

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

République algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

جامعة عين تموشنت بلحاج بوشعيب

Université-Ain-Temouchent- Belhadj Bouchaib

Faculté des Sciences et de la Technologie

Département d'Electronique et Télécommunications



Projet de fin d'études

Pour l'obtention du diplôme de Master en :

Domaine : SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Filière : ELECTRONIQUE

Spécialité : INSTRUMENTATION

Thème

Etude et réalisation de spiromètre à base d'un capteur de pression MPX 10 DP

Présenté Par :

1) Mr. KHATIRE Oussama

2) Melle. MIR Bouchra

Devant le jury composé de :

Dr. BENZINA Amina	MCB	UAT.B. B (Ain Temouchent) Président
Dr. GHEZALI Sanaa	MAB	UAT.B. B (Ain Temouchent) Examineur
Pr. BENCHERIF Kaddour	Pr	UAT.B.B. B (Ain Temouchent) Encadrant

Année universitaire : 2023/2024

Remerciements

Avant toute chose, je tiens à remercier ALLAH le tout-puissant, qui nous a aidé et donné la patience, la santé et le courage durant notre parcours.

Je tiens à remercier chaleureusement toutes les personnes qui ont contribué à la réalisation de ce mémoire. Je souhaite particulièrement remercier notre directeur de mémoire, le Professeur BENCHERIF Kaddour, pour le temps et les compétences qu'il a consacrés à nous aider dans la conduite de nos recherches. Sa rigueur et son exigence ont stimulé et permis d'approfondir nos connaissances.

Nos précieux remerciements vont également à la présidente du jury le Docteur BENZINA Amina et l'examineur Docteur GHEZALI Sanaa pour avoir accepté de faire partie de notre jury et de juger et d'évaluer notre travail.

Je voudrais également exprimer ma gratitude envers les enseignants de l'université de Ain Temouchent qui m'ont aidé à acquérir les connaissances nécessaires pour mener à bien mes études universitaires.

Nos grands remerciements s'adressent à tous les enseignants de Département d'Electronique et des Télécommunications et de la filière Electronique ;

Spécialité «Instrumentation »

Qui ont contribué notre formation.

Dédicaces

C'est avec un grand plaisir et une fierté que je dédie ce modeste travail à :

Mes très chères père, mère et à ma grand-mère source d'amour et tendresse qui

Ont sacrifié toujours pour me voir réussir

Mon très cher unique frère

Mes très chères sœurs

A tous les nombres de ma grande famille qui porte le nom « Khatire »

Tous mes amis et à tous les étudiants de Master 2 « Electronique »

Electronique Enfin à tout ce qui nous aime et que 'on aime.

OUSSAMA

Dédicaces

À tous ceux que j'aime, je dédie ce travail, fruit de plusieurs années d'études

À mes très chers parents que j'estime infiniment pour leur Tendresse et leur compréhension, pour leur soutien moral et Matériel. Leur présence et leur encouragement ont été Essentiels pour ma réussite dans mes études universitaires.

à mes parents, je dis merci d'avoir fait de moi celui que je suis aujourd'hui. Aucune dédicace ne pourra exprimer mes respects, mes considérations.

Vos présences à mes côtés a été une source de motivation inestimable

Puisse ce travail vous témoigne mon affection et mon profond amour pour me parents.

À mes sœurs que j'aime profondément. À toute ma famille,

À tous mes amis.

Enfin, à ceux qui m'ont aidé à concrétiser ce mémoire.

BOUCHRA

Résumé

La spirométrie est l'examen d'exploration fonctionnelle respiratoire le plus pratiqué dans le monde. C'est un examen qui permet de fournir une information à la fois sur les volumes de gaz pulmonaire qu'un sujet est capable de mobiliser et sur les débits gazeux que ce sujet est capable de générer lors d'une manœuvre « forcée ». La spirométrie permet, enfin et surtout, de mettre en rapport les débits expirés avec les volumes auxquels ces débits sont mesurés ; La spirométrie permet de recueillir plusieurs grandeurs physiologiques. Les plus communément utilisées en pratique clinique sont la capacité vitale forcée (CVF) et le Débit maximal expiré lors de la première manœuvre expiratoire. La spirométrie peut alors permettre d'identifier la réponse pulmonaire. Le MPX10DP est un capteur de pression en silicium à deux ports pour les systèmes de contrôle de l'environnement et les indicateurs de niveau. Le capteur de pression MPX10DP est actuellement utilisé pour la conception d'un spiromètre à base d'une carte Arduino (UNO ou autre type) ; Pour amplifier les signaux physiologiques qui sont généralement de l'ordre de microvolts et millivolts en utilisant souvent des amplificateurs d'instrumentation AD620 ou INA 126.

Mots-clés : Spirométrie, CVF, Arduino, Capteur de pression MPX10DP, AD620.

ملخص

قياس التنفس هو اختبار وظائف الجهاز التنفسي الأكثر شيوعاً في العالم. إنه فحص يوفر معلومات عن أحجام الغاز الرئوي التي يستطيع الشخص تعبئتها وعن معدلات تدفق الغاز التي يستطيع هذا الشخص توليدها أثناء المناورة "القسرية". يسمح قياس التنفس، أخيراً وقبل كل شيء، بربط معدلات تدفق الزفير بالأحجام التي يتم قياس معدلات التدفق هذه بها؛ قياس التنفس يجعل من الممكن جمع العديد من الكميات الفسيولوجية. الأكثر استخداماً في الممارسة السريرية هي السعة الحيوية القسرية (FVC) والحد الأقصى لمعدل تدفق الزفير أثناء مناورة الزفير الأولى، ويمكن أن يساعد قياس التنفس بعد ذلك في تحديد الاستجابة الرئوية. MPX10DP عبارة عن مستشعر ضغط من السيليكون ثنائي المنفذ لأنظمة المراقبة البيئية ومؤشرات المستوى. يُستخدم مستشعر الضغط MPX10DP حالياً لتصميم مقياس التنفس استناداً إلى بطاقة Arduino (UNO أو أي نوع آخر)؛ لتضخيم الإشارات الفسيولوجية التي تكون عموماً في حدود الميكروفولت والميليفولت، غالباً ما يتم استخدام مضخمات الأجهزة AD620 أو INA 126.

كلمات مفتاحية: قياس التنفس، CVF، اردوينو، مستشعر الضغط MPX10DP، AD620

Abstract

Spirometry is the most commonly performed respiratory function test in the world. It is an examination that provides information both on the volumes of pulmonary gas that a subject is capable of mobilizing and on the gas flow rates that this subject is capable of generating during a "forced" maneuver. Spirometry allows, finally and above all, to relate exhaled flow rates to the volumes at which these flow rates are measured; Spirometry makes it possible to collect several physiological quantities. The most commonly used in clinical practice are the forced vital capacity (FVC) and the maximum exhaled flow rate during the first expiratory maneuver. Spirometry can then help identify the pulmonary response. The MPX10DP is a two-port silicon pressure sensor for environmental monitoring systems and level indicators. The MPX10DP pressure sensor is currently used for the design of a spirometer based on an Arduino card (UNO or other type); To amplify physiological signals which are generally in the order of microvolts and millivolts, often using AD620 or INA 126 instrumentation amplifiers.

Key words: Spirometry, CVF, Arduino, MPX10DP pressure sensor, AD620.

TABLE DES MATIERES

TABLE DES MATIERES	I
LISTE DES FIGURES	V
LISTE DES TABLEAUX	VII
Introduction générale	1
Chapitre I : Anatomie de l'appareil respiratoire	
I.1. Introduction	3
I.2. Anatomie de l'appareil respiratoire	3
I.2.1. Les voies respiratoires supérieures :.....	3
I.2.1.1. Les fosses nasales : -----	3
I.2.1.2. Le Pharynx : -----	4
I.2.1.3. Le larynx :-----	4
I.2.2. Les voies respiratoire inferieur :.....	4
I.2.2.1. La trachée :-----	4
I.2.2.2. Les bronches : -----	5
I.2.2.3. Les poumons : -----	5
I.2.2.4. Le diaphragme : -----	5
I.2.2.5. Alvéoles pulmonaires : -----	6
I.2.2.6. Bronchioles :-----	7
I.2.2.7. Parenchyme pulmonaire : -----	7
I.3. LA PHYSIOLOGIE DE LA RESPIRATION [6]	7
I.3.1. La physiologie de la ventilation pulmonaire :	8

I.3.1.1. L'inspiration :-----	8
I.3.1.2. L'expiration :-----	9
I.3.2. La physiologie de la respiration externe (pulmonaire) :.....	9
I.3.3. La physiologie de la respiration interne (tissulaire) :	10
I.4. Les Volumes respiratoire :	11
I.4.1. Le volume pulmonaire :.....	11
I.5. Conclusion :	12
 Chapitre II : Généralités sur les capteurs de pression	
II-1-Introduction.....	13
II-2- Généralités sur les capteurs	13
II-2-1- Définitions :.....	13
II-2-2- Les différents types de capteur.....	13
II-2-2-1-Capteur passif :-----	13
II-2-2-2-Capteur actif :-----	13
II-2-2-3-Capteur intelligent :-----	14
II-2-2-4-Capteur composite :-----	14
II-2-2-5-Capteur analogique :-----	14
II-2-2-6-Capteur numérique :-----	15
II.3- Capteurs de pression :.....	15
II.3.1-Définitions :	15
II.3.2-L'unité de mesure de la pression :	16
II.3.3-La pression relative:.....	17
II.3.4-Techniques de mesure de pression :	17
II.4-Autre types des capteurs de pression :	18
II.4.1-Capteur de pression potentiométrique :	18

II.4.2-Capteur de pression a jauges de contrainte :	19
II.4.3-capteur de pression piézoélectrique :	20
II.4.4-Capteur de pression capacitive :	22
II.4.5-Pression Artérielle (PA) :	23
II.5. Capteur MPX10DP :	24
II.5.1-Description de ces broches :	25
II.5.2-Caractéristiques :	25
II.5.3-Compensation de température :	26
II.5.4-Principe de fonctionnement :	26
.II.6-Conclusion :	27
 Chapitre III : Conception et réalisation d'un spiromètre	
III.1. Introduction :	29
III.2. Le spiromètre :	29
III.2.1. Techniques de mesures de respirations :	29
III.2.2. Déroulement de l'examen :	30
III.3. Arduino :	31
III.3.1. Arduino UNO R3 :	31
III.3.2. Caractéristique carte Arduino UNO R3 :	32
III.3.3. Logiciel :	33
III.4.LCD :	34
III.4.1. Les bronches de LCD :	35
III.5. Proteus	36
III.5.1. ISIS :	37
III.5.2. ARES :	37
III.6. Les amplificateurs opérationnels :	37

III.6.1. Amplificateur AD620 :	38
III.6.2. Un amplificateur opérationnel UA741 :	39
III.6.2.1. Amplificateur d'instrumentation :	39
III.7. Le tube de venturi :	40
III.7.1. Fonctionnement d'un débitmètre à tube de Venturi :	41
III.7.2. Tube venturi employée :	41
III.8. Conception du circuit électronique sous Proteus	44
III.8.1. Liste des matériels :	44
III.9. Réalisation du circuit électronique sur plaque d'essai :	45
III.10. Utilisation du transducteur EB B5/EV :	45
III. 11. Résultats et Discussions :	46
III.12. Conclusion :	49
Conclusion générale	50
Webographie et Bibliographiques	52

LISTE DES FIGURES

Figure 1: Capteur de pression MPX10DP.....2

Chapitre I : Anatomie de l'appareil respiratoire

Figure I. 1:Schéma de l'appareil respiratoire 3

Figure I. 2: Schéma de l'appareil respiratoire 6

Figure I. 3: alvéoles pulmonaires 7

Figure I. 4: L'inspiration 8

Figure I. 5: L'expiration 9

Figure I. 6: : Variations des pressions partielles (en mm Hg) durant les respirations externes et interne..... 10

Figure I. 7: La capacité pulmonaire 12

Chapitre II : Généralités sur les capteurs de pression

Figure II. 1 : Structure d'un capteur composite 14

Figure II. 2: Les instruments de mesure de la pression atmosphérique 18

Figure II. 3: capteur de pression potentiométrique 19

Figure II. 4: pont de diodes (Greatz) 20

Figure II. 5: Capteur de pression à jauges de contraintes..... 20

Figure II. 6: cristal de quartz 21

Figure II. 7 : Coupe de curie 21

Figure II. 8 : capteur piézoélectrique 22

Figure II. 9 : Capteur de pression piézoélectrique soufflet 22

Figure II. 10: Cellule de mesure d'un capteur de pression capacitif..... 23

Figure II. 11: La pression artérielle (PA) 23

Figure II. 12: Sphygmogramme 24

Figure II. 13: Capteur de pression MPX10DP 25

Figure II. 14: Courbe de tension par rapport à la pression appliquée au capteur 26

Figure II. 15: interne du capteur MPX10DP 27

Chapitre III : Conception et réalisation d'un spiromètre

Figure III. 1: Le spiromètre 31

Figure III. 2: Brochage de la carte Arduino UNO.....	32
Figure III. 3: Logiciel Arduino.....	33
Figure III. 4: LCD	35
Figure III. 5: logiciel Proteus	37
Figure III. 6: formes simplifiée bronchement d'AD620	38
Figure III. 7: Diagramme schématique de l'amplificateur d'instrument AD620.....	38
Figure III. 8: l'amplificateur UA741	39
Figure III. 9: le montage de l'amplificateur d'instrumentation sous Proteus ISI.....	40
Figure III. 10: Circuit d'amplificateur d'instrumentation réalisé.....	40
Figure III. 11: Tube venturi fabriqué.	42
Figure III. 12: Circuit électronique réalisé sous Proteus ISIS	44
Figure III. 13: le circuit réalisé sur plaque d'essai	45
Figure III. 14: Différents enregistrements obtenus	46
Figure III. 15: le circuit réalisé sur le transducteur biomédical EB-B5/EV	48

LISTE DES TABLEAUX

Chapitre I : Anatomie de l'appareil respiratoire

Tableau I.1 : Tableau de quantité de volume de respiration de l'humain 11

Chapitre II : Généralités sur les capteurs de pression

Tableau II.1 : Caractéristiques du capteur MPX10DP 25

Chapitre III : Conception et réalisation d'un spiromètre

Tableau III.1 : Caractéristiques des sujets..... 47

Tableau III. 2: Résultats du débit respiratoire obtenus sur les différents sujets..... 48

Tableau III.3 : Résultats du débit respiratoire et CVF obtenus sur le transducteur biomédical
EB-B5/EV 49

Introduction

générale

Introduction générale

Le spiromètre est un appareil utilisé par un médecin généraliste ou bien par une personne travaillant dans le domaine médical pour évaluer la capacité pulmonaire d'un individu.

Cet appareil est capable de révéler des dysfonctionnements des voies respiratoires de certains malades atteints d'affections comme l'asthme, des maladies chroniques liées aux bronches.

Toutes les personnes devant exercer une profession pour laquelle un effort physique sollicitant ses voies respiratoires est demandé de façon répétitive (plongeur, travailleur devant porté un masque de protection, des bouteilles d'air comprimé.) doivent absolument de soumettre au test de spiromètre. De la même façon, les personnes de plus de 40 ans, fumeurs ou ayant fumé dans leur vie, présentant des signes d'essoufflement ou bien toussant et expectorant fréquemment, doivent absolument passer un spiromètre.

Les enfants présentant des signes d'asthme (respiration sifflante, toux fréquente, maladies respiratoires à répétition, antécédents familiaux) doivent également subir le test de diagnostic et de prévention.

Les deux principales méthodes de tests sont dites « simples » et « forcée ».

La mesure forcée est réalisée très simplement.

Le patient est assis et au calme, il respire tranquillement.

Une fois que l'appareil est prêt pour la mesure, le patient inspire profondément pour remplir ses poumons à maximum, puis expire le plus violemment possible.

L'expiration doit durer au moins 3 secondes et idéalement même 6 secondes.

Ce test, réalisé trois fois de suite, permet de mesurer la Capacité Vitale Forcée (CVF). Le test « simple » consiste à inspirer ou à expirer lentement mais à fond dans l'appareil de mesure.

En fin de test, les poumons doivent être totalement remplis ou totalement vidés, suivant le sens de la respiration mesurée.

On mesure ainsi la capacité vitale (CV). Toute différence entre la mesure de CVF et celle de CV fournit une indication utile prise en compte par le médecin.

Les capteurs de pression série MPX10D, MPX10DP, MPX2010DP, MPX2010GP, MPX2050DP, MPX2100I-MPX2100DP, MPX2200I-MPX2200DP, MPX4250I-MPX4250DP sont généralement utilisés pour la mesure de la pression atmosphérique [1]

Nous allons utiliser un capteur de la série MPX qui sont des capteurs de pression différentielle (mesure de la différence de deux pressions entre deux entrées), ou absolue (mesure par

Introduction générale

rapport à la pression atmosphérique) dans différentes gammes. Le capteur de pression Le MPX10DP mesure la différence de pression entre deux entrées, de 0 à 10 kPa et les sorties entre 0 et 25 mV sur ses deux broches de sortie.

Le MPX10DP est un capteur de pression en silicium non compensé à deux ports pour les systèmes de contrôle de l'environnement et les indicateurs de niveau. Le capteur de pression piézorésistif en silicium série MPX10 fournit une tension de sortie Différentiel, 3.5 mV/kPa, 0 kPa, 10 kPa, 3 V, 6 V très précise et linéaire, directement proportionnelle à la pression appliquée [2].



Figure 1: Capteur de pression MPX10DP [2]

Ce mémoire sera donc organisé en trois chapitres. Dans le premier on va présenter l'anatomie de l'appareil respiratoire ; Dans le deuxième chapitre on va présenter quelques généralités sur les capteurs de la pression, Le troisième chapitre va être consacré pour les composants utilisés où on va étudier les différents blocs de schémas synoptiques ensuite on entamera les parties de la conception et la réalisation de la carte d'électronique destinée pour la chaine de mesure d'un spiromètre ; La conception sous environnement Proteus ISIS. Et suite aux résultats obtenus par simulation on va procéder à la réalisation pratique ; dans cette partie on discutera les résultats de quelques essais.

En fin, on termine par une conclusion générale qui résume l'apport essentiel de notre projet.

Chapitre I :

Anatomie de l'appareil respiratoire

I.1. Introduction

Ce chapitre va nous décrire l'anatomie de l'appareil respiratoire et la structure dans laquelle les organes fonctionnent chacun, et le fonctionnement physiologique de la respiration.

I.2. Anatomie de l'appareil respiratoire

La fonction de l'appareil respiratoire consiste à apporter l'oxygène requis à la bonne partie de l'organisme et à le purifier du gaz carbonique en excès. La structure de chaque organe, de chaque tissu de l'appareil respiratoire est particulièrement adaptée à sa fonction.

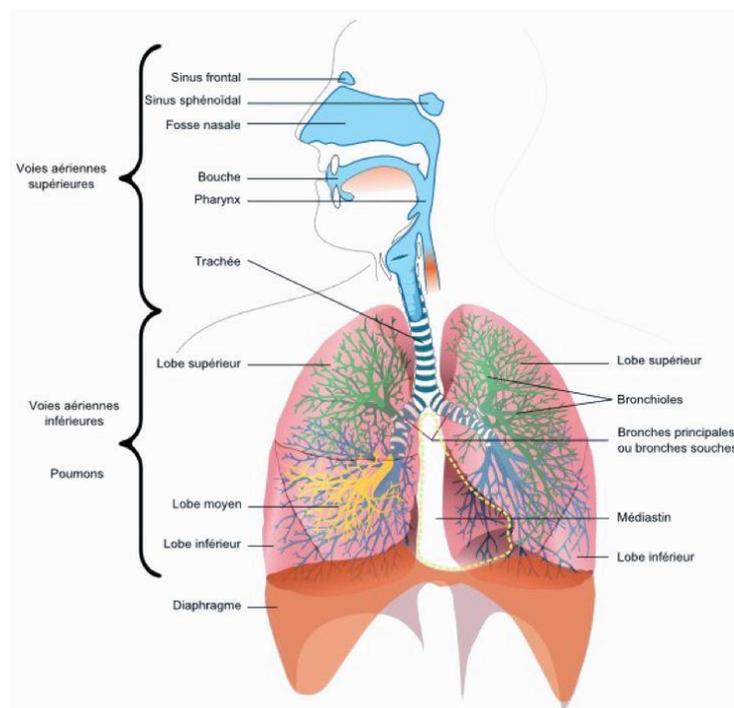


Figure I. 1:Schéma de l'appareil respiratoire [3]

I.2.1. Les voies respiratoires supérieures :

I.2.1.1. Les fosses nasales :

Les fosses nasales sont deux orifices, séparés par le septum nasal, qui permettent à l'air inspiré depuis les narines de se déplacer vers le pharynx puis la trachée. Il remplit diverses tâches:

- Il apporte une chaleur, humidifie l'air inspiré.
- Il filtre l'air qui est inspiré et le purifie des corps extérieurs.

