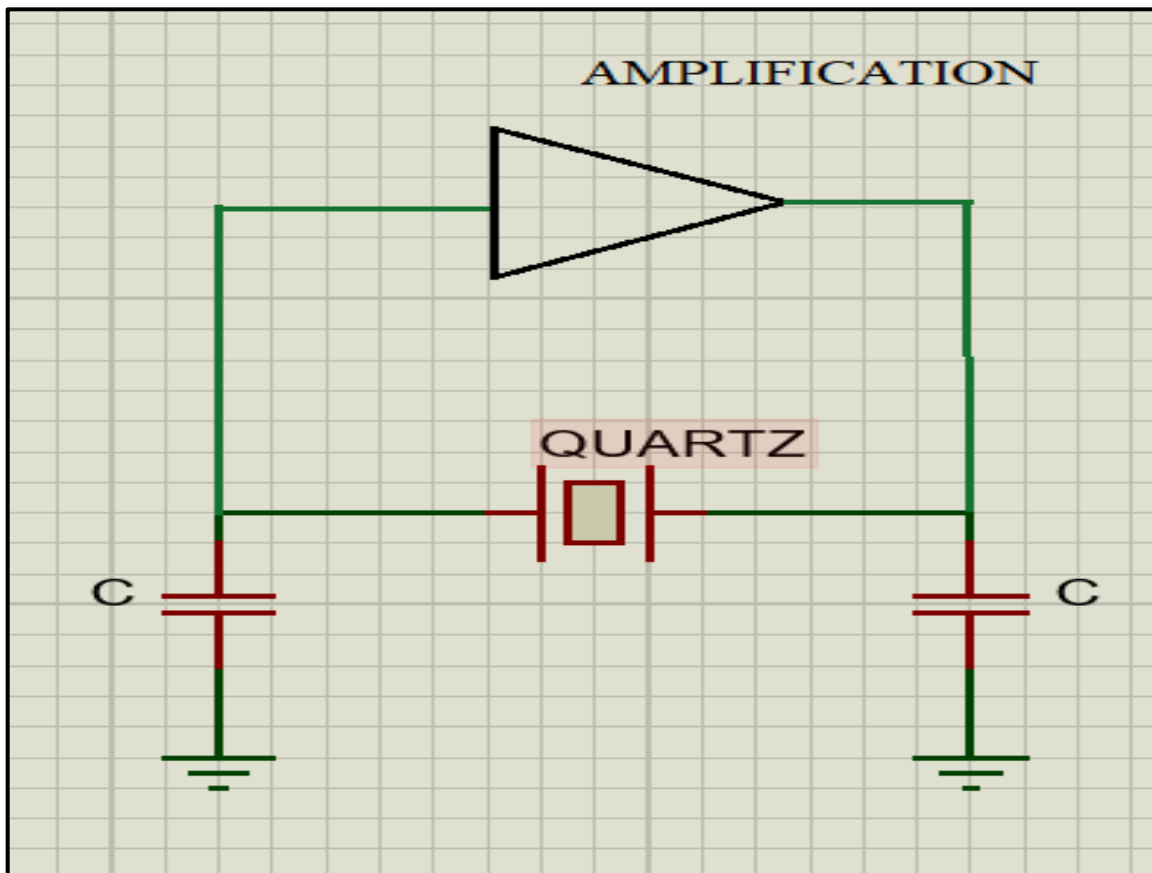


Figure 2.9 Oscillateur à quartz en montage Colpitts

C'est quoi un Timer ? C'est un type d'horloge spécialisé utilisé pour mesurer des intervalles de temps spécifiques. On a deux types de timers : Un chronomètre qui compte à partir de zéro pour mesurer le temps écoulé et une minuterie qui décompte à partir d'un intervalle de temps spécifié. On distingue deux groupes principaux du Timers :

Les timers matériels : sont essentiellement des montres à quartz qui peuvent atteindre une précision supérieure à celle des horloges mécaniques. Leurs oscillateurs à cristal (quartz) créent un signal avec une fréquence très précise, de sorte que les horloges à quartz ont au moins un ordre de grandeur plus précis que les horloges mécaniques.

Le circuit intégré 555 est un circuit intégré utilisé dans diverses applications de timer, de génération d'impulsions et d'oscillateurs. En mode astable le 555 peut être utilisé en tant qu'un générateur des signaux sinusoïdaux par l'ajout des simples composants (R, L et C) (voir figure 2.10).

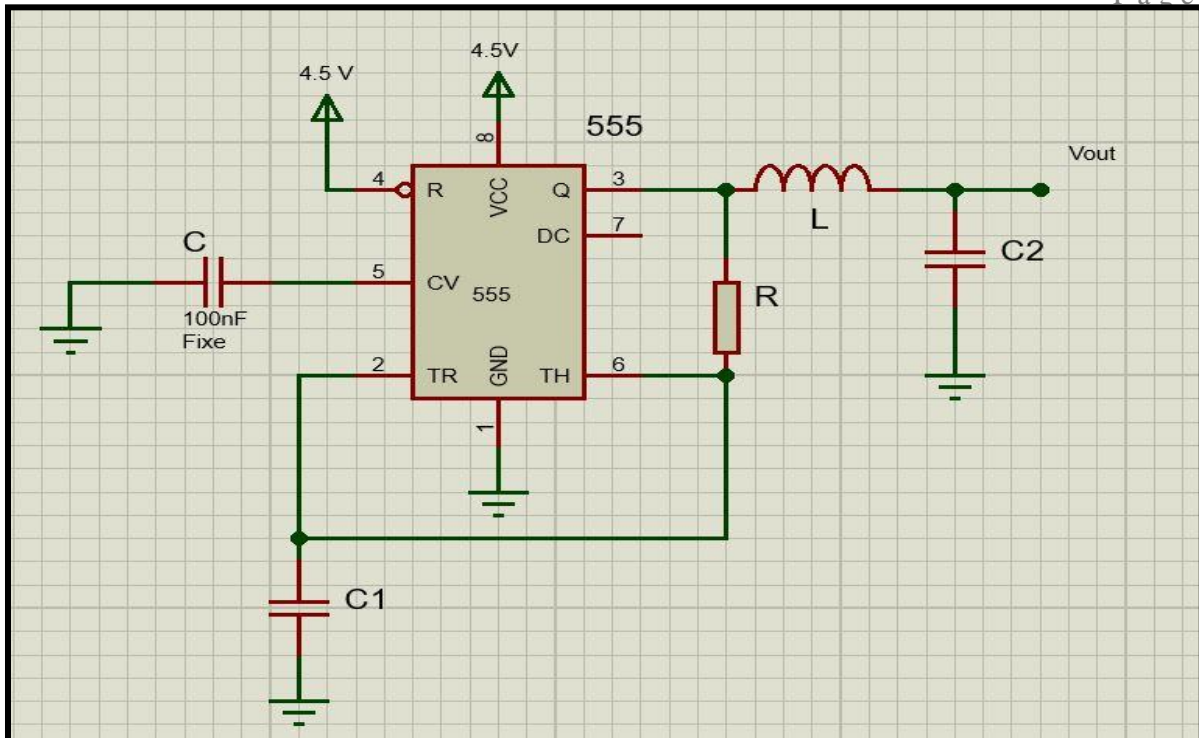


Figure 2.10 Oscillateur à base d'un circuit intégré 555

Le mode astable nous permet d'avoir un signal carré d'une fréquence voulue  $f_o = \frac{1}{2\pi RC_1}$

L'utilisation d'un circuit résonant permet de convertir le signal carré en un signal sinusoïdal un choix convenable de l'inductance L et du condensateur C. La fréquence de résonance est donnée par  $f_{rés} = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC_2}}$ .

Alors pour obtenir un signal sinusoïdal d'une fréquence stable on doit respecter la condition  $f_o = f_{rés}$ , Cette condition doit être respecter dans notre circuit d'excitation par rapport à la valeur de l'inductance de la bobine utilisée dans notre capteur.

L'avantage d'utiliser ce circuit intégré est d'être capable de modifier la fréquence d'oscillation juste par l'ajustement des valeurs des composants (Le réseau RC ajuste la fréquence de signal carré et le circuit résonant LC ajuste la fréquence de résonance).

#### Les Timers logiciel :

Comme leur nom l'indique, ce type de timer n'existe que sous la forme d'un code informatique, en tant que périphérique, ou en tant que composants d'appareil. Généralement il dépend de la précision d'un générateur d'horloge (timer matériel) intégré exécutant le logiciel.

Dans notre conception on a choisi d'utiliser comme oscillateur le timer de la carte de numérisation et d'acquisition ; la carte Arduino. En fait, pour un microcontrôleur (Arduino par exemple) le terme timer est utilisé pour définir l'ensemble oscillateur/compteur (générateur de signal carré à quartz avec le logiciel). Le timer peut être programmé par des registres spéciaux. On peut configurer le prédiviseur (prescaler) ou bien le mode opérationnel et plusieurs autres paramètres justes par le programme. L'Arduino UNO (le microcontrôleur utilisé dans notre travail) a trois timers (timer0, timer1, timer2). Timer0 et timer2 sont des compteurs à 8 bits, cependant le timer1 est un compteur à 16 bits. La différence la plus importante entre un timer 8 bits et 16 bits est sa résolution. 8 bits correspond à 256 valeurs, 16 bits à 65 536 pour une résolution plus élevée. Tous timers dépendent du quartz de la carte Arduino (16 Mhz). Le timer matériels peut être configuré par des registres spéciaux.

Dans le monde d'Arduino le timer0 est réservé pour les fonctions de retard (Delay (), millis (...)), timer1 et timer2 sont dédiés aux autres fonctions (exemple : Servo library et tone()).

Les trois modes de timers sont PWM (Modulation de largeur d'impulsion), CTC (Remis à zéro le compteur lors d'une comparaison) et le mode PWM rapide (fast PWM).

La relation entre le timer et le mode PWM : Il existe une relation fixe entre les timers et les sorties compatibles PWM (digitales). Lorsqu'on consulte la fiche technique ou le brochage du processeur, ces broches compatibles PWM portent des noms tels qu'OCRxA, OCRxB ou OCRxC (où x correspond au numéro de timer 0, 1 ou 2). La fonctionnalité PWM est souvent partagée avec d'autres fonctionnalités de broches.

L'Arduino a 3 Timers et 6 broches de sortie PWM. La relation entre les timers et les sorties PWM est la suivante:

Broches 5 et 6: contrôlées par timer0. (Il faut éviter de configurer le timer0 car il commande les exécutions des instructions du programme).

Broches 9 et 10: contrôlées par timer1 (utilisé dans notre travail).

Broches 11 et 3: contrôlées par timer2.

Pour le circuit d'excitation on a utilisé le quartz du microcontrôleur Arduino comme une source d'excitation pour les deux premiers amplificateurs opérationnels du circuit intégré TL074, ces AOP fonctionnent dans le mode non-linéaire comme un comparateur qui compare entre le signal carré obtenu du Timer de la carte Arduino avec le pin de 3.3v. Lorsqu'on est au niveau 0 du signal carré les comparateurs donnent  $V_{sat}^- (-7.5v)$  et quand on a au niveau 1 du signal carré on obtient aux sorties des comparateurs  $V_{sat}^+ (+7.5v)$  alors à la sortie de chacun des deux premiers AOP on obtient un signal carré de même fréquence du signal carré généré par la carte Arduino mais des différents niveaux d'amplitude (Arduino [0 +5] et AOP [-7.5 +7.5]). Après plusieurs tests de circuits d'adaptations (suiveur, RC...), on a trouvé que le circuit (RLC) avec ces valeurs était le meilleur choix pour obtenir notre oscillateur d'une fréquence programmable. (Voir figure 2.12)

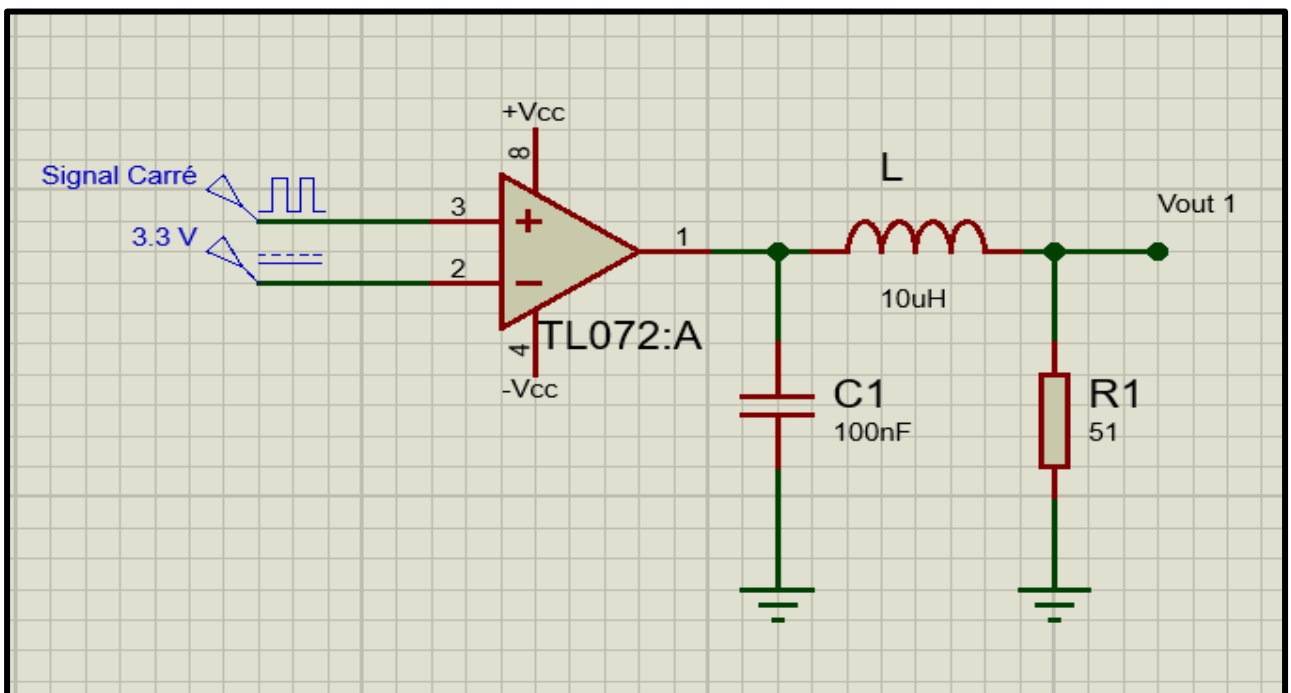


Figure 2.12 Le circuit oscillateur proposé

**Remarque :**

- ✓ L'utilisation du pin 3.3v de la carte Arduino comme une référence pour les comparateurs due au niveau 0 logique de la carte (0 logique peut aller jusqu'à 1.5 v) par contre si on utilise le Ground (0 analogue) le vrai 0 v comme une référence pour les comparateurs on peut obtenir un signal continue DC de  $V_{sat}^+(7.5v)$  car  $V_e$  va être toujours supérieure à  $V_{ref}$  ( $1.5 > 0$  et  $5 > 0$ ).
- ✓ Le choix des composants R, L (inductance de la bobine du capteur) et C dépend juste de la fréquence de signal et non-pas la charge (adaptation d'impédance).

