
Résumé

Ce projet de fin d'étude décrit une étude théorique et pratique d'un dispositif d'exploration fonctionnelle respiratoire exploitant la technique de la pléthysmographie à inductance. Ceci n'est rien qu'un petit exemple pour expliquer le fonctionnement et l'importance de ce test dans le domaine médical. Ce test ou cette méthode est utilisée essentiellement pour mesurer le débit respiratoire et le volume respiratoire en se basant sur les mouvements thoracique à chaque respiration.

Le principe est simple, il exploite la variation de l'impédance d'une bobine lorsque les spires s'écartent puis reviennent à leurs positions initiales sous l'effet de la respiration. Cette bobine est disposée à l'intérieur d'un gilet souple qu'on place sur le torse du sujet. Ainsi les mouvements de la cage thoracique, sous l'effet de la variation de volume des poumons pendant les respirations, entraînent des variations de l'impédance de la bobine et par conséquent une mesure de ces variations d'impédance permet la mesure du volume respiratoire. La technique est appelée pléthysmographie à inductance. Dans ce travail on s'intéresse à l'étude de cette technique d'exploration fonctionnelle respiratoire, et à réaliser un dispositif décrivant ce principe. Le travail est mené principalement à trois niveaux. Au premier niveau une étude théorique est menée décrivant les principes d'exploration fonctionnelle respiratoire et en particulier la pléthysmographie à inductance. Au deuxième niveau une étude pratique décrivant les différentes fonctions électroniques pouvant être exploitées pour la réalisation d'un tel dispositif est présentée. Enfin au troisième niveau la description de la réalisation proposée est faite, décrivant ainsi les différents circuits réalisés du capteur jusqu'à la mise en forme de la grandeur qui permet de décrire le volume respiratoire. Cette grandeur pourrait après digitalisation et acquise à travers une carte d'interface être traitée pour mesurer et afficher le volume respiratoire et aussi le débit.

Summary

This final project study describes a theoretical and practical study of pulmonary function device utilizing the technique of inductance plethysmography. This is just a small example to explain the operation and the importance of this test in the medical field. This test or this method is mainly used to measure respiratory rate and tidal volume based on movement chest with each breath.

The principle is simple; it exploits the change in impedance of a coil when the turns deviate then return to their initial positions under the effect of breathing. This coil is disposed within a flexible jacket that is placed on the subject's torso. Thus the movements of the rib cage, under the effect of the change in volume of the lungs during the breathing, cause variations in the impedance of the coil and therefore a measure of the changes in impedance allows the measurement of respiratory volume. The technique is called inductance plethysmography. In this work we are interested in the study of this technique pulmonary function, and describe a device to achieve this principle. The work is carried out mainly at three levels. At the first level a theoretical study is conducted describing the principles of lung function and in particular inductance plethysmography. At the second level a practical study describing the different electronic functions can be exploited for the realization of such a device is presented. Finally, the third level description of the proposed undertaking is made, describing the various sensor circuits made up the formatting of the greatness that is used to describe the tidal volume. This quantity could after digitization and acquired through an interface card to be processed to measure and display the volume and respiratory rate also.

CHAPITRE I

Exploration fonctionnelle respiratoire

Introduction

Dans une étude polysomnographique, une variété de paramètres physiologiques doit être mesurée. L'une des évaluations les plus importantes, 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. Une tâche importante dans la notation et l'interprétation d'un enregistrement polysomnographique est d'évaluer si l'apnée est présente et de faire la distinction entre l'apnée obstructive et centrale. L'apnée obstructive est définie comme une absence de circulation d'air dans la présence de l'effort continu de respirer. Bien que ce soit une définition assez simple, l'évaluation physiologique de l'apnée obstructive peut être difficile. La tâche essentielle est de démontrer l'effort de respirer en l'absence de flux d'air important. [I] Ce qui vient d'être décrit n'est qu'une simple application mettant en exergue l'importance de mesure de volume respiratoire ou plus particulièrement faire le monitoring de la respiration en Exploration fonctionnelle respiratoire. En fait, l'exploration fonctionnelle respiratoire peut être accomplie par différentes techniques et procédés. Une description succincte de certains procédés d'explorations fonctionnelles est faite dans ce qui suit.

I. Description

Les explorations fonctionnelles respiratoires 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. Parmi les examens le plus souvent pratiqués figure la mesure des volumes gazeux que les poumons peuvent contenir. Les poumons peuvent ainsi être divisés en différents volumes (voir figure I.1). [1]

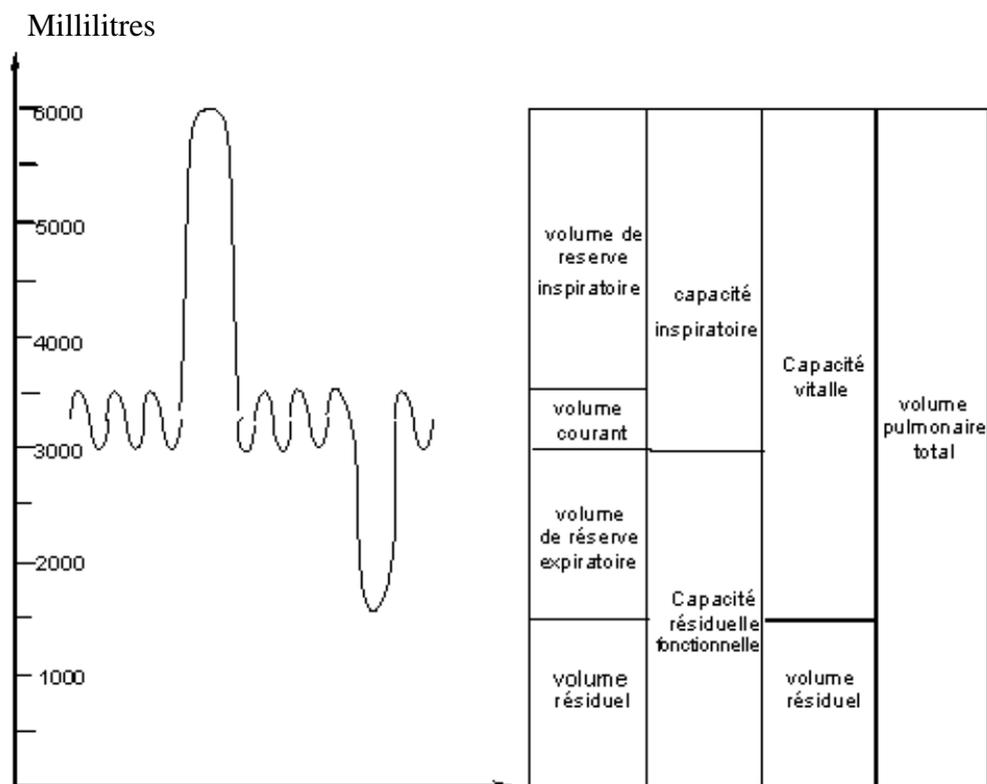


Figure I.1: Spirogramme présentant les différents volumes pulmonaires

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

- Le volume courant ou V_T (tidal volume) est le volume déplacé lors d'un cycle respiratoire normal.
- Le Volume de Réserve Inspiratoire (VRI) est le volume pouvant être inspiré en fin d'inspiration normale.
- La Capacité Inspiratoire (CI) est le volume maximal que l'on peut inspirer à partir d'un volume de fin d'expiration normale. $CI = VRI + V_T$
- Le Volume de Réserve Expiratoire (VRE) est le volume pouvant encore être expiré en fin d'expiration normale.
- La Capacité Vitale (CV) correspond au volume global mobilisable par le patient suite à une expiration forcée. $CV = V_T + VRI + VRE$
- Le VEMS est le Volume Expiré Maximal à la première Seconde d'une manœuvre forcée.

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

Enfin, la Capacité Pulmonaire Totale est le volume gazeux présent dans les poumons à la fin d'une inspiration complète. $CPT = CV + VR = CRF + VRE + CI$ La CRF est un volume qui présente une grande importance clinique. Elle peut être modifiée (augmentée ou réduite) dans de nombreuses pathologies. Les principales causes d'augmentation anormale de la CRF sont les Troubles Ventilatoires Obstructifs (TVO), au premier rang desquelles la Broncho-pneumopathie Chronique Obstructive (BPCO) due au tabagisme. Les crises d'asthme sont aussi susceptibles de s'accompagner d'une augmentation de la CRF. Les TVO induisent une augmentation anormale de la CRF (la distension) qui est une source majeure d'essoufflement (c'est-à-dire de dyspnée) et donc de handicap pour les patients. Les EFR permettent de mesurer et de trouver l'origine de ces dyspnées. Les TVO sont donc des maladies fréquentes pour lesquelles la mesure de la CRF est déterminante. Cependant, comme la CRF comprend le volume résiduel, non-mobilisable, sa mesure est difficile et nécessite le recours à des techniques sophistiquées. [1]

II. L'appareil respiratoire

L'appareil respiratoire a pour rôle de fournir de l'oxygène au sang et d'expulser du corps des déchets gazeux, constitués principalement par le dioxyde de carbone. Les structures supérieures de l'appareil respiratoire sont associées aux organes sensoriels de l'odorat et du goût (dans la cavité nasale et dans la bouche) et à l'appareil digestif (de la cavité buccale au pharynx).

II.1. Mécanisme et principe de la respiration

L'**appareil respiratoire** (voir figure I.2) permet un échange gazeux entre le sang des veines et l'air atmosphérique en fournissant au sang l'oxygène dont le corps a besoin et en expulsant les déchets gazeux de l'activité tel que le CO₂ (dioxyde de carbone). [I]

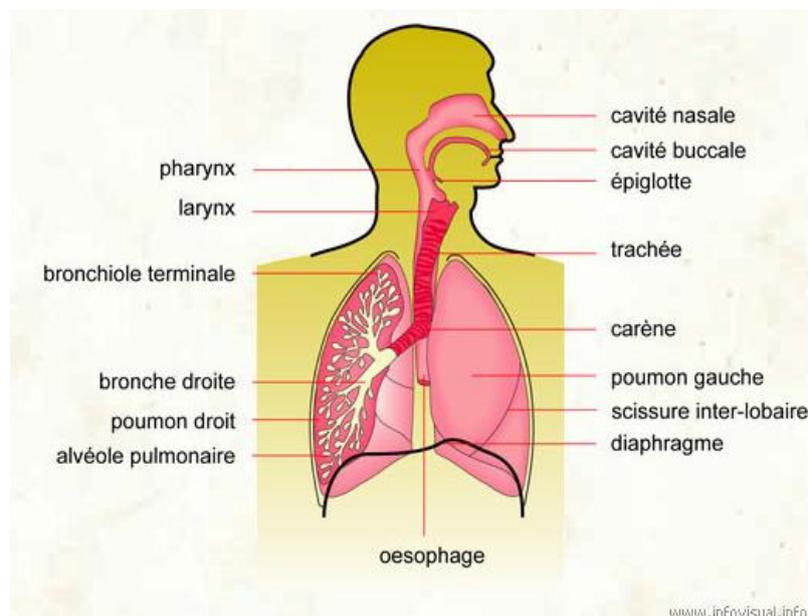


Figure I.2 : Appareil respiratoire [I]

La respiration correspond à deux mécanismes : l'inspiration qui fournit l'oxygène de l'air à l'organisme et l'expiration qui permet d'éliminer le CO₂. Cet échange gazeux se produit au niveau des poumons, dans les alvéoles pulmonaires grâce à une différence de pression entre les deux côtés (un gaz s'écoule du milieu le plus concentré vers le moins concentré).

Le terme de respiration a aussi un autre sens lorsqu'il correspond aux réactions chimiques oxydatives à l'intérieur des cellules de l'organisme : c'est la respiration cellulaire (elle correspond à la consommation d'oxygène au niveau cellulaire pour dégrader le glucose ou les lipides et produisant du CO₂, qui est donc un déchet de cette dégradation).

L'échange gazeux au niveau des alvéoles pulmonaires s'effectue par diffusion (dite alvéolo-capillaire) grâce à un mécanisme appelée la ventilation pulmonaire qui correspond à l'ensemble des mouvements respiratoires assurant le renouvellement de l'air passant par les

poumons. Ces mouvements se font grâce aux muscles respiratoires intercostaux et diaphragme (muscle fin à la base des poumons qui sépare la cage thoracique de l'abdomen).

La respiration est un phénomène automatique et inconscient. Au repos, le rythme ou fréquence respiratoire d'un adulte moyen est de 16 respirations par minute.

Chaque jour, un adulte inspire environ 8000 litres d'air (à raison de 0,5 litre d'air environ par inspiration). [I]

II.2. Circulation et échanges gazeux

Lors de l'inspiration, l'air entre dans les poumons via la cavité nasale puis la trachée et le dioxygène (O₂) contenu dans l'air passe à travers la paroi des alvéoles pulmonaires. Il se fixe alors dans les capillaires sanguins directement sur les globules rouges (hématies) et à l'inverse le CO₂ dissous dans le plasma sanguin passe-lui dans le sens inverse du sang vers l'air pulmonaire pour être expulsé par l'expiration.

Le sang alors oxygéné est ainsi transporté dans l'ensemble du corps (organes puis cellules) par les artères grâce à la circulation sanguine. Au niveau des cellules se produit la respiration cellulaire où l'O₂ est consommé et le CO₂ produit, par une réaction d'oxydo-réduction qui dégage de l'énergie (sous forme d'une molécule appelée ATP : Adénosine TriPhosphate). Le CO₂ produit est dissous dans le plasma sanguin et est réacheminé vers les poumons par la circulation sanguine veineuse pour être expulsé dans l'air pulmonaire par le mécanisme d'expiration. [I]

II.3. Anatomie de l'appareil respiratoire

L'appareil respiratoire est formé d'un ensemble d'organes :

Les voies aériennes supérieures : correspondent à l'ensemble des conduits permettant à l'air d'accéder aux poumons (nez et bouche, naso et oro pharynx, larynx où se séparent les voies respiratoires et digestives) (voir figure I.3). [I]

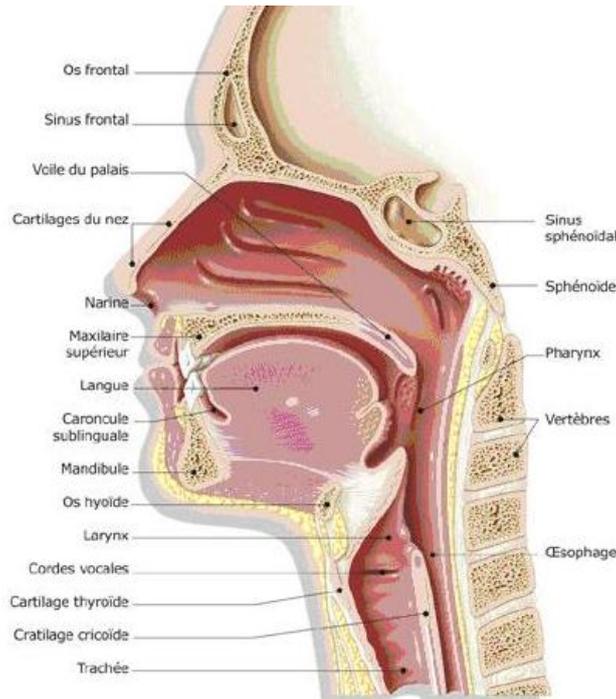


Figure I.3 : les voies aériennes supérieures [I]

La trachée (ou trachée-artère) : tube maintenu ouvert par une vingtaine d’anneaux de cartilage rigide et flexible.

Les bronches : conduits (1 bronche principale par poumon) amenant l’air de la trachée à chaque poumon. La surface interne des bronches est recouverte par un tapis de cils vibratiles et de mucus permettant de filtrer et rejeter à l’extérieur les principales poussières et débris cellulaires. Les 2 bronches principales se subdivisent dans les poumons au niveau d’une partie appelée hile en bronches plus petites dites lobaires, qui elle mêmes se subdivisent en bronches segmentaires qui elle-même sont à nouveau subdivisées en bronches très petites appelée **bronchioles**. Les bronchioles sont fines comme des cheveux et se terminent par des sacs pleins d’air appelés les alvéoles pulmonaires (voir figure I.4). [I]

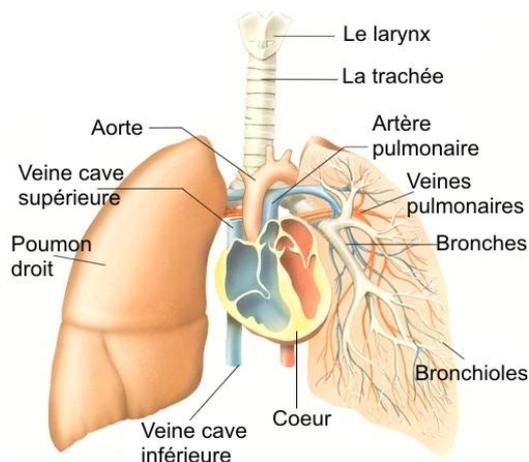


Figure I.4 : Appareil respiratoire (les voies aériennes inférieures) [I]

Les alvéoles pulmonaires : tous petits sacs remplis d'air et présentant une paroi très fine au niveau de laquelle a lieu les échanges gazeux respiratoires. C'est donc une surface d'échange entre les deux compartiments. Le très grand nombre d'alvéoles pulmonaires permet une surface totale d'échange absolument astronomique d'environ 100m². Les alvéoles se gonflent d'air à l'inspiration et se vident lors de l'expiration. La fine paroi est recouverte de très nombreux et très fins vaisseaux sanguins, **les capillaires** au travers de la paroi desquels se réalise le véritable échange gazeux. Par ailleurs, afin de protéger le corps, des cellules appelées « macrophages » digèrent poussières et microbes grâce aux enzymes qu'elles contiennent au niveau des alvéoles pulmonaires (voir figure I.5). [I]

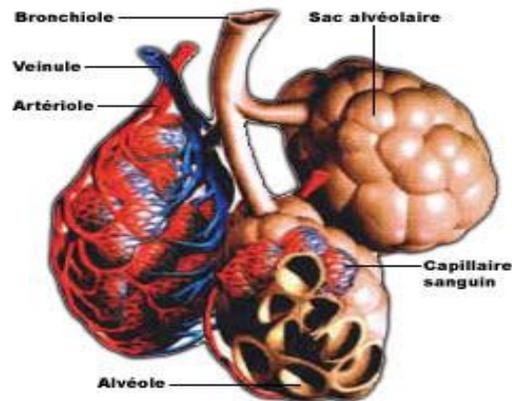


Figure I.5 : Les alvéoles pulmonaires [I]

Les poumons : organes volumineux et spongieux situés dans l'enceinte creuse de la cage thoracique peuvent contenir en tout 3 litres d'air environ à l'âge adulte. Ils sont constitués (voir ci-dessus) par les bronchioles, les alvéoles et les capillaires pulmonaires. et présentent plusieurs lobes (3 pour le poumon droit et 2 pour le gauche, laissant ainsi une cavité permettant au cœur de s'y loger). La surface des poumons (et l'intérieur du thorax) est tapissée par une mince membrane : **la plèvre**. Celle-ci présente deux feuillets qui renferment entre eux un liquide en toute petite quantité permettant aux deux feuillets et donc aux poumons de glisser dans la cage thoracique lors des inspirations et expirations. [I]

III. Techniques de mesure des volumes pulmonaires mobilisables et non-mobilisables

III.1. La spirométrie simple :

La spirométrie consiste en un circuit d'air relié à des analyseurs du souffle qui sont différents selon les constructeurs. Le patient respire à travers un embout buccal et ses voies nasales sont toujours bloquées par un pince-nez.

Les premiers spiromètres étaient les spiromètres à cloche (voir figure I.6). Ils consistent en un circuit fermé comportant une cloche équilibrée par un contrepoids capable de se déplacer verticalement. La cloche plonge dans une cuve remplie d'eau de telle sorte qu'elle forme un réservoir d'air de volume variable. Les variations de volume étaient autrefois enregistrées par une plume sur un papier qui tourne sur un cylindre. Actuellement, le tracé s'affiche directement sur un écran d'ordinateur. [1]

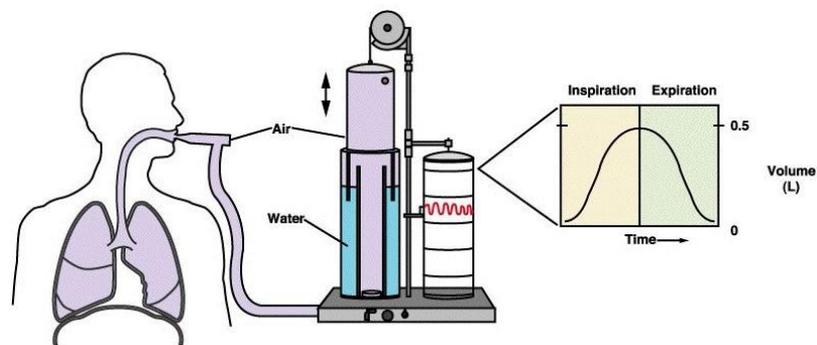


Figure I.6 : La spirométrie simple [1]

Les grands désavantages de ces systèmes sont leur sensibilité à la température, à la pression atmosphérique et à la condensation. Pour pouvoir comparer les différents tests, l'idéal serait de toujours les utiliser dans les mêmes conditions.

Il existe aussi des pneumotachographes à turbine ou à ultrasons mais je n'ai pas pu en observer.

