

Chapitre 3 : ENREGISTREMENT DU DEBIT RESPIRATOIRE

INTRODUCTION :

L'appareil respiratoire est constitué d'organes qui permettent d'inspirer et d'expirer l'air dans le but de fournir de l'oxygène (O₂) à l'organisme et d'éliminer le dioxyde de carbone (CO₂). Lorsqu'un individu inspire l'air, celui-ci passe par la trachée, entre dans les bronches, passe par les bronchioles pour se rendre aux alvéoles (figure 3.1). C'est au niveau de ces alvéoles que se produisent les échanges gazeux, elles relient le système respiratoire aux capillaires du système circulatoire. Le sang présent dans les capillaires pulmonaires libère du CO₂ et extrait l'oxygène de l'air.

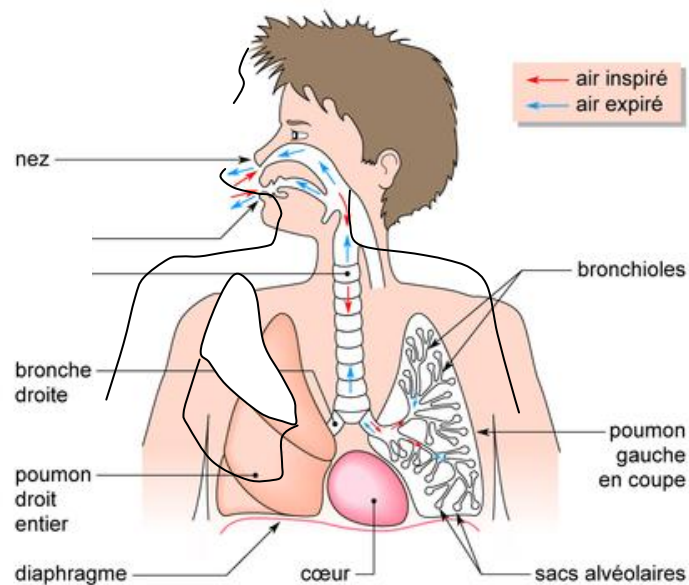


Figure 3.1. Schéma de l'appareil respiratoire.

A l'inspiration de repos, le sujet inhale ou (aspire) en moyenne 500 ml d'air. Au repos, le débit ventilatoire est donné par l'expression: $V_C = Q_E \cdot fr$

Q_E est le débit ventilatoire de repos, V_C le volume courant (500 ml) et fr est la fréquence respiratoire (environ 12 à 16 cycles/min). Le débit ventilatoire au repos est environ de 6 à 8l/min. La quantité d'oxygène nécessaire aux échanges alvéoles/capillaires, est apportée par la ventilation alvéolaire et non par le volume inspiré. La ventilation alvéolaire se calcule par la formule suivante :

$$\dot{V}_A = (V_C - V_D) \cdot fr$$

\dot{V}_A est la ventilation alvéolaire, V_C le volume courant (500 ml), V_D le volume mort (150 ml). Le volume courant représente l'amplitude de respiration.

1. NOTIONS DE MECANIQUE VENTILATOIRE.

La mécanique ventilatoire contrôle les échanges gazeux ; elle est assurée par la mobilité des parois de la cage thoracique. Cette mobilité crée un courant aérien dont l'effet est de renouveler l'air à travers les poumons, et en particulier assurer l'aspiration de O_2 et le rejet de CO_2 . La ventilation est un phénomène périodique qui consiste en une succession de mouvements d'inspiration (au cours desquels un volume d'air est inspiré) et de phénomènes d'expiration (au cours desquels un certain volume d'air est rejeté). Toute variation de volume entraîne une variation de pression et c'est la loi des gaz parfaits bien connue qui précise que le volume d'un gaz est inversement proportionnel à la pression qu'il subit (on rappelle que $V = nRT/P$).

1.1. L'inspiration est un phénomène actif au cours duquel le volume thoracique augmente. Ce phénomène va donc permettre l'entrée de l'air de la bouche vers les poumons. Ce phénomène agit selon un gradient ou une différence de pression imposée par l'entrée de l'air.

1.2. L'expiration est un phénomène passif qui résulte de la relaxation des muscles inspiratoires et du retour élastique du tissu pulmonaire. Etiré lors de l'inspiration, le poumon revient ensuite à sa position initiale. A l'expiration de repos, on observe une diminution du volume à l'intérieur du poumon et donc une augmentation de la pression dans cet organe. Cet état entraîne la sortie de l'air des poumons vers l'extérieur par un gradient de pression.