**2.4 L'AMPLIFICATION :**

Le signal obtenu de la bobine est de l'ordre des millivolts car les changements de la bobine et de l'ordre de micro Henry par conséquent les changements d'amplitude ne sont pas détectables (seuil de diode  $0.6 V = 600 mV$ ). A cet effet, ce signal va être amplifié. L'amplificateur choisi est un amplificateur non-inverseur réalisé autour de l'amplificateur opérationnel le TL074 (voir figure 2.13 ci-dessous). L'utilisation du montage amplificateur non-inverseur c'est pour obtenir une meilleure adaptation théoriquement ( $Z_e = \infty$  et  $Z_s = 0$ ).

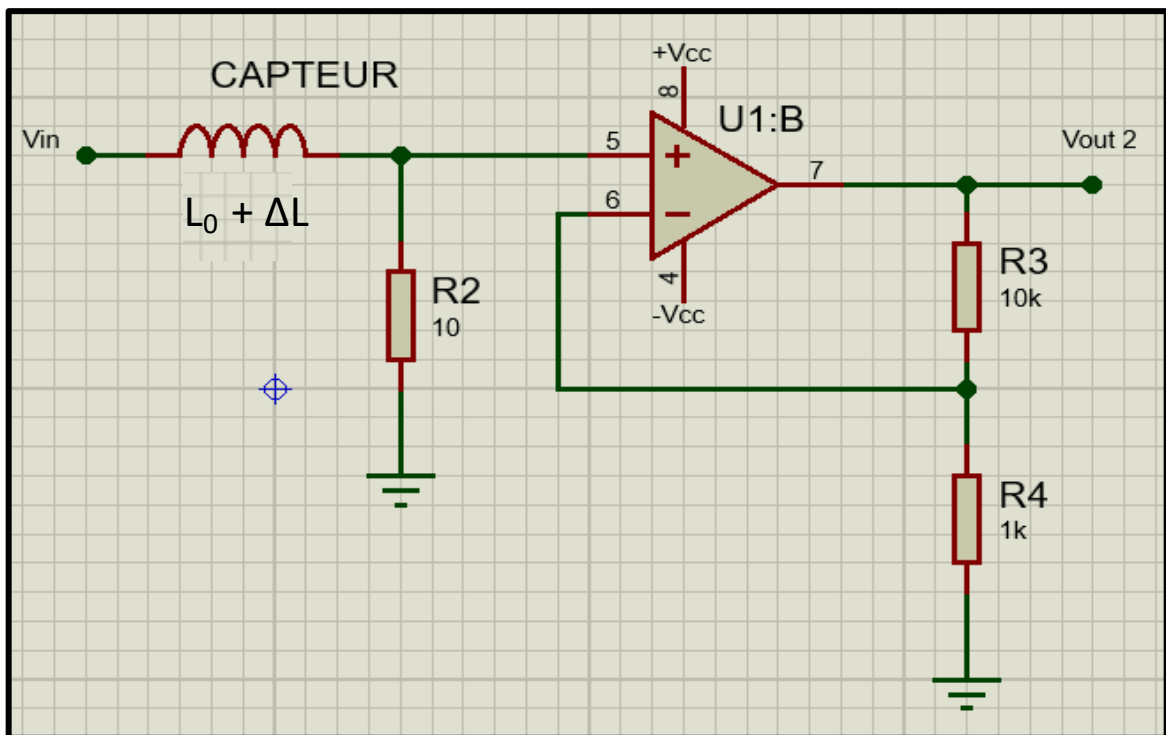


Figure 2.13 Circuit d'amplification en montage non-inverseur



## 2.5 DÉTECTEUR D'ENVELOPPE :

Lorsque l'amplitude est une fonction de l'inductance alors une démodulation d'amplitude par un simple circuit détecteur de crête nous permet de suivre les changements d'amplitude et par conséquent les changements d'inductance (qui représente le volume pulmonaire). On détecte l'information par un détecteur de crête (figure 2.14).

Le principe de la détection est assez simple, la diode va écrêter les tensions négatives (inférieur au seuil de diode) de signal obtenu de l'étage précédent.

Dans notre circuit on a utilisé la diode 1N4001 parce que le signal est déjà supérieur au seuil de notre diode (les limites de signal sont plus que de 0.6V).

La capacité va se charger par le signal arrivé de la diode et se décharger dans la résistance parallèle avec la capacité.

Donc le signal de la sortie (Vout 3) est un signal presque continu (stable).

Dans un genre de circuit, on doit faire attention sur la constante du temps  $\tau=RC$ .

Si  $\tau$  est assez petit alors la charge sera très rapide de même que la décharge, et si  $\tau$  est grand alors la charge sera très lente de même que la décharge. Un compromis sera alors à faire dépendant de la fréquence de variation du signal d'entrée.

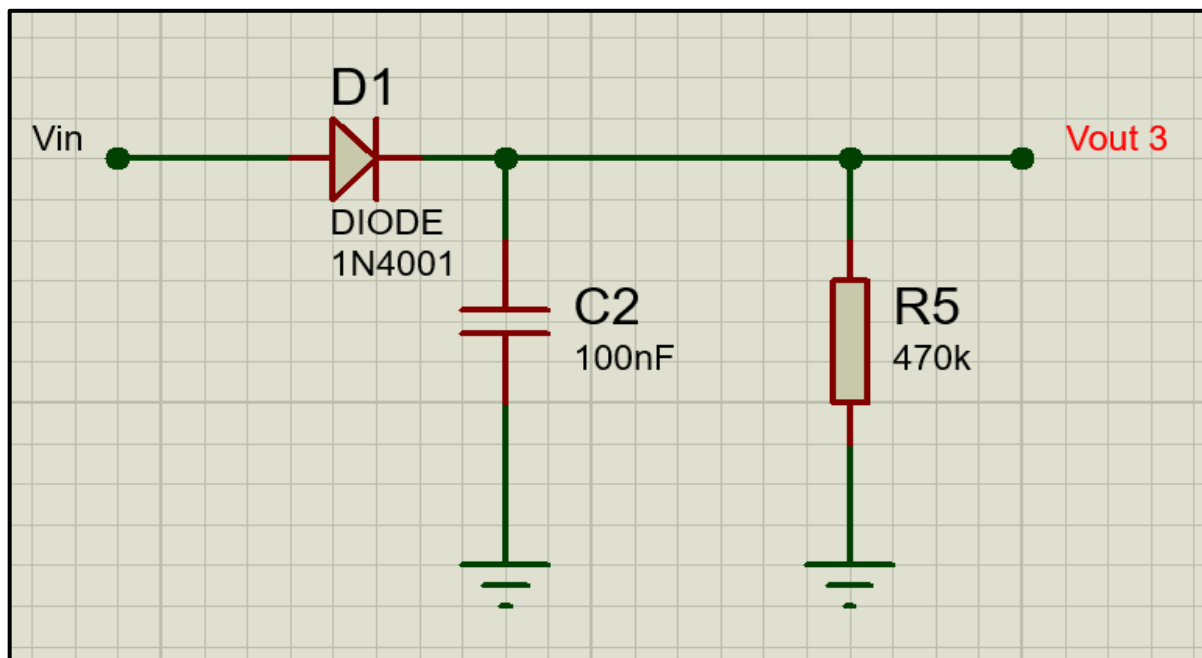


Figure 2.14 Un circuit détecteur

## 2.6 LA MISE EN FORME :

Compte tenu que le signal détecté est de faible valeur porté par une grande valeur DC (offset) et dans un but d'augmenter la résolution lors de la digitalisation par la carte Arduino, un circuit de mise en forme a été réalisé. Ce circuit va permettre de minimiser au maximum la tension DC et d'amplifier le signal informationnel provenant du détecteur d'enveloppe. Dans cet étage on utilise le circuit intégré AD620 (voir figure 2.15 ci-dessous); c'est un amplificateur d'instrumentation (différentiel) qui contient trois amplificateurs opérationnels ce qui nous permet de supprimer la tension d'offset du signal d'entrée  $V_{in}$  venant de l'étage précédent (détecteur de crêtes) par la soustraction des deux signaux, le premier c'est le signal qui porte l'information qu'on peut l'appeler aussi le signal utile. C'est un signal continu toujours positif qui change son amplitude (tension) de manière périodique en relation avec le changement de l'inductance des capteurs (mouvement de la cage thoracique et l'abdomen). Le deuxième c'est un signal continu d'une amplitude stable (fixe) généré à l'aide d'un potentiomètre (diviseur de tension). Le potentiomètre a la faculté de changer l'amplitude du deuxième signal continu et l'ajuster pour chaque différent sujet. il fait la différence entre les deux signaux puis les amplifie par un gain connu. On applique notre signal utile à l'entrée positive de l'amplificateur d'instrumentation (la patte 3). A l'entrée négative (la patte 2) on ajuste le potentiomètre au niveau de tension désirable de telle façon que la différence entre le minimum du signal utile et le signal de l'entrée négative doit être très faible (presque zéro) pour avoir éliminé le maximum de tension d'offset de signal utile pour que l'amplification s'applique juste sur le changement de tension (que la variation ce qui sera amplifier) ce qui nous aide à éviter le problème de saturation d'amplificateurs. La patte 5 c'est une entrée de référence et doit être connectée à la masse d'après la fiche technique du circuit intégré AD620. Les deux pattes qui restent (1 et 8) sont des pattes réservées pour la résistance de gain.

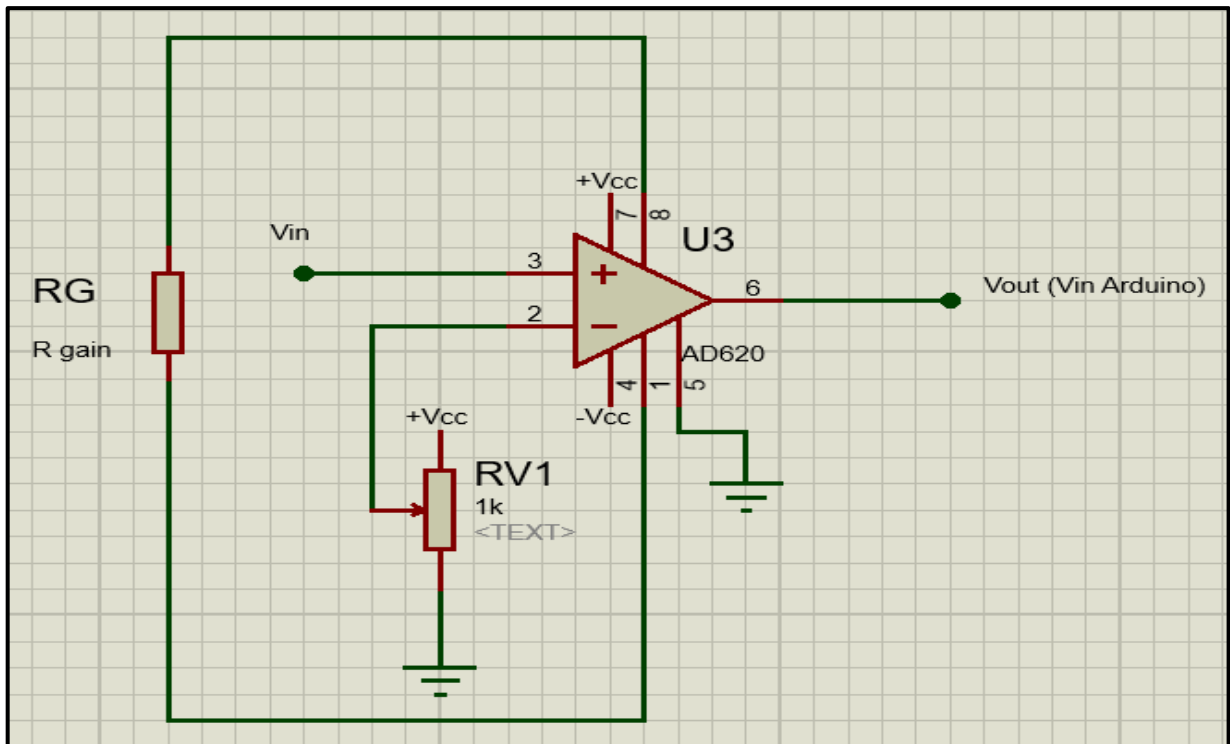


Figure 2.15 Circuit de la mise en forme de signal à base d'amplificateur AD620

## 2.7 NUMERISATION DU SIGNAL ET ACQUISITION:

La numérisation du signal et son acquisition est réalisé à travers la carte de numérisation et d'acquisition la carte ARDUINO (voir photo sur la figure 2.16 pour plus de détail sur cette carte se référer à [27]). En fait, l'acquisition du signal sur le PC est réalisée sans fil à travers un module WIFI compatible avec la carte ARDUINO.

### 2.7.1 Numérisation du signal:

Comme cité en ci-dessus la numérisation du signal est réalisée à travers le convertisseur Analogique digital (CAD) disponible au niveau de la carte ARDUINO (voir figure 2.17). En fait six grandeurs analogiques peuvent être multiplexées et digitalisées à travers le CAD de la carte.

