



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd – Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie biomédicale

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDE

Pour l'obtention du diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICALE

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par :

Melle .GUEDIANE Soumia

Melle :MEKSALI Ikram

**Réalisation d'une plateforme exploitant les ultrasons
pour les mesures de distances et de vitesse :
Application à la mesure du débit respiratoire**

Soutenue le 16 juin 2016 devant le jury :

<i>Mr. KERAI Salim</i>	<i>MCCB</i>	<i>Université de Tlemcen</i>	<i>Président</i>
<i>Mr. TAOULI Sid Ahmed</i>	<i>MCCB</i>	<i>Université de Tlemcen</i>	<i>Examineur</i>
<i>Mr. BEREKSI REGUIG Fethi</i>	<i>Prof</i>	<i>Université de Tlemcen</i>	<i>Encadreur</i>

Année universitaire : 2015-2016

Remerciements

ALLAH, nous ne Te remercierons jamais assez de nous avoir guidé tout au long de notre vie, ALLHAMDOULI ALLAH de nous avoir donné la force et la volonté pour accomplir ce mémoire.

Le Messager d'Allah (que la paix et le salut d'Allah soient sur lui) a dit :

« Celui qui ne remercie pas les gens ne remercie pas Allah. »

Nous tenons donc en premier lieu à remercier notre encadreur, le Professeur

Mr BEREKSI REGUIG Fethi, pour la confiance, quand il a accepté d'être notre encadreur, la patience qui a constitué un apport considérable, sans lequel ce travail n'aurait pas pu être mené au bon port, qu'il trouve ici toute notre profonde gratitude, et ces conseils et ses orientations pendant toute la période de la réalisation de ce projet de fin d'études et un hommage vivant à sa haute personnalité. merci.

Nos vifs remerciements s'adressent également au président de jury Mr KERAI Salim maître conférence dans l'université ABOU BEKR BELKAID et notre chef de département génie biomédical et à Mr TAOULI Sid Ahmed maître conférence dans notre université ABOU BEKR BELKAID d'avoir accepté de lire et d'évaluer notre travail.

Nous exprimons nos remerciements à tous les professeurs qui nous ont encadrés pendant notre cursus universitaire. Sans oublier le responsable du laboratoire Mr BELKACEM, qui est toujours montré à l'écoute et très disponible tout au long de la réalisation de ce mémoire.

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

DEDICACE

Je dédie ce travail à :

*Mes très chers **parents**, pour leur encouragement, soutien moral, spirituel et leur tolérance durant toutes mes années d'études, merci pour tous.*

*Mon précieux frère **Belkacem**, pour son soutien a fin de m'assurer cette formation dans les meilleures conditions.*

Mes chers frères : ismail,younes,moussa.

Mes chères sœurs : meriem,miassa,zoulikha,hafsa,et la précieuse fatima

A mes onges :Hadj othman,khouala,Zineb,Mohamed al amin, Hadjer, Hadj mohammed,Sara, Oussama, Maroua, asma, soujood, Israa, ,anes,Othman.

Tous mes amies sans exception.

A ma chère amie et binôme Ikram et sa famille.

A toute personne qui m'aime.

Guediane Soumia

DEDICACE

Je dédie ce modeste travail à celle qui m'a donné la vie, le symbole de tendresse, qui s'est sacrifiée pour mon bonheur et ma réussite, à ma mère, ma confidente et mon amie. Ta prière et ta bénédiction m'ont été d'un grand secours pour mener à bien mes études.

A mon cher père pour l'éducation qu'il m'a prodigué; avec tous les moyens et au prix de tous les sacrifices qu'il a consenti à mon égard, pour m'inculper le sens du devoir depuis mon enfance. Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon bien être.

A mon très chère frère Aness, et ma très chère sœur Halima.

A mon adorable amie et binôme Soumia, avec qui j'ai partagé ce modeste travail.

A tous mes amis avec lesquels j'ai partagé des moments de joie et de bonheur, à tous personne qui m'aime.

Ikram Meksali

Résumé

La détection à ultrasons est largement utilisée dans divers domaines. En fait, de nombreux types d'instruments à ultrasons conventionnels, des appareils et des logiciels sophistiqués sont commercialisés et utilisés pour des applications de recherche académiques, industrielles et médicales. Dans ce travail on s'intéresse à l'étude et la réalisation d'un dispositif utilisant les ultrasons pour la mesure de distance et de vitesse d'un obstacle avec une application médicale : la mesure du débit d'air respiratoire. Les deux modes de transmission et de réception sont exploités dans cette réalisation. En fait, il s'agit de la réalisation d'un système à finalité didactique des ultrasons. En effet, la réalisation est décrite à partir des capteurs ultrasonores, passant par les circuits de transmissions des ondes ultrasonores et les circuits de réceptions pour les deux modes : mode continu, ou mode pulsé, jusqu'à l'acquisition du signal Doppler à travers une carte d'acquisition et l'affichage sur le moniteur d'un PC. Un ensemble de points tests sont prévus sur le dispositif pour une meilleure compréhension du fonctionnement des circuits ultrasons. Les différents tests réalisés sur le dispositif pour la mesure de distance ; de position et de débit d'air respiratoire montrent le fonctionnement correcte de cette réalisation.

Mots clés : les ultrasons, plateforme ultrasonore, effet Doppler-mode continu- mode pulsé- mesure de distance-de vitesse- de débit respiratoire,

Abstract

Ultrasonic detection is widely used in various fields. In fact, many types of conventional ultrasonic instruments, devices and sophisticated software are marketed and used for academic research, industrial and medical. In this work we are interested in the study and the realization of a device using ultrasound to measure distance and speed of an obstacle with a medical application: measuring respiratory airflow. Both modes of transmission and reception are operated in this embodiment. In fact, it comes to the realization of a didactic purpose ultrasound system. Indeed, the embodiment is described from the ultrasonic sensors, via the transmission circuits of the ultrasonic waves and reception circuits for the two modes: continuous mode or pulsed mode, until the acquisition of the Doppler signal through a capture card and display on a PC monitor. A set of test points are provided on the device for a better understanding of the operation of the ultrasonic circuits. The various tests carried out on the device for measuring distance; position and flow of breathing air show the correct operation of this achievement.

Keywords: ultrasound, ultrasound platform-DC Doppler-effect fashion fashion PULSE measurement of distance-speed- respiratory rate,

ملخص

يستخدم علم نطق واسع الكشف بالموجات فوق الصوتية في مختلف المجالات .
في الواقع، يتم تسويق العديد من أدوات الكوكب بالموجات فوق الصوتية التقليدية، وأجهزة توير مجيات متطورة وتستخدم للبحوث الأكاديمية والصناعية والطبية .
في هذا العمل ونحن نهدف إلى دراسة وتحقق جهاز باستخدام الموجات فوق الصوتية لقياس المسافة والسرعة عن طريق حاجز مع استخدامات طبية :
الاستقبال
وهي قياس تدفق الهواء في الجهاز التنفسي . يتم تشغيل المنوسايتنقلوا استقبال في هذا التجسيد .
في الواقع، لأنها تفي بتحقيق نظام تعليمي الغرض من الموجات فوق الصوتية
في الواقع، يوصف التجسيد من أجهزة الاستشعار بالموجات فوق الصوتية، عبر الدوائر انتقالا للموجات فوق الصوتية ودوائر الاستقبال للوضعين :
وضع مستمر أو وضع نابض، حيث الحصول على إشارات دوبلر من خلايا بطاقة التقاطو عرض على شاشة الكمبيوتر .
وتقدم مجموعة من نقاط الاختبار على الجهاز من أجل فهم أفضل للعمل للدوائر بالموجات فوق الصوتية . مختلفا لاختبار اتالتي أجر يتعلم على الجهاز لقياس المسافة .
موقوف تدفق تنفسه هو أن تظهر العملية الصحيحة لهذا الإنجاز .

الكلمات المفتاحية: الموجات فوق الصوتية، منصة الموجات فوق الصوتية دوبلر نوع ارسال مستمر، نوع ارسال

نابض، تأثير قياس نبض معدل التنفس لمسافات السريعة.

Table des matières

Introduction Générale	1
------------------------------------	----------

Chapitre I : Etude des ultrasons et l'effet doppler

I.1. Introduction	3
I.2. Production des ultrasons	3
I.2.1. Définition de la piézoélectricité	3
I.2.2. Matériaux piézoélectrique.....	3
I.2.3. caractéristique d'un transducteur	3
I.2.3.a. Fréquence fondamentale	3
I.2.3.b. facteur de couplage.....	4
I.2.3.c. émission et réception	4
I.3. les ultrasons	4
<i>I.3.1. définition</i>	4
<i>I.3.2. nature des ondes</i>	4
<i>I.3.3. propriété physique des ultrasons</i>	5
I.3.3.a. la fréquence (F)	5
I.3.3.b. la période (T)	5
I.3.3.c. La longueur d'onde (λ)	6
I.3.3.e. Célérité de l'onde(c)	6
I.3.3.f. L'impédance acoustique (Z)	7
I.3.3.g. Pression	7
I.3.3.h. Intensité	7
I.3.3.j. Énergie de l'onde	7
<i>I.3.4. interactions des ultrasons avec les tissus</i>	8
I.3.4.a. Atténuation par Absorption	8
I.3.4.b. Atténuation par réflexion.....	9
I.3.4.c. Atténuation par Diffusion.....	10
<i>I.3.5. Applications des ultrasons</i>	10
I.3.5.a. L'utilisation industrielle	11
I.3.5.b. Applications médicales des ultrasons	12
<i>I.3.6. Les effets des ultrasons sur les tissus</i>	14
I.3.6.a. Effet mécanique	14
I.3.6.b. Effet thermique	14
I.3.6.c. Effet antalgique	15
I.3.6.d. Effet destructeur	15

I.4. Le faisceau ultrasonore	15
<i>I.4.1. constitution d'une sonde</i>	16
<i>I.4.2. caractéristique d'une sonde</i>	16
<i>I.4.3. forme du faisceau</i>	17
<i>I.4.4. différents types de sonde</i>	19
I.5. Effet doppler	19
<i>I.5.1. définition</i>	19
I.5.2. dispositifs de base d'un appareil doppler	20
I.5.3. différentes techniques doppler	21
I.5.3.a. doppler continue	21
I.5.3.b. doppler pulsé	22
I.5.3.c. association doppler pulsé-échographie	22
I.5.3.d. doppler couleur	23
I.5.3.e. imagerie par vélocimétrie couleur (CVI)	23
I.5.3.f. Imagerie doppler puissance (DPI)	23
I.6. Conclusion	24

Chapitre II : Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire.

II.1. Introduction	25
II.2. L'appareil respiratoire	25
II.2.1 Définition de l'appareil respiratoire	25
II.2.2 Les voies aériennes supérieures – extra pulmonaire-(nez, pharynx, larynx, la trachée)	27
II.2.3 Les poumons	29
II.2.3 a. Plèvre et cavité pleurale	29
II.2.3 b. Intérieure des poumons	30
II.2.3 c. Voies aériennes inférieure	31
II.3. Respiration	32
II.3.1. Muscle de respiration	32
II.3.3.a. Muscles intercostaux.....	34
II.3.3.b. Diaphragme	34
II.3.2. Cycle de respiration	35
II.3.3. Variables physiologiques affectant la respiration	36
II.3.4. Volume et capacité pulmonaire	36
II.4. l'exploration fonctionnelle respiratoire	39
II.4.1. Définition	39
II.4.2. mesure de volumes mobilisables	40
II.4.2.a. Description et principe de fonctionnement de spiromètre	41

II.4.2. b. Techniques de mesure	41
a) Fluxmètre à vanne rotatives.....	41
b) Les ultrasons.....	41
c) Fluxmètre à pression différentielle	42
d) les spiromètres à fil chaud	43
II.4.3. mesure de volumes non mobilisables	43
II.4.3.a. la dilution de l'hélium	44
II.4.3.b. Pléthysmographie	45
II.4.3.c. Rinçage de l'Azote	46
II.4.4. Autre technique de mesure	46
II.6.4.a. Radiographies conventionnelles	46
II.6.4.b. Tomodensitomètre	46
II.6.4.c. Imagerie par résonance magnétique	47
II.5. Conclusion	47

Chapitre III. Développement théorique de la plateforme ultrasonore.

III.1. Introduction.....	48
III.2.principe physique de mesure de distance et de vitesse par les ultrasons.....	48
III.2.a. Historique	48
III.2 .b. Démarche théorique pour mesurer une vitesse en utilisant l'effet Doppler (Doppler continu)	49
III.2.c. Démarche théorique pour mesurer une distance en utilisant l'effet Doppler (Doppler pulsé).....	50
III.3. Traitement de la portée, de la distance et de la vitesse.....	51
III.4. Description du schéma bloc générale de plateforme à réaliser.....	52
III.4.a. Etude du fonctionnement du capteur d'émission et de réception E/R.....	54
III.4.a.1. Génération et détection des ultrasons.....	54
III.4.a.2. Le transducteur piézoélectrique.....	54
III.4.a.3. Effet piézo-électrique	55
III.4.b. Le bloc d'émission	57
III.4.b.1. Emission continue.....	57
III.4.b.1.a. Circuit d'émission continue	58
III.4.b.2. Emission pulsée	60
III.4.b.2.a. Circuit d'émission pulsé.....	63

III.4.c. Le bloc de réception :.....	69
III.4.c. 1.proposition de circuit de mise en forme	70
III.4.c.2. La démodulation.....	71
a. Le mélangeur.....	71
b. Circuit de détection de phase.....	73
III.4.d. Etage de réception en mode pulsée.....	73
III.4.d.1. L'échantillonnage	73
III.4.d.2. <i>Échantillonneur-bloqueur</i>	74
III.4.d. 3. <i>Principe de fonctionnement d'un circuit S/H</i>	74
III.5. la carte Arduino	75
III.6. Conclusion	78

Chapitre IV. Approche pratique de la plateforme ultrasonore réalisée

IV.1. Introduction	79
IV.2. Etude pratique de la plate-forme ultrasonore réalisée	80
IV.2.1. les transducteurs d'ultrason.....	81
IV.2.2 Circuit d'émission	84
IV.2.2.a. Circuit d'émission (mode continu).....	84
IV.2.2.b. Circuit d'émission (mode pulsé)	87
IV.2.3. Circuit de réception	90
IV.2. 3.a. Circuit de mise en forme des échos reçus	90
IV.2.3.b. Circuit d'amplification	92
IV.2.3.c. Circuit de redressement	93
IV.2.3.d. Le circuit de démodulation	94
IV.2.3.e. Etage de filtrage	96
IV.2.3.f. étage d'amplification pour le mode continu.....	97
IV.2.3.g. Etage d'échantillonnage pour le mode pulsé	98
IV.3. conclusion	101

Chapitre V. Carte d'acquisition résultats et mesures

V.1. Introduction	102
V.2. Etude théorique de la carte arduino utilisé l'arduino méga	102
V.3. Câblage de la carte avec le circuit de réception en mode continu	103
V.3.a. Visualisation et évaluation des signaux en mode continu.....	105
V.3.b. Visualisation et évaluation du débit pulmonaire.....	108
V.4. Câblage de la carte avec le circuit de réception en mode pulsé	110
V.4.a. Visualisation et évaluation des signaux en mode pulsé.....	112
V.6. Conclusion	116
Proposition de travaux pratique : Etude d'une plateforme ultrasonore en mode continu et pulsé : mesure du débit d'air.....	117
Conclusion générale et perspectives	127
Références Bibliographiques	129
Annexes	132

Liste des figures

Chapitre I : Etude des ultrasons et l'effet doppler

Figure I. 1: courbe temps-pression de l'onde ultrasonore	4
Figure I. 2: Absorption des ultrasons dans la matière	7
Figure I. 3: diffusion de l'onde ultrasonore	8
Figure I. 4: principe d'utilisation des ultrasons dans le domaine de contrôle non destructif	10
Figure I. 5: constitution d'une sonde	14
Figure I. 6: modification du faisceau ultrasonore en fonction du diamètre et de la fréquence de la sonde	16
Figure I. 7: variation de l'énergie d'un faisceau ultrasonore	16
Figure I. 8: dispositif de base d'une vélocimétrie doppler	19
Figure I. 9: principe du doppler pulsé	20

Chapitre II : Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire.

Figure II. 1: le système respiratoire.	26
Figure II. 2: la plèvre et les poumons.....	30
Figure II. 3: le flux du sang entre le cœur et les poumons.	31
Figure II. 4: les voies aériennes inférieures	32
Figure II. 5: alvéoles et capillaire sanguine	33
Figure II. 6: modification de la taille de thorax pendant la respiration.	34
Figure II. 7: Phénomène de ventilation.	36
Figure II. 8: courbes volumes et capacité pulmonaire.	38
Figure II. 9: Une courbe débit-volume normale	39
Figure II. 10: mesure de débit respiratoire par les ultrasons.....	42
Figure II. 11: principe du pneumotachymètres.	43
Figure II. 12: Principe de dilution de l'hélium.	45

Chapitre 3: Développement théorique de la plateforme ultrasonore

Figure III.1: Méthode « temps de vol » de mesure de distance par ultrason	52
Figure III.2 : schéma bloc de la plateforme	53
Figure III .3: Composition d'un capteur (E1, E2, et E3 : forme quelconque d'énergie	54
Figure III.4: l'apparition des charges électriques	55
Figure III.5: l'apparition du dipôle électrique	56
Figure III .6: l'apparition du dipôle électrique	56

Figure III.7: émission dans l'air des ultrasons	57
Figure III.8: Astable 40khz avec portes logiques.....	58
Figure III.9 : le signal carrée (40khz) générer pour le mode continue	59
Figure III.10 : astable NE555 signal carré demandée.....	60
Figure III.11: le signal en pulsé et celui de la commande de l'échantillonneur	62
Figure III.12: émission pulsé interrupteur en position n°2	63
Figure III.13: signal pulsé	64
Figure III.14: les impulsion généré d'après le NE555	65
Figure III.15: Oscillogramme de la tension u EF (avec émetteur)	65
Figure III.16 : circuit électrique d'émission pulsé	66
Figure III.17: signal de sortie de l'astable U1 (40Khz)(J1)	67
Figure III.18: signal de sortie de l'astable u2 (j2).....	67
Figure III.19: signal pulsé visualiser par l'oscilloscope de logiciel ISIS.....	67
Figure III .20: circuit de l'ampli op monté en astable	68
FIGURE III .21: le circuit électrique qui permet de généré l'impulsion	69
FIGURE III.22: visualisation de signal pulsé	69
Figure III.23: circuit de mise en forme n °1	70
Figure III.24: circuit de mise en forme n °2	70
Figure III.25 : démodulation à travers une chaine de mesure.....	71
Figure III.26: schéma d'un mélangeur.....	72
Figure III.27: configuration du démodulateur MC1496	72
Figure III.28: circuit de détection de phase	73
Figure III .29: schémas de principe d'un échantillonneur bloqueur	75
Figure III.30: Allure du signal de sortie durant les phases d'échantillonnage et de blocage	75
Figure III.30 : description de la carte Arduino	77

Chapitre IV. Approche pratique de la plateforme ultrasonore réalisée

FIGURE IV.1 : schéma bloc de la plateforme ultrasonore réalisée	80
Figure IV.2: Capteur à ultrason standard [ANNEXE FT RS DATA]	81
Figure IV.3: la chaine de mesure de capteur ultrasonore	82
Figure IV.4: Le cône de détection.....	83
Figure IV.5:schéma explicatif de NE 555.....	84
Figure IV.6: le circuit d'émission continue sur ISIS [ANNEXE FT NE555]	85
Figure IV.7: signal Carré de (40khz) et le signal triangulaire de C1	86
Figure IV.8 : le signal d'émission en mode continu avec le transducteur	86

Figure IV.9: le bloc d'émission mode pulsé	87
Figure IV.10 : visualisation des signaux de bloc d'émission mode pulsé	89
Figure IV.11 : le capteur avec le Switch SPDT	90
Figure IV.12: le circuit de mise en forme du capteur récepteur	90
Figure IV.13: les signaux ultrasonores détectés, les points de visualisation c'est la broche6 sortie du TL081(dans les deux modes (continu et pulsé)	91
Figure IV.14: circuit de l'amplificateur inverseur	92
Figure IV.15: signaux reçus amplifiés –mode pulsé et mode continu.....	92
Figure IV.16: le circuit de redressement.....	93
Figure IV.17: les signaux de l'étage de redressement	94
Figure IV.18: le circuit de démodulation.....	94
Figure IV.19 : le signal de sortie de l'ad633.....	95
Figure IV.20: le filtre passif.....	96
Figure IV.21 : les signaux obtenus avant (en bleu) et après l'étage de filtrage (en jaune) pour le mode pulsé et le mode continu	96
Figure IV.22 : le circuit d'amplification	97
Figure IV.23: le signal de sortie de l'amplification la pate 6de 741	97
Figure IV.24 : le circuit de l'échantillonnage	98
Figure IV.25 : les signaux obtenus à la sortie de l'échantillonneurbloqueu.....	r99
Figure IV.26 : la position de l'impulsion de l'échantillonnage vis-à-vis du signal reçu.	100
Figure IV.27 : train d'impulsion (en bleu-broche 10 du U3B) générant l'impulsion d'échantillonnage (en jaune-broche6 du U3A).....	100
Figure IV.28 : différentes positions des impulsions d'échantillonnage (en bleu) par rapport aux impulsions des salves de transmissions (en jaune) en ajustant le RV1 dans le circuit.....	101
<u>CHAPITRE 5: Carte d'acquisition résultats et mesures</u>	
Figure V.1.branchement de notre plateforme avec la carte arduino.....	104
Figure V.2.photo de montage.....	105
Figure V.3. : Signal affiché par arduino cas d'une vitesse rapide (verre)	106
Figure V.4. : Signal affiché par arduino cas d'une vitesse lente (verre)	107
Figure V.5: Signal affiché par arduino cas d'une vitesse rapide (la main).....	107
Figure V.6: Signal affiché par arduino cas d'une faible vitesse (main)	108
Figure v.7 : Tests de mesures du débit respiratoire	109
Figure V.8: circuit d'amplification plus offset	110
Figure V.9 : câblage de notre circuit avec Arduino	111

Figure V.10: la plateforme plus le circuit d'amplification et d'offset câblés à arduino.....	111
Figure V. 11 : schéma électrique de la plateforme réalisé.....	112
Figure V.12 : les résultats obtenus et les (signaux mesurés)	114
Figure V.13: la courbe sur matlab.....	115

Liste de tableaux :

Tableau 1: vitesse de propagation des ultrasons en fonction du milieu.....	2
--	---

Introduction générale

Les ondes ultrasonores sont des ondes de pression de même nature que les ondes sonores, mais dont la gamme de fréquence se situe entre 20 kilohertz et plusieurs centaines de mégahertz. Cette gamme est trop élevée pour que l'oreille humaine puisse la percevoir. Elles induisent une succession de compression et de raréfaction des particules du milieu qu'elles traversent, qui se transmet de proche en proche, ils sont notamment employés dans des applications industrielles (nettoyage de pièces, contrôle non destructif) ou dans l'automobile (repérage d'obstacles), ou dans des applications médicales le diagnostiques (écographie, effet doppler) et la thérapeutiques mais celle de le diagnostiques sont le plus répandues.