1.3. Les mesures des volumes respiratoires : Les volumes respiratoires **mobilisables** (liés à la mobilité de la cage thoracique) qui sont l'inspiration et l'expiration peuvent être mesurés au repos grâce à l'Exploration Fonctionnelle Respiratoire (EFR). L'EFR se fait par la technique de spirométrie qui mesure les volumes dynamiques (volumes déplacés durant la respiration) tel que le Volume Expiré Maximal par Seconde (VEMS), le volume de réserve inspiratoire (VRI), le volume de réserve expiratoire (VRE).

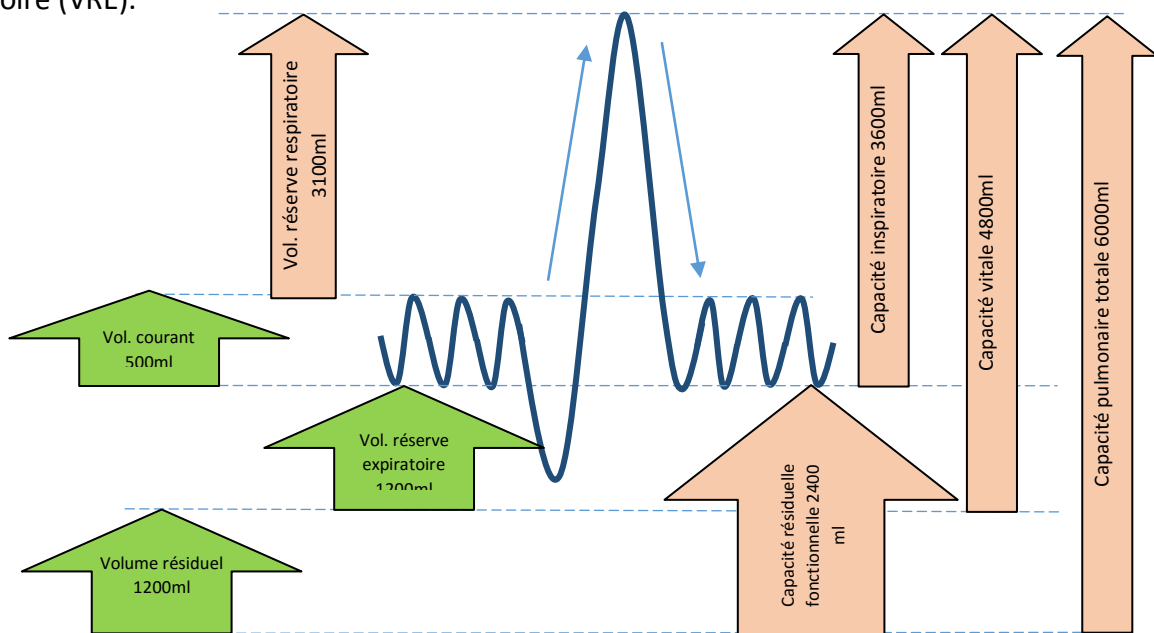


Figure 3.2. Volumes et capacités pulmonaires chez l'Homme

2. LES TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT DES VOLUMES ET DES DEBITS RESPIRATOIRES.

Les Explorations Fonctionnelles Respiratoires (EFR) offrent une large gamme d'examen et de techniques visant à évaluer le fonctionnement du système respiratoire. Parmi les examens le plus souvent pratiqués, la mesure des volumes gazeux que les poumons peuvent contenir est la technique la plus fréquente. Certains volumes peuvent être inspirés ou expirés ce qui signifie qu'ils sont mobilisables et assez faciles à mesurer. Par contre, le volume résiduel qui ne peut jamais être expiré, correspond au volume gazeux qui reste toujours dans les poumons.

2.1. Mesure des volumes non mobilisables.

La mesure des volumes non mobilisables se fait par Pléthysmographie Corporelle (PC) qui permet la mesure du Volume des Gaz Thoraciques (VGT) et celle de la Capacité résiduelle Fonctionnelle (CRF). La technique (PC) consiste en une cabine couplée à un circuit spirométrique. Le patient respire de l'air de l'extérieur de cette cabine à travers un tuyau (figure 3.3).