- Il est sensibilisé aux stimuli olfactifs (odorat).
- Il forme une caisse de résonance qui participe à la phonation.

I.2.1.2. Le Pharynx :

Le pharynx, également appelé gorge, est un entonnoir. Il transporte l'air entre le larynx et la trachée (ou trachée-artère) et les cavités nasales et buccales lors de la respiration. Le pharynx se divise en trois parties :

- Le nasopharynx est situé à l'arrière de la cavité nasale et ne fonctionne que pour permettre le passage de l'air.
- Derrière la cavité buccale se trouve l'oropharynx qui abrite les tissus palatiaux. L'oropharynx est le passage de l'air et de la nourriture.
- L'épiglotte est postérieure au laryngopharynx qui relie le larynx (au-dessus) et l'œsophage (en dessous). L'épiglotte reste relevée pendant la respiration et l'air circule librement entre le et le larynx.

I.2.1.3. Le larynx :

Le larynx est un organe de la gorge, entre le pharynx et la trachée. Elle est essentiellement chargée de faire passer l'air vers les poumons lors de l'inspiration ou vers l'extérieur lors de l'expiration. Il est également doté d'une membrane qui se referme automatiquement lorsque la nourriture passe du pharynx vers l'œsophage lors de la déglutition, ce qui empêche l'entrée d'aliments dans les voies respiratoires. Le larynx joue également un rôle clé dans la phonation en contenant les cordes vocales.

I.2.2. Les voies respiratoire inferieur :

I.2.2.1. La trachée :

La trachée est un tube de diamètre inférieur à 2,5 cm, recouvert d'anneaux cartilagineux. Elle se prolonge du bas du larynx jusqu'à l'arrière du sternum, où elle se divise en de plus petits tubes, les bronches. L'air filtré et chauffé par le système respiratoire supérieur est expulsé du pharynx et du larynx dans la trachée, puis dans les bronches et dans les poumons lors de l'inhalation. Lors de l'expiration, la trachée réachemine l'air dépourvu d'oxygène des poumons.

Le tube qu'est la trachée est soutenu par des anneaux cartilagineux qui l'empêchent de se dilater ou de s'affaisser.

I.2.2.2. Les bronches :

Les bronches primaires se divisent en tubes depuis la trachée inférieure. On divise ensuite ces bronches en bronches secondaires et tertiaires, puis en bronchioles. Ces petites voies aériennes transportent de l'air oxygéné de la trachée vers les poumons. L'air dépourvu d'oxygène (à présent riche en dioxyde de carbone) sort des poumons en sens inverse lors de l'expiration. La relaxation du muscle lisse des bronchioles entraîne leur dilatation lors d'une activité physique. La présence de cette bronche de dilatation favorise une ventilation accrue. L'effet inverse peut être provoqué par des réactions allergiques et des histamines : la bronche se contracte.

I.2.2.3. Les poumons :

Les échanges gazeux entre l'air que nous respirons et notre corps sont assurés par les poumons. Leur protection est assurée par la cage thoracique. Avec deux lobes, le poumon gauche est un peu plus petit – en volume – que le droit. Au niveau de l'incisure cardiaque, il s'incline pour s'adapter au cœur. Le poumon droit est composé de 3 lobes. Il est un peu plus court, puisque le diaphragme, situé en dessous, est un peu plus haut pour s'adapter au foie. L'air pénètre dans les poumons lors de l'inspiration par les bronches et les bronchioles. La circulation sanguine absorbe alors l'oxygène de l'air : il traverse des millions de petits sacs, les alvéoles, pour atteindre les capillaires qui les entourent. Un déchet, le dioxyde de carbone, se propage dans le sens inverse, c'est-à-dire depuis les capillaires vers les alvéoles. L'air vide est expulsé par les poumons lors de l'expiration.

I.2.2.4. Le diaphragme :

Au-dessus du diaphragme, muscle qui forme le fond de la cavité thoracique, se trouvent les poumons. Le diaphragme joue un rôle crucial dans le fonctionnement physique de la respiration. Le diaphragme se contracte lors de l'inspiration et descend vers le bas, vers la cavité abdominale. Cela entraîne une augmentation du volume de la cavité thoracique et des poumons. Cela explique aussi le gonflement de votre abdomen lorsque vous respirez intensément. Le diaphragme se détend lors d'une expiration normale (de même que les muscles intercostaux externes). Le diaphragme et les poumons se rétrécissent et l'air est évacué.

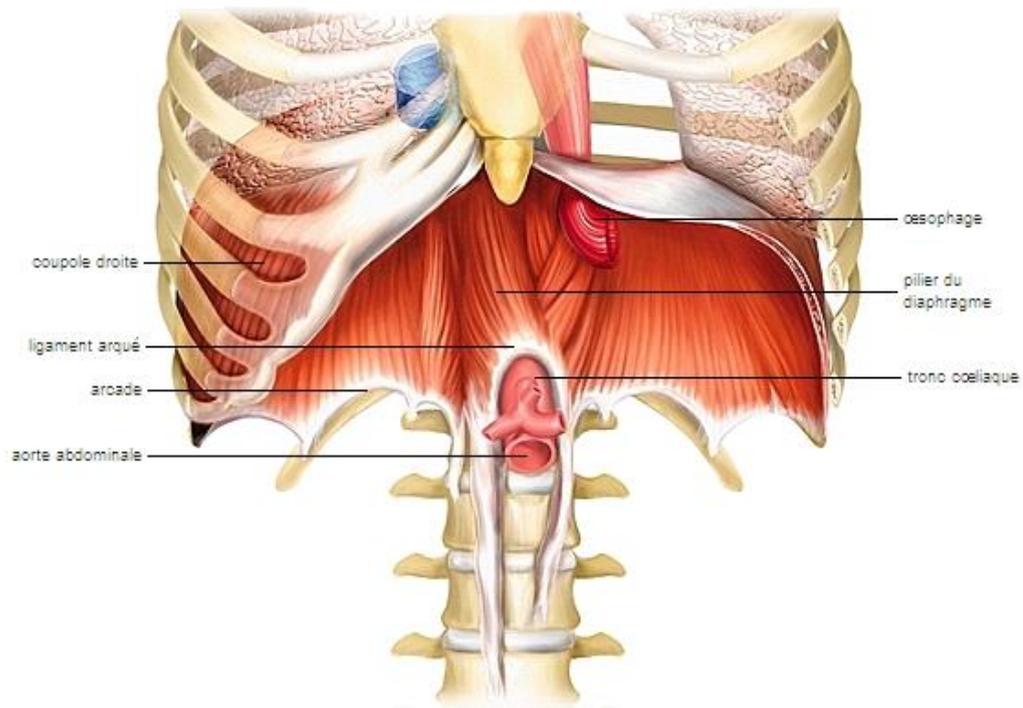


Figure I. 2: Schéma de l'appareil respiratoire [4]

I.2.2.5. Alvéoles pulmonaires :

On trouve les alvéoles dans les poumons, qui en ont plusieurs centaines de millions. Il s'agit de petites poches microscopiques, dont la fine membrane renferme de l'air et de la vapeur d'eau, qui permettent de renouveler l'air présent dans les poumons, en évacuant le dioxyde de carbone et en introduisant de l'oxygène dans le cours sanguin. On favorise cet échange gazeux grâce à la présence d'une substance connue sous le nom de surfactant. L'asthme, l'emphysème, la bronchite chronique et la pneumonie sont les maladies les plus fréquentes des alvéoles.

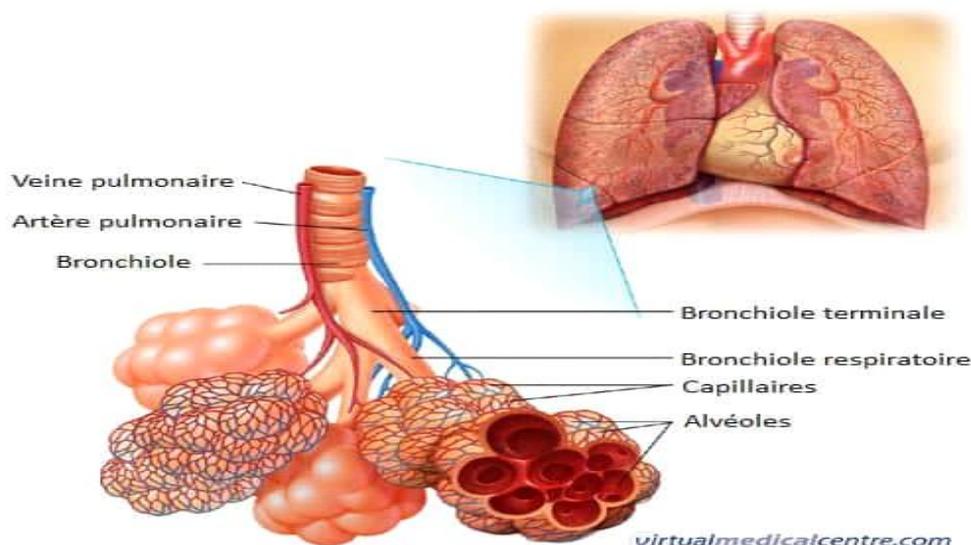


Figure I. 3: alvéoles pulmonaires [5]

I.2.2.6. Bronchioles :

L'appareil respiratoire comprend les bronchioles. Elles se situent dans la continuité des bronches, Les bronches sont reliées par ces petites ramifications de moins d'un millimètre de diamètre aux alvéoles, les petites poches en forme de grappe de raisin où se produisent les échanges gazeux en sang et en air. Les bronches sont cartilagineuses, mais les bronchioles ne sont pas cartilagineuses. Les bronchioles se divisent en bronchioles terminales dont le diamètre est inférieur à 0,5 mm.

I.2.2.7. Parenchyme pulmonaire :

Le parenchyme des poumons est le tissu actif des poumons. D'un point de vue anatomique, le parenchyme pulmonaire est composé de bronchioles, de conduits alvéolaires et d'alvéoles. D'après le Dr Rimeh Ayai, pneumologue au CHU de Rouen, il est entouré d'un tissu de soutien où se trouvent les vaisseaux sanguins et lymphatiques. La partie intime du poumon est donc responsable de la mise en contact des capillaires sanguins avec l'air alvéolaire.

I.3. LA PHYSIOLOGIE DE LA RESPIRATION [6]

La respiration a pour but principal d'apporter de l'oxygène aux cellules de l'organisme et de libérer le gaz carbonique produit lors des activités cellulaires. La respiration est composée de trois processus essentiels : la ventilation pulmonaire, la respiration externe (pulmonaire) et la respiration interne (tissulaire).

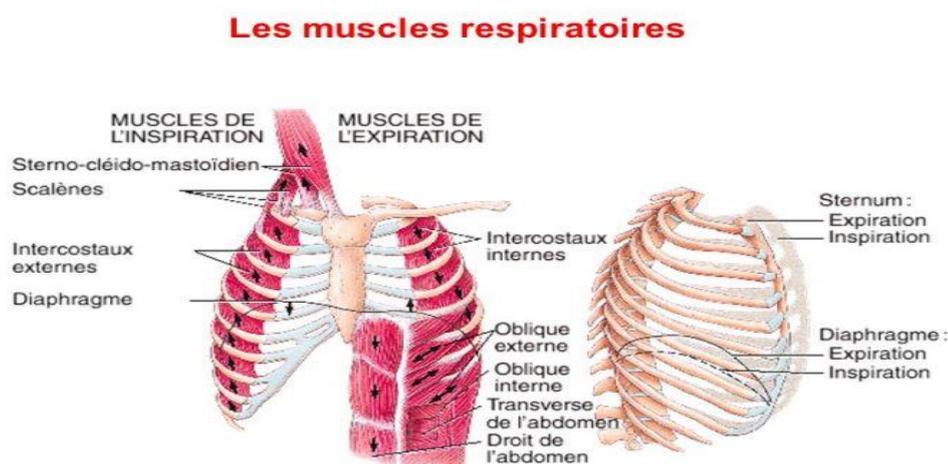
I.3.1. La physiologie de la ventilation pulmonaire :

Les échanges gazeux entre l'atmosphère et les alvéoles pulmonaires sont réalisés par la ventilation pulmonaire (respiration). La circulation de l'air entre l'atmosphère et les poumons est la même que celle du sang dans l'organisme.

La ventilation pulmonaire est destinée à deux processus : l'inspiration et l'expiration.

I.3.1.1. L'inspiration :

L'inspiration correspond à la circulation de l'air qui entre dans les poumons. La pression d'air dans les poumons est égale à la pression atmosphérique juste avant chaque inspiration, ce qui équivaut à environ 760 mm Hg. Afin de permettre l'entrée de l'air dans les poumons, il est nécessaire que la pression à l'intérieur des poumons soit inférieure à la pression atmosphérique, ce qui est réalisé par l'augmentation du volume des poumons. Il est nécessaire que les poumons augmentent de volume afin de pouvoir inspirer. L'élargissement des poumons entraîne une augmentation du volume des poumons. Ainsi, la pression dans les poumons diminue, ce qui devient inférieur à la pression atmosphérique. L'expiration des poumons commence par la contraction des principaux muscles inspirateurs : le diaphragme et les muscles intercostaux externes.



6

Figure I. 4: L'inspiration [7]

I.3.1.2. L'expiration :

L'expiration correspond au déplacement de l'air qui quitte les poumons : elle requiert également un gradient de pression, mais elle est inversée ici : la pression intra-alvéolaire est supérieure à la pression atmosphérique. À la différence de l'inspiration, une expiration normale lors d'une respiration régulière est un processus passif. Étant donné qu'elle ne nécessite pas de contacts musculaires. La réduction de la tension superficielle due à la pellicule de liquide alvéolaire est due à deux facteurs :

- La rétraction des fibres élastiques qui ont été étirées pendant l'inspiration.
- La traction vers l'intérieur.

Le processus d'expiration commence par la relaxation des muscles respiratoires. En outre, la tension superficielle entraîne une contrainte à l'intérieur, ce qui entraîne la rétraction des

Membranes basales élastiques des alvéoles, des fibres élastiques dans les bronchioles et des canaux alvéolaires.

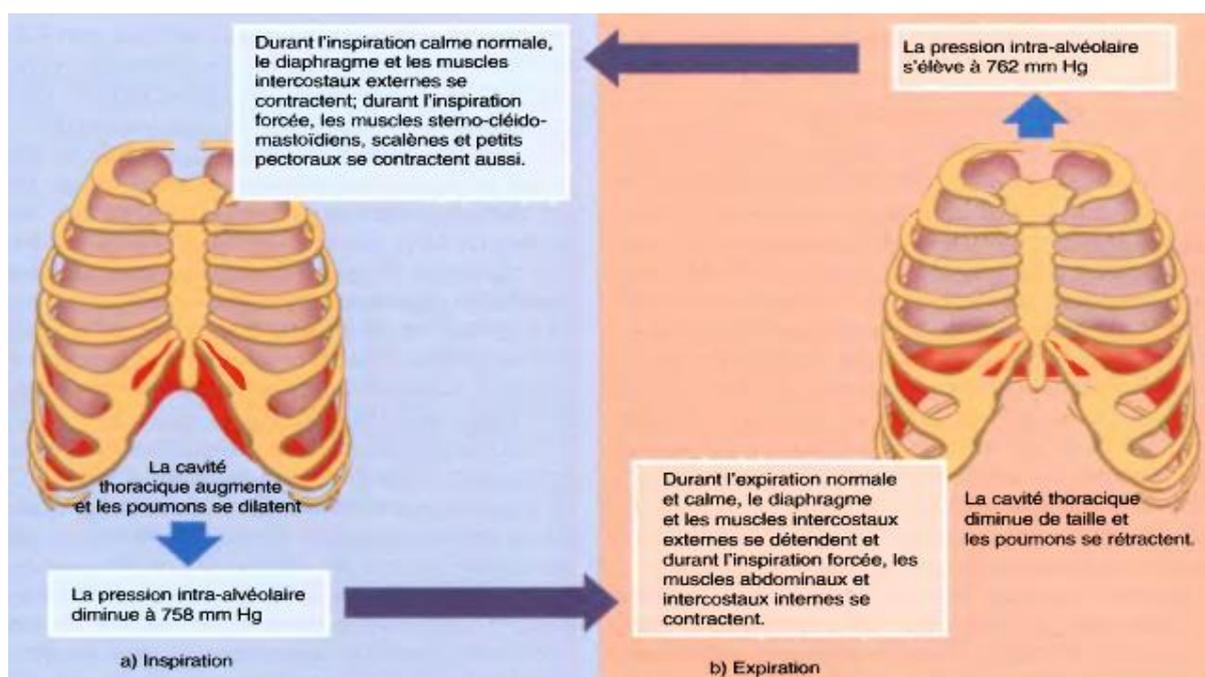


Figure I. 5: L'expiration [8]

I.3.2. La physiologie de la respiration externe (pulmonaire) :

L'échange d'oxygène et de gaz carbonique entre les alvéoles est appelé respiration externe. En raison de la différence dans les pO_2 , le sang désoxygéné (pauvre en O_2) est converti en retournant au cœur. En raison de cela, l'oxygène se diffuse des alvéoles vers le sang

désoxygéné jusqu'à ce qu'un équilibre soit atteint. Pendant que l'oxygène se diffuse des alvéoles vers le sang désoxygéné, le gaz carbonique se diffuse dans la direction opposée.

I.3.3. La physiologie de la respiration interne (tissulaire) :

La respiration interne correspond à l'échange d'oxygène et de gaz carbonique entre les capillaires sanguins des tissus et les cellules des tissus respectives. Le sang oxygéné est converti en sang désoxygéné par elle. En raison de la disparité des pO_2 , l'oxygène se diffuse dans le liquide interstitiel et les cellules des tissus, jusqu'à ce que la pO_2 du sang soit diminuée à 40 mm Hg.

Si l'oxygène est diffusé de capillaires tissulaires vers les cellules des tissus, le gaz carbonique est diffusé dans le sens contraire.

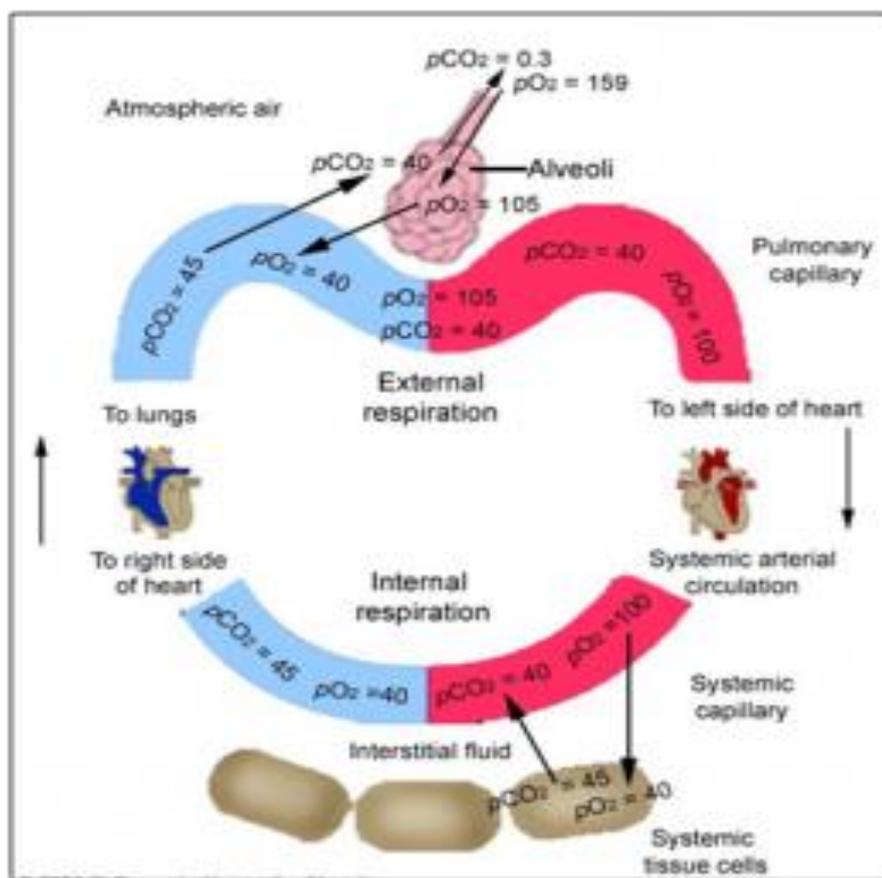


Figure I. 6: : Variations des pressions partielles (en mm Hg) durant les respirations externes et interne [9]

I.4. Les Volumes respiratoire :

L'activité respiratoire diffère grandement d'une personne à l'autre, ce qui explique pourquoi. Le nombre d'inspirations par minute et leur intensité varient en fonction des besoins en oxygène de chaque individu. Les activités éprouvantes nécessitent une quantité d'oxygène accrue. Différentes propriétés peuvent la caractériser, comme la posture, le type (poitrine ou abdomen), la profondeur (faible, normale, large).