Les techniques ultrasonores ont de nombreux avantages par rapport aux autres méthodes d'exploration fonctionnelle du corps humain : elle sont non ionisante, non dangereuses et facile à mettre en œuvre

l'effet Doppler est le décalage de fréquence d'une onde ultrasonore entre la mesure à l'émission et la mesure de la réception On se propose de mettre en évidence application concrètes du phénomène physique découvert par le physicien Christian Andreas Doppler 'effet Doppler' : mesure de distance et de vitesse en exploitant l'effet doppler type (ultrasonore).

Le contexte de ce travail est la réalisation d'une plateforme exploitant les ultrasons pour les mesures de la distance et de vitesse. Les deux modes de transmission: mode continu et mode pulsé sont étudiés. L'application de cette technique et aussi étudiée pour la mesure du débit respiratoire.

Pour décrire notre contribution, le document est présenté en cinq chapitres.

Le premier chapitre est consacré à l'étude des ultrasons et de l'effet Doppler. Ainsi, la production des ultrasons, leurs propriétés et leurs différentes applications sont détaillées.

Dans le chapitre qui suit, le système respiratoire ainsi que les différentes méthodes d'exploration fonctionnelles respiratoire sont présentées. Parmi les méthodes d'explorations existantes : la méthode par ultrasons qui est exploitée dans ce travail.

Dans le chapitre trois, le Développement théorique de la plateforme ultrasonore est décrit. En fait, il s'agit de l'étude de certains circuits qui peuvent être utilisés pour réaliser une telle plateforme. Ainsi, l'étude est menée du capteur ultrasonore, passant par les circuits de transmission en mode continu et en mode pulsé, allant vers les circuits de réception pour les deux modes jusqu'à l'acquisition du signal informationnel et son affichage sur un moniteur de PC.

Le chapitre suivant est réservé à l'étude pratique du système réalisé. Cette étude est menée à travers une description détaillée des différents circuits réalisés du capteur via la mise en forme jusqu'à l'acquisition.

L'étude est finalisée par une présentation des résultats obtenus au niveau de différents points tests prévus sur la plateforme, avant de terminer par une proposition de travaux pratiques et une conclusion générale avec des perspectives

I.1 INTRODUCTION :

Les ultrasons sont utilisés dans de nombreux domaines ; leurs propriétés permettent d'obtenir des renseignements sur les distances et sur la nature des milieux traversés.

On se propose dans ce chapitre d'étudier les ondes ultrasonores et leurs propriétés, pour permettre plus tard de les utiliser et d'illustrer le principe de mesure par les ultrasons .

I.2. PRODUCTION DES ULTRASONS :

La production des ultrasons est basée sur la piézo-électricité, phénomène qui a été découvert vers 1880 par Pierre, et Jaques. Curie.

I.2.1. Définition de la piézoélectricité :

C'est la propriété qu'ont certains matériaux de produire des charges électriques, lorsqu'ils sont soumis à des pressions ; cette particularité est appelée effet piézo-électrique.

Ces matériaux sont appelées aussi transducteurs. Inversement lorsqu'on applique un champ électrique à ces matériaux, ils se déforment et l'on peut, ainsi créer des vibrations mécaniques d'une certaine fréquence. [1]

I.2.2. Matériaux piézoélectriques :

Le premier transducteur qui a été utilisé est le quartz monocristal naturel.

Les céramiques Ferroélectriques, titanate de baryum puis titanate-zirconate de plomb, ont par la suite remplacé le quartz.

Pour produire un faisceau d'ultrasons, on applique une impulsion électrique qui entraîne une vibration de la céramique. À l'inverse, lors de la réception de l'écho, l'onde de pression qui vient heurter le transducteur induit l'apparition de charges électriques, les cristaux naturels sont réversibles.

I.2.3. Caractéristique d'un transducteur :

I.2.3.a. Fréquence fondamentale :

C'est la fréquence de résonance de transducteur ou le rendement de la conversion de l'énergie électrique en énergie mécanique est maximum. Dans ce cas l'amplitude est maximale.

I.2.3.b. Facteur de couplage :

C'est le rapport $R = \left(\frac{E_2}{E_1}\right)^{\frac{1}{2}}$

Avec E_1 : tension appliquée pour obtenir les vibrations

E_2 : tension obtenue lorsque le transducteur est soumis à une contrainte

Ce rapport est évidemment lié au rendement du transducteur, dans les deux sens : énergie électrique vers l'énergie mécanique et énergie mécanique vers l'énergie électrique.

I.2.3.c. Emission et réception :

De la définition même donnée de la piézo-électricité on devine déjà qu'on peut utiliser le même transducteur pour l'émission et la réception des ondes ultrasonores.

La notion de l'amortissement va jouer un grand rôle. En effet, il faudrait que le transducteur, entre deux émissions se faisant par impulsion, ait le temps de réceptionner les échos.

I.3. ULTRASONS :

I.3.1. Définition :

Les sons ou ondes acoustiques, sont donc des vibrations. Ils sont donc classés d'après leur fréquence.

Les ultrasons correspondent aux fréquences comprises entre 20 kHz et 200 kHz, donc inaudibles pour l'oreille humaine. Au-delà on a affaire aux hyper-sons.

Sur le plan physique, il n'existe aucune différence fondamentale entre les sons et les ultrasons, à part celles liées à la dimension des longueurs d'onde qui sont relativement très petite dans le cas des ultrasons. [1]

I.3.2. Nature des ondes :

Les ondes ultrasonores sont des vibrations mécaniques représentatives d'un déplacement particulaire. Ces ondes se propagent dans un milieu fluide ou solide mais ne peuvent être transmises dans le vide comme les ondes électromagnétiques.

Chapitre I. Etude des ultrasons et l'effet doppler

Les vibrations sont dues au mouvement des particules élémentaires qui constituent le milieu, mouvement qui ne se fait que de part et d'autre d'une position moyenne.

. L'onde ultrasonore est donc une série de compression et de décompression correspondant à une variation périodique de la densité des particules du milieu, induite par le déplacement de ces dernières.

I.3.3. propriétés physique des ultrasons :

Comme toute onde, l'ultrason possède plusieurs propriétés qui caractérisent l'onde dont certaines sont liées entre elles, telles que la fréquence, la période, la longueur d'onde, la vitesse de propagation, l'amplitude et l'intensité, mais aussi le milieu de propagation :

I.3.3.a. La fréquence (F) :

Correspond au nombre de cycles (alternance de compressions et raréfactions) par seconde, son unité est le hertz (Hz).

Le terme d'ultrasons vient de ce que la fréquence des ondes ultrasonores est située au-delà de la gamme audible, c'est-à-dire au-delà de 20 000 Hz (20 kHz), ce qui les différencie des sons qui sont également des ondes acoustiques, mais que l'oreille humaine peut percevoir.

I.3.3.b. La période(T) :

Correspond à la durée d'un cycle, elle s'exprime en unité de temps. C'est l'inverse de la fréquence.

La figure 1.1 ci-dessous illustre la courbe temps- pression de l'onde ultrasonore. La courbe rouge représente les variations de pression en un point donné au cours du temps. La courbe verte représente les variations de pression en fonction de la distance à la source d'ultrasons.

Chapitre I. Etude des ultrasons et l'effet doppler

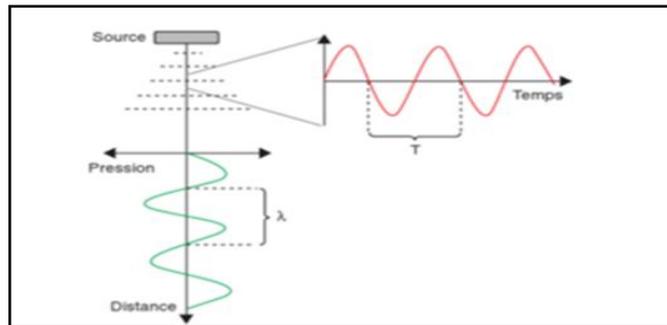


Figure I. 1: courbe temps-pression de l'onde ultrasonore.

I.3.3.d. longueur d'onde des U/S:

c'est la distance parcouru par les u/s dans une cycle de vibration donné parla relation :

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

f représente la fréquence et c la célérité des u/s

I.3.3.e. Célérité de l'onde(c) :

C'est la vitesse de propagation des ondes Ultrasonores dans le milieu. La célérité de l'onde dépend uniquement des caractéristiques du milieu matériel traversé qui sont son élasticité et son densité (voir Table 1 ci-dessous). Son expression C est donnée par :

$$C = \frac{Z}{\rho} \text{ (m/s)}$$

Avec Z : l'impédance acoustique et ρ la densité du tissu étudié

L'amplitude correspond au maximum de variation des variables acoustiques (densité ou pression) induites par l'onde par rapport au statut d'équilibre.

Le milieu	La vitesse des u/s(m/s)	Densité (kg/m³)	Impédance (kg/m²/ s)
L'air	330	1.2	0.4*10 ³
L'os	2070-3550	1.38-1.81*10 ³	3.75-7.38 ⁶
muscle	1540-1626	1.07*10 ³	1,64. 10 ⁶
Sang	1566	1.06*10 ³	1.66 ⁶

Tableau 1: vitesse de propagation des ultrasons en fonction du milieu.

La vitesse des u/s est inversement proportionnelle à la compressibilité du milieu

Chapitre I. Etude des ultrasons et l'effet doppler

I.3.3.f. L'impédance acoustique (Z) :

Les ultrasons pénètrent plus ou moins bien dans les différents milieux qu'ils traversent. La résistance à la propagation d'une onde acoustique s'appelle une impédance acoustique. Elle exprime le comportement d'un milieu vis-à-vis des U/S. Elle est exprimée par Z:

$$Z = \sqrt{\frac{\rho}{x}}$$

Avec x = la compressibilité du milieu en $(m^2 \cdot s \cdot kg^{-1})$.

ρ = la masse volumique $(kg \cdot m^{-3})$;

Z = impédance acoustique exprimée $(Kg/m^2/s)$.

La compressibilité c'est l'inverse du milieu d'élasticité variation du volume sous l'effet d'une pression appliqué, Celle-ci dépend de la masse volumique et de la compressibilité du milieu. En effet, les ultrasons se propagent bien dans le corps mais on remarque que dans cet organisme l'impédance acoustique est très élevée aussi ce qui signifie une forte résistance des tissus donc une bonne aptitude à renvoyer les ultrasons.

I.3.3.g. Pression :

En chaque point, la pression acoustique P varie selon la fréquence de l'onde ultrasonore. L'énergie délivrée au tissu dépend de ces variations de pression qui soumettent les particules du milieu à des mouvements vibratoires.

I.3.3.h. Intensité

On appelle intensité ultrasonore l'énergie qui traverse perpendiculairement l'unité de surface pendant l'unité de temps. Elle est reliée à la pression acoustique par la formule :

$$I = \frac{P^2}{2\rho} \text{ (W/cm)}$$

Avec : p = pression acoustique $(kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-2})$; ρ = masse volumique $(kg \cdot m^{-3})$; c = célérité (m/s)

I.3.3.j. Densité d'énergie: C'est l'énergie qui se déplace dans le milieu à la vitesse C de l'onde. Elle égale à la somme des 2 énergies de chaque particule mise en mouvement du milieu

$$E = \frac{\rho V_0^2}{2}$$

Avec E : densité d'énergie

Chapitre I. Etude des ultrasons et l'effet doppler

P : masse volumique du milieu

V_0 : vitesse maximale des particules

Lorsque la vitesse des particules est maximum, leur énergie se réduit à leur énergie cinétique.

I.3.4. Interactions des ultrasons avec les tissus :

Dans un milieu comme le corps humain, un faisceau ultrasonore se propage de manière complexe en subissant, essentiellement une absorption dans les milieux homogènes, des réflexions, réfractions, et diffractions (ou diffusions) dans les milieux hétérogènes. L'ensemble de ces mécanismes sont responsable de l'atténuation globale du faisceau.

Atténuation : Lorsque le faisceau ultrasonore traverse un milieu donné, il en sort atténué. Nous pouvons décrire plusieurs mécanismes à ce phénomène suivant la nature du milieu : absorption, diffusion et réflexion.

I.3.4.a. Atténuation par Absorption : [2]

L'atténuation correspond à la diminution de l'intensité de l'onde au fur et à mesure qu'elle progresse dans les tissus, elle s'atténue progressivement en profondeur.

La présence d'une onde provoque un « échauffement » du milieu plus ou moins important en fonction de l'absorption de l'onde par le milieu, ce qui est expliqué par la transformation d'une partie de l'énergie mécanique de l'onde en chaleur et donc, une décroissance exponentielle de l'énergie de l'onde en fonction de sa distance parcourue dans le milieu.

L'absorption de l'énergie et sa transformation en chaleur participent également au phénomène d'atténuation. L'énergie $E(x)$ associée à un faisceau ultrasonore qui se propage dans un milieu homogène et isotrope diminue en fonction de la distance de propagation x en suivant une loi exponentielle (voir figure 1.2 ci-dessous) :

$$E(x) = I_0 e^{-\alpha x}$$

Avec x : est la distance en mètre traversée par un son ou un ultrason dans une substance,

I_0 : est l'intensité initiale, en watt par m²,

μ : est le coefficient d'atténuation de la substance traversée en m⁻¹.

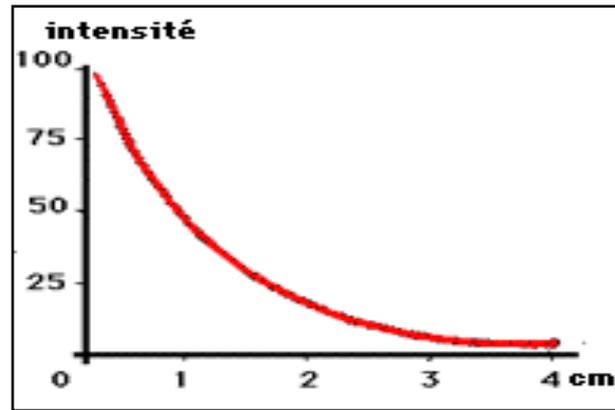


Figure I. 2: Absorption des ultrasons dans la matière.

Le coefficient d'atténuation α exprimé en dB/cm est donnée par :

$$\alpha = \frac{10 \log_{10} \left(\frac{P_s}{P_e} \right)}{L}$$

Avec P_s : puissance de sortie ; P_e : puissance d'entrée ; L : distance parcourue par les U/S.

I.3.4.b. Atténuation par réflexion :

Lorsque le faisceau d'ultrasons parvient à une interface, il peut la franchir ou être réfléchi. La fraction du faisceau qui franchit l'interface est la fraction transmise ; elle poursuit son trajet en profondeur.

La réflexion et la transmission s'observent pour des interfaces de grande taille par rapport à la longueur d'onde du faisceau. Si l'interface est de petite taille, l'onde ultrasonore diffuse dans tout le milieu de propagation, au lieu d'être réfléchi et transmise, une fraction non transmise est réfléchi vers la source d'émission.

L'angle de réflexion est toujours égal à l'angle d'incidence du faisceau, d'où le terme de réflexion spéculaire (en miroir) qui qualifie la réflexion aux interfaces. Pour une interface abordée perpendiculairement, le coefficient de réflexion R est donné par :

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

Avec : Z_1 est l'impédance de premier milieu

Z_2 est l'impédance de deuxième milieu.

Chapitre I. Etude des ultrasons et l'effet doppler

I.3.4.c. Atténuation par Diffusion :

Lorsque l'onde ultrasonore rencontre une cible de petite dimension par rapport à sa longueur d'onde et non plus une interface de grande taille, on observe, au lieu d'une réflexion et d'une transmission partielles, une diffusion multidirectionnelle.

l'onde ultrasonore est absorbée puis réfléchié dans toutes les directions (voir figure 1.3 ci-dessous).

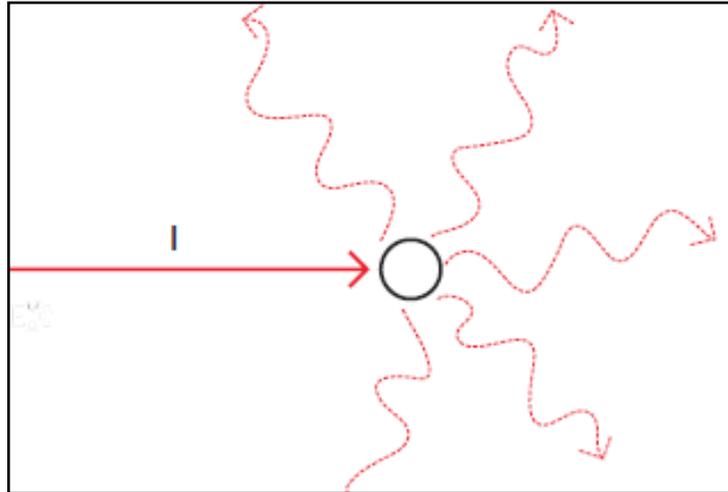


Figure I. 3: diffusion de l'onde ultrasonore.

I.3.5. Applications des ultrasons :

Les ultrasons ont de nombreuses applications dans l'industrie, le commerce, le domaine militaire, le domaine médicale et à la maison.

En 1917, Langevin met au point le premier projecteur ultrasonore permettant d'obtenir des faisceaux suffisamment intenses et bien dirigés ; cet appareil est destiné à détecter les sous-marins ennemis. Le principe de cette méthode est simple : les ultrasons se réfléchissent sur un obstacle et reviennent à leur point de départ en produisant un écho : connaissant, d'une part, le temps séparant l'émission de l'onde et la réception de l'écho, d'autre part la vitesse de l'ultrason dans l'eau de mer (environ 1 500 m/s), il est facile de déduire la distance de l'obstacle dans la direction du faisceau. Cette méthode a été adaptée à d'autres problèmes : repérage d'obstacles tels que les icebergs, sondage, téléphonie sous-marine, repérage des bancs de poissons. Lors de la guerre de 1939-1945, le problème du repérage des sous-marins est redevenu d'actualité et de nombreux appareils appelés « asdics » puis « sonars » ont été construits.

