



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd - Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie électrique et Electronique

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par :

✚ Melle FANDI Radia.

✚ Melle LALLAM Souheyla.

Exploration Fonctionnelle Respiratoire Par Convection Thermique.

Soutenu le 26 juin 2013 devant le Jury

Mme. Bouazza.Ahlem	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
Née : Guen			
Mr. Benali.Redouane	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur
Mr. Bereksi Reguig. Fethi	<i>prof</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2012-2013

REMERCIEMENT

Nous tenons tout d'abord à remercier Dieu le tout puissant et miséricordieux, qui nous a donné la force et la patience d'accomplir ce Modest travail.

En second lieu, nous tenons à remercier notre encadreur Mr Bereksi Reguig Fethi pour la confiance, la patience qui a constitué un apport considérable sans lequel ce travail n'aurait pas pu être mené au bon port. Qu'il trouve dans ce travail un hommage vivant à sa haute personnalité.

Nos vifs remerciements vont également aux membres du jury Mme. Bouazza Ahlem et Mr. Benali Redouane pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre recherche en acceptant d'examiner notre travail et de l'enrichir par leurs propositions.

Nous tenons à remercier sincèrement Mr BERBER et Mr BELKACEM qui, en tant que responsables de laboratoire, sont toujours montrés à l'écoute et très disponibles tout au long de la réalisation de ce mémoire.

Nous souhaitons adresser nos remerciements aux personnes qui nous ont apporté leur aide et qui ont contribué à l'élaboration de cette mémoire.

Enfin, nous adressons nos plus sincères remerciements à tous nos proches et amis, qui nous ont toujours soutenues et encouragées au cours de la réalisation de ce travail.

Sans oublier nos parents pour leurs contributions, leurs soutiens, leurs patiences, leurs prières et leurs encouragements.

DEDICACE

Pour m'avoir permis d'accéder au savoir et d'être ce que je suis devenue
aujourd'hui, je voudrais remercier DIEU le tout puissant et
miséricordieux, qui m'a donné la force, la patience et la persévérance
pour accomplir ce Modeste travail.

Je dédie ce modeste travail à celle qui m'a donné la vie, le symbole de
tendresse, qui s'est sacrifiée pour mon bonheur et ma réussite, à ma
mère, ma confidente et mon amie.

A mon cher père pour l'éducation qu'il m'a prodigué; avec tous les moyens
et au prix de tous les sacrifices qu'il a consenti à mon égard, pour
m'inculper le sens du devoir depuis mon enfance.

A mes chères sœurs, mon frère et mes nièces et mon neveu.

A toute la famille Lallam, Bendiouis et Terki hassaine.

A mon adorable amie, RADIA, pour sa fidélité.

A tous mes amis avec lesquels j'ai partagé des moments de joie et de
bonheur, à tous ceux qui ont été à mes côtés jusqu'à aujourd'hui.

A tous les honorables enseignants qui ont contribué à ma formation.

Enfin, toute personne m'ayant aidé de près ou de loin dans ce travail
laborieux et de longue haleine, trouve ici l'expression de mes vives

reconnaisances et remerciement.

DEDICACE

Pour m'avoir permis d'accéder au savoir et d'être ce que je suis devenue
aujourd'hui, je voudrais remercier DIEU le tout puissant et
miséricordieux, qui m'a donné la force, la patience et la persévérance
pour accomplir ce Modeste travail.

Je dédie ce modeste travail à celle qui m'a donné la vie, le symbole de
tendresse, qui s'est sacrifiée pour mon bonheur et ma réussite, à ma
mère, ma confidente et mon amie.

A mon cher père pour l'éducation qu'il m'a prodigué; avec tous les moyens
et au prix de tous les sacrifices qu'il a consenti à mon égard, pour
m'inculper le sens du devoir depuis mon enfance.

A mes chères sœurs, mon frère et mes nièces et mon neveu.

A toute la famille Fandi et Dali youcef.

A mon adorable amie, SOUHEYLA, pour sa fidélité.

A tous mes amis avec lesquels j'ai partagé des moments de joie et de
bonheur, à tous ceux qui ont été à mes côtés jusqu'à aujourd'hui.

A tous les honorables enseignants qui ont contribué à ma formation.

Enfin, toute personne m'ayant aidé de près ou de loin dans ce travail
laborieux et de longue haleine, trouve ici l'expression de mes vives

reconnaisances et remerciement.

❖ *Résumé*

Le progrès de la microélectronique ; et de l'informatique a permis le développement d'une médecine plus pointue ou la caractéristique dominante est l'apport d'une dimension nouvelle à la « mesure » qui reste un objectif impératif à atteindre. Différents systèmes électroniques sont ainsi développés pour la détection de grandeurs physiologiques et ou électro-physiologiques. Dans ce travail, qui en fait consiste en une réalisation pratique, on s'intéresse à l'étude et la réalisation d'un dispositif permettant la détection et la mesure du débit pulmonaire par convection thermique.

Le dispositif est réalisé autour d'un élément de transduction qui permet de traduire les faibles variations de débit en un signal électrique. Cet élément est composé d'une thermistance maintenue à une température constante par une boucle de régulation.

Si la thermistance est soumise à un débit d'air, la valeur de la thermistance change et par suite le courant de commande va changer pour maintenir la température de la thermistance à la valeur initiale.

Le signal traduisant le débit respiratoire, une fois mis en forme est numérisé à travers une carte d'acquisition en vue d'être traité numériquement sur PC et affiché sur le moniteur.

SOMMAIRE

Introduction.....

Chapitre 1 :

Introduction a l'exploration fonctionnelle respiratoire.

1.1 Introduction.....	1
1.2 Anatomie de l'appareil respiratoire.....	1
1.3 L'exploration fonctionnelle respiratoire « EFR ».....	2
1.3.1 Les volumes et les capacités pulmonaires.....	3
1.3.1 A) les volumes pulmonaires statiques :.....	3
1.2.1 B) les volumes dynamiques et débits ventilatoires forcés.....	5
1.4 Troubles ventilatoires	6
1.4.1 Les Troubles ventilatoires restrictifs (TVR).....	7
1.4.2 Les Troubles ventilatoires obstructif.....	8
1.4.3 Les Syndrome Mixte	8
1.5 Les différentes techniques d'exploration fonctionnelle respiratoire.....	9
1.5.1 L'étude de la fonction ventilatoires.....	9
Les techniques de l'exploration fonctionnelle respiratoire.....	9
1.5.2 a) le rota mètre.	9
1.5.2 b) les ultrasonores	9
1.5.2 c) la convection thermique.....	9
1.5.2 d) la pression différentielle.....	9
1.6Le principe de la Convection thermique.....	10
1.6.1. Définition.....	10
1.6.2 Les types de la convection thermique.	11
1.6.3 Comment on peut obtenir des mesures respiratoires par la convection thermique?	11
1.7 Conclusion.....	12

Chapitre 2 :

Description du dispositif à réaliser.

2.1. Introduction.....	16
2.2. Le mesurande.....	16
2.2.1. L'embout buccal.....	16
2.3. Le capteur.....	17
2.3.1. Etude théorique des thermistances.....	17
2.3.2. Etude expérimentale sur les thermistances.....	19
2.4 conditionnement et mise en forme.....	26
2.4.1. Montage en pont.....	26
2.4.2. Circuit comparateur et source de courant.....	28
2.4.3 .Adaptateur d'impédance ou suiveur en tension.....	30
2.5 La carte d'acquisition.....	33
2.5.1. Introduction.....	33
2.5.2. Description Hardware de la carte.....	34
2.5.3. Description du software	37
4.5.3. A. Les registres de l'interface.....	37
1. Le registre de données.....	37
2. Le registre d'état.....	37
3. Le registre de contrôle.....	38
2.6 Conclusion.....	40

Chapitre 3 :

Conception et interprétation des résultats.

3.1 Introduction.....	42
3.2 Réalisation du circuit de conditionnement et mesures.....	42
3.2.1 Le choix des composants	44
3.2.2 Présentation de quelques essais.....	45
3.3 Réalisation du circuit de la carte d'acquisition et mesure.....	48
3.3.1 Le test de la carte d'acquisition.....	51
3.4 Initiation DELPHI7.....	54
3.4.1 Fenêtre d'interface sous DELPHI.....	54
3.5 Conclusion.....	56

Liste des figures :

Figure (1.1) : appareil respiratoire	1
Figure (1.2):volumes et capacités pulmonaires	<u>4</u>
Figure (1.3) : Une courbe débit-volume normale.....	5
Figure (1.4): Le Volume Maximal Expiré en 1 seconde (VEMS).....	<u>6</u>
Figure (1.5) : Courbe débit-volume chez un syndrome restrictif.....	7
Figure (1.6) : Courbe débit-volume chez un syndrome obstructif	8
Figure (1.7) : courbe débit-volume chez un syndrome mixte	8
Figure (1.8) : transfère par convection thermique	10
Figure (2.1) : schéma bloc	16
Figure (2.2) : présentation des thermistances	18
Figure (2.3) : manipulation	19
Figure (2.4) : la courbe $R = f(T)$ pour $R= 35 \Omega$	22
Figure (2.5) : la courbe $R = f(T)$ pour $R= 1k \Omega$	24
Figure 2.6) : la courbe $R = f(T)$ pour $R= 40 \Omega$	26
Figure (2.7): capteur intégré dans le pont de mesure	27
Figure (2.8) : AOP en comparateur	28
Figure (2.9) : étude de la source de courant.....	30
Figure (2.10) : schéma d'un amplificateur non inverseur	31
Figure (2.11) : Amplificateur suiveur	31
Figure (2.12) : circuit de conditionnement du signal	32
Figure (2.13) : schéma bloc de la carte d'acquisition	34
Figure (2.14) : schéma de fonctionnement de la carte d'acquisition	35
Figure (2.15) : diagramme de fonctionnement	36
Figure (3.1) : schéma électrique du circuit de conditionnement du signal...	42
Figure (3.2) : photo du circuit de conditionnement sur la plaque d'essai....	43

Figure (3.3) : photo circuit de mise en forme.....	44
Figure (3.4) : embout buccal.....	45
Figure (3.5) : premier essai.....	46
Figure (3.6).Second essai.....	46
Figure (3.7) :Troisième essai.....	47
Figure (3.8) : connecteur.....	47
Figure (3.9) : schéma électrique de la carte d'acquisition.....	49
Figure (3.10) : photo circuit de la carte d'acquisition.....	50
Figure (3.11) : photo de circuit monostable.....	52
Figure (3.12) : photo de début de conversion (WR).....	52
Figure (3.13): photo de la fin de conversion (INTR).....	53
Figure (3.12) : photo sorties de l'ADC.....	54
Figure (3.13) : interface logiciel pour signal EFR.....	55

INTRODUCTION

Le travail que nous avons l'honneur et le privilège de présenter clôture la fin d'un cursus universitaire qui s'est échelonné sur cinq longues années où le savoir et la science ont forgé notre esprit et meublé notre connaissance.

A ce titre qu'il nous soit permis de citer le privilège dont nous avons bénéficié au cours de notre formation universitaire, à savoir la primeur de cette nouvelle spécialité ou nous fut dispensées plusieurs matières touchant à la fois l'électronique, l'informatique, le domaine médical, et qui fut appelée « l'instrumentation biomédicale ».

Les progrès de la microélectronique ; et de l'informatique a permis le développement d'une médecine plus pointue où la caractéristique dominante est l'apport d'une dimension nouvelle à la « mesure » qui reste un objectif impératif à atteindre.

En effet, plus que jamais « la mesure » constitue le fer de lance de la recherche à tous les niveaux et demeure un puissant facteur d'innovation, conditionnant le développement des nouvelles technologies dans le plus faible coût de production.

Tel fut donc le critère dominant qui a motivé le choix du thème de notre projet intitulé :

« L'exploration fonctionnelle respiratoire par convection thermique ».

Notre projet est basé essentiellement sur la mesure. Cette mesure a permis l'affinement des connaissances humaines et assure entre autre :

- ❖ un résultat de qualité et une exactitude de l'information.
- ❖ l'analyse de divers paramètres d'un ensemble industriel.
- ❖ la commande des opérations en vue d'obtenir une régulation, une optimisation ou un accroissement de sécurité du fonctionnement du système.

C'est dans cette optique que nous nous sommes évertués à façonner une étude aussi juste que possible, nous permettant ainsi une conception, une réalisation et enfin une explication, tout en étant conscient de l'évolution du thème traité.

Pour mieux cerner le sujet, objet de notre travail nous présenterons dans une première partie une introduction à l'anatomie et à la physiologie du système

respiratoire, pour entamer ensuite la seconde partie qui va porter sur l'étude du dispositif à réaliser d'une part.

D'autre part ; il convient de préciser que la troisième partie concernera l'interprétation des résultats obtenus.

Par conséquent, ce travail laborieux sera clôturé par une conclusion générale optimale.

Chapitre 1

Introduction à l'exploration fonctionnelle respiratoire.

1.1 Introduction :

Dans ce chapitre une description de l'anatomie de l'appareil respiratoire et les troubles qui peuvent affecter cet appareil est présentée en premier lieu. Cette description est suivie par l'étude de l'exploration fonctionnelle respiratoire et ses différentes techniques qui permettent d'aboutir à la mesure des paramètres pulmonaires.

1.2 Anatomie de 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. [1]

Il est constitué de [2] : (voir la figure : 1.1)

a) Les voies respiratoires supérieures (VRS) (ou voies aériennes supérieures (VAS)), qui sont extra-thoraciques. Elles sont constituées par :

Le nez ; les fosses nasales ; la bouche, le pharynx (**carrefour aérodigestif**) et le larynx (gorge).

b) Les voies respiratoires inférieures (VRI) (ou voies aériennes inférieures (VAI)), qui sont intra thoraciques. Elles sont constituées par :

b).1. Une zone de conduction et de transition, représentant les voies extra-pulmonaires (La trachée). Et des voies intra-pulmonaires qui sont assimilées par : les bronches, les bronches **souches**, les bronches **lobaires**, et les bronchioles.

b).2. Une zone respiratoire, comprenant : les conduits, les sacs alvéolaires et les alvéoles pulmonaires.

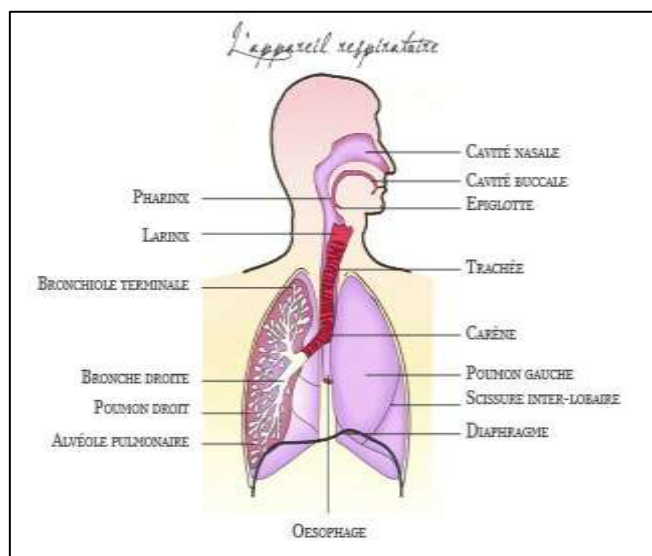


Figure (1.1) : l'appareil respiratoire [3].

Durant une respiration, l'air inspiré rentre par les fosses nasales (ou la cavité buccale), passe par le pharynx, puis par le larynx, arrive dans la trachée, qui se divise en deux bronches, la bronche droite et la bronche gauche. Ces deux bronches se ramifient à leur tour en plusieurs bronchioles, qui se terminent par des alvéoles pulmonaires. C'est dans ces alvéoles que se produisent les échanges gazeux.

Au repos, le rythme respiratoire d'un adulte moyen est de 16 respirations par minute, et il inspire environ 500 ml d'air au cours d'une respiration normale.

1.3 L'exploration fonctionnelle respiratoire (EFR):

Elle permet le dépistage d'anomalies chez des patients présentant des facteurs de risques respiratoires et oriente le diagnostic pour un suivi évolutif des pathologies respiratoires, avec ou sans traitement (tabagisme, expositions professionnelles), en offrant une large palette d'examens et donc des techniques visant à évaluer la manière dont fonctionne le système respiratoire, ceci est accompli par la mesure des différents paramètres de la fonction respiratoire : volumes pulmonaires et débits bronchiques. [5], [6].

(Permet de déterminer si leurs valeurs sont pathologiques en les comparant à des chiffres théoriques (les chiffres = les normes des personnes en bonne santé du : même âge, même sexe, même poids, même taille.)

Trois mesures de base sont généralement faites dans les fonctions respiratoires : Ventilation, distribution et diffusion. [11].

- Ventilation :

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

C'est le type de mesure le plus utilisé. Elle est faite à l'aide d'un spiromètre :

La spirométrie est la mesure et l'enregistrement de la fonction ventilatoire en circuit fermé c'est à dire qu'on demande au patient d'inspirer profondément et d'expirer complètement que possible, dans le même appareil, l'ensemble étant parfaitement étanche , sans communication avec l'atmosphère.

Le spiromètre* est un appareil mesurant la quantité d'air expiré en une fois, il sert à déterminer la capacité vitale forcée qui est une indication de la quantité d'air qui peut être déplacé par les poumons et de la facilité avec laquelle est déplacé.

- Les mesures de distribution :

Permettent d'indiquer où l'air circule dans les poumons et si la maladie à obstruer des sections dans lesquelles l'air circule.
Elles quantifient le degré d'obstruction des poumons et déterminent aussi le volume résiduel.

- Les mesures de diffusion :

Teste l'habilité des poumons à échanger l'air avec le système circulatoire. Ceci est généralement difficile à accomplir avec l'oxygène compte tenu que cela nécessite un échantillon de capillaire pulmonaire, ainsi elle est faite en mesurant la diminution d'une faible quantité de monoxyde de carbone initialement mélangé avec l'air respiré.

1.3.1 VOLUMES ET CAPACITÉS PULMONAIRES :

Le volume gazeux présent dans le poumon et les voies aériennes intra thoraciques dépend :

- des propriétés du parenchyme pulmonaire.
- des voies aériennes, organes et tissus environnants.
- des forces exercées par les muscles ventilatoires.

Le volume gazeux pulmonaire est identique au volume gazeux thoracique sauf en cas de pneumothorax.

1.3.1. A) Les volumes pulmonaires statiques :

Les volumes pulmonaires statiques sont mesurés à l'aide des méthodes qui nécessitent des manœuvres respiratoires complètes (courbe débit-volume).

On distingue (figure 1.2) :

- Les volumes pulmonaires statiques mobilisables.
- Le volume pulmonaire statique non mobilisable.
- Les capacités pulmonaires.

➤ les volumes pulmonaires statiques mobilisables :

Il s'agit des volumes différents : le volume VT, le volume VRT, et le volume VRE.

- Le volume courant (**VT**) : volume d'air mobilisé lors d'une inspiration et d'une expiration normale.
- Le volume de réserve inspiratoire (**VRI**) : volume maximal d'air inspiratoire mobilisable après une inspiration normale.
- Le volume de réserve expiratoire (**VRE**) : volume maximal d'air expiratoire mobilisable après une expiration normale.

➤ **le volume pulmonaire statique non mobilisable :**

Il s'agit du volume VR.

- Le volume résiduel (**VR**) : volume d'air restant dans le poumon après une expiration maximale, le poumon ne peut évidemment pas se vider complètement, ce volume ne participe pas aux échanges gazeux.
- Chez le sujet sain ce volume représente environ 30% du volume total. L'augmentation du volume résiduel traduit une distension et/ou une destruction du poumon c'est le cas de l'emphysème.

➤ **Les capacités pulmonaires :**

Les capacités sont constituées d'au moins deux volumes pulmonaires :

- La capacité résiduelle fonctionnelle (**CRF**) : est le volume d'air restant dans les poumons après une expiration normale ; elle est donnée par : $CRF = VR + VRE$.

La CRF correspond à la position de repos du système thoraco-pulmonaire.

- La capacité vitale (**CV**) : est donnée par : $CV = VT + VRI + VRE$ et aussi par la différence entre la CPT et le VR.

C'est le volume d'air contenu dans un poumon entre une inspiration et une expiration maximum. C'est ce volume d'air qui sert aux échanges d'oxygène avec le sang.

- La capacité pulmonaire totale (**CPT**) est la somme des volumes pulmonaires mobilisables et non mobilisables : $CPT = CV + VR = CI + CRF$.

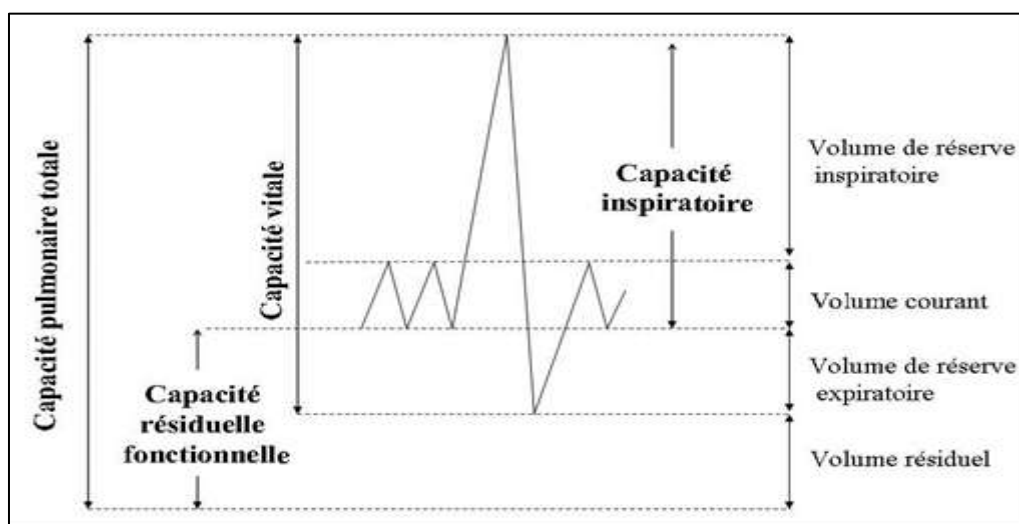


Figure (1.2):volumes et capacités pulmonaires [5].

1.3.1 B) Les volumes pulmonaires dynamiques et débits ventilatoires forcés :

Contrairement aux volumes statiques, les volumes et débits dynamiques se mesurent au cours des manœuvres d'inspiration ou d'expiration forcées, ou d'une épreuve de ventilation forcée avec un effort maximal constant tout le long du cycle ventilatoires. [7]

Les résultats des épreuves de ventilation dynamique s'expriment en général par les relations entre le volume inspiré ou expiré et le temps, c'est-à-dire par des courbes volume-temps (figure 1.3), permettant de calculer le VEMS.

Le Volume Maximal Expiré en 1 seconde (VEMS) ou le volume expiré entre 25 et 75% de la capacité vitale (DEMM 25-75) c'est une des mesures les plus importantes de la Spirometrie, (voir*), il reflète la liberté des bronches, et si leur diamètre est normal.