Activité	Quantité d'aire par heure (en litres)
Dormir	280
Position allongée	400
Position debout	450
Marche	1000
Cyclisme	1400
Natation	2600
Alpinisme	3100
Avion	3600

Tableau I.1 : Tableau de quantité de volume de respiration de l'humain

I.4.1. Le volume pulmonaire :

La capacité pulmonaire revêt une importance capitale sur le plan physiologique et médical. Voici une explication professionnelle de l'importance de la capacité pulmonaire :

La CRF correspond au volume de gaz présent dans les poumons à la fin d'une expiration normale au repos.

Le volume de réserve expiratoire (VRE) correspond au volume de gaz maximum pouvant être expulsé par une expiration forte après la fin d'une expiration normale au repos (Soit à partir de la CRF).

La capacité inspiratoire (CI) est le volume de gaz maximum pouvant être inspiré à partir de la CRF.

Le volume de réserve inspiratoire (VRI) correspond au volume de gaz maximum pouvant être inspiré après une inspiration courante au repos.

Le volume résiduel (VR) correspond au volume de gaz restant dans les poumons après une expiration forcée (quel que soit le volume pulmonaire de départ de l'expiration).

Le volume de gaz inspiré ou expiré pendant le cycle ventilatoire est appelé volume courant (VT).

Le volume gazeux thoracique (VGT) correspond au volume de gaz absolu dans le thorax à tout moment et à tout niveau de pression alvéolaire. Ce terme n'étant pas assez spécifique, il est recommandé d'abandonner son utilisation et de le remplacer par une terminologie plus spécifique,

La CPT correspond au volume de gaz présent dans les poumons après une inspiration maximale, qui est également la somme de tous les compartiments volumiques.

La capacité vitale (CV) correspond au volume de gaz mobilisé à la bouche entre l'inspiration complète et l'expiration complète.

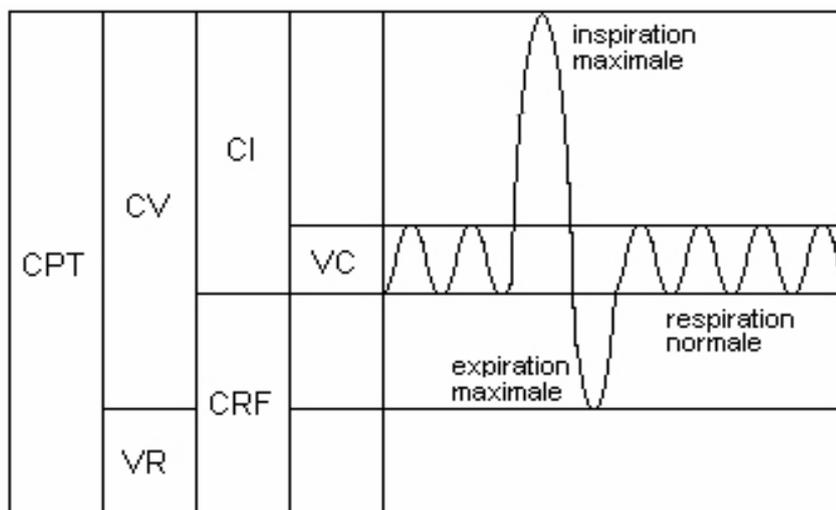


Figure I. 7: La capacité pulmonaire [9]

I.5. Conclusion :

Ce chapitre présente la composition et le fonctionnement de l'appareil respiratoire humain d'une manière générale et un peu anatomique et physiologique, avec des illustrations et des schémas pour chaque section.

Chapitre II :

Généralités sur les capteurs de pression

II-1-Introduction

Ce chapitre est consacré une étude générale sur les capteurs puis une étude détaillée sur les capteurs de pression.

II-2- Généralités sur les capteurs

II-2-1- Définitions :

Le capteur est le dispositif qui soumit à l'action d'un mesurande non électrique présente une caractéristique de nature électrique (charge, courant, ou impédance) désignée par S et qui est fonction du mesurande : $S=F(M)$

S : Est la grandeur de sortie ou réponse de capteur.

M : Est la grandeur d'entrée où excitation (mesurande).[12]

Mesurande m :

C'est la grandeur physique en général non électrique que l'on veut mesurer (déplacement, température, pression, etc....) c'est la grandeur d'entrée du capteur ou l'excitation.

Mesurage :

C'est l'ensemble des opérations pour déterminer la valeur du mesurande expérimentales qui conduisent à la connaissance de M. [13]

La mesure :

C'est le résultat de mesurage. [14]

II-2-2- Les différents types de capteur

II-2-2-1-Capteur passif :

Le capteur est un matériau utilisé en tant qu'impédance dont l'un des paramètres est sensible au mesurande, ils n'ont pas besoin d'apport d'énergie extérieure pour fonctionner. Ce sont des capteurs modélisables par une impédance une variation du phénomène physique étudié (mesuré) engendre une variation de l'impédance.

II-2-2-2-Capteur actif :

Fonctionnant en générateur, ils sont constitués d'un ou des ensembles des transducteurs alimentés. Ce sont des capteurs que l'on pourrait modéliser par des générateurs comme les systèmes photovoltaïques et électromagnétique. Ainsi ils génèrent soit un courant, soit une

tension, ces capteurs sont basés sur des effets physiques permettant de transformer directement le mesurande en grandeur électrique. [15]

II-2-2-3-Capteur intelligent :

Deux définitions de capteur intelligent :

La première fait référence à la présence d'un microprocesseur embarqué. Celui-ci peut avoir comme objectif de modifier le comportement interne du capteur afin d'optimiser sa capacité à collecter les données [16]. Ou simplement pour effectuer localement des traitements et des calculs [17]. La seconde définition se focalise sur la capacité de communication bidirectionnelle du capteur, avec des systèmes extérieurs et des opérateurs humains. [18]

II-2-2-4-Capteur composite :

Pour des raisons de coût ou de facilité d'exploitation, on peut être amené à utiliser un capteur, non pas sensible au mesurande mais à l'un de ses effets. Le corps d'épreuve est le dispositif qui soumis au mesurande étudié en assure une première traduction en une autre grandeur physique non-électrique, le mesurande secondaire qu'un capteur adéquat traduit alors en grandeur électrique.

L'ensemble formé par le corps d'épreuve et un capteur actif ou passif constitue un capteur composite.

Les corps d'épreuve sont très utilisés pour la mesure de grandeurs mécaniques celles-ci imposent au corps d'épreuve des déformations ou des déplacements auxquels un capteur approprié est sensible. [12]

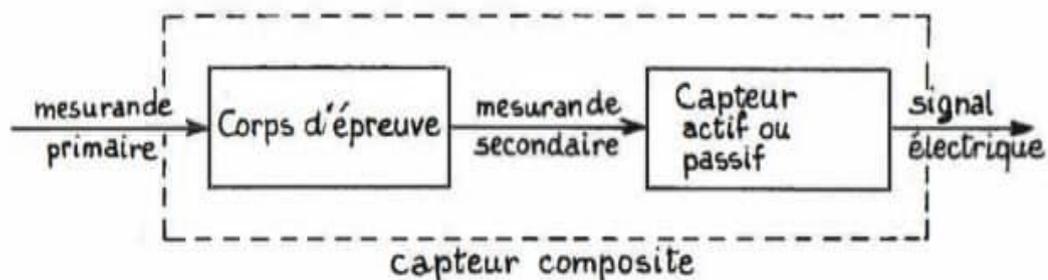


Figure II. 1 : Structure d'un capteur composite [10]

II-2-2-5-Capteur analogique :

Le single des capteurs analogique peut être du type :

- Sortie tension

- Sortie courante
- Règle graduée

II-2-2-6-Capteur numérique :

Le signal des capteurs numériques peut être du type :

- Train d'impulsions
- Code numérique binaire
- Bus de train. [15]

II.3- Capteurs de pression :

II.3.1-Définitions :

La pression atmosphérique est l'un des facteurs météorologiques essentiels pour déterminer, au cours du temps, les prévisions climatiques sur terre ou dans l'espace. C'est une grandeur évolutive qu'on surveille en permanence à l'aide d'instruments de mesure spécialisés. Les techniques utilisées sont nombreuses, elles se basent sur différents principes, selon la nature des applications envisagées [19].

La pression en mécanique est la force en Newton exercée sur une surface en m^2 (Mètre carré). Elle est définie comme étant le rapport de F sur D où l'unité internationale est le N/m^2 (Newton /Mètre carré) [20].

Ainsi, la pression atmosphérique représente le poids de la colonne d'air qui surmonte un point donné.

$$P = \frac{F}{S}$$

P : La pression en pascal

F : La force en Newton

S : La surface en Mètre carré

Cette grandeur peut avoir des appellations différentes selon le type de pression à mesurer :

- Pression absolue.

- Pression du vide.
- Pression atmosphérique.
- Pression relative.
- Pression différentielle.
- Pression hydrostatique.

La pression atmosphérique, appelée aussi pression barométrique est la pression exercée par l'atmosphère de la terre. Sa valeur normale est égale à une atmosphère ou un bar au niveau de la mer, elle décroît lorsque l'altitude augmente.

II.3.2-L'unité de mesure de la pression :

L'Unité Système Internationale est le Pascal : Pa, et cela en hommage à Pascal, grand savant du XVII^e siècle [21].

1 pascal = 1N/m² où N, le Newton, est l'unité de mesure de la force.

On voit que le pascal représente bien une force par unité de surface, c'est-à-dire, une pression.

Au XVII^e siècle, Galilée, Torricelli et Pascal mettent en évidence la pesanteur de l'air. Et en 1647 naît le premier instrument de mesure de la pression atmosphérique. L'Académie des sciences le baptise le baromètre.

Le pascal est une petite unité. En météorologie, on utilise plutôt un multiple du pascal, l'hectopascal (hPa), pour les mesures de la pression atmosphérique.

1 hPa = 100 pascals.

Anciennement, on utilisait le millibar comme unité de mesure pour la pression.

1 millibar (mb) = 1 hectopascal (hPa)

La pression atmosphérique moyenne au niveau de la mer est d'environ 1013 hPa (1013 mb) ou encore 101,3 kPa.

Quelques conversions :

$$1\text{Pa}=10^{-6}\mu\text{Pa}=10^{-6}\text{N}/\text{mm}^2=10^{-5}\text{Bar}=14.51 \cdot 10^{-5}\text{Psi}=0.9869 \cdot 10^{-5} \text{ atm}$$

Il faut tenir en compte que : **1Bar=100 000 Pa=14.51Psi**

Psi : Pound per square inch

II.3.3-La pression relative:

C'est la pression nulle sous l'atmosphère terrestre d'où l'aspect de la relativité ; La norme internationale exige la valeur de : **1.013 bar** comme valeur de pression fixe absolue de l'atmosphère d'où la relation suivante :

$$P_{Absolue} = P_{Relative} + 1.0132$$

II.3.4-Techniques de mesure de pression :

La mesure de la pression atmosphérique peut être faite à l'aide du baromètre à mercure, du baromètre anéroïde ou du baromètre à capteur de pression [19].

- Le baromètre à mercure est un simple instrument très fiable, mais fragile. Il est constitué d'un tube en verre, initialement rempli de mercure avant de l'introduire du côté ouvert dans un réservoir de mercure (soumis à la pression atmosphérique) [19].

À la verticale, la colonne de mercure emprisonnée dans le tube se stabilise à une hauteur "h" par rapport au niveau de mercure dans le réservoir. La lecture de "h" indique la pression atmosphérique en centimètre de mercure (cmHg) [19].

Cet instrument nécessite quelques corrections pour tenir compte de l'altitude et de la latitude du lieu, de la température et de l'effet de la capillarité. Il sert d'étalon des autres baromètres.

- Le baromètre anéroïde est constitué d'une capsule étanche vidée d'air, dont les parois sont flexibles. Sous l'action de la pression atmosphérique, l'épaisseur de la capsule s'affaisse si la pression augmentation, et se gonfle quand celle-ci diminue. Ce mouvement est transmis à l'aide de leviers à une aiguille qui se déplace devant une échelle graduée en valeurs de pression [19].
- Le baromètre à capteur de pression est un dispositif équipé de capteurs sensibles aux variations de pression. Le signal délivré est traité à l'aide d'un calculateur pour le convertir en une valeur de pression [22].

MPX4250 : fonctionne à 5V et dispose d'une gamme de 0 à 250 kPa (ou de 0 à 36,3 Psi).

MPX4115 : fonctionne à 5V et a une portée de 15 à 115 kPa (16,7 Psi)

Les instruments de mesure de la pression atmosphérique sont :



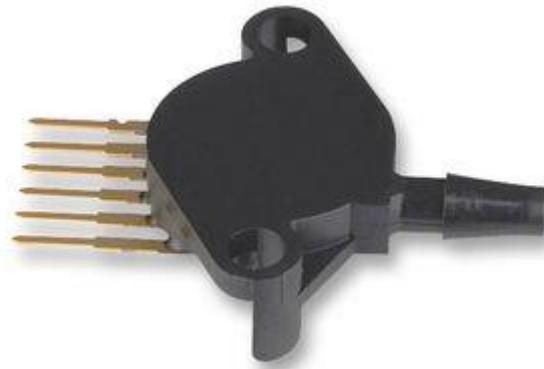
Baromètre à mercure [19]



Baromètre anéroïde [19].



Altimètre barométrique [22]



Capteur de pression [19]

Figure II. 2: Les instruments de mesure de la pression atmosphérique [17] [20]

II.4-Autre types des capteurs de pression :

II.4.1-Capteur de pression potentiométrique :

Quand l'intérieur d'un tube de bourdon est soumis à une pression supérieure à la pression ambiante, le tube se déforme ; Sa section s'arrondit ce qui tend à dérouler le tube (comme lorsque vous soufflez dans un mirliton). Cette déformation est utilisée pour déplacer le curseur d'un potentiomètre linéaire aux bornes duquel une tension constante est appliquée. La tension recueillie entre le curseur et le point commun du montage varie proportionnellement avec la différence de pression qui existe entre le tube de bourdon et le milieu ambiant. Le transducteur ainsi constitué a l'inconvénient d'avoir une précision limitée mais l'avantage d'avoir une réponse

linéaire, d'être économique et de fournir un signal de sortie de niveau élevé sous faible impédance. [23]

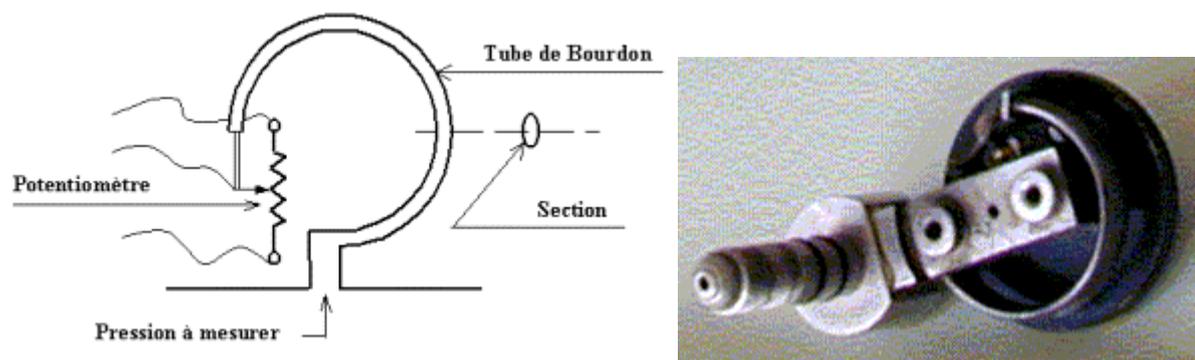


Figure II. 3: capteur de pression potentiométrique [23]

II.4.2-Capteur de pression a jauges de contrainte :

C'est la méthode la plus utilisée pour mesurer la pression. Bien que ces capteurs aient une faible sensibilité, ils sont robustes, relativement simples, possèdent d'excellentes caractéristiques de linéarité et d'hystérésis dans une grande gamme de température. Ils mesurent la différence entre la pression à mesurer appliquée au capteur et la pression interne du capteur. Comme généralement le vide est fait à l'intérieur du capteur celui-ci mesure la pression absolue qui lui est appliquée. La construction de ces capteurs dépend de la pression maximum qui leur est appliquée :

Pour une pression inférieure à 100 Kg/cm^2 deux jauges de contrainte mesurent la déformation (élastique bien sûr) d'un soufflet qui s'allonge ou d'un diaphragme qui se bombe en fonction de la pression appliquée entre l'extérieur et l'intérieur du capteur.

Dans le cas de pressions supérieures les deux jauges de contrainte mesurent la déformation de la paroi d'un tube dont l'intérieur est soumis à la pression à mesurer. La résistance des deux jauges de contrainte varie en fonction de leur déformation et donc de la pression. Deux autres jauges sont ajoutées dans le capteur de telle sorte qu'elles soient à la même température que les deux premières mais sans être soumises aux déformations dues à l'effet de pression. La résistance des 4 jauges varie également en fonction de la température. Un montage en pont permet d'obtenir la somme des variations dues à la pression et d'annuler celles dues à l'effet de température. Il subsiste néanmoins une légère influence de la température qui

peut être réduite, soit par un circuit électronique de compensation, soit en mesurant la température du capteur et en utilisant un algorithme de calcul de correction. [24]

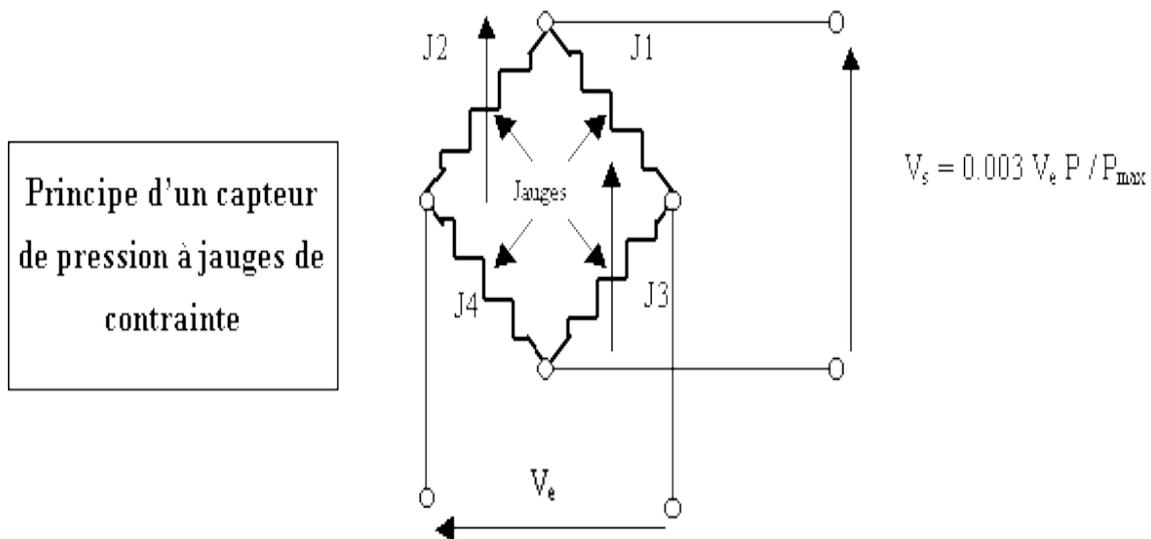


Figure II. 4: pont de diodes (Gretz) [22]

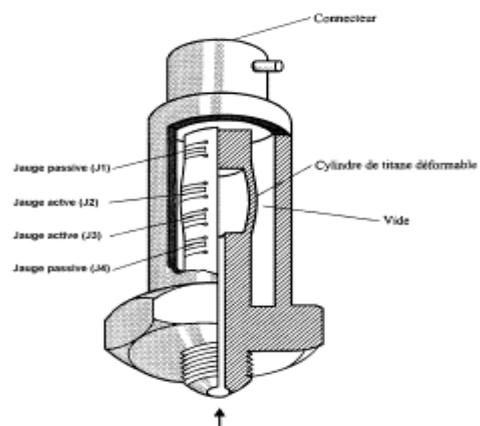


Figure II. 5: Capteur de pression à jauges de contraintes [24]

II.4.3-capteur de pression piézoélectrique :

Un cristal de quartz est constitué de silice (Si O₂). Il a une section hexagonale avec des extrémités prismatiques. Il présente une anisotropie suivant 3 axes (voir schéma ci-dessus) :

Les axes « x », « x' » et « x'' » qui sont les axes électriques,

Les axes « y », « y' » et « y'' » qui sont les axes mécaniques, l'axe « z » qui passe par les sommets de ses extrémités et qui est l'axe optique.