Les pneumotachographes permettent d'unir les débits instantanés aux volumes auxquels ils sont réalisés. La boucle débit/volume obtenue est cliniquement très intéressante lorsqu'elle est tracée au cours d'une expiration forcée. [1]

La spirométrie simple permet de faire la mesure des volumes mobilisables et de tracer des courbes débit/volumes. On obtient donc :

- le V_t - la CVL- la CVF- le VRE- le VRI- le VEMS- le DEP (débit expiratoire de pointe ou peak flow)
- le VIMS (Volume inspiré maximal à la première seconde d'une manœuvre forcée)

L'âge, le sexe, l'ethnie, la taille et le poids du patient permettent de déterminer les Limites Inférieures à la Normale (LIN) et les Limites Supérieures à la Normale (LSN).

Le patient pratique deux manœuvres en spirométrie simple :

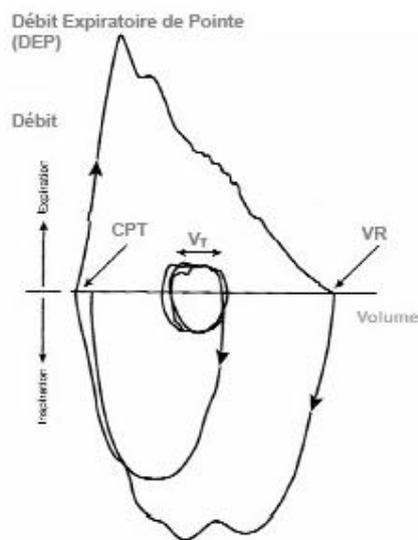
- Après quelques cycles respiratoires au repos, le patient expire à fond, puis inspire à fond. Cet exercice permet de déterminer les volumes.

- Dans un second temps, il est demandé au patient d'inspirer à fond, puis d'expirer le plus fort et le plus longtemps possible. Cet exercice permet de tracer la courbe débit/volume et de déterminer le VEMS.

-Dans la plupart des cas, la CVF et la CVL seront différentes. Le compte rendu et les rapports étant en fonction de la CV prendront compte de la meilleure de ces deux valeurs. [1]

Conséquence spirométrique des pathologies / Analyse des courbes débit/volume :

La courbe débit/volume permet d'apprécier la qualité des débits respiratoires et notamment le VEMS. Le VEMS est un volume (et non un débit) et il permet d'évaluer l'obstacle à l'écoulement. La figure ci-dessous présente l'allure d'une courbe débit/volume d'un sujet sain. On peut aisément y lire les différents volumes pulmonaires. La courbe du volume en fonction du temps, nous permet d'apprécier le VEMS lors de l'expiration forcée. [1]



CPT : Capacité Pulmonaire Totale. VR : Volume Résiduel. Vr : volume courant.

Figure I.7: courbe débit/volume normale [1]

Volume Expiré Maximal pendant la première seconde (

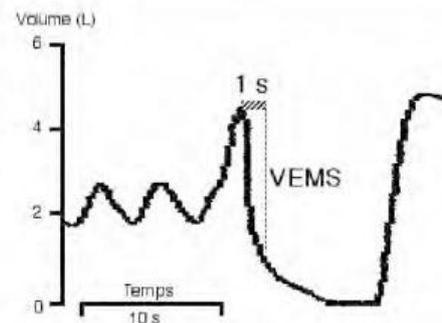


Figure I.8: Courbe du volume en fonction du temps lors de l'exercice de spirométrie simple (calcul du VEMS) [1]

Limites du test

La procédure dépend de la coopération du patient et de l'effort. Elle est normalement répétée au moins trois fois pour assurer la reproductibilité. Puisque les résultats dépendent de la coopération du patient, VEMS* et CVF peuvent être sous-estimées, mais jamais surestimées.

En raison de l'importance de la coopération du patient, la spirométrie ne peut être pratiquée seulement sur les patients qui sont en mesure de comprendre et de suivre les instructions. Par conséquent, ce test n'est pas approprié pour les patients qui sont inconscients, sous sédatifs, ou avec des restrictions qui feraient obstacle à de vigoureux efforts respiratoires. De même, ce test ne peut être pratiqué que sur des enfants assez âgés pour comprendre et suivre les instructions données (à partir de l'âge de 4 ou 5 ans environ). Ceci dit, il existe d'autres tests sur les fonctions pulmonaires adaptés aux nourrissons et aux personnes inconscientes.

Ce test est utile comme outil de suivi : une baisse soudaine dans la mesure du VEMS chez le même patient peut être le signe d'une aggravation, même si la valeur brute est encore normale. [III]

Volumes et capacités pulmonaires

Volumes pulmonaires [III]

Volume	Abréviation	Définition
Volume courant	VC	Volume mobilisé à chaque cycle respiratoire pendant une respiration normale (de repos). Elle est automatique et inconsciente. Valeur : 0,5 l d'air (500 ml)
Volume de réserve inspiratoire	VRI	Volume maximum pouvant être inspiré en plus du VT à l'occasion d'une inspiration profonde. Valeurs moyennes : chez l'homme, 3,1 l et chez la femme, 2 l
Volume de réserve expiratoire	VRE	Volume maximum pouvant être rejeté en plus du volume courant à l'occasion d'une expiration profonde. Valeur moyenne : 1,2 l
Volume résiduel	VR	Volume d'air se trouvant dans les poumons à la fin d'expiration forcée. Autrement dit qu'il est impossible d'expirer. Il est impossible de mesurer ce volume avec des tests de spirométrie. Pour mesurer le VR, des tests plus sophistiqués, comme la méthode dilution à l'hélium ou la pléthysmographie, sont nécessaires
Volume Expiratoire Maximal seconde	VEMS	Volume d'air expiré en une seconde au cours d'une expiration forcée effectuée après une inspiration maximale. Le sujet gonfle ses poumons au maximum puis expire aussi fort et aussi rapidement qu'il le peut.

Capacités pulmonaires [III]

Capacité	Abréviation	Définition
Capacité vitale	CV	VRI + VC + VRE
Capacité inspiratoire	CI	VC + VRI
Capacité résiduelle fonctionnelle	CRF	VRE + VR
Capacité pulmonaire totale	CPT	CV+VR

Les résultats

L'interprétation des résultats est relativement simple, il s'agit de la visualisation des volumes et des débits respiratoires sous formes de graphiques.

- **Spirométrie simple**

Avec la spirométrie simple on obtient :

Volume courant (VC ou VC) : Volume d'air mobilisé à chaque cycle respiratoire, pendant une expiration ou une inspiration normale (non forcée).

Volume de réserve inspiratoire (VRI) : Volume d'air pouvant être inspiré au delà du volume courant (V_t) pendant une inspiration profonde (forcée).

Volume de réserve expiratoire (VRE) : Volume d'air supplémentaire pouvant être expiré après une expiration normale.

Capacité vitale (CV) : Somme des trois volumes précédents, $V_t + VRI + VRE$. Représente le volume d'air maximal que les poumons peuvent mobiliser, lors d'une inspiration forcée à partir du volume résiduel (VR), ou d'une expiration forcée à partir de la capacité pulmonaire totale (CPT).

Volume résiduel (VR) : Volume d'air se trouvant dans les poumons à la fin de l'expiration forcée. Autrement dit, le volume qu'il est impossible d'expirer. Il est impossible de mesurer ce volume avec des tests de spirométrie. Pour mesurer le VR, des tests plus sophistiqués sont nécessaires, comme la méthode dilution à l'hélium ou la pléthysmographie. [II]

- **Spirométrie forcée**

Avec la spirométrie forcée, on mesure également le débit d'air en fonction du volume pulmonaire, on obtient ainsi :

Volume expiratoire maximal seconde (VEMS) : Quantité d'air expulsée durant la première seconde d'une expiration rapide et forcée, réalisée après une inspiration maximale. Synonyme de *volume expiratoire forcé durant la première seconde (VEF1)*, ou en anglais *force dexpiratory volume in one second (FEV1)*.

Capacité vitale forcée (CVF) : Volume d'air expulsé avec force jusqu'au volume résiduel (VR) à partir de la capacité pulmonaire totale (CPT). La CVF se mesure de la manière suivante: le patient est assis ou debout, il inspire à fond et souffle le plus rapidement possible tout l'air de ses poumons dans le spiromètre. CVF est synonyme de *volume expiratoire forcé (VEF)*, en anglais *force dexpiratory volume (FEV)*.

Indice de Tiffeneau ou VEMS/CVF : Il s'agit du rapport en pourcentage du volume expiratoire maximal second (VEMS) sur la capacité vitale forcée (CVF). Un individu normal a un indice de Tiffeneau de 80% et plus.

VEMS/CVL : Il s'agit du rapport, en pourcentage, de la capacité vitale forcée durant la première seconde, à la *capacité vitale lente* (totale). Sa valeur normale est supérieure à 80%.

Capacité vitale lente (CVL) : La CVL est similaire à la CVF, mais réalisée lors d'une expiration lente, et donne souvent des valeurs supérieures à la manœuvre forcée.

DEM 25-75 : Le débit expiratoire entre les valeurs de 25% et 75% de la capacité vitale forcée. C'est un très mauvais indice : Gelb et Coll ont démontré en 1983 dans la revue CHEST que le VEMS était toujours perturbé quand le DE 25-75 était abaissé "significativement". D'autre part, il n'y a pas de véritables définitions d'un DE 25-75 normal ou pathologique. Malheureusement ce critère est souvent retenu dans les interprétations comme prétendue atteinte des petites bronches. On ne devrait utiliser que le VR pour diagnostiquer une atteinte des petites bronches. Et oublier le DE 25-75. Ce critère est encore retenu dans certains articles médicaux, alors qu'il ne le devrait pas (Revue Française des Maladies Respiratoires, Mars 2009). [II]

Interprétation

La capacité vitale (CV) est diminuée quand le volume expiré diminue, cela se retrouve dans différent cas :

(La CV seule n'est pas un bon indice : elle est totalement dépendante de l'effort donné par la personne qui souffle dans l'appareil. D'autre part, la CV peut simplement être abaissée parce que le VR augmente.) Le meilleur critère reste le VEMS. La CV ne doit être utilisé que de concert avec le VEMS et le VR (CPT). [II]

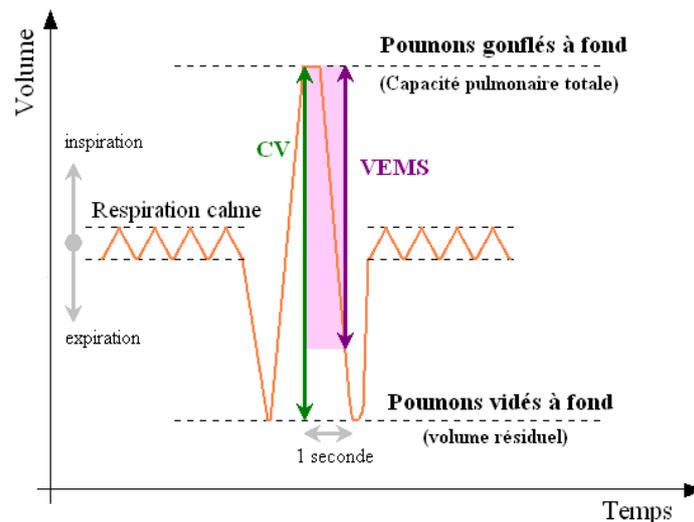


Figure I.9: Mesure du souffle

❖ Trouble ventilatoire restrictif: TVR

C'est une baisse globale harmonieuse des volumes pulmonaires: c'est-à-dire en premier baisse de la CPT en dessous de 80% des valeurs théoriques, associé à une baisse harmonieuse de la CVL et du VEMS, se traduisant par un rapport de Tiffeneau normal ou augmenté.

- Maladies de la cage thoracique : Cyphoscoliose, altération des muscles respiratoires ou des nerfs (comme la dystrophie musculaire, la poliomyélite) et traumatismes ;
- anomalies de la cavité pleurale : séquelles pleurales principalement comme la tuberculose ou certaines pleurésies purulentes. Les autres atteintes sont par définition provisoire : pleurésie, pneumothorax, etc ;
- pathologies qui encombrent les voies respiratoires (mucoviscidose) ;
- les variations du débit sanguin, qui se produit dans des cas d'insuffisance cardiaque, par Fichier:Œdème interstitiel. Ici, la particularité est la réversibilité du TVR avec un traitement à visée cardiaque approprié ;
- Fibroses pulmonaires (asbestose, silicose, sclérodémie, fibrose idiopathique, etc. (La liste est très longue)

❖ Trouble ventilatoire obstructif: TVO

Le volume expiratoire forcé (VEMS) est abaissé en dessous de 80 % des valeurs normales par diminution des débits. C'est le critère majeur d'un TVO. Certains utilisent la baisse du rapport de Tiffeneau. Ce critère peut être pris en défaut si la CV est abaissé par un excès de rétention gazeuse (phénomène de trappage). Pour affirmer le TVO il faut impérativement la mesure de la CPT. En gros : VEMS abaissé en dessous de 80 % de la normale et CPT normale = bronchite chronique, si la CPT est augmentée de plus de 15 % = emphysème pulmonaire:

- asthme
- inhalations toxiques (comme la fumée de cigarette) : Bronchite chronique et emphysème (BPCO)

- Excès de sécrétions muqueuses (Dilatations des Bronches). La DDB ne fait pas à proprement parler des maladies obstructives. Souvent on assiste à la présence d'un trouble ventilatoire mixte (Baisse de la CPT ET baisse du Tiffeneau)

❖ **Trouble ventilatoire mixte TVM:**

c'est une association de TVO et de TVR , on aura donc une baisse de la CPT et une baisse du rapport de Tiffeneau. On peut le voir par exemple chez un patient obèse, BPCO.

[II]

IV. Techniques de mesure de la CRF :

Il existe deux techniques permettant de mesurer les volumes non-mobilisables en spirométrie simple:

- Le rinçage de l'Azote
- La dilution de l'Hélium

IV.1. La Dilution de l'Hélium

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

Principe :

Le patient est relié à un spiromètre en circuit fermé de volume V contenant une fraction connue d'hélium F_{he} . Il va alors respirer, à partir de la CRF, un gaz dont la composition est connue. A l'équilibre, la fraction d'hélium se répartit dans l'ensemble du volume composé du spiromètre et des poumons du sujet. La fraction d'hélium initiale aura donc diminuée jusqu'à sa valeur d'équilibre $F_{he/éq}$. L'hélium étant un gaz qui ne franchit pas la barrière alvéolaire (dans un temps inférieur à 8 minutes). La CRF peut alors être calculée à partir de la loi de conservation des masses. [1]

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

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

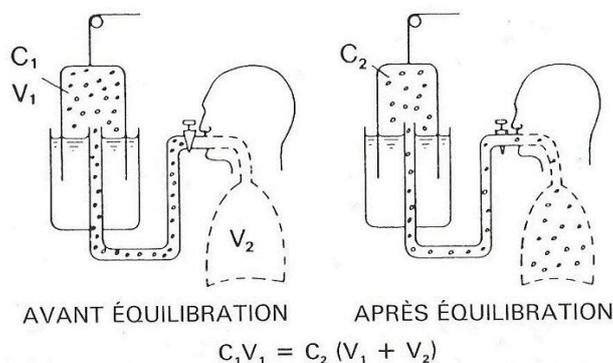


Figure I.10: Mesure de la capacité résiduelle fonctionnelle par méthode de dilution à l'hélium. [1]

Le schéma ci-dessus présente l'équilibration de l'hélium dans les poumons du patient. C_1 est la concentration d'hélium initiale, V_1 son volume initial. C_2 est la concentration finale d'hélium après équilibre. Une fois C_2 mesurée par les analyseurs, V_2 (la CRF du sujet) peut être calculé à partir de la loi de conservation des masses. [1]

Appareil de mesure :

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'O₂, de l'oxygène est réintroduit dans le circuit. La composition des gaz alvéolaires 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'O₂ est une cellule à pression partielle fonctionnant suivant le principe d'électrochimie qui consiste en un transfert de charges s'accompagnant de modification d'état d'oxydation des matériaux et donc de leur nature physico-chimique.

Examen :

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}. [1]

IV.2 - Rinçage de l'Azote :

Principe :

Bien que le principe du rinçage soit fondamentalement différent de celui de la dilution à l'hélium, le N₂ 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 $F(N_2)$ de 79% à moins de 1.5%, le gaz expiré est analysé et le volume d'azote expiré est donné par l'équation suivante :

$$F(N_2) + F(O_2) + F(CO_2) = 100\%$$

$$CRF \times 0.79 = F(N_2)$$

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

D'où :

$$CRF = [100\% - (F(O_2) + F(CO_2))] / 0.79$$

Appareil de mesure:

Il est équipé d'un capteur à fil chaud qui mesure les débits aériens. Le débit ventilatoire est évalué grâce à un refroidissement des fils chauds du pneumotachographe par le flux aérien. Une grille permet de déterminer le sens de l'écoulement. Les volumes étant obtenus par intégration du signal débit en fonction du temps, il réalise ainsi l'examen de spirométrie simple.

Deux analyseurs permettent la mesure de la CRF par la méthode du rinçage de l'azote :

- L'analyseur d'O₂ utilise les propriétés paramagnétiques de l'O₂. Ce gaz a la capacité, sous l'effet d'un champ magnétique, d'acquiescer une aimantation ayant le même sens que le champ qui lui a donné naissance et proportionnelle à son intensité. Dans la cellule d'analyse, un haltère en matériau diamagnétique est en équilibre dans un champ magnétique intense non uniforme. Quand l'O₂ traverse la cellule, cela déséquilibre l'haltère. Le courant nécessaire pour remettre l'haltère dans sa position initiale est linéairement proportionnel à la concentration d'O₂ dans le gaz.

- L'analyseur de CO₂ est basé sur le principe de la spectrométrie d'absorption non dispersive dans l'infrarouge, la technologie NDIR (Non Dispersive Infra Red) et peut ainsi mesurer tous les gaz contenant des groupes chimiques tels que le CO₂, le CO et le CH₃ qui absorbent les fréquences infra rouges correspondant à leur structure moléculaire. Le spectre infrarouge du gaz à analyser est comparé à celui du gaz de référence contenu dans la cellule d'analyse.

Examen :

Le patient respire de façon stable et régulière pour obtenir une ligne de base ventilatoire (c'est-à-dire une ligne tangente à la courbe en fin d'expiration normale. Cette ligne est le niveau de la CRF). Le sujet est alors connecté au circuit d'oxygène pur. L'azote contenu initialement dans les poumons est donc peu à peu remplacé par l'oxygène. Le rinçage est considéré comme terminé quand la concentration en azote est inférieure à 1.5% pendant trois cycles respiratoires. Une modification soudaine de l'azote expiratoire indique la présence d'une fuite dans le circuit, auquel cas le test doit être arrêté et réitéré après 15 minutes de respiration à l'air ambiant (afin de retrouver les concentrations initiales en azote et oxygène, c'est-à-dire celles de l'air ambiant, 21% O₂, 79% N₂)

Une seule mesure techniquement satisfaisante est nécessaire pour valider l'examen. [1]

V. Pléthysmographie pulmonaire

La Pléthysmographie pulmonaire est généralement utilisée pour mesurer la capacité résiduelle fonctionnelle (FRC) des poumons - le volume dans les poumons quand les muscles de respiration sont détendus - et la capacité de poumon totale.

Dans pléthysmographie traditionnel, le sujet de test est placé (situé) à l'intérieur d'une chambre scellée la taille d'une petite cabine téléphonique avec une embouchure seule (simple). À la fin d'expiration normale, l'embouchure est fermée. On demande alors au patient de faire un effort inspiratoire. Comme le patient essaye d'inhaler (une manœuvre qui regarde et a envie de haleter), les poumons s'étendent, diminuant la pression dans les poumons et le volume de poumon croissant. Cela, à son tour, augmente la pression dans la boîte puisque c'est un système fermé et le volume du compartiment de boîte a diminué pour satisfaire (arranger) le nouveau volume du sujet.

La Loi de Boyle est utilisée pour calculer le volume inconnu dans les poumons. D'abord, le changement dans le volume de la caisse est calculé. La pression initiale et le volume de la boîte sont mis égaux à la pression connue après que l'expansion chronomètre le nouveau volume inconnu. Dès que le nouveau volume est trouvé, le nouveau volume moins le volume original est le changement dans le volume dans la boîte et aussi le changement dans le volume dans la caisse. Avec ces informations, la Loi de Boyle est utilisée de nouveau pour déterminer le volume original de gaz : le volume initial les temps (inconnus) la pression initiale est égale au volume final chronomètre la pression finale.

La différence entre les poumons complets et vides peut être utilisée pour évaluer des maladies et des restrictions de passage de compagnie d'aviation. Une maladie obstructionniste montrera FRC augmenté parce que quelques compagnies d'aviation ne se vident pas normalement, pendant qu'une maladie limitative montrera FRC diminué. Le corps pléthysmographie est particulièrement approprié pour les patients qui ont des espaces aériens qui ne communiquent pas avec l'arbre des bronches; dans de tels patients la dilution de gaz donnerait une incorrectement basse lecture.