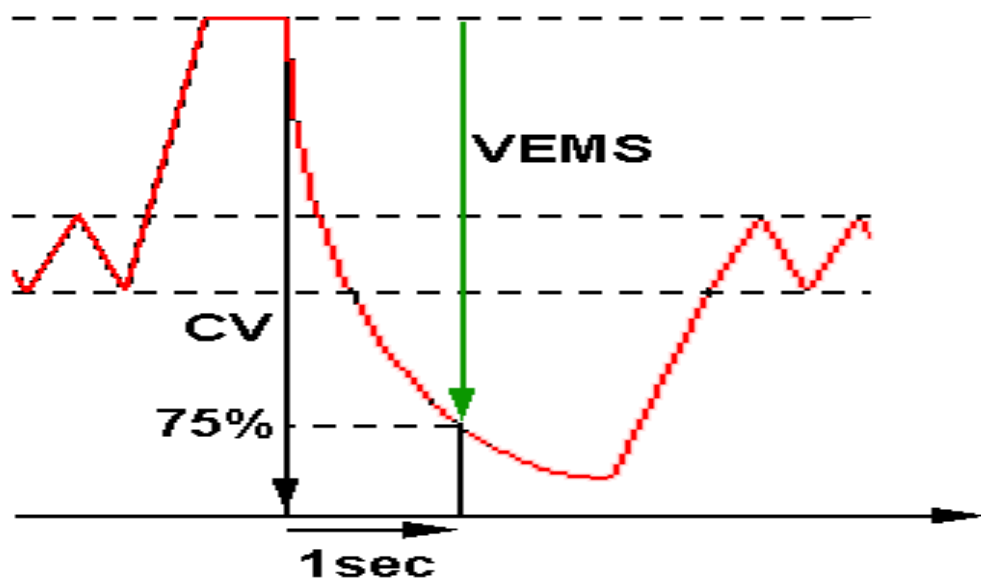


Figure (1.3): Le Volume Maximal Expiré en 1 seconde (VEMS) [8]

La contraction du diaphragme permet d'expulser 70% de l'air contenu dans les poumons en 1 seconde (donc 70% de la capacité vitale).

Le rapport de Tiffeneau ($VEMS/CV$) il est normalement supérieur à 70%, puisque chez le sujet normal plus de 70% de la capacité vitale est expulsé en 1 seconde.

Il est couramment représenté, en une des explorations une courbe exprimant le débit en fonction du volume.

Il s'agit de la courbe débit-volume (voir figure 1.4).

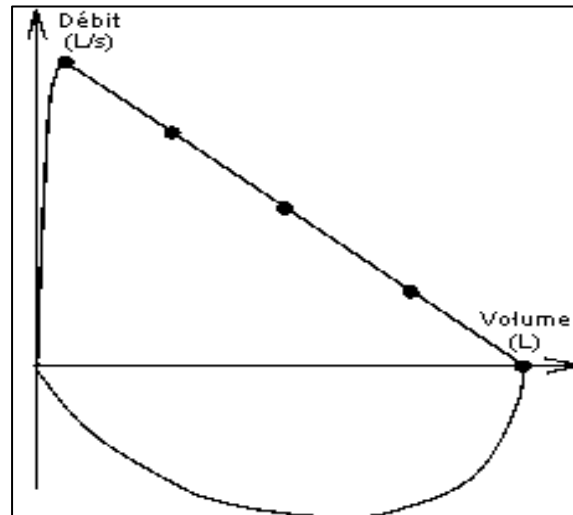


Figure (1.4) : Une courbe débit-volume normale [9].

1.4 Les Troubles ventilatoires :

Les troubles ventilatoires peuvent être dus à des perturbations :

- du système nerveux,
- du système musculosquelettique,
- de la peau et des tissus sous-cutanés,
- des poumons, ou aux caractéristiques des gaz inhalés.

La cause la plus fréquente est cependant le rétrécissement des voies aériennes.

Il existe différents types de troubles ventilatoires peuvent être rencontrés. On peut citer :

- Troubles ventilatoires restrictifs.
- Troubles ventilatoires obstructifs.
- Syndrome Mixte.

1.4.1 Les Troubles ventilatoires restrictifs : (TVR)

Ce sont les pathologies qui limitent l'expansion du poumon et réduisent les volumes pulmonaires statiques comme :

- Les pathologies neuromusculaires, maladies de l'abdomen ou de la paroi thoracique, pathologies de l'espace pleural, augmentation de la rigidité pulmonaire, et diminution du nombre des unités alvéolaires (résection pulmonaire, atélectasie, cicatrices).
- Le syndrome restrictif correspond à une diminution des volumes, essentiellement de la capacité pulmonaire totale : il s'accompagne d'une diminution proportionnelle des débits.

Si :

La baisse de la CPT est de :

- CPT > 65% de la valeur théorique, Sévérité appréciée est légère.
- CPT 50-65% de la valeur théorique, Sévérité appréciée est modérée.
- CPT < 50% de la valeur théorique, Sévérité appréciée est sévère.

Cependant, Il faut être prudent car la diminution de la capacité vitale n'est pas nécessairement synonyme d'un syndrome restrictif : l'augmentation du volume résiduel due notamment à un emphysème peut être à l'origine de cette diminution. (Voir figure 1.5).

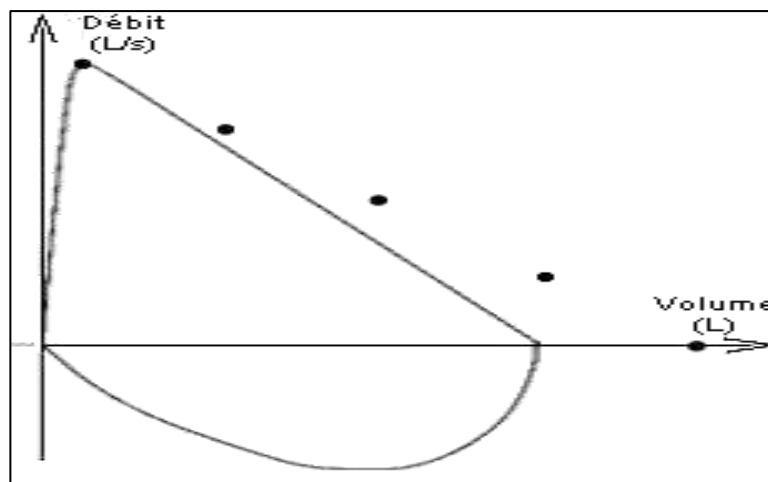


Figure (1.5) : Courbe débit-volume chez un syndrome restrictif: Forme normale [9].

1.4.2 Les Troubles ventilatoires obstructifs :

Chez les patients avec un syndrome obstructif les petites bronches sont partiellement obstruées à cause d'une condition pathologique.

Le trouble ventilatoire obstructif se définit par une diminution du VEMS (volume expiré en une seconde au cours d'une expiration forcée) proportionnellement plus importante que la baisse éventuelle de la CV, c'est-à-dire par une diminution du VEMS/CV (Le rapport entre Volume et Débits ou rapport de Tiffeneau). (Voir figure 1.6).

Les Troubles ventilatoires obstructifs peuvent être :

- broncho-pneumopathies chroniques obstructives (BPCO).
- asthme à dyspnée continue.
- emphysème.

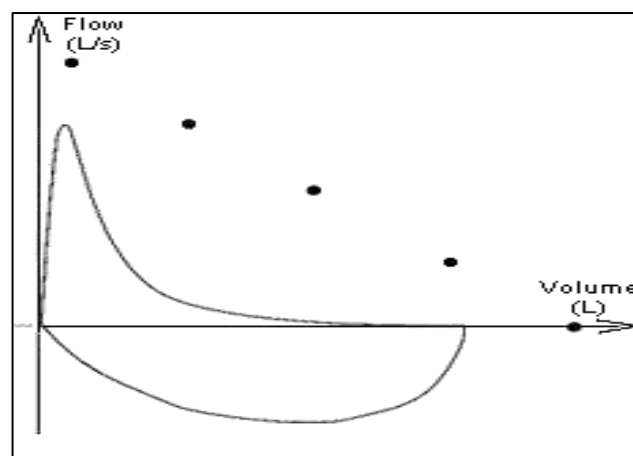


Figure (1.6) : courbe débit-volume chez un syndrome obstructif la courbe est concave [9]

1.1.1 Les Syndromes Mixtes :

Souvent des patients montrent des signes d'un syndrome restrictif et d'un syndrome obstructif. La courbe débit-volume montre les caractéristiques des deux syndromes. (Voir figure 1.7).

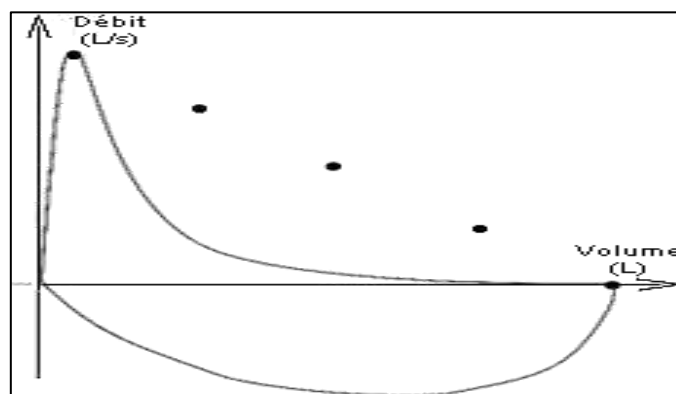


Figure (1.7) : courbe débit-volume chez un syndrome mixte: CVF, VEMS et DEM25-75 trop bas [9].

1.5 Les différentes techniques d'exploration fonctionnelle respiratoire :

1.5.1 L'étude de la fonction ventilatoire :

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

La mécanique ventilatoire est assurée par la mobilité des parois de la cage thoracique ; cette mobilité crée un courant aérien dont l'effet est de renouveler l'air à travers les poumons.

Son bon fonctionnement nécessite l'intégrité des muscles respiratoires.

1.5.2 Les techniques de l'exploration fonctionnelle respiratoire :

Il existe différentes techniques permettant la mesure du débit respiratoire. Les systèmes utilisés couramment se propagent en quatre catégories :

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

1.5.2. a) Le fluxmètre à Vane rotative (rota-mètre) :

Le principe de conversion du débit d'air en tension est d'utiliser un rotor qui réagit au flux d'air et le nombre de rotation proportionnel au débit d'air.

Les révolutions du rotor sont détectées par un moyen optique (photodiode par exemple).

1.5.2. b) Les ultrasons :

Dans ce type de fluxmètre on dispose d'un tube respiratoire qui comporte deux capteurs ultrasonores (un pour l'émission et l'autre pour la réception).

La détection de l'émission et la réception des ondes ultrasonores permettant l'arrivée à la mesure du débit respiratoire.

1.5.2. d) le fluxmètre à pression différentielle :

Une différence de pression entre deux points entraîne l'existence d'un flux d'air.

Le fluxmètre à pression différentielle exploite directement la mesure du débit d'air à travers des capteurs de pression pour l'intégrer à travers un intégrateur pour mesurer le volume pulmonaire.

1.5.2. c) la convection thermique :

Le principe de ce système consiste à utiliser des éléments senseurs (résistifs) : fil métallique, film métallique ou thermistance dont leurs résistances varient en fonction de la température.

Le malade souffle dans un embout (tube) respiratoire où se trouve le capteur thermique, sachant que ce dernier doit être préchauffé à une température supérieure à celle du corps humain ($>37\text{ }^{\circ}\text{C}$). La variation de la température est proportionnelle au débit respiratoire.

Dans notre travail on s'intéresse à l'étude de l'exploration fonctionnelle respiratoire par convection thermique pour aboutir à la mesure du débit respiratoire qui est un paramètre clé dans la fonction pulmonaire.

1.6 Le principe de la Convection thermique [4] :

1.6.1 Définition :

La convection thermique est un transfert de chaleur qui se réalise avec déplacement de matière. Ce transfert de chaleur est rencontré dans les fluides, les liquides ou les gaz ; C'est-à-dire : L'étude du transfert de chaleur par convection permet de déterminer les échanges de chaleur se produisant entre un fluide et une paroi. La quantité de chaleur échangée par unité de temps dépend de plusieurs paramètres :

- la différence de température entre la paroi et le fluide.
- la vitesse du fluide.
- la surface d'échange.

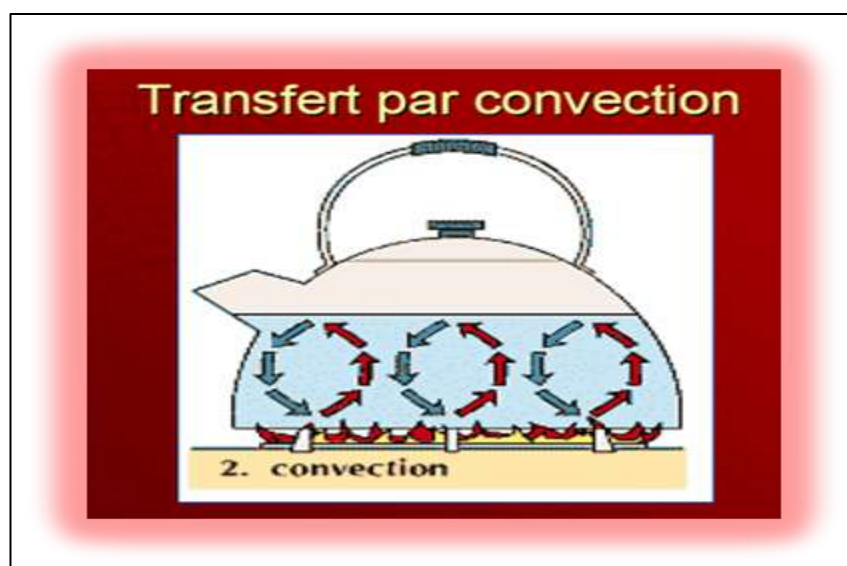


Figure (1.8) : transfère par convection thermique. [2]

1.6.2. Les types de la convection thermique :

Il existe deux modèles de convection thermique :

- La convection naturelle (libre).
- La convection forcée (ventilation).

1.6.2.a) La convection naturelle (libre) :

La convection naturelle apparait spontanément, elle se produit dans un fluide au sein duquel existe un gradient de température.

C'est le cas dans une pièce où l'air chaud produit au niveau du sol va monter au plafond tandis que l'air froid va descendre.

Le mouvement est dû au fait que l'air chaud est moins dense que l'air froid et monte sous l'effet d'une force Archimède.

D'autres exemples : le mouvement de l'eau dans une casserole chauffée.

1.6.2. b) La convection forcée (ventilation):

La convection forcée se produit quand le mouvement du fluide est imposé par une intervention extérieure.

Par exemple une pompe ou un ventilateur (cas des radiateurs de voiture, des montages électroniques refroidis ou chauffés par ventilateur, etc.)

1.6.3 Comment on peut obtenir des mesures respiratoires par la convection thermique?

- Pour obtenir un débit de chaleur, il faut : une différence de température.
 - ➔ Ce débit de chaleur est proportionnel au flux d'air délivré.

1.6 Conclusion :

A travers ce chapitre l'étude succincte sur l'exploration fonctionnelle respiratoire était faite.

En fait cette étude a mis en exergue d'un coté ce qui est mesuré durant ces explorations ; il s'agit des volumes et des débits respiratoires et d'un autre coté les différentes techniques qui sont utilisées dans les explorations fonctionnelles respiratoires.

Chapitre 2

Description du dispositif à réaliser.

2.1. Introduction :

Comme cela était précisé précédemment, ce projet consiste à faire l'étude et la réalisation d'un système de mesure permettant de mesurer les débits pulmonaires par convection thermique.

Le système est réalisé autour d'un élément de transduction qui permet de traduire les faibles variations de débit en un signal électrique. Cet élément est composé d'une thermistance maintenue à une température constante par une boucle de régulation.

Si la thermistance est soumise à un débit d'air, la valeur de la thermistance change et par suite le courant de commande va changer pour maintenir la température de la thermistance à la valeur initiale. Ainsi, le dispositif est réalisé en utilisant le schéma bloc donné en ci-dessous (figure2.1).

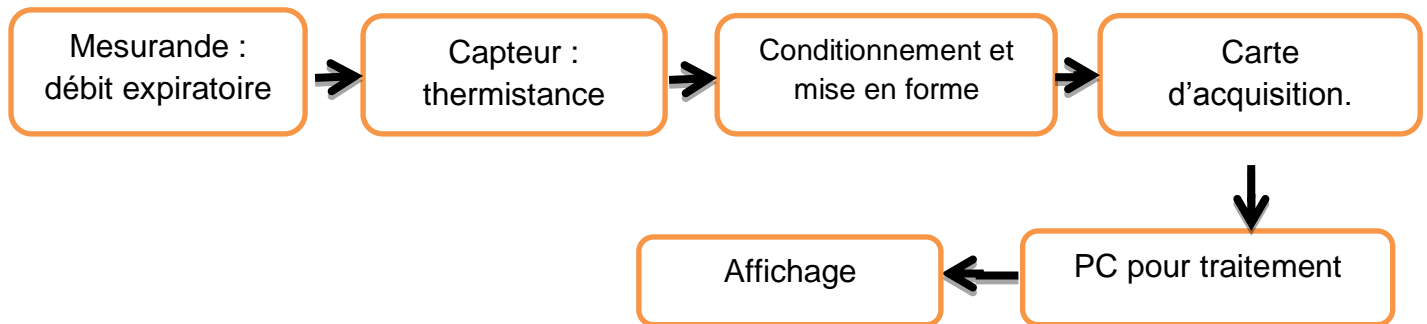


Figure (2.1) : schéma bloc.

Il est constitué par un capteur, un circuit de conditionnement et de mise en forme, une carte d'acquisition, et un PC pour le traitement et l'affichage.

2.2. Le Mesurande :

Le patient souffle (expiration de l'air) dans un embout où se trouve un filtre permettant l'homogénéisation du flux d'air

2.2.1. L'embout buccal :

C'est un tube cylindrique droit et court destiné à être utilisé sur la bouche pour effectuer des expirations à l'intérieur.

Afin d'avoir un flux d'air laminaire et éviter les turbulences a travers le capteur l'embout doit disposer a l'entrée et en amont du capteur d'un filtre qui est par définition une grille qui permet un redressement du flux d'air.

Il est nécessaire dans les expériences de mesures respiratoires, d'avoir le flux d'air en entier à travers l'instrument de mesure c'est-à-dire que l'embout ne doit pas obstruer la respiration ou produire une pression inverse qui peut affecter la performance respiratoire. [1].

Un des éléments principaux qui contamine dans la mesure d'air expiré est l'eau. Le senseur peut condenser les vapeurs d'eau durant des expirations à l'exception s'il est à une température proche ou supérieure à celle du corps.

2.3. Le capteur :

Les capteurs thermiques qui peuvent être utilisés sont des éléments senseurs : fil métallique, film métallique ou des thermistances dont leurs résistances électriques change en fonction de la température. Dans cette réalisation, le choix est porté sur la thermistance. [2]

2.3.1 Etude théorique des thermistances :

Les thermistances, comme les capteurs de température à résistance, sont des semi-conducteurs thermosensibles dont la résistance varie avec la température. Elles sont formées par une agglomération de petit grain de semi-conducteur que l'on obtient par frittage d'oxyde métallique (oxyde de fer, de manganèse, de titane).L'ensemble est fortement comprimé puis chauffé en température légèrement inférieure au point de fusion.

On réalise ainsi les résistances de différentes formes (bâtonnet ; disque ...) dont les propriétés dépendent du semi-conducteur utilisé, les oxydes n'intervenant que pour en modifier la conductivité.

Ces principales caractéristiques sont : La Précision, la Linéarité, sa Valeur nominale pour une température donnée (à 25 °C), Temps de réponse (en s), Sensibilité ou coefficient de température (variation de la résistance en fonction de la température), Étendue ou gamme de mesure (température min. et max. d'utilisation), Durée de vie, Stabilité (variation des différents paramètres dans le temps), Encombre ment, coût, puissance

Il existe deux types de thermistance : (voir figure 2.2).

Les thermistances ont soit un coefficient de température négatif (CTN), soit un coefficient de température positif (CTP). Dans le premier cas, le plus courant, la thermistance a une résistance qui diminue lorsque la température augmente, tandis que dans le second, la résistance augmente fortement avec la température dans une plage de température limitée mais diminue en dehors de cette zone. [3]

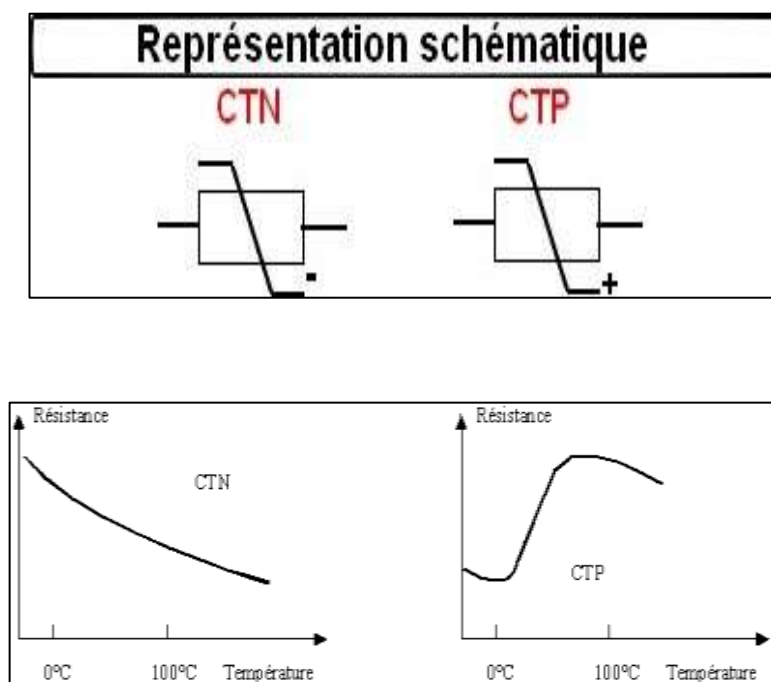


Figure (2.2) : présentation des thermistances [4].

Dans notre travail une thermistance de type CTN est utilisée. Sa valeur R varie en fonction de la température selon la loi : [5]

$$R=R_0 \exp\left(\frac{B}{T} - \frac{B}{T_0}\right) \text{ avec :}$$

B et T_0 sont des constantes caractéristiques du composant.

En général T_0 correspond à 25°C soit 298,15 K.

R_0 résistance à la température absolue T_0 .

Cependant avant de réaliser le circuit et dans le but d'un bon conditionnement, une étude expérimentale était menée sur trois thermistances avec des valeurs nominales différentes ($R=35\Omega$, $R=1K\Omega$, $R=40\Omega$).

2.3.2. Etude expérimentale sur les thermistances :

Pour le choix de notre thermistance on a étudié trois différentes thermistances CTN dans un intervalle de température qui s'étale entre $[15, 70]$ °C environ.

Cet intervalle a été choisi compte tenu que la thermistance va être préchauffée à une température supérieure à celle du corps humain et que l'air expiré va être compris entre $[35$ et $37]$ °C.

L'étude expérimentale était menée au laboratoire de thermodynamique de physique de la faculté des sciences. Pour cette étude le matériel ci-dessous était utilisé : (la figure 2.3 illustre la manipulation). Les matériels utilisés pour cette manipulation sont :

-un calorimètre, un ohmmètre, un capteur de température (sonde) et une plaque chauffante.



Figure (2.3) : manipulation.

Durant l'expérience on a pris soin d'abord d'isoler les thermistances puis les brancher avec un ohmmètre pour finalement les introduire dans le calorimètre.