La lame de cristal est taillée suivant les axes qui privilégient la grandeur à mesurer (température, pression) ou, lorsqu'il sert d'horloge, suivant ceux dont il est le plus indépendant. Ses faces sont placées entre deux plaques conductrices.

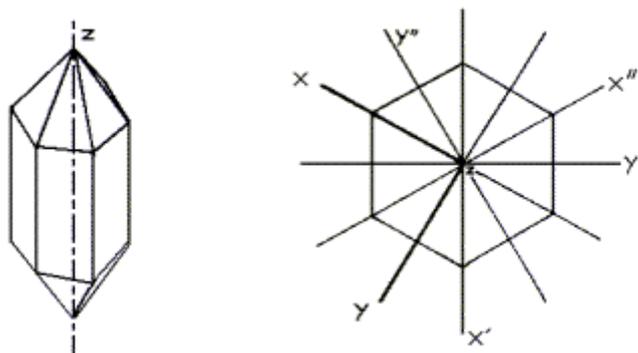


Figure II. 6: cristal de quartz [24]

Par exemple si les faces de la lame sont perpendiculaires à l'axe X la coupe est dite coupe de Curie. Elle possède deux fréquences de résonance :

$$F_1 = 2.86 \cdot 10^6 / e \quad \text{et} \quad F_2 = 2.86 \cdot 10^6 / \ell$$

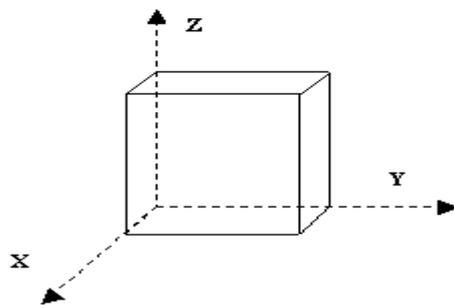


Figure II. 7 : Coupe de curie [24]

Ce sont les plus précis. La pression à mesurer est appliquée à au résonateur en quartz d'un circuit oscillant. Les variations de la pression font varier la fréquence de résonance du circuit oscillant. [24]

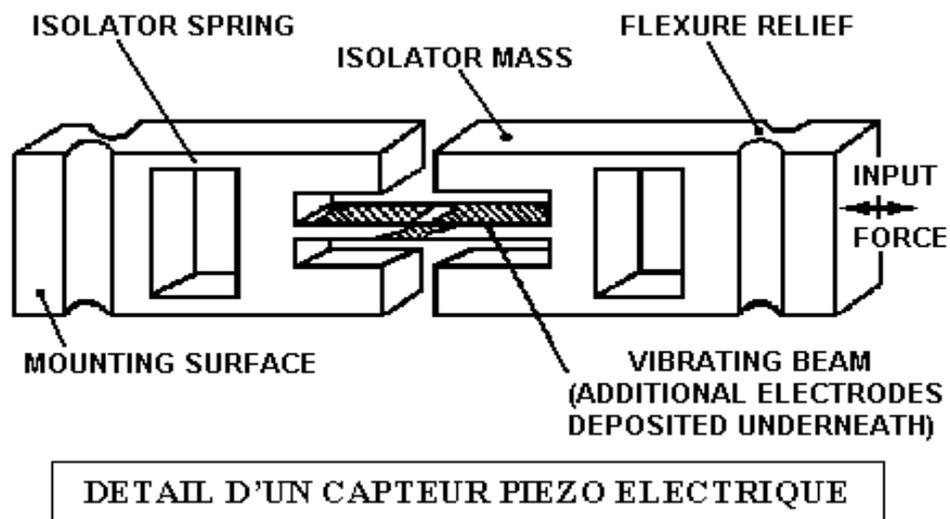


Figure II. 8 : Capteur piézoélectrique

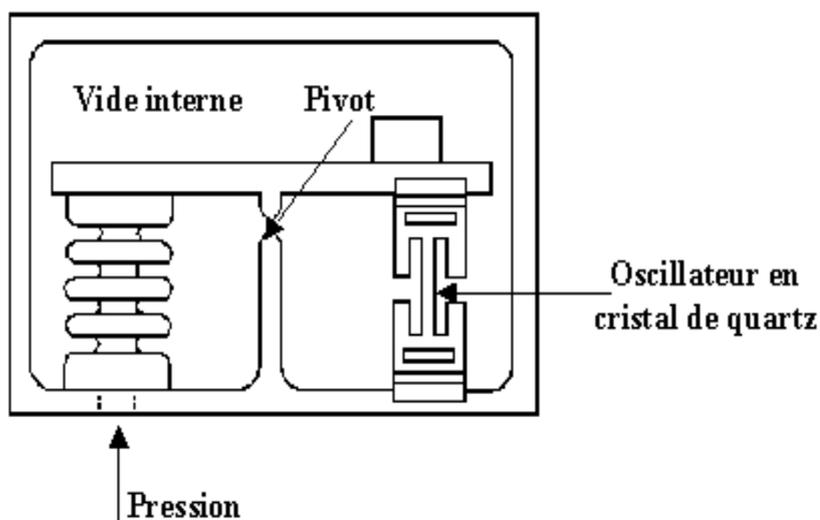


Figure II. 9 : Capteur de pression piézoélectrique soufflet

II.4.4-Capteur de pression capacitive :

Les capteurs de pression à capacité variable : Ces capteurs ont l'avantage d'avoir une linéarité et une résolution excellentes ainsi qu'une très faible dérive dans le temps. Leurs principaux défauts sont d'être sensibles à la température et de nécessiter une électronique compliquée. A notre connaissance, ils ne sont pas utilisés actuellement en océanographie.

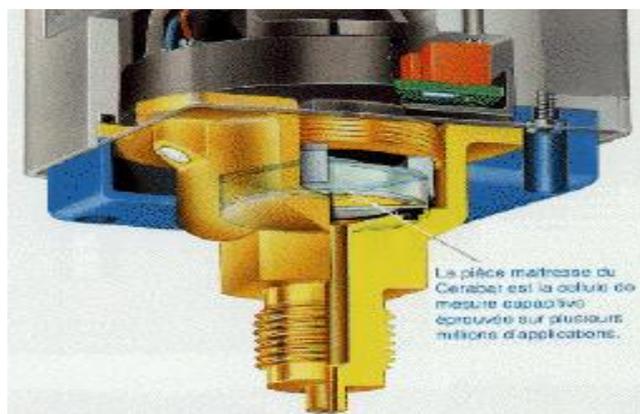


Figure II. 10: Cellule de mesure d'un capteur de pression capacitif [24]

II.4.5-Pression Artérielle (PA) :

La pression artérielle (ou la Tension Artérielle TA) se définit comme une force exercée par le sang sur la paroi des artères pendant qu'il circule. Elle est essentielle pour l'approvisionnement en oxygène et nutriments des organes du corps, son maintien et son contrôle sont à la base des transferts liquidiens dans les tissus et de l'épuration rénale des déchets [25].



Figure II. 11: La pression artérielle (PA) [24]

La pression artérielle se mesure en « mm ou cm de Mercure (mm Hg ou cm Hg) », elle varie en fonction de cycle cardiaque, c'est-à-dire en fonction de la systole et de la diastole, selon une courbe nommé sphygmogramme (Figure I.15). Ce tracé obtenu à l'aide du sphygmographe. La pression artérielle atteint son point le plus élevé dans l'aorte et les grosses artères lors de la

systole (contraction ventriculaire) et chute à son point le plus bas lors de la diastole (relaxation ventriculaire). C'est au niveau des petites artères que le sang perd beaucoup de pression, en raison de la résistance opposée à l'écoulement sanguin. [25]

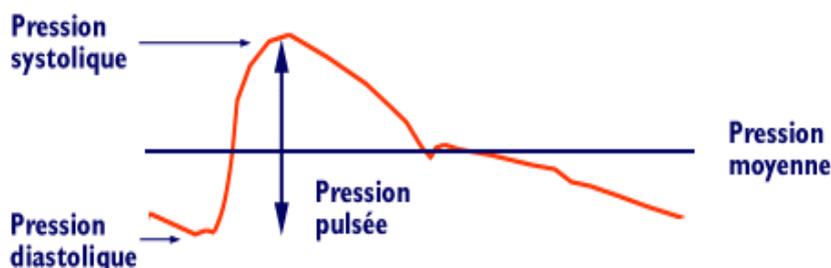


Figure II. 12: Sphygmogramme [25]

II.5. Capteur MPX10DP :

Le dispositif de la série MPX10 est un capteur de pression piézorésistif au silicium offrant une très sortie de tension précise et linéaire directement proportionnelle à la pression appliquée, utilisé dans les systèmes de contrôle de climatisation, les applications médicales, les instruments de mesure de pression, et d'autres applications nécessitant une mesure précise de la pression entre deux points.

Un capteur standard, peu coûteux et non compensé permet aux fabricants de concevoir et ajouter leurs propres réseaux externes de compensation de conditionnement de signaux.

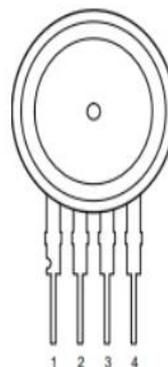
Le capteur de pression MPX10DP mesure la différence de pression entre deux entrées, de 0 à 10 kPa et les sorties entre 0 et 35 mV sur ses deux broches de sortie.



Figure II. 13: Capteur de pression MPX10DP [26]

II.5.1-Description de ces broches :

1. Masse.
2. Potentiel + de la sortie
3. Alimentation positive.
4. Potentiel - de la sortie.



II.5.2-Caractéristiques :

Le tableau ci-dessous montre les caractéristiques du capteur.

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Units
Differential Pressure Range ⁽¹⁾	P _{OP}	0	—	10	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V _S	—	3.0	6.0	V _{DC}
Supply Current	I _O	—	6.0	—	mAdc
Full Scale Span ⁽³⁾	V _{FSS}	20	35	50	mV
Offset ⁽⁴⁾	V _{OFF}	0	20	35	mV
Sensitivity	ΔV/ΔP	—	3.5	—	mV/kPa
Linearity	—	-1.0	—	1.0	%V _{FSS}
Pressure Hysteresis (0 to 10 kPa)	—	—	±0.1	—	%V _{FSS}
Temperature Hysteresis	—	—	±0.5	—	%V _{FSS}
Temperature Coefficient of Full Scale Span	TCV _{FSS}	-0.22	—	-0.16	%V _{FSS} /°C
Temperature Coefficient of Offset	TCV _{OFF}	—	±15	—	μV/°C
Temperature Coefficient of Resistance	TCR	0.21	—	0.27	%Z _{IN} /°C
Input Impedance	Z _{IN}	400	—	550	Ω
Output Impedance	Z _{OUT}	750	—	1250	Ω
Response Time ⁽⁵⁾ (10% to 90%)	t _R	—	1.0	—	ms
Warm-Up Time ⁽⁶⁾	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁷⁾	—	—	±0.5	—	%V _{FSS}

Tableau II.1 : Caractéristiques du capteur MPX10DP [26]

II.5.3-Compensation de température :

Les propriétés de la jauge de contrainte elle-même dépendent de la température, ce qui nécessite que l'appareil soit compensé en température s'il doit être utilisé sur une plage de température étendue.

Plusieurs approches de compensation de température externe sur les plages de -40 °C à $+125\text{ °C}$ et de 0 °C à $+80\text{ °C}$ sont présentées dans la note figure.

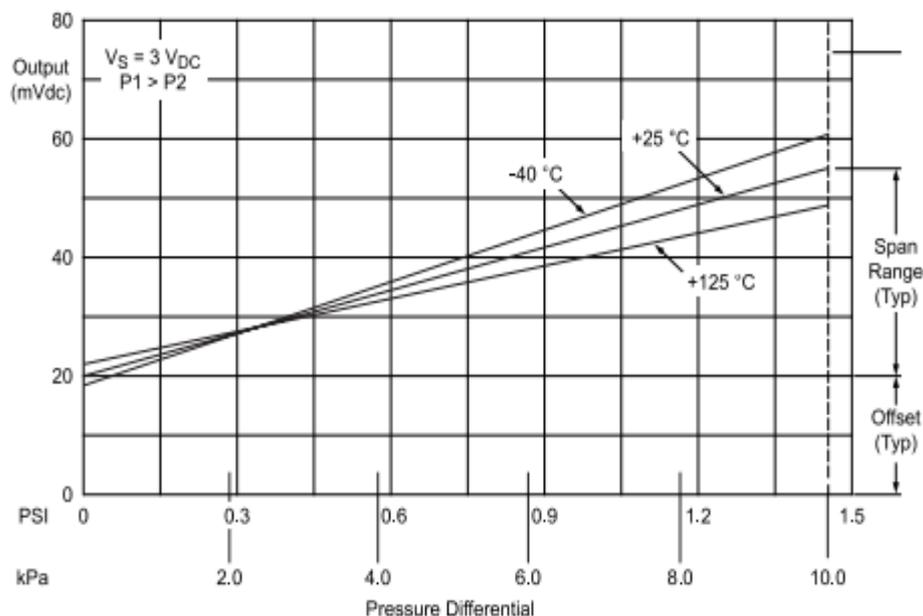


Figure II. 14: Courbe de tension par rapport à la pression appliquée au capteur [26]

II.5.4-Principe de fonctionnement :

1. ***Cavité piézosensible MEMS*** : Le cœur du capteur est une cavité microscopique réalisée par des techniques MEMS. Cette cavité agit comme un diaphragme sensible à la pression différentielle.

2. ***Membrane piézorésistive*** : La cavité est scellée par une membrane mince fabriquée à partir d'un matériau piézorésistif. La résistivité électrique de ce matériau présente une dépendance linéaire vis-à-vis de la contrainte mécanique qu'il subit.

3. ***Conversion piézorésistive*** : Lorsque la pression appliquée sur un côté de la membrane diffère de la pression appliquée sur l'autre côté, la membrane subit une déformation

proportionnelle à la différence de pression. Cette déformation se traduit par une variation de sa résistance électrique.

4. ***Circuit de conditionnement de signal*** : Le MPX10DP intègre un circuit intégré (CI) dédié au conditionnement du signal. Ce circuit assure l'amplification et la conversion de la variation de résistance de la membrane en une tension de sortie continue proportionnelle à la différence de pression mesurée.

5. ***Sortie de tension*** : La tension de sortie du capteur est généralement comprise entre 0 et 35 mV pour le MPX10DP. Cette tension peut être acquise par un système d'acquisition de données ou un microcontrôleur pour une quantification précise de la différence de pression

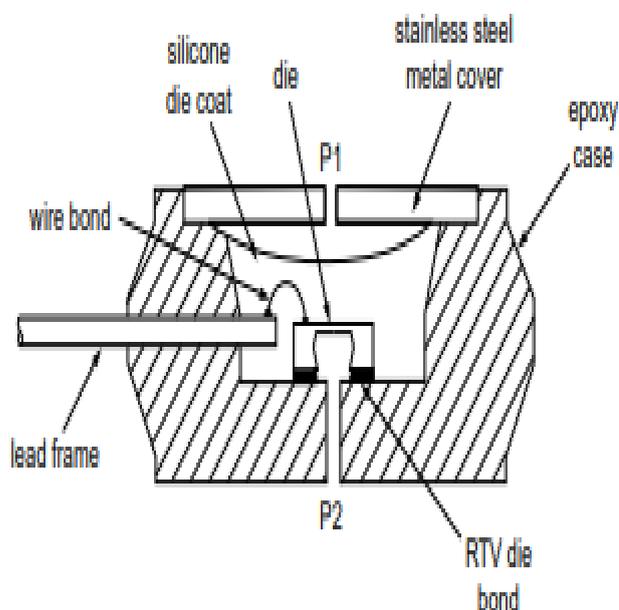


Figure II. 15: interne du capteur MPX10DP [26]

.II.6-Conclusion :

Ce chapitre a été consacré d'une manière appropriée pour les informations nécessaires pour la compréhension des principes différents capteurs comme on a expliqué en détail la pression et ces différents types qui existent (Atmosphérique, relative, absolue, le vide, hydrostatique et hydrodynamique, la pression artérielle) et le capteur de pression MPX10DP avec ces calculs et les équipements de mesures, puis on a parlé des capteurs spécifiques de chaque type de pression mesuré qui peuvent être utilisés.

Pour cela, on a conclu que cette mesure de pression dépend toujours de la nature du capteur utilisé par ces caractéristiques dont l'utilisateur a besoin afin de déterminer la performance de ses mesures.

Chapitre III :

Conception et réalisation d'un spiromètre

III.1. Introduction :

Dans ce chapitre on va étudier les différents blocs des schémas synoptiques en présentant le matériel et composants électronique utilisés ensuite on va entamer la conception de notre maquette sous Proteus ISIS ; La partie pratique d'un spiromètre sera réalisée sur une plaque d'essai et suite aux tests effectués pour quelques femmes et hommes nous essayons de discuter et interpréter les résultats obtenus.

III.2. Le spiromètre :

Le spiromètre est un appareil utilisé par un médecin généraliste ou bien par une personne travaillant dans le domaine médical pour évaluer la capacité pulmonaire d'un individu. Cet appareil est capable de révéler des dysfonctionnements des voies respiratoires de certains malades atteints d'affections comme l'asthme, des maladies chroniques liées aux bronches ou encore le tabagisme.

Les médecins savent déterminer des insuffisances respiratoires voire même certaines pathologies ou affections à l'aide de ces tests. Par comparaison avec les résultats moyens des individus de même sexe, de même âge et de même poids, il s'agit de mesurer les volumes d'air inspirés et expirés par un patient ainsi que les débits associés [27]

Domaines d'application

- Pneumologie,
- Allergologie,
- Explorations fonctionnelles respiratoires,
- Médecine du travail.

III.2.1. Techniques de mesures de respirations :

Le pneumotachomètres : Il existe des pneumotachomètres type Fleish et type Lilly (méthodes de mesures différentes). Ils mesurent la chute de pression durant l'inspiration et l'expiration, suivant le principe de Venturi. Cette chute est proportionnelle au débit produit par le patient soufflant dans l'appareil. Les spiromètres à pneumotachomètres sans thermostat sont peu fiables.

- La turbine : Les spiromètres à turbine mesurent le débit durant l'expiration et l'inspiration du patient. La vitesse de rotation de la turbine est proportionnelle au débit d'air du patient.

- Le fil chaud : Les spiromètres à fil chaud mesurent la résistance électrique d'un fil en fonction du débit d'air, la température du fil variant proportionnellement à la vitesse du flux. Ces spiromètres ne permettent pas de connaître le sens du flux (inspiration ou expiration) et sont quelquefois approximatifs quant à la qualité de la mesure.

- L'ultrason : Les spiromètres à ultrasons mesurent le débit inspiratoire et expiratoire par effet Doppler et présentent des résultats très précis. Les ultrasons traversent en diagonale le tube inspiratoire, et leur longueur d'onde est modifiée par le souffle du patient, suivant le débit d'air. Malheureusement, ces spiromètres sont encore chers à l'usage.[28]

III.2.2. Déroulement de l'examen :

Préparation : Vous serez invité à vous asseoir ou à vous tenir debout devant le spiromètre. Le technicien vous expliquera la procédure et vous fournira des instructions claires.

Mise en place du mout pièce : On vous placera un embout buccal dans la bouche et vous demandera de le serrer entre vos lèvres. Un pince-nez peut également être utilisé pour empêcher l'air de s'échapper par votre nez.