Le plus nouveau poumon pléthysmographie les artifices a une option qui n'exige pas de clôture dans une chambre. [II]

V.1. Différentes méthodes de pléthysmographie:

V.1.1. pléthysmographie optoélectronique

Pléthysmographie optoélectronique (OEP) est une méthode pour évaluer la ventilation par une mesure externe de la requête surface de la paroi thoracique. Cette méthode a été développée par le département de génie biologique de la Politecnico di Milano université par Andrea Aliverti et collaborateurs [II]. Un certain nombre de petits marqueurs réfléchissants sont placés sur la surface thoraco-abdominale par un ruban adhésif hypoallergénique. Système pour l'homme d'analyse de mouvement mesure la coordonnée

tridimensionnelle de ces marqueurs et le volume fermé est calculé en reliant les points de triangles forment. D'OEP il est ainsi possible d'obtenir les variations de volume de la cage thoracique entière et ses différents compartiments. La paroi thoracique peut être modélisée comme étant composée de trois compartiments différents: côte cage pulmonaire (RCP), la cage thoracique abdominale (RCA), et l'abdomen (AB). Ce modèle est le plus approprié pour l'étude de la cinématique de la cage thoracique dans la plupart des conditions, y compris l'exercice. Elle tient compte du fait que le poumon, et la membrane revêtue-parties de la cage thoracique (RCP et RCA, respectivement) sont exposés à des pressions sensiblement différentes sur leur surface interne au cours de l'inspiration, le diaphragme qui agit directement sur RCA seulement, et en ce que non-diaphragmatiques muscles inspiratoires agir largement sur RCP. Changement de volume abdominal est défini comme le volume balayé par la paroi abdominale.

La Pléthysmographie Optoélectronique peut être utilisée en suivant les protocoles de mesure différents, spécifiquement développés pour des applications et des situations expérimentales et cliniques différentes. Dans le dispositif conçu pour l'analyse en positions assise et debout, 89 marqueurs sont disposés sur la surface thoraco-abdominale.

La Pléthysmographie Optoélectronique peut aussi être utilisée en décubitus dorsal et ventral. OEP a été utilisée pour étudier la cinématique paroi thoracique chez des sujets sains au cours de l'exercice, patients atteints de maladie pulmonaire obstructive chronique, les patients souffrant de troubles neuromusculaires et en unité de soins intensifs.

La validation de la méthode a été obtenue en comparant les variations de volume du poumon obtenues par mesure du débit volumétrique et Spiromètres et les volumes de la paroi thoracique totales par pléthysmographie optoélectronique lors des manœuvres différentes.

[II]

[V.1.2. Pléthysmographie d'inductance respiratoire](#)

Pléthysmographie d'inductance respiratoire (Respiratory Inductance Plethysmograph : RIP) est un procédé d'évaluation de la ventilation pulmonaire en mesurant le mouvement de la poitrine et la paroi abdominale.

La mesure précise de la ventilation pulmonaire ou respiratoire nécessite souvent l'utilisation de dispositifs tels que des masques ou des bouts couplés à l'ouverture des voies respiratoires. Ces dispositifs sont souvent à la fois encombrant et envahissant, et donc mal adapté pour des mesures continues ou en ambulatoire. Comme un des dispositifs alternatifs **RIP** qui détectent excursions respiratoires à la surface du corps peut être utilisé pour mesurer la ventilation pulmonaire.

Selon un article de Konno et Mead «la poitrine peut être considéré comme un système de deux compartiments avec un seul degré de liberté de chacun». Donc tout le volume de l'abdomen changement doit être égal et opposé à celui de la cage thoracique. Le document suggère que la variation de volume est proche d'être linéairement liée à des changements dans antéro-postérieur (avant vers l'arrière du corps) de diamètre. Quand un volume d'air connu et est inhalée mesurée avec un spiromètre, une relation volume-mouvement ne peut être établi que la somme des déplacements cage thoracique et abdominale. Par conséquent, selon cette théorie, seuls les changements de diamètre antéro-postérieure de l'abdomen et la cage thoracique sont nécessaires pour estimer les variations du volume pulmonaire.

Plusieurs méthodes de détection basées sur cette théorie ont été développées. **RIP** est le plus fréquemment utilisé, établie et précise pléthysmographie méthode pour estimer le volume pulmonaire à partir des mouvements respiratoires.

RIP a été utilisé dans de nombreuses études cliniques et universitaires dans une variété de domaines, y compris polysomnographique (sommeil), psychophysiologie, la recherche psychiatrique, l'anxiété et la recherche sur le stress, l'anesthésie, la cardiologie et de la recherche pulmonaire (asthme, BPCO, dyspnée).

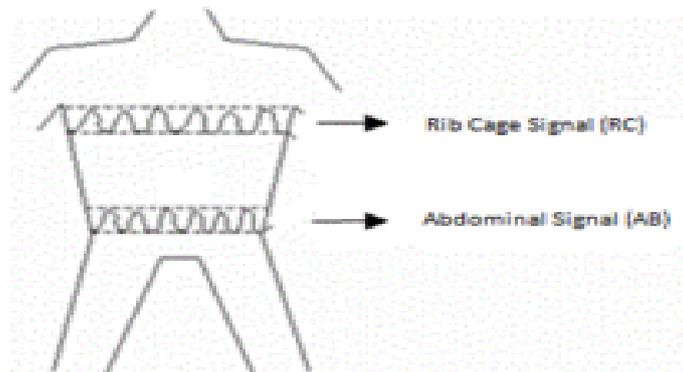


Figure I.11 : RIP bandes de poitrine et l'abdomen [II]

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

Respiration Bande duale

Konno et Mead (N° de la référence) ont largement évalués à deux degrés de liberté du modèle de la paroi thoracique mouvement, où la ventilation pourrait être dérivée à partir des mesures de la cage thoracique et l'abdomen déplacements. Avec ce modèle, le volume courant (V_t) a été calculé comme la somme des dimensions antéro-postérieures de la cage thoracique et l'abdomen, et peut être mesurée à moins de 10% de V_t réelle aussi longtemps que une posture donnée a été maintenue. (Voir Figure I.12) [II]

Respiration bande unique

Les variations de volume de la cavité thoracique peuvent également être déduite de déplacements de la cage thoracique et diaphragme. Mouvement de la cage thoracique peut être évalué directement, alors que le mouvement de la membrane est indirectement évalué que

le mouvement vers l'extérieur de la paroi abdominale antérolatérale. Cependant, des questions se posent lorsque la précision d'essayer d'évaluer précises volumes respiratoires d'une bande de respiration unique placé soit au niveau du thorax, de l'abdomen ou de la ligne médiane. En raison de différences dans la posture et la synchronisation respiratoire thoraco-abdominale, il n'est pas possible d'obtenir des données précises volumes respiratoires avec une seule bande. En outre, la forme de la forme d'onde acquise tend à être non linéaire en raison de la non-exacte de la coordination des deux compartiments respiratoires. Cette quantification plus les limites de nombreux indices utiles respiratoires et l'utilité des limites de taux de respiration et d'autres indices que le calendrier de base. Par conséquent, pour effectuer avec précision des mesures volumétriques respiratoires, un système bi-bande respiratoire capteur doit être requis. [II]

- **RIP Analyse des données**

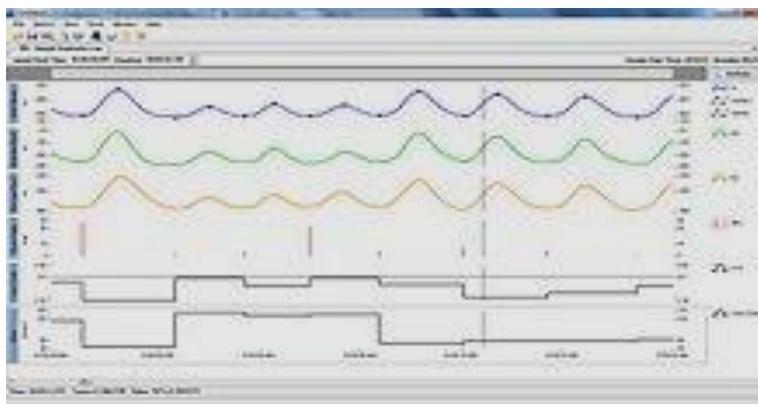


Figure I.12 : Mesures Bande duale

Double pléthysmographie d'inductance bande respiratoire peut être utilisée pour décrire diverses mesures de schémas respiratoires complexes. L'image (figure I.12) montre des formes d'onde et des mesures couramment analysés.

Fréquence respiratoire est le nombre de respirations par minute. Une mesure non spécifique de trouble respiratoire.

Le volume courant (V_t) est le volume inspiré et expiré à chaque respiration. La variabilité de la forme d'onde peut être utilisé pour différencier restrictives (moins) et les maladies pulmonaires obstructives ainsi que l'anxiété aigue.

Ventilation minute équivaut à un volume courant multiplier par la fréquence respiratoire et est utilisé pour évaluer l'activité métabolique.

Inspiratoire de pointe de débit (P_{ifV_t}) est une mesure qui reflète l'effort respiratoire, plus sa valeur est grande, plus la pulsion respiratoire en présence de coordonnées thoraco-abdominaux ou même modérément discoordinated thoraco-abdominaux mouvements.

Fractional temps inspiratoire (T_i / T_t) est le "Cycle" (T_i / T_t , le ratio de temps en temps des inspirations souffle au total). Valeurs faibles peuvent indiquer grave obstruction des voies respiratoires et peut également se produire pendant le discours. Des valeurs plus élevées sont observées lorsque le ronflement.

Travail respiratoire est une mesure d'un «indice de respiration rapide superficielle».

Crête / moyenne du débit inspiratoire et expiratoire mesure la présence de limitations de débit des voies aériennes supérieures pendant l'inspiration et l'expiration.

% R_{Ci} est la contribution pour cent des excursions cage thoracique pour le volume courant V_t. La contribution R_{Ci}% à taux de volume courant est obtenu en divisant le volume inspiré dans la bande de RC par le volume inspiré à la somme algébrique des RC + AB au point de la crête de volume courant d'inspiration. Cette valeur est plus élevée chez la femme que chez l'homme. Les valeurs sont aussi généralement plus élevées pendant aiguë hyperventilation .

Angle de phase - Phi - La respiration normale implique une combinaison des deux mouvements, thoracique et abdominale (diaphragmatique). Pendant l'inhalation, les deux cavités thoracique et abdominale simultanément développer en volume, et donc dans le périmètre ainsi. S'il ya un blocage dans la trachée ou du nasopharynx, l'élimination progressive de ces mouvements se déplacera en fonction du degré de l'obstruction. Dans le cas d'une obstruction totale, les muscles de la poitrine fortes forcer le thorax de se développer, en tirant la membrane vers le haut dans ce qui est appelé «paradoxe» la respiration - paradoxale en ce que les phases normales de mouvement thoracique et abdominale sont inversés. Ceci est communément appelé **angle de phase**.

Apnée & hypopnée détection - diagnostic des composants de l'apnée du sommeil / hypopnée du syndrome et la respiration périodique.

L'apnée hypopnée et classification - rapport de phase entre le thorax et l'abdomen classe d'apnée / hypopnée événements en types de centrales, mixtes et obstructives.

qDEEL différence quantitative de volume pulmonaire de fin d'expiration d'un changement dans le niveau de volume pulmonaire de fin d'expiration et peut être élevée dans la respiration de Cheyne-Stokes et de la respiration périodique.

Double pléthysmographie d'inductance bande respiratoire a été validé dans la détermination du volume courant au cours de l'exercice et se sont avérées exactes. Une version de RIP intégré dans un vêtement appelé le LifeShirt a été utilisé pour les études de validation de ces dispositifs. [II]

Conclusion

A travers ce chapitre une étude très succincte sur les différentes techniques d'explorations fonctionnelles respiratoires a été présentée. L'étude était menée tel qu'une brève description de l'appareil respiratoire était d'abord faite suivie de la description de certaines techniques d'explorations fonctionnelle permettant la mesure des différents volumes engagés lors des respirations. Un accent particulier était fait sur la technique de pléthysmographie à inductance qui en fait constitue l'objectif de ce travail. Dans le chapitre qui suit, une description pratique d'un dispositif exploitant la pléthysmographie à inductance pour la mesure des volumes respiratoires est faite.

CHAPITRE II

Description et étude d'un dispositif de pléthysmographie à inductance

Introduction

Dans ce chapitre on s'intéresse à l'étude d'un schéma bloc typique qui peut être utilisé pour réaliser un dispositif permettant de relever les volumes pulmonaire en exploitant la technique de pléthysmographie à inductance (voir figure II.1). Il est principalement constitué d'un capteur de mouvements thoracique, d'un étage de détection de variations de volume, d'une source d'excitation pour le capteur et d'un bloc pour l'interface et le traitement numérique de la grandeur détectée.

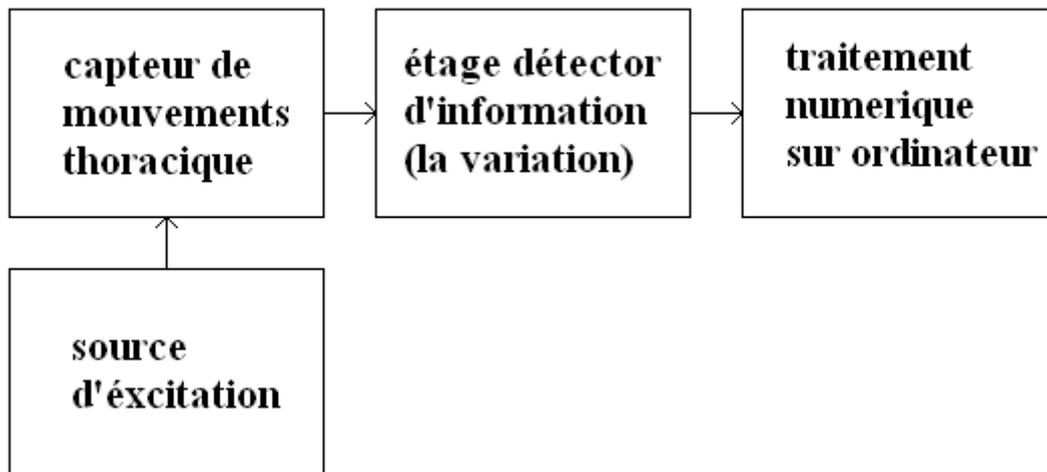


Figure II.1 : Le schéma bloc théorique de la PFE

I. Capteur de mouvements thoraciques

Il s'agit, et compte tenu du principe de la méthode choisie dans ce travail (pléthysmographie à inductance), d'un capteur dans l'élément sensible est une bobine qui doit être convenablement choisie et réalisée.

Une **bobine, self, solénoïde, ou auto-inductance** est un composant courant en électrotechnique et électronique. Une bobine est constituée d'un enroulement de fil conducteur éventuellement autour d'un noyau en matériau ferromagnétique qui peut être un assemblage de feuilles de tôle ou un bloc de ferrite (céramique ferromagnétique). Les physiciens et ingénieurs français l'appellent souvent par synecdoque « **inductance** », ce terme désignant la propriété caractéristique de la bobine, qui est son **opposition à la variation du courant dans ses spires**.

I.1. Description

L'espace au milieu des spires s'appelle le noyau. Il peut être vide ou inclure une pièce en matériau ferromagnétique favorisant l'induction magnétique, afin d'augmenter la valeur de l'inductance. Le noyau peut être un circuit magnétique complètement ou partiellement fermé pour améliorer la linéarité de l'inductance.

Le circuit magnétique d'une bobine avec noyau peut être « saturé » si l'on essaye d'induire un flux au delà de la valeur limite acceptable par le noyau; à ce moment, la valeur de l'inductance de la bobine s'effondre. Pour augmenter la reluctance de la bobine et retarder la saturation, on peut laisser une ouverture, appelée entrefer, dans le noyau. L'entrefer est indispensable au fonctionnement des têtes de lecture/écriture des appareils tels que: magnétophones à bande magnétique, disques durs d'ordinateurs, ... etc... [II]

I.2. Applications

On trouve des bobines, souvent en combinaison avec d'autres composants électroniques, dans une grande variété de dispositifs.

- pour créer un pic de haute tension nécessaire :
 - Dans les anciens moteurs à allumage commandé, l'ouverture des "vis platinés" déclenche une élévation importante de la tension dans la bobine, et le déclenchement d'une étincelle dans les bougies permettant la mise en combustion du mélange air-essence dans les cylindres, ceci permettant le déplacement du piston et la mise en rotation du vilebrequin ;
 - des systèmes de clôture électrique utilisant un rupteur et une bobine, similaire au système utilisé dans les moteurs de voitures, pour générer une haute tension, mais de faible puissance qui, dans les fils de clôture, dissuade le bétail de s'en approcher;
 - à l'amorçage d'une lampe à décharge (Tube fluorescent) (le ballast, une bobine, un rupteur et un condensateur en série, constitue un circuit résonant qui crée une surtension à la mise sous tension, jusqu'à ce que le passage du courant dans le gaz du tube l'amortisse; il réduit ensuite l'intensité du courant dans le tube) ;
- pour leurs propriétés électromagnétiques¹ :
 - électroaimants ;
 - relais électromécaniques ;
 - actionneurs ou actionneurs linéaires ;
 - moteurs électriques ;
- pour le filtrage d'un signal électrique ou d'une tension d'alimentation :
 - réduction du ronflement résiduel après le redressement de la haute tension d'alimentation (dans les anciens appareils à tubes) ;
 - réduction des tensions haute fréquence parasites sur une ligne d'alimentation ou une entrée d'appareil (ferrite, Bobine d'arrêt) ;
 - filtrage du signal (en raison de difficultés d'emploi des bobines, on préfère souvent de nos jours pour les mêmes fonctions des filtres actifs qui n'en emploient pas, voir simulateur d'inductance) ;
 - filtrage des alimentations (les bobines avaient disparu des alimentations pour les mêmes raisons que pour le filtrage du signal quand les alimentations linéaires à transistor se sont généralisées, mais elles sont essentielles pour les alimentations à découpage qui remplacent, depuis une époque plus récente, les alimentations à transformateur) ;

-
- pour constituer des circuits résonants (on utilise souvent des bobines à inductance ajustable) :
 - accord haute fréquence d'émetteurs ou de récepteurs de radio ;
 - oscillateurs ;
 - pour accorder l'impédance d'un circuit :
 - compenser les pertes dans une ligne téléphonique (de nos jours, on utilise le plus souvent des répéteurs actifs) ;
 - en parallèle avec des condensateurs créé des *trappes* dans une antenne de façon à ce qu'elle puisse servir pour plusieurs bandes de fréquences² ;
 - des systèmes de régulation magnétique utilisent la non-linéarité de l'inductance au niveau de la saturation du noyau.

Les bobines sont fondamentales dans les **alimentations à découpage** qui permettent le branchement des appareils sur les types de courant alternatif existant dans le monde entier, ainsi que la conversion continu-continu. Les alimentations Flyback sont un type plus ancien utilisant (comme pour l'allumage des moteurs) une accumulation d'énergie nommée *accumulation inductive*³ Des dispositifs similaires aux alimentations à découpage se trouvent dans

- les flashes électroniques, pour la charge du condensateur contenant la haute tension de la décharge, à partir de piles ou d'accus ;
- les armes fonctionnant par choc électrique ;
- les grilles de désinsectisation fonctionnant avec une haute tension.

I.3. Le dipôle bobine

Pour raisonner sur les circuits électroniques et calculer les valeurs nécessaires, on considère des objets idéaux, qui n'ont que les caractéristiques nécessaires au rôle que l'on veut leur faire jouer. Une bobine est considérée, dans ce cadre, comme un dipôle présentant une inductance pure. Si les autres caractéristiques, comme la résistance du fil de la bobine ou la capacité entre spires ne sont pas négligeables, on les représente sous la forme d'autres composants, non moins idéaux, séparés.

Les défauts de linéarité compliquent grandement les calculs. En général, on se limite à un domaine où les caractéristiques des composants sont approximativement linéaires. Il faut donc au moins connaître les limites de ce domaine, dont on peut, cependant, être amené à sortir, comme on peut exploiter, dans certaines applications, les non-linéarités. [II]

Pertes dans une bobine réelle

Une bobine ne présente jamais une inductance propre pure. Les pertes peuvent provenir de plusieurs causes :

- résistance ohmique du fil enroulé ;
- résistance ohmique accrue du fait de l'effet de peau dans le bobinage à partir de quelques centaines de kHz ;
- pertes par hystérésis provenant du noyau proportionnelles à la fréquence du courant ;

- perte par courants de Foucault dans le noyau proportionnel au carré de la fréquence du courant.

De plus, les capacités entre spires ne sont pas négligeables en haute fréquence.

Modèles de la bobine réelle

Modèles à deux dipôles

Les modèles les plus simples et les plus fréquemment utilisés sont ceux correspondant à l'association d'une bobine d'inductance et d'une résistance :

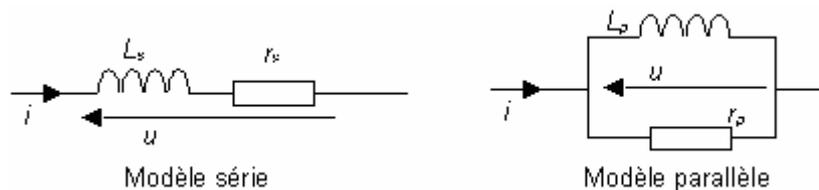


Figure II.2 Modèles de la bobine réelle

	Modèle série	Modèle parallèle
Équation	$u = L_s \cdot \frac{di}{dt} + r_s \cdot i$	$i = \frac{1}{L_p} \cdot \int_t u dt + \frac{u}{r_p}$

En régime sinusoïdal de pulsation ω , les deux modèles précédents sont équivalents et interchangeables à condition de poser :

$$\begin{cases} r_p = r_s (1 + Q^2) \\ L_p \omega = L_s \omega \left(\frac{1+Q^2}{Q^2} \right)_{\text{avec}} \end{cases} \quad Q = \frac{L_s \omega}{r_s} = \frac{r_p}{L_p \omega} : \text{facteur de qualité de la bobine pour la pulsation } \omega \text{ considérée.}$$

Modèles à trois dipôles

Aux modèles précédents, il est parfois nécessaire d'ajouter un condensateur en parallèle avec l'ensemble afin de rendre compte des effets capacitifs apparaissant entre les spires. Cette valeur de capacité est très faible mais elle devient prédominante à très grande fréquence. **[II]**

I.4. Relation entre la tension et l'intensité

La tension u_B aux bornes de la bobine et l'intensité i du courant sont reliés par l'équation

différentielle : $u_B = L \frac{di}{dt} + r i$

où L est l'inductance de la bobine et r sa résistance propre (dans le cas d'une bobine parfaite, $r = 0$).