Dans le calorimètre on a varié la température de l'eau de 15 à $70C^\circ$ environ.

Ces températures ont été prises par une sonde, simultanément avec les mesures de variation des valeurs de résistances avec l'ohmmètre.

Pour la première CTN : R=35 Ω

- Après avoir testé cette CTN à des températures variant entre 20 et 70C° environ, nous avons déduit les résultats énumérés sur le tableau N°1 ci-dessous, et tracer la courbe de variation de la résistance R en fonction de la température T.
- La courbe est donnée sur la figure 2.4 ci-dessous.

Température(C°)	La Résistance (Ω)
20	41
21	39.1
22	37.9
23.8	36
24	35.1
25	34.4
26	33.2
27.1	32.4
28	31.1
29.1	30.1
30.3	29.2
31.4	28.5
32	27.6
34.6	25
35.6	24.8
36	23.7
37.1	23.3
37.6	22.7
38.8	22.1
40	20.6
43.5	19.5
44.8	19
46	18.2
48	17.1
49.1	16.6
51.5	15.7
52.1	15.5
53	14.8
56	13.6
57	13.4
58.8	13
59.8	12.9
60.8	12.7
61	12.5
62.3	12
63.6	11.7
66.4	10.4
67	10.2
68	10
69	9.6
72	8.1

- Tableau N°1

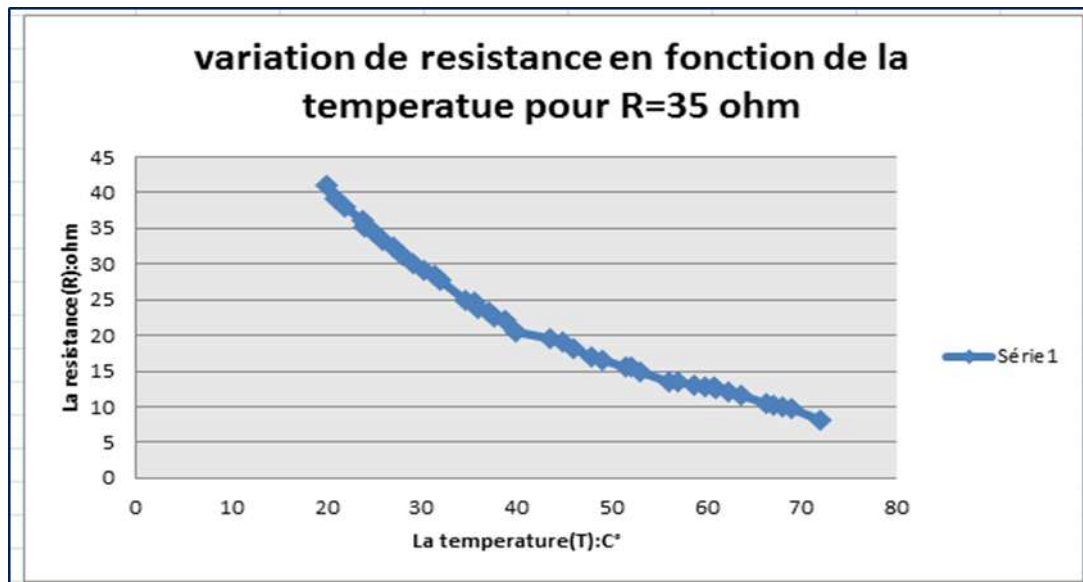


Figure 2.4 : la courbe $R = f(T)$ pour $R = 35 \Omega$.

- **Pour la deuxième CTN : $R=1k \Omega$**
- Après avoir testé cette CTN à des températures variant entre 20 et 70°C° environ, nous avons déduit les résultats énumérés sur le tableau N°2 ci-dessous, et tracer la courbe de variation de la résistance R en fonction de la température T.
- La courbe est donnée sur la figure 2.5 ci-dessous.

Température(C°)	La Résistance(K Ω)
20	1.38
21	1.34
22	1.32
23.8	1.21
24	1.19
25	1.01
26	1.08
27.1	1
28	0.99
29.1	0.99
30.3	0.98
31.4	0.95
32	0.9
34.6	0.88
35.6	0.82
36	0.78
37.1	0.74
37.6	0.69
38.8	0.65
40	0.61
43.5	0.56
44.8	0.55
46	0.52
48	0.49
49.1	0.47
51.5	0.45
52.1	0.43
53	0.41
56	0.39
57	0.37
58.8	0.33
59.8	0.33
60.8	0.32
61	0.30
62.3	0.29
63.6	0.27
66.4	0.27
67	0.25
68	0.23
69	0.21
72	0.20

Tableau N°2

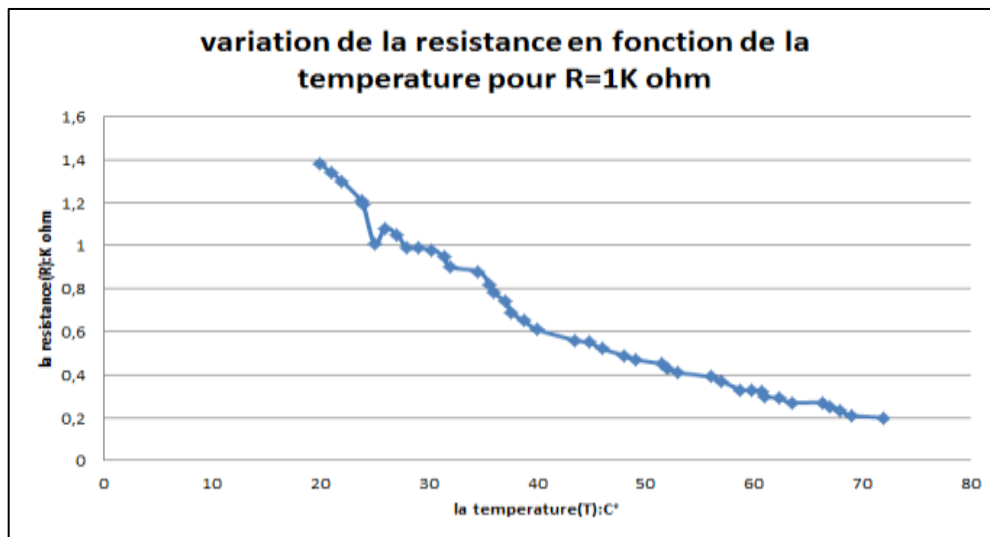


Figure 2.5 : la courbe $R = f(T)$ pour $R = 1k \Omega$.

- **Pour la troisième CTN : $R = 40 \Omega$**
- Après avoir testé cette CTN à des températures variant entre 20 et 70°C° environ, nous avons déduit les résultats énumérés sur le tableau N°3 ci-dessous, et tracer la courbe de variation de la résistance R en fonction de la température T.
- La courbe est donnée sur la figure 2.6 ci-dessous.

Température (C°)	La Résistance (Ω)
20	44.6
21	44.6
22	44.4
23.8	44.1
24	43.9
25	43.9
26	43.7
27.1	43.7
28	43.3
29.1	43.2
30.3	42.9
31.4	42.8
32	42.5
34.6	42
35.6	42
36	41.8
37.1	41.8
37.6	41.6
38.8	41.4
40	40.9
43.5	40.6
44.8	40.5
46	40.2
48	40.1
49.1	40
51.5	39.7
52.1	39.5
53	39.5
56	39.2
57	39.2
58.8	39.2
59.8	39.1
60.8	39
61	39
62.3	39
63.6	39
66.4	38.9
67	38.9
68	38.7
69	38.6
72	38

Tableau N°3

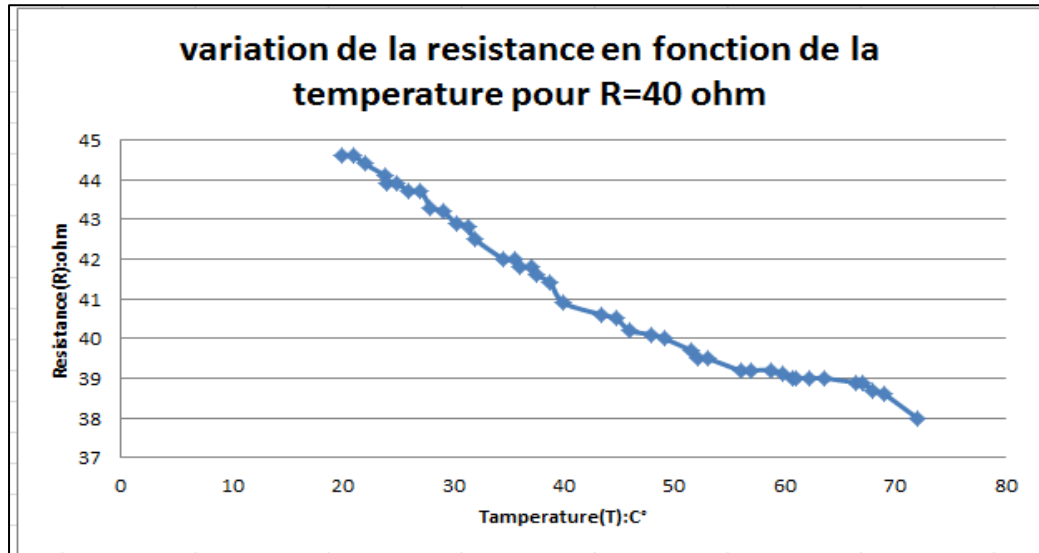


Figure 2.6 : la courbe $R = f(T)$ pour $R = 40 \Omega$.

A travers cette étude pratique de ces trois thermistances on peut constater que dans l'intervalle [35-60 °C] la thermistance de valeur nominale $R=35 \Omega$ présente la plus de linéarité ; permettant ainsi d'avoir une réponse linéaire du capteur par rapport a la variation du mesurande (débit pulmonaire) c'est cette thermistance qui est utilisée pour notre réalisation.

2.4 Conditionnement et mise en forme :

En vue de traduire cette variation de résistance résultant de la variation de température en signal électrique, un circuit de conditionnement et de mise en forme est nécessaire. Dans ce cas et compte tenu que la variation est petite, un conditionnement à travers le pont de Wheatstone est recommandé. Le déséquilibre du pont sera détecté à travers un comparateur qui sera alimenté par une source de courant permettant de chauffer la thermistance à une température de 60°C.

Le choix des valeurs des résistances $R_1, R_2,$ et R_3 de la figure (2.7) est pris exactement lors l'équilibre du pont ; c'est le moment où la thermistance s'est chauffée à une température supérieure à celle du corps humaine (supérieure à 37°C) (**voir le tableau n° 01 chapitre 2**).

2.4.1. Montage en pont :

Un pont de Wheatstone est un instrument de mesure inventé par Samuel Hunter Christie en 1833, puis amélioré et popularisé par Charles Wheatstone en 1843. Il est utilisé pour mesurer une résistance électrique inconnue par équilibrage de deux branches d'un circuit en pont, avec une branche contenant le composant inconnu. [6]

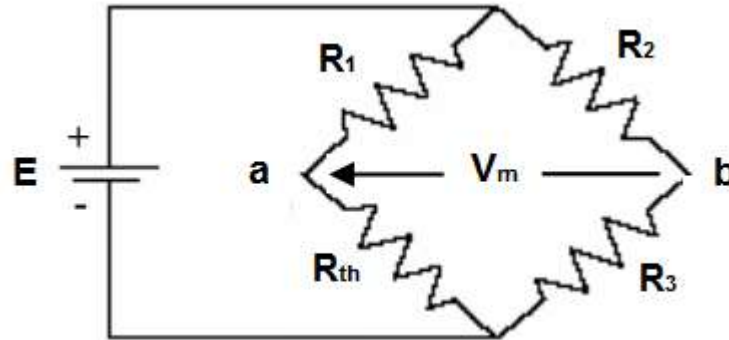


Figure (2.7): capteur intégré dans le pont de mesure.

A une température T initiale le pont est équilibré : $R_1=R_2=R_3=R_{th}$.

On a $V_m = V_a - V_b = 0$ alors $V_a = V_b$; ce qui correspond à la condition classique : $R_1.R_3 = R_{th}.R_2$.

A T° différente T_i , le pont est déséquilibré et on a $V_m = V_a - V_b$

$$V_a = \frac{R_{th}}{R_0 + R_{th}} E$$

$$V_b = \frac{E}{2}$$

Avec $R_{th} = R_0 + \Delta R(T)$

Alors

$$V_m = \left(\frac{R_0 + \Delta R(T)}{2R_0 + \Delta R(T)} - \frac{1}{2} \right) E$$

$$\begin{aligned}
&= \frac{\Delta R(T)}{4R_0 + 2\Delta R(T)} E \\
&= \frac{\Delta R(T)}{R_0 + \left(\frac{1}{2}\right)\Delta R(T)} E/4 \\
&= \frac{\Delta R(T)/R_0}{1 + \frac{\Delta R(T)}{2R_0}} E/4
\end{aligned}$$

A $T_i = T^\circ$ le pont est équilibré $\Delta R(T)/R_0 \ll 1$ ou alors :

$$V_m = \frac{\Delta R(T)}{R_0} E/4$$

Mais l'erreur de non linéarité du au terme :

$$\frac{1}{1 + \Delta R(T)/2R_0}$$

Augmente considérablement lorsque la température s'écarte de $T^\circ = T_i$, l'équilibre du pont est détecté par un comparateur de tension.

2.4.2 Circuit comparateur et source de courant :

Pour détecter le déséquilibre du pont un circuit comparateur à base d'un simple amplificateur ($\mu A741$) est utilisé : la tension V_m est appliquée entre la borne inverseuse et non inverseuse de l'AOP. Cela est schématisé sur la figure 2.8 ci-dessous

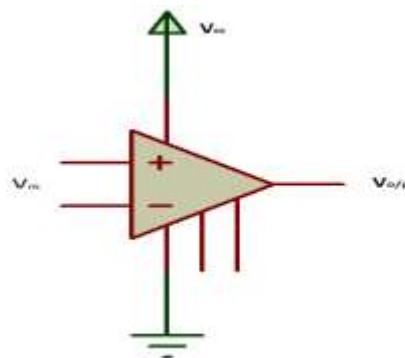


Figure (2.8) : AOP en comparateur.

Compte tenu qu'il est monté en boucle ouverte la moindre variation sur V_m entraîne la sortie vers V_{cc} . Cette variation est alors appliquée à la source de courant augmentant ainsi la valeur du courant traversant la thermistance pour réajuster sa température initiale. Ceci est dû au fait que le senseur fonctionne par effet joule, il a de plus une résistance faible, ce qui nécessite un circuit qui puisse délivrer assez de courant pour le maintenir sensible. La fiche technique de l'amplificateur opérationnel ($\mu A741$), montre que celui-ci, même avec une impédance de sortie très faible, ne peut délivrer un courant au-delà de quelques mA, alors que le maintien de la thermistance à une température élevée et constante exige beaucoup plus de courant. Il est donc nécessaire d'utiliser un transistor de puissance dans le circuit de rétroaction du transducteur.

Le NE3055 est un transistor de puissance qui va permettre de délivrer un courant I_E pour contrôler l'élément senseur et ramener la température nécessaire pour chauffer la CTN ainsi que pour alimenter le pont et compenser exactement la perte de chaleur dans le capteur thermique. Cette perte de chaleur dépend du flux d'air qui entre entièrement en contact avec la surface du capteur.

En effet, lorsque la variation à la sortie du comparateur augmente, le transistor tend vers la saturation et le maximum de courant est généré ($i_{max} = 1A$). Ce courant est réinjecté au pont pour chauffer à nouveau la thermistance.

En effet le courant maximal du collecteur est de 15A (donné dans la fiche technique), celui-ci dépend de l'alimentation V_{cc} .

Cependant, pour analyser la variation de ce courant une expérience pratique était faite comme cela est illustré sur la figure (2.9)

En vue de déterminer les résistances de polarisation du transistor (résistance au collecteur) pour générer le courant de chauffage de la thermistance (à 60°C) ; l'expérience pratique consiste alors à appliquer sur la base du transistor de puissance la tension V_{cc} , changer (avec un potentiomètre **RV1**) la valeur de la résistance du collecteur et de mesurer simultanément le courant i (avec un ampèremètre) traversant la thermistance. La thermistance va chauffer. Sa température est mesurée par une sonde de température connectée avec un Metrix. (Réf du metrix : ASTONIA M890C+ ; réf de la sonde : TP-01, température <400°C).

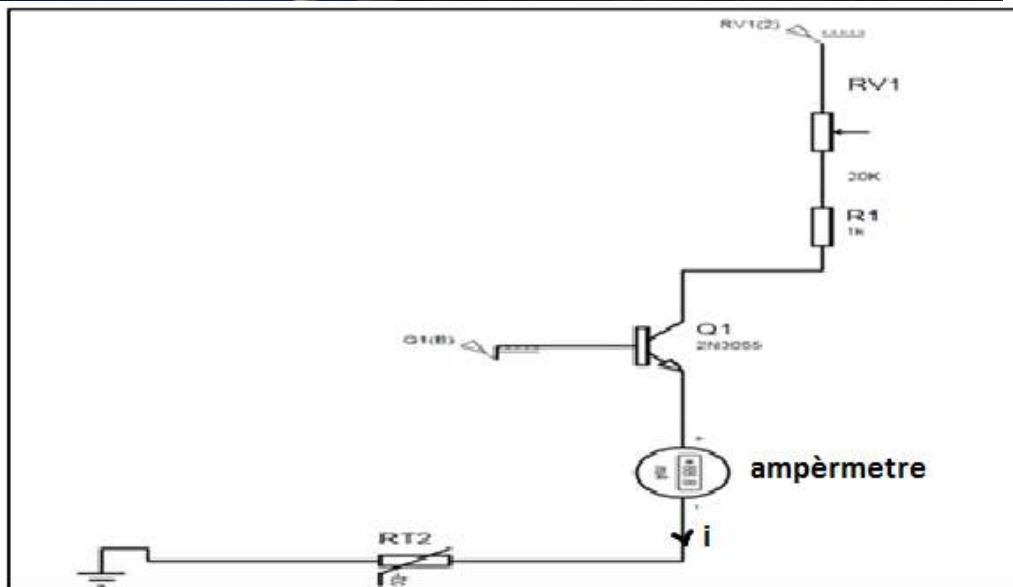
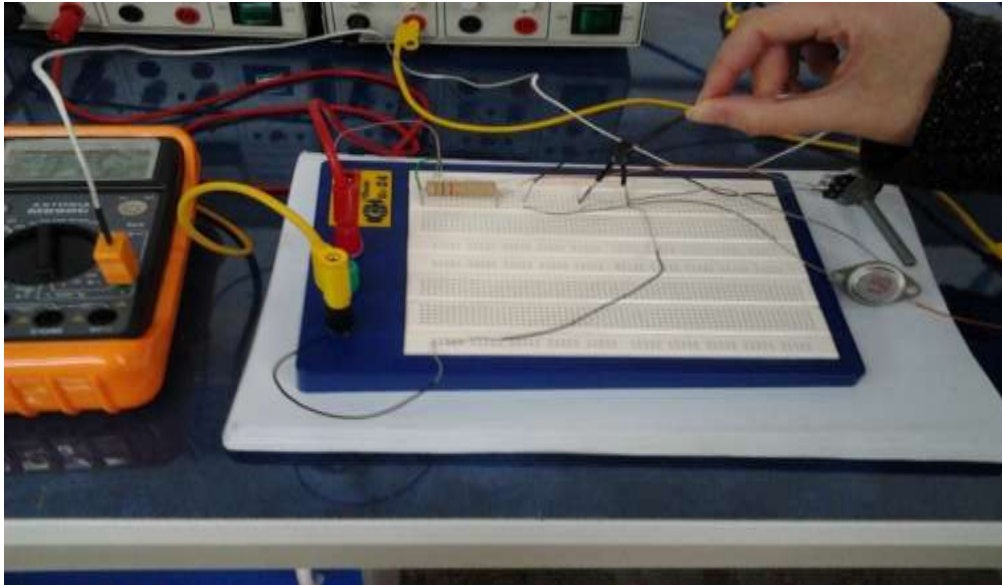


Figure (2.9) : étude de la source de courant.

2.4.3 Adaptateur d'impédance ou suiveur en tension :

En vue de garantir une bonne adaptation du signal (variation traduisant la variation du débit pulmonaire) au circuit qui suit (la carte d'acquisition), un adaptateur d'impédance est réalisé.

On considère le schéma de l'amplificateur non inverseur indiqué à la **figure (2.10)** où on a court circuité la résistance **R2** et l'on rend la résistance **R1** suffisamment grande. On obtient le circuit schématisé dans la **figure (2.11)**. [7]

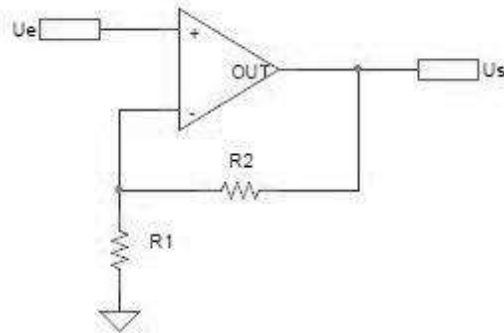


Figure (2.10) : schéma d'un amplificateur non inverseur.

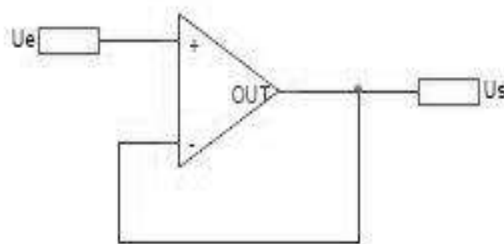


Figure (2.11) : Amplificateur suiveur.

Le gain dans l'amplificateur non inverseur est donné par :

$$V_s / V_e = A = (R_1 + R_2) / R_1.$$

Comme la résistance **R2** a été court circuitée, la valeur du gain se réduit alors à :

$$A = 1 \text{ et } V_s = V_e.$$

Il y'a donc transfert de toute la tension d'entrée vers la sortie. C'est la raison pour laquelle on appelle ce circuit « suiveur en tension ».

La résistance d'entrée que présente ce dispositif est donnée par :

$$R_e = V_e / i_e \quad \text{avec : } i_e \text{ : le courant d'entrée}$$

Le courant d'entrée **ie** (voir figure (2.11)) est pratiquement nul, ce qui rend la résistance d'entrée infinie. Par contre la résistance de sortie du circuit est nulle. Ainsi toute variation de la charge connectée en sortie du circuit ne va pas influencer sur l'amplitude du signal V_e qu'on veut transférer à cette charge. Ce circuit joue rôle d'un adaptateur d'impédance. D'où le second nom qui lui est attribué.

Le circuit global qui illustre la détection du signal ainsi que son conditionnement est présenté sur la figure (2.12).