Calibration : Le spiromètre sera calibré pour s'assurer que les mesures sont précises.

Manœuvre inspiratoire maximale (MIP) : Vous serez invité à inspirer aussi profondément que possible, puis à retenir votre souffle pendant quelques secondes.

Manœuvre expiratoire maximale (MEP) : On vous demandera ensuite d'expirer le plus fort et le plus vite possible dans l'embout buccal.

Tests de spiromètre forcé (TSF) : Vous répérez les manœuvres inspiratoire et expiratoire maximales plusieurs fois afin d'obtenir les meilleurs résultats possibles



Figure III. 1: Le spiromètre [29]

III.3. Arduino :

Arduino est un circuit imprimé sur lequel se trouve un microprocesseur (calculateur) qui peut être programmé pour analyser et produire des signaux électriques, de manière à effectuer des tâches très diverses comme la charge de batteries, la domotique (le contrôle des appareils domestique (éclairage, chauffage...), le pilotage d'un robot, etc. C'est une plateforme basée sur une interface entrée/sortie simple et sur un environnement de développement utilisant la technique du Processing/Wiring.

Arduino peut être utilisé pour construire des objets interactifs indépendants (prototypage rapide), ou bien peut être connecté à un ordinateur pour communiquer avec ses logiciels (ex: Macromedia Flash, Processing, Max/MSP, Pure Data, SuperCollider). Les versions vendues actuellement sont préassemblées, des informations sont fournies pour ceux qui souhaitent assembler l'Arduino eux-mêmes.

III.3.1. Arduino UNO R3 :

Arduino UNO est une carte à microcontrôleur basée sur l' ATmega328P. Arduino UNO R3 est la troisième et dernière révision actuelle de l' Arduino UNO. Il possède 14 broches entrée

/ sortie numériques, 6 entrées analogiques, un quartz à 16 MHz, une connexion USB, un connecteur d'alimentation, un connecteur ICSP, un bouton de réinitialisation...

Il contient tout le nécessaire pour supporter le microcontrôleur. Il peut s'alimenter via un ordinateur avec un câble USB ; un adaptateur AC-DC ou une batterie. Il peut être programmé avec l'IDE Arduino.



Figure III. 2: Brochage de la carte Arduino UNO

III.3 2. Caractéristique carte Arduino UNO R3 :

- Microcontrôleur – ATmega328
- Tension de fonctionnement – 5V
- Tension d'alimentation (recommandée) – 7-12V
- Tension d'alimentation (limites) – 6-20V
- Broches E/S numériques – 14 (dont 6 disposent d'une sortie PWM)
- Broches d'entrées analogiques – 6 (utilisables en broches E/S numériques)
- Intensité maxi disponible par broche E/S (5V) – 40 mA
- Intensité maxi disponible pour la sortie 3.3V – 50 mA

- Intensité maxi disponible pour la sortie 5V – 500 mA max.
- Mémoire Programme Flash – 32 KB (ATmega328)
- Mémoire SRAM (mémoire volatile) – 2 KB (ATmega328)
- Mémoire EEPROM (mémoire non volatile) – 1 KB (ATmega328)
- Vitesse d'horloge – 16 MHz [30]

III.3.3. Logiciel :

Le logiciel de programmation des modules Arduino est une application Java multiple formes (Fonctionnant sur tout système d'exploitation), servant d'éditeur de code et de compilateur, et qui peut transférer le firmware (et le programme) au travers de la liaison série (RS232, Bluetooth ou USB selon le module).

Le langage de programmation est une variante du C/C++, allégée et restreinte à l'utilisation de la carte, de ses entrées/sorties et des bibliothèques associées. Toute personne habituée à ces langages peut facilement développer des programmes sur les plates-formes Arduino [31]

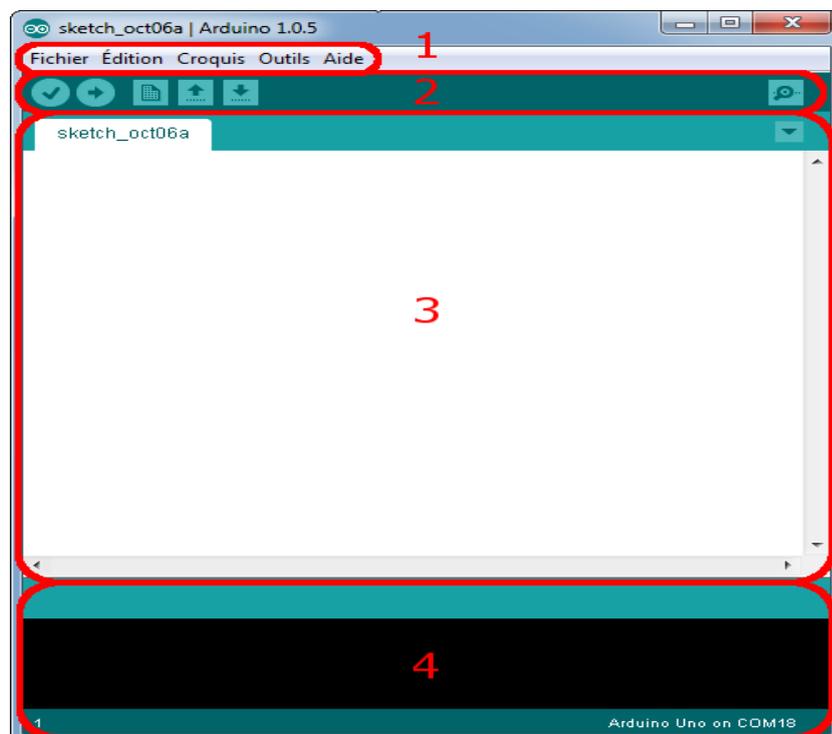


Figure III. 3: Logiciel Arduino [32]

Correspondance

- **Le cadre numéro 1** : ce sont les options de configuration du logiciel
- **Le cadre numéro 2** : il contient les boutons qui vont nous servir lorsque l'on va programmer nos cartes
- **Le cadre numéro 3** : ce bloc va contenir le programme que nous allons créer
- **Le cadre numéro 4** : celui-ci est important, car il va nous aider à corriger les fautes dans notre programme. C'est le débogueur.

III.4.LCD :

Un écran LCD 16*2 est en fait un module LCD basique et simple d'utilisation. Il comprend une vitre LCD, une carte de contrôle LCD COB (Chip on PCB Board), un rétroéclairage, un zèbre pour connecter LCD et une carte de contrôle et une lunette pour tout maintenir ensemble. L'écran LCD 16 × 2 peut afficher 16 caractères par ligne et il y a deux lignes.

Chaque caractère a 5 × 7 pixels de matrice de points et le curseur en dessous. Tous les écrans LCD 16 × 2 utilisaient à l'origine le pilote Hitachi HD44780Standard. Bien sûr, le légendaire contrôleur HD44780 avait une fin de vie il y a longtemps.

Tous les écrans LCD 16 × 2 utilisent des contrôleurs LCD compatibles HD44780. Certains d'entre eux sont des remplacements de gouttes, d'autres nécessitent de modifier un peu le code d'initialisation. [33]



Figure III. 4: LCD [33]

III.4.1. Les bronches de LCD :

Pin1 (Ground/Source Pin) : Il s'agit d'une broche GND d'affichage, utilisée pour connecter la borne GND de l'unité de microcontrôleur ou de la source d'alimentation.

Pin2 (VCC/Source Pin) : Il s'agit de la broche d'alimentation en tension de l'écran, utilisée pour connecter la broche d'alimentation de la source d'alimentation.

Pin3 (V0/VEE/Control Pin) : Cette broche régule la différence de l'affichage, utilisée pour connecter un POT variable pouvant fournir 0 à 5V.

Broche 4 (broche RS ou broche de sélection/contrôle de registre) : cette broche bascule entre le registre de commande ou de données, utilisé pour connecter une broche d'unité de microcontrôleur et obtient 0 ou 1 (0 = mode de données et 1 = mode de commande).

Broche 5 (lecture/écriture/broche de contrôle) : cette broche bascule l'affichage entre les opérations de lecture ou d'écriture, et elle est connectée à une broche de l'unité de microcontrôleur pour obtenir 0 ou 1 (0 = opération d'écriture et 1 = opération de lecture).

Broche 6 (Activer la broche/Broche de contrôle) : Cette broche doit être maintenue haute pour exécuter le processus de lecture/écriture, et elle est connectée à l'unité du microcontrôleur et constamment maintenue haute.

Broches 7-14 (broches de données) : ces broches sont utilisées pour envoyer des données à l'écran.

Ces broches sont connectées en modes deux fils comme le mode 4 bits et le mode 8 bits. En mode 4fils, seules quatre broches sont connectées à l'unité de microcontrôleur comme 0 à 3, alors qu'en mode 8fils, 8 broches sont connectées à l'unité de microcontrôleur comme 0 à 7.

Pin15 (+Ve, ou une broche ou une broche d'anode de rétroéclairage LED) : Cette broche est connectée à une alimentation +5V.

Broche 16 (-Ve, ou broche K ou broche cathodique de rétroéclairage LED) : cette broche est connectée à GND.[34]

III.5. Proteus

Proteus Professional est une suite logicielle destinée à l'électronique. Développé par la société Labcenter Electronics, les logiciels incluent dans Proteus Professional CAO (Construction Assistée par Ordinateur) dans le domaine électronique. Proteus est composé de deux logiciels principaux : ISIS, permettant entre autres la création de schémas et la simulation électrique, et ARES, destiné à la création de circuits imprimés.

Cette suite logicielle est très connue dans le domaine de l'électronique. De nombreuses entreprises et organismes de formation (incluant lycée et université) utilisent cette suite Logicielle. Outre la popularité de l'outil, Proteus Professional possède d'autres avantages

- Pack contenant des logiciels facile et rapide à comprendre et utiliser.
- Le support technique est performant.
- L'outil de création de prototype virtuel permet de réduire les coûts matériel et logiciel lors de la conception d'un projet.[35]

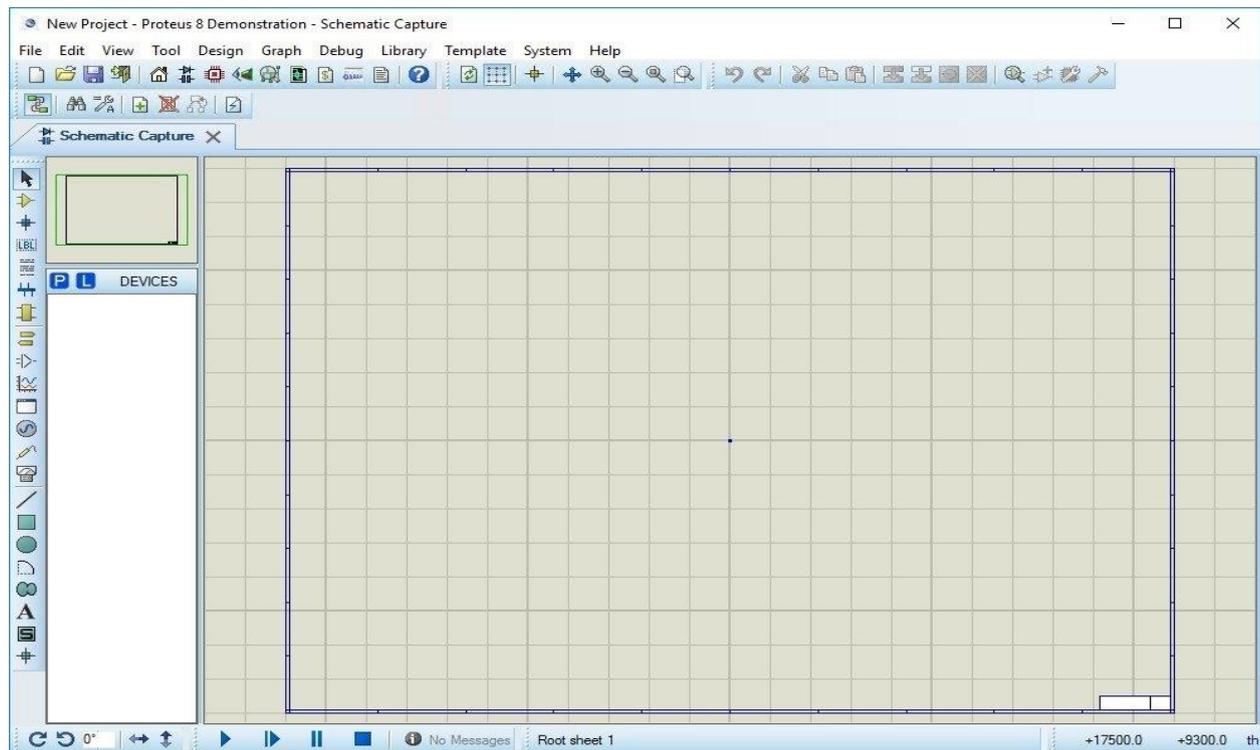


Figure III. 5: logiciel Proteus

III.5.1. ISIS :

Le logiciel ISIS de Proteus Professional est principalement connue pour éditer des schémas électriques. Par ailleurs, le logiciel permet également de simuler ces schémas ce qui permet de déceler certaines erreurs dès l'étape de conception. Indirectement.

III.5.2. ARES :

Le logiciel ARES est un outil d'édition et de routage qui complète parfaitement ISIS. Un schéma électrique réalisé sur ISIS peut alors être importé facilement sur ARES pour réaliser le PCB (Printed circuit board) de la carte électronique. Bien que l'édition d'un circuit imprimé soit plus efficace lorsqu'elle est réalisée manuellement, ce logiciel permet de placer automatiquement les composants et de réaliser le routage automatiquement.

III.6. Les amplificateurs opérationnels :

D'une manière générale, les amplificateurs opérationnels à grande vitesse sont principalement utilisés dans les équipements de communication, les systèmes médicaux, vidéo et les instruments de test et de mesure. Les applications avancées dans les domaines des

tests et des mesures, des communications, de la médecine, de l'imagerie et autres sont les principaux moteurs de l'amélioration des performances de l'amplificateur.

III.6.1. Amplificateur AD620 :

AD620 est un amplificateur d'instrumentation de faible puissance et de haute précision, Les applications concernent principalement la détection photoélectrique, les tests par ultrasons.

AD620 à de bonnes caractéristiques DC et AC, Le module amplificateur d'instrumentation AD620 fournit une plate-forme pour l'amplification de petits signaux AC ou DC provenant de capteurs analogiques, de jauges de contrainte, de transducteurs et de dispositifs similaires pour l'acquisition de données de précision.

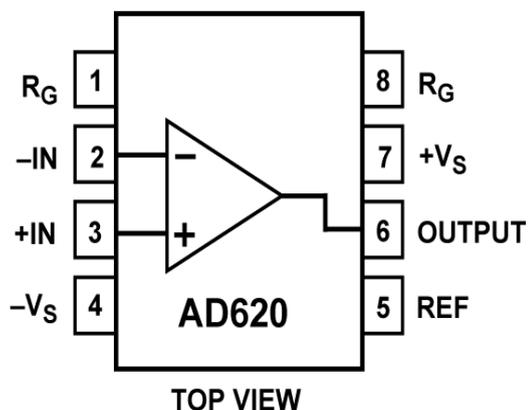


Figure III. 6: formes simplifiée bronchement d'AD620 [37]

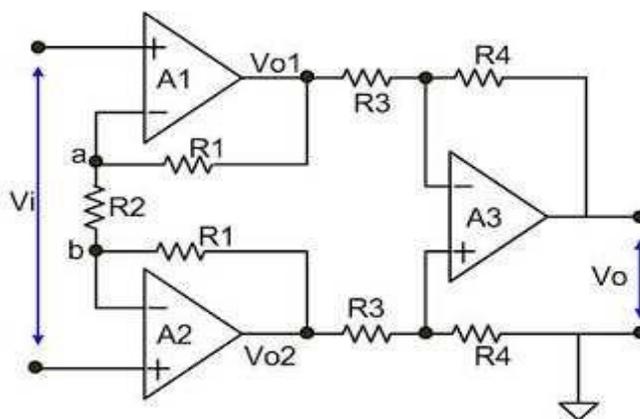


Figure III. 7: Diagramme schématique de l'amplificateur d'instrument AD620 [38]

III.6.2. Un amplificateur opérationnel UA741 :

L'UA741 est un amplificateur opérationnel (ampli-op) très populaire et largement utilisé. Les amplificateurs opérationnels sont des éléments fondamentaux de l'électronique analogique, utilisés à diverses fins telles que l'amplification, le filtrage et le traitement du signal.

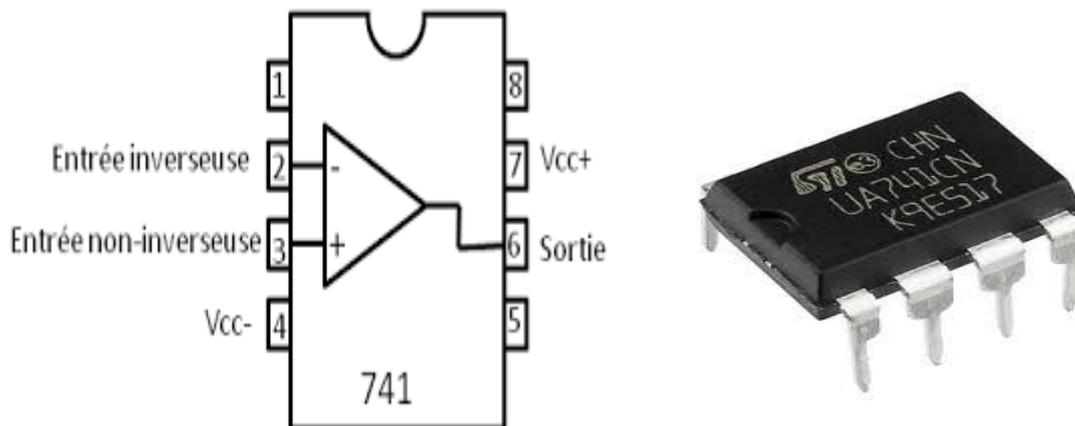


Figure III. 8: l'amplificateur UA741

III.6.2.1. Amplificateur d'instrumentation :

Suite à la non disponibilité sur le marché des amplificateurs d'instrumentation AD620 où INA126 nous avons pensé de les réaliser avec des composants discrets à trois étages. Nous avons utilisé trois amplificateurs opérationnels de type :UA741 qui sont montés avec sept résistances comme il est indiqué dans la figure ci-dessous

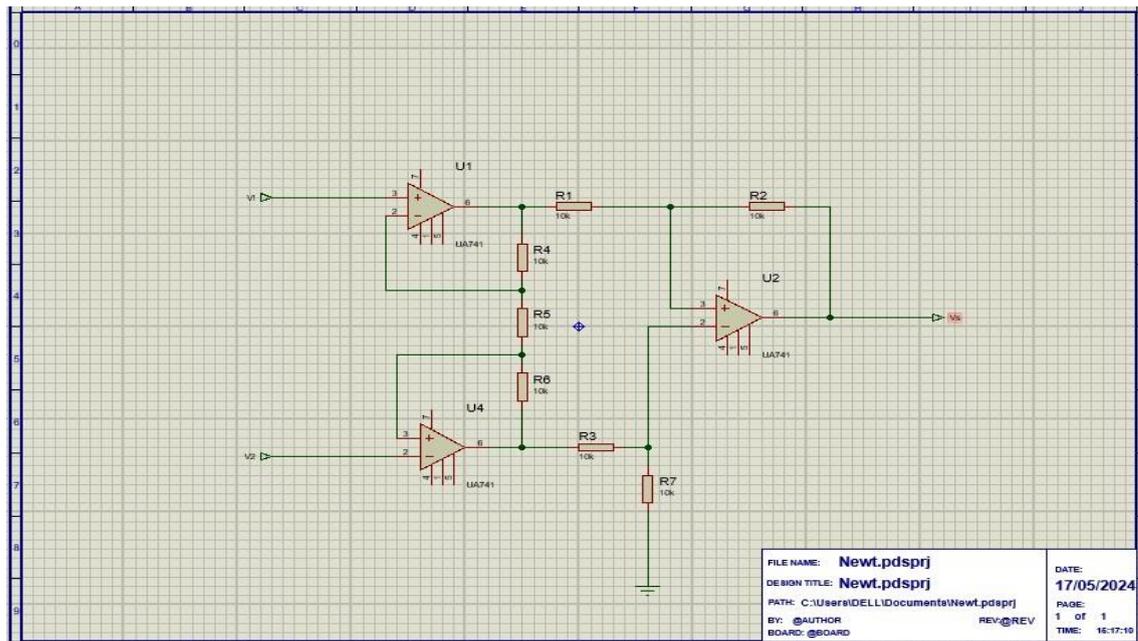


Figure III. 9: le montage de l'amplificateur d'instrumentation sous Proteus ISI

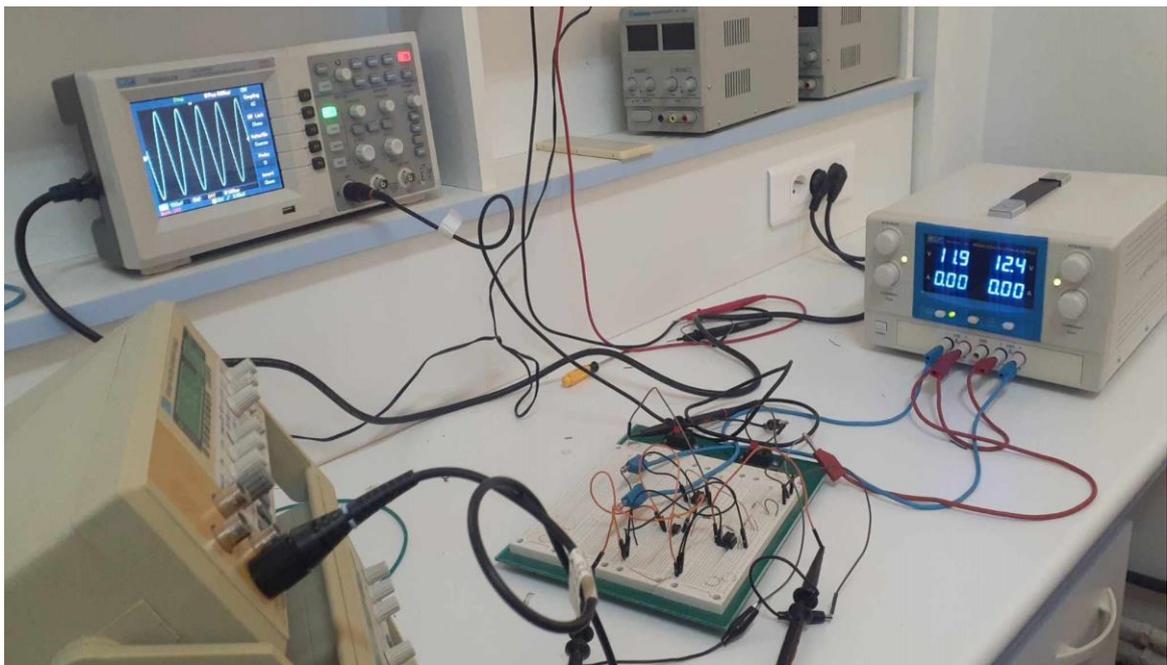


Figure III. 10: Circuit d'amplificateur d'instrumentation réalisé.