I.3.5.a. L'utilisation industrielle :

En métallurgie, les ultrasons sont utilisés pour le dégazage des métaux, pour la détection de défauts, pour l'usinage et la soudure de certains matériaux. Pour le perçage, un foret solidaire de la partie mobile d'un générateur d'ultrasons effectue des mouvements de va-et-vient à la fréquence des ultrasons. Bien que facilitée par la présence d'une pâte abrasive, cette opération est cependant relativement lente. Une précision de quelques micromètres est obtenue très facilement. De surcroît les matières les plus dures peuvent être percées par ce moyen.

Les ultrasons sont employés également pour l'amélioration des émulsions photographiques, la stérilisation de certains liquides, notamment du lait, la prospection de gisements minéraux, la déflagration d'explosifs commandée à distance, le nettoyage de certains corps et la soudure entre elles de matières plastiques souples ou rigides.

- **Les ultrasons dans le domaine de contrôle non destructif :**

Est un ensemble de méthodes qui permettent de caractériser l'état d'intégrité de structures ou de matériaux, sans les dégrader, soit au cours de la production, soit en cours d'utilisation, soit dans le cadre de maintenances. On parle aussi «d'Essais Non Destructifs ».

La technique de Contrôle Non Destructif par Emission Acoustique (AE) consiste à détecter des ondes ultrasonores émises par le bruit généré lors de l'évolution d'une dégradation (la figure 1.4 ci-dessous illustre le principe de cette technique).

Cette technique est utilisable dans plusieurs domaines tel que :

- l'industrie automobile
- l'industrie pétrolière
- l'industrie navale
- l'aéronautique
- l'industrie de l'énergie

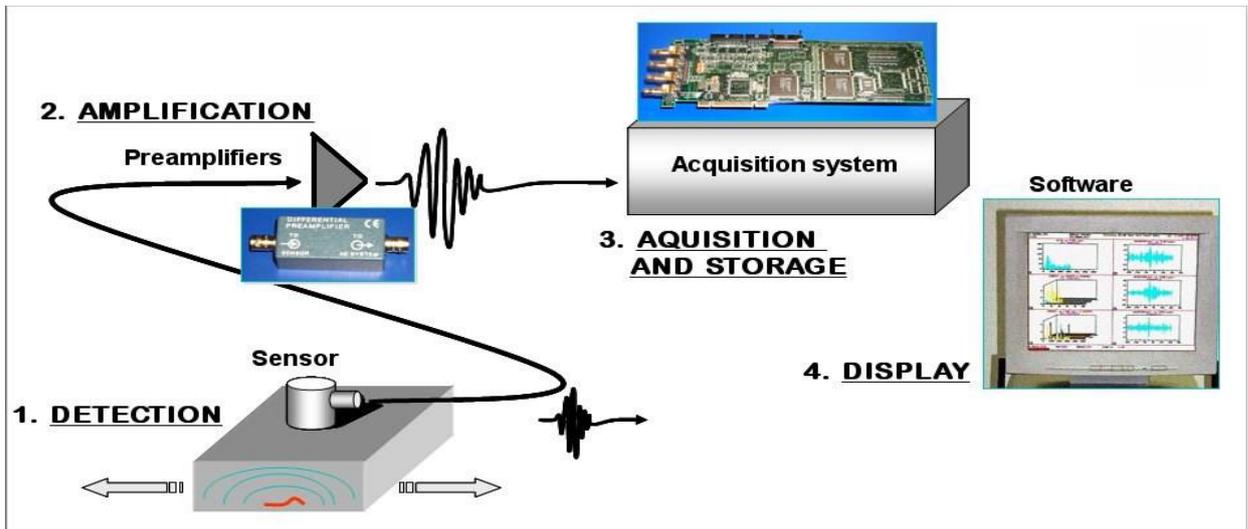


Figure I. 4: principe d'utilisation des ultrasons dans le domaine de contrôle non destructif. [3]

I.3.5.b. Applications médicales des ultrasons :

L'utilisation des ultrasons dans le domaine médicale (imagerie médicale) a commencé dans les années 1930 et 1940 avec Dussik. C'était le premier qui avait décrit la déviation de l'écho médiane du cerveau dans les tumeurs intracrâniennes.

Ces propriétés multiples permettent d'explorer les différents tissus biologiques. Ils ont évolué, des bases physiques théoriques vers un outil de recherche pour devenir aujourd'hui un précieux instrument de diagnostic, d'évaluation et d'optimisation de la thérapeutique.

- **Applications en diagnostic :**

Ce sont les applications les plus répandues des ultrasons. Ainsi, ils sont employés par l'échographie, qui explore les organes internes mous ou remplis de liquide par la réflexion et l'analyse d'un faisceau d'ultrasons, et par le Doppler ; cette dernière technique étudie la vitesse de la circulation artérielle et veineuse au moyen d'une sonde émettrice d'ultrasons qui se réfléchissent sur les globules rouges puis sont recueillis par un récepteur situé sur la même sonde.

On distingue schématiquement quatre grands domaines d'application de routine des ultrasons en diagnostic médical : [4]

Chapitre I. Etude des ultrasons et l'effet doppler

- l'imagerie des tissus peu mobiles et directement accessibles à travers la peau : c'est le cas par exemple de l'utérus, du foie et des voies biliaires, des reins, de la rate, des seins, de la thyroïde, ...
- l'exploration des structures en mouvement, comme le cœur et le sang circulant, qui repose sur l'utilisation de techniques combinant échographie rapide, techniques Doppler et enregistrement du mouvement des structures en mode temps-mouvement (ou T.M.).
- l'échographie par voie endocavitaire lorsqu'il est nécessaire de rapprocher le capteur de la région à explorer pour gagner en résolution, ou pour éviter de traverser des structures osseuses ou gazeuses. On utilise pour cela des capteurs miniaturisés et de fréquence ultrasonore relativement élevée.
- les applications nouvelles qui relèvent d'équipes spécialisées, comme l'échographie-Doppler cérébrale, l'échographie avec produits de contraste, l'échographie 3D, l'échographie interventionnelle avec guidage de ponctions ou de gestes thérapeutiques, l'imagerie ultrasonore paramétrique, ...

Pour notre projet on utilise les ultrasons dans l'exploration fonctionnelle respiratoire pour mesurer le débit respiratoire, cette mesure est possible à l'aide du Doppler si on arrive à restituer avec précision la valeur de l'onde ultrasonore transmise. Ce qui va être expliqué en détail dans le chapitre suivant.

- **Applications thérapeutique :**

Il y a actuellement plusieurs applications thérapeutiques des ultrasons. Celles-ci comprennent :

- Ablation de Fibrome utérin.
- Phacoemulsification (démontage de cataracte).
- Coupe Chirurgicale de tissu et d'hémostase.
- Accouchement Transdermique de médicament.
- Promotion de la guérison de fracture osseuse.
- Physiothérapie.
- Sonophoresis.
- Sonoporation.
- Thérapie génique Visée.

Chapitre I. Etude des ultrasons et l'effet doppler

- Contrôle Bactérien.
- Hygiène dentaire.
- Dépistage des anomalies pelviennes.
- Lithotripsy, fragmentation des calculs (par exemple calculs rénaux).
- Thrombolyse.

Chacune de ces applications a un dosage ou un niveau d'exposition particulier qui a été déterminé pour offrir l'avantage optimal avec un degré mesuré de risque. Des doses Faibles sont employées pour inciter des effets cellulaires bénéfiques et réversibles, attendu que des doses élevées sont utilisées quand la mort des cellules est destinée.

Les ondes d'Ultrason peuvent également être employées pour contribuer à d'autres types de traitement, comme outil immédiat de représentation. Ils permettent ainsi de cibler des régions en vue d'un traitement localisé. Ceci est couramment appelé « Traitement Ultrason-Guidé ».

I.3.6. Les effets des ultrasons sur les tissus :

L'action des ultrasons se manifeste de différentes manières, produisant des effets sur les tissus organiques :

I.3.6.a. Effet mécanique :

Les vibrations provoquent dans les tissus des compressions alternées à des expansions selon une périodicité correspondant à leur fréquence, ce qui cause des variations de pression. Cet effet mécanique provoque de véritables micro-massages qui peuvent aboutir à une dilacération des fibres du tissu conjonctif. Cet effet est appelé, effet fibrolytique ou scérolytique, mis a profit dans le traitement des adhérences et des cicatrices.

I.3.6.b. Effet thermique :

La mesure de la température de la peau et du tissu sous-jacent montre qu'elle augmente au niveau du territoire soumis aux vibrations ultrasonores. Elle s'accompagne évidemment d'une vasodilatation c'est-à-dire d'une augmentation du calibre des vaisseaux sanguins.

Chapitre I. Etude des ultrasons et l'effet doppler

Simultanément à cette augmentation de la température, se produit une modification de la perméabilité des membranes. De L'effet thermique résulte perméabilité des membranes qui s'explique par ces mobilisations moléculaires.

Les réactions thermiques se produisent essentiellement aux sites de réflexion (C'est-à-dire aux niveaux des plans de séparation). Du fait des différences de coefficient d'absorption, des réflexions et des interférences.

La production de la chaleur dans le champ d'action des ultrasons n'est pas homogène. On compense cette absence d'homogénéité par un déplacement continu du projecteur. Il y a production de chaleur en particulier dans le tissu osseux, les cartilages, les tendons, le tissu musculaire et la peau.

I.3.6.c. Effet antalgique :

La conductibilité nerveuse peut subir un ralentissement voire une interruption momentanée. Ceci s'expliquerait par une dépolarisation de la fibre nerveuse afférente due à l'effet thermique. Par contre l'effet des ultrasons sur le système nerveux central est assez néfaste. Il apparait que le système nerveux central est très sensible aux ultrasons, On peut observer des lésions allant jusqu'à destruction complète.

I.3.6.d. Effet destructeur :

L'application des ultrasons, non plus sur un tissu humain, mais in vitro, fait apparaître, à condition d'augmenter considérablement la puissance par cm^2 , un effet destructeur important, avec libération de bulles gazeuses dans le tissu : c'est le phénomène de cavitation.

L'ensemble de ces trois effets provoque une action combinée, parfois synergique. Il faut donc utiliser les ultrasons avec prudence et dans la limite de la thérapeutique, on ne dépasse pas des intensités de 4 à 5 W/cm^2 durant 15 à 20 mn.

I.4. LE FAISCEAU ULTRASONORE :

Le format du faisceau ultrasonore est étroitement lié au type de sonde qui lui a donné naissance.

I.4.1. constitution d'une sonde :

La figure 1.9 montre les principaux éléments d'une sonde ultrasonore:

L'élément piézo-électrique qui représente l'élément actif, c'est-à-dire l'oscillatoire ultrasonore que nous avons déjà étudié. Son épaisseur est de l'ordre de millimètre. Il relié par ses 2 faces, inférieure et supérieure, au reste de l'appareil, par 2 électrodes.

L'amortisseur, qui est un élément très absorbant, généralement en matière plastique, placé derrière l'oscillateur est destiné à la soutenir et surtout à amortir ses résonances propres. Il doit également éliminer, tous les signaux parasites, en absorbant le rayonnement émis vers l'arrière.

Une mince couche, généralement en résine époxy séparant la face inférieure de l'élément piézo-électrique, de l'extérieur. Elle joue un rôle de protection et d'adaptation d'impédance améliorant le passage de l'énergie ultrasonore vers la peau.

Un boîtier recouvre l'ensemble de cet élément, sauf évidemment, au niveau de la couche de protection qui va être appliquée sur la peau.

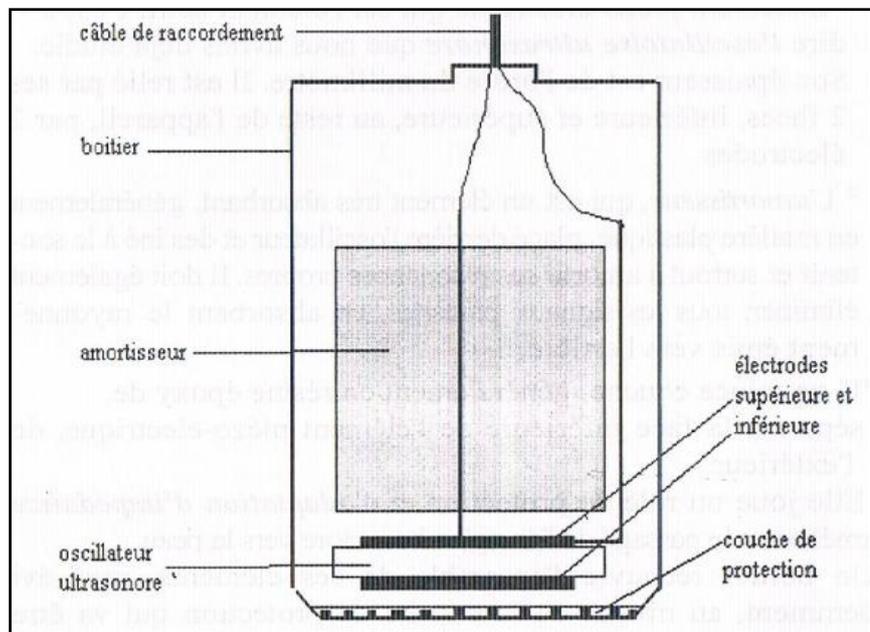


Figure I. 5: constitution d'une sonde. [1]

I.4.2. Caractéristiques d'une sonde :

Les caractéristiques d'une sonde sont :

- La fréquence de résonance.
- La bande de fréquence.
- Le facteur de couplage.

■ L'amortissement.

La forme du faisceau émie est un autre aspect important de ces caractéristiques.

I.4.3. forme du faisceau :

On décrit un faisceau, selon 3 axes:

- Latérale y
- Latéral x
- Axial z

Dans le cas d'une onde circulaire, Les axes y et x ont égaux. Le faisceau est cylindrique près de la sonde, puis à partir d'une certaine distance, il commence à diverger suivant un

angle α : $\alpha = \frac{y}{d}$

Avec d : diamètre de la sonde ; y : longueur d'onde correspondant à la fréquence de la sonde.

La zone ou il reste rectiligne est appelée proximal ou champ proche, au delà elle est appelée le champ lointain.

La longueur du champ proche, pour un milieu donné, est proportionnelle au carré du diamètre de la sonde et de sa fréquence.

Pour allonger la longueur du champ proche, on doit augmenter, soit le diamètre, soit la fréquence de la sonde. (la figure 1.11 ci-dessous illustre cette corrélation champ diamètre de la sonde)

Chapitre I. Etude des ultrasons et l'effet doppler

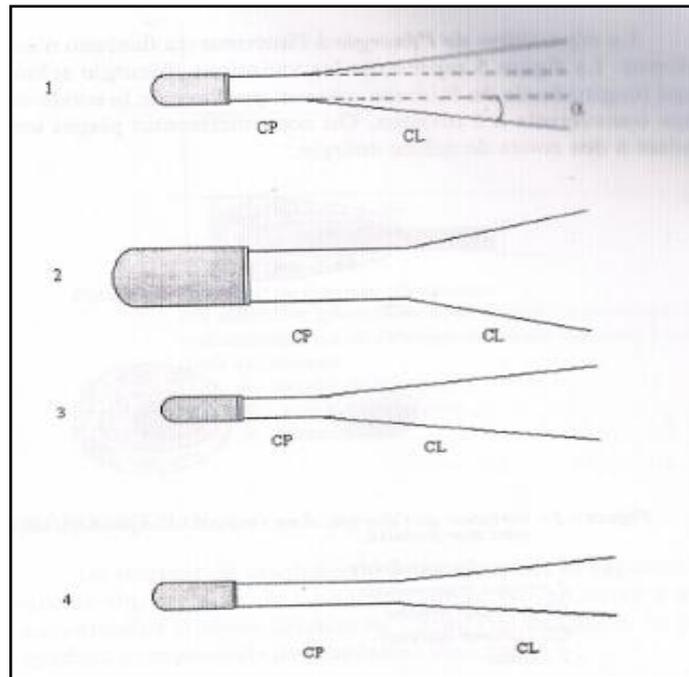


Figure I. 6: modification du faisceau ultrasonore en fonction du diamètre et de la fréquence de la sonde.

1 : diamètre faible 2 : diamètre élevé

3 : fréquence faible 4 : fréquence élevée

A : angle de divergence T : transducteur CP : champ proche CL : champ lointain

La répartition de l'énergie à l'intérieur du faisceau n'est pas uniforme. La figure 1.12 représente les variations d'énergie selon une coupe longitudinale du faisceau, passant par l'axe de la sonde et une coupe transversale à 2 niveaux.

On note, différentes plages correspondant à des zones de même énergie.

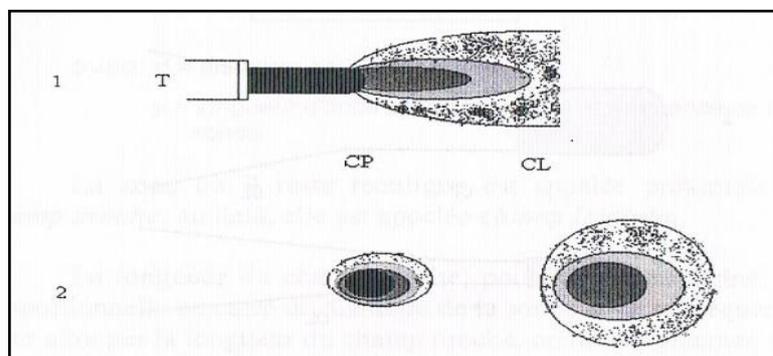


Figure I. 7: variation de l'énergie d'un faisceau ultrasonore.

1 : coupe longitudinal.

2 : coupe transversal.

Chapitre I. Etude des ultrasons et l'effet doppler

CP : champ proche.

CL : champ lointain.

T : sonde.

1.4.4. différents types de sonde :

Il y'a plusieurs types de sondes, qui peuvent être distinguées suivant :

- Le nombre d'éléments actifs : mono ou multi-éléments.
 - Le mode de balayage : mécanique ou électronique.
 - La forme du champ exploré : sectoriel ou linéaire.
 - Le mode de focalisation : acoustique ou électronique.
- **sonde mono-élément** : c'est la plus classique, elle peut être focalisée ou non.
 - **Les sondes ou la focalisation électronique** est dynamique à la réception, mais aussi à l'émission.
 - **Les sondes multifréquences.** Jusqu'à ces dernières années, le paramètre fréquence, caractérisant une sonde était fixe. En dissipant les éléments piézo-électriques en multicouche et en variant la fréquence les impulsions électriques activant ces couches, la sonde peut fonctionner avec 2 ou 3 fréquences. De même, en utilisant des sondes à large bande ou l'émission se fait suivant un spectre large.
 - **Les sondes annulaires,** focalisées électroniquement à l'émission et à la réception. la zone focalisée est étendue et la résolution est excellente selon les 2 axes latéraux et à toutes les profondeurs du champ.

I.5. EFFET DOPPLER

Énoncé par Doppler en 1842, les premières applications n'ont été publiées qu'à partir de 1957 par Satamura.

1.5.1. définition :

L'effet Doppler correspond à une variation de fréquence de l'onde ultrasonore ou sonore incidente, lorsqu'elle est renvoyée par une cible en mouvement. **[1]**

On appelle fréquence Doppler, la différence entre la fréquence émise et la fréquence reçue par la sonde.

Chapitre I. Etude des ultrasons et l'effet doppler

La différence de fréquence est positive si la cible se rapproche de la source et négative si elle s'en éloigne

L'application la plus classique est la mesure de vitesse sanguine, où les éléments figurés du sang, jouent le rôle de cibles élémentaires se déplaçant et réfléchissant l'onde ultrasonore incidente.

La fréquence Doppler, F_D , est donnée par la relation suivante :

$$F_D = \Delta F = F_E - F_R = 2 \cdot \frac{V}{C} \cdot F_E \cdot \cos \theta$$

Avec F_E : fréquence d'émission.

F_R : Fréquence reçue par la sonde.

V : vitesses de cible (élément figuré du sang).

θ : Angle formé par l'axe du vaisseau et l'axe du faisceau.

Si l'on connaît donc F_D, C , et θ , on peut calculer V de la cible mobile, sang ou toute structure mobile de l'organisme.

De même, on déduit de cette relation que si l'angle θ est nul, ce qui suppose que la sonde est parallèle au vaisseau, c'est-à-dire à l'intérieur même du vaisseau, la fréquence Doppler est maximum. Inversement, si θ est égal à 90° , il n'y a pas de signal Doppler.