Le CAD c'est un convertisseur de 10 bit c'est-à-dire il peut détecter 1024 ( $2^{10}$ ) niveau analogique discret. Le principe utilisé dans ce convertisseur consiste à utiliser la tension analogique pour charger un condensateur interne, puis mesurer le temps de décharge sur une résistance interne.

Le CAD rapporte une valeur ratiométrique ; cela signifié que le CAD suppose que le 5V correspond à 1023 et que tous ce qui est inférieur à 5v correspondront à des valeurs entre 0 et 1023. Toute autre tension supérieure à 5V sera considérée comme une tension de 5V et aura le code de 1023 (inconvenient).

$$\frac{\text{Resolution de CAN}}{\text{Tension maximum de systeme}} = \frac{\text{La lecture de CAN}}{\text{Tension analogique}}$$

La conversion analogique numérique dépend de la tension de système. Comme nous utilisons le CAN sur dix bit de l'Arduino avec un système de tension 5V, on peut simplifier cette équation. Après sa numérisation le signal est transmis au PC via un module WIFI;

$$\frac{1023}{5V} = \frac{\text{Code binaire au } V_{in}}{V_{in}}$$



Figure 2.16 Carte Arduino Uno [27]

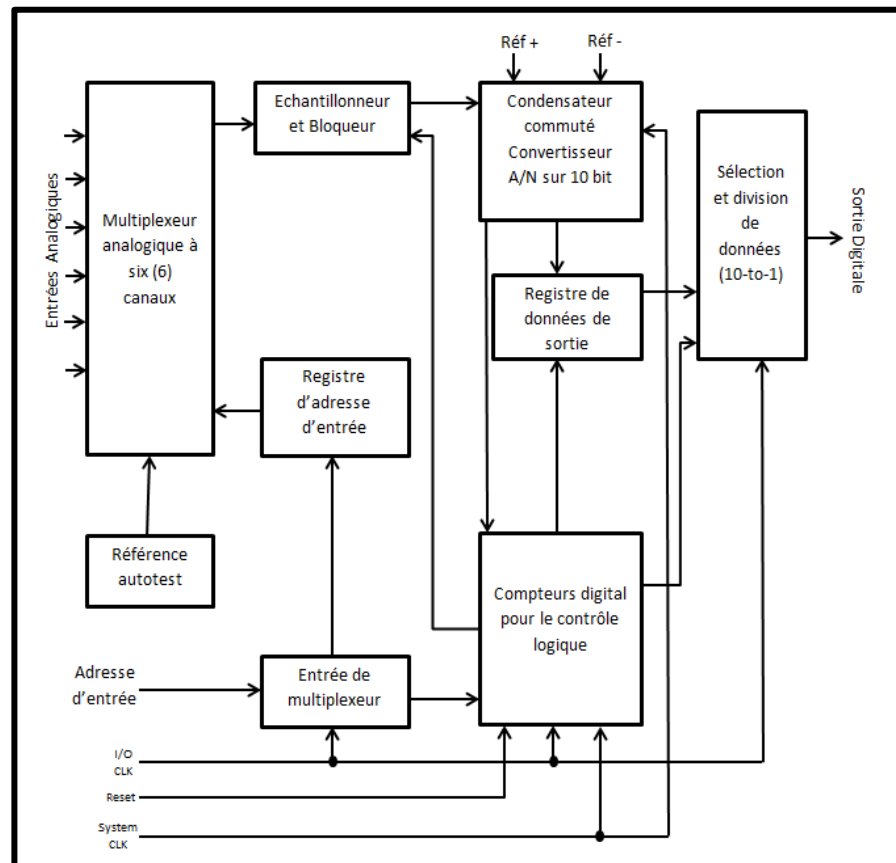


Figure 2.17 Schéma bloc du CAN obtenue de la fiche technique

## 2.7.2 Le module Wifi :

C'est un circuit intégré avec un microcontrôleur permettant la connexion en Wifi. Les modules intégrant ce circuit sont très utilisés pour contrôler des périphériques par Internet. Il est livré avec un firmware préinstallé vous permettant d'en prendre le contrôle à l'aide de « commandes AT » standards pouvant provenir d'une carte Arduino avec qui il peut communiquer par liaison série. Mais toute la souplesse et la puissance de ce module résident dans le fait que vous pouvez aussi y développer et flasher votre propre code, rendant ainsi le module entièrement autonome. [12] (figure 2.18).

Le module choisi pour notre application est le module Wifi ESP8266 est un très petit module Wifi permettant à un microcontrôleur équipé d'une liaison série, tel un Arduino, de

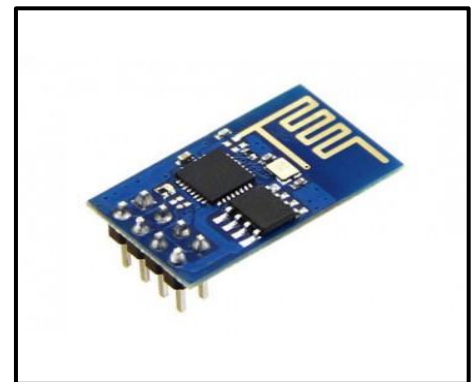


Figure 2.18 Wifi ESP8266 [24]

disposer d'une connectivité Wifi .Ce microcontrôleur est cadencé à 80Mhz par un processeur 32bits RISC avec 96K de RAM et une mémoire flash de 512Ko à 4Mo selon les modèles. Son prix est de 1450DZD.[24]

Le module peut être connecté à la carte ARDUINO selon deux modes tels que c'est illustré sur la figure 2.19 ci-dessous.

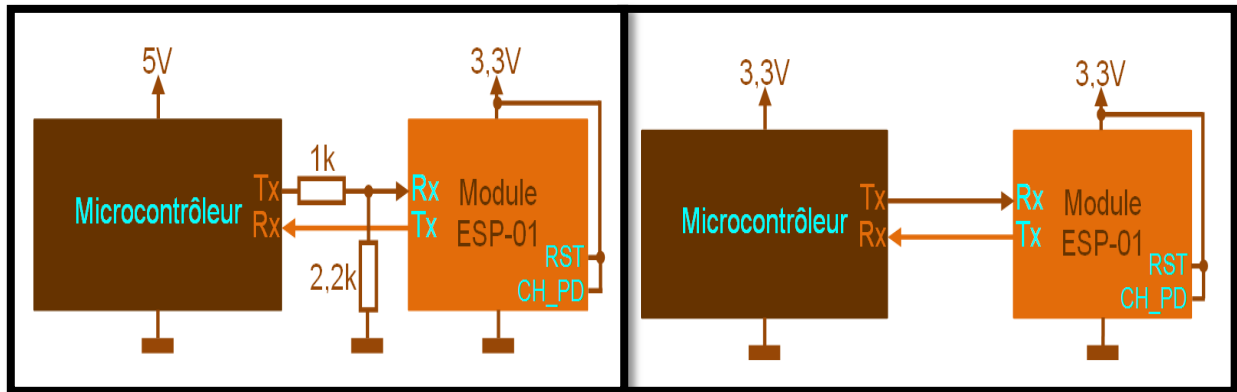


Figure 2.19: mode de connexion du module WIFI avec la carte Arduino [12]

### 2.7.3 Programmation de la carte d'acquisition:

La programmation de l'acquisition est réalisée en deux étapes d'abord la numérisation du signal, suivi du transfert des données numérisées à travers le module Wifi vers le PC pour un traitement et affichage des paramètres mesurés à savoir le volume et débit respiratoire.

#### 2.7.3.1 Numérisation du signal:

Introduire le programme de numérisation du signal analogique via Arduino, et le décrire brièvement. si c'est dans le même programme qu'avec le module wifi il faut l'identifier dans le programme et le décrire.

#### 2.7.3.2 Programme de transfert des données via le module Wifi:

Le programme permettant ce transfert des données numérisées vers le PC à travers le module Wifi est représenté par l'organigramme suivant :

- Initialisation des registres de Timer1 pour avoir la fréquence voulue.
- Choix de vitesse de transmission.
- Initialisation du module esp8266.
- Ouverture du serveur avec le choix du port.
- Vérification si le client est connecté (interface).
- Envoi de l'information.
- Vérification si l'information est envoyée.
- Déconnection pour que le client puisse prendre l'information.
- Refaire les étapes précédentes l'information suivante.

Ce programme est téléversé à bord de la carte Arduino qui permet de configurer le module Esp8266 pour le connecter à un point d'accès et ouvrir un serveur local puis envoyer la lecture (variation de tension acquis par Arduino) de voltage obtenue sur les branches A4 et A5 comme des messages vers le serveur.

### 2.7.3.3 Interface graphique:

Dans le but de permettre à l'opérateur de manipuler le dispositif et d'accéder aux paramètres mesurés et déterminés (signal, volume, débit, etc.), une interface graphique a été développée et réalisée sous environnement Matlab.

En fait, à travers cette interface (voir figure 2.20 ci-dessous) plusieurs paramètres tel que le signal au niveau du haut de la cage thoracique, le signal au niveau du bas de la cage thoracique (haut de l'abdomen), le Spirogramme, quelques volumes et capacités pulmonaires (comme CV, débit respiratoire). En plus de ces grandeurs qui sont affichées, d'autres fonctionnalités sont mises à disposition de l'opérateur pour une meilleure visualisation et mesure de ces grandeurs. Il s'agit de fonctionnalités permettant de fixer la durée de mesure, l'échantillonnage des mesures (points/seconde) la continuité, ou encore le calibrage du signal de Spirogramme de chaque patient à l'autre par les entrées M et K.

Deux autres boutons sont mis à disposition de l'opérateur: ces boutons sont Connecter et Test;

- Connecter : permet la connexion du pc (où se trouve le programme) avec le serveur, et le relie avec le client.
- Test : pour tester et vérifier la performance de notre programme, par exemple on ajoute un signal et observe si le Spirogramme est ajusté en relation avec les deux signaux affichés.

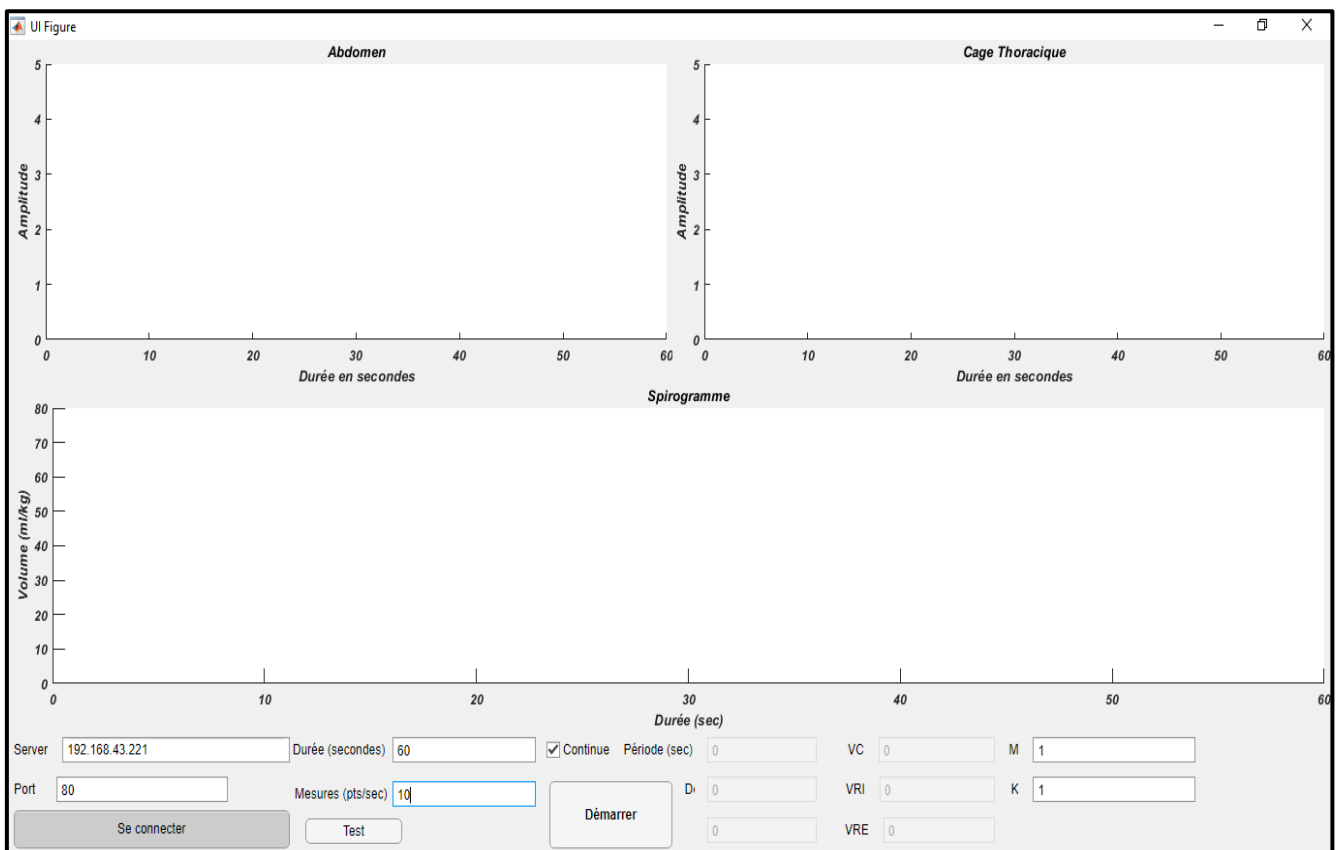


Figure 2.20 l'interface graphique réalisée

L'organigramme ci-dessous décrit les fonctionnalités de l'interface graphique développée et réalisée.

- Connexion au serveur.
- Obtention de l'information du serveur.
- Conversion de l'information en nombres réels (Tension).
- Représentation des données sur l'interface graphique.
- Traitement des données numériquement.

## 2.8 CONCLUSION :

Dans ce chapitre la description de la réalisation du dispositif de mesure de volume et débit par la technique de pléthysmographie par inductance a été faite. Cette description était d'abord commencée par la présentation du principe de la pléthysmographie par inductance suivi par le schéma bloc de la réalisation. Chaque élément du bloc était étudié en détail passant du capteur et sa réalisation, des circuits de mise en forme jusqu'à la numérisation et l'acquisition du signal par le PC à travers la carte d'acquisition Arduino et le module Wifi. A ce niveau, une description succincte du logiciel implémenté pour la numérisation et l'acquisition vers le PC à travers le module Wifi ainsi que de l'interface graphique développée sous Matlab a été faite.