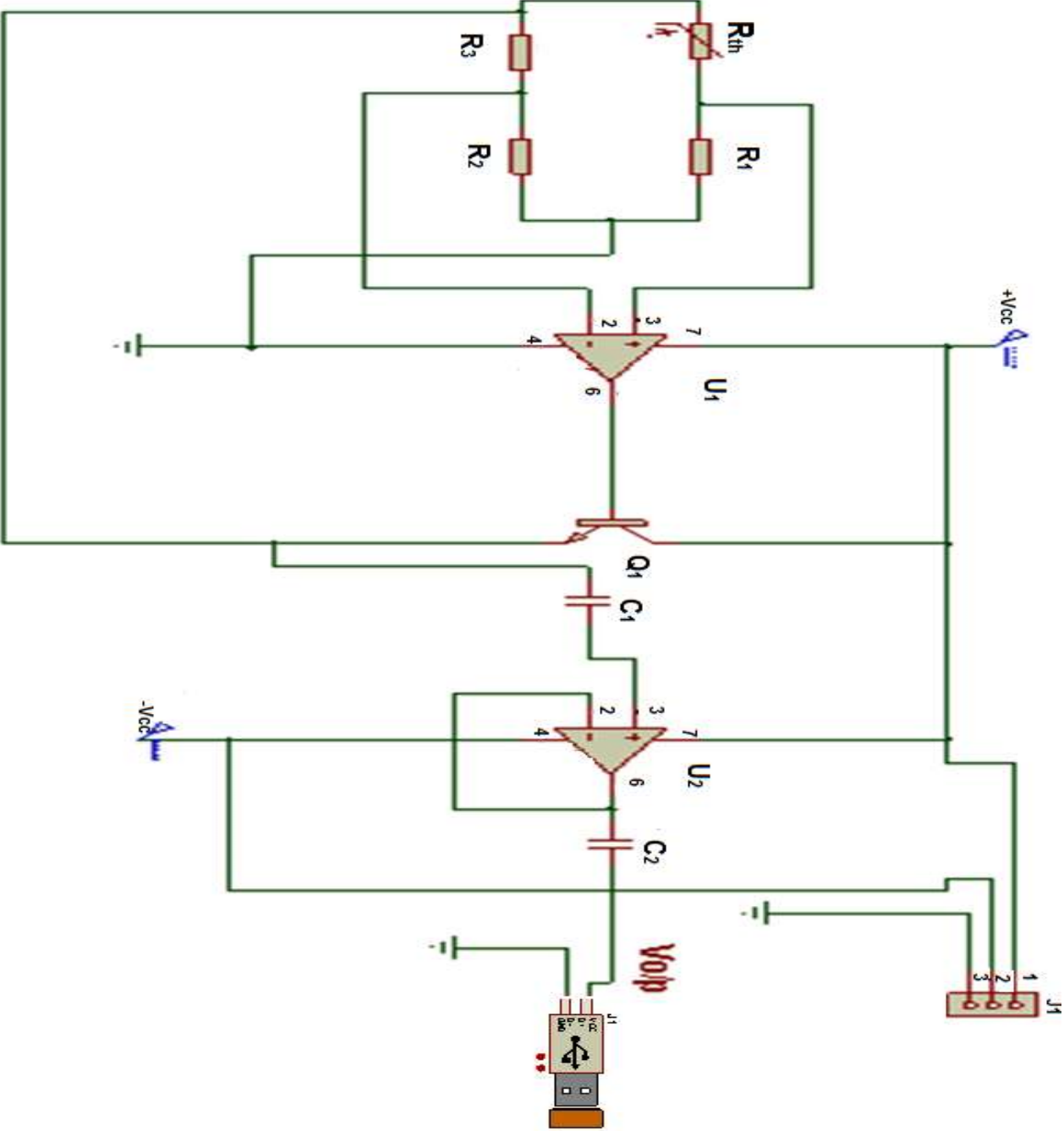


Figure (2.12) : circuit de conditionnement du signal.

2.5 La carte d'acquisition :

2.5.1 Introduction :

Le signal traduisant le débit respiratoire, une fois mis en forme, est numérisé à travers une carte d'acquisition en vue d'être traité numériquement sur PC et affiché sur le moniteur.

Différentes configurations de la carte d'acquisition peuvent être réalisées et utilisées.

On peut citer :

- Une acquisition à travers le port parallèle COM1 ou COM2.
- Une acquisition à travers le port série RS232.
- Une acquisition à travers le port USB.

Il faut noter que pour chacune de ces configurations, différents schéma bloc peuvent être utilisés. Ainsi, on peut utiliser pour la conversion analogique-numérique, l'échantillonneur-bloqueur ; et le convertisseur analogique-digital ou encore une numérisation en exploitant le microcontrôleur.

Le lecteur intéressé peut trouver ces différentes configurations dans les références[8].

Dans notre réalisation on s'intéresse à étudier et réaliser une acquisition à travers le port parallèle COM1 ou COM2. Cette carte d'acquisition a été réalisée en s'inspirant de celle réalisée dans d'un projet de fin d'étude de master EBM [9]

Elle se présente selon le schéma bloc donné, en ci-dessous (figure2.13).

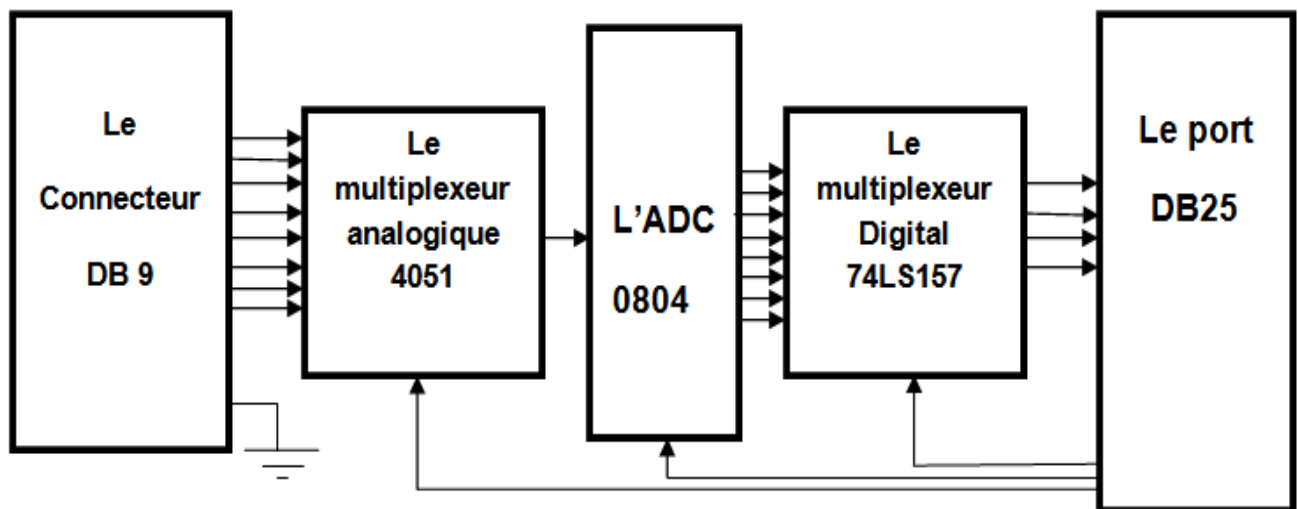


Figure (2.13) : schéma bloc de la carte d'acquisition.

2.5.2. Description Hardware de la carte :

La carte est réalisée (voir figure 2.14), pour permettre d'acquérir huit grandeurs analogiques de manière séquentielle. A cet effet un multiplexeur analogique (4051) est utilisé.

La sélection des entrées se fait à travers 3 lignes de commandes A, B, C issus du port parallèle(DB25). Ces lignes sont connectées aux bornes standards du port DB25 respectivement comme indiquer en ci-dessous.

- A → pin17 (select input)
- B → pin 14(autofeed)
- C → pin1 (strobe)

La grandeur sélectionnée est appliquée directement au convertisseur analogique digital (ADC0804) sans échantillonneur-bloqueur, compte tenu que les grandeurs de notre application évoluent en basse fréquence comparativement à la vitesse de conversion de l'ADC.

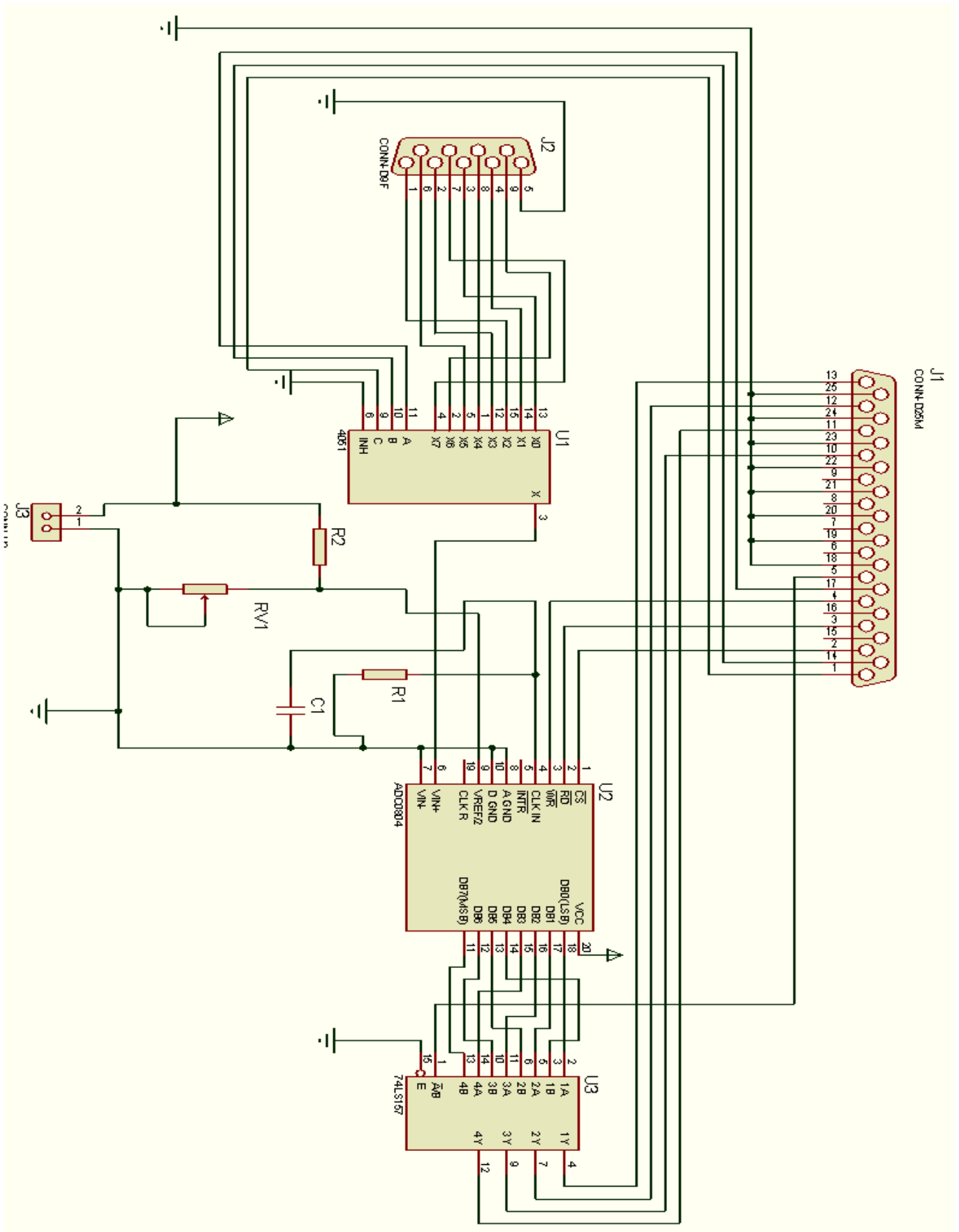


Figure (2.14) : schéma de fonctionnement de la carte d'acquisition.

Le lancement de la conversion A/D est accompli en appliquant une impulsion (high-low) WR (de l'ADC) à travers le port parallèle (broche4 du DB25 dans le registre de données), ainsi la fréquence d'échantillonnage est fixée de manière logicielle.

Toutefois pour que la conversion soit lancée ; il faut aussi que le chip select (\overline{CS})

Soit aussi au niveau bas. Cette ligne est aussi contrôlée par logiciel (broche2 du DB25) dans le registre de données.

Après un temps défini (voir fiche technique de l'ADC 0804) de conversion, la ligne \overline{INTR} de l'ADC est validée, signalant la fin de conversion. Dans notre configuration cette ligne n'est pas utilisée compte tenu que l'approche adoptée pour l'acquisition de données digitalisées est par scrutation (polling). En fait un retard (delay) logiciel est prévu avant que le processus scrute son port d'entrée /sortie pour lire la donnée disponible sur le port ; bien sur après qu'une impulsion \overline{RD} niveau bas soit validée ; cette ligne est aussi générée par logiciel (broche 3 du DB25 dans le registre de données). (Voir diagramme temporel- figure 2.15) donné en ci-dessous.

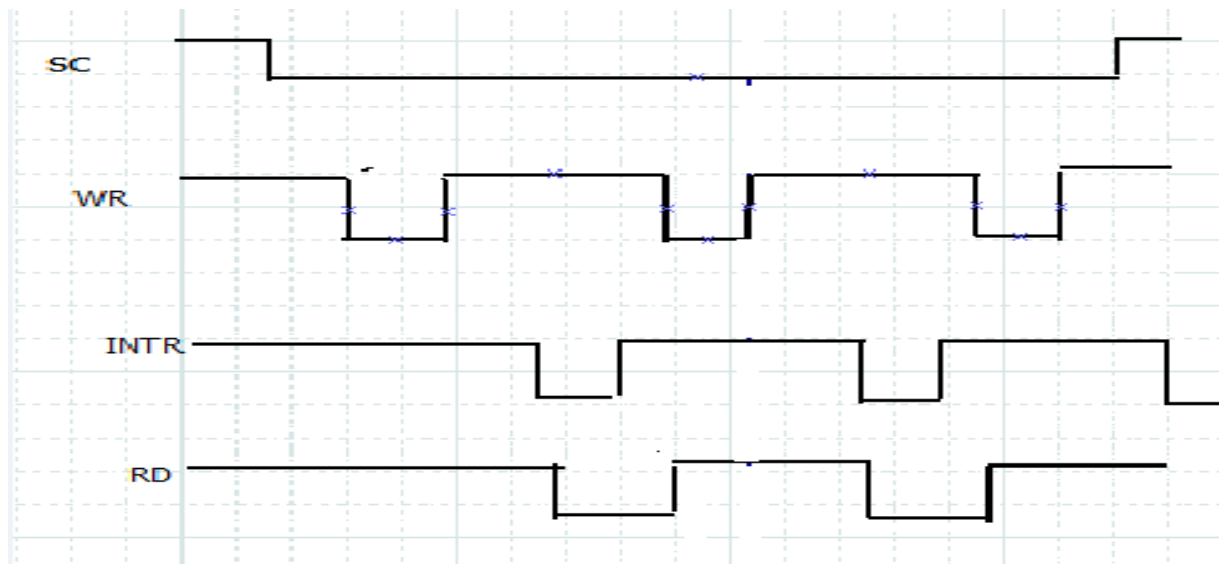


Figure (2.15) : diagramme de fonctionnement.

Cependant et compte tenu que les données (8bits) digitalisées sont acquises en deux temps 4bits (MSB) et 4 bits (LSB) vue la non disponibilité de huit lignes d'entrées ; un multiplexeur digital 74LS157 est utilisé. Le multiplexeur permet le multiplexage de huit bits à l'entrée en 4bits puis 4 bits en sortie à travers la ligne de commande $\overline{A/B}$. cette ligne de commande est contrôlée par le logiciel à travers les broche 5 du DB25 du registre de données.

2.5.3. Description du software :

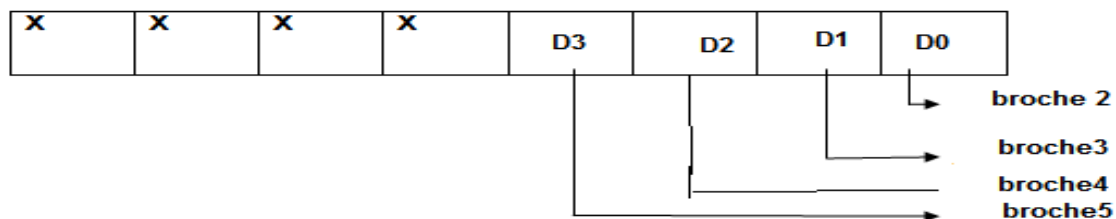
Pour pouvoir faire fonctionner la carte d'acquisition nous avons conçu un logiciel pour la piloter. Il est alors nécessaire de connaître les différents registres permettant la programmation des ports d'entrée/sortie du PC. Une brève description est donnée dans ce qui suit.

2.5.3. A. Les registres de l'interface :

Toutes les interfaces parallèles représentent trois registres situés au début de leurs zones de mémoire.

1. Le registre de données :

Les 8 bits du premier registre représentent les données qui doivent être transférés sur les lignes D0 à D7 (donner en ci-dessous).



Ce registre est utilisé comme un pur registre de sortie et il n'est pas destiné à recevoir des données.

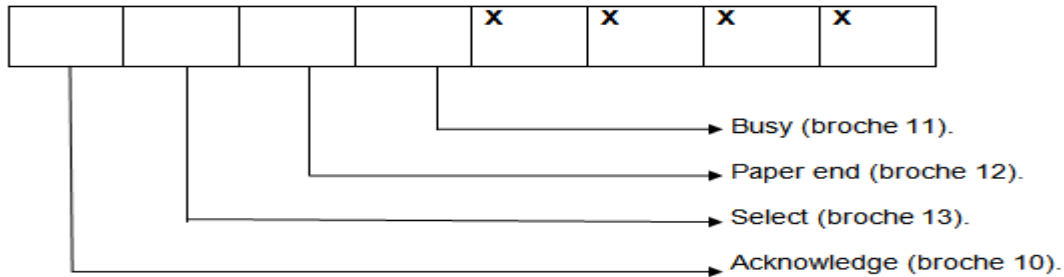
Pour notre carte d'acquisition nous allons utiliser uniquement des quatre premières lignes de données (D0àD3).

Adresse soft : 378h.

Ce registre est utilisé pour la commande de l'ADC0804 ainsi que la commande du multiplexeur digital 74LS157.

2. Le registre d'état :

Ce registre est destiné à recevoir des données, il présente les différents lignes d'état de l'imprimante (car il a été initialement conçu pour l'interface avec des imprimantes).

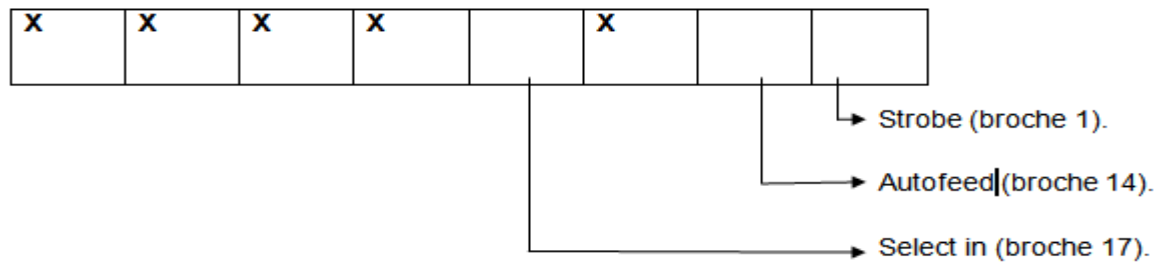


Adresse soft : 379h.

Ce registre est utilisé pour recevoir les données du multiplexeur digital 74LS157.

3. Le registre de contrôle :

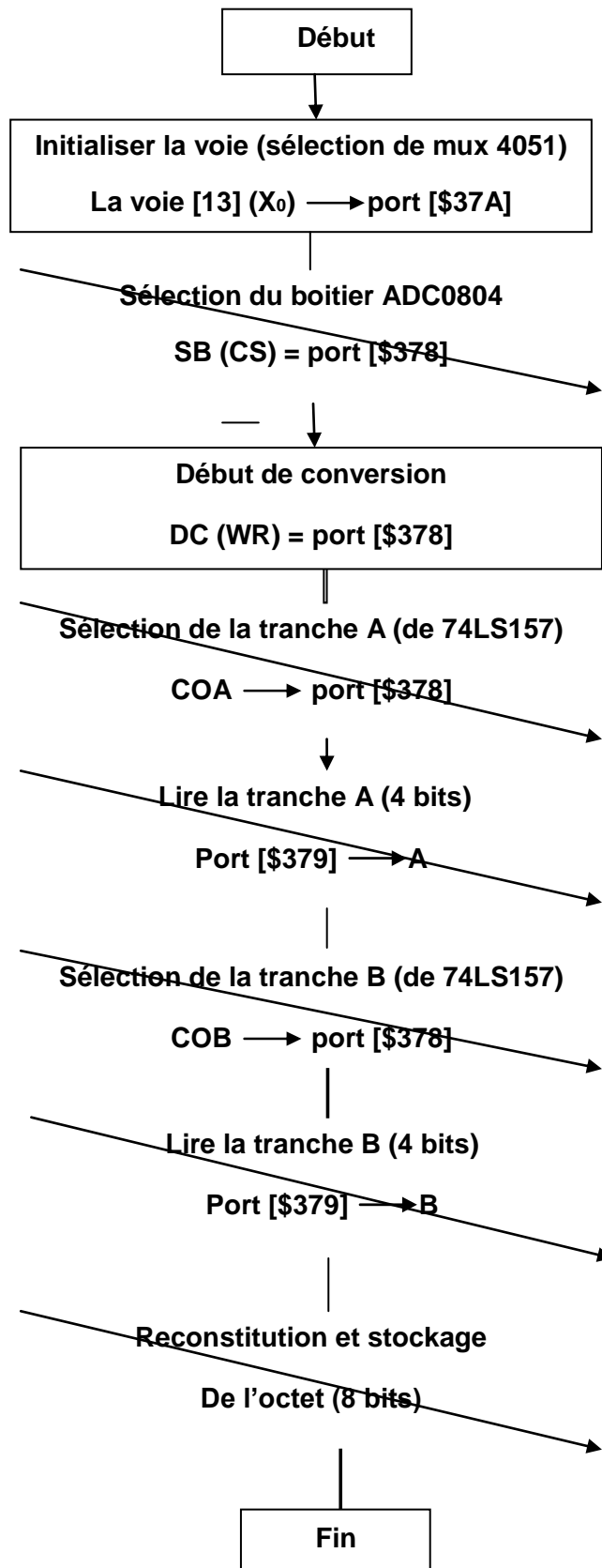
Il sert à commander l'imprimante et le matériel.



Adressesoft :37A.

Ce registre est utilisé dans la commande des lignes de sélection du multiplexeur analogique 4051.

2.5.3.B Organigramme du logiciel pilote de la carte



Organigramme d'acquisition des données

Le programme développé sous environnement Delphi est donnée en Annexe (C)

2.6 Conclusion :

A travers l'étude présentée dans ce chapitre; les différents circuits constituant le système réalisé ont été décrits et analysés. Cette description a portée sur le choix des circuits parfois à travers des mesures expérimentales tel que cela était fait pour le choix du capteur (la thermistance). L'étude a porté aussi sur la réalisation de la carte d'acquisition et sur le choix de la configuration hardware et software à implémenter.

Dans le chapitre qui suit un ensemble de mesures sur le système réalisé est présenté et discuté.

Chapitre 3

Conception et interprétation des résultats.

3.1 .introduction :

Après avoir décrit la partie théorique de notre réalisation et avoir cité les différentes expériences qui ont contribué aux choix de nos composants, nous allons présenter et décrire notre travail fini sur un circuit imprimé. Cette présentation sera traité a travers des mesures au niveau des circuits partant du capteur, de la mise en forme ; jusqu'à l'évaluation de la carte d'acquisition. Ces mesures sont réalisées sur différents sujets, d'age et de sexe différents.