1.5.2. Dispositifs de base d'un appareil doppler :

Le dispositif de base d'un appareil Doppler est illustré sur la figure 1.13

Il comporte des circuits d'émission et de réception, d'amplification, de visualisation et d'enregistrement des courbes de vitesse et de diffusion sonore, puisque l'on sait que les fréquences doppler sont audibles.

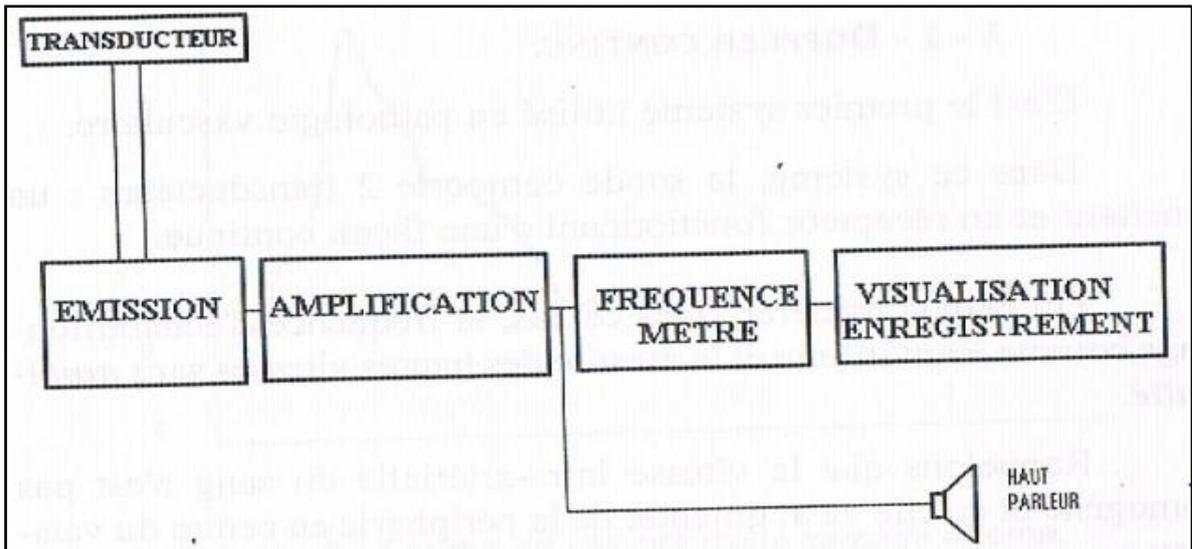


Figure I. 8: dispositif de base d'une vélocimétrie doppler.

Le fréquencemètre permet la conversion du signal doppler en une courbe de vitesse, correspondant au volume exploré par l'appareil, en utilisant généralement un compteur de passage à zéro.

Les premiers appareils, dits non directionnels, étaient incapables d'indiquer le sens de l'écoulement du sang. Plus tard, ce dispositif de base va être bouleversé par l'adjonction de l'analyse spectral (transformée de fourier), du balayage électronique, l'information croissante, le codage couleur... ;

Il va de soi, par ailleurs, que les mêmes problèmes élémentaires d'interaction ultrasonores-tissus, déjà étudiés, se posent ici et interviennent par exemple dans le choix de la fréquence de la sonde, qui doit tenir compte de l'atténuation du faisceau ultrasonore.

1.5.3. Les différentes techniques Doppler :

1.5.3.a. Le Doppler continu:

Dans ce système, la sonde comporte 2 transducteurs : un émetteur et un récepteur fonctionnant d'une façon continue.

Le premier émet un faisceau d'ultrasons de façon continue et l'autre qui réceptionne le signal réfléchi.

Chapitre I. Etude des ultrasons et l'effet doppler

L'appareillage effectue la comparaison des deux fréquences F_0 et F_r au niveau d'un démodulateur pour en extraire, en continu, la fréquence Doppler.

I.5.3.b. Le Doppler pulsé :

Ici, le processus continu est remplacé par un processus séquentiel.

Le principe du Doppler pulsé est représenté par la figure I.14 : entre 2 impulsions ultrasonores émises, séparées par un temps de récurrence, le transducteur se met en réception.

Les échos reçus vont être, par la suite, analysés, ce qui permettra de connaître la vitesse de la cible et sa position.

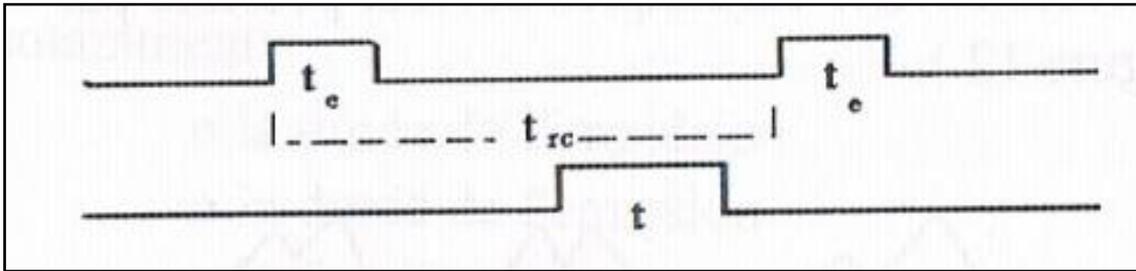


Figure I. 9: principe du doppler pulsé.

t_e : Durée d'émission.

t_r : Durée de réception.

t_{rc} : Temps de récurrence, séparant 2 impulsions ultrasonores et correspond donc, à la période de répétition.

L'inverse du temps de récurrence, correspond au PRF (Pulse Repetition Frequency). Il est égal à la fréquence des allers-retours du faisceau ultrasonore vers la cible. Il est donné par la formule suivante :

$$PRF = C/2x$$

Avec C : vitesse des ultrasons.

X : distance sonde-vaisseau.

I.5.3.c. association doppler pulsé-échographie :

Plusieurs types d'association existent entre un échographe permettant la visualisation du vaisseau analysé et un transducteur doppler. L'avantage est évident puisque cela permet à l'opérateur d'ajuster le tri doppler et de choisir la largeur de la porte.

Chapitre I. Etude des ultrasons et l'effet doppler

I.5.3.d. doppler couleur :

C'est un système multi lignes et multiport à cadence très rapide ou le signal doppler est toujours associé à l'imagerie B.

L'imagerie B est en noir et blanc et le signal doppler est coloré en rouge pour le flux qui se rapproche de l'onde et en bleu pour celui qui s'en éloigné.

La vitesse est codée par la désaturation de ces couleurs fondamentales en les additionnant de blanc. Plus la vitesse est élevée, plus la couleur paraît plus blanche. Le vert est utilisé pour définir des seuils ou indiquer la variance, montrant le degré de dispersion des vitesses par rapport à une vitesse moyenne.

Cette technique par exemple, permettant de suivre point par point, le flux normaux et anormaux intracardiaques, a donné naissance à d'intéressantes cartographies des jets.

I.5.3.e. imagerie par vélocimétrie couleur (CVI) :

Le principe de la CVI (color velocity imaging) est différent de celui du doppler couleur.

Il s'agit de mesurer le temps séparant deux échos réfléchis par le même groupe de globules rouges à la suite de 2 tirs successifs. Pendant ce temps, le groupe aura parcouru une certaine distance

La vitesse réelle de ce déplacement est ainsi calculée par la relation :

$$V = \frac{C \cdot \Delta t \cdot PRF}{2 \cdot \cos \theta}$$

Ainsi donc, il n'y a pas de dépendance vis-à-vis de la fréquence d'émission des ultrasons.

Les vitesses obtenues sont les vitesses maximum et non des vitesses moyennes.

I.5.3.f. Imagerie doppler puissance (DPI) :

DPI, pour doppler power imaging.

Le signal doppler contient une information relative au nombre de globules rouges (intensité) et une autre liée à la vitesse (fréquence), le principe de DPI est de ne considérer que l'énergie ou puissance du signal doppler, à l'exclusion de la vitesse et du sens du flux.

Les avantages sont assez conséquents :

- L'appareil est plus sensible

Chapitre I. Etude des ultrasons et l'effet doppler

- Il n'y a pas d'aliasing
- L'angle d'incidence n'a pratiquement aucune influence
- Les faibles vitesses sont mieux détectées
- Les parois vasculaires sont mieux définies

Cependant, en plus de l'absence d'indication sur le sens du flux, la grande sensibilité de l'appareil fait qu'il l'est même au mouvement respiratoire.

I.6. CONCLUSION :

Dans ce chapitre, le principe des ultrasons, leur propagation dans différents milieux ont été en premier lieu décrits. Cette description a été suivie par une présentation succincte de quelques applications des ultrasons dans différents domaines en mettant l'accent sur leurs applications dans le domaine médical. Une description assez détaillée de la sonde ultrasonore et de son influence sur la forme du faisceau ultrasonore a été ensuite faite avant de terminer le chapitre par une étude de l'effet Doppler et de ses applications en instrumentation médicale.

Dans le chapitre suivant, on décrit le système respiratoire, des généralités sur la physiologie et l'anatomie de cet appareil et la mesure de débit respiratoire.

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

II.1 INTRODUCTION :

Ce chapitre décrit la structure et les fonctions du système respiratoire. Cette description est suivie par l'étude de l'exploration fonctionnelle respiratoire et ses différentes techniques qui permettent d'aboutir à la mesure des paramètres pulmonaires (débits et volume).

II.2 L'APPAREIL RESPIRATOIRE :

Les cellules corporelles ont besoin d'énergie pour toutes leurs activités chimiques. La plus grande partie de cette énergie provient de réactions chimiques ne se produisant qu'en présence d'oxygène (O_2).

Le principal produit de déchet de ces réactions est le dioxyde de carbone (CO_2). Le système respiratoire fournit la voie suivie par l'oxygène atmosphérique pour pénétrer dans le corps, et la voie d'excrétion du dioxyde de carbone.

II.2.1 Définition de l'appareil respiratoire :

L'appareil respiratoire commence au nez et à la bouche, se poursuit par les voies aériennes au niveau du cou et du thorax et se termine par les alvéoles pulmonaires où s'effectuent les échanges gazeux avec les capillaires sanguins péri alvéolaires. [5]

La figure 2.1 ci-dessous illustre la structure du système respiratoire.

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

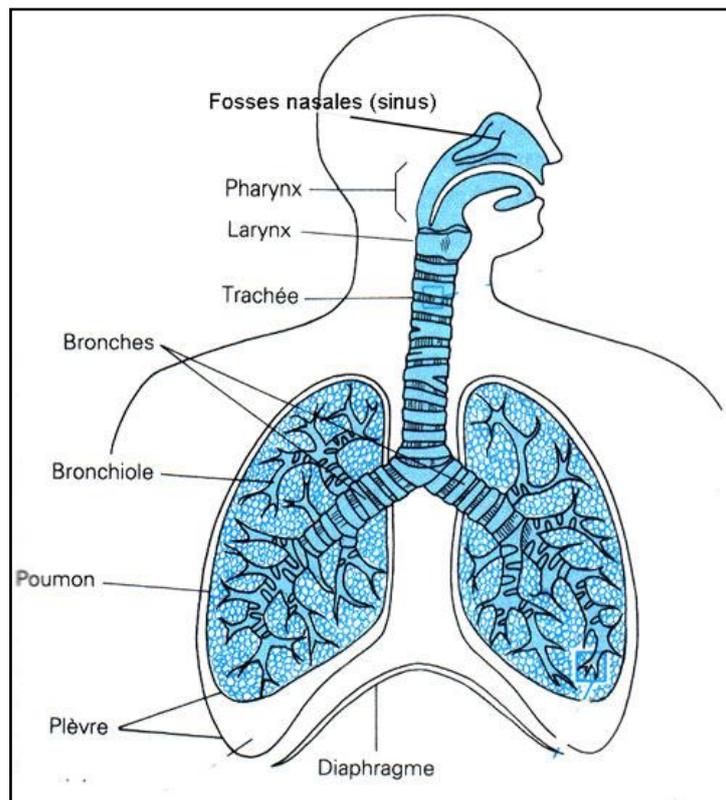


Figure II. 1: le système respiratoire. [5]

Cet appareil a pour principale fonction d'apporter l'oxygène (O_2) dans la zone d'échanges gazeux des poumons où il peut diffuser à travers la paroi alvéolaire pour oxygéner le sang circulant dans les capillaires alvéolaires, en fonction des besoins engendrés par les divers types de travaux ou d'activités du corps.

- **L'appareil respiratoire doit également:**

- 1) éliminer un volume égal de gaz carbonique amené aux poumons par les capillaires alvéolaires;
- 2) maintenir la température corporelle et l'état de saturation de la vapeur d'eau dans les voies aériennes (pour assurer la viabilité et les capacités fonctionnelles des liquides de surface et des cellules);
- 3) resté stérile (pour prévenir les infections et leurs conséquences indésirables);
- 4) éliminer les liquides superficiels excédentaires et les débris tels que les particules inhalées et les cellules phagocytaires et épithéliales sénescents. Il doit accomplir l'ensemble de ces

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

fonctions exigeantes en permanence, tout au long de la vie, en faisant preuve d'une efficacité élevée quant à sa performance et à sa consommation énergétique.

- Il est constitué de : [6]

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

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

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

II.2.2 Les voies aériennes supérieures – extra pulmonaire-(nez, pharynx, larynx, la trachée) :

a) Le nez :

Le nez est la première des voies respiratoires suivie par l'air inspiré. Il débute le processus par lequel l'air est réchauffé, humidifié et filtré

- Le réchauffement : dû à la considérable vascularisation de la muqueuse (cavité nasale très vascularisé).
- Filtrage et nettoyage : les poils des orifices narinaires piègent de grosses particules. Les petites particules telles que la poussière et les bactéries adhérentes au mucus.

b) Pharynx :

Le pharynx est un conduit long de 12 à 14 cm, il est divisé en trois parties :

- Nasopharynx : partie supérieure du pharynx, ne reçoit que de l'air.
- L'oropharynx : la partie orale du pharynx, il est traversé à la fois par l'air et par les aliments.
- la laryngopharynx : la partie laryngée du pharynx va de l'oropharynx en haut à l'œsophage en bas, comme L'oropharynx, il est traversé par l'air et par les aliments du bolus alimentaire qui descend dans l'œsophage.

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

Le pharynx est impliqué à la fois dans le système respiratoire et dans le système digestif : il assure le passage de l'air par les parties nasale et orale, et les aliments par les parties orale et pharyngée.

L'air traversant le pharynx continue à être réchauffé et humidifié. Il y a d'autres fonctions qui sont assurées par le pharynx comme le goût, l'audition et phonation.

c) Larynx :

Le larynx relie le laryngopharynx et la trachée, il est composé de plusieurs cartilages de forme irrégulière. Les principaux cartilages sont :

- Cartilage thyroïde
- Cartilage cricoïde
- Cartilage aryénoïdes
- Epiglotte

Le larynx assure le lien aérien entre le pharynx et la trachée et dirige la nourriture vers l'œsophage lors de la déglutition.

Le larynx participe dans la production du son.

d) La trachée :

La trachée fait suite au larynx, il est composé de trois couches de tissus, et est formé de 16 à 20 anneaux cartilagineux.

- La couche externe contient du tissu fibreux et élastique, et entoure les cartilages.
- La couche moyenne est celle de cartilages, avec des bandes de muscle lisse entourant en hélice la trachée.
- La couche interne est un épithélium cylindrique cilié, contenant de cellule caliciforme sécrétant du mucus.

Les cartilages trachéaux maintiennent la trachée constamment ouverte (libre), mais Les tissus mous situés entre les cartilages favorisent la souplesse.

La trachée participe aussi dans le réchauffement, l'humidification et le filtrage de l'air.

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

On appelle voie respiratoire l'ensemble des conduits qui permettent l'arrivée et la sortie d'air au niveau des poumons. On parle aussi d'arbre respiratoire : L'arbre respiratoire, ainsi nommé parce qu'il ressemble à un arbre à l'envers, comprend les voies aériennes supérieures, la trachée, les bronches, les bronchioles et les alvéoles pulmonaires.

II.2.3 Les poumons :

Il y a deux poumons, un de chaque côté de la cavité thoracique. Le poumon droit est divisé en trois lobes distincts : supérieure, moyenne et inférieure, le poumon gauche est plus petit car le cœur est situé à gauche du plan médiane, il est divisé en seulement deux lobes : supérieur et inférieur. Les divisions entre les lobes sont appelées scissures.

Les poumons donc sont des organes spongieux, volumineux et coniques intra thoracique pairs, asymétrique, ils sont contenus dans la cage thoracique ; cette dernière est souple et se déforme lors des mouvements respiratoires : à l'inspiration le diamètre de la cage thoracique augmente, il diminue à l'expiration. [7]

II.2.3 a) Plèvre et cavité pleurale :

La plèvre est un sac fermé fait d'une membrane séreuse contenant une petite quantité de liquide séreux. Chaque poumon est logé dans un tel sac, si bien que celui-ci présente deux feuillets : l'un adhère au poumon (plèvre viscérale) et l'autre à la paroi thoracique (plèvre pariétale).

- **plèvre viscérale** : il adhère au poumon, recouvrant chaque lobe en passant en pont au-dessus des scissures qui éparant les lobes.
- **plèvre pariétale** : il adhère à la face interne de la paroi thoracique et à la face thoracique du diaphragme.
- **Cavité pleurale** : il s'agit d'un espace seulement potentiel et qui ne contient pas d'air. Les deux feuillets de la plèvre sont séparés par un mince film de liquide séreux qui permet aux deux feuillets de glisser l'un sur l'autre, empêchant qu'ils ne frottent pendant la respiration. Le liquide séreux est sécrété par les cellules épithéliales de la membrane.

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

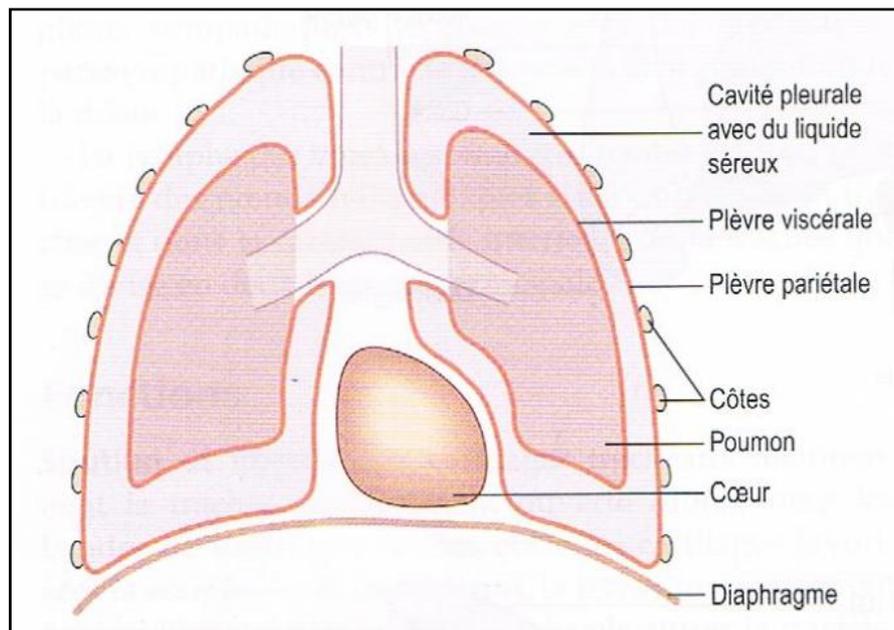


Figure II. 2: la plèvre et les poumons. [7]

II.2.3 b) Intérieure des poumons :

Les poumons sont composés de bronches et de conduits aériens plus petits, d'alvéoles, de tissu conjonctif, de vaisseaux sanguins, de vaisseaux lymphatiques et de nerfs, tous enchâssés dans une matrice de tissu conjonctif élastique. Chaque lobe est constitué d'un grand nombre de lobules.

○ **Vascularisation pulmonaire :**

L'artère pulmonaire se divise en deux branches, droite et gauche, qui transportent chacun du sang désoxygéné à un poumon.

Chaque branche de l'artère pulmonaire donne par divisions successives de nombreuses branches, qui aboutissent finalement à un réseau capillaire dense autour des parois des alvéoles. Le échanges de gaz entre les alvéoles et le sang des capillaires se font à travers des deux très fines membranes (membrane respiratoire).

Les capillaires pulmonaires se réunissent et forment *deux veines pulmonaires* dans chaque poumon.