A travers cette interface l'opérateur trouve toutes les fonctionnalités lui permettant de manipuler le dispositif et de visualiser les résultats des paramètres mesurés dans les meilleures conditions.





# **CHAPITRE 3 :**

# **RÉSULTATS**

# **ET**

# **CONCLUSION**

# **GÉNÉRALE**

### 3.1 Introduction :

Dans ce chapitre une description et discussion des mesures faites sur le dispositif va être d'abord présentée suivi d'une conclusion générale et des perspectives.

En fait comme cela était décrit dans le chapitre précédent, la réalisation du dispositif est faite tel qu'au niveau de la sortie de chaque bloc un point test a été prévu pour une facilité de maintenance du circuit réalisé.

Le schéma globale du dispositif réalisé est illustré sur la figure 3.1 ci-dessous .La sortie Vout de chaque circuit est connectée à la carte Arduino pour numérisation et transmission vers le PC via le module Wifi. L'affichage des résultats et sur le moniteur du PC à travers l'interface graphique qui a été développée et implémentée.

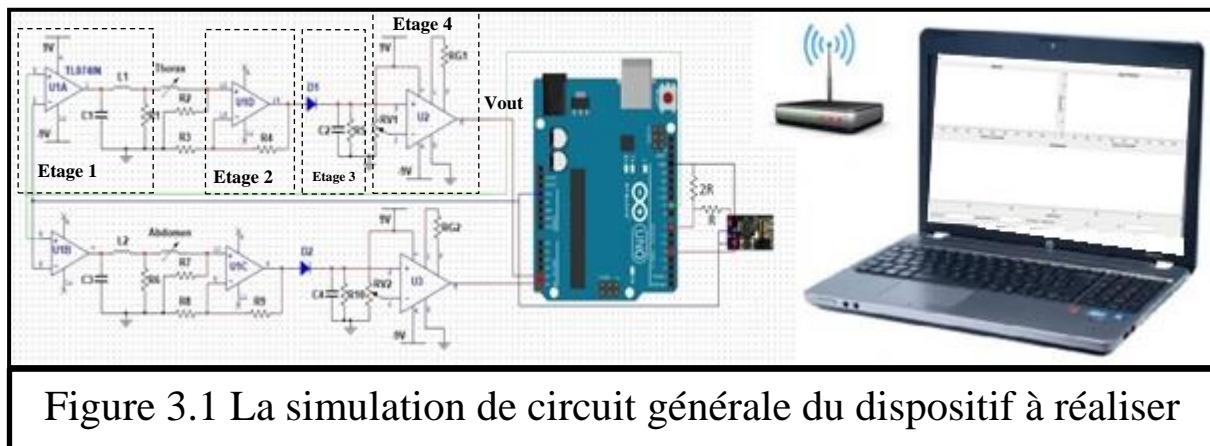


Figure 3.1 La simulation de circuit générale du dispositif à réaliser

### 3.2 Mesures sur le dispositif:

#### 3.2.1 Réalisation du dispositif :

Les circuits de conditionnement des capteurs et de mise en forme des signaux détectés ont été réalisés sur une carte "véroboard" connue par "Shield" de développement (voir figure 3.2) prévue pour se connecter avec la carte de numérisation et acquisition; la carte Arduino à travers des connecteurs.

Cette carte de (69mm X 53 mm X 13mm) de dimension (voir figure 3.2) a été utilisée pour minimiser l'espace d'utilisation et facilité la communication avec la carte Arduino et aussi le module Wifi une fois les signaux numérisés comme cela va être détaillé dans ce qui suit.

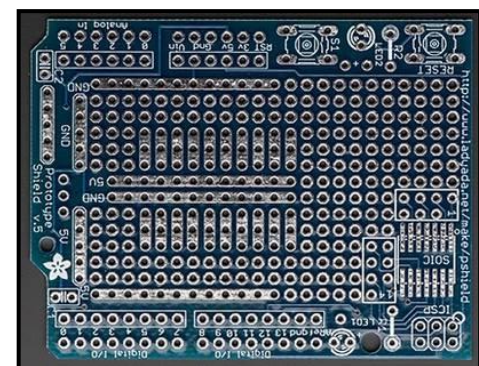
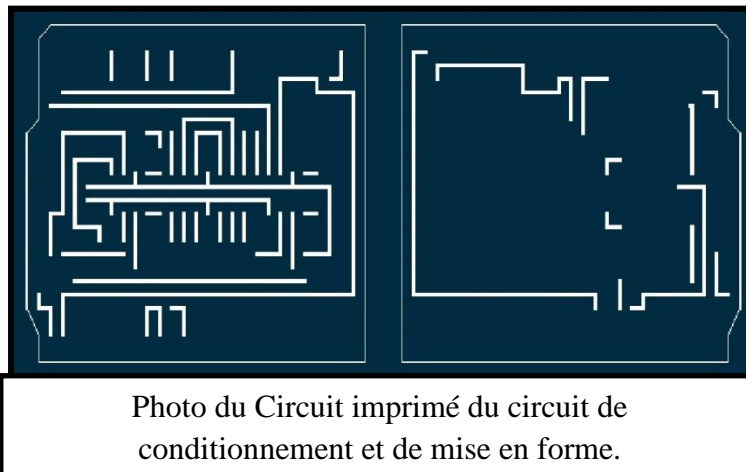


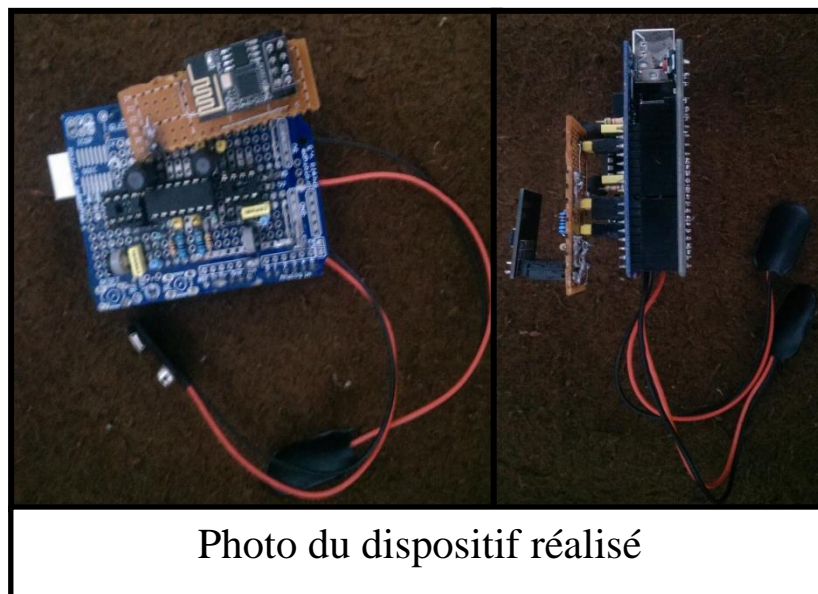
Figure 3.2 Shield

Les composants des circuits de conditionnement et de mise en forme ont été disposés et soudés (support des circuits intégrés et composants) sur le "Shield" de développement en vue d'une optimisation de l'espace et par conséquent réduire au maximum la taille du dispositif pour une portabilité. Les pistes de connexion (le schéma électrique et celui du circuit imprimé ont été réalisés avec le logiciel Proteus; ci-dessous le schéma du circuit imprimé) entre les composants ont été réalisées à travers des fils de section réduite, rapprochés et sur les deux faces de la plaque. Cette manière de faire réduit les effets capacitifs.

Une fois le circuit réalisé (sur le "Shield"), ce dernier est connecté en dessus de la carte Arduino via un connecteur.



Les signaux détectés et mis en formes (les sorties Vout) une fois numérisés à travers la carte Arduino sont transmis de manière série vers le PC à travers un module Wifi qui lui aussi est connecté au "Shield" de développement.



### 3.2.2 Mesures :

Les mesures permettant de s'assurer du fonctionnement des circuits ont été faites au niveau de la sortie de chaque étage. Ces étages ont été aussi simulés sous Proteus et les résultats de simulation et de mesures ont été confrontés.

#### 3.2.2.1 Mesures sur les capteurs :

Des mesures sur les capteurs ont été menés en vue de déterminer les valeurs des inductances des bobines entrant dans leurs réalisations. Ces mesures ont été faites en utilisant un RLC mètre. (BR28U LCMeter MCP LabElctro). Les valeurs mesurées des inductances varient entre les positions d'inspiration et d'expiration entre: (Capteur<sub>thorax</sub> = [101  $\mu$ H – 158  $\mu$ H] (figure 3.5), Capteur<sub>Abdomen</sub> = [190  $\mu$ H – 289  $\mu$ H] (figure 3.6)).

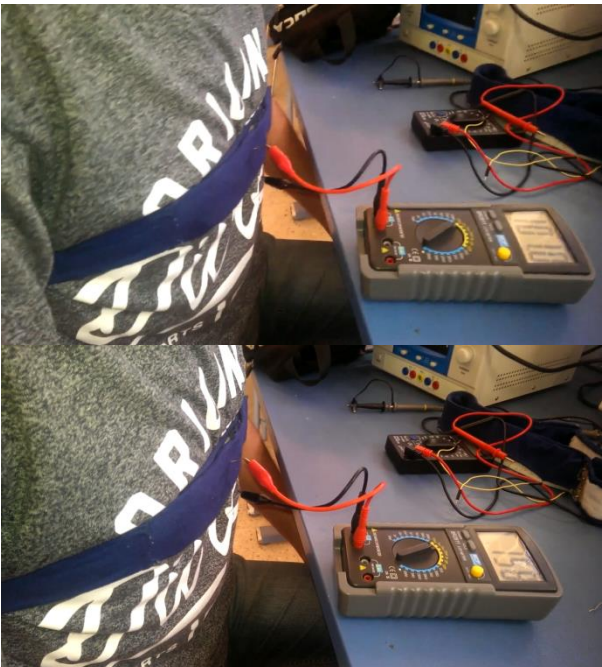


Figure 3.5 Les limites du capteur thoracique

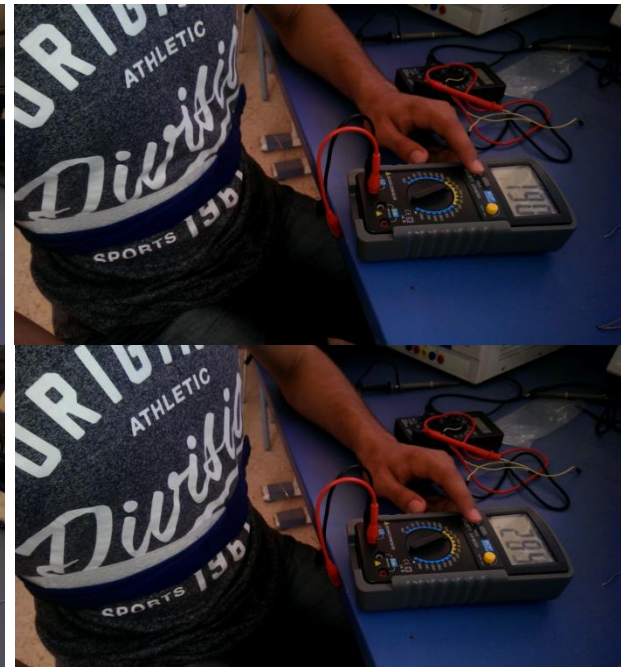


Figure 3.6 Les limites du capteur abdominal

#### 3.2.2.2 Test de fonctionnement de circuit :

Le Fonctionnement du circuit réalisé a été testé en deux étapes. Dans une première étape les capteurs réalisés ont été substitués par deux bobines de valeurs fixes ( $L_1=27 \mu\text{H}$ ,  $L_2=39 \mu\text{H}$ ). D'abord en une première phase la bobine  $L_1$  correspondant au capteur du haut du thorax et  $L_2$  du bas du thorax (haut d'abdomen) et des mesures sur la tension  $V_{out}$  ont été faites voir Figure 3.7 ci-dessous. Ces mesures ont été faites par simulation des circuits sur Multisim (figure 3.7.a) et directement sur le dispositif (Figure 3.7.b). Les niveaux obtenus des tensions  $V_{out}$  respectivement sont :

Par simulation:  $UL_1 = 3.5\text{v}$  et  $UL_2 = 2.5\text{v}$ )

Par mesure sur le dispositif: ( $UL_1 = 2.5\text{v}$  et  $UL_2 = 3.5\text{v}$ ).

La même procédure d'étude a été utilisée en inter-changeant les bobines  $L_1$  et  $L_2$  (dans ce cas  $L_1$  comme inductance du bas du thorax, et  $L_2$  du haut du thorax) les résultats obtenus sont illustrés sur la figure 3.8. Les résultats obtenus sont:

Par simulation ( $UL_1 = 2.5\text{v}$  et  $UL_2 = 3.5\text{v}$ )

Par mesure sur le dispositif: ( $UL_1 = 1.5\text{v}$  et  $UL_2 = 2.5\text{v}$ ).

On remarque que dans les deux cas les résultats obtenus sur le dispositif sont inférieure d'environ 1 volt pour chacune des bobines; ceci s'explique par le fait que dans le cas du dispositif le  $V_{out}$  est ajusté (réglage d'offset pour la numérisation sur la carte Arduino). Ce décalage correspond alors cette tension d'offset.