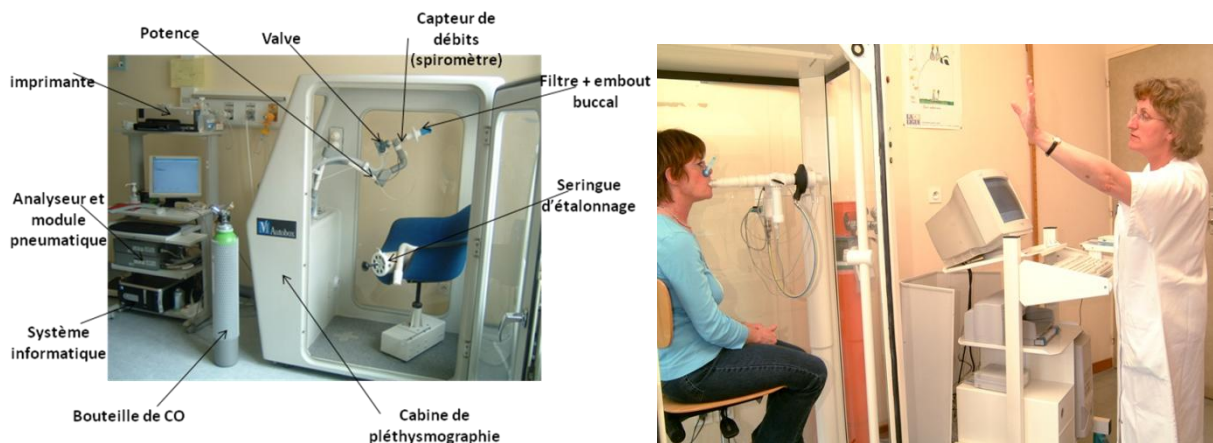


Figure 3.3. Appareil de Pléthysmographie Corporelle (PC).

2.2. Mesure des volumes mobilisables.

La mesure des volumes mobilisables se fait par spirométrie (figure 3.4) qui consiste à faire respirer le sujet par la bouche, le nez pincé, dans un tuyau relié à un appareil de mesure. Cette mesure indique les volumes d'air contenus dans les poumons à différents moments de la respiration, les débits d'air inspirés ou expirés et permet de tracer un graphique (courbe débit-volume). C'est la technique d'exploration fonctionnelle respiratoire la plus simple et la plus rapide (quelques minutes).

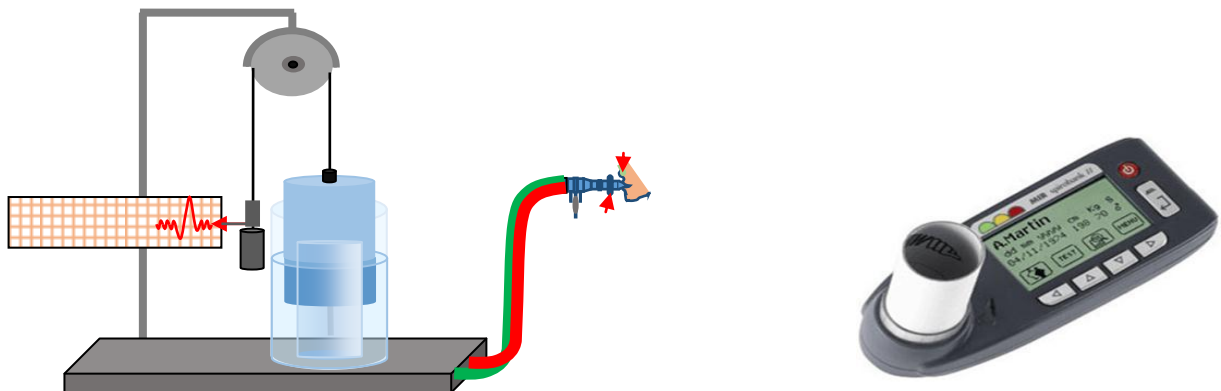


Figure 3.4. Exemple d'un spiromètre.

2.3. Les techniques de l'Exploration Fonctionnelle Respiratoire.

Il existe différentes techniques permettant la mesure du débit respiratoire. Les systèmes couramment utilisés peuvent être classés en quatre catégories :

- Le rota-mètre (la vanne rotative).
- Les ultrasons.
- La pression différentielle.
- La convection thermique.

Le fluxmètre à vanne rotative (rota-mètre).

Le principe de la conversion du débit d'air en tension est d'utiliser un rotor qui réagit au flux d'air et le nombre de rotation est proportionnel au débit d'air. Les révolutions du rotor sont détectées par un moyen optique (photodiode par exemple).

Le fluxmètre à ultrasons.

Ce dispositif est basé sur un tube respiratoire qui comporte deux capteurs ultrasonores (un pour l'émission et l'autre pour la réception). La détection de l'émission et la réception des ondes ultrasonores permet la mesure du débit respiratoire.

Le fluxmètre à pression différentielle.

Le fluxmètre à pression différentielle utilise directement la mesure du débit d'air à travers des capteurs de pression pour le transmettre à un système de mesure du volume pulmonaire.