III.7. Le tube de venturi :

Le tube de venturi est une méthode qui consiste à mesurer le débit d'un fluide en utilisant un organe déprimogène de forme cylindrique avec un rétrécissement précision et une longue stabilité. Ces débitmètres sont faciles à utiliser et ont un faible coût de possession. De plus, ils

sont capables de fonctionner dans des conditions difficiles, ce qui en fait des instruments idéaux pour la mesure du débit de liquide, de gaz et de la vapeur. Lorsqu'un fluide s'écoule à travers le tube, son débit augmente en raison de la restriction. La différence de pression entre l'amont et l'aval est proportionnelle au débit.

III.7.1. Fonctionnement d'un débitmètre à tube de Venturi :

Le tube de Venturi est composé de trois sections :

Une section convergente : cette section rétrécit le diamètre du tube, ce qui augmente la vitesse du fluide.

Un col : c'est la section la plus étroite du tube, où la vitesse du fluide est la plus élevée.

Une section divergente : cette section élargit le diamètre du tube, ce qui diminue la vitesse du fluide.

Quand le fluide entre dans l'instrument, sa vitesse augmente et sa pression diminue. Le capteur de pression différentielle mesure la différence de pression entre l'entrée et la sortie des tubes de venturi. Cette variation de perte de charge est convertie en un débit mesurable

III.7.2. Tube venturi employée :

Nous avons utilisé des objets simples dans pour fabriquer le tube venturi utilisé dans notre réalisation. Dans lequel, il y a eu une disparité entre deux diamètres.

Deux trous ont été creusés dans cette dernière, ce qui permet de placer les embouts appropriés pour le placement des tuyaux qui seront connectés aux capteurs de pression. Le tube fabriqué est illustré dans la représentation ci-dessous.

Le diamètre des deux parties est indiqué par $D1 = 1.84 \text{ cm}$ et $D2 = 1.2 \text{ cm}$.

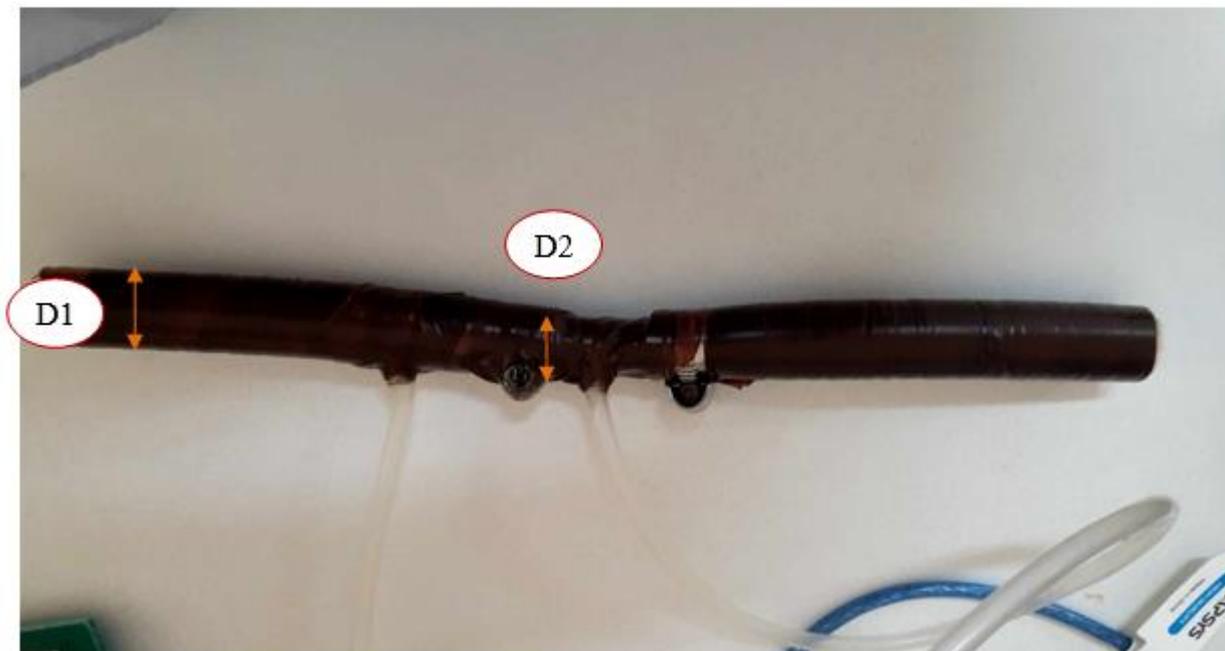


Figure III. 11: Tube venturi fabriqué.

Il fonctionne selon le principe de Bernoulli, qui stipule que la vitesse est inversement proportionnelle à sa pression et conservation du débit :

$$v_1 s_1 = v_2 s_2 \quad (1)$$

$$P + \rho gh + \rho \frac{v^2}{2} = \text{constante} \quad (2)$$

P : La pression de l'air en (Pa)

ρ : la masse volumique en (kg/m^3)

v : la vitesse de l'air en (m/s)

g : L'accélération de la pesanteur (m/s^2)

h : La hauteur du point d'écoulement par rapport à une référence en (m)

Considérant l'écoulement d'un fluide incompressible dans un convergent et un divergent d'une conduite. La section d'entrée (1) a une surface S_1 , la section du col (2) à une surface S_2 .

En supposant qu'il n'y a aucune perte de charge le long du Venturi et que les vitesses et les hauteurs piézométriques sont constantes dans chaque section de la conduite.

$$h_1 = h_2$$

- En appliquant l'équation de Bernoulli à ces deux sections S_1 S_2 et on obtient :

$$P_1 s_1 + \rho g h_1 + \rho \frac{v_1^2}{2} = P_2 s_2 + \rho g h_2 + \rho \frac{v_2^2}{2} \quad (3)$$

Et puisque $h_1 = h_2 = \text{constante}$ alors :

$$P_1 s_1 + \rho \frac{v_1^2}{2} = P_2 s_2 + \rho \frac{v_2^2}{2} \quad (4)$$

$$\rho \frac{1}{2} (v_1^2 - v_2^2) = P_2 s_2 - P_1 s_1 \quad (5)$$

$$s_1 = \pi r_1^2, s_2 = \pi r_2^2$$

En remplaçant dans (1)

$$v_1 \pi r_1^2 = v_2 \pi r_2^2 \quad (6)$$

$$v_2 = v_1 \frac{r_1^2}{r_2^2} \quad (7)$$

$$\rho \frac{1}{2} v_1^2 \left(1 - \left(\frac{r_2}{r_1} \right)^4 \right) = P_2 s_2 - P_1 s_1 \quad (8)$$

Pour obtenir finalement :

$$v_1 = \sqrt{\frac{2 \times (P_2 s_2 - P_1 s_1)}{\rho \left(1 - \left(\frac{r_2}{r_1} \right)^4 \right)}} \quad (9)$$

En conséquence, Le débit de la conduite est donné par la formule suivante :

$$Q = s_1 \times \sqrt{\frac{2 \times (P_2 s_2 - P_1 s_1)}{\rho \left(1 - \left(\frac{r_2}{r_1} \right)^4 \right)}} \quad (10)$$

Avec :

Q : le débit d'air (m^3/s)

ρ : La masse volumique en (kg/m^3)

$P_1 s_1$: Pression d'air dans la section 1 (N/m^2)

$P_2 s_2$: Pression d'air dans la section 2 (N/m^2)

r : le rayon de la section (m)

III.8. Conception du circuit électronique sous Proteus

III.8.1. Liste des matériels :

- Carte Arduino (la version UNO) et son câble USB
- Capteur MPX10DP
- Afficheur LCD 12C
- LED rouge
- Amplificateur d'instrumentation AD620
- Résistance 10K Ω
- Potentiomètre 10K Ω

La simulation du circuit électronique d'un spiromètre pour la mesure du débit du point et le CVF par le capteur de pression Mpx10Dp est effectuée sous Proteus ISIS pour nous permettre de tester le fonctionnement et la vérification des connexions avant de réaliser le montage sur la plaque d'essai.

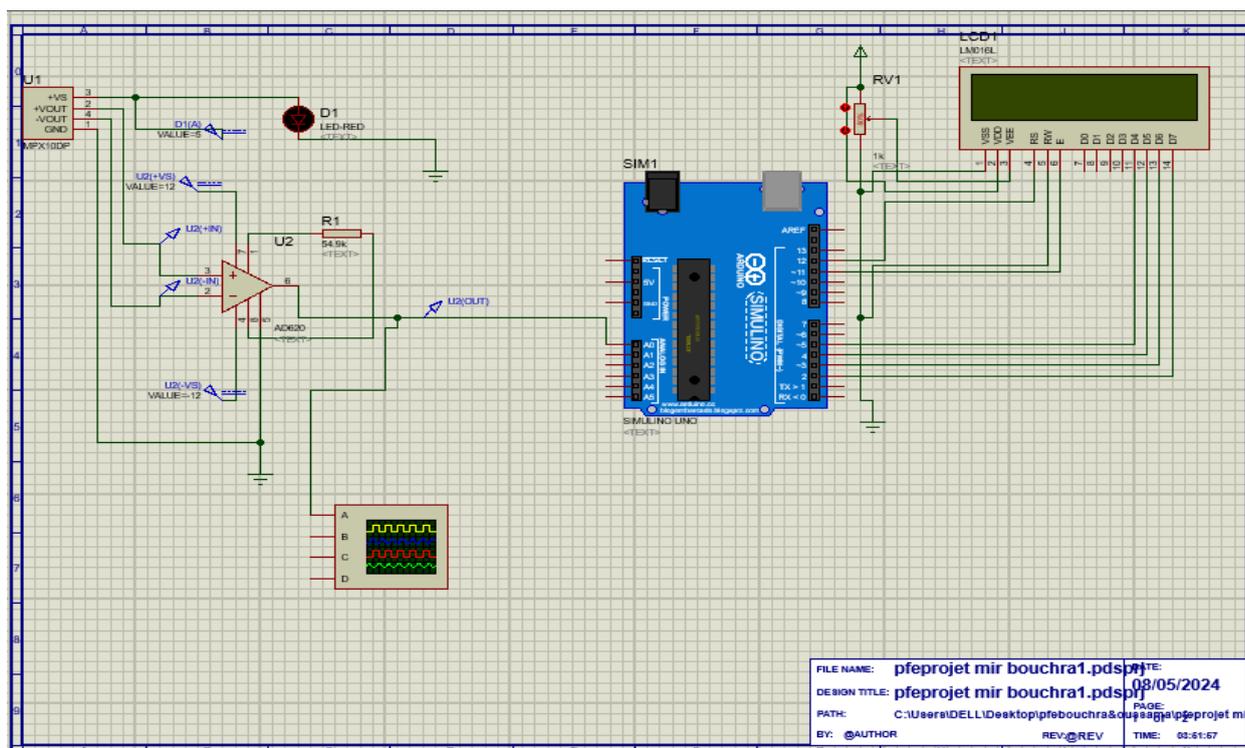


Figure III. 12: Circuit électronique réalisé sous Proteus ISIS

III.9. Réalisation du circuit électronique sur plaque d'essai :

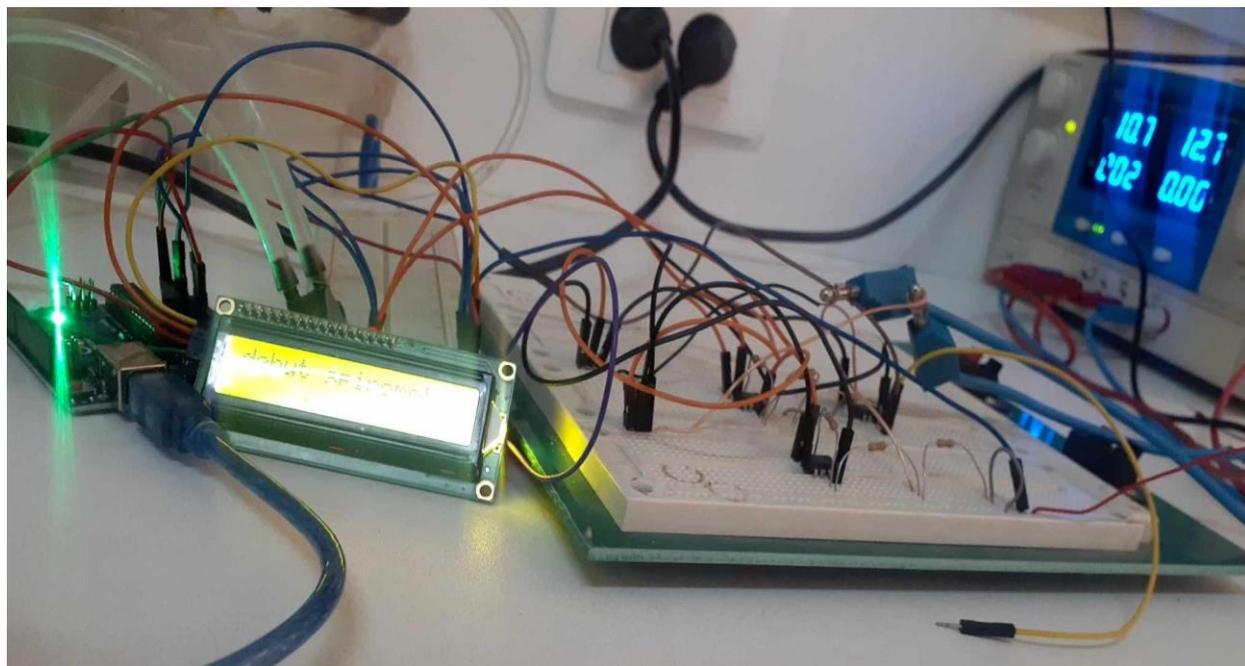


Figure III. 13: le circuit réalisé sur plaque d'essai

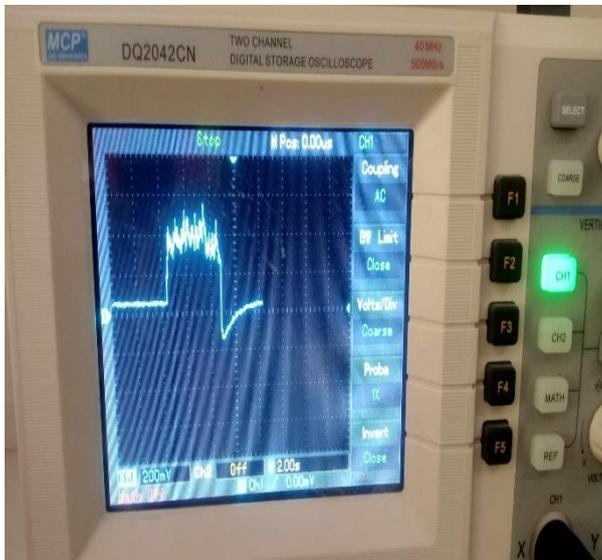
III.10. Utilisation du transducteur EB B5/EV :

La défectueuse du capteur MPX10DP et le manque de la pièce de rechange pour le remplacer et

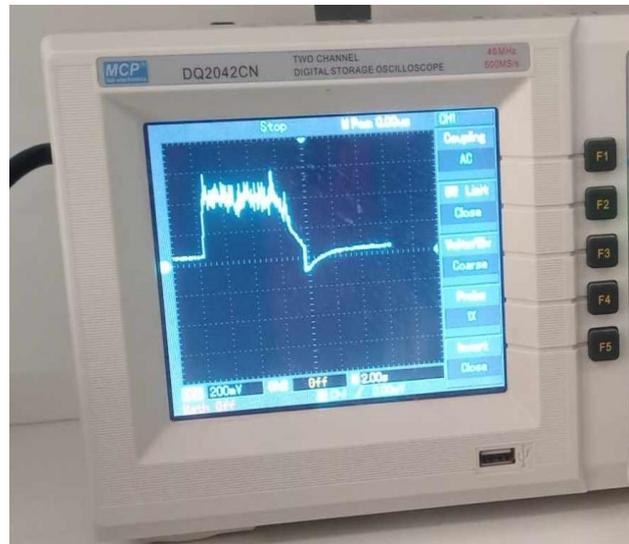
Afin que nous puissions fonctionner notre carte d'électronique du spiromètre qui est indiquée dans la figure III.16 ; il était nécessaire d'utiliser juste la partie du capteur du transducteur médical **EB B5/EV** du laboratoire de Génie Electrique pour atteindre notre objectif et finaliser notre travail ; Cette idée nous a facilité à faire quelques tests et essais sur plusieurs sujets pour mesurer le débit respiratoire et capacité vitale force.

III. 11. Résultats et Discussions :

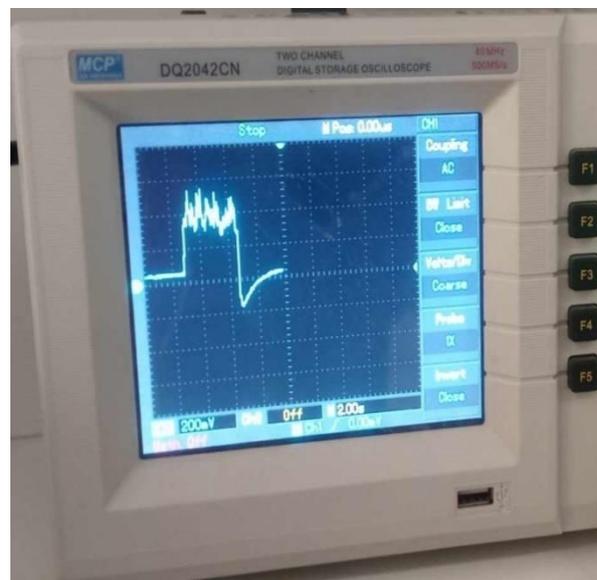
Dans cette partie on va présenter quelques essais et tests pour différent sujets (Hommes et Femmes).