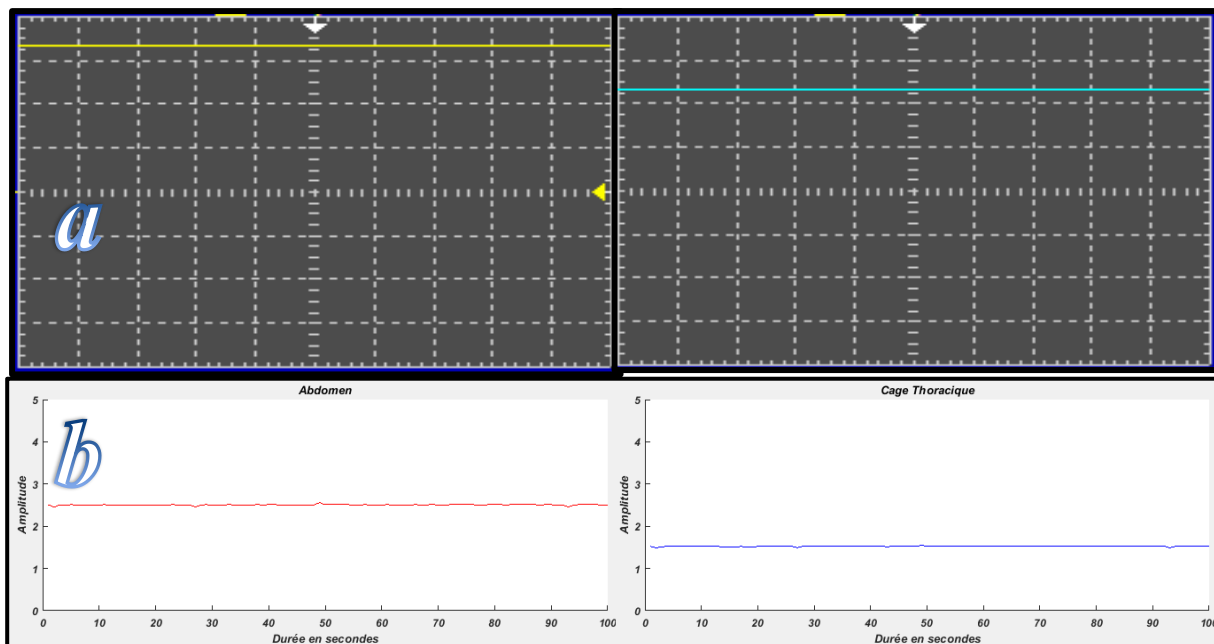
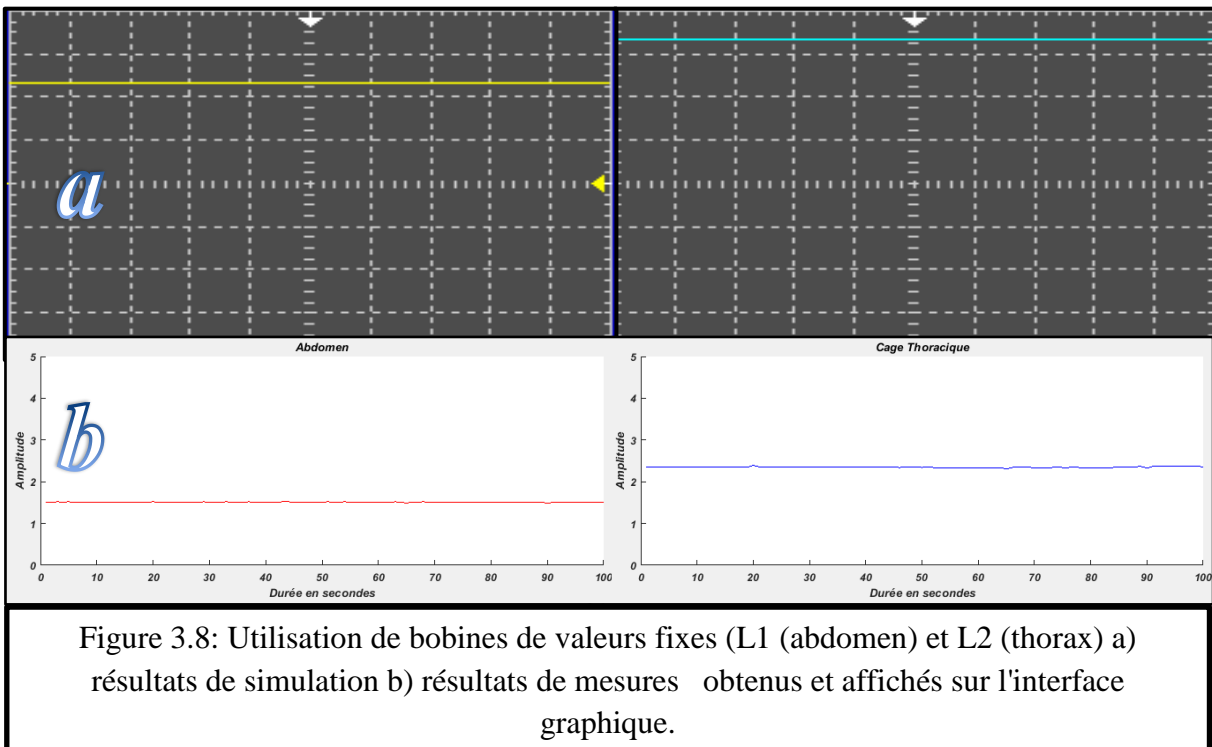


Figure 3.7: Utilisation de bobines de valeurs fixes ( $L_1$  (thorax) et  $L_2$  (abdomen) a) résultats de simulation b) résultats de mesures obtenus et affichés sur l'interface graphique.



### 3.2.2.3 Mesures sur les différents étages du circuit de conditionnement et de mise en forme:

#### 3.2.2.3 a/ Mesures sur les circuits de conditionnement:

En fait il s'agit de la source de courant qui va générer un courant constant qui va passer à travers les bobines des capteurs. Cette source est réalisée à travers le circuit de l'étage 1 permettant de générer un signal sinusoïdal d'amplitude constante; il comprend à un astable, un comparateur et un circuit d'adaptation. (Voir figure 3.9 ci-dessous)

**- Étage 1 (Oscillateur) :**

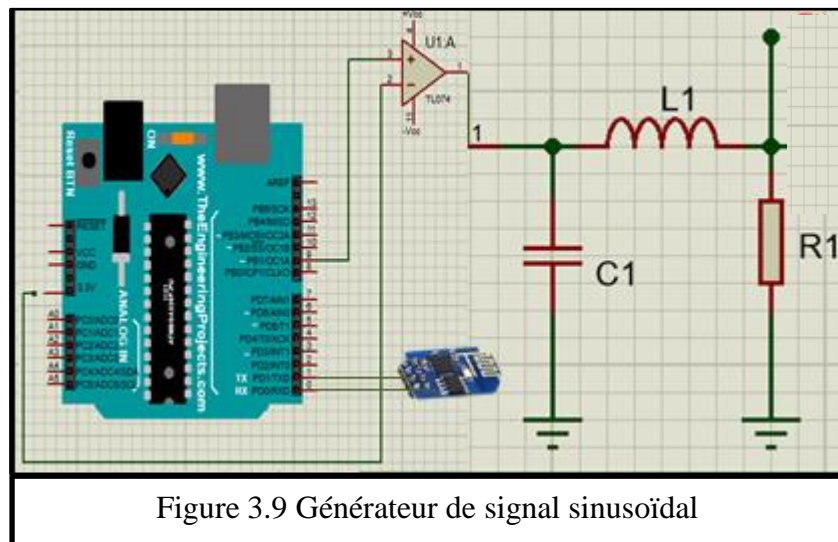


Figure 3.9 Générateur de signal sinusoïdal

Le signal sinusoïdal est généré en utilisant le signal carré de 100Khz généré dans la carte Arduino qui est mis en forme pour ajuster ces niveaux haut et bas à travers un comparateur puis transformé en signal sinusoïdal à travers un filtre RLC ( $R_1L_1C_1$ ).

Le signal carré est illustré sur la figure 3.10 ci-dessous.

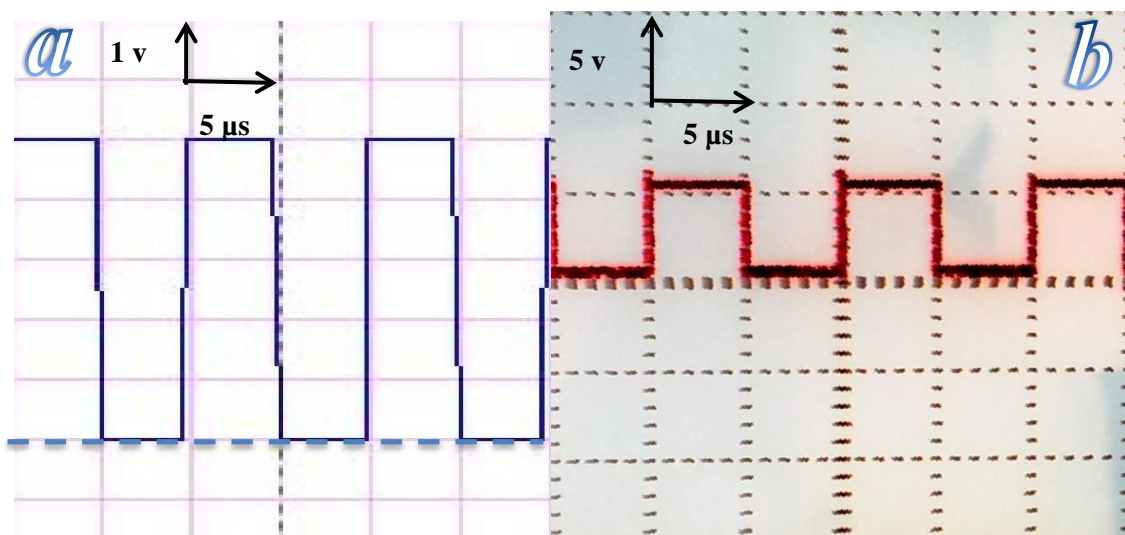


Figure 3.10 a) signal carré simulé b) signal carré généré dans la carte Arduino.



A la simulation on voit que le signal carré n'est pas pure car le temps de monter est très proche au temps de demi-cycle (période/2) à cause de la haute fréquence (100 khz).

Le signal mesuré aux entrées non-inverseuses des deux premiers amplificateurs opérationnels (comparateurs) de circuit intégré TL074 (patte 3 et 5) est un signal carré parfait de fréquence de 100 khz (période de 10  $\mu$ s) et d'une amplitude de 5 volts (niveau haut).

Après l'injection de signal carré au circuit de filtrage ( $R_1 L_1 C_1$ ) obtient la forme sinusoïdal suivante «mesure sur l'étage 1, Figure 3.11 ci-dessous;

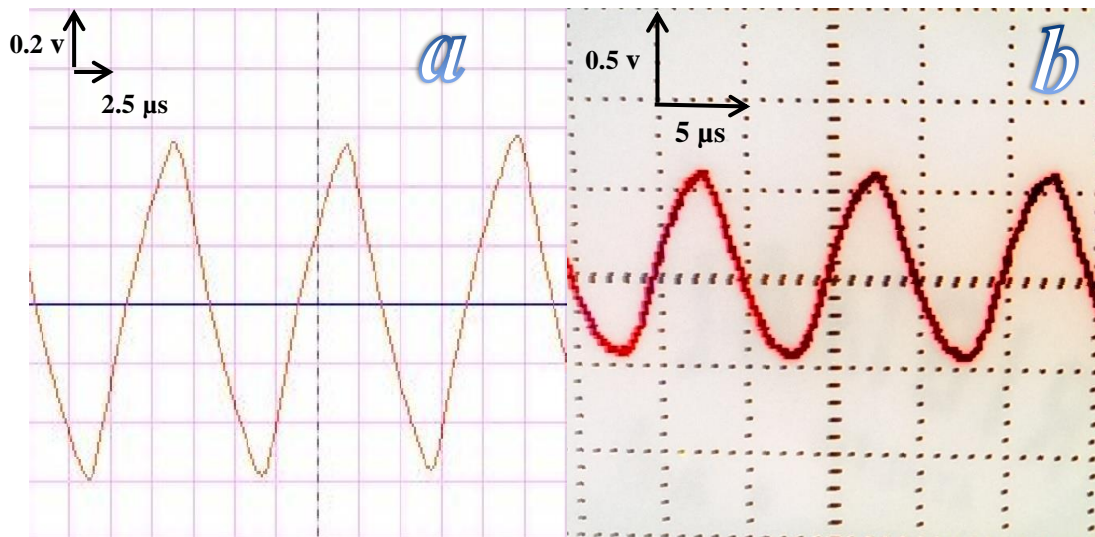


Figure 3.11 a) signal sinusoïdal obtenu à travers le circuit simulé (astable + comparateur + filtre), b) signal sinusoïdal obtenu à travers les circuits de l'étage 1 du dispositif.

Ce signal est un signal sinusoïdal de fréquence de 100 khz et d'amplitude crête-à-crête de 1 volt. On voit que les ondes positives est un peu plus grandes en valeurs absolues que les ondes négatives en raison de la saturation de l'amplificateur en mode non-linéaire (comparateur) car en pratique les amplificateurs opérationnels du circuit intégré TL074 ont des amplitudes de saturation ( $|V_{sat}^+|$  un peu plus grande que  $|V_{sat}^-|$ ). A la différence du circuit réalisé, on voit que le signal mesuré au même point dans la simulation est plus symétrique (ondes négatives égales aux ondes positives en valeurs absolues) car le programme de simulation Proteus prend les amplificateurs opérationnels du circuit intégré TL074 comme ils ont été décrits dans la fiche technique.

### - Mesures sur l'étage 2:

Le signal sinusoïdal étudié en ci-dessus (source de courant) est appliqué à la bobine L du capteur (voir figure 3.12 ci dessous). Il s'agit de l'étage 2, à travers lequel la tension  $V = L di/dt$  (voir chapitre 2) est obtenue. C'est en fait la tension qui va changer proportionnellement aux variations d'inductance qui résultent des variations de la cage thoracique. Dans cette étude est similairement à l'étude précédente, le circuit a été simulé et des mesures ont été faites de même que des mesures sur le circuit réalisé ont aussi été faites. Les résultats sont illustrés sur la figure 3.13 ci dessous.