Comportement d'une bobine soumise à un échelon de tension

Lorsque la bobine est soumise brutalement à une tension constante E avec une résistance r en série, l'équation différentielle admet pour solution :

$$i = \frac{E}{r} \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau}}\right)$$

où $\tau = \frac{L}{r}$ est la *constante de temps* de la bobine⁵

Comportement en régime sinusoïdal

Pour obtenir les équations régissant le comportement d'une bobine réelle en régime sinusoïdal, il est nécessaire d'utiliser un des modèles décrit ci-dessus et de calculer l'impédance de la bobine soit en utilisant la représentation de Fresnel, soit en utilisant la transformation complexe.

Avec le modèle série, l'impédance de la bobine s'écrit : $\underline{Z} = r_s + j.L_s\omega$

Ayant pour module :

$$Z = \sqrt{r_s^2 + (L_s\omega)^2} \quad \text{et pour argument :} \quad \varphi = \arctan\left(\frac{L_s\omega}{r_s}\right)$$

Du fait de son caractère inductif, l'intensité du courant sinusoïdal qui traverse la bobine soumise à une tension sinusoïdale présente un retard de phase φ par rapport à cette dernière. Ce retard est compris entre 0 et 90° (ou 0 et $\pi/2$ radians). On dit que **le courant est en retard sur la tension**.

Lorsque la bobine est réalisée autour d'un noyau ferromagnétique sans entrefer, les phénomènes de saturation magnétique et d'hystérésis entraînent des non-linéarités dans le comportement de la bobine : lorsqu'elle est soumise à une tension sinusoïdale, l'intensité du courant qui la traverse n'est pas purement sinusoïdal. Ces non linéarités sont très difficiles à prendre en compte. Elles sont souvent négligées en première approximation dans les calculs traditionnels.

Formule usuelle pour le calcul théorique de bobines à air

$$L = \frac{\mu_0 N^2 S}{l}$$

- L = inductance en henry (H)
 - μ_0 = constante magnétique = $4\pi \times 10^{-7}$ H·m⁻¹
 - N = nombre de spires
 - S = section de la bobine en mètres carrés (m²)
 - l = longueur de la bobine en mètres (m)
- [I]

Après cette présentation assez exhaustive de la bobine, de ses propriétés et de ses applications, il est clair en considérant l'équation ci-dessus, que si la section S change la valeur de L va changer et par conséquent c'est cette propriété qui va être exploitée pour traduire les variations de volume lors de la respiration. Ainsi en mesurant les variations de L on peut mesurer les variations de volume. Cependant pour aboutir à cette mesure il est important de faire passer un courant dans la bobine et de mesurer la tension à ses bornes. Ce courant provient d'une source d'excitations constante. [II]

II. Source d'excitation

La source d'excitation ou encore source de courant permettant d'alimenter la bobine doit être constante pour permettre une détection des variations qui seront dues uniquement aux variations de l'inductance L . Communément, l'élément clé dans la réalisation d'une source de courant est l'oscillateur.

Un oscillateur est un montage autonome (pas de signal de commande) qui génère spontanément un signal alternatif lors de la mise sous tension.

II.1. Structure générale d'un oscillateur quasi-sinusoidal

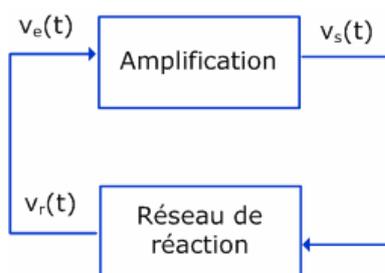
II.1.1. description :

Sa fonction est de délivrer un signal sinusoïdal aussi pure que possible (dénué d'harmoniques) de fréquence et d'amplitude fixes (ou ajustables par l'utilisateur). La sortie $v_s(t)$ s'écrit alors :

$$v_s(t) = V_s \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot F_o \cdot t)$$

Avec V_s = amplitude maximale et F_o = fréquence des oscillations [2]

Un oscillateur comporte toujours un élément actif (circuit amplificateur) associé à un circuit passif (un filtre). L'élément actif est souvent un transistor bipolaire, à effet de champ ou un amplificateur opérationnel. Sa structure est celle d'un système bouclé (figure II.3) dans lequel une fraction du signal de sortie est ramenée à l'entrée pour assurer l'auto-entretien des oscillations. D'une façon générale, on peut représenter un oscillateur par le schéma bloc ci-dessous :



Si le signal $v_r(t)$ est identique à $v_e(t)$, alors on peut le refermer sur l'entrée de l'amplificateur et on obtient $v_s(t)$ souhaitée sans appliquer de signal de commande extérieur.

Cette condition n'est satisfaite que pour une fréquence bien définie appelée fréquence d'oscillation.

La structure d'un tel oscillateur se reconnaît par le fait que la sortie de l'amplificateur est rebouclée sur l'entrée via le réseau de réaction qui est, rappelons le, un circuit passif. [2]

Figure II.3. Structure générale d'un oscillateur quasi-sinusoidal [2]

II.1.2. Principe de fonctionnement et condition d'oscillation (régime permanent sinusoïdal) :

Soit $A(\omega)$ la fonction de transfert de l'amplificateur et soit $K(\omega)$ la fonction de transfert du réseau de réaction.

Nous avons: $V_s = A * V_e$ et $V_e = K * V_s$

$$\text{d'où } V_s(1-AK) = 0$$

♦*Solution de cette équation:*

- si $(1-AK) \neq 0$ alors il faut $V_s = 0$: on n'a donc pas d'oscillations.
- si $(1-AK) = 0$ alors l'équation est satisfaite avec $V_s \neq 0$: notre système présente donc des oscillations.

La condition limite d'oscillation est connue sous le nom de critère de BERKHAUSEN:

$A * K = 1 \Leftrightarrow A * K = 1$ et $\text{Arg}(A * K) = 0$ (ce qui signifie que le réseau de réaction doit compenser le déphasage éventuel apporté par l'amplificateur)

→ **Interprétation :**

Le système bouclé doit donc être conçu de telle sorte que, pour une seule fréquence F_o , la tension à la sortie du réseau de réaction soit exactement égale en phase et en amplitude avec la tension d'entrée de l'amplificateur. Pour cela, le système doit posséder un filtre sélectif. Ainsi, la partie imaginaire du produit $A * K = V_r / V_e$ (boucle ouverte) doit être nulle. Ceci permet de fixer parfaitement la fréquence des oscillations F_o . **[2]**

La condition $A(F_o) * K(F_o) = 1$ (c'est à dire $V_r = V_e$: la boucle est fermée) impose une condition d'amplification à la fréquence F_o calculée précédemment.

♦ **Difficultés de réalisation de la condition d'amplification :**

La condition $A(F_o) * K(F_o) = 1$ est difficile à réaliser exactement (imprécision des caractéristiques des composants, dérive de ces caractéristiques lors du fonctionnement, ...). Or :

- si $A(F_o) * K(F_o) < 1$ le signal de retour est trop faible pour entretenir les oscillations et elles disparaissent. Il n'y a pas d'oscillations.

- si $A(F_o) * K(F_o) > 1$ les oscillations ne cessent de croître. Dans la réalité, ces oscillations vont être écrêtées. Cette limitation est due aux non linéarités de l'amplificateur (saturation de l'amplificateur opérationnel, du transistor,...)

Ainsi, on devra plutôt réaliser, en pratique, la condition

$A(F_o) * K(F_o) \geq 1$ (légèrement supérieur à) pour être sûre que les oscillations démarrent.

Si l'oscillation n'est pas immédiate au démarrage, on peut prévoir un élément variable (un potentiomètre) de manière à réaliser $A(F_0) \cdot K(F_0) > 1$, puis revenir à la valeur exacte $A(F_0) \cdot K(F_0) = 1$ dès que l'oscillation s'est produite.

Si l'amplificateur sature légèrement, sur la sortie $v_s(t)$ on a alors un signal comportant des harmoniques. Ce signal est injecté dans le filtre qui, si il est suffisamment sélectif (coefficient de qualité Q élevé), va éliminer une grande partie des harmoniques de $v_s(t)$ (sauf la composante à F_0 !). Le signal en $v_r(t)$ sera donc quasi-sinusoïdal: c'est pourquoi on préfère souvent récupérer le signal de l'oscillateur en sortie du réseau de réaction.

Une solution pour éviter toute saturation du signal de sortie $v_s(t)$ est de contrôler l'amplitude de ce signal en introduisant un élément non linéaire (thermistance, transistor à effet de champ) : on réalise alors un Contrôle Automatique de Gain (CAG).

Il est nécessaire que les **amplificateurs aient une très grande impédance d'entrée** (si ce n'est pas le cas, il faut prévoir une adaptation d'impédance). Ceci permet alors de dissocier l'amplificateur du circuit passif.

On peut classer les oscillateurs selon différents critères. On peut utiliser comme critère principal la constitution des éléments du circuit passif. On trouve alors :

- les oscillateurs à réseaux de réaction RC,
- les oscillateurs à réseaux de réaction LC,
- les oscillateurs à quartz. [2]

II.2. Oscillateur basse fréquence : réseau de réaction RC

II.2.1. Généralités

Domaine en fréquence: Oscillateurs de quelques hertz à quelques centaines de kHz.

A ces fréquences, la fonction amplification peut être réalisée à l'aide d'amplificateurs opérationnels. La principale précaution à prendre concerne la limitation introduite par le produit Gain par Bande passante = constante, ainsi que celle due à la vitesse de balayage (slew-rate) ; cette dernière introduisant d'ailleurs une non linéarité.

II.2.2. Oscillateur à pont de Wien (utilisation du filtre de Wien)

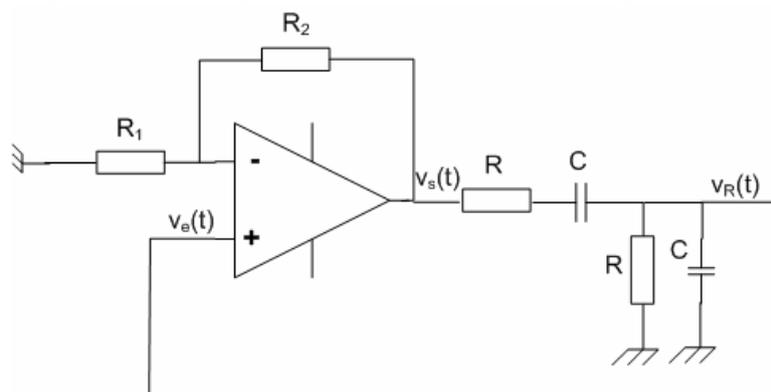


Figure II.4. Filtre de Wien avec d'un amplificateur opérationnel [2]

La présence d'un amplificateur opérationnel câblé en non inverseur permet de négliger l'influence des résistances de charge (en entrée comme en sortie) sur les fonctions de transfert de A et de K. On peut donc les étudier séparément.

→ Chaîne directe: fonction amplification

$$A = \frac{V_s}{V_e} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (\text{Amplificateur non inverseur})$$

→ Chaîne de retour: réseau de réaction constitué du filtre de Wien

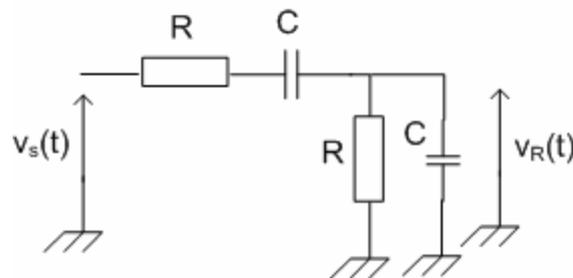


Figure II.5. Filtre de Wien [2]

$$K(\omega) = \frac{V_r}{V_s} = \frac{R // \frac{1}{jC\omega}}{R // \frac{1}{jC\omega} + R + \frac{1}{jC\omega}} = \frac{1}{3} \cdot \frac{3jRC\omega}{1 + 3jRC\omega + j^2R^2C^2\omega^2} = \frac{\frac{1}{3}}{1 + j\frac{1}{3}\left(-\frac{1}{RC\omega} + RC\omega\right)}$$

→ La condition d'oscillation est donnée par : $A.K = V_r/V_e = 1$ (C'est à dire que l'on réalise $V_r = V_e$). Ce qui signifie que la partie imaginaire de ce produit doit être nulle. Cette relation nous permet de déterminer l'expression de la fréquence des oscillations.

$$A(\omega).K(\omega) \text{ est réelle si } \frac{-1}{RC\omega_0} + RC\omega_0 = 0 \leftrightarrow \omega_0 = \frac{1}{RC}$$

Le système peut donc produire des oscillations sinusoïdales dont la fréquence est donnée par $F_0 = \frac{1}{2\pi RC}$.

→ La condition d'amplification est donnée par $A(\omega_0).K(\omega_0) = 1$ à la pulsation d'oscillation ω_0 . En pratique, il faudra respecter $A(\omega_0).K(\omega_0) \geq 1$:

$$A(F_0) \cdot K(F_0) \geq 1$$

$$\Rightarrow \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \cdot \frac{1}{3} \geq 1 \quad (\text{en } F_0, \text{ on a } K(F_0) = 1/3)$$

$$\Rightarrow \frac{R_2}{R_1} \geq 2$$

→ Conclusion

Pour que notre système oscille, on doit respecter la condition $\frac{R_2}{R_1} \geq 2$. La fréquence des oscillations sera alors de $f_0 = \frac{1}{2\pi RC}$.

Remarque : Cet oscillateur est très sensible à la valeur donnée aux résistances R1 et R2. La plupart du temps, il est nécessaire d'utiliser un système de CAG pour éviter que le signal en sortie de l'amplificateur ne soit trop saturé (ce qui dégrade le signal de sortie de l'oscillateur). Avec un tel système, cet oscillateur peut osciller jusqu'à 1 Mhz.

La stabilité en fréquence d'un oscillateur à pont de Wien est typiquement de $\Delta f / f \approx 10^{-3}$ à 10^{-4} /24h (stabilité à long terme).

Autre inconvénient:

Le facteur de qualité du filtre (réseau de réaction) est de 1/3, ce qui est faible: cet oscillateur n'a donc pas une très bonne pureté spectrale. [2]

II.3. Les oscillateurs haute fréquence : réseau de réaction LC

II.3.1. Généralités

Domaine en fréquence: d'une centaine de kHz à quelques dizaines de MHz.

Pour des fréquences élevées, on utilise des oscillateurs LC comprenant des inductances et des condensateurs réels ou certains matériaux cristallins piézoélectriques (quartz) équivalents à des circuits LC. Ces derniers donnent des fréquences très stables.

L'amplificateur est réalisé à partir de transistors bipolaires ou transistors FET.

Dans cette partie nous ne présenterons que les oscillateurs utilisant une cellule en π . On distingue usuellement trois types de cellules présentées ci-après. [2]

II.3.2. Structure générale

L'amplificateur de tension est un amplificateur à transistor et il est associé au réseau de réaction en π (éléments L et C en π). La structure générale est alors la suivante (on utilise la modélisation de l'amplificateur par son impédance d'entrée Z_e , son impédance de sortie Z_s et son gain en tension à vide) :

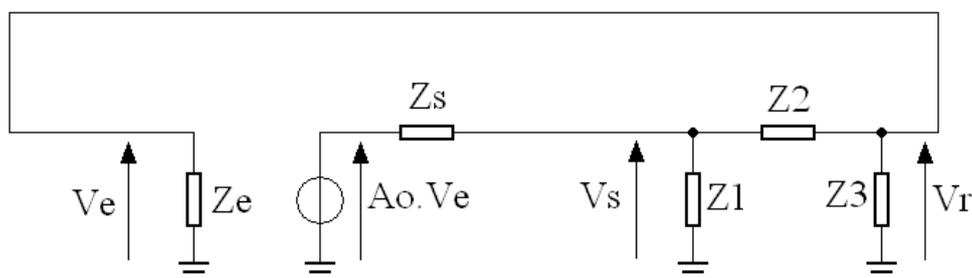


Figure II.6. Structure générale, schéma dynamique [2]

Pour que la condition d'oscillation puisse être respectée il faut impérativement que les éléments Z1 et Z3 soient de même nature et opposés à l'élément Z2. Deux possibilités sont donc à envisager :

- Z1 et Z3 sont des condensateurs, Z2 est une bobine : on obtient un oscillateur de type Colpitts.
- Z1 et Z3 sont des bobines, Z2 est un condensateur : on obtient un oscillateur de type Hartley. [2]

II.3.2.1. Oscillateur Hartley

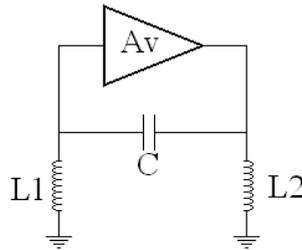


Figure II.7. Oscillateur Hartley [2]

L'adaptation d'impédance est réalisée si $Z_e \gg Z_r$ avec $Z_r \approx j\omega L_1$

On a alors :
$$F_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{(L_1 + L_2) \cdot C}}$$

Les caractéristiques de cet oscillateur sont semblables à celles des oscillateurs Colpitts décrits ci-dessous.

II.3.2.2 Oscillateur Colpitts

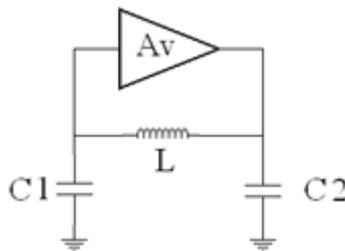


Figure II.8. Oscillateur Colpitts [2]

L'adaptation d'impédance est réalisée si $R_e \gg Z_r$ avec $Z_r \approx 1/C_1 \cdot \omega$

On a alors :
$$F_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{\frac{L \cdot C_1 \cdot C_2}{C_1 + C_2}}}$$

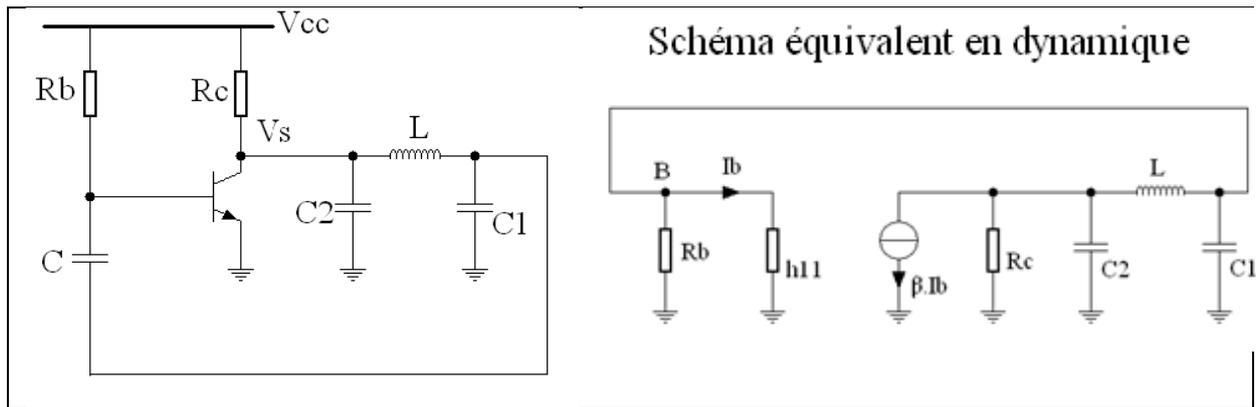


Figure II.9. Exemple : Oscillateur Colpitts à amplificateur à transistor bipolaire [2]

La condition d'adaptation d'impédance est approximativement :

$$(R_b // h_{11}) \gg \frac{1}{C_1 \cdot \omega_0}. \text{ On a alors, après calculs, } F_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{\frac{L \cdot C_1 \cdot C_2}{C_1 + C_2}}}$$

Remarque : C'est un montage assez sensible aux capacités parasites de l'amplificateur. Les capacités parasites d'entrée et de sortie de l'amplificateur viennent modifier la fréquence des oscillations:

$$C'_1 = C_1 + C_e$$

$$C'_2 = C_2 + C_s$$

$$\text{D'où } F_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{\frac{L \cdot C_1 \cdot C_2}{C_1 + C_2}}}$$

Pour palier à cet inconvénient, on utilise la cellule de Clapp. L'inductance L est remplacé par un circuit résonant série LC.

II.3.2.3. Oscillateur de Clapp

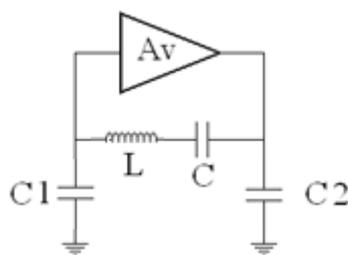


Figure II.10. Oscillateur de Clapp [2]

L'adaptation d'impédance est réalisée si $R_e \gg Z_r$ avec $Z_r \approx \frac{1}{C_1 \cdot \omega}$

On a alors :

$$F_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{\frac{L \cdot C}{1 + \frac{C}{C_1} + \frac{C}{C_2}}}} \approx \frac{1}{2\pi \sqrt{L \cdot C}}$$

La capacité C est insensible aux capacités parasites (il n'y a que C1 et C2 qui y sont sensibles). Il faut donc que ce soit C qui soit le terme prépondérant pour la détermination de Fo.