Celles- ci quittent le poumon au niveau du hile ; elles véhiculent du sang oxygéné, allant à l'atrium gauche du cœur. (voir figure 2.3)

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

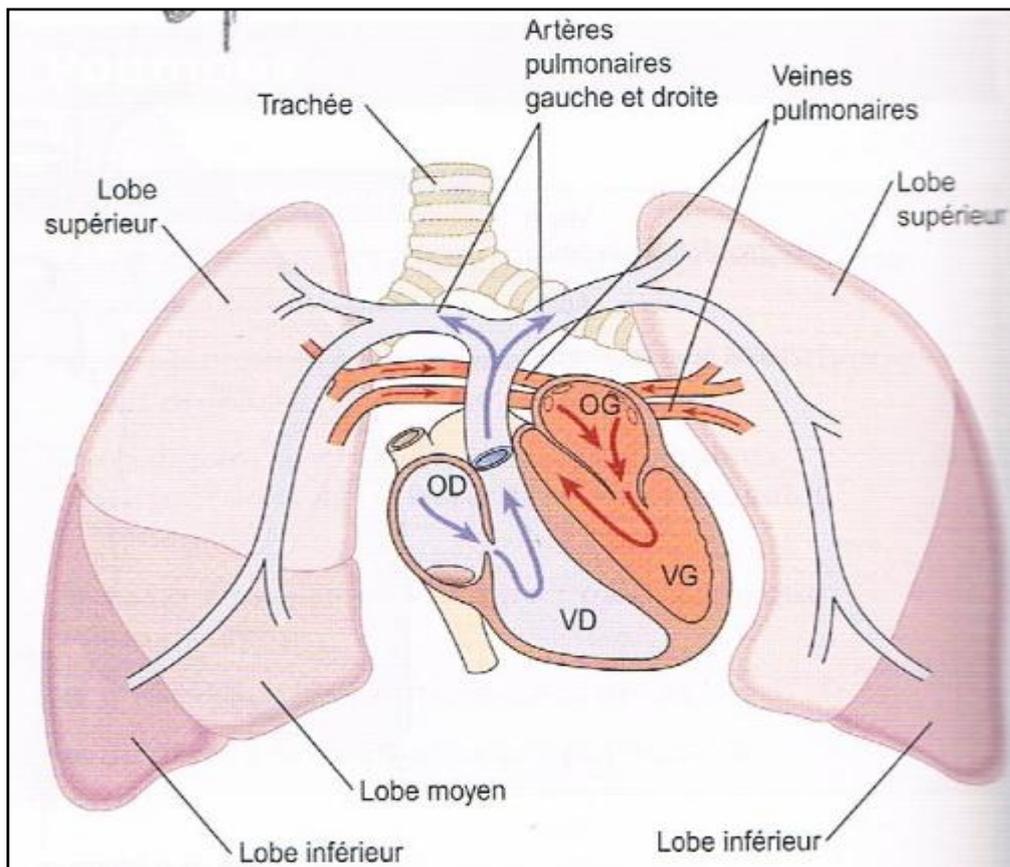


Figure II. 3: le flux du sang entre le cœur et les poumons. [7]

II.2.3 c) Voies aériennes inférieures (voir figure II.4) :

- **Les bronches** sont les conduits amenant l'air de la trachée à chaque poumon. Deux bronches principales desservent le poumon droit et le poumon gauche. Chacune de ces bronches se subdivise en arrivant au poumon (au niveau du hile) en bronches lobaires puis segmentaires. Par la suite, elles se divisent en bronches de plus en plus petites.

L'intérieur des bronches est tapissé de cellules portant à leur surface *des cils vibratiles* (cils microscopiques mobiles, revêtus de mucus. Ils forment un sort de tapis roulant ou "escalator" dont le rôle est de recueillir et de rejeter vers l'extérieur les poussières éventuellement inhalées et les "débris cellulaires").

- On appelle **bronchiole** la ramification terminale des bronches.

Les bronchioles n'ont pas de cartilage, elles sont fines comme des cheveux et se terminent par de minuscules sacs pleins d'air : les alvéoles pulmonaires.

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

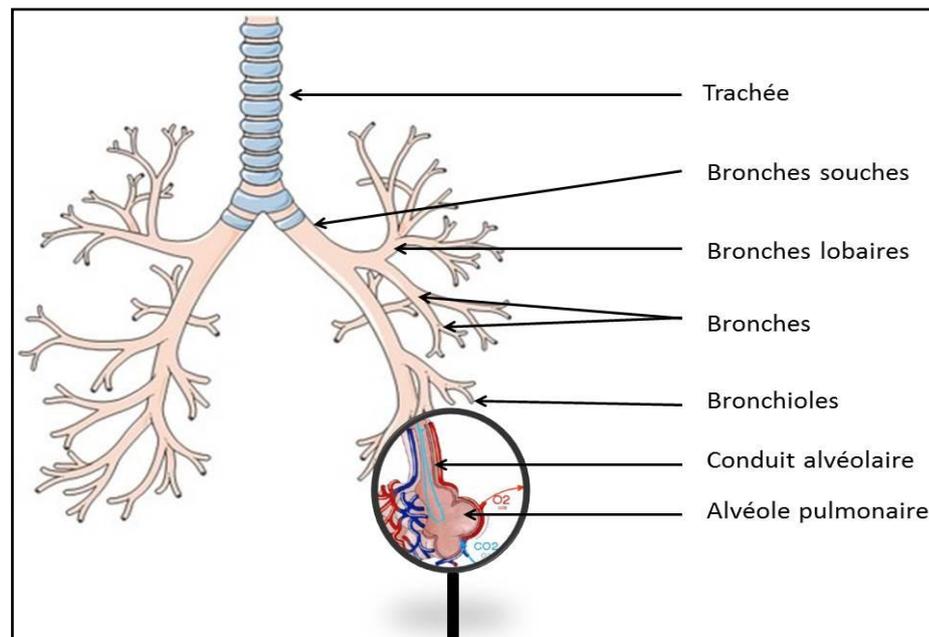


Figure II. 4: les voies aériennes inférieures [5]

- Une **alvéole pulmonaire** : (voir figure 2.5 ci-dessous) est un petit sac à parois minces, rempli d'air situé à l'extrémité des bronchioles. C'est à ce niveau que se réalisent les échanges gazeux respiratoires.

C'est une surface d'échange c'est-à-dire une grande surface de contact entre deux compartiments, cette surface étant toujours une paroi très fine permettant des échanges de substances entre les deux compartiments.

Les alvéoles sont au nombre d'environ 200 millions et représenteraient une surface de 100 m² si elles étaient étalées.

- A l'inspiration, ces petits sacs se gonflent,
- A l'expiration, ils diminuent de volume en se vidant.

Les alvéoles sont entourées sur leurs parois de vaisseaux sanguins très fins : les capillaires.

- **les capillaires**, C'est à travers la paroi des capillaires que se font les échanges gazeux.

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

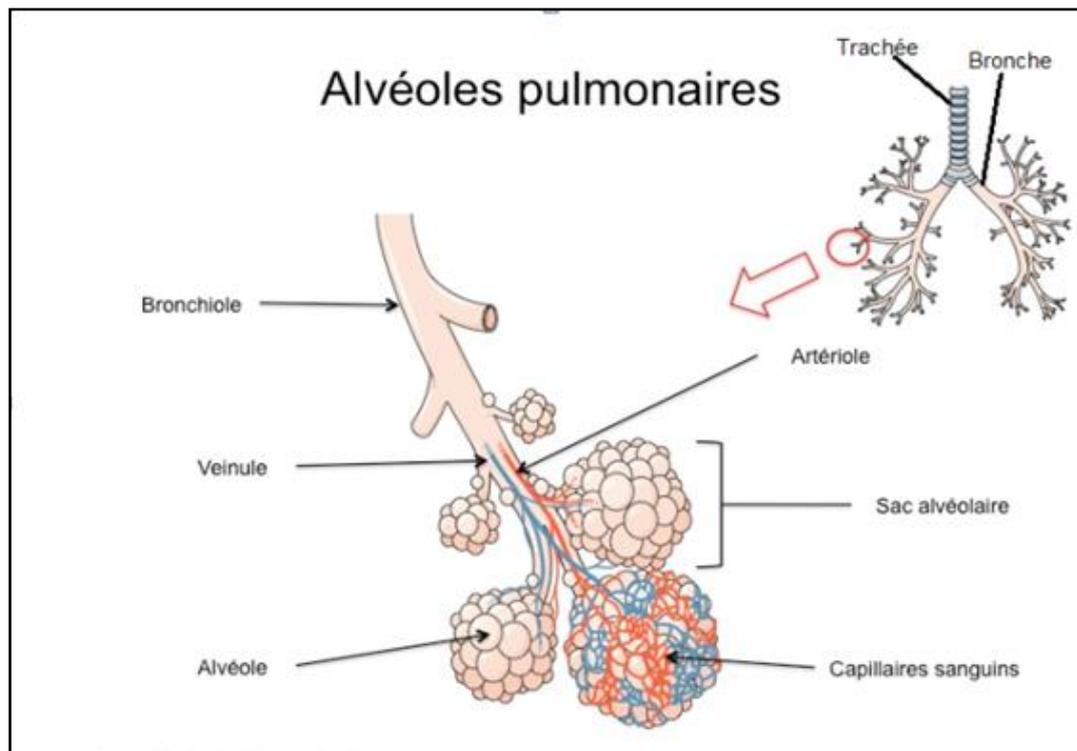


Figure II. 5: alvéoles et capillaire sanguine [5]

II.3 RESPIRATION :

La respiration est l'ensemble des phénomènes qui permettent l'absorption de l'oxygène et le rejet du gaz carbonique et de l'eau par les organismes vivants [8].

Ce phénomène est l'ensemble des mécanismes adaptatifs, au niveau du système ventilatoire qui permettent le renouvellement de l'air alvéolaire afin d'assurer une oxygénation continue.

L'échange de gaz entre le sang qui fournit le système de transport d' O_2 et de CO_2 et les poumons est appelé respiration externe, celui entre le sang et les cellules est appelé respiration interne.

II.3.1 Muscle de respiration :

L'expansion du thorax pendant l'inspiration est la conséquence d'une activité musculaire en partie volontaire et en partie involontaire. Les principaux muscles de la respiration normale sont les muscles intercostaux externes et le diaphragme. (voir figure 2.6 ci-dessous)

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

II.3.1 a) Muscles intercostaux :

Il y a 11 parties de muscles intercostaux occupant les espaces entre les 12 paires de côtes. Ils sont disposés en deux couches, les Muscles intercostaux externes et internes.

- **Muscles intercostaux externes** : ils sont impliqués dans l'inspiration.
- **Muscles intercostaux internes** : ils sont utilisés quand l'exhalation devient active, comme lors de l'effort.

II.3.1 b) Diaphragme :

C'est une structure musculaire en forme de dôme séparant les cavités thoracique et abdominale. A la base des poumons La contraction de ces muscles, lors de l'inspiration, entraîne l'augmentation de volume de la cage thoracique. Les poumons extensibles et solidaires de la cage thoracique, augmentent eux aussi de volume, ce qui permet une entrée d'air.

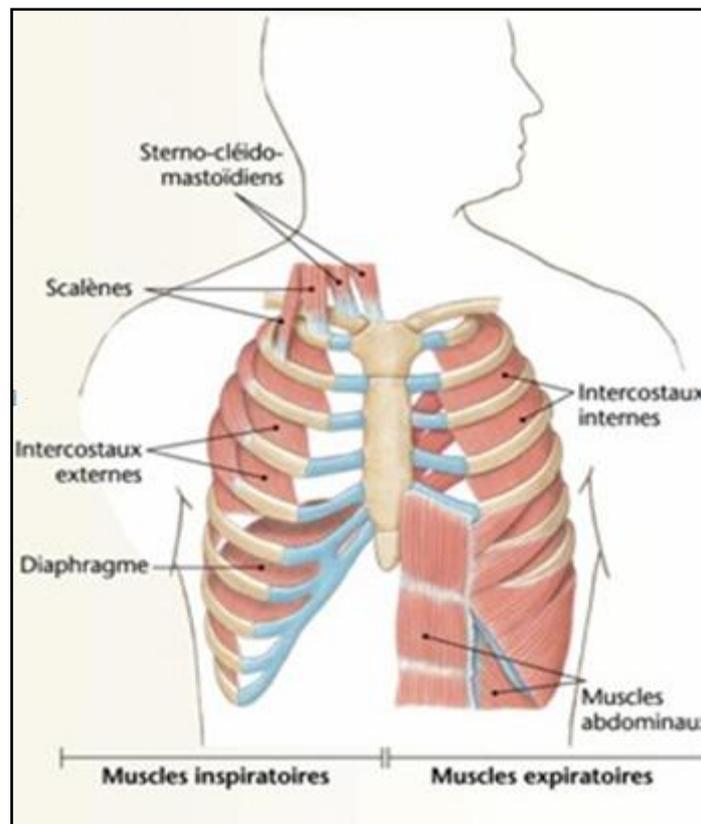


Figure II. 6: modification de la taille de thorax pendant la respiration. [7]

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

II.3.2 Cycle respiratoire :

La fréquence de respiration moyenne est de 12 à 15 respirations par minute. Chaque respiration comporte trois phases :

- **Inspiration**: correspond à la pénétration de l'air atmosphérique dans les poumons. la contraction simultanée des muscles intercostaux externe et du diaphragme dilate le thorax, ce qui entraîne une dilatation des poumons, et la pression dans les alvéoles ainsi que dans les conduits aériens baisse, attirant l'air dans les poumons pour tenter d'égaliser la pression atmosphérique et celle de l'air alvéolaire.

Le processus de l'inspiration est actif, car il requiert de l'énergie pour la contraction musculaire. La pression négative créée dans la cavité thoracique aide le retour veineux au cœur, d'où son appellation *pompe respiratoire*.

- **Expiration** : correspond à la sortie de l'air contenu dans les poumons. Le relâchement des muscles intercostaux externes et du diaphragme entraîne un mouvement des côtes en bas et en dedans et un retour élastique des poumons, quand cela se produit, la pression dans les poumons augmente, et de l'air est expulsé des voies respiratoires. Ce processus est passif, car il ne nécessite aucune dépense d'énergie.
- **Pause**, au repos, une inspiration dure environ trois secondes, et après l'expiration, il se produit une pause avant que le cycle suivant débute

La figure 2.7 ci-dessous décrit ce phénomène de ventilation.

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

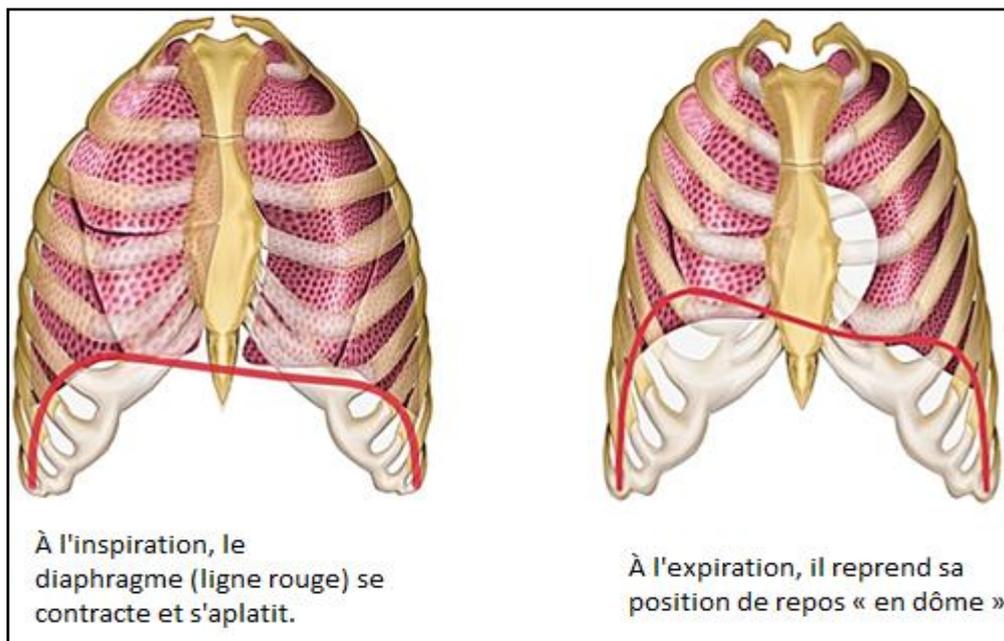


Figure II. 7: Phénomène de ventilation. [8]

II.3.3 Variables physiologique affectant la respiration :

- **Élasticité** : c'est la capacité qu'a le poumon de revenir à sa forme normale après chaque cycle respiratoire.
- **Compliance** : c'est une mesure de l'extensibilité des poumons, c'est-à-dire de l'effort requis pour remplir d'air les alvéoles, la compliance et l'élasticité sont des forces apposées.
- **Résistance au flux aérien** : quand elle est augmentée, par exemple en cas de bronchoconstriction, un effort respiratoire accru est nécessaire pour remplir d'air les poumons.

II.3.4 Volume et capacité pulmonaires (voir figure 2.8) :

Dans une respiration normale, il y a environ 15 cycles de respiration complets par minutes. Les poumons et les conduits aériens ne sont jamais vides d'air et, comme les échanges de gaz ne se produisent qu'à travers les parois des canaux alvéolaires et des alvéoles, la capacité restante des conduits respiratoires est appelée *espaces mort anatomiques*.

- **Volume courant (VC)** :

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

C'est le volume d'air entrant et sortant des poumons à chaque cycle de respiration normale (d'environ 500 ml au repos).

- **Volumes de réserves inspiratoires (VRI) :**

C'est le volume d'air supplémentaire pouvant être inhalé dans les poumons par une inspiration maximale.

- **Capacité inspiratoire (CI) :**

C'est la quantité d'air pouvant être inspiré par un effort inspiratoire maximale. Il est la somme du volume courant (500 ml) et du volume de réserve inspiratoire.

- **Capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) :**

C'est la quantité d'air restant dans les conduits aériens et les alvéoles à la fin d'une expiration tranquille. L'air courant se mélange à cet air, entraînant des modifications relativement petites dans la composition de l'air alvéolaire.

- **Volume de réserve expiratoire (VRE) :**

C'est le plus grand volume d'air pouvant être encore expulsé de poumons par une expiration maximale après une expiration normale.

- **Volume résiduel (VR) :**

C'est le volume d'air restant dans les poumons après une expiration forcée. Il ne peut pas être directement mesuré.

- **Capacité vitale (CV) :**

C'est la quantité maximale d'air pouvant entrer et sortie des poumons :

$$CV=VC+VRI+VRE$$

- **Capacité pulmonaire totale (CPT) :**

C'est la quantité maximale d'air que les poumons peuvent contenir.

La capacité pulmonaire totale représente la somme de la capacité vitale et du volume résiduel. Elle ne peut pas être directement mesurée au cours de teste cliniques car, même après une expiration forcée, le volume résiduel de l'air reste dans les poumons.

- **Ventilation alvéolaire (VA) :**

C'est le volume d'air qui entre dans les alvéoles pulmonaires et qui en sort à chaque minute. Il est égal au volume courant moins **l'espace mort anatomique**, le tout multiplié par la fréquence respiratoire.

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

$$\begin{aligned} \text{Ventilation alvéolaire} &= (VC - \text{espace mort anatomique}) \times \text{fréquence respiratoire} \\ &= (500) \times 15 \text{ par minute} \\ &= 5,25 (\text{litres par minute}) \end{aligned}$$

Les tests fonctionnels respiratoire sont effectués pour explorer la fonction respiratoire ; ils sont fondés sur les paramètres précités, le résultat de ces tests peut aider au diagnostic et à la prise en charge de troubles respiratoires.