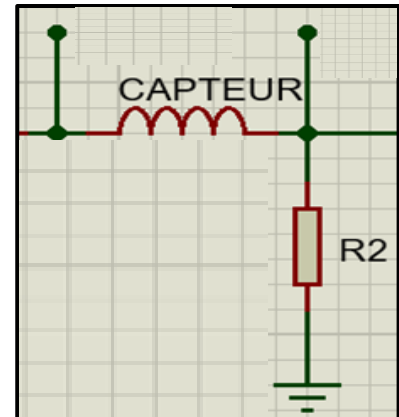


Figure 3.12 Circuit de l'étage 2: disposition du capteur (inductance L)

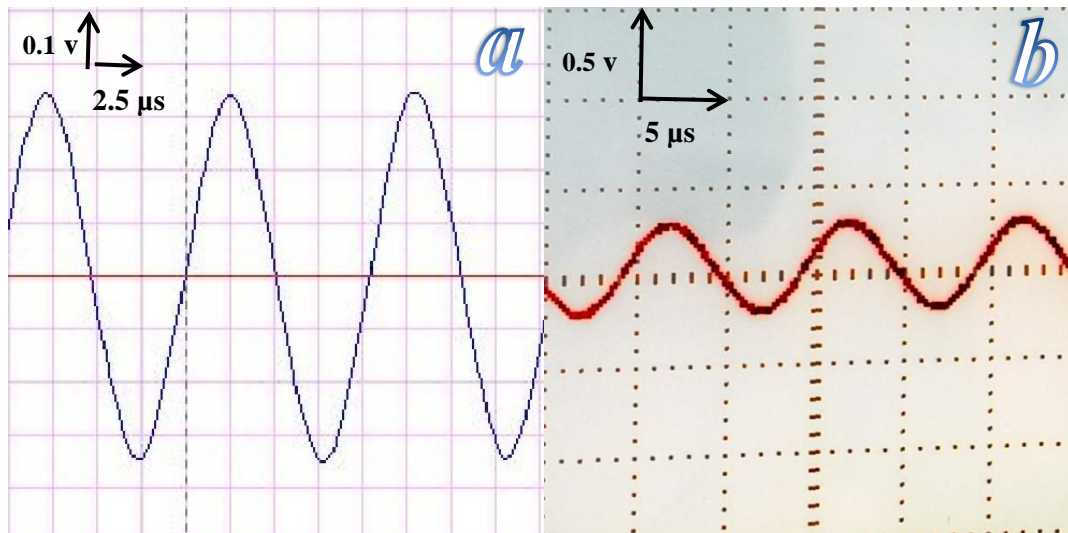


Figure 3.13 Résultats de mesure obtenue sur l'étage 2 :  
a) sur le circuit simulé, b) sur le circuit réalisé.

Le signal est un signal sinusoïdal à la fréquence de 100 kHz avec une chute de tension de 200 à 500 mV (due à l'impédance du capteur) avec un léger déphasage par rapport au signal de la source de courant (signal sinusoïdal de l'étage 1). La chute de tension et le déphasage sont dues à l'introduction du capteur (effet inductif de la bobine du capteur).

### - Étage 3 (Amplification) :

Dans ce cas et pour une meilleure utilisation du signal détecté une amplification est réalisée. Celle-ci est réalisée à travers l'amplificateur illustré sur la figure 3.14 ci-dessous. Il constitue l'étage 3:

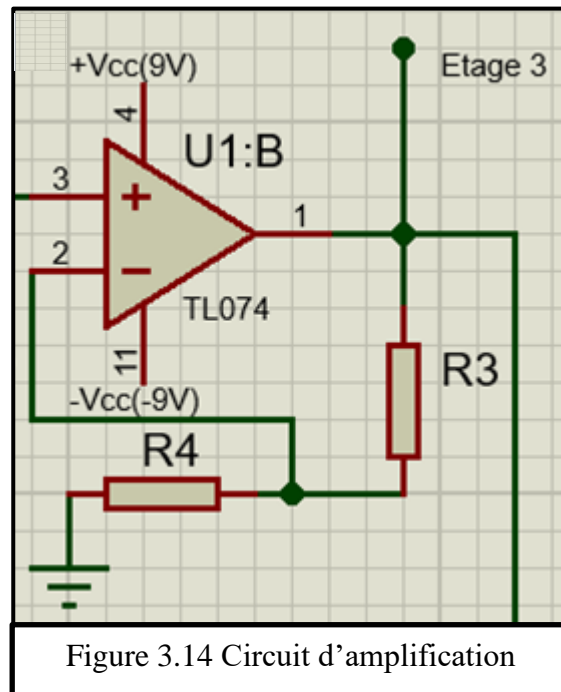


Figure 3.14 Circuit d'amplification

Le circuit est un amplificateur non-inverseur réalisé avec l'amplificateur opérationnel le TL074, avec un gain de 11. De même que pour les tests précédents le circuit est simulé puis réalisé; les résultats de ces mesures des signaux amplifiés sont illustrés sur la figure 3.15, avec a/ signal obtenu à travers le circuit simulé; b/ signal obtenu sur avec le circuit réalisé. Ainsi, les signaux amplifiés sont de l'ordre de 6V et 5.5 V crête à crête pour respectivement le circuit simulé et le circuit réalisé. Cette différence est due au fait que pour le circuit réalisé le signal  $V_e$  provient du capteur.

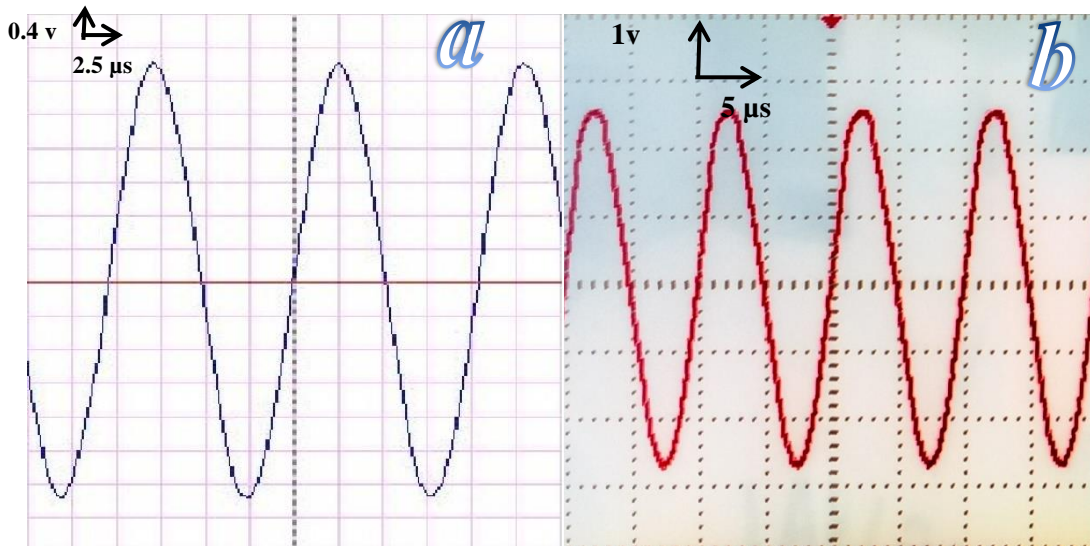


Figure 3.15 Résultats de mesures des signaux amplifiés a) obtenus à travers le circuit simulé, b) obtenu à travers le circuit réalisé.

#### -Étage 4 (Circuit détecteur de crêtes) :

Une fois le signal amplifié (sortie de l'étage 3), il doit être démodulé AM, compte tenu que l'information relative à la variation de la cage thoracique (volume respiratoire) est portée sur la variation d'amplitude de ce signal. En fait, le signal de 100Khz (de la source de courant) constitue la porteuse de ce signal modulé AM. Le circuit réalisé pour détecter cette variation d'amplitude est un détecteur de crête. Il est illustré sur la figure 3.16 ci-dessous. De même et similairement aux mesures précédentes, le circuit a été d'abord simulé puis réalisé; les résultats de mesures obtenus sur respectivement les deux circuits sont illustrés sur la figure 3.16 ci-dessous.

Le circuit est réalisé en utilisant une diode au Silicium la 1N4001, avec une tension seuil de 0.6V et un filtre passe bas R5C2 avec  $R5=470\text{ K}\Omega$  et  $C2=100\text{ nF}$  pour avoir une constante du temps :  $\tau = RC = 47 \times 10^3 \cdot 10^{-7} \text{ s}$  ce qu'est une valeur optimal pour détecter le signal de 100 kHz comme on peut le voir illustré sur la figure 3.17 ci-dessous. Ce signal enveloppe est relativement continu variant en fonction de la variation de l'inductance des bobines des capteurs.

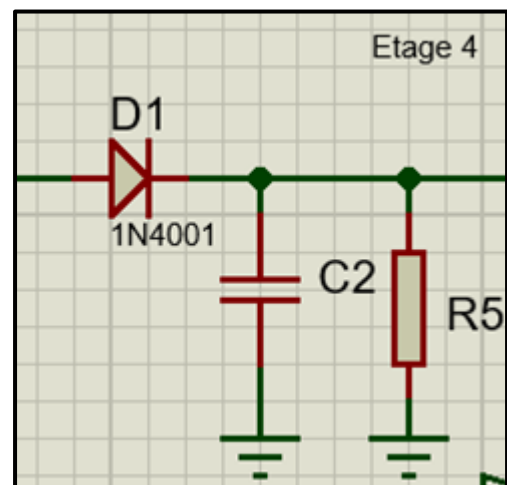


Figure 3.16 Circuit détecteur de crêtes

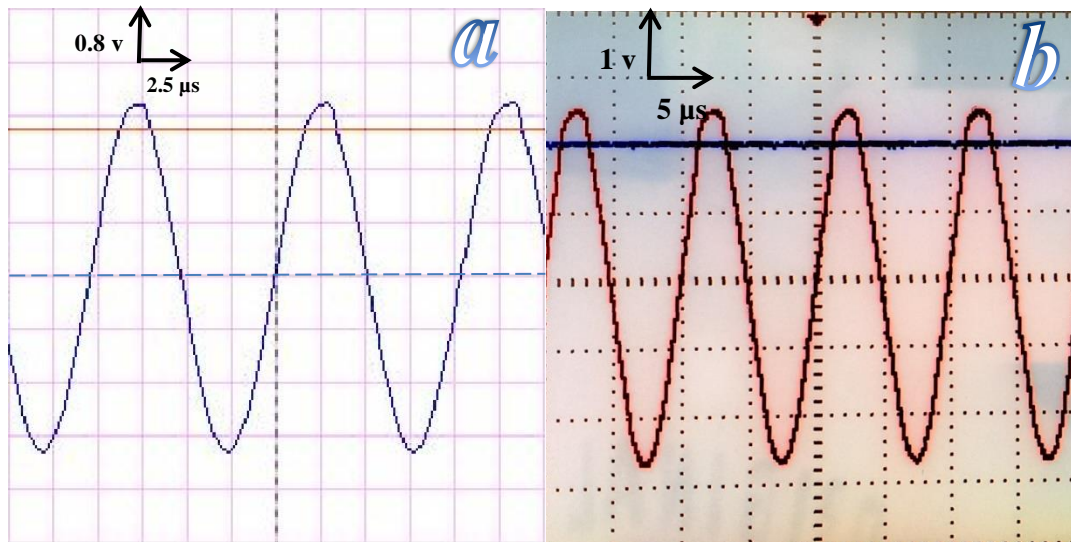
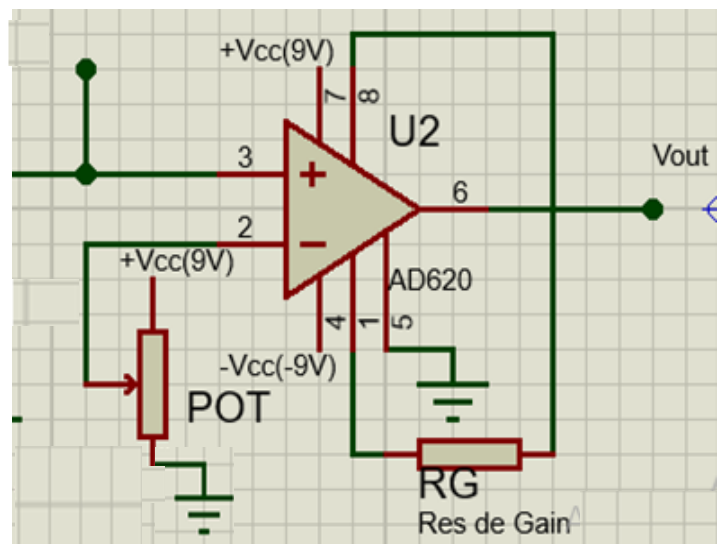


Figure 3.17 Signaux obtenus du détecteur de crête (continu) (sortie du circuit) et signal modulé AM (entrée du circuit) a) à travers le circuit simulé b) à travers le circuit réalisé. Les résultats obtenus à la sortie du détecteur de crête sont comparables.

### - Etage de sortie Vout :

L'étage de sortie final ( $V_{out}$ ) du circuit de mise en forme est réalisé en utilisant un amplificateur d'instrumentation le AD620. Ce choix a été fait compte tenu de la variation détectée à la sortie du détecteur de crête (variation DC relative à la variation du à la respiration) est faible avec une forte composante continue. Ainsi, l'amplificateur est réalisé tel que l'utilisateur peut minimiser l'effet de cette tension DC en retranchant une tension comparable fixée à travers le potentiomètre POT (voir figure 3.18 ci-dessous) alimenté par une tension  $V_{cc}$  de 9V. Par conséquent la variation de la tension peut être amplifiée sans risque majeur de saturer l'amplificateur. Toutefois l'utilisateur doit être vigilant pour ajuster cette tension DC pour chaque patient.



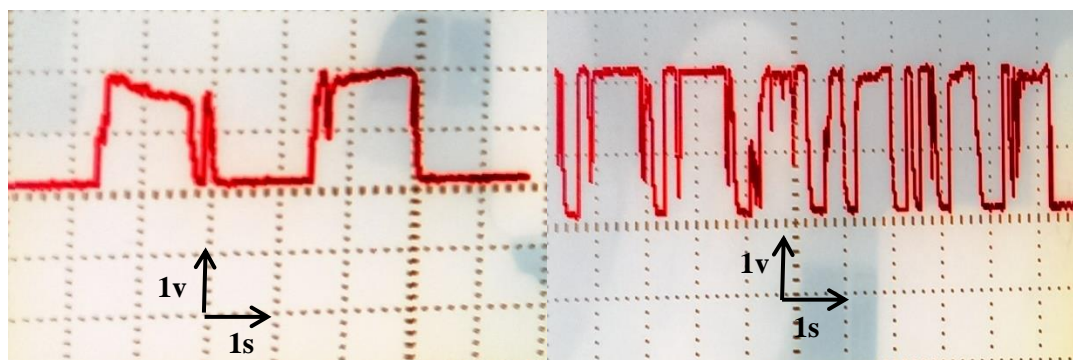
3.18 Circuit d'ajustement de la tension d'offset et amplification.