La convection thermique.

Le principe du système de mesure basé sur la convection thermique consiste à utiliser des éléments résistifs tels que des thermistances qui sont des dispositifs dont leurs résistances varient en fonction de la température. Le patient souffle dans un tube respiratoire où se trouve le capteur thermique préchauffé à une température supérieure à celle du corps humain (>37 °C). La variation de la température est proportionnelle au débit respiratoire.

3. MESURE DES DEBITS RESPIRATOIRES PAR CONVECTION THERMIQUE.

3.1. Description du dispositif de mesure.

Généralement, les dispositifs de mesure des débits respiratoires par convection thermique, sont montés autour d'un élément de transduction qui permet de convertir les faibles variations de débit en un signal électrique. Cet élément est composé d'une thermistance maintenue à une température constante par une boucle de régulation. Si la thermistance est soumise à un débit d'air, la valeur de la thermistance change et par conséquent le courant de commande change également pour maintenir la température de la thermistance à la valeur initiale (figure 3.5).

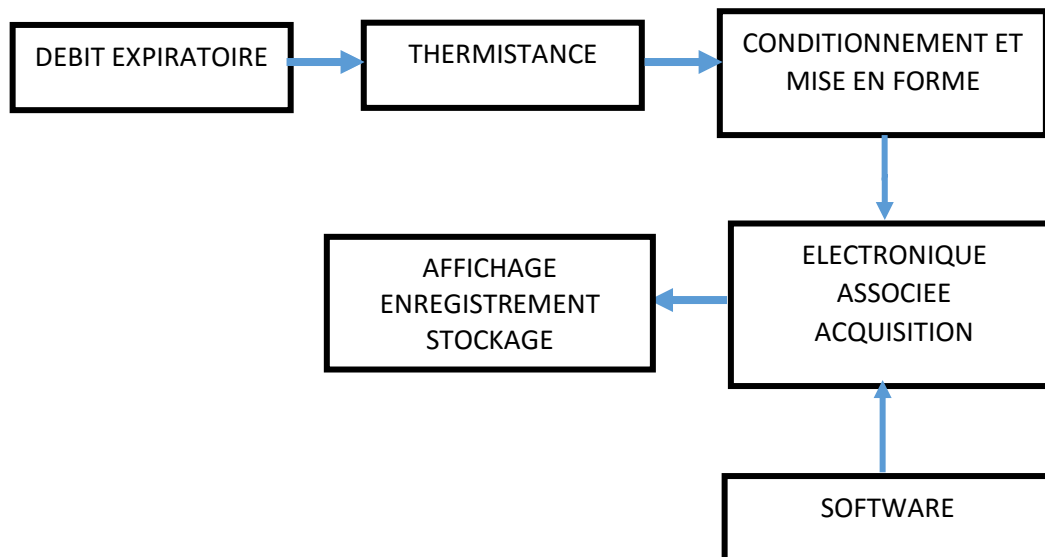


Figure 3.5. Synoptique du dispositif de mesure des débits respiratoires par convection thermique.

Le patient souffle (pour expirer l'air) dans un tube dans lequel se trouve un filtre. Cet embout est un tube cylindrique droit et court destiné à être utilisé sur la bouche pour effectuer des expirations à l'intérieur. Un des éléments principaux qui peut perturber la mesure de l'air expiré est la présence d'eau. Un capteur thermique peut condenser les vapeurs d'eau durant des expirations s'il est à une température proche ou supérieure à celle du corps.

Les capteurs thermiques qui peuvent être utilisés sont des éléments de type "thermistances" : ces composants ont une résistance électrique variable en fonction de la température.

3.2. Propriétés des thermistances.

Les thermistances, sont des capteurs de température à base semi-conducteurs thermosensibles dont la résistance varie avec la température. Elles sont formées par de petits grains de semi-conducteur que l'on obtient par frittage d'oxyde métallique (oxyde de fer, de manganèse, de titane ...). L'ensemble est fortement comprimé puis chauffé à une température légèrement inférieure au point de fusion. On réalise ainsi les résistances de différentes formes dont les propriétés dépendent des oxydes métalliques qui ont pour rôle de modifier la conductivité.

Ces principales caractéristiques des thermistances sont : La précision, la linéarité, la valeur nominale pour une température donnée (à 25 °C), le temps de réponse (en s), la sensibilité ou coefficient de température (qui est la variation de la résistance en fonction de la température), la gamme de mesure (les températures min. et max. d'utilisation), la puissance, la durée de vie, la stabilité (variation des différents paramètres dans le temps), l'encombrement, le coût. Certaines de ces caractéristiques sont communes à la plupart des capteurs.