Il faut donc C/C1 et C/C2 très faibles devant l'unité c'est à dire C << C1 et C << C2. Ainsi, nous avons

$$F_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{L \cdot C}} \cdot \sqrt{1 + \frac{C}{C_1} + \frac{C}{C_2}} \approx \frac{1}{2\pi \sqrt{L \cdot C}}$$

Cet oscillateur est le plus stable (en fréquence) des oscillateurs LC.

Remarque : La présence d'un circuit résonateur de grande sélectivité permet de minimiser (Voir éliminer) les harmoniques. Le signal sinusoïdal est donc relativement pur. Ces oscillateurs s'auto limitent en amplitude, il n'y a donc pas besoin de contrôle automatique de gain.

Cependant, pour obtenir des **oscillateurs très stables en fréquence à long terme**, on fait appel au quartz. Les oscillateurs à quartz sont de plus en plus répandus. On les trouve dans les systèmes à PLL que ce soit pour la transmission ou bien pour les synthétiseurs de fréquence. Les cartes à microprocesseurs sont dotées d'une horloge qui est réalisée par un oscillateur à quartz. Le chapitre suivant va donc être consacré aux oscillateurs à quartz. [2]

II.4 Les oscillateurs à quartz

II.4.1. Généralités

Les oscillateurs à quartz sont destinés à produire des signaux de haute précision très stables en fréquence. C'est le cas par exemple des émetteurs radiophoniques qui doivent garder des fréquences très précises fixées à l'avance. C'est le cas aussi des étalons de temps dans les montres électroniques.

La grande stabilité de la fréquence des oscillateurs à quartz provient d'une part de la valeur élevée du facteur de qualité (de l'ordre de 10⁵ à 10⁶) et, d'autre part, des excellentes propriétés mécaniques du quartz.

Les quartz d'usage général ou industriel vont de 3 MHz à 14 MHz environ. La gamme professionnelle s'étend de 1 MHz à 125 MHz, mais peut atteindre 251 MHz suivant la demande. Cependant, c'est la gamme de 1,8 à 125 MHz qui est la plus utilisée. Précisons que l'obtention de fréquences supérieures à la dizaine de mégahertz n'est envisageable qu'en faisant fonctionner le quartz sur ses harmoniques (ou partiels) 3, 5 ou 7.

En pratique, les variations de fréquence des oscillateurs utilisés couramment pour les applications de transmission vont de $\frac{\Delta f}{f} = 1 \text{ ppm}$ à 10^{-3} ppm (soit de 10^{-6} à 10^{-9}) [2]

II.4.2. Le quartz : composition et modélisation

Le quartz est composé de silice SiO_2 qui est une matière minérale extrêmement répandue dans la nature. C'est un matériau très dur et qui sera donc difficile à travailler, ceci expliquant en partie le prix à payer pour un quartz fait "sur mesure".

Le quartz présente la particularité d'être piézo-électrique, en d'autres termes cela signifie que si on applique une force de compression sur ses faces, on constate l'apparition de charges électriques. Si maintenant on inverse l'effort que l'on applique sur la lamelle de quartz et qu'au lieu de compresser celui-ci on exerce une traction, on constate que le signe des charges s'inverse. Plus l'effort mécanique est important, plus il y a de charges qui apparaissent. Mais l'effet piézo-électrique ne s'arrête pas là, il est réversible, c'est-à-dire qu'en appliquant une tension électrique sur la lamelle de quartz, on observe une déformation mécanique. Le quartz est un matériau élastique (toutes choses égales par ailleurs) et il retrouve sa forme originelle dès que cesse la tension. Ceci est important puisque cela dicte la fréquence propre de résonance qui est liée, entre autres, aux dimensions physiques de la lamelle de quartz. [3]

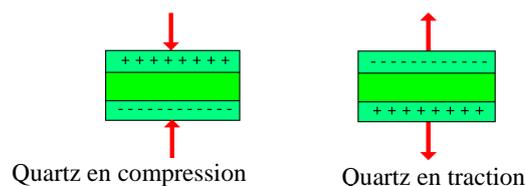


Figure II.11. Le comportement piézo-électrique du quartz [3]

La tension appliquée sur le quartz permet d'en exciter la structure mécanique. Les déformées engendrées prennent une grande amplitude à certaines fréquences : on a alors apparition d'une onde stationnaire. Une lame de quartz présente ainsi différents modes de résonance fonction de sa géométrie. [3]

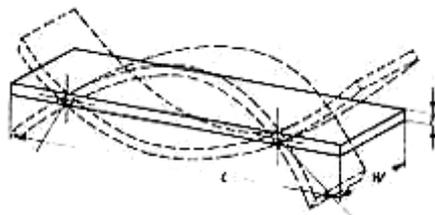


Figure II.12. Résonance en flexion d'une lame de quartz [3]

Sur le plan électrique. La lamelle de quartz est reliée grâce à deux électrodes de connexion. Les connexions notées A et B vont constituer une capacité appelée capacité de connexion. Le schéma électrique équivalent d'un quartz est un circuit série shunté par la capacité de connexion. Les valeurs de L, R et C1 sont dictées par la nature et les caractéristiques du quartz. Ce sont des équivalents électriques d'éléments mécaniques. On les

appelle pour cette raison des éléments motionnés. Par exemple, la résistance R représente les pertes du système équivalentes aux frottements mécaniques. [3]

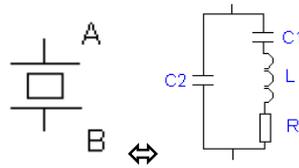


Figure II.13. Symbole et modèle électrique du quartz [3]

Le comportement électrique du quartz peut être déterminé en appliquant à un quartz une tension alternative sinusoïdale dont on fait varier la fréquence et en mesurant l'impédance du quartz pour chaque fréquence.

On reconnaît la réaction d'un circuit série pour une fréquence donnée et d'un circuit parallèle pour une fréquence légèrement supérieure. Quand on approche de la résonance série (F_s), l'impédance passe par un minimum équivalent sensiblement à R, puis remonte rapidement vers un maximum à la fréquence parallèle (F_p). Ces deux fréquences sont les fréquences de résonance du quartz.

Un quartz peut être modélisé comme un circuit électrique possédant deux fréquences de résonances proches l'une de l'autre, l'une à faible impédance (série), et l'autre à haute impédance (parallèle). L'impédance du circuit peut s'écrire :

$$Z(s) = \frac{s^2 + s\frac{R_1}{L_1} + \omega_s^2}{sC_0(s^2 + s\frac{R_1}{L_1} + \omega_p^2)}$$

où :

s est la fréquence complexe ($s = j\omega$),

ω_s est la pulsation de résonance série ($\omega_s = \sqrt{\frac{1}{L_1 \cdot C_1}}$),

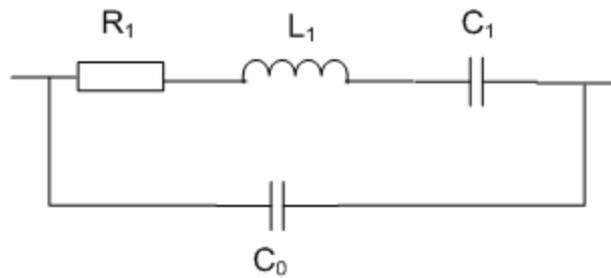
ω_p est la pulsation de résonance parallèle $\left(\omega_p = \frac{1}{\sqrt{L_1 \frac{C_0 \cdot C_1}{C_0 + C_1}}} \right)$

II.4.3. Modélisation du quartz

Un oscillateur à quartz présente une stabilité en fréquence bien supérieure à celle obtenue avec des circuits RC ou LC.

Du point de vue électrique, on peut modéliser le quartz, autour de l'une de ses fréquences de résonance, par le dipôle suivant:

- Branche série R1, L1, C1 traduisant l'effet piézoélectrique du quartz.



L1 = inductance motionnelle
 C1 = capacité motionnelle
 R1 = pertes mécaniques

Figure II.14. Modélisation du quartz [2]

- C₀ = capacité électrostatique, capacité associée aux électrodes métalliques qui constituent un condensateur plat.

Ordres de grandeur:

C1 est de l'ordre de 10 à 25 femto Farad (10⁻¹⁵ Farad). Ce n'est donc pas une capacité réalisable physiquement.

C0 est de l'ordre de 5 pF (capacité électrostatique)

R1 de l'ordre de 75 à 200 W. R1 est souvent négligée (R1 << 1/(wC0))

Ordre de grandeur de $\frac{C_0}{C_1} \approx 300$ à 500

Facteur de qualité: Q = 25000 à 50000 pour un quartz ordinaire [2]

♦ **Calcul de l'impédance du quartz**

$$Z_2 = \left(R_1 + j \cdot L_1 \cdot \omega + \frac{1}{j C_1 \omega} \right) // \frac{1}{j C_0 \omega}$$

$$= \frac{1}{\omega} \cdot \frac{-j \cdot R_1 \cdot C_1 \cdot \omega + L_1 \cdot C_1 \cdot \omega^2 - 1}{R_1 \cdot C_1 \cdot C_0 \cdot \omega + j \cdot L_1 \cdot C_1 \cdot C_0 \cdot \omega^2 - j \cdot (C_1 + C_0)}$$

♦ **Si on néglige les pertes mécaniques, nous avons:**

$$Z_2 = \frac{-j \cdot (1 - L_1 \cdot C_1 \cdot \omega^2)}{\omega \cdot (C_1 + C_0) \cdot \left(1 - L_1 \cdot \frac{C_1 \cdot C_0}{C_1 + C_0} \cdot \omega^2 \right)}$$

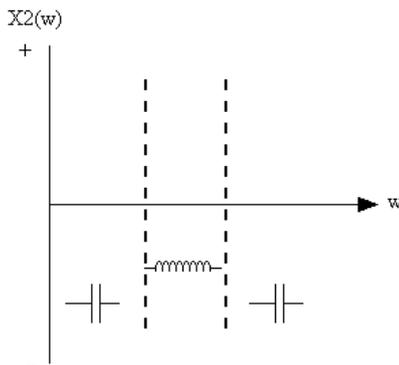
On pose $\omega_r = \frac{1}{\sqrt{L_1 \cdot C_1}}$ et

$$\omega_a = \frac{1}{\sqrt{L_1 \cdot \frac{C_1 \cdot C_0}{C_1 + C_0}}} \quad (\omega_r < \omega_a)$$

F_s = fréquence de résonance série. Elle correspond à la résonance série de L₁ et C₁: le quartz se présente alors comme une résistance de faible valeur R₁.

F_a = fréquence d'antirésonance parallèle. Elle correspond à la situation dans laquelle l'ensemble L₁-C₁ apparaît comme inductif et entre en résonance parallèle avec C₀.

$$\text{D'où } Z_2 = j \cdot \frac{-\left(1 - \frac{\omega^2}{\omega_r^2}\right)}{\omega \cdot (C_1 + C_0) \cdot \left(1 - \frac{\omega^2}{\omega_a^2}\right)} = j \cdot X_2$$



$$\omega \rightarrow 0 \Rightarrow X_2 \rightarrow \frac{-1}{\omega \cdot (C_1 + C_0)}$$

$$\omega \rightarrow \infty \Rightarrow X_2 \rightarrow \frac{-1}{C_0 \cdot \omega}$$

O $\omega = \omega_r \Rightarrow X_2 = 0$: L₁ et C₁ résonnent (équivalent à un court circuit)

O $\omega = \omega_a \Rightarrow X_2 \rightarrow \infty$: (circuit bouchon)

Entre ω_r et ω_a , le quartz se comporte comme un circuit inductif ($X_2 > 0$).

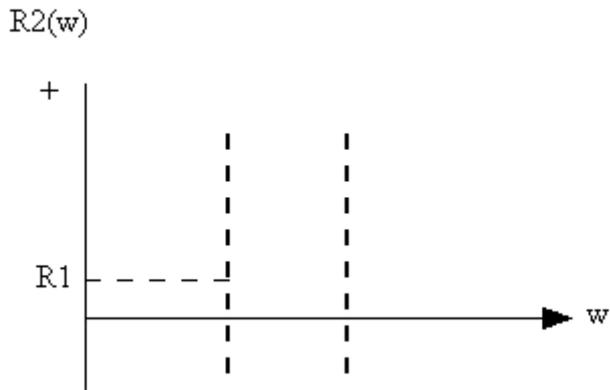
Remarque:

$\omega_a = \omega_r \cdot \sqrt{1 + \frac{C_1}{C_0}}$ d'où $\omega_a \approx 1,0017 * \omega_r$ Les fréquences de résonance et d'antirésonance sont très proches l'une de l'autre.

Or $C_1 \ll C_0$ on peut donc écrire: $\omega_a = \omega_r \cdot \left(1 + \frac{C_1}{2 \cdot C_0}\right)$
(développement limité $(1 + \epsilon)_n = 1 + n \cdot \epsilon$)

Si on ne néglige pas R₁, Fr et Fa ne varient que de quelques hertz (devant le MHz !). Ainsi, on peut négliger R₁ pour le calcul de la partie imaginaire de Z₂. [2]

♦ Allure de la partie réelle de Z₂:



II.4.4. Capacité de charge et décalage en fréquence

Lors de la fabrication d'un quartz, la fréquence désirée ne pourra être obtenue qu'avec une précision limitée (tolérances de fabrication). Dans un oscillateur, il est donc nécessaire d'introduire une capacité de charge $C1$ qui va permettre d'ajuster la fréquence de fonctionnement $F1$ à la fréquence nominale.

Extrait de la documentation du constructeur R.T.C: résonateurs et oscillateurs à quartz

Caractéristiques principales:

Fréquence nominale → 1000,000 KHz

Mode de vibration → fondamental

Caractéristiques électriques

Fréquence de résonance → FL 1000,000khz

avec une capacité de charge CL 20 pF

$C1$ typ → 9 fF

$C0$ typ → 3,5 pF

Les valeurs normalisées des capacités de charge pour les quartzs fonctionnant sur le mode fondamental sont: 20 pF, 30 pF, 50 pF, 100 pF [2]

◆Influence de la capacité de charge:

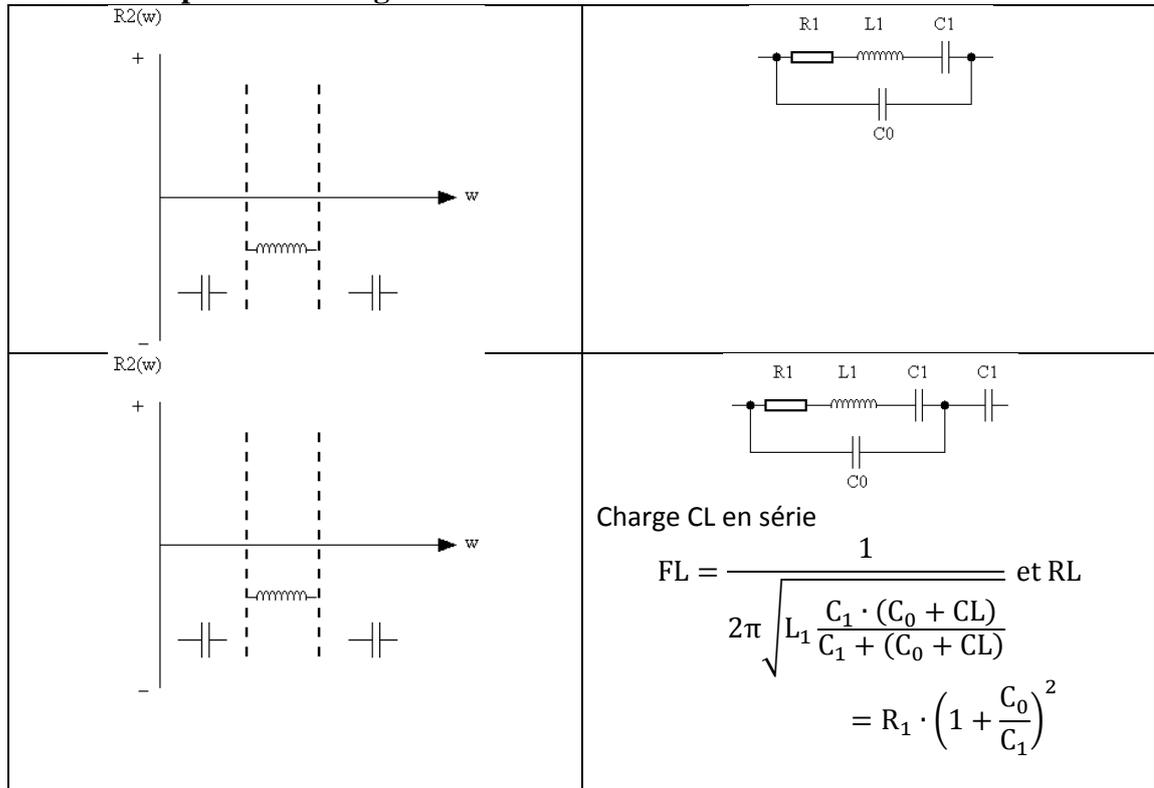


Figure II.15. Influence de la capacité de charge [2]

II.4.5. Application pratique du QUARTZ (circuit oscillateur à QUARTZ)

Pour cette application, on utilise le model du oscillateur COLPITTS. Mais d'abord, on va étudier, étape par étape, les modèles initiales avant de traiter l'oscillateur à quartz. Ainsi, on utilise le quartz (1.8432MHz) qui génère un signal sinusoïdal d'une fréquence de 1.8432 Méga hertz.

Le schéma de base de l'oscillateur COLPITTS est donné à la figure ... (a). Dans le schéma (b) la stabilité est améliorée en remplaçant l'inductance par un oscillateur quartz « parallèle » travaillant, avec une capacité de charge, en mode fondamental.

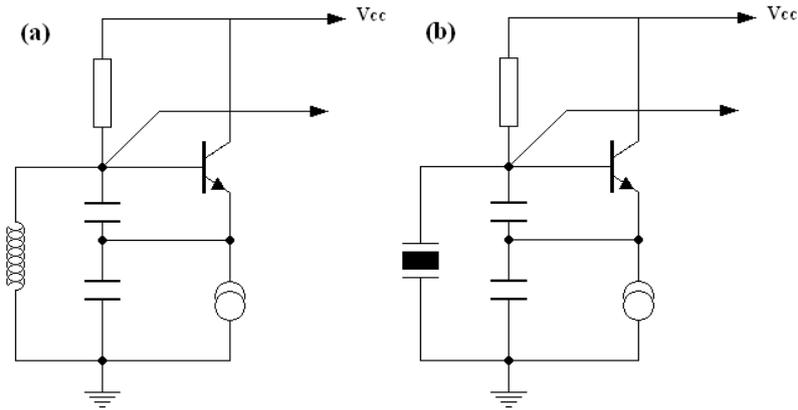


Figure II.16. (a) Schéma de base de l'oscillateur COLPITTS. (b) oscillateur COLPITTS avec un oscillateur quartz.

- Construction de l'oscillateur COLPITTS :

II.4.5.a. Réseau de réaction avec inductance : condition d'oscillation

Le schéma de base de l'oscillateur COLPITTS et son schéma équivalent aux « petits signaux » en boucle ouverte sont donnés aux figures... a et b. le schéma équivalent du transistor T est un schéma simplifié, en entrée, une résistance r_{be} en parallèle avec une capacité C_{be} , en sortie, un générateur de courant $\beta \cdot i_b$. La capacité C_{be} est en parallèle avec la capacité C'_3 du réseau de réaction, on pose :

$C_3 = C'_3 + C_{be}$. R_e est la résistance interne du générateur de courant I.

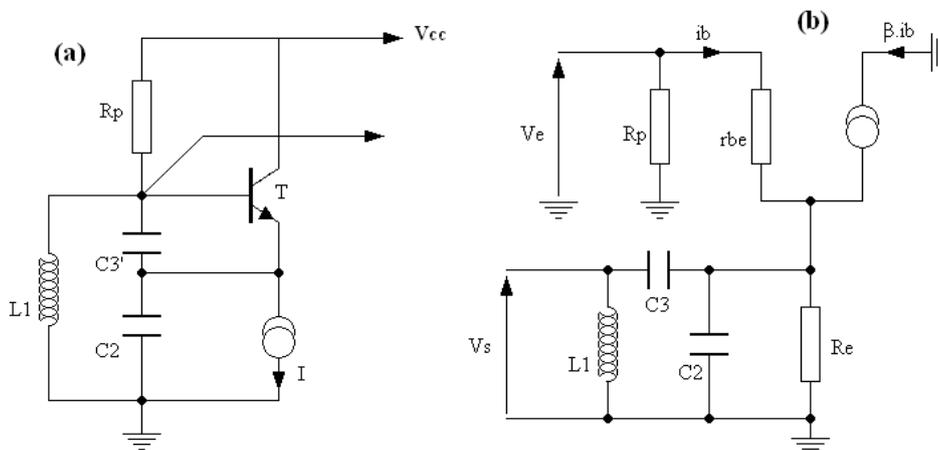


Figure II.17. (a) Oscillateur COLPITTS avec inductance. (b) schéma électrique équivalent aux « petits signaux » pour l'étude du gain en boucle ouverte.