Le dispositif a été testé sur plusieurs sujets et le  $V_{out}$  mesuré à l'oscilloscope sachant qu'à chaque cas le potentiomètre POT a été ajusté pour une détection optimale. Le critère utilisé est que le signal suit clairement l'évolution du rythme respiratoire (des variations) en corrélation avec l'inspiration et l'expiration. Une fois cette détection retenue, la valeur du POT est retenue pour les mesures successives. Un échantillon des mesures réalisées est illustré sur la figure 3.18 ci-dessous;

On voit clairement sur ces signaux visualisés sur l'oscilloscope que leurs variations sont aux rythmes des inspiration et expiration et que leurs amplitudes sont proportionnelles aux niveaux d'inspiration et expiration. Toutefois à ce niveau il faut noter l'écrêtage qui apparaît au niveau de ces signaux ce qui va influencer sur la mesure des volumes. En fait, des ajustements plus fins sur le dernier étage doivent être réalisés en vue d'avoir un meilleur résultat.

Un exemple d'expérimentation réalisée sur un sujet est illustré sur les photos de la figure 3.19 ci-dessous. À travers cette figure est représenté une première photo décrivant l'expérience menée (a) et une deuxième photo illustrant le signal  $V_{out}$  et la variation de volume à travers l'interface graphique réalisée. (b).

Les images obtenues au point  $V_{out}$  (avant le filtrage).



a) signal  $V_{out}$  décrivant deux inspirations et expirations forcées successives.

b) signal  $V_{out}$  décrivant huit inspirations et expirations forcées successives.

Figure 3.19 Résultats de mesure à la sortie  $V_{out}$  avec le capteur réalisé pour plusieurs inspirations et expiration.

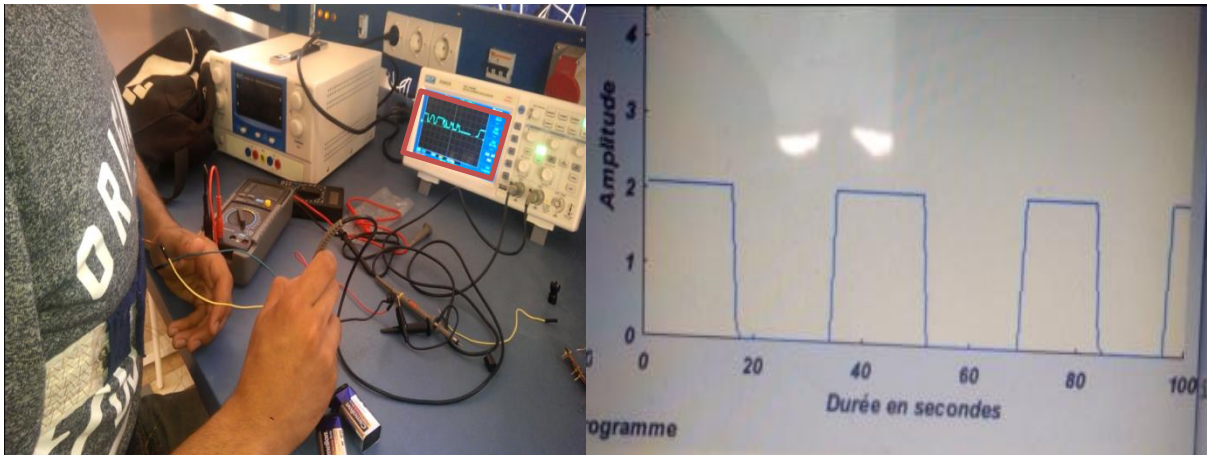


Figure 3.20 a) photo décrivant l'expérience menée b) photo le signal  $V_{out}$  et la variation de volume à travers l'interface graphique réalisée.

Le dispositif réalisé permet de suivre l'évolution des mouvements respiratoires (inspiratoire et expiratoire) et de déduire les volumes. Toutefois, il reste limiter compte tenu d'un côté des perturbations engendrées par l'inductance des capteurs qui très souvent se détache ou les fils cassent, et de la saturation de l'amplificateur final (étage  $V_{out}$ ) qu'il faut ajuster à chaque manipulation; Un effort supplémentaire doit être fait pour améliorer cette réalisation de capteur. Malgré ces limitations, le dispositif décrit le principe de l'exploration fonctionnelle par inductance. Ce principe peut être étudié à travers la manipulation de travaux pratiques qu'on propose sans ce qui suit.

### 3.3 Manipulation de travaux pratiques:

#### 3.3.1: But de la Manipulation:

L'objectif de cette manipulation est de permettre à l'étudiant de comprendre le principe de l'exploration Fonctionnelle respiratoire par pléthysmographie d'inductance.

#### 3.3.2 Description de la technique d'exploration fonctionnelle par pléthysmographie d'inductance:

L'exploration fonctionnelle respiratoire (EFR) c'est l'ensemble des examens permettant d'étudier, explorer ou destiner à étudier le fonctionnement de l'appareil respiratoire (la capacité respiratoire, les débits bronchiques, les volumes pulmonaires ou les échanges gazeux) et détecter les pathologies respiratoires d'un patient. Différentes techniques peuvent être utilisées comme par exemple: les spiromètres, les fluxmètres, la pléthysmographie, les ultrasons et l'IRM.

Parmi les techniques d'exploration fonctionnelle respiratoires les plus connus en médecine est la pléthysmographie respiratoire par inductance (PRI). Elle est basée sur l'utilisation des variations de l'inductance des deux bobines (capteurs) sous l'effet de la respiration. Les capteurs sous forme de bobines sont attachés aux ceintures souples et élastiques qu'on place l'une sur le haut de la cage thoracique et l'autre sur le bas de cette cage (ou encore le haut de l'abdomen) du sujet. Ils sont reliés à un circuit qui permet de transmettre le signal qui porte l'information (la variation de l'inductance) au PC pour traiter le signal. Un dispositif utilisant ce principe est décrit dans ce qui suit: Il est réalisé par trois étages principaux et autre secondaires, ces étages sont :

- La détection de signal par des capteurs sous forme des bobines.
- la carte de conditionnement du capteur et de mise en forme du signal détecté. Cette carte est constituée par le circuit excitation, circuit d'adaptation, l'amplification, le circuit de détecteur de crêtes, circuit d'amplification et d'ajustement d'offset (AD620); carte de numérisation et d'acquisition Arduino, et le circuit de transmission de signal par wifi).
- Le traitement de signal numérisé et la mesure du volume et débit respiratoire est réalisé par software implémenté sous environnement Matlab. Les résultats de ces mesures et l'évolution du signal sont affichés sur l'interface graphique. Les figures 1 et 2 ci-dessous illustre respectivement le schéma bloc du dispositif utilisé et son schéma électrique.

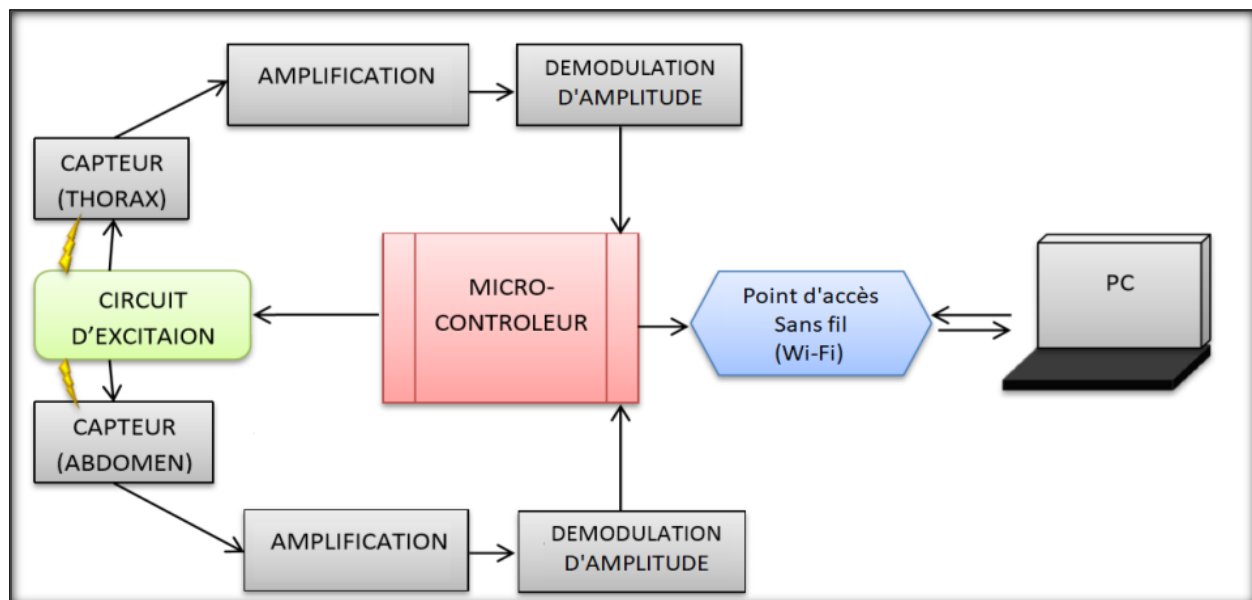


Figure 1: Schéma bloc du dispositif utilisé



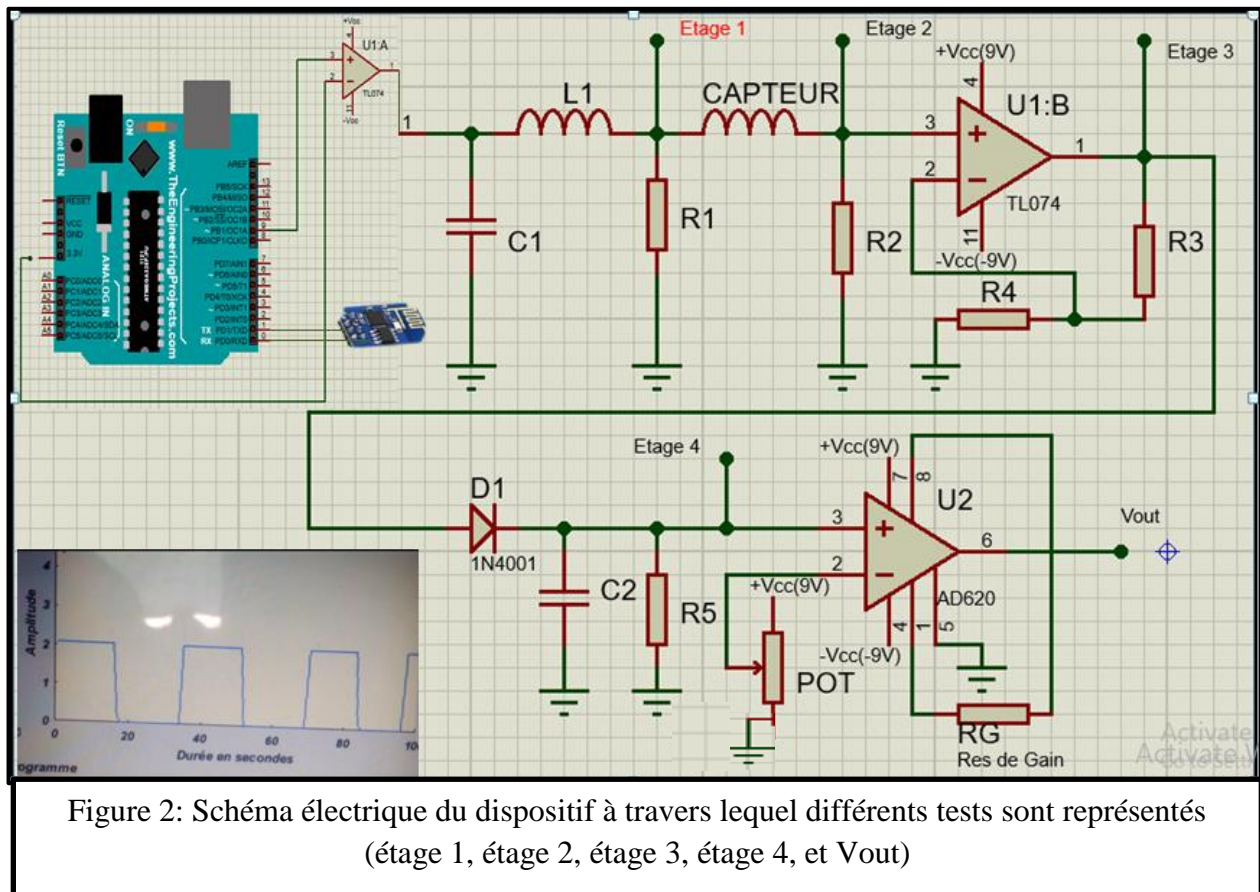


Figure 2: Schéma électrique du dispositif à travers lequel différents tests sont représentés (étage 1, étage 2, étage 3, étage 4, et Vout)

### 3.3.3 objectif de la manipulation:

- ✓ C'est comprendre le principe de la pléthysmographie par inductance à travers la détection d'un signal pléthysmographie et la déduction à travers ce signal le volume et débit respiratoire.

### 3.3.4 Manipulation :

- Fixer les ceintures comme indiquer sur la figure 3 ci-dessous., la bande bleue avec la forme de flèche de bouton a pression de connexion niveau du bas de la cage thoracique (en haut de l'abdomen) et l'autre au niveau haut de la cage thoracique (bande blanche).
- Ensuite on assure la connexion avec le circuit PRI qui permet d'émettre le signal vers le programme installé dans le PC par un module Wifi.
- implémenter et lancer le programme donné en ci-dessous.
- On alimente ce circuit par une pile de 9V, ou bien une alimentation DC en ajustant 9v en s'assurant que le courant est suffisant.
- Connectez le programme par introduire le serveur et le port correspond au serveur.