Il existe deux types de thermistances : les thermistances à coefficient de température négatif (CTN), ou à coefficient de température positif (CTP). Dans le premier cas (CTN), le plus courant, la thermistance a une résistance qui diminue lorsque la température augmente, tandis que dans le second (CTP), la résistance augmente fortement avec la température dans une gamme de température limitée puis diminue en dehors de cette zone.

Dans le cas d'une thermistance de type CTN, la valeur de la résistance R varie en fonction de la température selon l'équation ci-dessous :

$$R = R_0 \cdot e^{\left(\frac{B}{T} - \frac{B}{T_0}\right)}$$

B et T_0 sont des constantes caractéristiques du composant, R_0 est la résistance à la température T_0 , généralement égale à 25°C (298,15 °K).

3.3. Conditionnement et mise en forme.

Pour pouvoir traduire en signal électrique les variations de la résistance électrique de la thermistance dues aux variations de température, un circuit de conditionnement et de mise en forme est nécessaire. Vu que ces variations sont faibles, ce conditionnement doit se faire au moyen un pont de Wheatstone. Le déséquilibre du pont sera détecté à travers un comparateur qui sera alimenté par une source de courant permettant de chauffer la thermistance à une température de 60°C (figure 3.6).

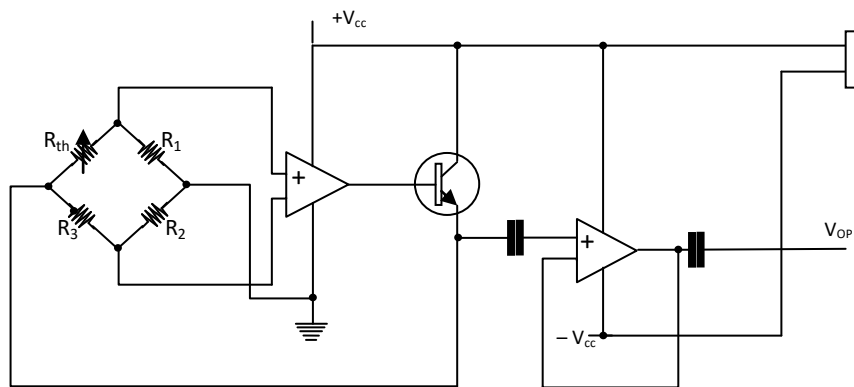


Figure 3.6. Exemple de circuit de conditionnement et de mise en forme du signal électrique dû aux variations de la thermistance dans un dispositif de mesure du débit respiratoire par convection thermique.

Enfin, les photos de la figure 3.7 montrent l'évolution technologique qu'ont connue les spiromètres depuis 1887 à nos jours.

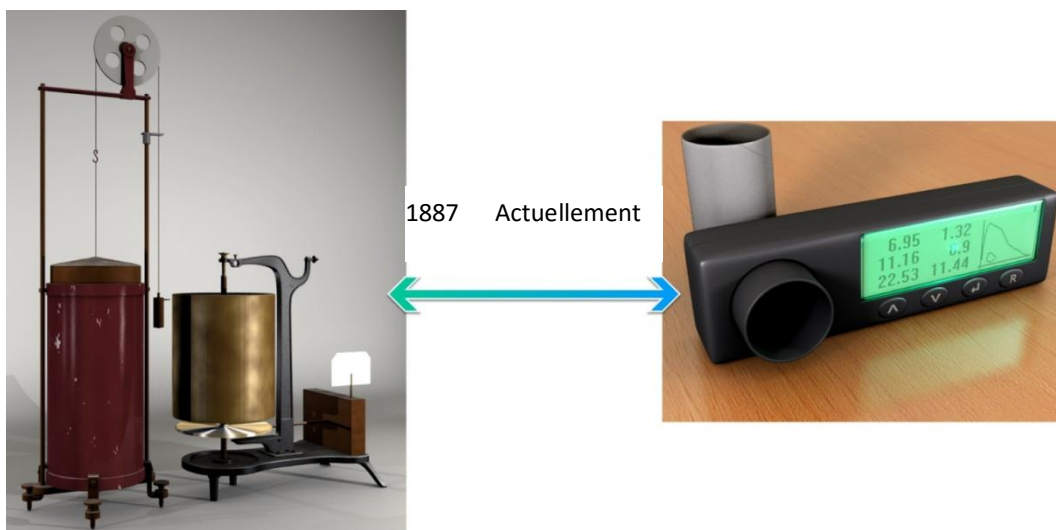


Figure 3.7. Evolution des spiromètres de 1887 à nos jours.