Le gain en boucle ouverte $K(j\omega) = \frac{V_s}{V_e}$ se met sous forme :

$$K(j\omega) = \frac{(1 + \beta)R_e}{(r_{be} + (1 + \beta)R_e) \left(1 + \frac{Z_3}{Z_1}\right) + R_e r_{be} \left(\frac{Z_1 + Z_2 + Z_3}{Z_2 Z_1}\right)}$$

Avec $Z_1=jL_1\omega$, $Z_2 = \frac{1}{jC_2\omega}$, $Z_3 = \frac{1}{jC_3\omega}$. Le rapport $\frac{Z_3}{Z_1}$ est réel, il s'ensuit que la fréquence f_{osc} des oscillations est donnée par :

$$Z_1 + Z_2 + Z_3 = 0, \text{ soit: } f_{osc} = \frac{1}{2\pi \sqrt{L_1 \frac{C_2 C_3}{(C_2 + C_3)}}}$$

La condition sur le gain s'écrit :

$$\frac{(1 + \beta)R_e}{(r_{be} + (1 + \beta)R_e)} \left(1 + \frac{C_2}{C_3}\right) = 1, \text{ soit: } \frac{C_2}{C_3} \approx \frac{r_{be}}{\beta R_e}$$

D'après la relation ..., la fréquence f_{osc} dépend des caractéristiques de l'amplificateur et du câblage via les capacités C_e , C_2' et C_3 . Il est possible d'améliorer la stabilité de l'oscillateur en plaçant une capacité C_1 en série avec l'inductance L_1 .

II.4.5.b. Réseau de réaction avec inductance et capacité

Le gain $K(j\omega)$ est inchangé, impédance Z_1 s'écrit maintenant $Z_1 = j \left(L_1\omega - \frac{1}{C_1\omega} \right)$, le rapport $\frac{Z_3}{Z_1}$ reste réel, il s'ensuit que f_{osc} est encore donnée par :

$$Z_1 + Z_2 + Z_3 = 0, \text{ soit: } f_{osc} = \frac{1}{2\pi \sqrt{L_1 C_{eq}}} \text{ avec } \frac{1}{C_{eq}} = \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} + \frac{1}{C_3}$$

La condition sur le gain reste inchangée.

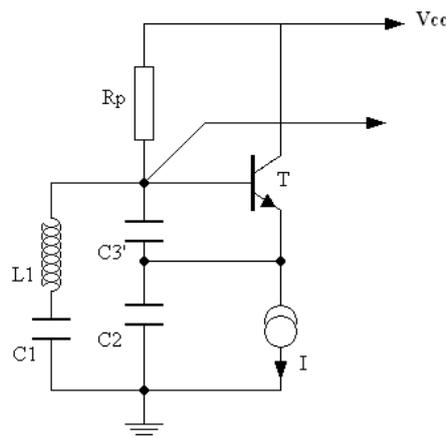


Figure II.18. L'inductance du réseau de réaction est remplacée par une inductance L_1 en série avec une capacité C_1

La fréquence f_{osc} dépend encore des caractéristiques de l'amplificateur mais l'effet de celui-ci peut être pratiquement éliminé si la capacité C_1 est telle que : $C_1 \ll C_2$ et C_3 , en effet,

dans ce cas la fréquence d'oscillation est quasiment égale à la fréquence de résonance série $\frac{1}{2\pi\sqrt{L_1C_1}}$ du circuit L_1C_1 : $f_{osc} \approx \frac{1}{2\pi\sqrt{L_1C_1}}$.

Comme l'oscillateur de PIERCE, un oscillateur piézoélectrique est tout désigné pour remplacer le circuit L_1C_1 . On étudie maintenant le montage avec oscillateur QUARTZ « parallèle » en mode fondamentale et en mode harmonique.

II.4.5.c. Réseau de réaction avec oscillateur quartz « parallèle » en mode fondamentale

Pour une fréquence f_{osc} faible, on peut utiliser un résonateur (oscillateur quartz) travaillant en mode fondamental. Le montage désigné est tout naturellement celui dans lequel on remplace circuit L_1C_1 par le résonateur. Dans ce montage le résonateur se comporte comme une inductance, en conséquence il faut choisir un résonateur « parallèle » de fréquence nominale prévu pour travailler.

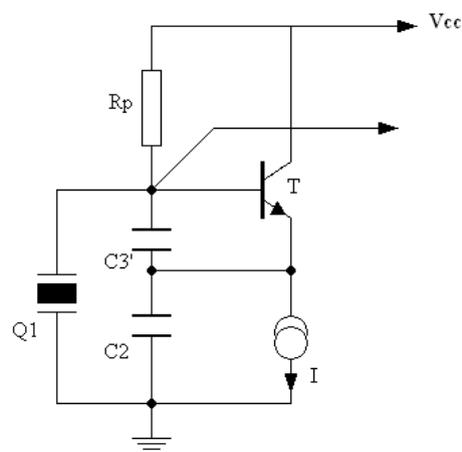


Figure II.19. Oscillateur COLPITTS avec oscillateur quartz parallèle en mode fondamental « théorique »

Capacité C_{bc} de T_1 qui se met en parallèle sur Q_1 , de la capacité d'entrée du montage adaptateur et des capacités du câblage, toutes ces capacités ont tendance à diminuer la fréquence f_{osc} de l'oscillateur.

III. Etage de détection :

L'étage de détection concerne, la détection des variations d'inductance dues aux variations de volume. Cette détection se fait à travers la mesure de la tension aux bornes de la bobine qui a été excitée par un courant électrique de valeur crête à crête constante. Cette tension va varier en amplitude en fonction de la variation de volume lors de la respiration et par conséquent constitue l'information recherchée. L'information est alors portée sur l'amplitude, par conséquent le circuit approprié pour la détection serait un détecteur de crêtes. Ce signal une fois détecté, sera amplifié pour être ensuite digitalisé et traité par processeur.

Redresseurs et détecteurs de crêtes

Détecter une information portée sur l'amplitude d'une porteuse, revient d'abord à faire un redressement suivie d'une détection de crêtes. C'est le principe de base d'un démodulateur AM. Il existe différents circuits de redressement allant du simple circuit faisant appel à une

seule diode et une seule résistance, jusqu'aux circuits faisant appel à éventuellement plusieurs diodes et des composants actifs tel que les amplis op pour réduire l'effet des tensions seuils des diodes.

III.1. REDRESSEURS DE BASE

Les redresseurs de base ont été conçus avec des diodes. (Voir La figure II.20) elle montre un circuit simple série, tirée par une source de courant alternatif. Lorsque la diode est polarisée en inverse, elle agit comme un dispositif très haute impédance. Figure1 montre un redresseur alternance négative. Il génère près de la pleine tension d'entrée à travers la diode lorsque polarisée en inverse. Un circuit similaire à la figure2 montre une demi-onde positive redresseuse. Si un redresseur pleine-onde est souhaitée, plus diodes doit être utilisé pour configurer un pont, comme le montre Figure 3. Le signal d'entrée doit être supérieur à la tension aux bornes de la diode pour faire en sorte que la diode est polarisée en direct. [4]

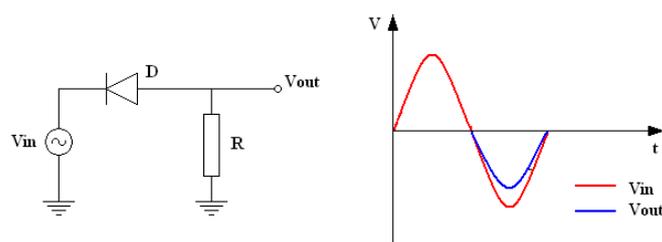


FIGURE II.20: redresseur demi-onde Négatif. [4]

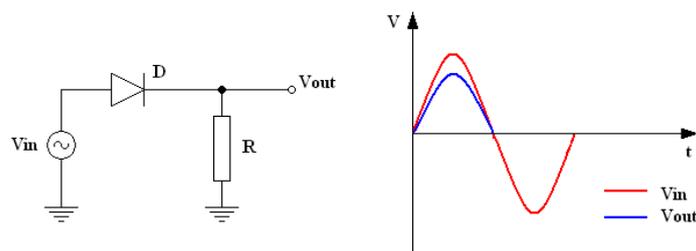


FIGURE II.21: redresseur demi-onde Positif. [4]

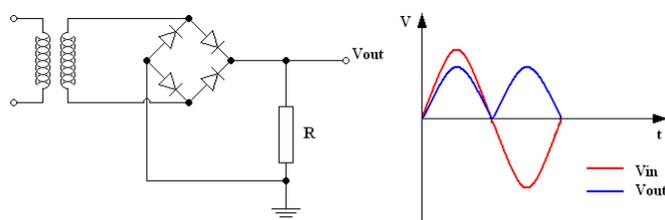
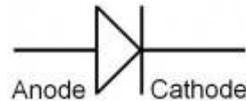


FIGURE II.22: redresseur au pont de GRAETZ. (Pont des diodes) [4]

SÉLECTION DE LA DIODE

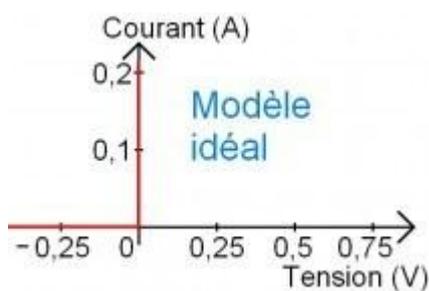
Lors du choix de la diode, le plus important les paramètres sont le courant maximal de l'avant, et

la tension de crête inverse de la diode. La pic de tension inverse est la tension maximale de la diode peut supporter quand elle est polarisée en inverse. Si cette tension est dépassée, la diode peut être détruite. La diode doit avoir une coté tension inverse de crête qui est plus élevé à la tension maximale appliquée dans une application.



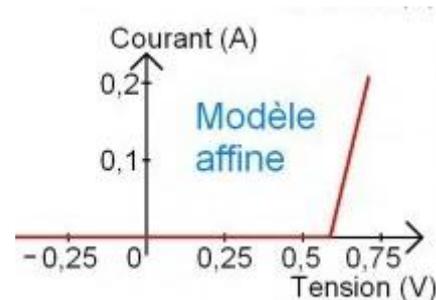
Lorsque le courant va de l'anode vers la cathode, c'est le sens passant. La diode se comporte idéalement comme un fil. Dans le sens inverse, c'est un interrupteur ouvert.

Différents modèles de la diode peuvent être utilisés selon la précision souhaitée. Les 4 modèles sont valables en régime établi, et ne tiennent pas compte des capacités parasites (parallèles). Ces capacités limitent l'utilisation à haute fréquence et permettent de décrire les temps de commutation et l'énergie perdue à la commutation. [III]



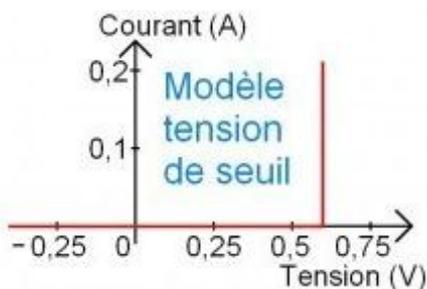
Modèle idéal [III]

Sens passant : la diode est un fil (tension nulle)
Sens bloqué : la diode est un circuit ouvert (courant nul)



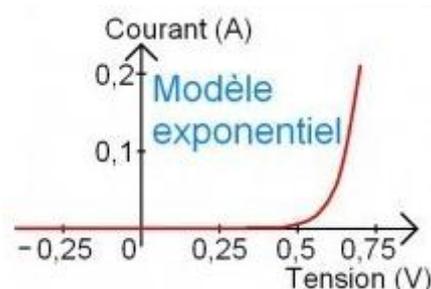
Modèle affine [III]

Sens passant : la chute de tension est une fonction affine du courant direct.



Modèle avec tension de seuil [III]

Sens passant : la diode crée une chute de tension de 0.6V (valeur ne dépendant pas du courant)



Modèle exponentiel [III]

Sens passant : la chute de tension aux bornes de la diode est une fonction du courant direct.

Ces 4 modèles sont classés du plus grossier au plus précis.

Modèle idéal : simple, qualitatif, permet de comprendre vite un schéma électronique

Modèle avec tension de seuil : évaluer les chutes de tension aux bornes des diodes. On peut modéliser la diode passante comme un générateur de tension de 0.6V (ou 0.7V selon les auteurs...).

Modèle affine : on peut modéliser la diode comme un générateur de tension de 0.6V en série avec une résistance (résistance des contacts métal-silicium au sein de la diode). Ceci décrit l'augmentation de la chute de tension quand le courant augmente. Ce modèle est valable aux courants élevés.

Modèle exponentiel : ce modèle est à utiliser lorsque le courant est faible et que le point de fonctionnement se trouve dans le "coude". On remarque la forte variation de pente dans ce coude (variation de résistance dynamique). Aux forts courants, c'est le modèle affine qui est prépondérant (la résistance dynamique de la jonction PN devient faible face à la résistance des contacts).

Pour étudier qualitativement le comportement d'un circuit, le modèle idéal suffit dans le cas de la commutation. La tension de seuil est souvent utilisée pour évaluer des pertes énergétiques ou des chutes de tension. Le modèle affine est un peu plus précis. Le modèle exponentiel est surtout utile quand on est dans le "coude". [III]

En pratique, on pourra choisir différents types de diodes selon les applications :

- **Diode standard**

Ancienne et économique, la diode à jonction PN classique est idéale pour le redressement du 50Hz (secteur ou secondaire de transfo 50Hz). Les séries 1N400x (1A) ou 1N540x (3A) sont très connues, de même que pour le signal, la 1N4148, adaptée en LL4148 ou TS4148 pour le montage CMS. [III]

- **Diode rapide**

Il existe des diodes supportant des centaines de volts tout en étant rapides et ainsi adaptées aux alimentations à découpage. Ces diodes s'appellent "fast recovery" ou "ultra fast recovery". Leur chute de tension est voisine des diodes standard, mais pour les tensions élevées (50V à 500V par exemple), la perte énergétique que constitue la chute de tension reste négligeable. Les séries BYV ou MUR sont utilisées dans le domaine. Le temps de recouvrement (recovery time) est un paramètre critique pour les hautes fréquences.

- **Diode Schottky**

Une **diode Schottky** (nommée d'après le physicien allemand Walter H. Schottky) est une diode qui a un seuil de tension directe très bas et un temps de commutation très rapide.

Ceci permet la détection des signaux HF faibles et hyperfréquences, la rendant utile par exemple en radioastronomie [I]. On l'utilise aussi pour sa capacité à laisser transiter de relativement fortes intensités pour le redressement de puissance.

Une diode Schottky utilise une jonction métal-semi-conducteur (au lieu d'une jonction p-n comme les diodes conventionnelles). Alors que les diodes standard en silicium ont une tension de seuil d'environ 0.6 volt, les diodes Schottky ont une tension de seuil (pour un courant de polarisation directe d'environ 1 mA) dans la gamme de 0.15V à 0.45 V, ce qui les rend utiles en limitation de tension et en prévention de saturation des transistors. Elles sont également très appréciées comme diodes de commutation (électronique de puissance) du fait de l'absence totale de phénomène de recouvrement inverse de charge.

Les inconvénients de ces diodes par rapport aux diodes à jonction p-n sont une tension de claquage en inverse beaucoup plus faible (40V pour une diode SCHOTTKY standard), un courant en polarisation inverse plus élevé, ainsi qu'une plage de fonctionnement en température moins importante. Malgré les progrès effectués, ces diodes sont donc plus fragiles dans ces conditions. [II]

III.2. Redresseurs actifs

Le plus simple amplificateur opérationnel redresseur demi-onde (voir Figure II.25). Lorsque le VIN est positif, la diode est polarisée en directe, le signal peut être trouvé sur la charge RL. Quand le VIN est négatif, la diode est non conductrice, et le signal de sortie est la masse (0V). Le gros avantage de ce circuit est représenté par la tension de seuil faible et la linéarité. Ceci est plus pratique que les redresseurs de base, puisque ce circuit est capable de corriger les signaux inférieurs au seuil de diode tension. [4]

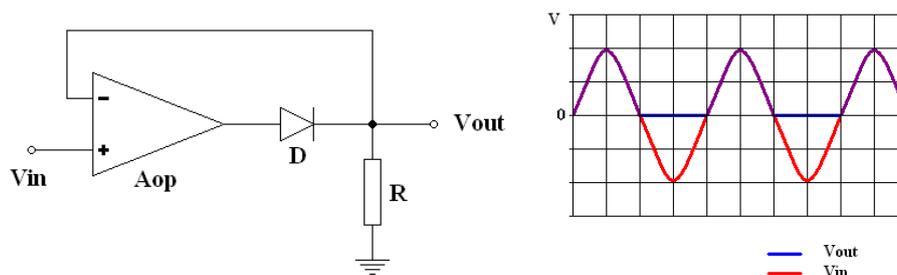


FIGURE II.23: AOP redresseur demi-onde. [4]

En fait, le seuil réel de la diode est très proche de zéro, mais elle n'est pas nulle. Elle est égale au seuil réel de la diode divisée par le gain de l'amplificateur opérationnel.

Cette configuration de base a un problème de sorte qu'elle n'est pas couramment utilisée: lorsque l'entrée devient (même légèrement) négative, l'amplificateur opérationnel fonctionne en boucle ouverte, car il n'y a pas de signal de retour à travers la diode. Avec un amplificateur typique avec un gain en boucle ouverte très grand, la sortie sature. Si l'entrée devient alors à

nouveau positif, l'ampli-op doit sortir de l'état saturé avant l'amplification positive peut avoir lieu à nouveau. [4]

- *Amélioration de circuit*

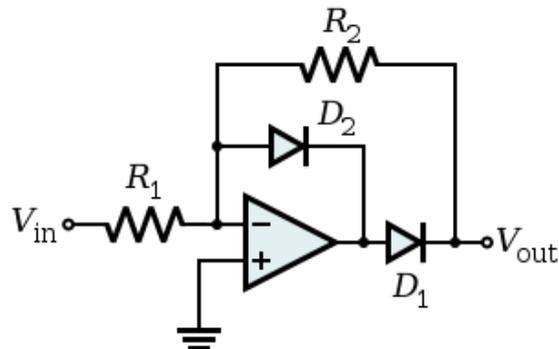


Figure .II.24. Un circuit redresseur de précision améliorée. [II]

Dans ce cas, lorsque l'entrée est supérieure à zéro, D1 et D2 est moins est activée, de sorte que la sortie est nulle, car d'un côté de R_2 est reliée à la masse virtuelle, et il n'y a pas de courant à travers elle. Lorsque l'entrée est inférieure à zéro, D1 et D2 sont ON et OFF, et la sortie est l'entrée comme à une amplification de $-R_2/R_1$. Sa relation d'entrée-sortie est le suivant:

Ce circuit présente l'avantage que l'ampli-op ne va jamais en saturation,

III.3. Détecteur de crêtes

Pour obtenir l'enveloppe ou encore les crêtes, il suffit de mettre un condensateur en parallèle avec la charge dans les circuits redresseurs décrits ci-dessous. Le choix de ce condensateur (plus particulièrement le choix de la constante de temps $\tau = RC$ est important). Il doit être choisi tel que RC doit être très grande par rapport à la fréquence du signal redressé et ceci pour filtrer cette fréquence.

L'enveloppe une fois détectée est amplifiée. L'amplificateur peut être un simple amplificateur inverseur avec un gain convenablement choisi pour permettre une bonne mise en forme et garantir une bonne conversion analogique numérique (avec une résolution correcte).

IV. Traitement numérique sur ordinateur

Le signal détecté, qui en fait traduit les variations dues aux variations du volume pulmonaire, peut être digitalisé puis acquis à travers une entrée/sortie pour être traité par microprocesseur.

La digitalisation peut être réalisée à travers une phase d'échantillonnage en utilisant un échantillonneur/boqueur et une quantification à travers un convertisseur analogique/digital. Un choix approprié de la fréquence d'échantillonnage f_e doit être fait, cette fréquence doit satisfaire la condition de SHANNON tel que f_e doit supérieure ou égale à deux fois la fréquence utile du signal.

Pour la conversion analogique/digital la résolution ainsi que le temps de conversion sont deux critères de choix.

L'acquisition peut être à travers des entrées/sorties parallèles programmables ou encore série.

Conclusion

Dans ce chapitre, une étude descriptive des différents blocs pouvant constituer un dispositif de mesure de volume d'air par pléthysmographie à inductance a été faite. Une description assez détaillée de la bobine ainsi que les oscillateurs était menée. Ceci du fait que la bobine constitue l'élément de base dans cette technique et que les oscillateurs sont des circuits fondamentaux pour générer des sources de courants dans ces applications. La partie détection a été aussi détaillée mettant en exergue le choix de circuit pour améliorer cette détection. En fin en dernière partie de ce chapitre l'approche générale pour l'acquisition du signal en vue d'un traitement numérique a été présentée.

Dans le chapitre qui suit une description des circuits réalisés et des mesures faites sont présentées.

CHAPITRE III

Etude des circuits et mesures

Introduction

Dans ce chapitre la réalisation dans ce projet est décrite et étudiée. Il s'agit d'une réalisation permettant la détection des variations des volumes pulmonaires en exploitant la technique de pléthysmographie par inductance. L'approche adoptée pour réaliser ce circuit est celle qui a été décrite dans le chapitre précédent à savoir :

- un capteur réalisé utilisant une inductance,
- une source d'excitation réalisée en utilisant un oscillateur, et
- un circuit de détection réalisé en utilisant un détecteur de crête.