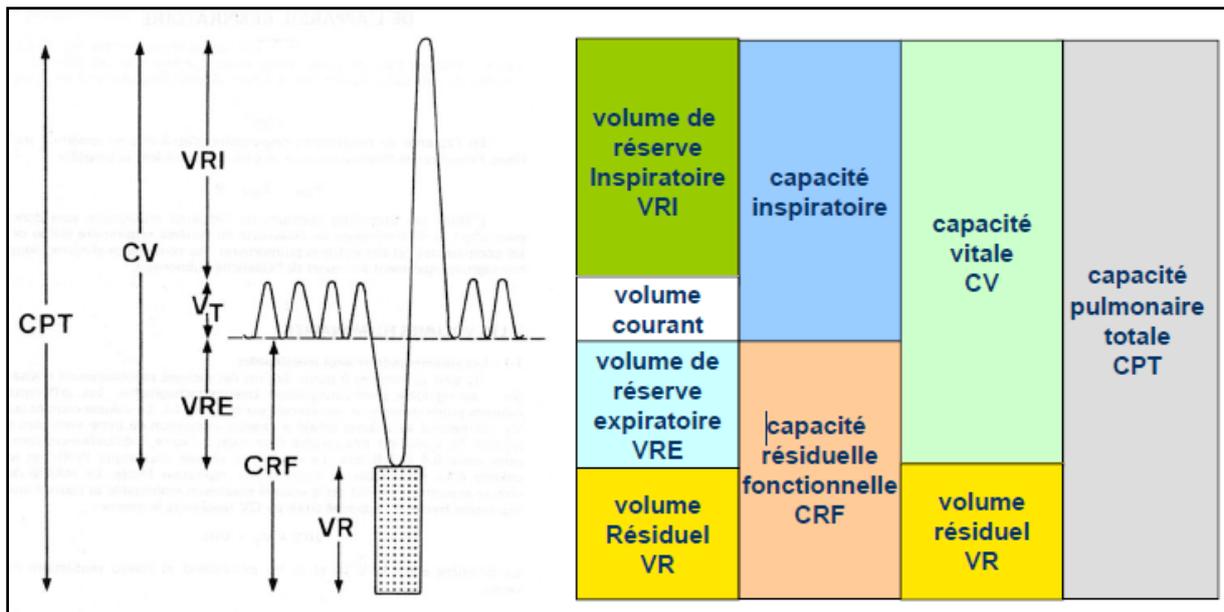


Figure II. 8: courbes volumes et capacité pulmonaire. [9]

Le volume courant (VC), le volume de réserve inspiratoire et le volume de réserve expiratoire forment l'ensemble des volumes pulmonaires statiques mobilisables, les volumes pulmonaires statiques non mobilisables représentés par le volume résiduel (VR).

Les volumes pulmonaires statiques sont mesurés à l'aide des méthodes qui nécessitent des manœuvres respiratoires complètes (courbe débit-volume) (voir figure 2.8 ci-dessous).

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

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

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

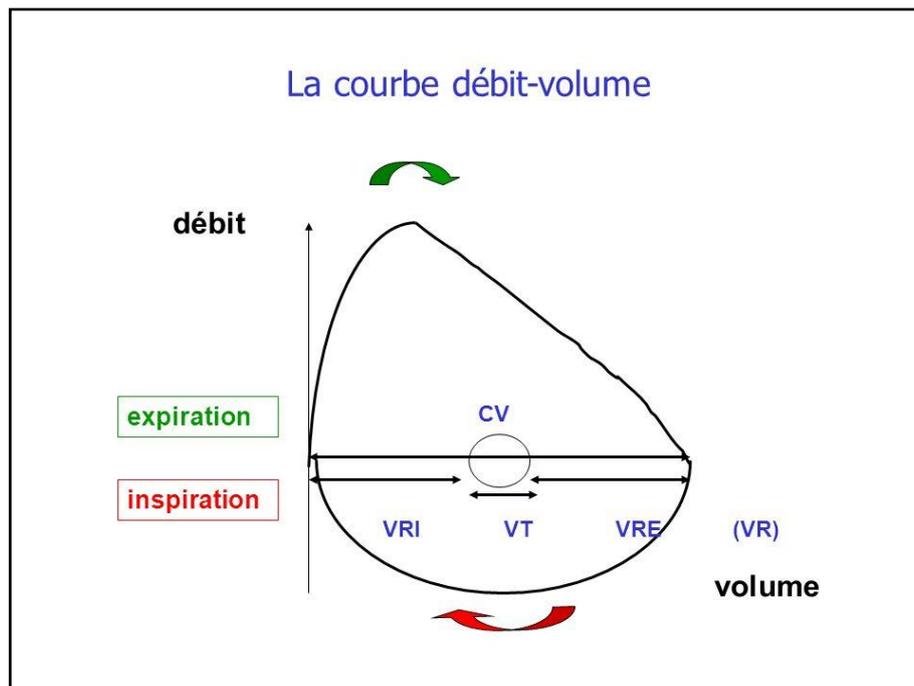


Figure II. 9: Une courbe débit-volume normale [9]

II.4 L'EXPLORATION FONCTIONNELLE RESPIRATOIRE (EFR):

II.4.1 Définition :

L'EFR [9] est un examen qui permet d'explorer et de quantifier, de manière objective, la capacité respiratoire d'un patient.

Elle permet le dépistage d'anomalies chez des patients présentant des facteurs de risques respiratoires et oriente le diagnostic pour un suivi évolutif des pathologies respiratoires, avec ou sans traitement (tabagisme, expositions professionnelles), en offrant une large palette d'examens et donc des techniques visant à évaluer la manière dont fonctionne le système respiratoire.

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

- **Ventilation :**

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

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

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

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

- **Les mesures de distribution :**

Permettent d'indiquer où l'air circule dans les poumons et si la maladie à obstruer des sections dans lesquelles l'air circule.

Elles quantifient le degré d'obstruction des poumons et déterminent aussi le volume résiduel.

- **Les mesures de diffusion :**

Teste l'habilité des poumons à échanger l'air avec le système circulatoire.

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

II.4.2 Mesure de volumes mobilisables :

La spirométrie est la méthode la plus courante pour mesurer et enregistrer la fonction pulmonaire. Consiste à mesure des volumes et des débits d'air mobilisés par les mouvements respiratoires. Ils sont donc mesurés au moyen d'un appareil.

C'est un examen simple qui peut être effectué rapidement, Le spiromètre mesure la quantité (le volume) d'air qui est inspiré et expiré ainsi que le débit. Les résultats apparaissent sous la forme des courbes : *la courbe volume-temps*; la courbe débit-volume.

Le spiromètre sert donc à explorer les capacités respiratoires et à établir un diagnostic sur la fonction respiratoire du patient.

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

II.4.2. a) Description et Principe de Fonctionnement du spiromètre

Le spiromètre mesure le débit d'air grâce à un débitmètre (tube capteur) sur lequel on place un filtre et un embout jetable. Le patient place l'embout dans sa bouche pour réaliser les inspirations et les expirations demandées par le médecin. On peut proposer un pince-nez au patient pour faciliter l'exercice et rendre la mesure plus juste. Le débitmètre est relié à un ordinateur qui analyse les mesures et permet souvent d'imprimer les résultats du test.

II.4.2. b) Techniques de mesures :

a) Fluxmètre à Vanne rotative :

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 flux respiratoire fait tourner une hélice qui entraîne une turbine. L'appareil enregistre la vitesse de rotation (nombre de tour par minute) qui est calibré en litre par minute.

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

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

b) Les ultrasons :

On dispose un tube respiratoire qui comporte deux capteurs ultrasonores (un pour l'émission et l'autre pour la réception) qui sont convenablement disposés. La détection de l'émission et la réception des ondes ultrasonores permet après un traitement approprié (détection des fréquences Doppler) la mesure du débit respiratoire.

C'est Cette technique qui a été utilisé dans ce travail.

La Mesure par ultrasons du débit respiratoire est indépendante de la composition des gaz, de la pression, de la température et de l'humidité, ce qui permet de supprimer les erreurs causées par ces variables et de garantir des mesures de haute qualité.

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

Les capteurs situés de part et d'autre de la cavité de la spirette émettent et reçoivent des sons en alternance (voir figure 2.11 ci-dessous).

Quand un débit gazeux est présent dans le tube, l'impulsion d'ultrasons traversant le débit à contre sens est ralentie et nécessite plus de temps pour atteindre le capteur opposé.

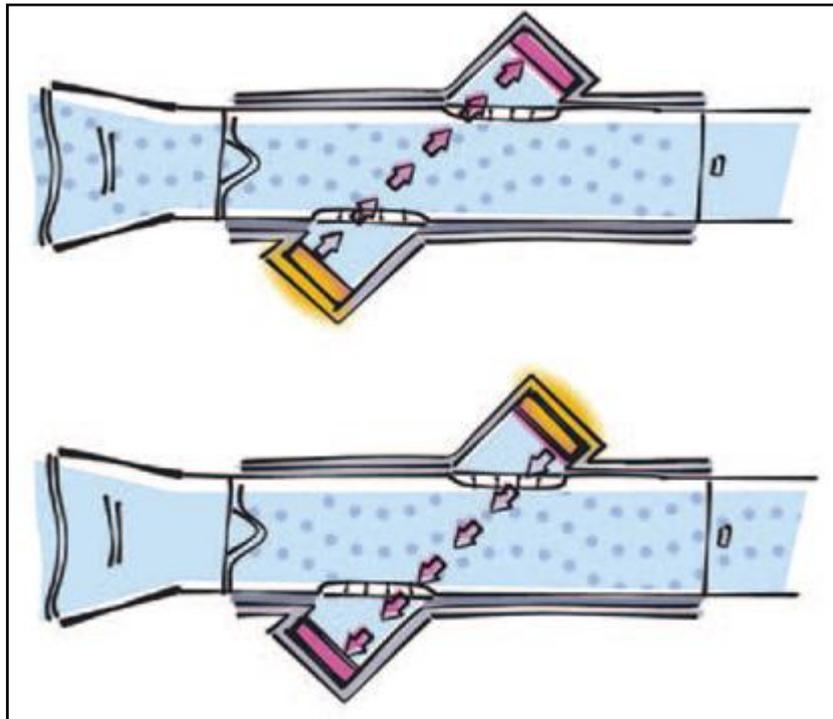


Figure II. 10: mesure de débit respiratoire par les ultrasons.

Inversement, l'impulsion d'ultrasons se déplaçant dans le sens du débit est accélérée et atteint plus rapidement le capteur opposé. [10]

c) le fluxmètre à pression différentielle :

Il consiste à mesurer le débit à travers la mesure d'une différence de pression entre deux points.

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

Il existe des pneumotachymètres type Fleish (voir figure 2.12 ci-dessous) et type Lilly (méthodes de mesures différentes). Ils mesurent la chute de pression durant l'inspiration et

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

l'expiration, suivant le principe de Venturi. Cette chute est proportionnelle au débit produit par le patient soufflant dans l'appareil. Les spiromètres à pneumotachymètres sans thermostat sont peu fiables.

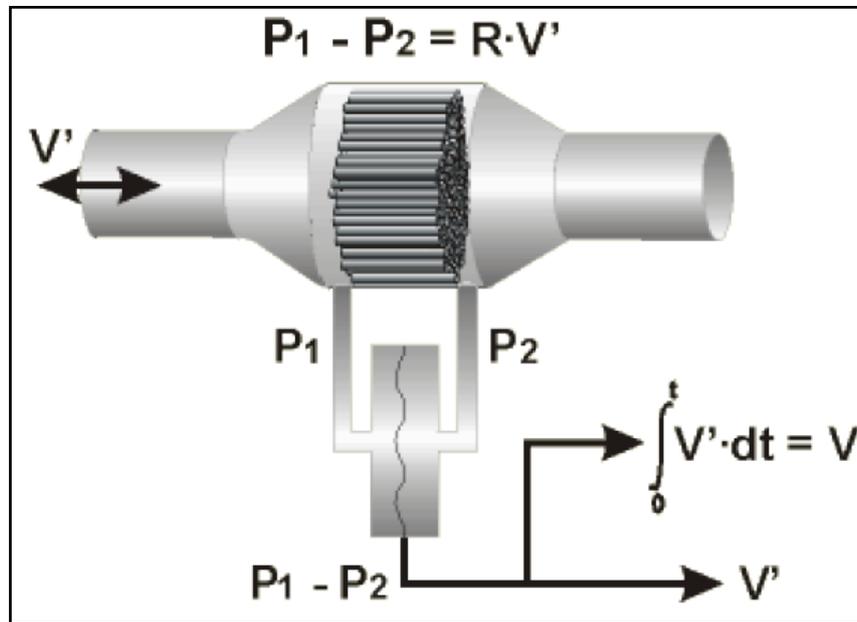


Figure II. 11: principe du pneumotachymètres. [9]

d) Les spiromètres à fil chaud :

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

Il mesure 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.

Le malade souffle dans un embout (tube) respiratoire où se trouve le capteur thermique, sachant que ce dernier doit être préchauffé à une température supérieure à celle du corps humain (>37 °C).

II.4.3 Mesure de volume non mobilisable :

On peut trouver comme techniques pour mesurer le volume résiduel :

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

- La dilution de l'hélium.
- La pléthysmographie.
- Le rinçage de l'azote.

II.4.3. a) La dilution de l'hélium :

Cette méthode de mesure des volumes pulmonaires est basée sur l'équilibrage des gaz dans le poumon en utilisant un volume de gaz connu contenant de l'hélium.

Le gaz utilisé est composé d'air à 25-30 % d'oxygène, mais des concentrations plus élevées sont acceptables. L'hélium est ajouté pour obtenir une concentration environ 10 %.

Cette technique utilise l'hélium comme un gaz traceur, une quantité mesurable de ce gaz est ajoutée à l'oxygène inspiré, après sa répartition uniforme dans les poumons, on détermine sa concentration et on calcule le volume pulmonaire.

Le volume pulmonaire (CRF_{He}) au moment où le sujet est connecté au spiromètre dont le volume (V_{app}) et la fraction d'hélium (F_{He1}) sont connus, est calculé à partir de la fraction d'hélium au moment où l'équilibre est atteint (F_{He2}) à l'aide des deux formules suivantes :

$$V_{app} \times F_{He1} = (V_{app} + CRF_{He}) \times (F_{He2}) .$$

$$CRF_{He} = V_{app} (F_{He1} - F_{He2}) / F_{He2} .$$

Le spiromètre doit être muni d'un ventilateur, d'un absorbeur de CO_2 , d'une source d' O_2 et d'hélium, d'une arrivée et d'une sortie de gaz, et d'un absorbeur de vapeur d'eau dans le circuit vers d'analyseur d'hélium, le type d'analyseur le plus courant est l'analyseur d'hélium à conductivité thermique, mais d'autres types d'analyseurs peuvent aussi être utilisés.

La figure (II.13) ci-dessous représente le principe de cette technique.

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

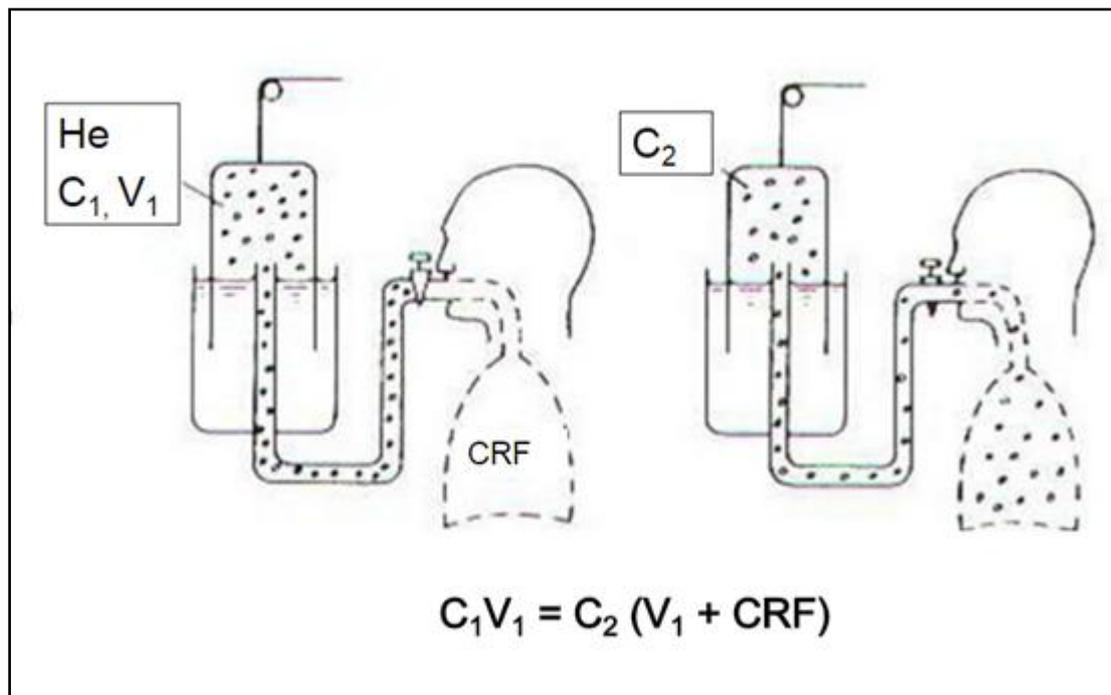


Figure II. 12: Principe de dilution de l'hélium. [9]

II.4.3. b) Pléthymographie :

Les mesures pléthymographiques sont basées sur la loi de Boyle, selon laquelle, dans des conditions isothermes, lorsqu'une masse constante de gaz est comprimée ou décompressée, le volume du gaz diminue ou augmente et la pression du gaz varie de façon à ce que le produit du volume et de la pression reste constant à tout moment.

Les modifications du volume thoracique qui accompagnent une compression ou une décompression du gaz dans les poumons pendant les manœuvres ventilatoires peuvent être mesurées avec un pléthymographe corporel.

Il existe différentes techniques :

- **pléthymographe à pression variable** : mesure la pression à l'intérieur d'une chambre à volume constant.
- **pléthymographe à déplacement de volume** : mesure le volume à l'intérieur d'une chambre à pression constante.
- **pléthymographe de débit** : mesure le débit entrant et sortant d'une chambre à pression constante

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

II.4.3. c) rinçage de l'azote : [11] [12]

Cette technique est basée sur le rinçage de l'azote dans les poumons, observé pendant que le patient respire de l'O₂ à 100 %. La concentration alvéolaire initiale en N₂ et la quantité de N₂ rincée peuvent ensuite être utilisées pour calculer le volume pulmonaire au début du rinçage. À ses débuts, cette technique consistait à recueillir les gaz pendant 7 minutes, cette période étant considérée comme adéquate pour éliminer la totalité de l'azote des poumons chez les sujets en bonne santé, la respiration est stable est stable, puis le patient est connecté au circuit lui forçant de respirer 100% de O₂.

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

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

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

$$D \text{ où: } CRF = [100\% - (F(O_2) + F(CO_2))] / 0.79.$$

CN₂ est révélés pendant le rinçage, il permet d'enregistre le contenu décroissant en courbe pendant l'expiration c'est le cde N₂ décroît dans les alvéoles décroît à 1%.

II.4.4. Autres techniques de mesure :

Il existe d'autre techniques d'imagerie permettent de mesurer des volumes pulmonaires :
[12]

II.4.4.a. Radiographies conventionnelles :

Le principe consiste à relever le contour des poumons sur les clichés thoraciques en incidences antéropostérieure et latérale, déterminer les surfaces ainsi délimitées soit en postulant une géométrie donnée soit en utilisant des planimètres, et dériver le volume. Des ajustements sont effectués en fonction de facteurs de grossissement, des volumes du cœur, des tissus et du sang intrathoracique, et des espaces sous-diaphragmatiques.

II.4.4.b. Tomodensitométrie :

En plus des volumes de la cage thoracique, la TDM estime les volumes de tissu pulmonaire et d'air, et peut aussi estimer le volume de poumon de densité accrue (par ex. infiltrations en

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

plages) ou de densité réduite (par ex. emphysème ou bulles). La TDM a le désavantage d'exposer l'individu à une dose élevée de rayonnements. Cette dose pourra probablement être diminuée de façon importante avec les progrès techniques.

II.4.4.c. Imagerie par résonance magnétique :

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) offre l'avantage de produire un grand nombre d'images en peu de temps, permettant ainsi de mesurer des volumes en une seule respiration. Comme pour la TDM, l'IRM permet d'étudier des zones spécifiques du poumon, et d'ajuster la mesure en fonction de la présence éventuelle de liquide et de tissu dans les poumons. Cependant, malgré les avantages d'une absence d'exposition aux rayonnements, l'utilisation de l'IRM pour mesurer le volume gazeux thoracique est limitée par son coût considérable.

II.5 CONCLUSION :

A travers ce chapitre, on a fait une étude de différentes techniques de l'exploration fonctionnelle respiratoire, qui permettent de déterminer l'état de fonctionnement des voies respiratoires et de mettre en évidence des maladies respiratoires à travers des mesures de volumes et de débits respiratoires.

Dans la partie suivante on va présenter les principes et les circuits électroniques qui peuvent constituer un système de mesure de distance et de vitesse par les ultrasons, et donc de mesure de débit respiratoire.

Chapitre II. Approche théorique du système respiratoire et de débit respiratoire

III.1 INTRODUCTION :

Dans une technique typique de détection par ultrasons que nous allons évoquer plus loin dans ce mémoire, des ondes ultrasonores se déplacent dans un milieu et leurs échos véhiculent une information utile sous forme de signal électrique. Dans la pratique, néanmoins, il est assez difficile d'émettre ces ondes et d'interpréter leurs échos à cause de leur faible niveau et de la présence de pics suspects dans le signal et de bruits, induits par l'environnement. Pour remédier à cela nous faisons appel généralement à un circuit analogique pour l'émission et pour la réception de ces ondes.