3.2 Réalisation du circuit de conditionnement et mesures :

Après que notre schéma électrique présenté sur la figure (3.1) était fonctionnel sur la plaque d'essai, on l'a réalisé sur un circuit imprimé en faisant appel au logiciel ARES7(voir annexa A1).

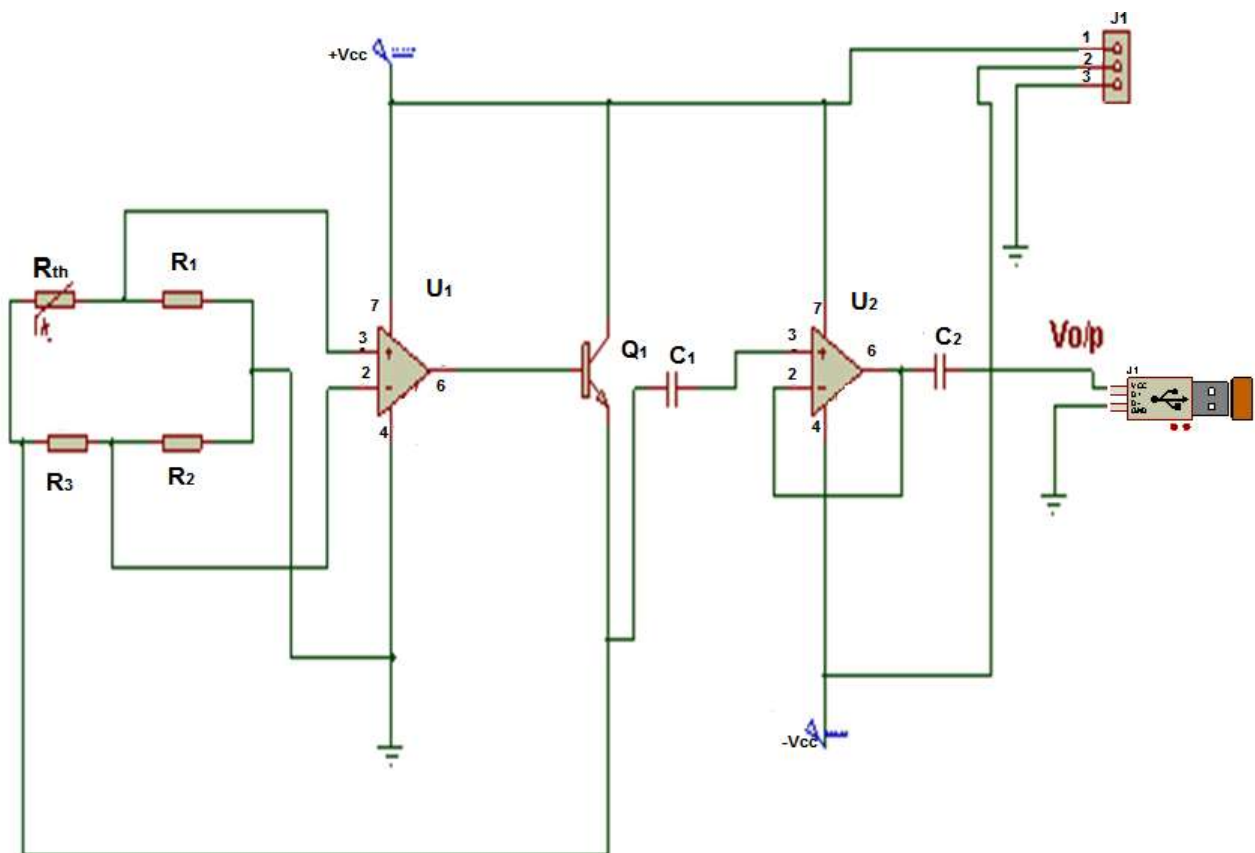


Figure (3.1) : schéma électrique du circuit de conditionnement du signal.

Le schéma électrique de la figure (3.1), est une représentation schématique du circuit électrique à réaliser. Cette représentation doit être claire pour avoir une compréhension facile de fonctionnement du circuit, et pour que n'importe quel utilisateur du schéma pourra l'étudier, pour cela nous avons respecté les méthodes citées ci-dessous :

- Nous allons utiliser des symboles normalisés, et garder le même symbole pour le même composant.
- Nous avons vérifié que les pistes de connexion et les composants sont alignés horizontalement ou verticalement.
- notre signal va de gauche à droite (l'entrée à gauche et la sortie à droite), l'alimentation doit être en haut et la masse en bas.
- Nous avons laissé de l'espace vide autour de symboles pour que les numéros de patte et les indications de type de chaque composant soient bien claires.

Le montage testé sur la plaque d'essai est illustré sur la photo de la figure (3.2)

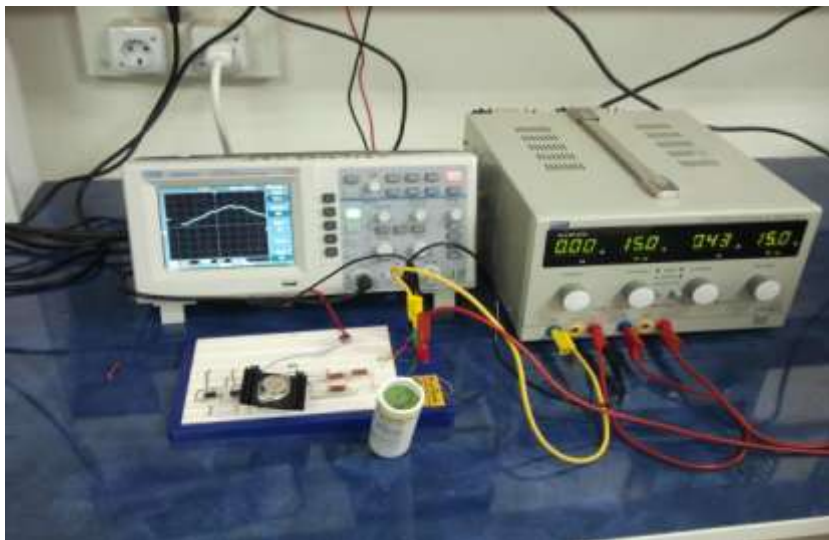


Figure (3.2) : photo du circuit de conditionnement réalisé sur la plaque d'essai.

Le circuit réalisé est donné sur la figure (3.3) ci-dessous. Celui du circuit imprimé est donné en AnnexeA1.



Figure (3.3) : photo circuit de mise en forme.

3.2.1 Le choix des composants :

Le choix a été fixé sur la CTN de $R = 35\text{ohm}$ puisqu'elle possède un temps de réponse plus rapide et très sensible à la variation de température dans l'eau. Sa réponse est aussi linéaire dans l'intervalle d'utilisation ; Cet élément résistif est placé dans un pont de Wheatstone. (Voir tableau N°1 chapitre 2).

Le pont de Wheatstone comporte quatre résistances : la CTN ($R_{th} = 35\text{ohm}$) et trois résistances de puissances de même valeur ($R_1=R_2=R_3=R=10\text{ohm}$). Elles sont fixées exactement lors de l'équilibre du pont ; c'est le moment où la thermistance s'est chauffée à une température supérieure à celle du corps humain (supérieure à 37°C). (Voir tableau N°1 **chapitre 2**).

Le NE3055 est placé sur un radiateur car, il chauffe compte tenu du courant relativement important qu'il débite dans la thermistance.

Dans notre travail nous avons introduit la thermistance dans l'embout (voir la figure 3.4) afin d'avoir le flux en entier à travers la thermistance et pour que les phénomènes physiques de l'environnement comme (la température ambiante) n'influent pas sur la variation de la CTN ainsi que le signal de mesure.



Figure (3.4) : embout buccal.

3.2.2 Présentation de quelques essais :

La procédure de mesure dépend de la coopération du patient et de l'effort. Le patient peut être assis ou debout. Il inspire profondément et expire le plus rapidement ou le plus lentement que possible tout l'air de ses poumons dans l'embout buccal où se trouve notre capteur et le filtre.

Lorsque la CTN est sollicitée par un écoulement d'air permanent, sa température décroît et sa résistance augmente, dans ce cas le pont est déséquilibré et le comparateur commute vers un état de saturation positif. Cet état va provoquer une saturation du transistor qui va permettre de générer un courant qui sera le même que celui débité avant pour le chauffage de la CTN à la température de seuil (environ 60°C), ce qui provoque l'équilibre du pont à nouveau. C'est en fait un système asservi.

- **Premier essai :**

Dans ce premier essai il s'agit d'une expiration forcée d'un adulte de sexe féminin de 20 ans et d'une taille moyenne. Le résultat est illustré sur la photo de la figure (3.5).

On remarque que l'amplitude du signal a atteint les 1,6V et un temps d'expiration de 2,5s dans le premier. Dans la deuxième expiration après une nouvelle inspiration une amplitude de 1,2V est mesurée avec la même expiration.

On remarque par un simple calcul de fréquence que la fréquence de ce signal ne dépasse pas les 0.5Hz se qui signifie que notre signal est très lent. Bien sur cette fréquence va dépendre du rythme d'inspiration et d'expiration.

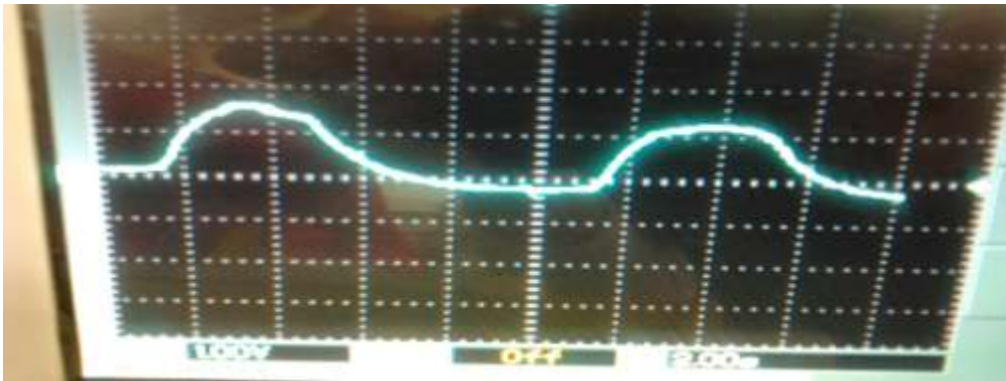


Figure (3.5) : premier essai.

- **Second essai :**

Dans ce deuxième essai il s'agit d'une expiration forcée d'un adulte de sexe masculin de 22ans et d'une taille moyenne. Le résultat est illustré sur la photo de la figure(3.6).

On remarque que l'amplitude du signal a atteint les 1,6V et un temps d'expiration de 4,4s dans la première expiration . Dans la deuxième expiration après une nouvelle inspiration, une amplitude de 1V est mesurée avec un temps d'expiration de 2,6s.



Figure (3.6).Second essai

- Troisième essai :

Dans ce troisième essai il s'agit d'une expiration lente d'un adulte de sexe masculin de 22ans et d'une taille moyenne. Le résultat est illustré sur la photo de la figure (3.7) ci-dessous.



Figure (3.7) :Troisième essai.

On remarque que l'amplitude du signal est à 1V et le temps d'expiration est de 5,2s.

On remarque à travers ces différents tests que l'amplitude du signal varie proportionnellement avec l'effort à l'expiration et que la durée dépend du temps d'expiration. En fait pour traduire ce signal en (l/min) ; un calibrage est nécessaire. Ce calibrage doit se faire avec un débitmètre commercialisé.

Ce signal doit être digitalisé pour un traitement numérique sur PC. Ainsi la carte de mesure et de mise en forme est connectée à la carte d'acquisition. Le connecteur est présenté sur;figure(3.8) ci-dessous .



Figure (3.8) : connecteur.

Ce connecteur est constitué à la fois d'un connecteur USB et un DB9 qui vont permettre de transmettre le signal analogique à la carte d'acquisition. Le DB9 est considéré comme étant un connecteur dont les 8 entrées sont disponibles pour différents signaux analogiques et l'entrée restante est utilisée pour la masse (broche5) du DB9. Nous avons utilisé la broche 3 du DB9 pour transmettre notre signal analogique à l'entrée de la carte d'acquisition.

3.3 Réalisation du circuit de la carte d'acquisition et mesure :

Le circuit imprimé de la carte d'acquisition a été aussi réalisé en faisant appel au logiciel ARES7 (voir annexe A2) à partir du schéma électrique donné sur la figure (3.9) présenté ci-dessous :

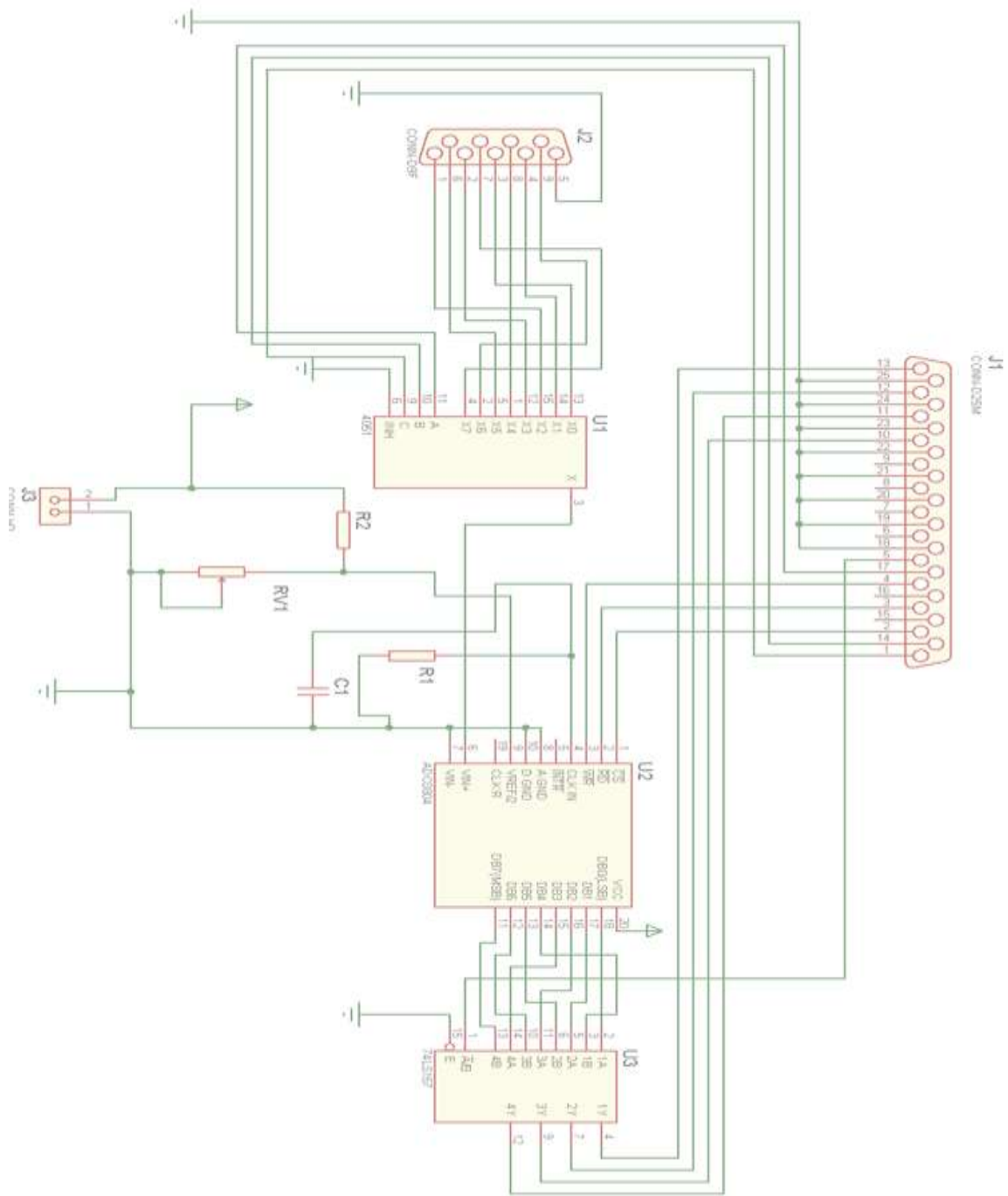


Figure (3.9) : schéma électrique de fonctionnement de la carte d'acquisition.

Le circuit réalisé est donné sur la figure (3.10) ci-dessous. Celui du circuit imprimé est donné en AnnexeA2.



Figure (3.10) : photo circuit de la carte d'acquisition.

3.3.1 Le test de la carte d'acquisition:

Test du MUX4051 :

En premier lieu on a alimenté le multiplexeur analogique par une tension d'alimentation de +5v (la broche 16 "VDD" du mux) (voir fiche technique).

Ce multiplexeur sera commandé par ses lignes de sélection A, B, C (les pins 9, 10 et 11 respectivement) qui vont permettre la transmission de notre signal analogique (voir fiche technique annexe B) ; Ce test a été fait selon la procédure décrite en ci-dessous :

Pour un premier test, On a injecté 5v (niveau logique1) dans la ligne A et on a relié les deux autres à la masse ((B, C)=0) pour afficher le signal injecté dans **x1** (la broche 14) qui est un signal sinusoïdale généré par un GBF à la sortie du mux (pin3).

Pour un deuxième test, on a relié la carte de mise en forme de notre signal analogique figure (3.1) avec la carte d'acquisition a travers notre connecteur figure (3.8) qui a permis la transmission du signal analogique dans la pin13 du multiplexeur. Pour que ce signal soit transmis à la sortie pin3 du mux on a injecté au niveau logique0 dans les lignes de sélection ((A, B, C)=0) respectivement (voir table de vérité dans l'annexe B).

Test de l'ADC 0804 :

La tension de la broche20 de l'ADC représente l'alimentation et doit être +5.

La sélection de l'ADC, est faite en mettant le CS au niveau logique 0 (CS=0) (voir fiche technique), la lecture des 8 bits de sortie de l'ADC (D0.....D7) sur le multiplexeur numérique « 74LS157 » se fait a travers le RD qui doit être au niveau logique 0. Ceci est fait en les reliant à la masse.

Pour lancer la conversion, nous devons forcer WR (broche 3 sur l'ADC) au niveau bas (front descendant « Start of conversion SOC»).

Cette impulsion est générée à partir d'un monostable déclenché par le fond montant d'un signal rectangulaire issu d'un générateur.

La durée d'impulsion est fixée à 150ns, la valeur est supérieure à la valeur minimale exigée par le convertisseur de l'ADC0804.

Le circuit de monostable monté sur la plaque d'essai est donné sur la figure (3.11) ci-dessous, et l'impulsion WR est illustrée sur la figure (3.12)

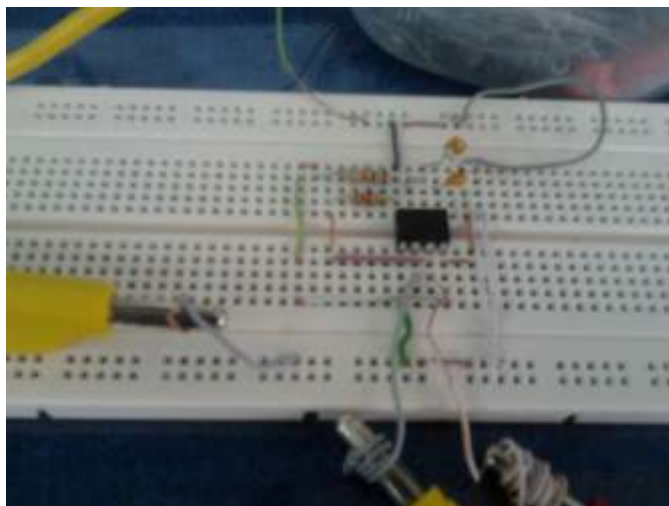


Figure (3.11) : photo de circuit monostable.

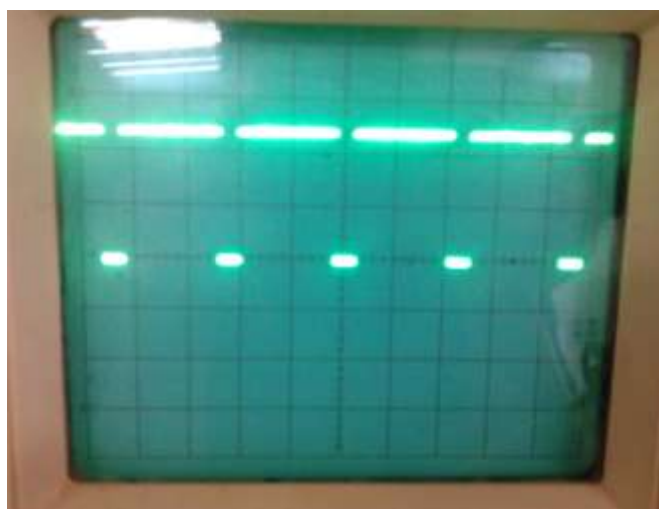


Figure (3.12) : photo de début de conversion (WR) « le signal de monostable ».

Le bon fonctionnement de l'ADC est testé par le monitoring de l'impulsion 'fin de conversion' définie par 'INTR' ; qui en fait suit les impulsions de début de conversion WR après un temps t_c : temps de conversion. Aussi, lorsque INTR change de niveau logique, nous pouvons lire les valeurs sur les sorties de l'ADC (PIN 11 à 18 sur le ADC) ce dernier affichera deux états (niveau logique 0, niveau logique1). (Voir figure 3.13).

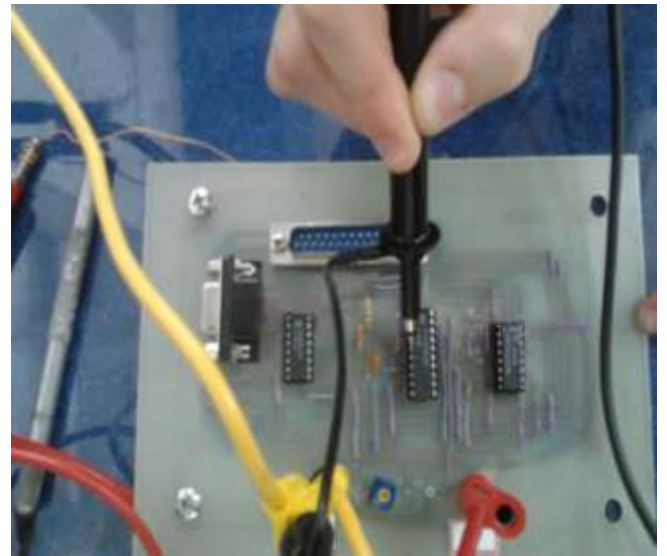
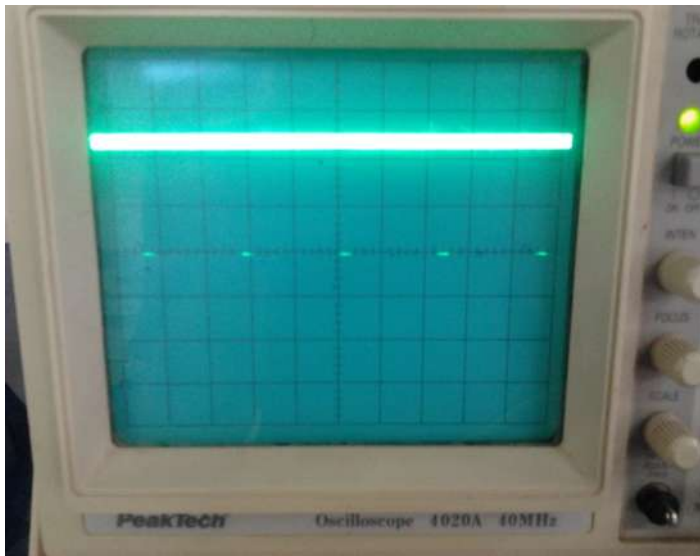


Figure (3.13): photo de la fin de conversion (INTR).