- Cocher la case continue si vous voulez voir la continuité du signal sinon décocher la case pour voir le signal en des points comme échantillonnage.
- Choisir une durée de 20s et de 10 point par seconde
- Commander les coefficients M et K pour visualiser le Spirogramme.
- Appuyer sur le bouton démarrer pour faire cet examen PRI.
- Prendre des résultats de signal obtenu et noter les volumes pulmonaires situés dans l'interface de programme.



Figure 3 Positionnement des capteurs sur le sujet.

```

methods (Access = private)
    % Callback function: DémarrerButton, ReconnecterButton
    function DémarrerButtonPushed(app, event)
if app.ContinueCheckBox.Value == true % Une condition de vérifier la case
'continue' si elle est cochée
c = tcpclient('192.168.43.221', 80);% Ouvrir le serveur
N = app.DureeSecondesEditField.Value;% Obtenir la valeur de durée en secondes
p = app.MesurePtsSecEditField.Value;% Obtenir la valeur de nombre de points de
mesure
nbc = 1/p;% Déclaration de temps de pause
A0 = zeros(0,N);% A l'instant t=0 prendre les valeurs de tous les point de mesure
égales à zéro (premier capteur)
A1 = zeros(0,N);% A l'instant t=0 prendre les valeurs de tous les point de mesure
égales à zéro (deuxième capteur)
A2 = zeros(0,N);% A l'instant t=0 prendre les valeurs de tous les point de mesure
égales à zéro (la somme des deux)
while 1 == 1 % Une condition toujours vérifiée pour une boucle infinie
for i = 1:N % Une boucle finie de la même durée choisie avant
s1 = read(c,3);% Lire les trois premiers bits de l'information envoyer au server
a1 = char(s1);% Convertir les trois premiers bits en caractères
A0(i) = (5*str2double(a1))/1023;% Convertir les trois premiers bits en nombre réel
puis le convertir en tension
s2 = read(c,4);% Lire les quatre bits qui suivent
a2 = char(s2);% Les convertir en caractère
A1(i) = (5*str2double(a2))/1023;% De caractères vers un nombre réel vers une
tension (en volts)
A2(i) = M*A0(i) + K*A1(i);% Conversion des tensions en volume puis la somme des
deux capteurs
pause(nbc);% Faire une pause pendant le temps de pause calculé en avant
plot(app.UIAxes, A0, '-r');% Dessiner la courbe de tension par rapport au temps (en
rouge)
plot(app.UIAxes_2, A1, '-b');% Dessiner la courbe de tension par rapport au temps
(en bleu)
plot(app.UIAxes_3, A2, '-g');% Dessiner la courbe de tension par rapport au temps
(en vert)
end
[P,1] = findpeaks(A2);% Trouver les crêtes et calculer leurs durées
app.PriodesecEditField.Value = mean(diff(1))/p;% Calculer la période de signal et
l'afficher
app.VCEditField.Value = min(P);% Calculer le volume courant et l'afficher
app.ObitEditField.Value = numel(P);% Calculer le débit et l'afficher
app.VRIEditField.Value = max(P);% Calculer le volume de réserve inspiratoire et
l'afficher
app.CVEditField.Value = max(P);% Calculer la capacité vitale et l'afficher
if app.ContinueCheckBox.Value == false% Une condition à vérifier pour la case
'continue' si elle n'est pas cochée
break% Fermeture de la boucle infinie si la condition est vérifiée
end
end
end
end

```

Programme de visualisation et de mesure des volumes, débit et rythme respiratoire.

### 3.3.5 Questions :

- 1- Etudier les circuits du dispositif utilisé.
- 2- Etudier et décrire le programme de mesure et visualisation des signaux et mesures réalisées.
- 3- Expliquer brièvement la technique pléthysmographie respiratoire par inductance.
- 4- Test de circuit : placer les différents bobines fixes (L varie de 30 uH jusqu'à 100 uH) pendant des périodes différentes, prendre les mesure à l'aide de l'oscilloscope puis les vérifier par les mesures de l'interface.
- 5- Discuter le résultat.
- 6- Test de capteur : placer les deux capteurs en position sur le sujet et mesurer les limites par un RLC mètre.
- 7- remplir le tableau suivant :

Inductance (uH)	Valeur min mesuré	+10	+20	+30	+40	+50	Valeur max
Tension (v)							

- 8- Tracer la courbe  $f(u)$  que présent l'inductance en fonction de tension.
- 9- Déduire la sensibilité de capteur.
- 10- Tester sur deux ou trois autres sujets.
- 11- Refaire les mêmes questions de 4 jusqu'à 7 pour des différents types de respiration (forcée, normale, profonde ...)
- 12- Dans quel type de respiration on a la meilleure sensibilité ? Pourquoi ? Justifier votre réponse.
- 13- On sait que la tension mesuré dépend de changement de volume. Expliquer
- 14- Déduire les volumes correspond à chaque tension.
- 15- Prendre une mesure continue à l'aide des capteurs pendant 2 min ou 3 min.
- 16- Calculer les paramètres de volumes pulmonaires puis déduire le débit
- 17- Tracer le Spirogramme pour chaque sujet.
- 18- discuter les résultats obtenus et faire une conclusion.

## Conclusion générale :

Dans ce projet de fin d'étude de Master, On a fait une étude sur la conception et la réalisation d'une plateforme didactique d'un dispositif portable qui permet de faire une exploration fonctionnelle respiratoire exploitant la technique de la pléthysmographie par inductance visant la mesure à distance des volumes pulmonaires à fin de déduire le Spirogramme. Une étude descriptive et bien détaillée sur la technique commençant par l'anatomie et la physiologie du système respiratoire avec les différents paramètres pulmonaires terminant par les techniques d'exploration fonctionnelles respiratoire a été d'abord faite. Cette étude était suivie par une description détaillée et illustrée des différents circuits constituant le dispositif réalisé. Cette description a passé en revue les différentes étapes de conception et de réalisation de ces circuits partant du capteur (inductances et bandes élastiques), son conditionnement, la mise en forme du signal détecté, sa numérisation et son acquisition (carte d'acquisition Arduino) et sa transmission à travers un module Wifi vers un PC pour traitement et affichage à travers une interface graphique. On a rencontré plusieurs problèmes surtout au niveau de la conception du capteur par exemple la disponibilité d'une bande assez souple pour la flexibilité, encore la section réduite du fil pour réaliser la bobine des capteurs. Malgré ce choix qui a permis d'améliorer la sensibilité du capteur aux mouvements thoracique, toutefois cette bobine restée fragile et souvent cassée sous l'effet de fort expiration. Ajouter à ce problème, les boutons métalliques utilisés pour fermer les bandes élastiques qui poser beaucoup de problème pour souder le fil des bobine sur eux. Un autre problème était rencontré au niveau du choix du tissu qui couvrent les bobines, souvent il faisait obstacle à l'écartement des spires ce qui perturber la mesure et limiter la détection. D'autres problèmes étaient aussi rencontrés au niveau de la conception des circuits particulièrement au niveau des étages d'adaptations surtout avec les bobines, et au niveau de la consommation en courant (forte consommation particulièrement le module Wifi choisi qui consomme en plein régime un courant de donner la valeur). Ceci nous a obligé d'utiliser une alimentation DC à la place des pile de 9v qui se consommer rapidement; En dernière partie, le dispositif réalisé a été testé. Plusieurs tests étaient réalisés sur les différents circuits partant du capteur, passant par son conditionnement, la mise en forme du signal détecté et son acquisition et transfert vers le PC; L'ensemble des tests étaient fait sur des circuits qui ont été préalablement simulés. Les résultats obtenus ont été illustrés sur une interface graphique à travers laquelle l'utilisateur peut ajuster plusieurs paramètres pour une bonne visualisation et paramètres à mesurer.

Toutefois, quoiqu'à travers cette réalisation le principe de la pléthysmographie par inductance est clairement décrit, il reste beaucoup à parfaire principalement au niveau de la conception et réalisation du capteur; à savoir le choix des bobines, et leur emplacement dans des bandes élastiques qui doivent réagir fidèlement aux mouvements de la cage thoracique; Un effort aussi doit être mené au niveau de l'interface graphique pour introduire d'autres paramètres tel que le nom, l'âge, le sexe du patient, son dossier médical etc.

## Références

- [1] KAID Slimane : « UNE ÉTUDE THÉORIQUE ET PRATIQUE D'UN DISPOSITIF D'EXPLORATION FONCTIONNELLE RESPIRATOIRE EXPLOITANT LA TECHNIQUE DE LA PLÉTHYSMOGRAPHIE À INDUCTANCE »; Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen Faculté de Technologie Département de Génie Biomédicale ; Mémoire de fin d'étude ; 2013.
- [2] Thomas SIMILOWSKI, Nicolas ROCHE, Jean-Philippe DERENNE ; Souffle et tabac : comment lutter contre la BPCO ; Editions John Libbey ; 2004.
- [3] Site Internet : <https://www.passeportsante.net> ; Pourquoi faire une exploration fonctionnelle respiratoire? ; 2015.
- [4] Pr François CHABOT (Nancy), Pr Bruno CRESTANI (Paris), Pr Bruno HOUSSET (Créteil), Pr Romain KESSLER (Strasbourg), Pr Charles-H MARQUETTE (Nice), Pr Yves MARTINET (Nancy), Dr Saad NSEIR (Lille), Dr Céline SANFIORENZO (Nice), Dr Valérie SELLAM (Nice), Dr Pierre WOLTER (Nice), Dr Sabine MARCO (Nice) ; Coordination : Pr Charles-H MARQUETTE (Nice) ; Explorations Fonctionnelles Respiratoires aux ECN ; Le rappel de cours et cas "tombables" ; Collège des Enseignants de Pneumologie ; 2011.
- [5] Dr Hanquet Olivier ; BPOC : Nouvelle classification, nouveaux traitements ; CHU Charleroi ; 2016.
- [6] Cohn MA, Watson H, Weisshaut R, Stott F, Sackner MA ; A transducer of noninvasive monitoring of Respiration ; 1978. In: Stoot FD, Raftery EB, Selight P, Goulding L (eds) ISAM ; Proceedings of the second international symposium on ambulatory monitoring ; Academic Press, London, pp 119–128 ; 1977.
- [7] Site Internet : <https://en.wikipedia.org> ; Respiratory inductance plethysmography ; 2019, Spirométrie ; les volumes pulmonaires.
- [8] INESSM. Tlemcen Cours d'anatomie, Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2<sup>ème</sup> année pharmacie, Dr.BENABDESSADOK. A ; 2010/2011.
- [9] Site Internet Encyclopedia.Larousse en ligne, [www.larousse.fr](http://www.larousse.fr) ; ces ouvrages extraient de Larousse médical ; copyright 2019.
- [10] Makarieva A, Gorshkov V, Li B, « Energetics of the smallest: do bacteria breathe at the same rate as whales? », Proceedings of the Royal Society B-Biological Sciences,? 2005 272, 2219–2224. « Flow restrictor for measuring respiratory parameters » [archive], Patenstorm (consulté le 28 juin 2013) : « For humans, the normal volume is 6–8 liters per minute. »
- [11] V. Labat IDE service de réanimation, CH Annecy. **Mars 2009**
- [12] le site web ; [electro.info@free.fr](mailto:electro.info@free.fr); sep 2017
- [13] Les systèmes circulatoire et respiratoire Par Marie-Pier Michaud ; 2003.
- [14] Le site web scientifique ; <https://www.aquaportail.com>; 2019
- [15] les Services HCL - Centre Hospitalier Lyon Sud - Service de pneumologie aiguë spécialisée et cancérologie Thoracique (Unité d'exploration fonctionnelle respiratoire) - Hôpital de la Croix-Rousse - Service d'explorations fonctionnelles respiratoires - Hôpital Louis Pradel - Service d'explorations fonctionnelles respiratoires, Hospices Civils de Lyon ; 2017

- [16] Le Site web: studylibfr.com ; Science/Biologie ; L`Appareil Respiratoire. ; 2013-2019
- [17] Le Site web: Microbiologiemedicale.fr ; Formation des techniciens de laboratoire de microbiologie médicale, (Blausen gallery 2014) , BruceBlas ; August 2013 .
- [18] Université Paris – Descartes, Sorbonne Paris Cité, Faculté de médecine ; Article de Mahul B, Bokov P, Beydon N, Delclaux C. Exploration fonctionnelles respiratoires de la capacité ventilatoire EMC –Pneumologie 2013.
- [19] Physiologie appareil respiratoire, écrits par Nicolas, Joe, Nico, en 2000.
- [20] SARRAZIN Baptiste Directeur de stage : C. Letellier L2 IBIOM 2008/2009 Tuteur de stage : Dr. C. Straus Mémoire de deuxième année de licence d'Ingénierie pour le Biomédical (IBIOM) Stage effectué en juin 2009 dans le service des Explorations Fonctionnelles Respiratoires du Pr. Zelter à la Pitié-Salpêtrière, 75013 Paris
- [21] Exploration du diaphragme écrits par Dr. Hélène Prigent service de physiologie et d'explorations fonctionnelles\_ GHU Paris Ouest \_ site Raymond Poincaré – Garches UMR 1179 <<End-i-Cap>> - Inserm – UVSQ ; 2017.
- [22] Une réalisation d'une plateforme exploitant les ultrasons pour les mesures de distances et de vitesse : Application à la mesure du débit respiratoire, mémoire de projet de fin d'étude master, département de génie biomédicale, faculté technologie, Abou Bakr Belkaid présenté par Guediane soumia et Meksali Ikram en 2015-2016.
- [23] Site web: <https://zestedesavoir.com>, Présentation d'Arduino, écrits par Eskimon et olyte en juin 2019.
- [24] Le site des commerce électronique par internet vente et achat, <http://www.orbit-dz.com>, en 2019
- [25] Analogue to digital conversion sur le site web <http://www.learn.sparkfun.com> ,en 2003
- [26] Hoan Thanh Ngo ; A Portable Respiratory Monitor Using Respiratory Inductive Plethysmography ; <https://www.researchgate.net> ; 2014
- [27] le site web: <https://www.arduino.cc> , crée par Massimo Banzi, David Cuartielles, Tom Igoe, Gianluca Martino, and David Mellis dans l'institute de Ivrea en 2000.