Sujet 1



Sujet 2



Sujet3

Figure III. 14: Différents enregistrements obtenus

Le tableau suivant présente une synthèse des divers résultats obtenus. En utilisant la formule de calibration fournie par la courbe d'approximation, les tensions maximales des

capteurs sont exprimées en millivolts, avec leur équivalent en mmHg. En outre, la durée de l'expiration est également évaluée.

	Sexe	Diff de tension (MV)	Diff de pression (mmHg)	Durée (S)
Sujet 1	H	450	36	5
Sujet 2	H	550	44	7
Sujet 3	F	400	32	4.5

Tableau III.1 : Caractéristiques des sujets

Afin de calculer de débit respiratoire il est nécessaire de convertir la pression de mmHg au Pascal en utilisant la formule suivante :

$$1 \text{ mmHg} = 133.322365 \text{ N/m}^2 \text{ avec } 1\text{Pa} = 1 \text{ N/m}^2$$

Le calcul du débit se fait en basant sur les formules (9) et (10)

$$\text{Débit} = v_1 \times s_1 \quad (3.1)$$

$$v_1 = \sqrt{\frac{2 \times (P_2 s_2 - P_1 s_1)}{\rho \left(1 - \left(\frac{r_2}{r_1}\right)^4\right)}} \text{Et } Q = s_1 \times \sqrt{\frac{2 \times (P_2 s_2 - P_1 s_1)}{\rho \left(1 - \left(\frac{r_2}{r_1}\right)^4\right)}}$$

$$r_1 = 0.65 \text{ cm} = 6.5 \times 10^{-3} \text{ m}$$

$$r_2 = 0.4 \text{ cm} = 4 \times 10^{-3} \text{ m}$$

$$s_1 = r_1^2 \times 3.14 = 132,665 \times 10^{-6} \text{ m}^2$$

La masse volumique ρ de l'air sec à 37°C est 1.146 Kg/m³ ce qui permet d'obtenir la formule finale de débit respiratoire dans notre système comme suit :

$$\text{Debit (L/s)} = 132,665 \times \sqrt{\frac{2 \times \text{Diff de pression}}{-6,84}} \quad (11)$$

Le tableau suivant présente une synthèse des divers résultats obtenus. Il y a des valeurs très logiques obtenues pour divers sujets dans ce cadre. Effectivement, les deux premiers

individus masculins ont un débit de $4,5 \text{ L}\cdot\text{sec}^{-1}$, tandis que les trois sujets féminins ont un débit beaucoup plus faible que celui des individus masculins.

	Déférence de pression (Pa)	Débit (L/S)
Sujet 1	4799	4.14
Sujet 2	5866	4.58
Sujet 3	4266	3.9

Tableau III. 2 : Résultats du débit respiratoire obtenus sur les différents sujets

Le tableau suivant présente une synthèse des divers résultats obtenus. En utilisant le circuit dans la figure III.16 suivantes :

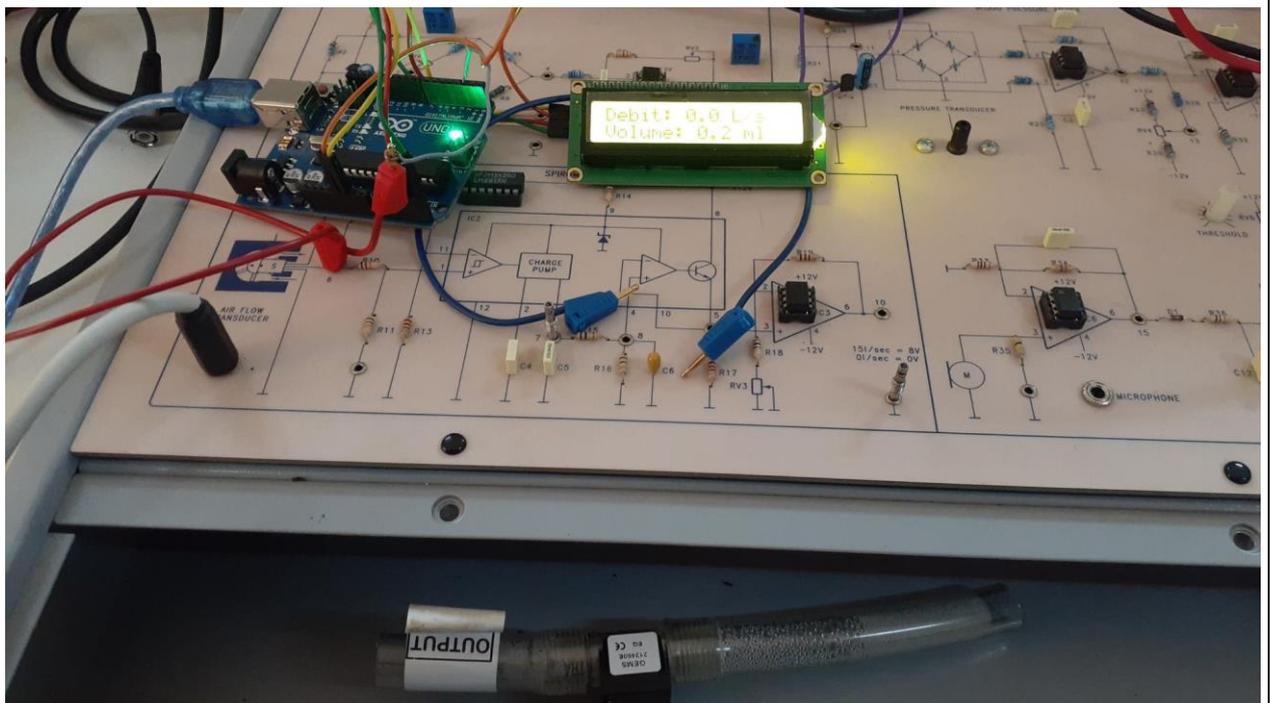


Figure III. 15: le circuit réalisé sur le transducteur biomédical EB-B5/EV

Nom	Age	Poids	Langueur	Sexe	Débit	CVF
Oussama	23	63	1.76	Homme	8.24	5.24
Bouchra	22	50	1.60	Femme	7.32	2.01
Kaddour	60	54	1.80	Homme	6.63	2.67
Matari	20	65	1.85	Homme	7.33	2.62
Abdel Aziz	32	90	1.75	Homme	8.66	3.13

Tableau III.3 : Résultats du débit respiratoire et CVF obtenus sur le transducteur biomédical EB-B5/EV

III.12. Conclusion :

Les résultats du spiromètre fournissent des informations précieuses sur la fonction pulmonaire.

Pour établir un diagnostic précis. Seul un médecin est qualifié pour interpréter les résultats du spiromètre et déterminer si elles indiquent une pathologie respiratoire.

Conclusion générale

Conclusion générale

Conclusion générale

L'objet de notre projet était de concevoir une carte électronique d'un spiromètre qui peut être utilisé par un médecin généraliste ou bien par une personne travaillant dans le domaine médical pour évaluer la capacité pulmonaire d'un individu et ceci pour évaluer le fonctionnement des voies respiratoires de certains malades notamment qui sont atteints des infections comme l'asthme, les maladies chroniques liées aux bronches ou encore le tabagisme.

Notre circuit électronique a été d'abord confectionner sous Proteus ISIS puis réaliser pratiquement sous une plaque d'essai en utilisant une carte d'Arduino UNO et un capteur de pression MPX10DP, la programmation a été effectuée avec le logiciel. IDE2.3.2.

Nous avons commencé par apparu générale et une description de l'anatomie de l'appareil respiratoire de l'être humain et le fonctionnement physiologique de la respiration comme ont étudié les caractéristiques métrologiques et conditionnement des différents types des capteurs de pression et le principe de fonctionnement des capteurs MPX : MPX4250, MPX4115 et MPX 10DP.

Ce projet nous a permis d'élargir nos connaissances dans le domaine d'électronique et bien comprendre le fonctionnement des différents composants passifs et actifs à savoir les résistances, LED, Amplificateur opérationnel UA741, cartes Arduino, Amplificateur d'instrumentation AD620et INA126 Capteur de pression MPX10DP.

Suite à la non disponibilité sur le marché des amplificateurs d'instrumentation AD620 où INA126 nous avons réalisé avec des composants discrets à trois étages avec trois amplificateurs opérationnels de type : UA741et sept résistances.

Comme nous avons fabriqué le Tube venturi (Embout vocal) avec des objets simples. Dans lequel, il y a eu une disparité entre deux diamètres ($D1 = 1.84$ cm et $D2 = 1.2$ cm.) et deux trous ont été creusés dans cette dernière, ce qui permet de placer les embouts appropriés pour le placement des tuyaux qui seront connectés aux capteurs de pression.

La défectueuse du capteur MPX10DP et le manque de la pièce de rechange pour le remplacer et afin que nous puissions fonctionner notre carte d'électronique du spiromètre ; il était nécessaire d'utiliser juste la partie du capteur du transducteur médical EB B5/EV du laboratoire de Génie Electrique pour atteindre notre objectif et finaliser notre travail ; Cette idée

Conclusion générale

nous a facilité à faire quelques tests et essais sur plusieurs sujets pour mesurer le débit respiratoire et capacité vitale force (CVF).

Une synthèse des divers résultats obtenus. Il y a des valeurs très logiques obtenues pour divers sujets dans ce cadre. Effectivement, les deux premiers individus masculins ont un débit de 4,5 L. (S^{-1}), tandis que les trois sujets féminins ont un débit beaucoup plus faible que celui des individus masculins.

Les valeurs du spiromètre CVF et des débits fournissent des informations précieuses sur la fonction pulmonaire. Pour établir un diagnostic précis. Seuls les médecins qui sont qualifié pour interpréter les résultats du spiromètre et déterminer si elles sont des pathologies respiratoires.

Cet appareil peut être développée dans un milieu industriel, car elle a un faible cout de production et peut être utilisé comme un dispositif ambulatoire soit par des patients et aussi par des sportifs pour vérifier leurs capacités pulmonaires.

En fin on signale que lors de notre étude et réalisation de ce projet

Comme perspective nous souhaitons que notre travail soit toujours à être améliorer et nous espérons qu'il sera utile pour les prochains étudiants.

Webographies et Bibliographiques

Webographies et Bibliographiques

- [1] <https://fr.aliexpress.com/item/1005006180304380.htm>
- [2] <https://fr.farnell.com/nxp/mpx10dp/sensor-diff-press-1-45-psi-344c/dp/1457144>
- [3] https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Fwww.auxbulles.com%2Fdecouverte-plongee-physiologie_la_respiration_
- [4] <https://www.larousse.fr/encyclopedie/data/images/1001673-Diaphragme.jpg>
- [5] <https://cdn.futura-sciences.com/cdn-cgi/image/width=1520,quali>
- [6] <https://www.univ-chlef.dz/fsnv/wp-content/uploads/cours-3-Physiologie-du-systrespiratoire-converti.pdf>.
- [7] <https://www.powerliftingmag.fr/powerlifting- l-importance-des-muscles-respiratoires/>
- [8] <http://heritage.csdecou.qc.ca/michaudm/le-corps-humain> [HYPERLINK](#)
"http://heritage.csdecou.qc.ca/michaudm/le-corps-humain-%20"/ - /
- [9] <https://ecampusontario.pressbooks.pub/app/uploads/sites/3709/2023/11/diffusion-350x396.png>
- [10] Quanjer PH, Tammeling GJ, Cotes JE, Fabbri LM, Matthys H, Pedersen OF, Peslin R, Roca J, Sterk PJ, Ulmer WT: Symbols, abbreviations, and units. Eur Respir J 1993;6: Suppl. 16, S85-S100.
- [11] <https://www.researchgate.net/profile/LemanRaphael/publication/304625703/figure/fig2/AS:378689595428870@1467298043825/les-volumes-respiratoires-94>
- [12] les capteurs en instrumentation industrielle. BGEOGES ASCH Bernardpoussery
- [13] POLYTECH ‘ Marseille_ département Mécanique Énergétique
- [14] <https://fr.m.wikiversity.org>
- [15] Master thème_ Réalisation d’une station météorologique à base d’arduino UNO
- [16] J.E. Brignell, “the future of intelligent sensors: Aproblem of technology or éthics?” sensors and actuators A- physical, vol.56, pp.11-15,1996

Webographies et bibliographiques

[17] H, schodel,” utilization of fuzzy technique in intelligent sensors, “fuzzy sets and systems, vol.63, ppn.271-192, 1994

[18] AFNOR ? NFEN 60770-3 transmetteurs utilisés dans les systèmes de conduit des processus industriels Partie 3 : Méthodes pour l'évaluation des performances des transmetteurs intelligents. Norme AFNOR ? 2006

[19] <http://mohammed.berrada.over-blog.com/article-mesure-pression-atmospherique-technique-applications-86186760.html>

[20] MohamedBouassida, Instruments de la régulation industrielle, PDF, Version 2010, page : 28-29

[21] <http://meteocentre.com/internet/pression/pression4.htm>

[22] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Altim%C3%A8tre>

[23] <https://fr.farnell.com/nxp/mpx4250ap/capteur-abs-press-36-3-psi/dp/1457153>

[24] <http://www-connexe.univ-brest.fr/lpo/instrumentation/04.htm>

[25] AILASIkramet MEKADID Asma, mémoire de master « Etude et réalisation d'un tensiomètre numérique sous environnement de Proteus, Centre Universitaire BELHADJ Bouchaïb d'Ain Témouchent, 2014-2015, P 9-10

[26] <https://fr.farnell.com/nxp/mpx10dp/sensor-diff-press-1-45-psi-344c/dp/1457144>

[27] <https://www.materielmedical.fr/A-10029581-le-spirometre-c-est-quoi.aspx>

[28] https://www.humatem.org/telecharger_fiche_info/47

[29] <https://images.app.goo.gl/FrqQJk8pJ7Fk22an7>

[30] <https://arduino-france.site/description-arduino-uno/>

[31] <https://www.techno-science.net/glossaire-definition/Arduino.html>

[32] https://zestedesavoir.com/tutoriels/686/arduino-premiers-pas-en-informatique-embarquee/742_decouverte-de-larduino/3416_le-logiciel/

[33] <https://images.app.goo.gl/kGCvQ1nU4uXAMPDH7>

[34] <https://www.orientdisplay.com/fr/knowledge-base/lcd-basics/what-is-lcd-display-arduino/>

Webographies et bibliographiques

[35] <http://www.elektronique.fr/logiciels/proteus.php>

[36] <https://images.app.goo.gl/tybb>

[37] <https://images.app.goo.gl/11Lp6x8n5N2dAKe37F54DoP76F5i1A>

[38] <https://images.app.goo.gl/skFTojQ6Ab85numk9>

Annexes

Freescale Semiconductor

MPX10
Rev 14, 10/200810 kPa Uncompensated
Silicon Pressure Sensors

The MPX10 series silicon piezoresistive pressure sensors provide a very accurate and linear voltage output, directly proportional to the applied pressure. These standard, low cost, uncompensated sensors permit manufacturers to design and add their own external temperature compensation and signal conditioning networks. Compensation techniques are simplified because of the predictability of Freescale's single element strain gauge design.

Features

- Low Cost
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge Design
- Ratiometric to Supply Voltage
- Differential and Gauge Options
- Durable Epoxy Unibody Element or Thermoplastic (PPS) Surface Mount Package

MPX10
Series

0 to 10 kPa (0 to 1.45 psi)
35 mV Full Scale Span
(Typical)

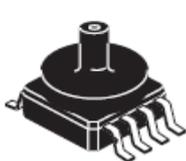
Application Examples

- Air Movement Control
- Environmental Control Systems
- Level Indicators
- Leak Detection
- Medical Instrumentation
- Industrial Controls
- Pneumatic Control Systems
- Robotics

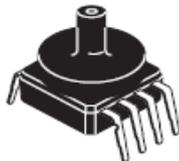
ORDERING INFORMATION

Device Name	Package Options	Case No.	# of Ports			Gauge	Pressure Type			Device Marking
			None	Single	Dual		Differential	Absolute		
Unibody Package (MPX10 Series)										
MPX10D	Tray	344	•				•			MPX10D
MPX10DP	Tray	344C			•		•			MPX10DP
MPX10GP	Tray	344B		•		•				MPX10GP
Small Outline Package (MPXV10G Series)										
MPXV10GC6U	Rail	482A		•		•				MPXV10G
MPXV10GC7U	Rail	482C		•		•				MPXV10G

SMALL OUTLINE PACKAGE



MPXV10GC6U
CASE 482A-01

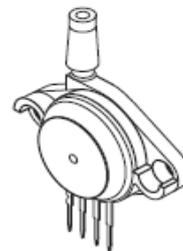


MPXV10GC7U
CASE 482C-03

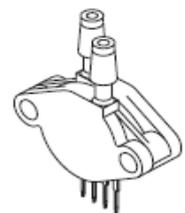


MPX10D
CASE 344-15

UNIBODY PACKAGE



MPX10GP
CASE 344B-01



MPX10DP
CASE 344C-01

Annexes

Pressure

Operating Characteristics

Table 1. Operating Characteristics ($V_S = 3.0$ Vdc, $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted, $P_1 > P_2$)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Units
Differential Pressure Range ⁽¹⁾	P_{OP}	0	—	10	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V_S	—	3.0	6.0	V _{DC}
Supply Current	I_O	—	6.0	—	mAdc
Full Scale Span ⁽³⁾	V_{FSS}	20	35	50	mV
Offset ⁽⁴⁾	V_{OFF}	0	20	35	mV
Sensitivity	$\Delta V/\Delta P$	—	3.5	—	mV/kPa
Linearity	—	-1.0	—	1.0	% V_{FSS}
Pressure Hysteresis (0 to 10 kPa)	—	—	± 0.1	—	% V_{FSS}
Temperature Hysteresis	—	—	± 0.5	—	% V_{FSS}
Temperature Coefficient of Full Scale Span	TCV_{FSS}	-0.22	—	-0.16	% $V_{FSS}/^\circ\text{C}$
Temperature Coefficient of Offset	TCV_{OFF}	—	± 15	—	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Temperature Coefficient of Resistance	TCR	0.21	—	0.27	% $Z_{IN}/^\circ\text{C}$
Input Impedance	Z_{IN}	400	—	550	Ω
Output Impedance	Z_{OUT}	750	—	1250	Ω
Response Time ⁽⁵⁾ (10% to 90%)	t_R	—	1.0	—	ms
Warm-Up Time ⁽⁶⁾	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁷⁾	—	—	± 0.5	—	% V_{FSS}

- 1.0 kPa (kiloPascal) equals 0.145 psi.
- Device is ratiometric within this specified excitation range. Operating the device above the specified excitation range may induce additional error due to device self-heating.
- Full Scale Span (V_{FSS}) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
- Offset (V_{OFF}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
- Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.
- Warm-up Time is defined as the time required for the product to meet the specified output voltage after the pressure is stabilized.
- Offset stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

Pressure

Maximum Ratings

Table 2. Maximum Ratings⁽¹⁾

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure ($P_1 > P_2$)	P_{MAX}	75	kPa
Burst Pressure ($P_1 > P_2$)	P_{BURST}	100	kPa
Storage Temperature	T_{STG}	-40 to +125	$^\circ\text{C}$
Operating Temperature	T_A	-40 to +125	$^\circ\text{C}$

- Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

Figure 1 shows a schematic of the internal circuitry on the stand-alone pressure sensor chip.

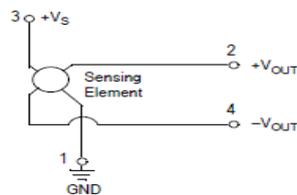


Figure 1. Uncompensated Pressure Sensor Schematic

Voltage Output versus Applied Differential Pressure

The output voltage of the differential or gauge sensor increases with increasing pressure applied to the pressure side (P_1) relative to the vacuum side (P_2). Similarly, output

voltage increases as increasing vacuum is applied to the vacuum side (P_2) relative to the pressure side (P_1).

Pressure

Temperature Compensation

Figure 2 shows the typical output characteristics of the MPX10 series over temperature.

Because this strain gauge is an integral part of the silicon diaphragm, there are no temperature effects due to differences in the thermal expansion of the strain gauge and the diaphragm, as are often encountered in bonded strain gauge pressure sensors. However, the properties of the strain gauge itself are temperature dependent, requiring that the device be temperature compensated if it is to be used over an extensive temperature range.