A travers les figures (3.13 et 3.12) on a calculé le temps de conversion que met le 0804 pour convertir un signal de 2 v et une fréquence de 80 Hz en bits.

Temps de conversion vaut $15\mu s$.

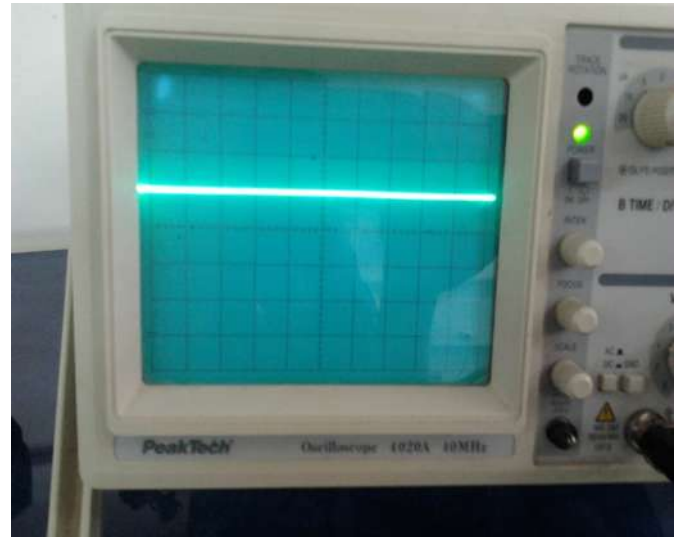
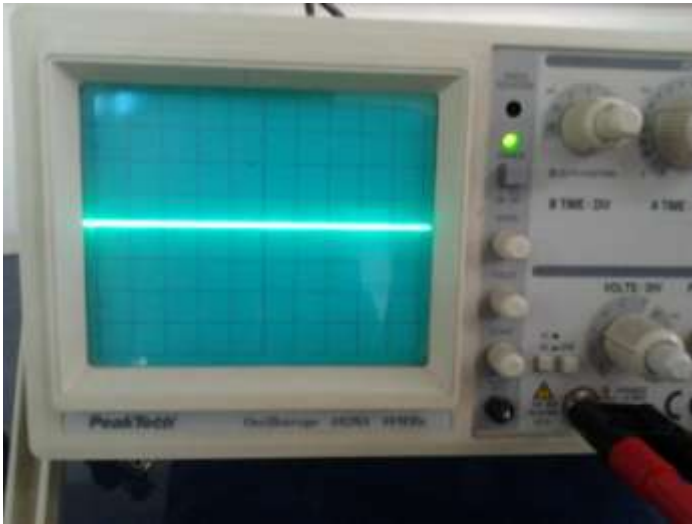


Figure (3.12) : photo sorties de l'ADC.

Après avoir testé notre carte d'acquisition ; on a choisi de faire son acquisition sur PC à travers le logiciel DELPHI7.

3.4 Initiation DELPHI7 :

Delphi est un outil de développement, c'est-à-dire un programme qui permet de créer des programmes, il permet d'utiliser le langage pascal et il est destiné à écrire des programmes fonctionnant exclusivement sous Windows.

Delphi est un environnement graphique de développement et de maquettage rapide. Différentes versions sont disponibles, on a utilisé la version DELPHI7.

3.4.1 fenêtre d'interface sous DELPHI.

L'interface logicielle est montrée sur la figure (3.13) ci-dessous :

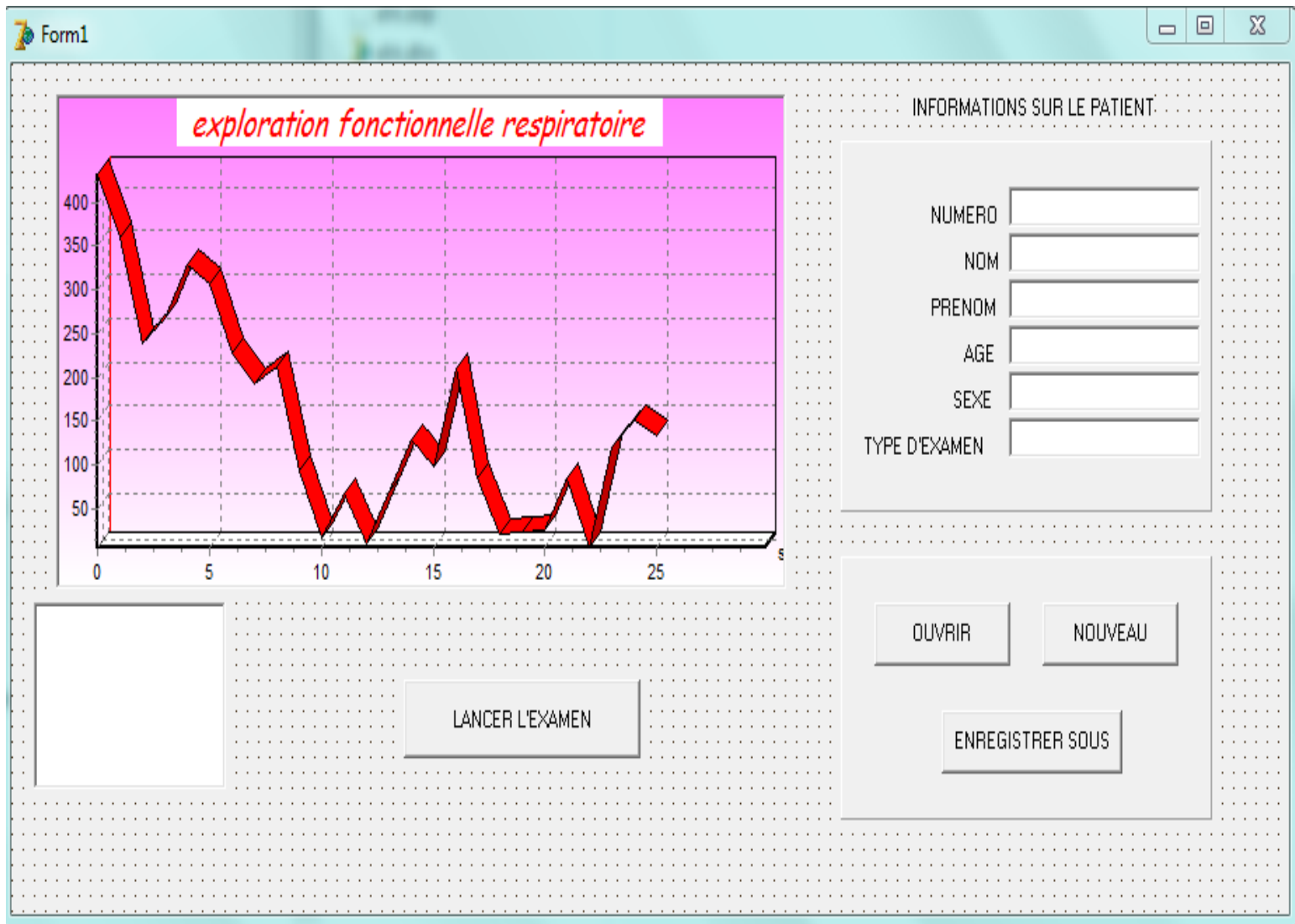


Figure (3.13) : interface logiciel pour signal EFR.

3.4 Conclusion :

Ce chapitre illustre les différents essais du circuit de mise en forme, qui ont été fait par différentes personnes. Ces derniers varient en amplitude et en fréquence selon le sexe et l'âge.

Le test de la carte d'acquisition permet sa fiabilité d'acquérir des signaux analogiques et leurs conversions numériques.

Manipulation pratique

1. L'objectif :

Le but de ce TP est de mesurer le débit respiratoire qui est un paramètre clé de la fonction pulmonaire à travers un signal acquis, et de comprendre les différentes étapes pour faire son acquisition sur PC à travers une carte d'acquisition.

2. Partie théorique

2.1. L'exploration fonctionnelle respiratoire (EFR):

Elle permet le dépistage d'anomalies chez des patients présentant des facteurs de risques respiratoires et oriente le diagnostic pour un suivi évolutif des pathologies respiratoires.

Différentes techniques sont utilisées pour aboutir à cette mesure, comme le fluxmètre à rota-mètre ; par ultrason...etc., dans cette manipulation de travaux pratiques on va s'intéresser à la mesure du débit par convection thermique.

2.2. La convection thermique :

La convection thermique est un transfert de chaleur qui se réalise avec déplacement de matière. Ce transfert de chaleur est rencontré dans des fluides, liquides ou gaz ; C'est-à-dire : L'étude du transfert de chaleur par convection permet de déterminer les échanges de chaleur se produisant entre un fluide et une paroi.

2.3. Comment on peut obtenir des mesures respiratoires par la convection thermique?

- Pour obtenir un débit de chaleur, il faut : une différence de température.
→ Ce débit de chaleur est proportionnel au flux d'air délivré.

3. Manipulation pratique:

Le système (schéma bloc ci-dessous) est réalisé autour d'un élément de transduction qui permet de traduire les faibles variations de débit en un signal électrique. Cet élément est composé d'une thermistance maintenue à une température constante par une boucle de régulation.

La procédure de mesure dépend de la coopération du patient et de l'effort, le patient est assis ou debout, il inspire profondément et expire le plus rapidement ou le plus lent possible tout l'air de ses poumons dans l'embout buccal où se trouve notre capteur et le filtre.

Lorsque la CTN est sollicitée par un écoulement d'air permanent, sa température décroît et sa résistance augmente, dans ce cas le pont est déséquilibré et le comparateur commute vers un état de saturation positif. Cet état va provoquer une saturation du transistor qui va permettre de générer un courant qui sera le même que celui débité avant pour le chauffage de la CTN à la température de seuil (environ 60°C), ce qui provoque l'équilibre du pont à nouveau. C'est en fait un système asservi.

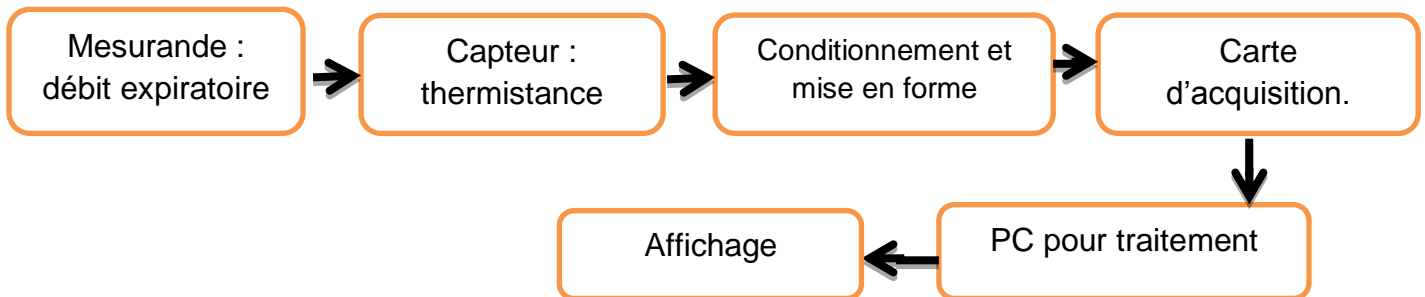


Figure (1) : schéma bloc

La manipulation pratique est menée à deux niveaux :

-Au niveau de la partie du capteur et du circuit de conditionnement et mise en forme (FIGURE 2-ci-dessous)

-Au niveau de la carte d'acquisition (figure 3-ci-dessous)

❖ Matériels utilisés :

- Une alimentation électrique.
- Un oscilloscope (de préférence à mémoire).
- Un ampèremètre.
- Un metrix (avec une sonde de température).
- La plaque du circuit de l'EFR
- Un générateur basse fréquence GBF

❖ Circuit de conditionnement.

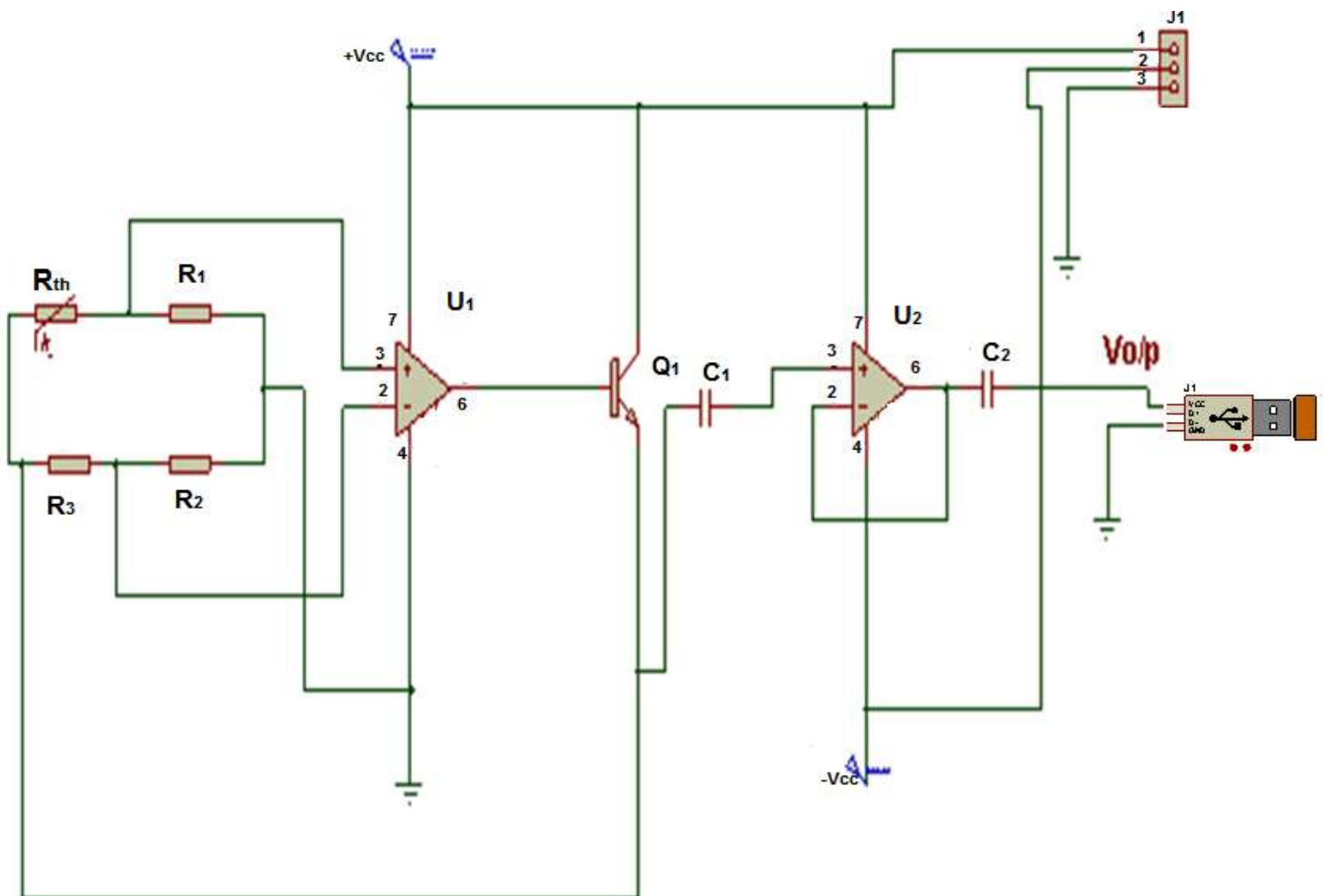
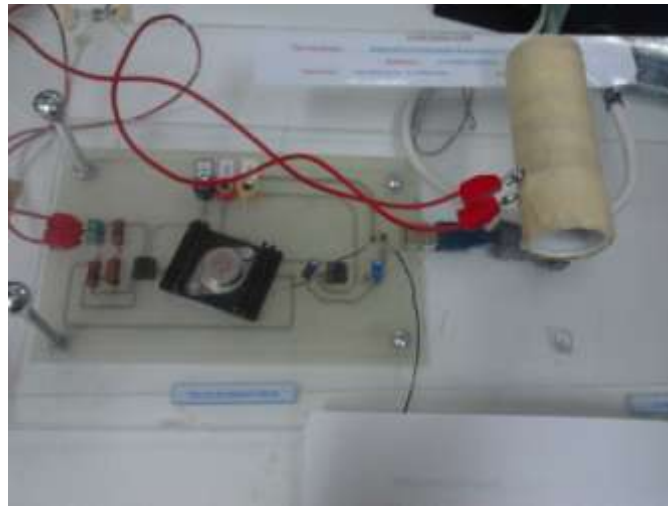


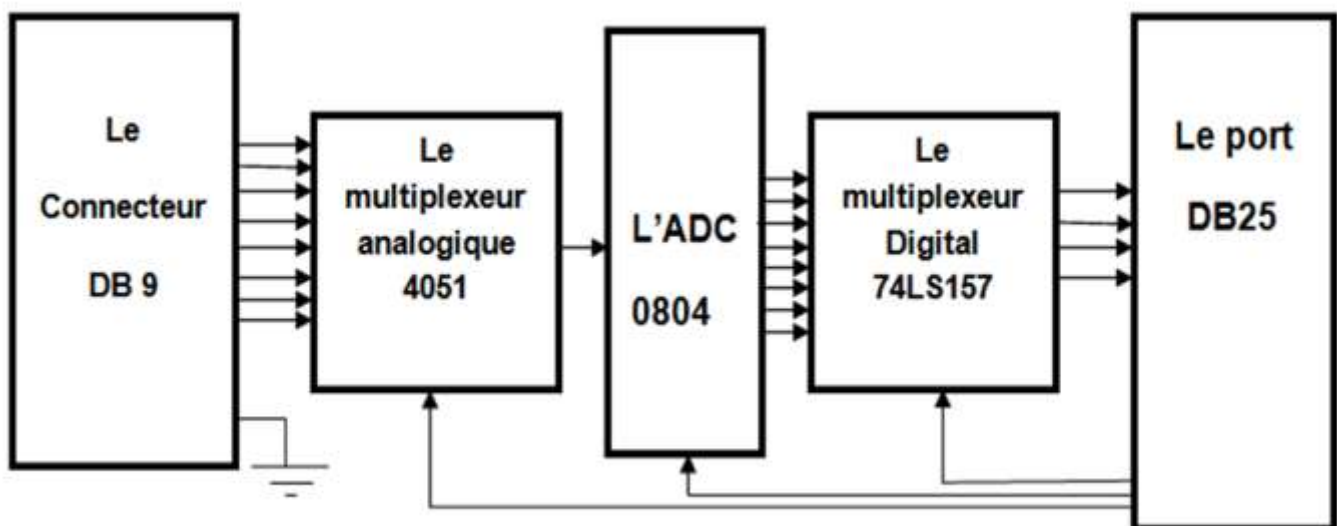
Figure 2 : circuit de conditionnement.

Mesures et questions sur le circuit de conditionnement et de mise en forme:

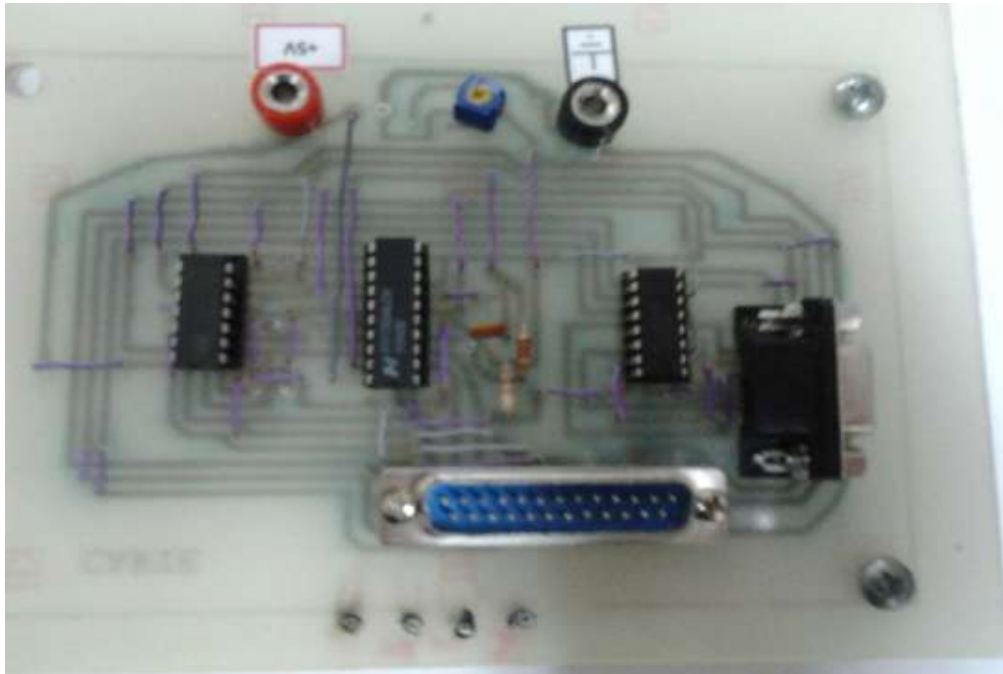
- 1/ alimentez le circuit par une tension symétrique de +/-15 et à l'aide d'un métrix relié à une sonde de température relever la température et la résistance de la CTN.
Justifier le choix des résistances du pont R1, R2, R3?
- 2/ relevez le signal de sortie. Que remarquez-vous ?
- 3/inspirez profondément puis expirez dans l'embout. Relevez l'amplitude et fréquence du signal de sortie dans d'un débit expiratoire rapide et lent.
- 4/ est-ce qu'on a besoin d'un circuit de mise en forme (amplification, filtrage), pourquoi ?
- 5/ si on a besoin d'amplifier ce signal :
Proposer un circuit pour l'amplification et un autre pour assurer une bonne adaptation entre les deux étages ?