Le conditionnement des signaux est la principale tâche qui incombe à l'analogique et le Premier pas vers un système d'émission, de détection et de mesure, à essentiellement pour but la préparation du signal issu du capteur pour la conversion analogique/numérique.

Dans ce chapitre on va mener une étude théorique tout en fixant les objectifs à atteindre à travers notre cahier des charges qu'on a préalablement établi avant de passer à la réalisation proprement dite sur la plaque d'essai et la plaque imprimée. De ce fait, nous avons pour but d'étudier d'une manière théorique et non pas pratique les possibilités et les propositions qu'on peut suggérer pour la réalisation de notre plateforme qui exploite les ultrasons pour la mesure de la distance et de la vitesse. Sachant que la mesure de cette vitesse permettra de déduire le débit respiratoire dans une configuration appropriée de capteurs ultrasonores.

III.2. Principe physique de mesure de distance et de vitesse par ultrasons :

III.2.a. Historique:

L'effet Doppler est le décalage de fréquence d'une onde (généralement acoustique ou électromagnétique) entre la mesure à l'émission et la mesure de la réception. On se propose de mettre en évidence application concrètes du phénomène physique découvert par le physicien Christian Andreas Doppler 'effet Doppler' : mesure de distance et de vitesse en exploitant l'effet doppler type (ultrasonore).

III.2 .b. Démarche théorique pour la mesure d' une vitesse en utilisant l'effet

Doppler (doppler continu) [13] :

Cet effet se manifeste lorsqu'on envoie une onde sinusoïdale de fréquence f_e sur une cible en mouvement animée d'une vitesse v dans l'axe de l'émission: L'onde se réfléchit alors sur la cible et revient vers le récepteur avec une fréquence f légèrement différente de f_e :

$$f_1 = f_e + \Delta f \dots\dots\dots (1)$$

$$f_2 = f_e - \Delta f \dots\dots\dots (2)$$

On aura la fréquence f_1 si la cible se rapproche de l'émetteur, et f_2 si la cible s'éloigne de l'émetteur.

Considérons un transducteur ultrasonore émettant des ondes de fréquence (f_e) et étant immobile dans un milieu dans lequel la vitesse du son est donnée par la valeur $c=334\text{m/s}$. Une cible, se déplace dans le même milieu avec la vitesse v . Par convention, v est considérée comme négative quand la cible se déplace vers le transducteur. Si La trajectoire de la cible forme un angle θ avec l'axe de propagation de l'onde ultrasonore, la Fréquence f_g de l'onde perçue par la cible est :

$$f_g = f_e \pm \frac{f_e v \cos \theta}{c} \dots\dots\dots (3)$$

La cible agissant comme une variation de la densité du milieu, les ondes sont partiellement réfléchies Ainsi la cible joue le rôle de source mobile passive de signaux ultrasonores. La fréquence f_r des ondes réfléchies par la cible mesurée par le transducteur stationnaire est :

$$f_r = f_g \frac{c}{c \mp v \cos \theta} \dots\dots\dots (4)$$

En combinant les deux équations précédentes, la fréquence du signal reçue par le transducteur est :

$$f_r = \frac{(c \pm v \cos \theta)}{(c \mp v \cos \theta)} f_e \dots\dots\dots (5)$$

L'équation peut être simplifiée en considérant que la vitesse de la cible est bien plus faible que la vitesse du son ($v \ll c$). La différence entre les fréquences des signaux émis et reçus est obtenue en employant le développement limité et en négligeant les termes d'ordre

supérieurs à deux. Cette fréquence résultante est appelée « fréquence Doppler» [13]. Elle est donnée par l'équation suivante :

$$f_d = \pm \frac{2f_e v \cos \theta}{c} \dots\dots\dots (6)$$

Donc La valeur de la vitesse est donnée par la relation suivante :

$$v = \frac{f_d c}{2f_e \cos \theta} \dots\dots\dots (7)$$

II .2.C. Démarche théorique pour la mesure d'une distance en utilisant l'effet Doppler (doppler pulsé):

La télémétrie est un domaine de recherche très ancien exploitant différentes techniques dont la plus répandue, est sans doute la télémétrie à ultrason. On y trouve son application dans tous les secteurs, à savoir : autofocus des caméras, détection de mouvement, guidage des robots, détecteur de proximité. Cette technique repose essentiellement sur l'émission des impulsions et la collecte des échos à travers d'un transducteur à ultrason. Afin d'assurer l'interface entre le transducteur et l'unité de commande qui est généralement de nature numérique, un système analogique doit être mis en place. La télémétrie à ultrason exploite le même principe du Radar ou le Sonar et qui consiste à l'émission d'impulsions et l'interprétation d'échos réfléchis sur une cible.

Généralement cela fonctionne à des fréquences comprises entre 40 kHz et 250kHz (propagation des ondes ultrasonores dans l'air). Les télémètres ultrasonores trouvent leur application, surtout dans :

- Mesure de distance à une cible.
- Localisation à l'aide de balises.
- Reconnaissance d'objets.
- Exploration de scène.

L'émission pulsé s'effectue par une succession d'impulsion ultrasonores d'un même cristal entrecoupé de silence, définissant en fonction de la profondeur de l'examen une période de répétition de fréquence (PRF) , Le temps d'apparition des échos par rapport à leurs temps d'émission ΔT mesuré permet à l'appareillage de calculer une distance donnée par la relation suivante :

$$D = \frac{V \cdot \Delta T}{2} \dots\dots\dots(8)$$

D=notre distance mesurée.

V=la vitesse de propagation des ultrasons.

III.3.Traitement de la portée de la distance et de la vitesse:

La portée [13] :

Quelque mètres en général pour les systèmes à ultrasons, même si en théorie il n’y a pas de limite. il y a aussi en générale une distance minimale. Dans la plateforme qui va être réalisée dans ce projet ; le mode pulsé ainsi que le mode continu seront configurés. La différence entre ces deux modes réside essentiellement c’est que dans le dernier il n’y a pas de méthode précise pour la détermination de la portée, en d’autres termes, le temps nécessaire pour qu’une onde bien déterminée atteigne un objet et revient ensuite au récepteur ne pourrait être mesuré avec grande précision. Elle est déduite en fonction de l’amplitude du signal reçu, celle-ci étant liée par une exponentielle à la distance entre les deux cibles à un constant pré inconnu. Contrairement pour le mode pulsé, la distance est calculée par la multiplication d’un temps mesuré par un constant fixe d’où une meilleure précision.

La distance :

Pour la mesure de la distance, Le principe est d’envoyer une salve d’ultrasons vers un objet les réfléchissant, tel qu’un mur ou une vitre ou bien une feuille métallique, et de capter l’écho renvoyé par cet objet. On accède à la distance séparant le télémètre de cet objet en mesurant le temps que met l’écho pour revenir au télémètre ; il est connu par temps de vol (t_v). Connaissant la vitesse du son (dans l’air elle est approximativement $c=340\text{m/s}$), on déduit la distance d cherchée. Cette distance est alors donnée par $d = c \cdot t_v / 2$ (on divise par 2 compte tenu que l’onde émise pour être réfléchié fait un aller-retour). La figure III.1 ci-dessous illustre ce principe de mesure. Les avantages d’un tel moyen de mesure sont multiples. On n’est plus obligé de disposer d’un objet de référence tel qu’un mètre, la mesure est rapide on peut sans risque mesurer des distances difficiles d’accès[1].

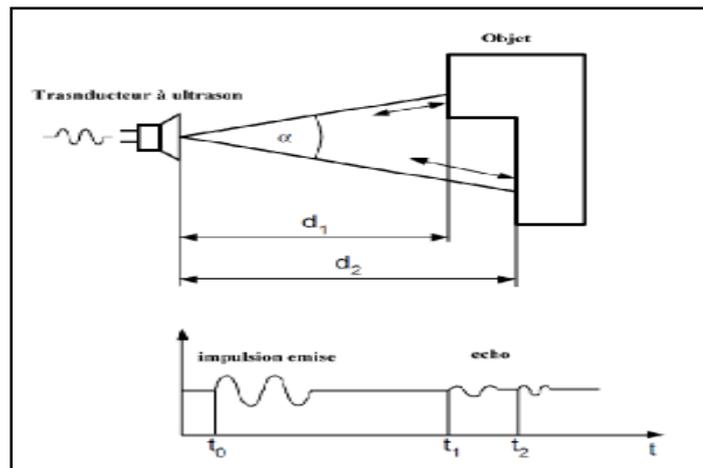


Figure III.1: METHODE « TEMPS DE VOL » DE MESURE DE DISTANCE PAR ULTRASON [14]

La Vitesse:

Tandis que l'amplitude du signal reçu est fonction de la distance séparant l'objet à détecter de l'émetteur, de la taille de l'objet et de son pouvoir de réémission de l'onde, sa fréquence est donc fonction de la vitesse du mobile. Alors, la détermination de cette dernière se résume en une mesure de fréquence.

L'effet doppler permet de connaître la vitesse. Nous exploiterons cette propriété dans le but de calculer la vitesse du mobile, l'émetteur et le récepteur étant fixe. Vu qu'on avait un circuit démodulateur à notre dispositif permettant de livrer la fréquence de battement Δf qui est directement liée à la vitesse, on l'a utilisé pour produire cette différence.

III.4.description du schéma bloc général de la plateforme a réaliser :

La figure III.2 ci-dessous illustre le schéma bloc proposé pour notre réalisation.

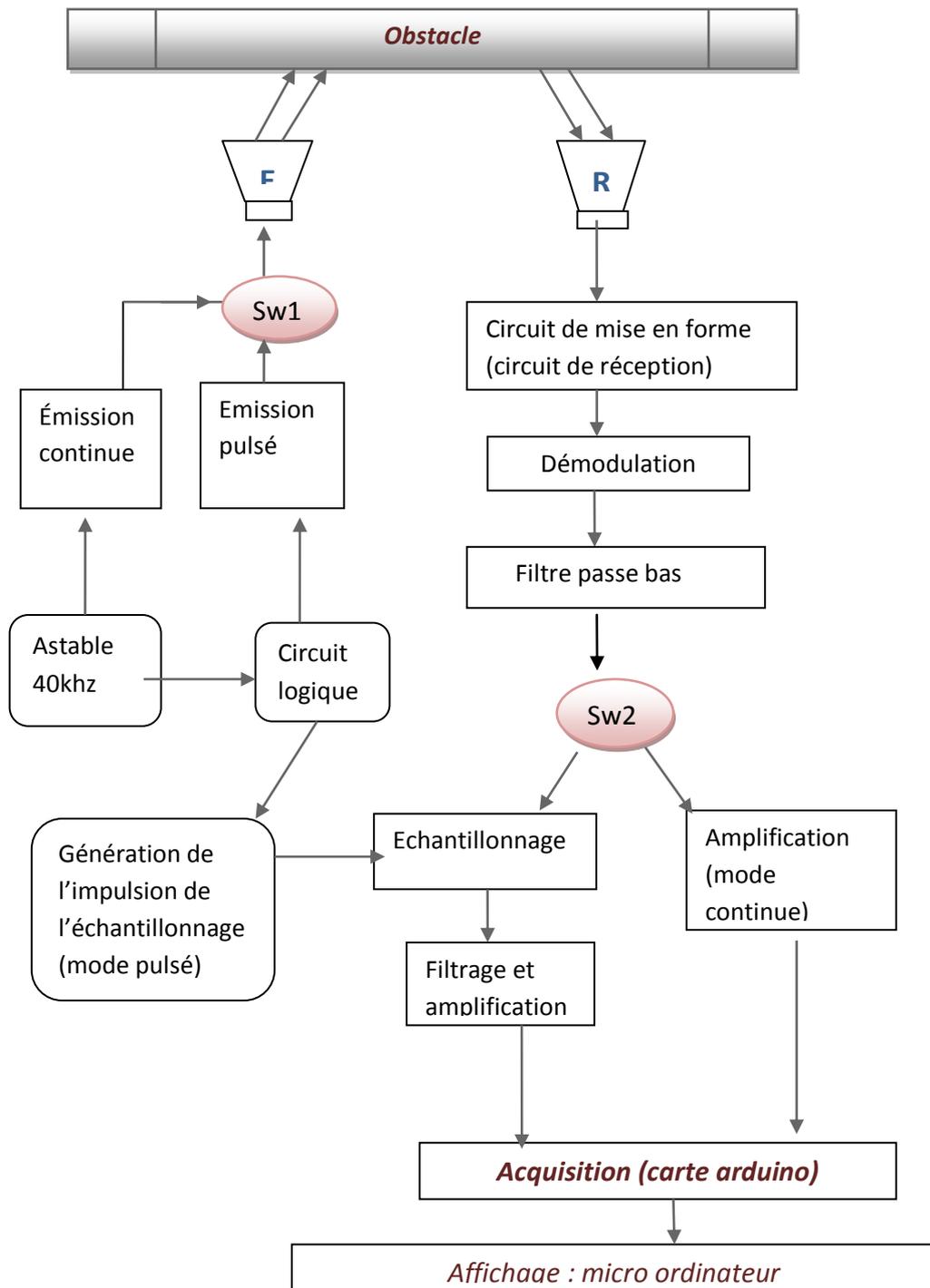


Figure III.2 : schéma bloc de la plateforme

E : capteur émetteur R : capteur récepteur

-La plateforme proposée se divise en deux grandes parties : une partie pour l'émission et une deuxième partie pour la réception. Pour la partie d'émission on propose les deux modes de transmission : le mode continu et le mode pulsé. La sélection de l'un ou l'autre se

fait à travers un interrupteur SW1. Pour la partie de réception on propose une partie pour le mode continu et une autre pour le mode pulsé sachant la aussi que la sélection se fait à travers un interrupteur SW2. Il faut préciser que c'est à l'utilisateur de sélectionner les positions des interrupteurs pour garantir qu'en position continu du SW1 doit correspondre la position continu du SW2 et vice versa. Dans les deux cas le signal écho après sa mise en forme est acquis à travers une carte d'acquisition ARDUINO pour être traité par le processeur et déduire la distance et la vitesse (le débit pulmonaire).

III.4.a. Etude du fonctionnement du capteur d'émission et de réception E/R :

III.4.a.1. Génération et détection des ultrasons [15] :

Les signaux ultrasonores sont habituellement générés par un transducteur leurs applications étant très diverses, il n'est pas possible de décrire tous les procédés de génération et de détection pour chacune d'elles. On décrira donc essentiellement les transducteurs les plus répandus, ceux utilisant l'effet piézo-électrique. Comme cela était décrit dans le chapitre précédent, l'élément piézo-électrique permet de transformer les ondes mécaniques en signaux électriques et vice-versa. Lorsqu'une variation de tension est appliquée aux bornes d'un cristal piézo-électrique, ce dernier se met à vibrer et produit une onde de pression. Inversement, lorsqu'un cristal piézo-électrique est exposé à une onde de pression, il se déforme et produit un signal électrique.

III.4.a.2. Le transducteur piézo-électrique [15] :

Les capteurs utilisés opèrent tous deux à une fréquence de résonance f_r égale à 40Khz capable de transmettre jusqu'à 106dB. D'un point de vue terminologie, le terme transducteur devrait être distingué du terme capteur (sensor en anglais), par définition le premier est un convertisseur d'énergie d'une forme à une autre, par contre, le second convertit un stimulus vers un signal électrique (voir figure III.3 ci-dessous).

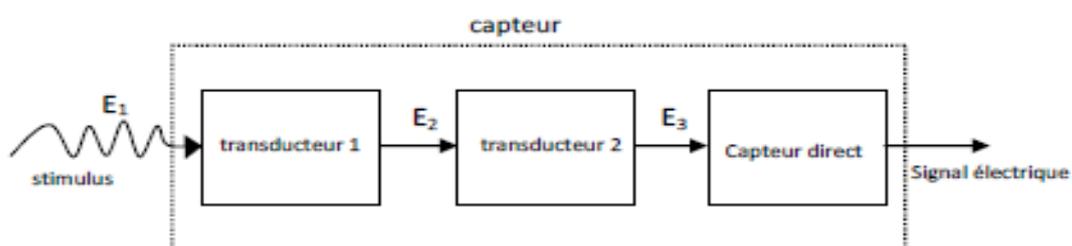


Figure III .3: Composition d'un capteur (E1, E2, et E3 : forme quelconque d'énergie) [15]

Chapitre III. Développement théorique de la plateforme ultrasonore

Le transducteur de ce type est constitué principalement d'un cristal piézo-électrique qui se met à vibrer lorsqu'une variation de tension est appliquée à ces bornes, une onde de pression alors est produite. Inversement, lorsqu'un cristal piézo-électrique est exposé à une onde de pression, il se déforme et produit un signal électrique. Aujourd'hui on fait appel de plus en plus aux céramiques synthétiques en raison de leurs propriétés largement supérieures aux cristaux naturels. Dans l'industrie, les Titanate de Plomb ($\text{Pb}(\text{Zr}_{1-x}\text{Ti}_x)\text{O}_3$ (PZT)) sont devenus les matériaux piézoélectriques les plus utilisés.

Les caractéristiques physiques du matériel, l'alignement du cristal ainsi que la géométrie de l'élément ont un impact important. Par exemple, ce sont ces paramètres qui déterminent la fréquence de résonance, la largeur de bande, la sensibilité, l'impédance acoustique du piézo-électrique ainsi que l'intensité et la température maximale permise. Les matériaux piézoélectriques possèdent une fréquence naturelle de résonance et la méthode la plus efficace pour produire des ultrasons est d'appliquer aux électrodes un signal électrique de même fréquence. Pour toutes les autres fréquences, la production d'ultrasons sera très faible. Autrement dit, chaque piézoélectrique est conçu pour une fréquence spécifique. Cette fréquence f est donnée par l'expression ci-dessous. Les paramètres qui déterminent cette fréquence naturelle sont l'épaisseur du piézoélectrique (a) et la vitesse de propagation (c) de l'onde à l'intérieur du piézo-électrique.
$$f = \frac{c}{2a} \text{ (Hz)}$$

III.4.a.3. Effet piézo-électrique:

La piézo-électricité se traduit par l'apparition de charges électriques à la surface de certains cristaux soumis à une contrainte mécanique. Il s'agit d'un phénomène réversible, puisqu'inversement, une modification mécanique peut engendrer l'apparition de charges donc un courant électrique (voir figure III.4). Les cristaux en cause doivent présenter un centre d'asymétrie.

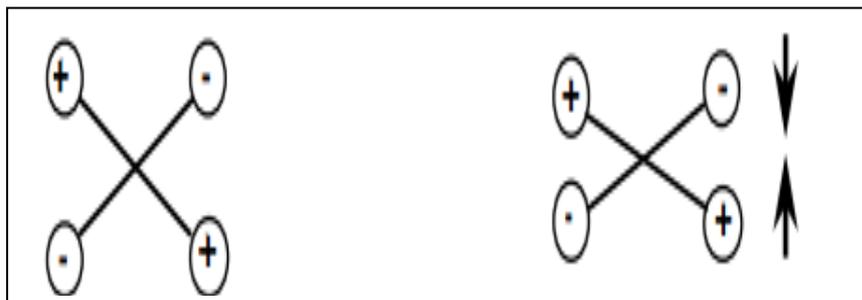


Figure III.4: l'apparition des charges électriques. [15]

Chapitre III. Développement théorique de la plateforme ultrasonore

Lors d'une compression, le plus connu est le quartz qui est une forme cristalline de la silice (SiO₂). Lors de contraintes mécaniques imposées au cristal, il n'y a pas de modification du centre de gravité des charges, donc pas d'effet piézo-électrique. Les contraintes mécaniques modifient le centre de gravité des charges électriques, donnant naissance à un dipôle électrique. L'apparition de cette différence de potentiel est l'effet piézo-électrique. (voir figure III.5)

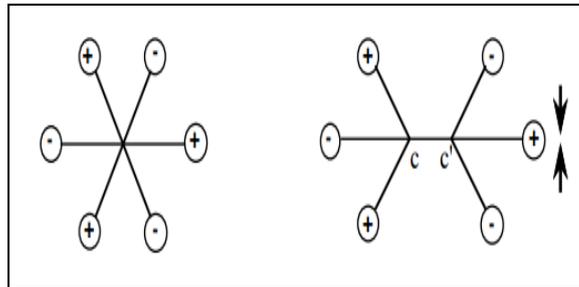


Figure III.5: l'apparition du dipôle électrique. [15]

Il existe ainsi un couplage électromécanique, car si une différence d'épaisseur se traduit par une différence de potentiel, à l'inverse une différence de potentiel imposée au cristal se traduit par une différence d'épaisseur. il vient : $\Delta V = k \times \Delta d$. (voir figure III.6)

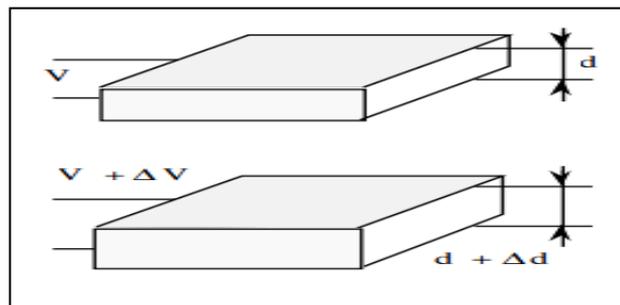


Figure III .6: l'apparition du dipôle électrique [15]

k est caractéristique du matériau.