Temperature compensation and offset calibration can be achieved rather simply with additional resistive components, or by designing your system using the MPX2010D series sensor.

LINEARITY

Linearity refers to how well a transducer's output follows the equation: $V_{out} = V_{off} + \text{sensitivity} \times P$ over the operating pressure range (Figure 3). There are two basic methods for calculating nonlinearity: 1) end point straight line fit or 2) a least squares best line fit. While a least squares fit gives the

"best case" linearity error (lower numerical value), the calculations required are burdensome.

Conversely, an end point fit will give the "worst case" error (often more desirable in error budget calculations) and the calculations are more straightforward for the user. Freescale's specified pressure sensor linearities are based on the end point straight line method measured at the midrange pressure.

Figure 4 illustrates the differential or gauge configuration in the basic chip carrier (Case 344). A silicone gel isolates the die surface and wire bonds from the environment, while allowing the pressure signal to be transmitted to the silicon diaphragm.

The MPX10 series pressure sensor operating characteristics and internal reliability and qualification tests are based on use of dry air as the pressure media. Media other than dry air may have adverse effects on sensor performance and long term reliability. Contact the factory for information regarding media compatibility in your application. Refer to application note AN3728, for more information regarding media compatibility.

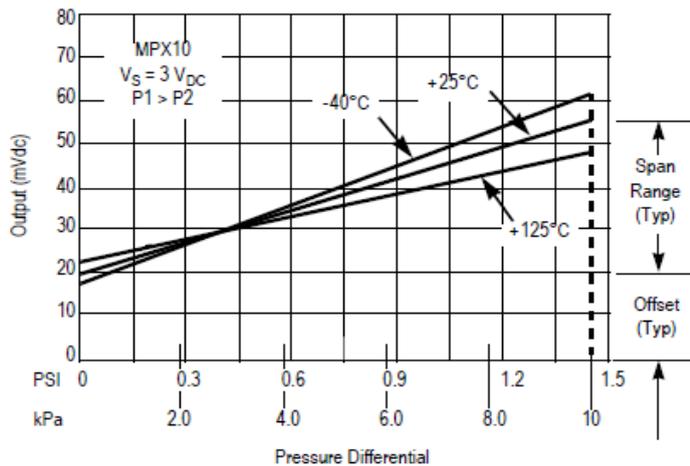


Figure 2. Output vs. Pressure Differential

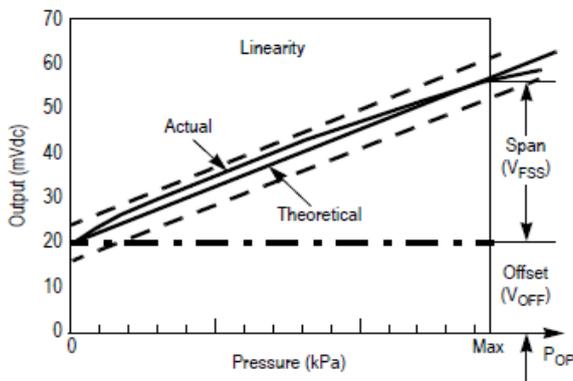


Figure 3. Linearity Specification Comparison

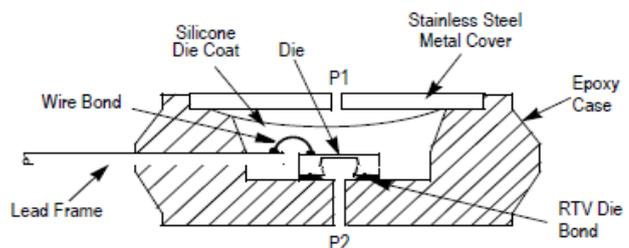
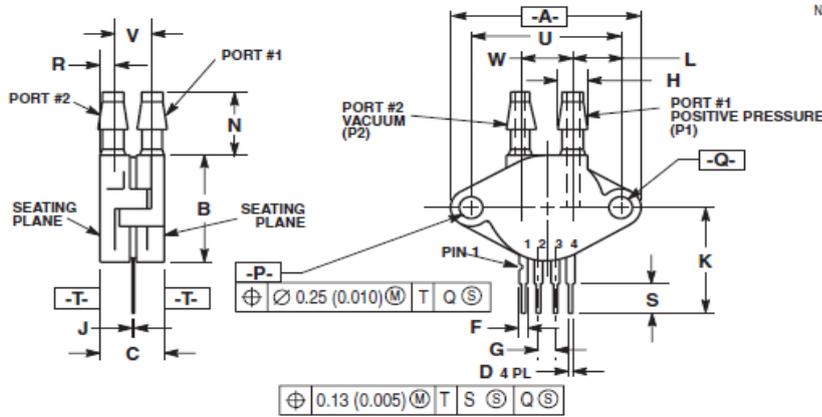


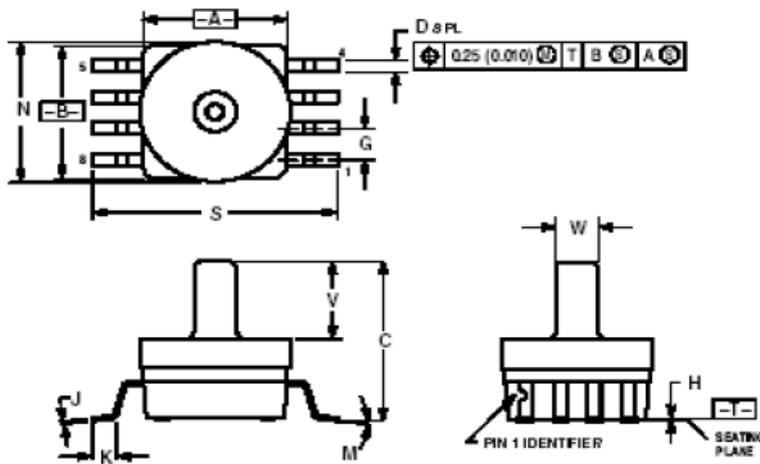
Figure 4. Unibody Package — Cross-Sectional Diagram (Not to Scale)

PACKAGE DIMENSIONS



- NOTES:
1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M, 1982.
 2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.

CASE 344C-01
ISSUE B
UNIBODY PACKAGE



- NOTES:
1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M, 1982.
 2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.
 3. DIMENSIONS A AND B DO NOT INCLUDE MOLD PROTRUSION.
 4. MAXIMUM MOLD PROTRUSION 0.15 (0.006).
 5. ALL VERTICAL SURFACES 5° TYPICAL DRAFT.

CASE 482A-01
ISSUE A
SMALL OUTLINE PACKAGE

Datasheet

I2C 1602 Serial LCD Module



Product features:

The I2C 1602 LCD module is a 2 line by 16 character display interfaced to an I2C daughter board. The I2C interface only requires 2 data connections, +5 VDC and GND to operate

For in depth information on I2C interface and history, visit: <http://www.wikipedia/wiki/i2c>

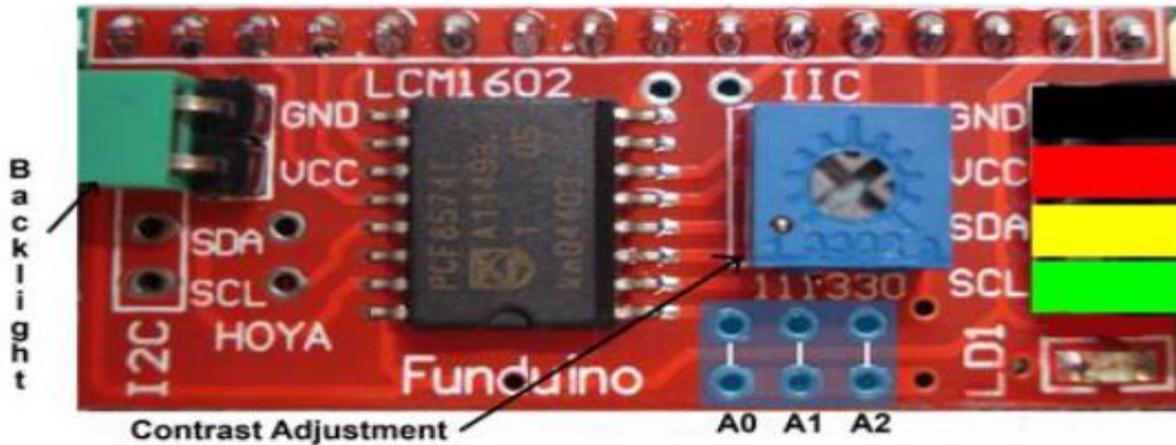
Specifications:

I2C Address Range	2 lines by 16 character 0x20 to 0x27 (Default=0x27, addressable)
Operating Voltage	5 Vdc
Backlight	White
Contrast	Adjustable by potentiometer on I2c interface
Size	80mm x 36mm x 20 mm
Viewable area	66mm x 16mm

Power:

The device is powered by a single 5Vdc connection.

Pinout Diagram:



Pin/Control Descriptions:

Pin #	Name	Type	Description
1	GND	Power	Supply & Logic ground
2	VCC	Power	Digital I/O 0 or RX (serial receive)
3	SDA	I/O	Serial Data line
4	SCL	CLK	Serial Clock line
A0	A0	Jumper	Optional address selection A0 - see below
A1	A1	Jumper	Optional address selection A1 - see below
A2	A2	Jumper	Optional address selection A2 - see below
Backlight		Jumper	Jumpered - enable backlight, Open - disable backlight
Contrast		Pot	Adjust for best viewing

Addressing:

A0	A1	A2	Address
Open	Open	Open	0x27
Jumper	Open	Open	0x26
Open	Jumper	Open	0x25
Jumper	Jumper	Open	0x24
Open	Open	Jumper	0x23
Jumper	Open	Jumper	0x22
Open	Jumper	Jumper	0x21
Jumper	Jumper	Jumper	0x20

Software:

Download the required LCD Arduino™ library for this device from:

<http://www.circuitattic.com/downloads/category/3-sample-code.html?download=9%3Aanother-i2c-library-easier-to-use>

Replace current liquid crystal library found in the Arduino library directory with the above
(Note: If you use the examples included with the library, be sure to change address to 0x27)

Simple example using library above.

```
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#if defined(ARDUINO) && ARDUINO >= 100
#define printByte(args) write(args);
#else
#define printByte(args) print(args,BYTE);
#endif
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27,16,2); // set the LCD address to 0x27 for a
//chars and 2 line display
void setup()
{
    lcd.init(); // initialize the lcd
    lcd.backlight();
    lcd.clear();
    delay(100);
    for(int i = 0; i < 3; i++)
    {
        lcd.backlight();
        delay(250);
        lcd.noBacklight();
        delay(250);
    }
    lcd.backlight();
}

void loop()
{
    int x=0;
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(2,0); //Start at character 0 on line 0
    lcd.print("Hello World");
    lcd.setCursor(0,1); //Start at character 0 on line 1
    lcd.print(" opencircuit.nl");
    delay(3000); //Wait 3 seconds
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0,0); //Start at character 0 on line 0
    lcd.print("Cursor Blink");
    lcd.blink();
    delay(2000);
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("Cursor noBlink");
    lcd.noBlink();
    delay(2000);
}
```



Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)
Higher Performance than Three Op Amp IA Designs
Available in 8-Pin DIP and SOIC Packaging
Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("A GRADE")

125 μ V max, Input Offset Voltage (50 μ V max
"B" Grade)

1 μ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift

2.0 nA max, Input Bias Current

93 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

LOW NOISE

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$, @ 1 kHz, Input Voltage Noise

0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth (G = 100)

15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS

Weigh Scales

ECG and Medical Instrumentation

Transducer Interface

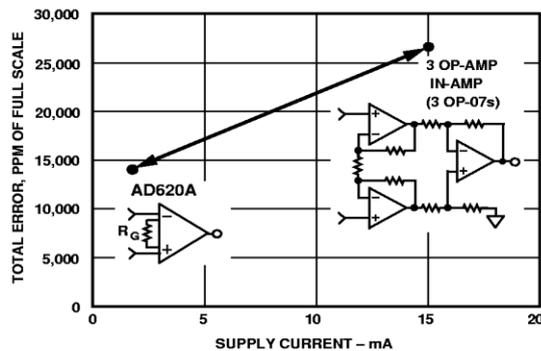
Data Acquisition Systems

Industrial Process Controls

Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier which requires only one external resistor to set gains of 1 to 1000. Furthermore, the AD620 features 8-pin SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower



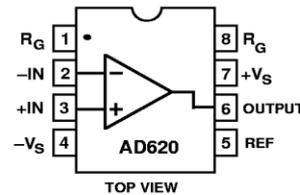
Three Op Amp IA Designs vs. AD620

REV. D

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

CONNECTION DIAGRAM

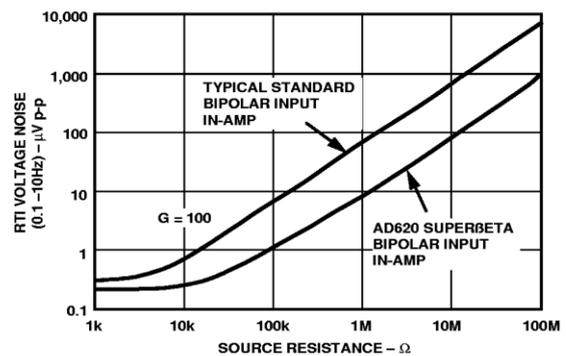
8-Pin Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)
and SOIC (R) Packages



power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in amp per channel.



Total Voltage Noise vs. Source Resistance

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 617/329-4700 Fax: 617/326-8703

Make vs. Buy: A Typical Bridge Application Error Budget
 The AD620 offers improved performance over “homebrew” three op amp IA designs, along with smaller size, less components and 10x lower supply current. In the typical application, shown in Figure 32, a gain of 100 is required to amplify a bridge output of 20 mV full scale over the industrial temperature range of -40°C to +85°C. The error budget table below shows how to calculate the effect various error sources have on circuit accuracy. Regardless of the system it is being used in, the AD620 provides greater accuracy, and at low power and price. In simple systems, absolute accuracy and drift errors are by far the most significant

contributors to error. In more complex systems with an intelligent processor, an auto-gain/auto-zero cycle will remove all absolute accuracy and drift errors leaving only the resolution errors of gain nonlinearity and noise, thus allowing full 14-bit accuracy.

Note that for the homebrew circuit, the OP07 specifications for input voltage offset and noise have been multiplied by $\sqrt{2}$. This is because a three op amp type in amp has two op amps at its inputs, both contributing to the overall input error.

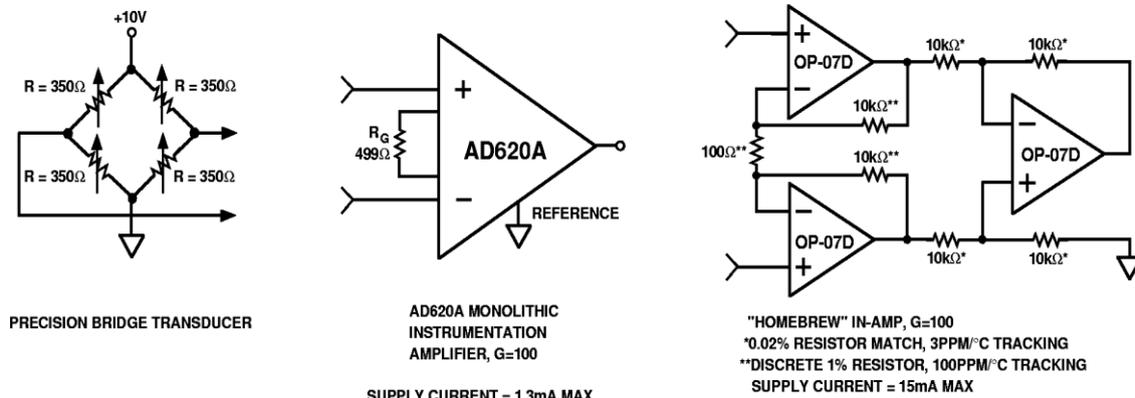


Figure 32. Make vs. Buy

Table I. Make vs. Buy Error Budget

Error Source	AD620 Circuit Calculation	“Homebrew” Circuit Calculation	Error, ppm of Full Scale	
			AD620	Homebrew
ABSOLUTE ACCURACY at T_A = +25°C				
Input Offset Voltage, μV	125 $\mu\text{V}/20 \text{ mV}$	$(150 \mu\text{V} \times \sqrt{2})/20 \text{ mV}$	6,250	10,607
Output Offset Voltage, μV	1000 $\mu\text{V}/100/20 \text{ mV}$	$((150 \mu\text{V} \times 2)/100)/20 \text{ mV}$	500	150
Input Offset Current, nA	2 nA $\times 350 \Omega/20 \text{ mV}$	$(6 \text{ nA} \times 350 \Omega)/20 \text{ mV}$	18	53
CMR, dB	110 dB $\rightarrow 3.16 \text{ ppm}, \times 5 \text{ V}/20 \text{ mV}$	$(0.02\% \text{ Match} \times 5 \text{ V})/20 \text{ mV}/100$	791	500
DRIFT TO +85°C				
Gain Drift, ppm/°C	$(50 \text{ ppm} + 10 \text{ ppm}) \times 60^\circ\text{C}$	100 ppm/°C Track $\times 60^\circ\text{C}$	3,600	6,000
Input Offset Voltage Drift, $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$	1 $\mu\text{V}/^\circ\text{C} \times 60^\circ\text{C}/20 \text{ mV}$	$(2.5 \mu\text{V}/^\circ\text{C} \times \sqrt{2} \times 60^\circ\text{C})/20 \text{ mV}$	3,000	10,607
Output Offset Voltage Drift, $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$	15 $\mu\text{V}/^\circ\text{C} \times 60^\circ\text{C}/100/20 \text{ mV}$	$(2.5 \mu\text{V}/^\circ\text{C} \times 2 \times 60^\circ\text{C})/100/20 \text{ mV}$	450	150
RESOLUTION				
Gain Nonlinearity, ppm of Full Scale	40 ppm	40 ppm	40	40
Typ 0.1 Hz–10 Hz Voltage Noise, $\mu\text{V p-p}$	0.28 $\mu\text{V p-p}/20 \text{ mV}$	$(0.38 \mu\text{V p-p} \times \sqrt{2})/20 \text{ mV}$	14	27
Total Resolution Error			54	67
Grand Total Error			14,662	28,134

G = 100, V_S = $\pm 15 \text{ V}$.

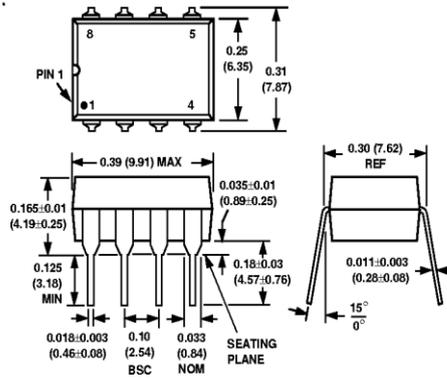
(All errors are min/max and referred to input.)

AD620

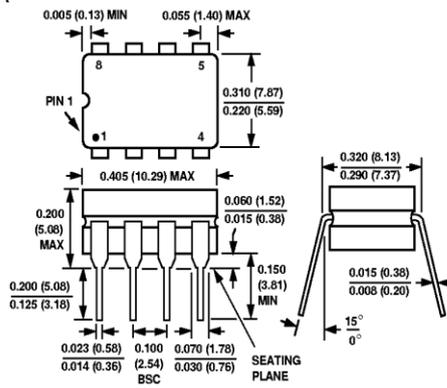
OUTLINE DIMENSIONS

Dimensions shown in inches and (mm).

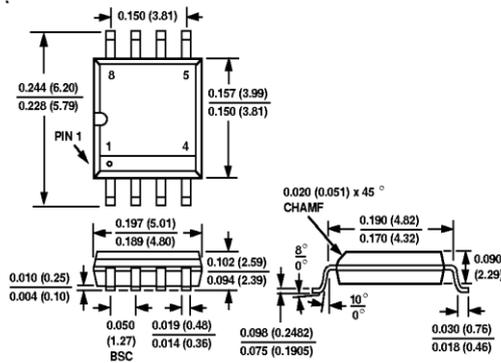
Plastic DIP (N-8) Package



Cerdip (Q-8) Package



SOIC (R-8) Package



All brand or product names mentioned are trademarks or registered trademarks of their respective holders.

C15499b-12-4/93

PRINTED IN U.S.A.