❖ L'acquisition

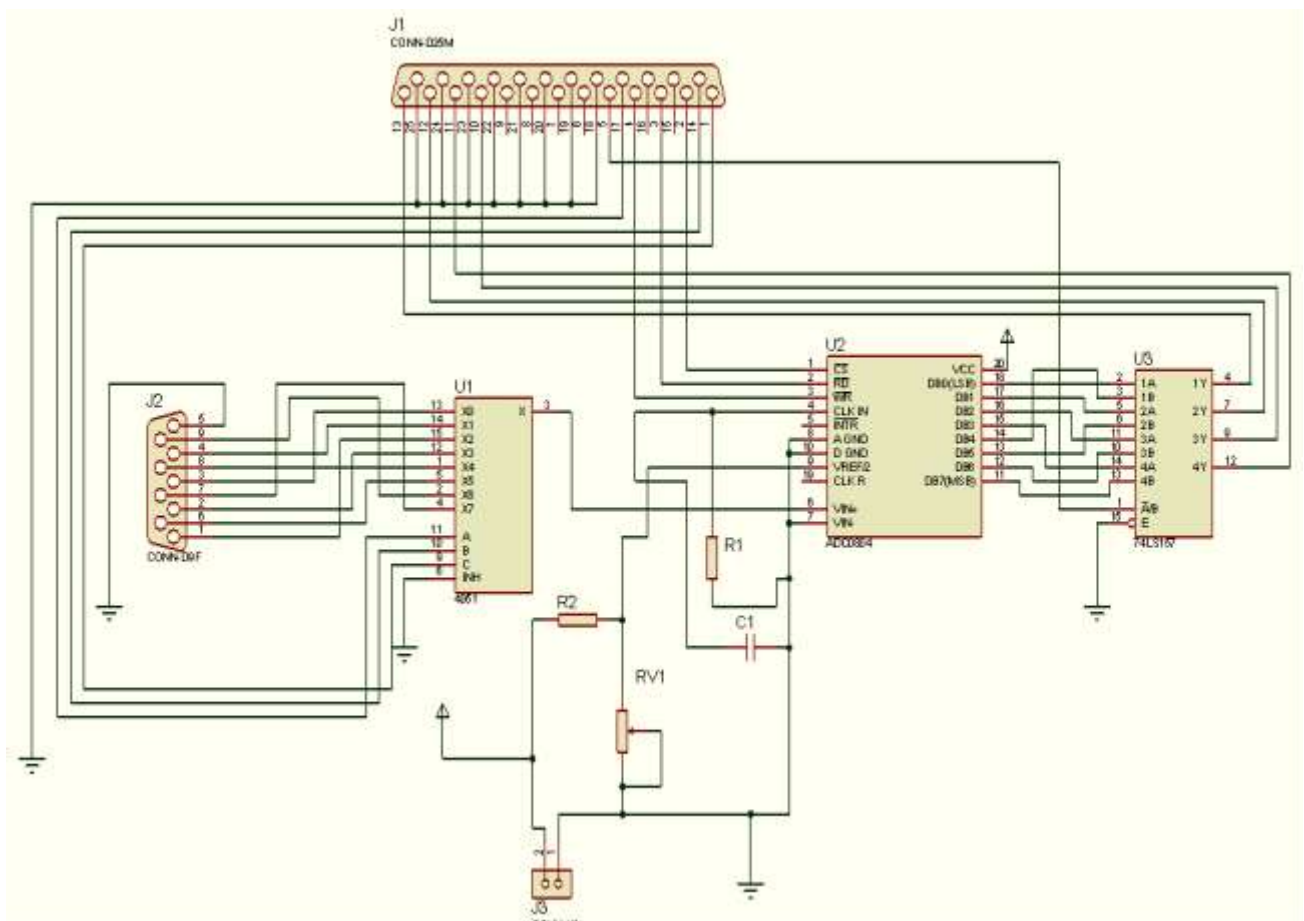
Dans cette partie, on s'intéresse à étudier la carte d'acquisition à travers le port parallèle. Elle se présente selon le schéma bloc donné, en ci-dessous (figure3).



Figure(3) : schéma bloc de la carte d'acquisition.



Figure(4) : photo de la carte d'acquisition.



Figure(5) : schéma électrique de la carte d'acquisition.

Mesures et questions sur la carte d'acquisition :

1-En utilisant le schéma électrique de la figure 4-ci-dessus et le schéma bloc de la figure 3-ci-dessus, identifier chaque bloc, et la fonction correspondante.

2/ Etudiez brièvement les fiches techniques de chaque composant.

Alimentez la carte d'acquisition par 5V ou 15V justifier votre choix ?

- 1/ Le multiplexeur analogique 4051 sera commandé par ses lignes de sélection A, B, C (les pins 9, 10 et 11 respectivement) qui vont permettre la transmission de notre signal analogique (voir fiche technique) ;

Tester le MUX analogique.

- 2/Sélectionner l'ADC.
 - 2.1/ RD doit être relié au niveau logique 0. Pourquoi ?
 - 2.2/ Proposer un moyen pour déclencher le début de conversion (WR).
 - 2.3/ Présenter le signal de début de conversion.
 - 2.4/ Présenter un signal analogique par rapport à la fréquence d'échantillonnage (WR) a l'entrée de l'ADC.
 - 2.5/ Relever le signal de la fin de conversion.
 - 2.6/ Calculer le temps de conversion.
 - 2.7/ Vérifier les sorties de l'ADC.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

L'étude du cas que nous venons de présenter suscite en nous un intérêt certain sur l'interdépendance entre l'électronique et la médecine et nous sensibilise à cette grande richesse d'acquisition et de traitement des signaux.

La notion de mesure telle qu'elle fut exprimée dans notre travail nous incite à rechercher toujours d'avantage les techniques liées à son développement afin de parfaire son exploitation.

La réalisation pratique de ce système de mesure nous a permis de cerner la traduction des données physiologiques en données techniques et informatiques.

La mesure du débit d'air pulmonaire telle qu'elle fut affichée dans les différents diagrammes présente une importance capitale dans la conduite thérapeutique et une prise en charge adéquate de l'individu.

La grande richesse des possibilités de l'électronique permet de plus en plus de décomposer les différentes composants du conditionneur de signaux pour mieux les distinguer.

Le capteur étant le premier élément de la chaîne de mesure, reste fortement dominé par les techniques analogiques malgré les avantages de la technique numérique.

Nous avons constaté que l'élément de transduction est très sensible aux variations de débits mentionnées précédemment et convient parfaitement pour la mesure des faibles débits d'air.

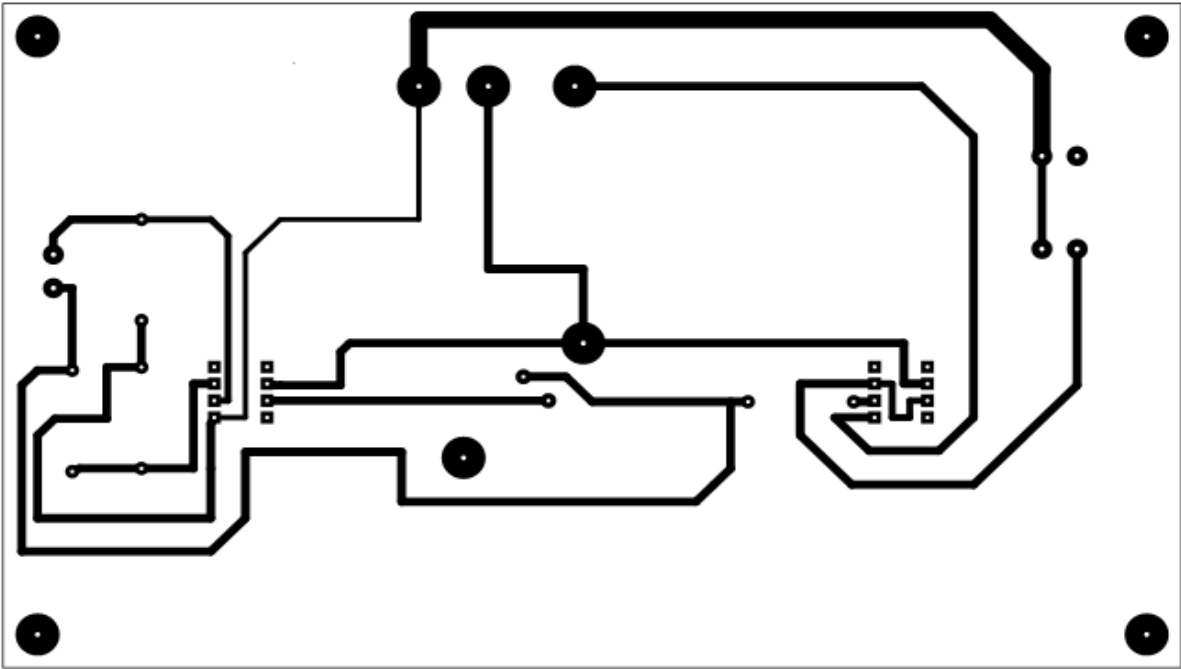
De plus, notre projet mérite d'être affiné par des travaux et des recherches plus poussées pouvant communiquer une meilleure performance de notre système de mesure et une exactitude dans la traduction des résultats.

Cet appareil à asservissement électronique que nous avons baptisé « SYMEFADAIR » (système de mesure de faible débit d'air), peut être développée dans un milieu industriel, car elle a un faible coût de production et peut être utilisée comme un dispositif ambulatoire.

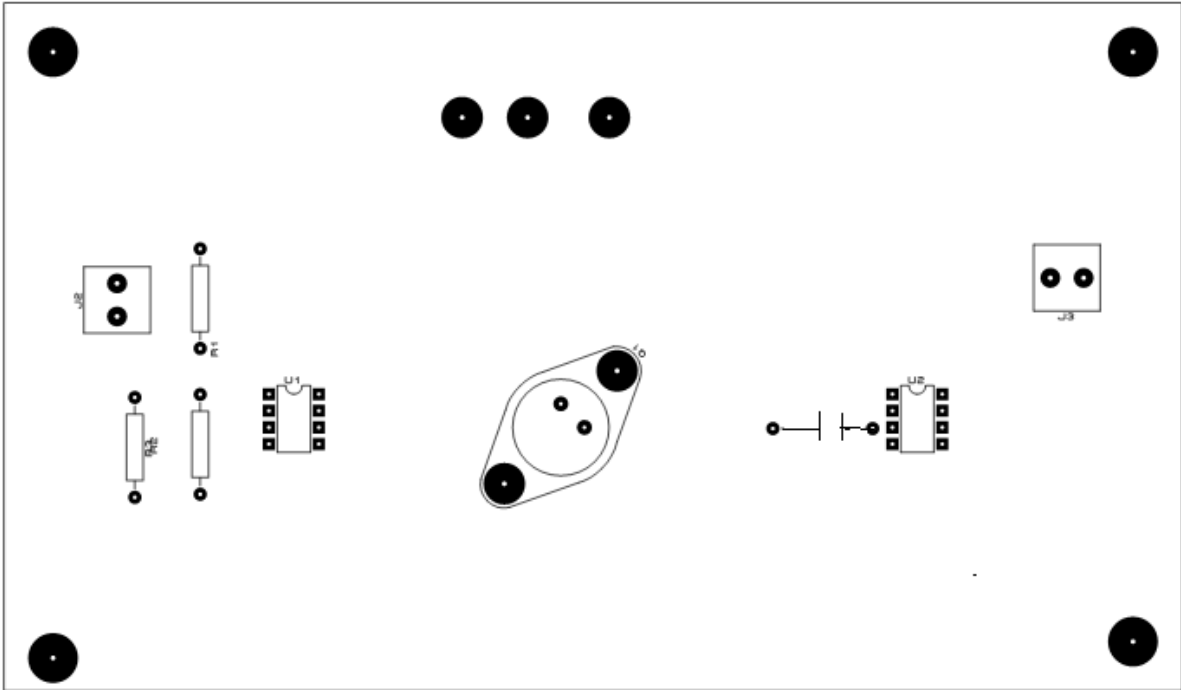
Et enfin pour finir, notre projet nous a permis, d'approfondir nos connaissances. Le plus important encore, c'est d'être confronté aux problèmes pratiques de l'électronique et comment surmonter tous ces problèmes pour mener à bien une réalisation.

ANNEXE A

Annexe A1 :



Circuit imprimé du circuit de mise en forme



Circuit imprimé du circuit de mise en forme face composants

Liste de composant pour le circuit de mise en forme :

Résistances :

$R1=R2=R3=10\Omega$.

Capteur CTN:

$R_{TH}=35\Omega$.

Transistor:

2N3055.

Condensations:

$C1=1\mu F$.

$C2=3,3\mu F$.

Circuit intégré:

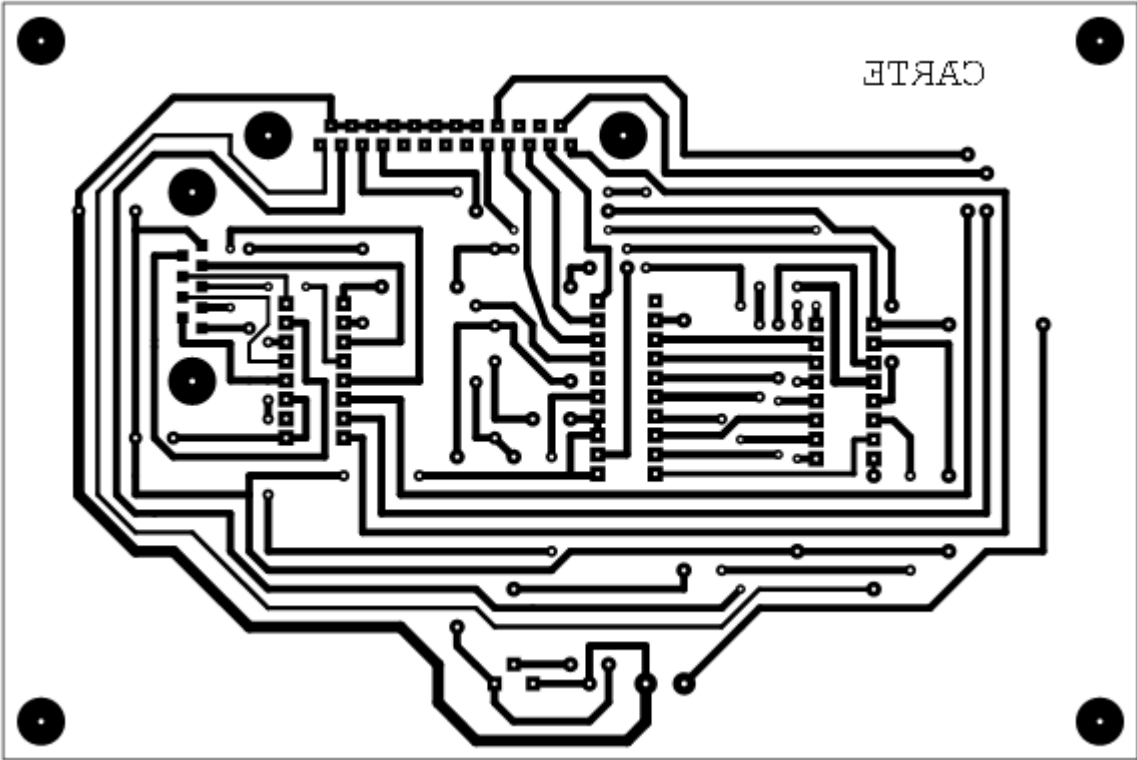
$U1=\mu A 741$.

$U2=TL081$.

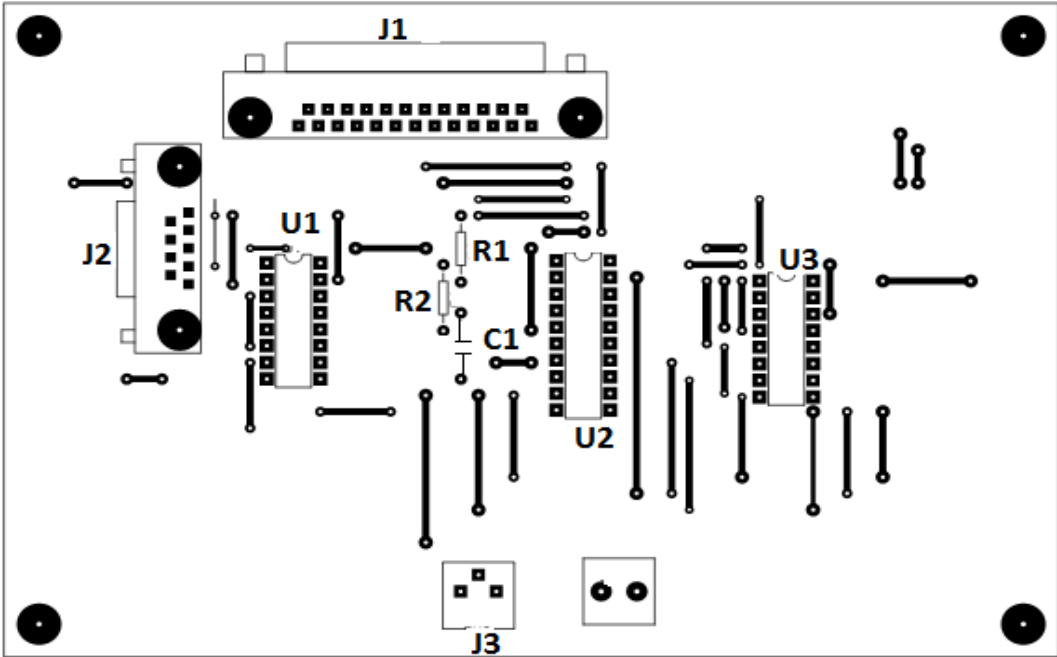
Connecteur:

J1: bornier 2 plots.

Annexe A2:



Circuit imprimé de la carte d'acquisition



Circuit imprimé de la carte d'acquisition face composants

Liste de composant pour la carte d'acquisition :

Les résistances :

R1=12Kohm

R2=2,2Kohm

Les condensateurs :

C1=150pF.

Potentiomètre :

RV1=10kOhm

Circuit intégré :

U1 : MUX 4051

U2 : ADC 0804.

U3 : MUX 74LS 157.

Connecteurs :

J1 : DB25.

J2 : DB9.

J3 : alimentation.

ANNEXE B

- [fiche technique : \$\mu\$ A741](#) :

GENERAL PURPOSE SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIER

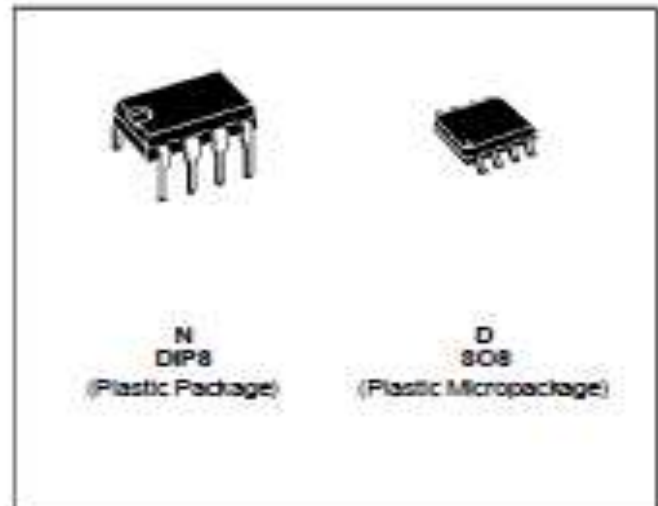
- LARGE INPUT VOLTAGE RANGE
- NO LATCH-UP
- HIGH GAIN
- SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- NO FREQUENCY COMPENSATION REQUIRED
- SAME PIN CONFIGURATION AS THE UA709

DESCRIPTION

The UA741 is a high performance monolithic operational amplifier constructed on a single silicon chip. It is intended for a wide range of analog applications.

- Summing amplifier
- Voltage follower
- Integrator
- Active filter
- Function generator

The high gain and wide range of operating voltages provide superior performances in integrator, summing amplifier and general feedback applications. The internal compensation network (6dB/octave) insures stability in closed loop circuits.

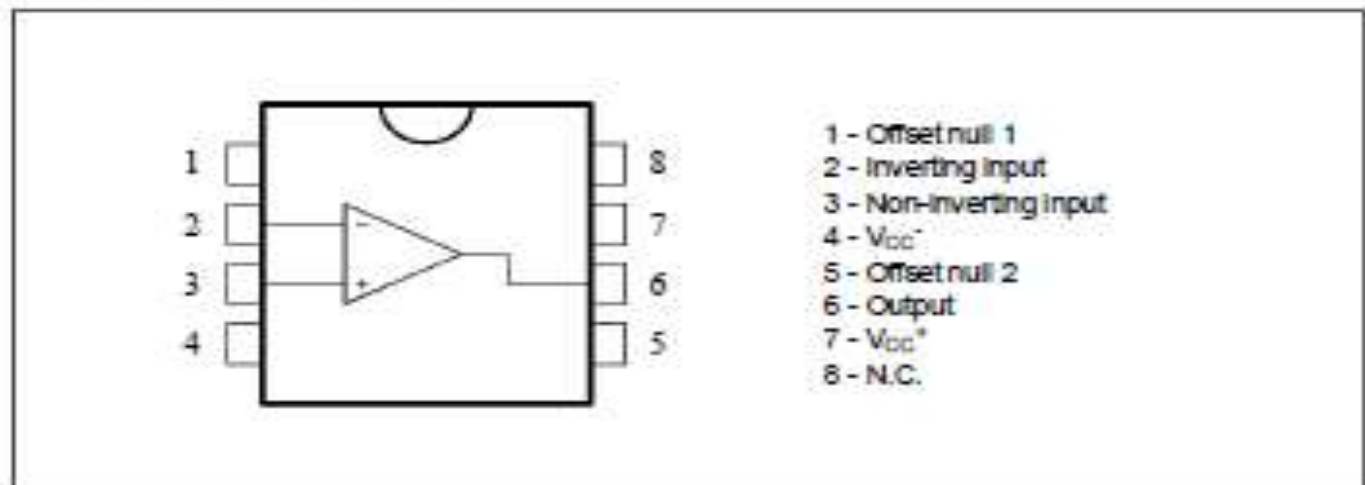


ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
UA741C	0°C, +70°C	•	•
UA741I	-40°C, +105°C	•	•
UA741M	-55°C, +125°C	•	•

Example : UA741CN

PIN CONNECTIONS (top view)



- fiche technique : 2N3055 :



2N3055
MJ2955

COMPLEMENTARY SILICON POWER TRANSISTORS

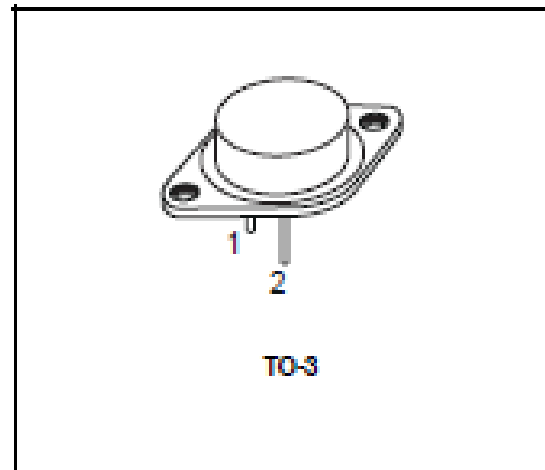
- STMicroelectronics PREFERRED SALESTYPES
- COMPLEMENTARY NPN-PNP DEVICES

DESCRIPTION

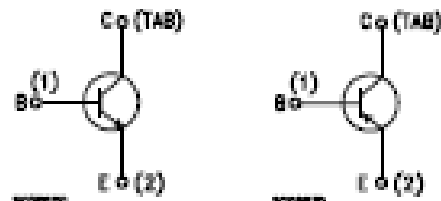
The 2N3055 is a silicon Epitaxial-Base Planar NPN transistor mounted in Jedec TO-3 metal case.

It is intended for power switching circuits, series and shunt regulators, output stages and high fidelity amplifiers.

The complementary PNP type is MJ2955.