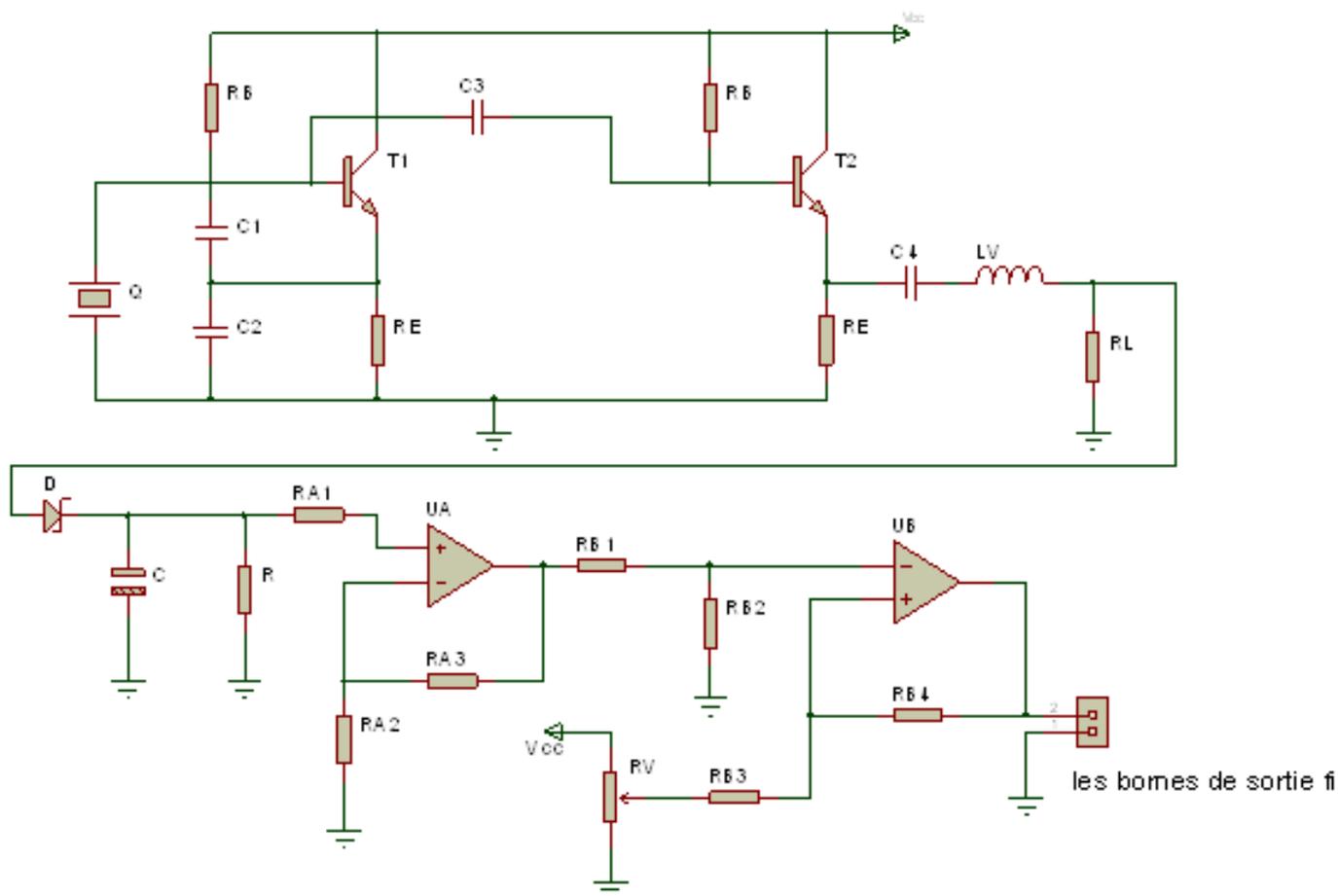


Figure III.1. Le schéma du circuit réalisé

I. Etude du circuit réalisé

I.1. Etage du capteur à inductance

Il s'agit de réaliser un capteur à base d'une inductance (voir figure 3.2 ci-dessous). En fait la réalisation est telle qu'une bobine présentant un nombre de spires suffisants, plus de 100 spires a été disposée sur une bande élastique de longueur lui permettant d'être mise autour de la poitrine. Sous l'effet de la respiration les spires vont changer de section et par conséquent la valeur de l'inductance va changer (voir chapitre précédent). Pour détecter cette variation à travers la résistance de charge R_L , un courant constant est appliqué à la bobine. Ce courant est généré à travers un circuit oscillateur.

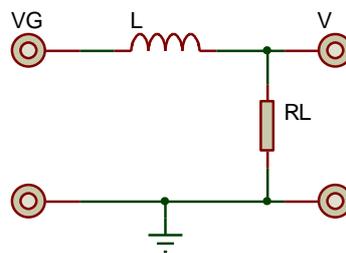


Figure III.2. Etage du capteur à inductance

I.2. Etude du circuit d'excitation : la source de courant :

Cependant pour détecter une valeur mesurable, il est important de choisir convenablement la fréquence de l'oscillateur sachant que le circuit LR est aussi un filtre passe bas. Par rapport à la valeur de la bobine qui a été réalisée, des fréquences de kilos hertz ne permettent pas d'activer le circuit. Le choix de la fréquence d'oscillation est porté sur une valeur supérieure au MHz.

Avant tous expliquant le rôle d'un filtre passe bas. Il est simple ; il laisse passer des fréquences inférieures à la fréquence de Coupure du circuit. Après cette fréquence, la valeur du signal de sortie va diminuer par rapport à l'entrée. Ainsi pour une même fréquence, tout changement de L va entrainer un changement de la valeur de la fréquence de coupure. Alors pour un oscillateur qui génère un signal avec une fréquence stable, on obtient deux valeurs qui correspondent à la forme de la bobine (si c'est en mode repos c'est-à-dire sans étirement de la bobine en mode inspiration avec un étirement de la bobine). (Voir figure III.3)

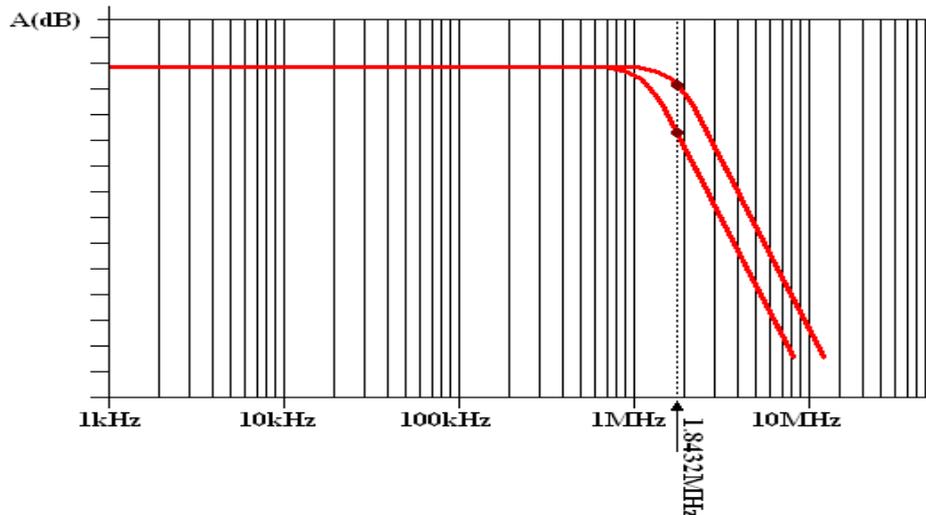


Figure III.3. Le gain en fonction logarithmique de fréquence

Comme cela était décrit dans le chapitre précédent, l'oscillateur à quartz permet de générer des fréquences stables. Il a été choisi dans notre réalisation (voir figure III.4). C'est un oscillateur colpitts avec résonateur parallèle en mode fondamental.

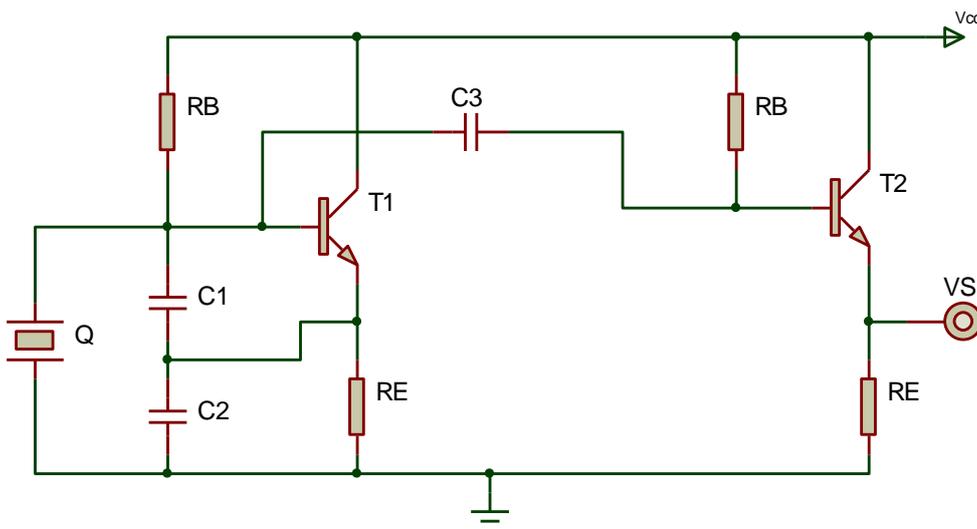


Figure III.4. Oscillateur COLPITTS avec résonateur « parallèle » en mode fondamental

L'oscillateur COLPITTS avec résonateur est suivi d'un étage adaptateur de type collecteur commun à forte impédance d'entrée et faible impédance de sortie. Les transistors T_1 et T_2 sont des 2N2222 dont le gain statique β en courant et la fréquence de transistor sont voisins de 100 et 300MHz respectivement. Le résonateur « parallèle » Q, de fréquence nominale 1.8432MKz.

Cependant la fréquence f_{osc} est inférieure d'une centaine d'hertz à la fréquence attendue. Ceci est normal compte tenu qu'il ya d'autres capacités du montage. En effet il faut tenir compte de la capacité de C_{bc} de T_1 qui se met en parallèle sur Q, de la capacité d'entrée du montage adaptateur et des capacités du câblage, toutes ces capacités ont tendance à diminuer la fréquence f_{osc} des oscillations.

I.3. Etude du Circuit de détection :

La détection des variations relatives aux variations de volume, est réalisée en deux phases :

-La détection du signal informationnel traduisant les variations de l'inductance à travers la détection de l'enveloppe du signal mesuré aux bornes de la bobine

-l'amplification de ce signal détecté.

Détection du signal informationnel:

Le signal informationnel $U'(t)$ est porté par l'amplitude du signal d'excitation $U_m(t)$. Pour le détecter un démodulateur d'amplitude est réalisé. Il s'agit en fait d'un simple détecteur d'enveloppe (voir figure III.5).

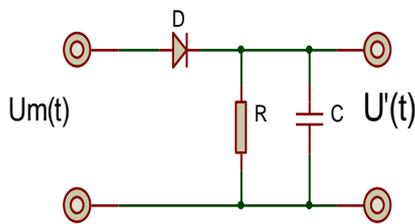


Figure III.5. Le montage détecteur d'enveloppe {diode – dipôle RC parallèle} [5]

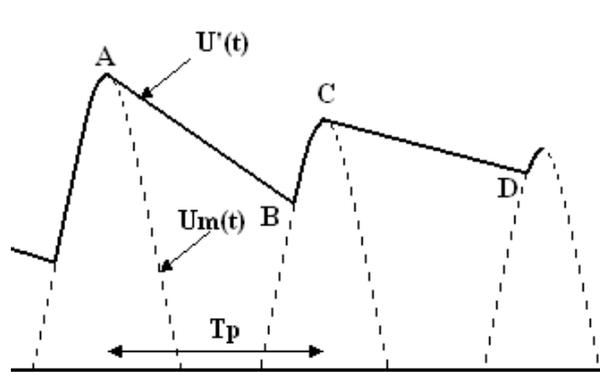


Figure III.6. Principe de fonctionnement d'un détecteur d'enveloppe [5]

En effet,

- De A à B, $u'(t) > u_m(t)$: la diode est donc bloquée et se comporte comme un interrupteur ouvert. Le montage détecteur d'enveloppe est alors équivalent à un circuit RC en décharge. Ainsi le condensateur se décharge dans la résistance R avec une constante de temps $\tau = RC$. La tension $u'(t)$ décroît lentement.
- Au point B : $u'(t) = u_m(t)$. De B à C la diode est passante et se comporte comme un interrupteur fermé. La tension $u'(t)$ suit donc l'évolution de la tension $u_m(t)$. Le condensateur se charge de façon quasi-instantanée car il n'y a pas de résistance dans la branche contenant le condensateur ($\tau \rightarrow 0$).
- De C à D, le condensateur se décharge à nouveau lentement avec la constante de temps $\tau = RC$ et ainsi de suite.

On récupère ainsi de proche en proche l'enveloppe du signal modulé, c'est-à-dire le signal informatif décalé. [5]

I.4 Amplification du signal détecté :

L'amplification de ce signal est réalisée en deux étapes : une première amplification (pré-amplification) à travers un amplificateur non inverseur et deuxième amplification à travers un amplificateur de différence.

I.4.1. Pré-amplification

Le signal à amplifier (voir figure III.7) est appliqué sur l'entrée +. Pour diminuer l'influence des courants d'entrée, on ajoute sur cette entrée une résistance $R_0=R_1/R_2$. Avec un amplificateur idéal, il est utile de la prendre en compte puisque le courant qui la traverse est nul. On a donc : $V^+=V_e$.

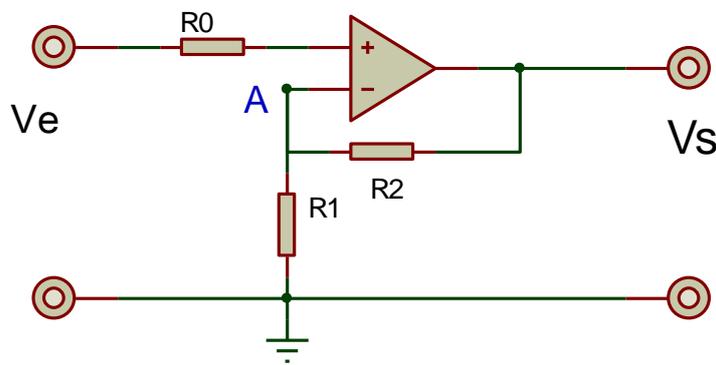


Figure III.7. Amplificateur à AOP non-inverseur [6]

Comme la réaction est négative, on peut écrire que : $V^+=V^-=V_A$. Le courant d'entrée étant négligeable, l'application du théorème de Millman au point A donne :

$$V_A = \frac{V_S/R_2 + 0/R_1}{1/R_2 + 1/R_1} = V_E$$

On en déduit : $V_S = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \cdot V_E$

Le gain est positif et toujours supérieur à 1. Avec un amplificateur opérationnel idéal l'impédance d'entrée est infinie.

- Si la tension d'entrée V_E est trop grande, il y aura saturation de la sortie : la relation précédente n'est valable que si $V_S < V_{SAT}$.
- La fréquence du signal d'entrée doit être inférieure à une fréquence limite qui est fonction du gain. Par exemple avec un amplificateur de produit gain-bande passante égal à 20MHz, et un rapport R_2/R_1 égale à 100, la fréquence de coupure sera voisine de 20kHz. [6]

I.4.2. Amplificateur différentiel

L'amplificateur différentiel est nécessaire pour ajuster une tension de sortie entièrement positive.

A cause des problèmes de saturation il est impossible d'utiliser directement un amplificateur opérationnel comme amplificateur différentiel. Comme il n'y a pas de courant prélevé par l'entrée non-inverseuse, R_1 et R_2 constituent un diviseur de tension pour V_2 : $I_0 = \frac{V_2}{(R_1+R_2)}$. [6]

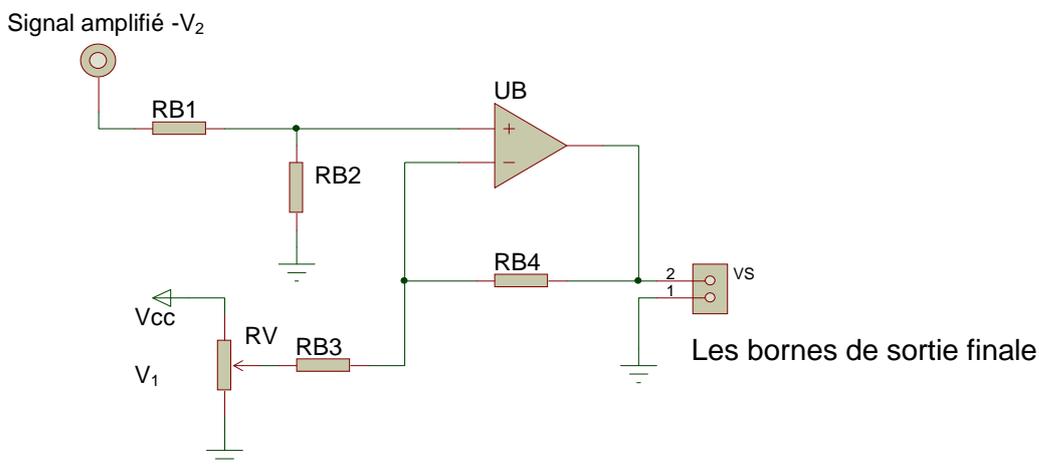


Figure III.8. Amplificateur différentiel [6]

On tire : $V^+ = V_2 \cdot \frac{RB2}{(RB1+RB2)}$.

De même, on a :

$$I = \frac{(V_s - V^-)}{RB4} = \frac{(V^- - V_1)}{RB3}$$

$$\frac{V_s}{RB4} = \frac{V^-}{RB4} + \frac{V^-}{RB3} - \frac{V_1}{RB3}$$

$$V_s = \frac{RB4}{RB3} (V_2 - V_1)$$

Ainsi en ajustant le potentiomètre RV on fixe V_1 à la tension continue sur V_2 qui va ainsi être soustraite et par conséquent uniquement la partie variable de V_2 qui va être amplifiée. [6]

II. Mesures et résultats :

II.1. mesures sur l'oscillateur

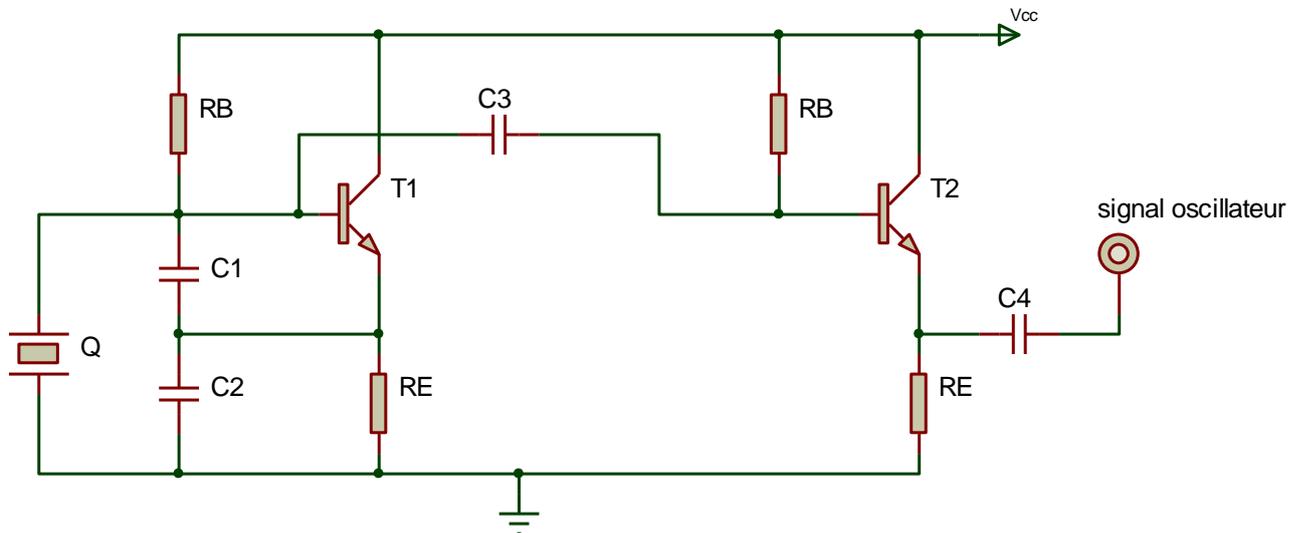
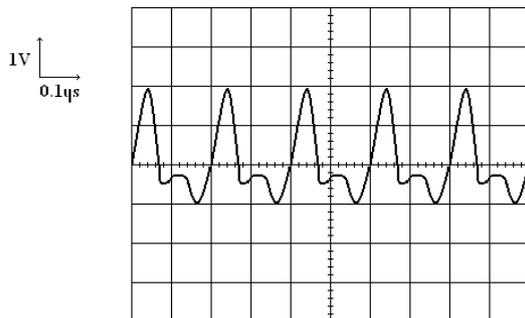


Figure III.9. L'oscillateur COLPITTS avec oscillateur à quartz

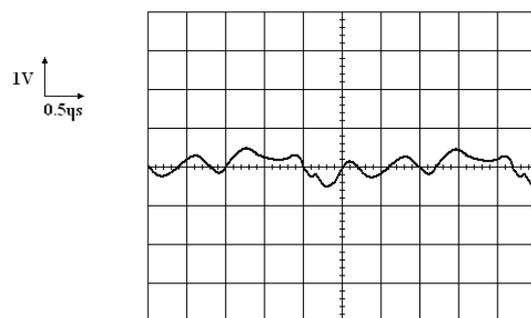
Signal sur la plaque d'essais



L'oscillateur génère une fréquence d'oscillation de 5Mhz, et amplitude crête à crête de 3v

EXPLCATION : il semble absurde d'avoir une 5MHz avec un oscillateur de quartz qui génère une fréquence de 1.8Mhz. la raison c'est les oscilloscopes du laboratoire n'ont pas d'une précision. La mauvaise utilisation de cet appareil et le vieux modèle, avec les erreurs humaines engendre ces résultats qui ne coïncidence pas avec l'étude théorique connu.