INTERNAL SCHEMATIC DIAGRAM



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value		Unit
		NPN	PNP	
		2N3055	MJ2955	
V_{CB0}	Collector-Base Voltage ($I_C = 0$)	100		V
V_{CE0}	Collector-Emitter Voltage ($R_{\theta JC} \leq 1000\Omega$)	70		V
V_{CE0}	Collector-Emitter Voltage ($I_B = 0$)	60		V
V_{EB0}	Emitter-Base Voltage ($I_C = 0$)	7		V
I_C	Collector Current	15		A
I_B	Base Current	7		A
P_{tot}	Total Dissipation at $T_c \leq 25^\circ\text{C}$	115		W
T_{stg}	Storage Temperature	-55 to 200		$^\circ\text{C}$
T_J	Max. Operating Junction Temperature	200		$^\circ\text{C}$

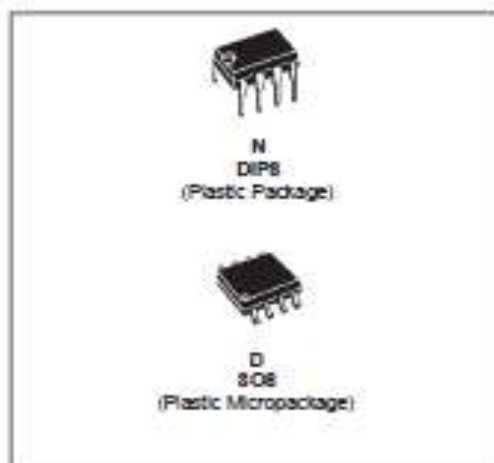
For PNP types voltage and current values are negative.



TL081
TL081A - TL081B

**GENERAL PURPOSE J-FET
SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIERS**

- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}^+) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : $16V/\mu s$ (typ)

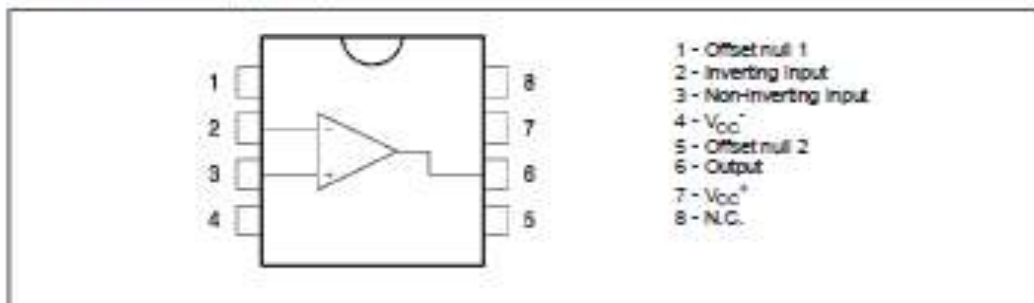


DESCRIPTION

The TL081, TL081A and TL081B are high speed J-FET Input single operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

PIN CONNECTIONS (top view)



ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL081M/AM/BM	-55°C, +125°C	*	*
TL081A/BI	-40°C, +105°C	*	*
TL081C/AC/BC	0°C, +70°C	*	*
Example : TL081CD, TL081IN			

* Dual In-Line Package (DIP)
 † Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (TR)



4051

CMOS IC

8-CHANNEL ANALOG MULTIPLEXERS/DEMULTIPLEXERS

■ DESCRIPTION

UTC **4051** is single 8-channel analog multiplexers/demultiplexers for application as digitally-controlled analog switches.

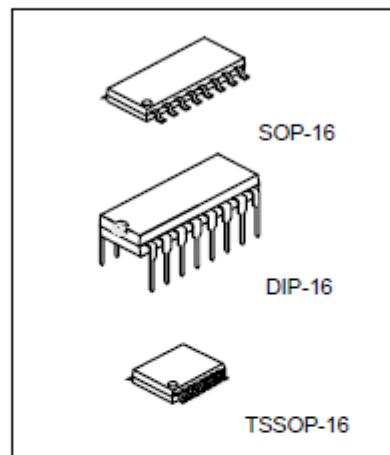
The device has three binary control inputs and an inhibit input. It feature low ON impedance and very low OFF leakage current. Control of analog signals up to the complete supply voltage range can be achieved.

■ FEATURES

- * Wide Analog Voltage Range: $V_{DD}-V_{EE} = 3V\sim 18V$.
(Note: V_{EE} must be $\cdot V_{SS}$)
- * Break-Before-Make Switching Eliminates Channel Overlap.
- * Linearized Transfer Characteristics
- * Implement an SP8T solid state switch effectively.
- * Pin-to-Pin Replacement for CD4051

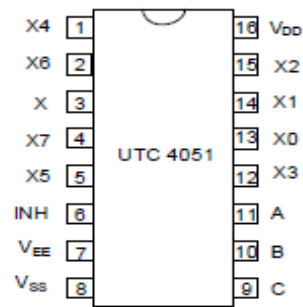
■ ORDERING INFORMATION

Order Number		Package	Packing
Normal	Lead Free Plating		
4051-S16-R	4051L-S16-R	SOP-16	Tape Reel
4051-S16-T	4051L-S16-T	SOP-16	Tube
4051-P16-R	4051L-P16-R	TSSOP-16	Tape Reel
4051-P16-T	4051L-P16-T	TSSOP-16	Tube
4051-D16-T	4051L-D16-T	DIP-16	Tube



*Pb-free plating product number: 4051L

■ **PIN CONFIGURATION**



■ **PIN DESCRIPTION**

PIN No.	SYMBOL	NAME AND FUNCTION
3	X	Common Input/Output
6	INH	Inhibit Inputs
7	V _{EE}	Supply Voltage
8	V _{SS}	Ground
11,10,9	A,B,C	Binary Control Inputs
13,14,15,12,1,5,2,4	X0~X7	Independent Inputs/Outputs
16	V _{DD}	Positive Supply Voltage

∴

■ **TRUTH TABLE**

Control Inputs				ON Switches
INHIBIT	C	B	A	
0	0	0	0	X0
0	0	0	1	X1
0	0	1	0	X2
0	0	1	1	X3
0	1	0	0	X4
0	1	0	1	X5
0	1	1	0	X6
0	1	1	1	X7
1	x	x	x	None

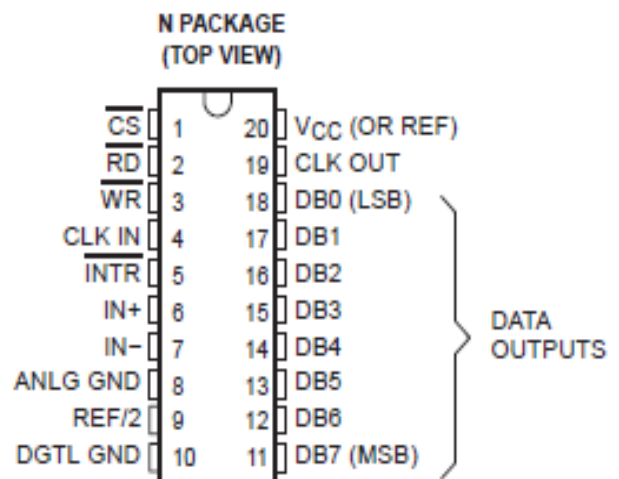
x = Don't Care

fiche technique :ADC0804 :

ADC0804C, ADC08041
8-BIT ANALOG-TO-DIGITAL CONVERTERS
WITH DIFFERENTIAL INPUTS

SLAS035 - OCTOBER 1983 - REVISED OCTOBER 1988

- 8-Bit Resolution
- Ratiometric Conversion
- 100- μ s Conversion Time
- 135-ns Access Time
- No Zero Adjust Requirement
- On-Chip Clock Generator
- Single 5-V Power Supply
- Operates With Microprocessor or as Stand-Alone
- Designed to Be interchangeable With National Semiconductor and Signetics ADC0804



description

The ADC0804 is a CMOS 8-bit successive-approximation analog-to-digital converter that uses a modified potentiometric (256R) ladder. The ADC0804 is designed to operate from common microprocessor control buses, with the 3-state output latches driving the data bus. The ADC0804 can be made to appear to the microprocessor as a memory location or an I/O port. Detailed information on interfacing to most popular microprocessors is readily available from the factory.

A differential analog voltage input allows increased common-mode rejection and offset of the zero-input analog voltage value. Although REF/2 is available to allow 8-bit conversion over smaller analog voltage spans or to make use of an external reference, ratiometric conversion is possible with REF/2 open. Without an external reference, the conversion takes place over a span from V_{CC} to ANLG GND. The ADC0804 can operate with an external clock signal or, with an additional resistor and capacitor, can operate using an on-chip clock generator.

fiche technique : 74LS157 :

SDLS058

**SN54157, SN54LS157, SN54LS158, SN54S157, SN54S158,
SN74157, SN74LS157, SN74LS158, SN74S157, SN74S158
QUADRUPLE 2-LINE TO 1-LINE DATA SELECTORS/MULTIPLEXERS**
MARCH 1974 - REVISED MARCH 1980

- Buffered Inputs and Outputs
- Three Speed/Power Ranges Available

TYPES	TYPICAL AVERAGE PROPAGATION TIME	TYPICAL POWER DISSIPATION
'157	9 ns	160 mW
LS157	9 ns	49 mW
'S157	5 ns	250 mW
'LS158	7 ns	24 mW
'S158	4 ns	105 mW

applications

- Expand Any Data Input Point
- Multiplex Dual Data Buses
- Generate Four Functions of Two Variables (One Variable Is Common)
- Synchronize Programmable Counters

description

These monolithic data selectors/multiplexers contain inverters and drivers to supply full on-chip data selection to the four output gates. A separate strobe input is provided. A 4-bit word is selected from one of two sources and is routed to the four outputs. The '157, 'LS157, and 'S157 present true data whereas the 'LS158 and 'S158 present inverted data to minimize propagation delay time.

FUNCTION TABLE

STROBE S	INPUTS			OUTPUT Y	
	SELECT A/B	A	B	'157, 'LS157, 'S157	'LS158 'S158
H	X	X	X	L	H
L	L	L	X	L	H
L	L	H	X	H	L
L	H	X	L	L	H
L	H	X	H	H	L

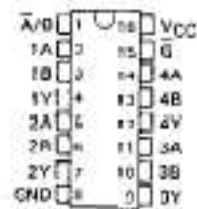
H = high level, L = low level, X = indeterminate

absolute maximum ratings over operating free air temperature range (unless otherwise noted)

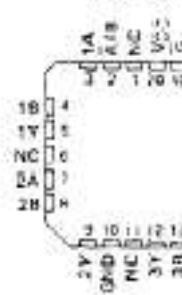
Supply voltage, V _{CC} (See Note 1)	7 V
Input voltage: '157, 'S158	5.5 V
LS157, 'LS158	7 V
Operating free-air temperature range: SN54*	-55°C to 125°C
SN74*	0°C to 70°C
Storage temperature range	-65°C to 150°C

NOTE 1: Voltage values are with respect to reference ground terminal.

SN54157, SN54LS157, SN54S157,
SN54LS158, SN54S158 ... J OR W PACKAGE
SN74157 ... N PACKAGE
SN74LS157, SN74S157,
SN74LS158, SN74S158 ... D OR N PACKAGE



SN54LS157, SN54S157, SN54LS158,
SN54S158 ... FE PACKAGE



NC - No Internal Connection

PACKAGE FOR DATA documents contain information correct as of publication date. Products conform to specifications and the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not include routine testing of all parameters.

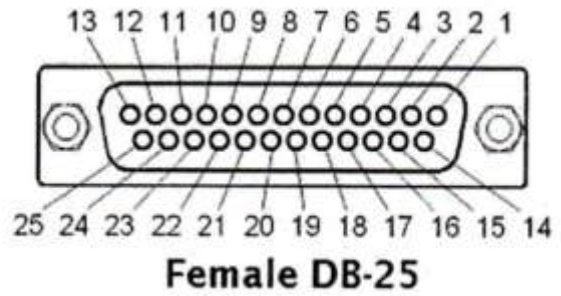
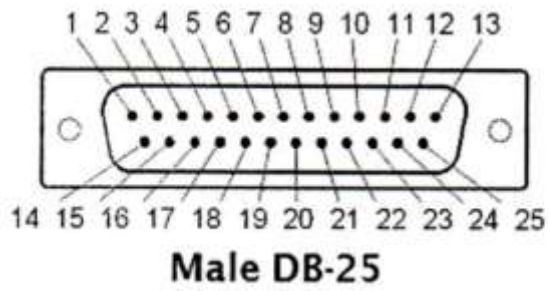
TEXAS
INSTRUMENTS

DAVID BROWN, VICE PRESIDENT, GENERAL MANAGER, TEXAS INSTRUMENTS

Le DB25 (port parallèle) :

connecteur SUB-D 25	Fonction	Niveau de repos	Direction	Registre
1	Strobe	1	S	contrôle
2	donnée D0	0	E/S	donnée
3	donnée D1	0	E/S	donnée
4	donnée D2	0	E/S	donnée
5	donnée D3	0	E/S	donnée
6	donnée D4	0	E/S	donnée
7	donnée D5	0	E/S	donnée
8	donnée D6	0	E/S	donnée
9	donnée D7	0	E/S	donnée
10	Acknowledge	1	E	état
11	Busy	0	E	état
12	Paper end	0	E	état
13	Select	0	E	état
14	Autofeed	1	S	contrôle
15	Error	1	E	état
16	Initialize	1	S	contrôle
17	Select input	1	S	contrôle
18-25	Ground			

Registre de données	bit 0	D0
	bit 1	D1
	bit 2	D2
	bit 3	D3
	bit 4	D4
	bit 5	D5
	bit 6	D6
	bit 7	D7
Registre d'état	bit 3	Error
	bit 4	Select
	bit 5	Paper end
	bit 6	Acknowledge
	bit 7	Busy
Registre de contrôle	bit 0	Strobe
	bit 1	Autofeed
	bit 2	Initialize
	bit 3	Select input
	bit 4	Autorisation d'interruption
	bit 5	direction données (0 = sortie, 1 = entrée)



Différentes adresses peuvent exister pour les registres selon le système, le tableau suivant en présente les différentes possibilités (0x signifie que les valeurs sont en hexadécimal) :

port de données	0x956	0x3BC	0x888	0x378	0x632	0x278
port d'état	0x957	0x3BD	0x889	0x379	0x633	0x279
port de contrôle	0x957	0x3BE	0x89A	0x37A	0x634	0x27A

ANNEXE C

Réalisation d'une nouvelle carte d'acquisition

Malgré l'étude complète de la carte d'acquisition en amont de la réalisation et les testes qui ont été faites en aval de cette dernière aussi la fiabilité du programme que nous avons développé et vérifié par Mr BENALI, nous avons rencontré des problèmes au niveau de l'exécution, parmi eux :

- Une constatation d'une chute de tension au niveau du pin WR de l'ADC (cela a été vérifié que le niveau haut donné par logiciel (5V) était bien présent au niveau de la pin4 du port parallèle et la chute de tension a eu lieu que sur la plaque. A cet effet la fin de conversion n'est pas validée.
- Les sorties de l'ADC varient selon deux états alors que les sorties du multiplexeur digital étaient toujours au niveau logique 1 que se soit pour les LSB ou MSB.
- Malgré cela un test sur une plaque d'essai (voir figure1) de cette partie a été fait alors on a constaté que l'ADC fonctionnait correctement alors que le problème lié au multiplexeur digital reste posé.

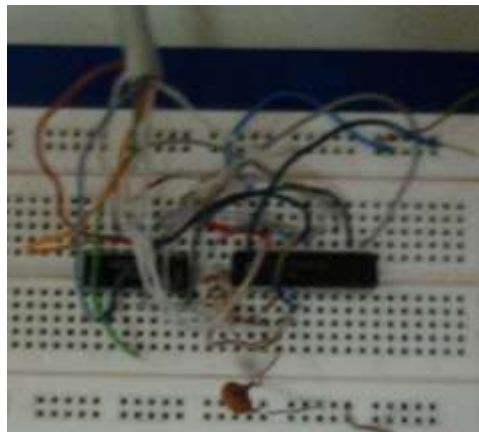


Figure1 : teste de la carte sur plaque d'essai.

- Malgré ces problèmes, on n'a pas pu abandonner la partie d'acquisition et numérisation. Pour cela on a réalisé une nouvelle carte d'acquisition à travers le même port (parallèle) en passant par plusieurs étapes et tester le bon fonctionnement de chacune de ces étapes :
- La première est de commencer par programmer un ADC pour acquérir des données sur 8bits.
- La deuxième est d'ajouter un multiplexeur analogique pour acquérir plusieurs signaux de façon séquentiel
- Et la dernière étape est d'ajouter un multiplexeur digital pour acquérir les 8bits sur 4bits puis 4bits.

La première partie.

Cette première partie va être consacrée à la réalisation d'une carte constituée d'une part d'un ADC pour la conversion analogique/numérique et d'une autre part d'un

port parallèle qui assure la liaison entre le PC et le hardware. Elle se présente selon le schéma électrique de la figure 2 ci-dessous :

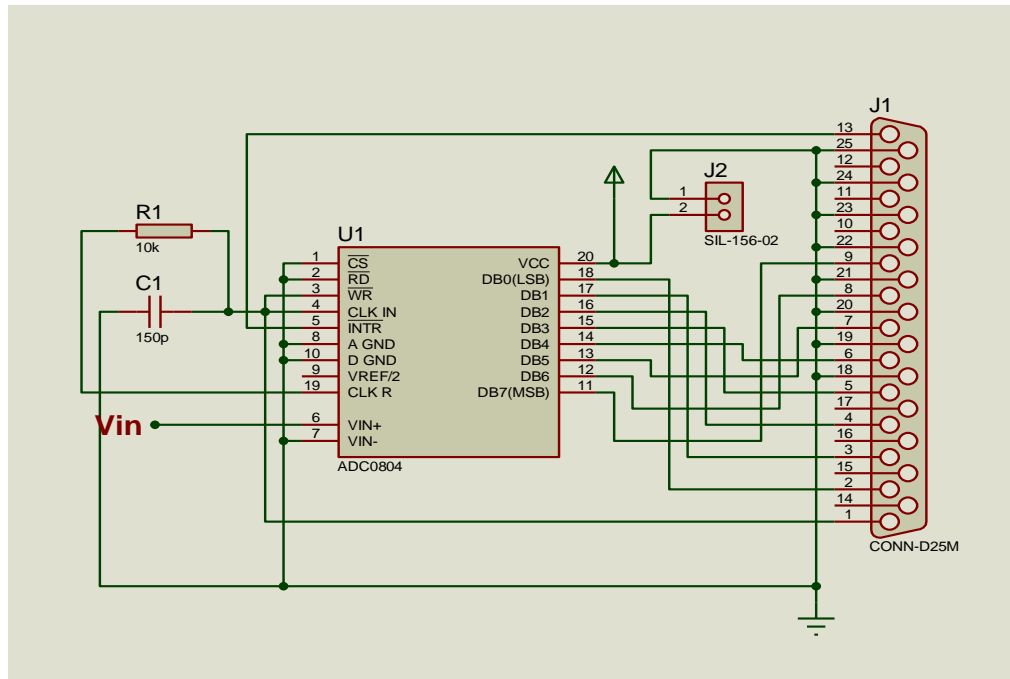


Figure 2 : schéma électrique la carte d'acquisition.

Après que le schéma électrique présenté sur la figure 1 a été fait sur le logiciel ISIS, on l'a réalisé sur un circuit imprimé en faisant appel au logiciel ARES7.(voir la figure 2 présenté ci-dessous)

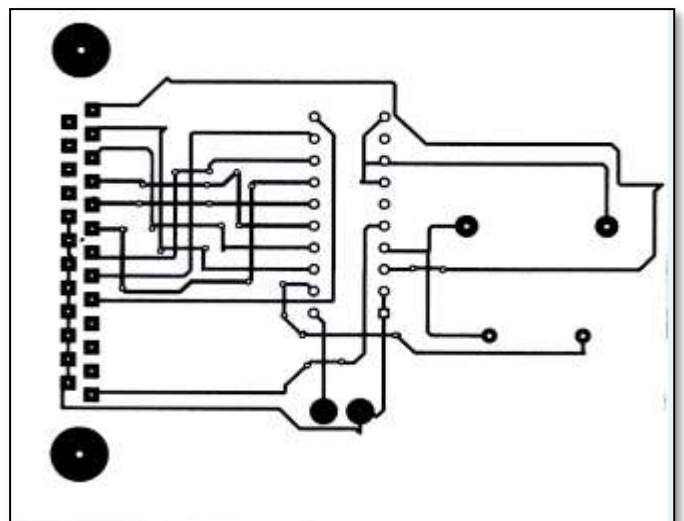
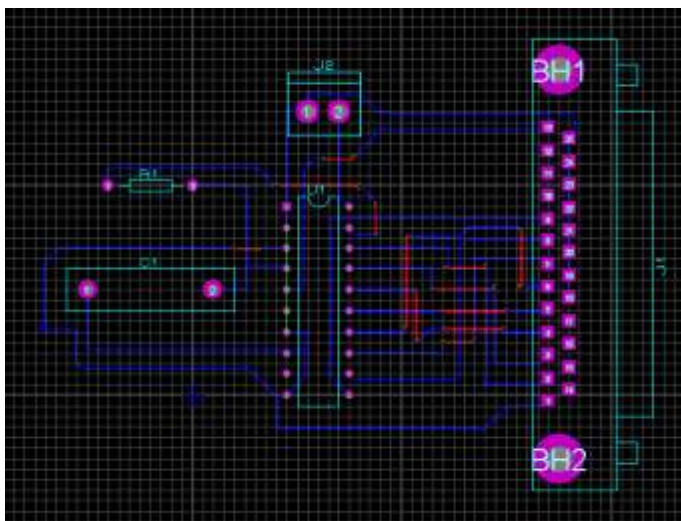


Figure 3 : circuit imprimé de la carte d'acquisition.

A.

Figure4 : circuit réalisé.

Après avoir testé cette carte on l'a programmé sous DELPHI7 en utilisant le programme suivant :

Interface

uses

Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics, Controls, Forms, Dialogs, StdCtrls, ExtCtrls, OleCtrls, Chartfx3;

function Inp32(PortAdr: word): byte; stdcall; external 'inpout32.dll';

function Out32(PortAdr: word; Data: byte): byte; stdcall; external 'inpout32.dll';

var

Port: word;

Data,i,value: Byte;

Begin

port:=888;

//déclarer le registre de donnée.

Data:=0;

for i:=0 to 200 do

Begin

port:=890;

//déclarer le registre de contrôle.

Data:=0;

out32(890,33);

// 33:100001 wr, pin1 =1 bidirectional port: pin interne (bit 5) =1 (la base en entrées).

out32(890,32);

// 32 : 100000. (lancer la conversion (WR=0)).

repeat

Data:=inp32(889);

//lire Data dans le registre d'état.

until (Data and 8)=0 ; //Repetition jusqu'à ce que (Data*1000)=0 ??????????????????

value:=inp32(888);

//lire Data dans le registre de donnée.

sleep(1); //Retard de 1ms.

showmessage('la valeur'+inttostr(value));

//message pour l'affichage de value.

memo1.Lines.Add(inttostr(value));

Label4.Caption:= inttostr(value);

caption:=inttostr(i);

```
    end;
memo1.Lines.SaveToFile('data.txt');
caption:='terminer';
end;

procedure TForm1.Button6Click(Sender: TObject);
Begin
memo1.Lines.SaveToFile('data.txt');
end;

end.
```

Cette carte mérite d'être poursuivie par les étapes citées ci-dessus pour une carte universelle.

Après avoir testé le bon fonctionnement de cette partie on a réalisé quelques résultats de nos signaux.

Le test a été réalisé par plusieurs personnes