Signal sur le circuit final



Compte tenu de la charge le signal d'excitation est à la même fréquence de 370khz mais atténué et bruité avec du 50Hz. EXPLCATION : la même chose pour ce cas là, la différence c'est que l'étape de soudure et la qualité de la plaque du circuit influent sur la forme du signal avec, bien sûr, l'atténuation et le bruitage du 50hz

II.2. Mesure du signal aux bornes du capteur : Signal inductance

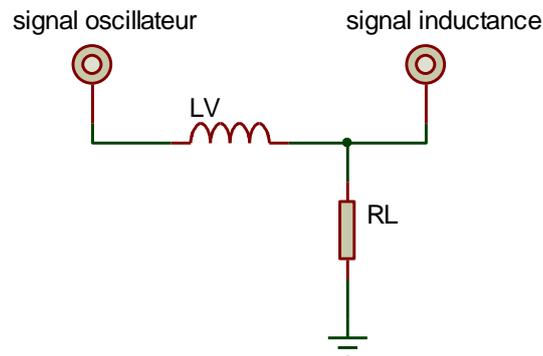
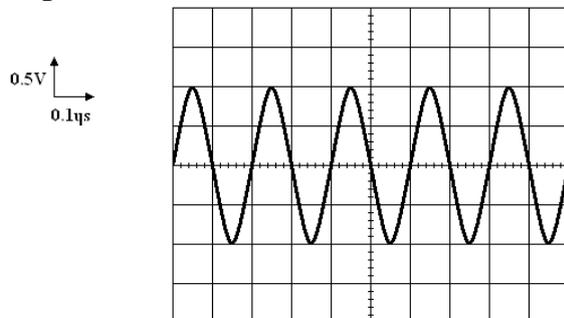


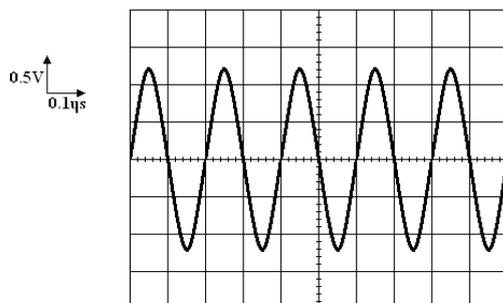
Figure III.10. Etage du capteur à inductance

Signal sur la plaque d'essais

Repos

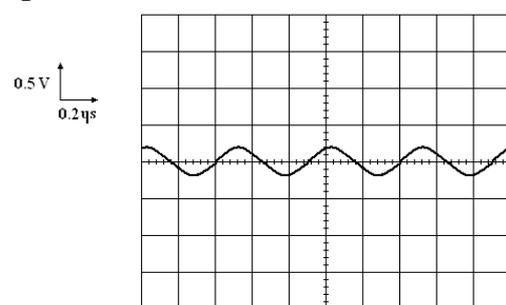


Serré

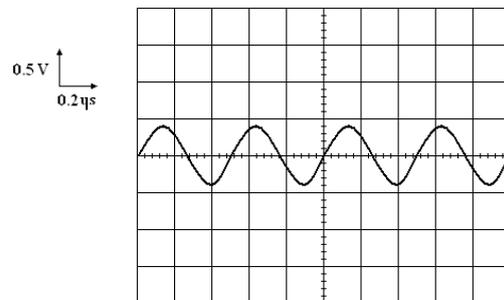


Signal sur le circuit final

Repos



Serré



- Simulation : comme on le constate, après que l'inductance va être excitée, le signal obtenu est sinusoïdale et l'amplitude est diminuée par rapport au signal de l'oscillateur. Lors du mouvement thoracique, la bobine va se dilater et changer son comportement en augmentant l'amplitude du signal d'avant.
- Résultats pratiques : c'est les mêmes résultats que dans les résultats de simulation. Juste que les valeurs sont inférieures aux résultats de la simulation.

II.3. Signal redresser et filtrer (détecteur d'enveloppe)

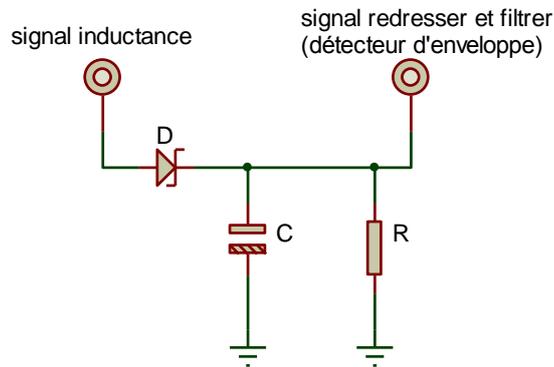
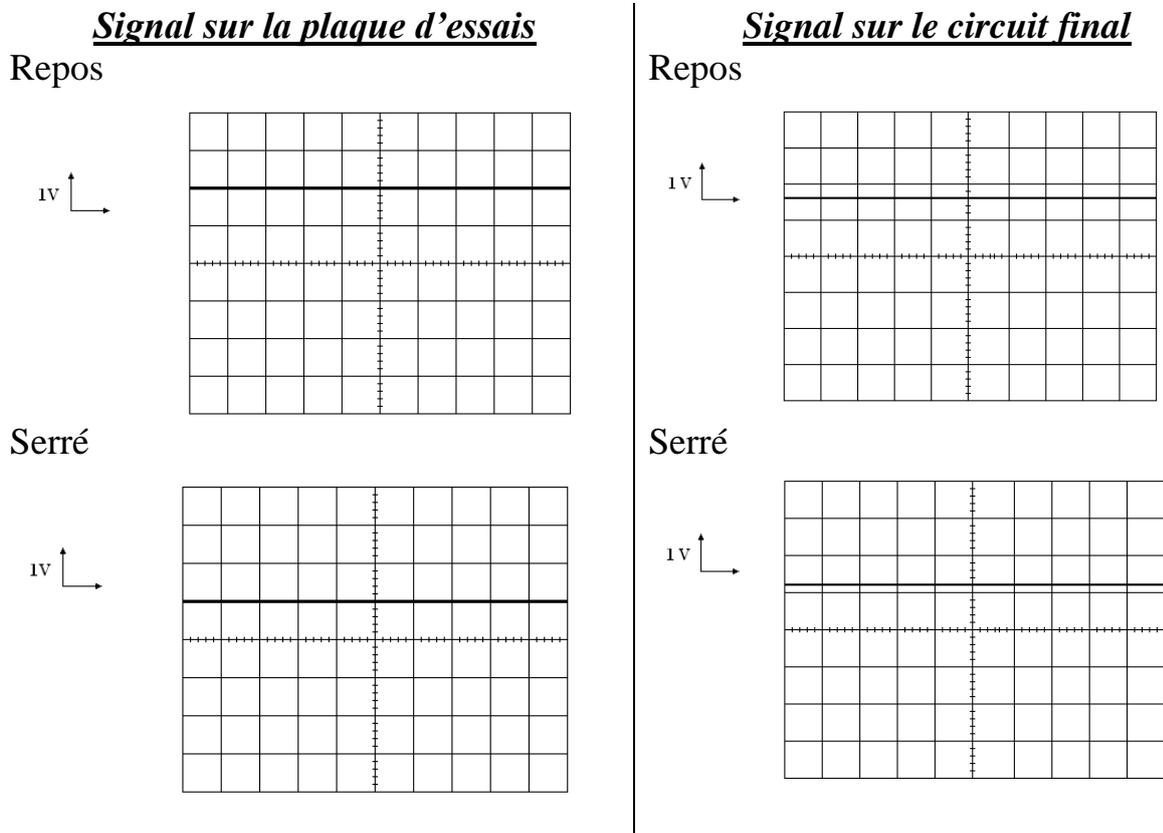


Figure III.11. Etage du redresseur et filtre (détecteur d'enveloppe)



Comme on remarque clairement, on obtient un signal continu et ça c'est à cause de deux choses : 1/ la fréquence du signal précédant est d'ordre de MHz donc la décharge du condensateur est très rapide pour voire. 2/ on a choisie capacité plus grande pour obtenir un vraie signal continue. Seulement voie là, le changement du signal redresser et inversement proportionnel au changement du signal d'inductance. (C'est le contraire que l'étude théorique du détecteur d'enveloppe.)

Remarque : on a utilisé la diode **Schottky** pour fonctionner l'étage correctement. Et que les résultats son presque les mêmes.

II.4. Signal amplifié avec un AOP non-inversé

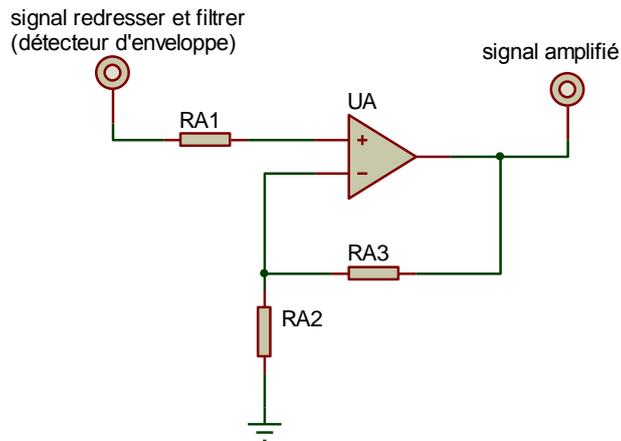
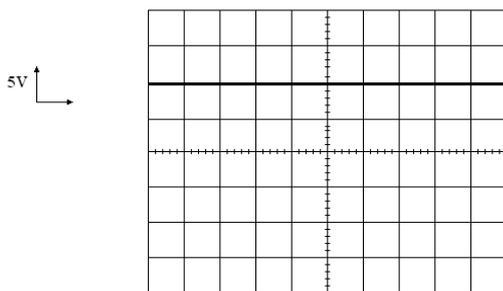


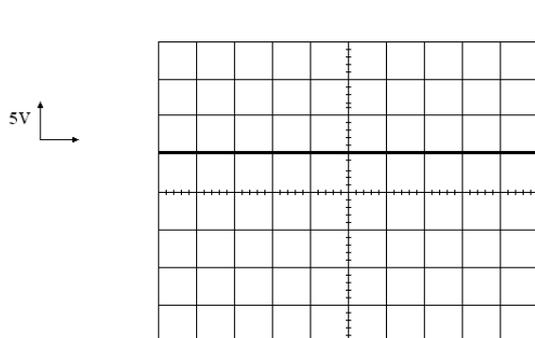
Figure III.12. Etage du redresseur et filtre (détecteur d'enveloppe)

Signal sur la plaque d'essais

Repos

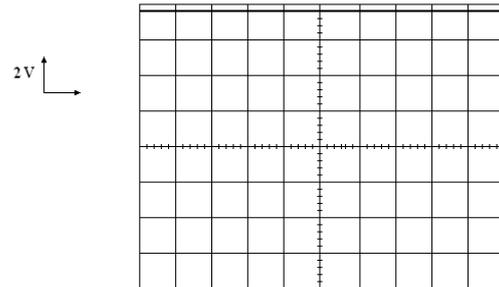


Serré

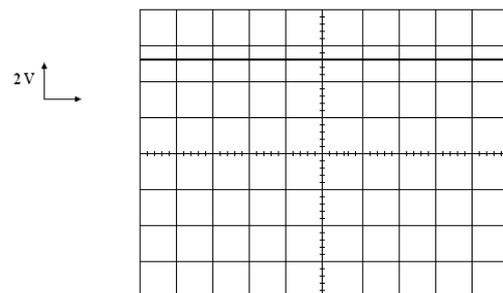


Signal sur le circuit final

Repos



Serré



Cette amplification va nous aider à avoir une tension suffisante pour l'étage suivant. Malgré la différence des valeurs, on obtient le principe d'amplification qui sert à atteindre une tension pour le prochain circuit.

II.5. Signal amplificateur différentiel.

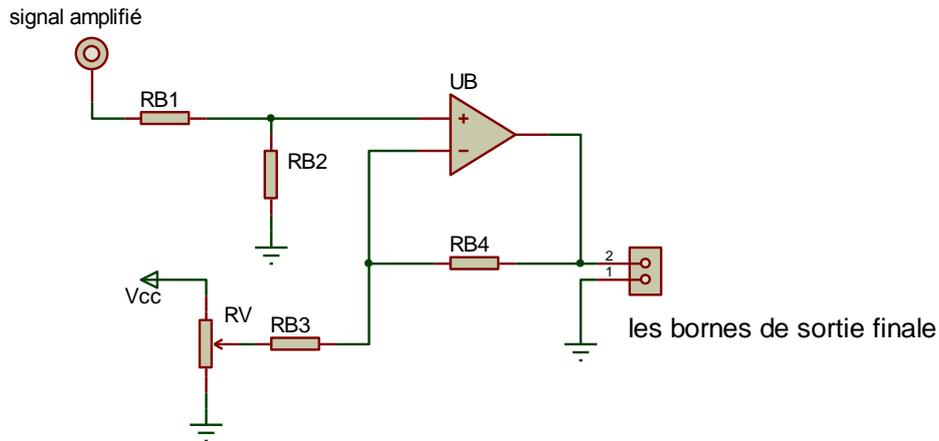
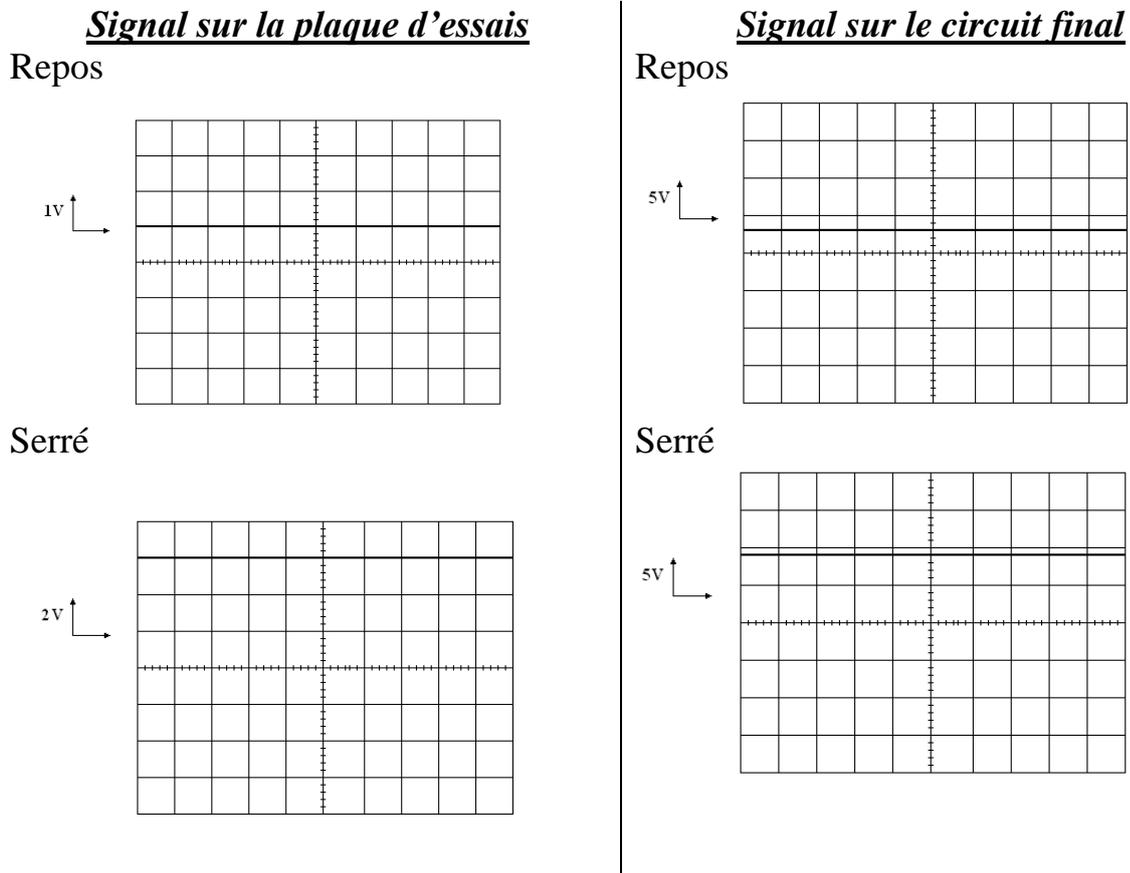


Figure III.13. Etage d'amplificateur différentiel.



Ce circuit final va faire une différence entre deux tensions, la tension amplifiée (information) et la tension de repaire. Cette différence obtenue, c'est l'information qu'on le cherche, va être amplifiée pour une tension utilisée dans d'autres applications. Seulement, les amplifications sont totalement identiques.

Remarque : $R_{B4} = 2R_{B2}$ et $R_{B3} = 2R_{B1}$. Pour obtenir une amplification de $V_S = 2 \cdot (V_+ - V_-)$. Malgré ça, le gain d'amplification change en la simulation et le pratique réel.

Conclusion

A travers ce chapitre une description pratique de la réalisation était faite. En effet, une étude descriptive de chaque bloc constituant la réalisation était présentée. Des résultats de mesures sur les différents circuits de la réalisation ont été aussi présentés et brièvement discutés.

Chapitre 4 Conclusion finale

Dans ce travail de projet de fin d'études de Master, on s'est intéressé à l'étude et la réalisation d'un dispositif pour mesurer le volume pulmonaire en utilisant la technique de pléthysmographie à inductance. C'est une technique qui fait partie des techniques d'exploration fonctionnelle respiratoire. Une description assez détaillée de la technique a été d'abord faite à travers laquelle l'anatomie de l'appareil respiratoire était initialement décrite puis les différents paramètres physiologiques mesurables ont été présentés pour enfin terminer avec les différentes techniques d'exploration fonctionnelle respiratoire. L'étude était poursuivie par une description relativement détaillée d'un dispositif permettant de mesurer le volume respiratoire avec la technique de la pléthysmographie par inductance. Cette étude a permis de décrire les différents circuits électroniques et fonctions d'électronique pouvant être exploités pour un tel dispositif. Enfin en dernier chapitre, notre réalisation était décrite et étudiée. Cette description était faite sur la réalisation du capteur jusqu'à la détection du signal informationnel. L'étude était menée sur la mesure des différents signaux générés.

En fait, ce qui a été réalisé est loin des objectifs qu'on s'est tracés initialement. En effet, il aurait fallu réaliser aussi la carte d'interface pour acquérir le signal, et faire un traitement numérique ultérieur. Ceci n'a pas été réalisé, compte tenu de circonstances relatives à mon état de santé.

Sommaire

CHAPITRE I Exploration fonctionnelle respiratoire	2
Introduction	3
I. Description	3
II. L'appareil respiratoire	5
II.1. Mécanisme et principe de la respiration	5
II.2. Circulation et échanges gazeux	6
II.3. Anatomie de l'appareil respiratoire.....	6
III. Techniques de mesure des volumes pulmonaires mobilisables et non-mobilisables.....	9
III.1. La spirométrie simple :	9
IV. Techniques de mesure de la CRF :	15
IV.1. La Dilution de l'Hélium	15
IV.2 - Rinçage de l'Azote :	16
V. Pléthysmographie pulmonaire	18
V.1. Différentes méthodes de pléthysmographie:	18
V.1.1. pléthysmographie optoélectronique	18
V.1.2. Pléthysmographie d'inductance respiratoire.....	19
Conclusion	22
CHAPITRE II Description et étude d'un dispositif de pléthysmographie à inductance	23
Introduction	24
I. Capteur de mouvements thoraciques	24
I.1. Description	25
I.2. Applications.....	25
I.3. Le dipôle bobine.....	26
I.4. Relation entre la tension et l'intensité.....	27
II. Source d'excitation.....	29
II.1. Structure générale d'un oscillateur quasi-sinusoïdal.....	29
II.1.1. description :.....	29
II.1.2. Principe de fonctionnement et condition d'oscillation (régime permanent sinusoïdal) :.....	30
II.2. Oscillateur basse fréquence : réseau de réaction RC	31
II.2.1. Généralités	31
II.2.2. Oscillateur à pont de Wien (utilisation du filtre de Wien)	31
II.3. Les oscillateurs haute fréquence : réseau de réaction LC	33
II.3.1. Généralités	33
II.3.2. Structure générale.....	33

II.4 Les oscillateurs à quartz.....	36
II.4.1. Généralités	36
II.4.2. Le quartz : composition et modélisation	37
II.4.3. Modélisation du quartz	38
II.4.4. Capacité de charge et décalage en fréquence	41
II.4.5. Application pratique du QUARTZ (circuit oscillateur à QUARTZ)	42
III. Etage de détection :.....	45
Redresseurs et détecteurs de crêtes	45
III.1. REDRESSEURS DE BASE	46
III.2. Redresseurs actifs.....	49
III.3. Détecteur de crêtes.....	50
IV. Traitement numérique sur ordinateur	50
Conclusion	51
CHAPITRE III Etude des circuits et mesures	52
Introduction	53
I. Etude du circuit réalisé	54
I.1. Etage du capteur à inductance.....	54
I.2. Etude du circuit d'excitation : la source de courant :	54
I.3. Etude du Circuit de détection :	56
I.4 Amplification du signal détecté :	57
I.4.1. Pré-amplification	57
I.4.2. Amplificateur différentiel	58
II. Mesures et résultats :	59
II.1. mesures sur l'oscillateur	59
II.2. Mesure du signal aux bornes du capteur : Signal inductance	60
II.3. Signal redresser et filtrer (détecteur d'enveloppe)	61
II.4. Signal amplifié avec un AOP non-inversé	62
II.5. Signal amplificateur différentiel.	63
Conclusion	64
Chapitre 4 Conclusion finale	64