Lorsque la variation de potentiel est sinusoïdale, il existe une épaisseur de cristal pour laquelle celui-ci vibre par phénomène de résonance mécanique; Une émission d'ultrasons de fréquence fixe est générée. En émission, une différence de potentiel sinusoïdale imposée au cristal entraîne une vibration mécanique de nature ultrasonore. En réception, une onde ultrasonore reçue par le cristal après réflexion produit une différence de potentiel mesurable au niveau du cristal.

III.4.b. Le bloc d'émission :

III.4.b.1. Emission continue :

l'émission et la réception des ondes ultrasonores se font dans la plateforme réalisée de la façon suivante :

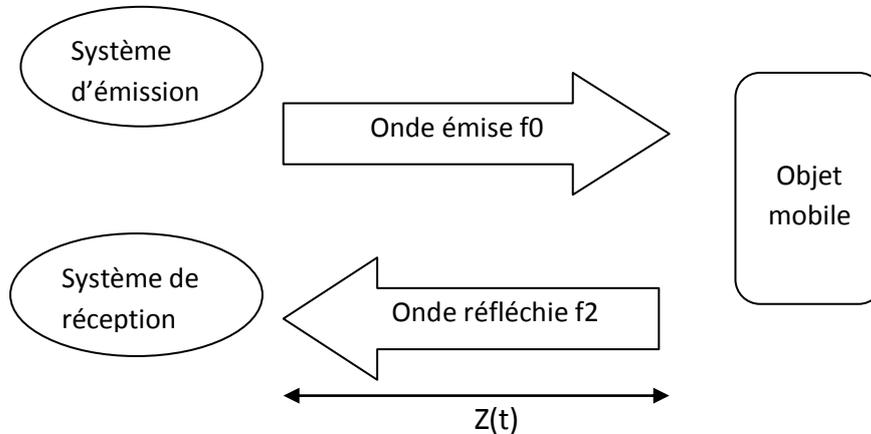


Figure III.7: émission dans l'air des ultrasons

le signal émis à fréquence constante f_0 a une dépendance temporelle en mode continu $\sin(\omega_0 t)$, celui réfléchi par la cible a la dépendance $\sin(\omega_0 t - 2\beta z(t))$. La position de l'obstacle par rapport à l'émetteur à l'instant t : elle atteint le récepteur avec une constante de propagation (ω_2/c_0) à l'arrivée au récepteur du signal, la fréquence f_2 sera réfléchie on aura finalement une vitesse $v = \frac{\Delta f c_0}{2f_0 \cos \theta}$ (dans le cas de notre application, on supposera que le mobile se déplace à une vitesse parallèle à l'axe des capteurs (c'est -à-dire $\cos \theta = 1$) donc la relation devient :

$$v = \frac{\Delta f c_0}{2f_0}$$

avec : f_0 : fréquence de la porteuse (signal émis).

C_0 : la vitesse de l'onde émise (330m/s pour l'air notre plateforme).

Pour une mesure précise de la vitesse, il est indispensable que la fréquence f_0 fournie par l'émetteur soit très stable dans le temps. Il est aussi important que le capteur d'émission soit rigoureusement fixe, s'il vibre, sa propre fréquence de vibration peut être interprétée par le système comme une fréquence doppler, le système voit alors tous les obstacles fixes comme s'ils étaient en mouvement, ce qui peut donner des résultats erronés.

III .4.b.1.a. Circuit d'émission continue :

Pour le bloc d'émission et compte tenu que le capteur utilisé à une fréquence de résonance de 40KHz la source principale des ondes ultrasonores doit être un signal répétitif de 40KHz. Ce signal peut être généré de différentes manière à travers un oscillateur dans le cas ou en choisi un signal sinusoïdal ou encore un astable dans le cas ou en choisi un signal carré. Dans notre application et compte tenu de la fiche technique du capteur, un signal carré est choisi. Ce signal est généré à travers un circuit astable. Différentes configurations de circuits astable existent. Dans ce qui suit on présentera quelques propositions qui peuvent être utilisées pour cette fonction.

PROPOSITION N°1: ASTABLE 40khz avec portes logiques

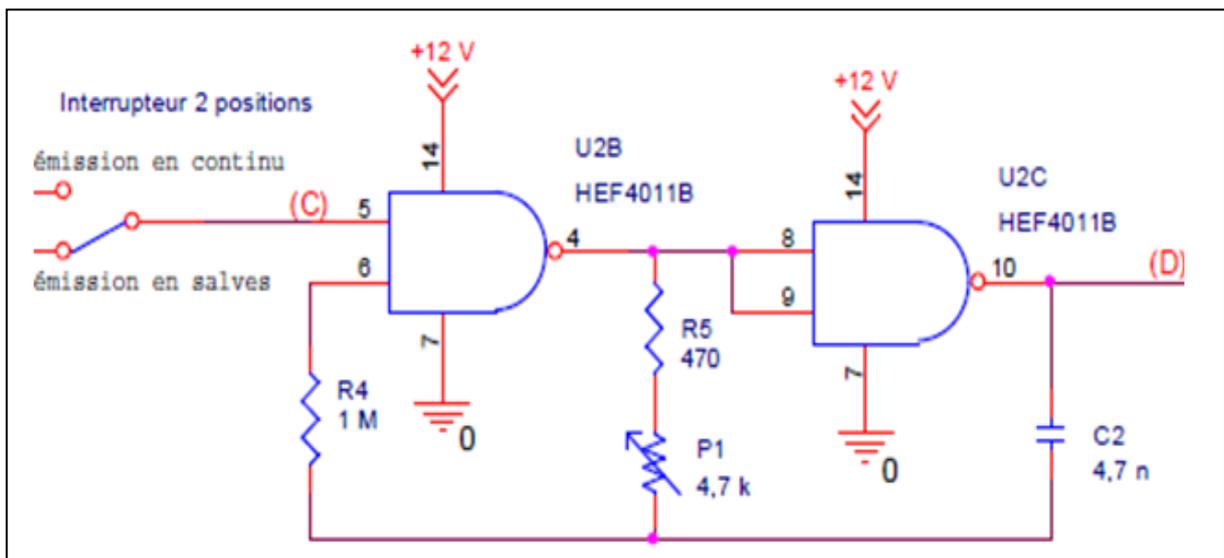


Figure III.8: Astable 40khz avec portes logiques. [16]

L'astable est réalisé autour de deux portes NAND 4011B. On suppose pour l'instant, que l'interrupteur est en position « émission en continu ». La broche 5 (C) est donc au niveau haut, et la porte U2B se comporte comme une porte inverseuse ($s = \overline{e \cdot 1} = \bar{e}$). La porte U2C est également câblée en porte inverseuse ($s = \bar{e} \cdot \bar{e} = \bar{e}$). En sortie (D), on obtient un signal logique de rapport cyclique 50 % et de fréquence:

$$F = \frac{1}{2.2(R5+kP1)C2}$$

Le potentiomètre P_1 règle la fréquence d'oscillation, dans la plage :

$$F_{MIN} = \frac{1}{2.2(R5+P1)C2} = 20kHz \quad (\text{avec } P1 = 4700 \Omega)$$

Chapitre III. Développement théorique de la plateforme ultrasonore

$$F_{\text{MIN}} = \frac{1}{2.2(R5+P1)C2} = 200\text{kHz} \quad (\text{avec } P1=0 \Omega)$$

Le potentiomètre P1 est réglé, une fois pour toutes, pour une fréquence de 40,0 kHz (avec une tolérance d'environ 0,5 kHz). La Figure III.9 illustre les signaux générés.

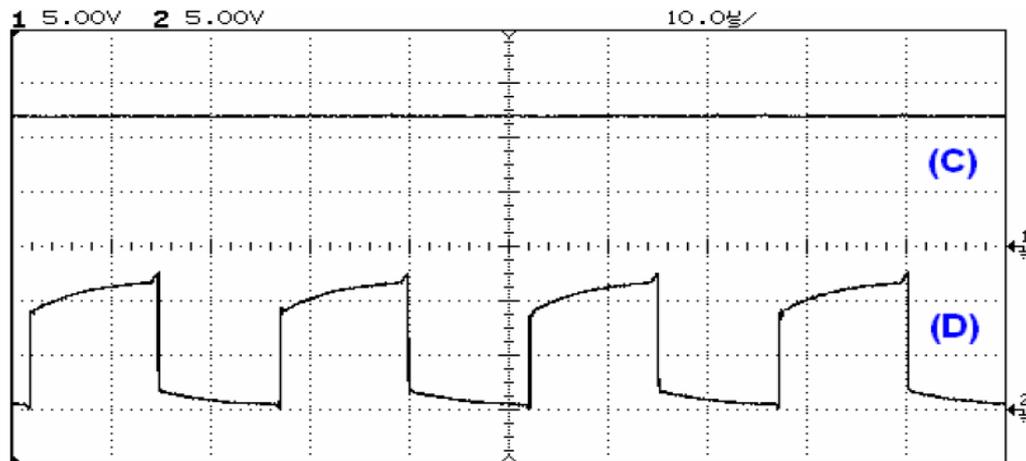


Figure III.9 : le signal carrée (40kHz) générer pour le mode continue. [16]

PROPOSITION 02 : ASTABLE A BASE DU TIMER NE 555

Le NE555 (plus couramment nommé 555) est un circuit intégré utilisé pour les minuteurs électroniques, commercialisé dès 1971. C'est l'un des circuits intégrés parmi les plus populaires jamais construits. Ce composant est toujours utilisé de nos jours en raison de sa facilité d'utilisation, son faible coût et sa stabilité. Un milliard d'unités sont fabriquées chaque année. Le NE555 peut fonctionner selon trois modes : monostable, astable ou bistable. Sa configuration en mode astable est illustrée sur la figure III.10 ci-dessous. Les valeurs des résistances et du condensateur permettent de fixer la fréquence et le rapport cyclique.

$f = 1.44 / (R_a + 2R_b) * C$ et $R_a / (R_a + 2R_b)$ Si $R_b \gg R_a$ alors le rapport cyclique est proche de 0.5, ce qui permet d'avoir l'amplitude du fondamental maximale. (Seul pris en compte par le transducteur). Dans un premier temps, nous avons pensé alimenter l'émetteur directement avec le signal d'horloge généré par le NE555. Deux problèmes se sont opposés à l'utilisation de cette solution :

- Le transducteur se comporte comme un circuit RLC série et donc perturbe le signal d'horloge, ce qui est néanmoins peu contraignant.

Chapitre III. Développement théorique de la plateforme ultrasonore

- La puissance transmise au transducteur est faible, ce qui est très contraignant car c'est ce qui va principalement limiter la portée du dispositif.

Pour lever cette limitation, le signal généré par l'astable est amplifié pour être adapté au capteur Ultrasonore de 40KHz.

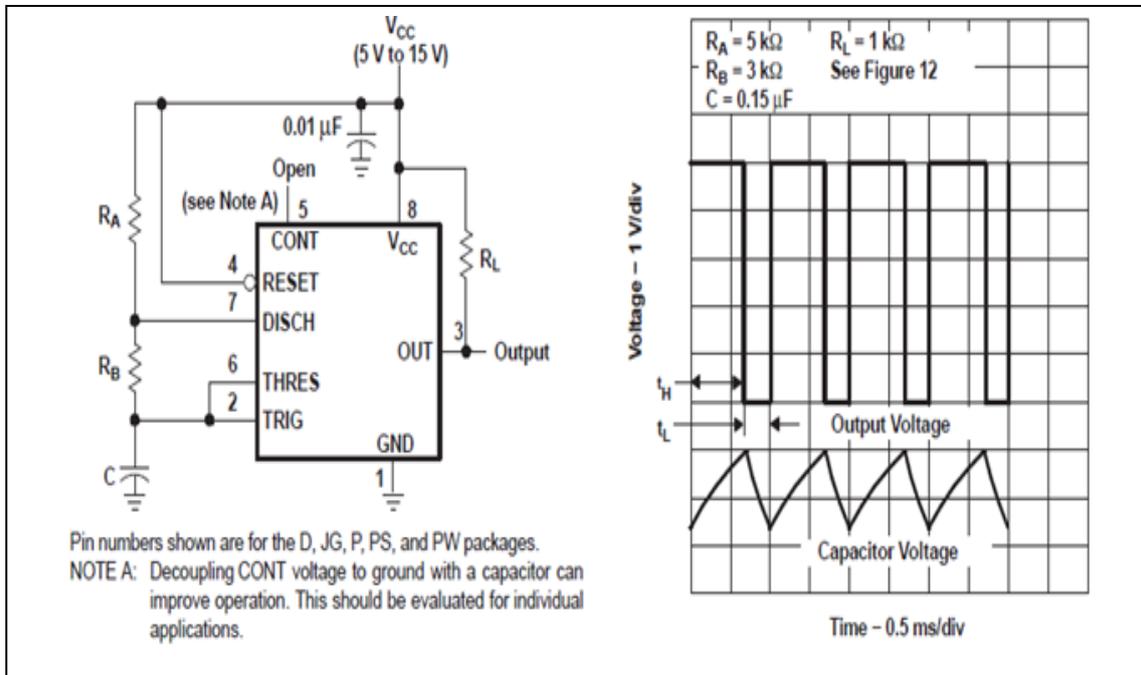


Figure III.10 : astable NE555 → signal carré demandée [Annexe FT NE555]

III.4.b.2. Emission pulsé:

Dans le mode pulsé, l'émission du signal ultrasonore de fréquence f_0 est discontinue (c'est-à-dire des salves de 40kHz). Au fur et à mesure que la cible est fixe le temps T_v entre l'émission des ondes ultrasonores et la réception de l'écho de la cible est donné par ($T_v = 2d/c$). Si, on détermine ce temps, on peut déterminer la distance entre cette cible et l'émetteur. On examine l'amplitude du signal reçu après un temps fixe T_s suivant l'émission de l'impulsion, dans le cas idéal, une évolution des amplitudes des échantillons mesurés aux instants $t_n = nT_{prf} + T_s$ est obtenue (n étant entier et T_{prf} étant la période de répétition des impulsions ultrasonores). Ceci n'est évidemment valable que si le temps de mesure T_s se situe entre le début et la fin de l'écho correspondant à l'impulsion émise.

La fréquence Doppler est reconstruite à partir d'échantillons séparés par T_{prf} . Les appareils à émission pulsée sont soumis au théorème de Shannon et ne peuvent donc pas mesurer des

Chapitre III. Développement théorique de la plateforme ultrasonore

fréquences Doppler supérieures à la moitié de la fréquence des ultrasons. Ils ont également une limite de la profondeur mesurée déterminée par le temps maximum d'un aller-retour de l'impulsion ultrasonore. Ce temps est fixé par la fréquence de répétition des ultrasons donnant une profondeur maximum d'analyse :

$$P_{\max} = \frac{T_{\text{prf}} \cdot c}{2}$$

Une diminution de la fréquence de répétition repousse la limite en profondeur mais réduit la valeur de la fréquence Doppler maximum mesurable. Vitesse et profondeur maximum sont reliées par la relation suivante :

$$P_{\max} \cdot v_{\max} = \frac{c^2}{8f \cos \theta}$$

Le signal provenant de l'astable principal génère l'impulsion d'émission nécessaire à l'obtention de la fréquence de répétition synchrone des impulsions ultrasonores.

La fréquence de répétition des impulsions (PRF) :

L'un des paramètres importants de l'émission pulsé est la PRF (Pulse Repetition Frequency). Ce paramètre est le temps entre deux émissions d'ultrasons par l'émetteur. Il conditionne la profondeur maximum mesurable. la PRF est exprimée en ms. La plateforme est capable de produire différentes PRF et ainsi de mesurer à différentes profondeurs maximum. Pour éviter les parasites dans les signaux de retour, la PRF doit être inférieure au temps nécessaire aux ultrasons pour faire un aller retour. F est inversement proportionnelle à la distance du nombre de signaux émis par second, appelé PRF (période de répétition de fréquence) La durée de l'émission est proportionnelle à la distance où ce trouve l'obstacle :

$$PRF = \frac{c_0}{2d_{\max}}$$

Avec : c_0 : vitesse des ultrasons.

D_{\max} : distance entre l'obstacle et le capteur .

Le transducteur de réception doit donc détecter l'onde ultrasonique réfléchi pendant la durée ($t'' = T - t$) ce qui est illustré sur la figure (III.11). ainsi donc, en agissant sur t'' on peut donc déterminer la distance minimale détectable, ce qui nous permet de fixer l'intervalle d'opérabilité du dispositif, soit $[d_{\min}, d_{\max}]$ par suit en peut encadre la position de l'obstacle qu'on veut détecter .

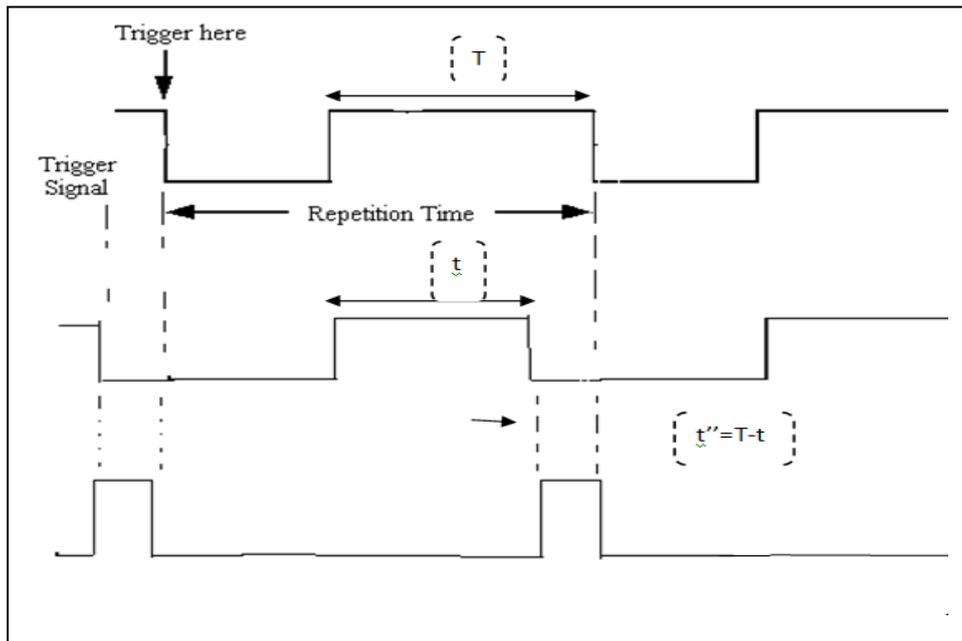


Figure III.11: le signal en pulsé et celui de la commande de l'échantillonneur

Le mode d'émission réception en pulsé est très utilisé dans le domaine médical, vu que dans la plupart des cas, l'organe dont on veut déterminer certains paramètres se trouve bien situé dans le corps humain, grâce au PRF, on peut régler de façon convenable la durée de t'' pour atteindre la profondeur souhaitée. En fait ceci permet de fixer une zone d'échantillonnage à travers laquelle la cible pourrait être détectée optimisant ainsi le rapport signal sur bruit (S/B). C'est cette possibilité de détection qui fait que le Doppler pulsé présente une meilleure résolution spatiale que le Doppler Continu.

Différents circuits peuvent être exploités pour réaliser le circuit d'émission en Doppler pulsé. Ils diffèrent particulièrement par la manière avec laquelle les impulsions relatives au PRF sont générées, cependant le point commun c'est que ces impulsions doivent être générées en synchronisme avec l'astable maître utilisé pour générer le signal U/S. Dans ce qui suit on discute quelques propositions de circuits qui peuvent être utilisés pour accomplir cette fonction.

Remarque :

L'amplification du signal d'écho est augmentée proportionnellement à la profondeur afin de compenser l'atténuation des ondes. Après avoir été amplifié, le signal d'écho est démodulé puis filtré afin d'isoler l'information Doppler. Enfin un filtre passe-bas supprime les artefacts

dans le spectre généré par la démodulation. Le signal Doppler est ensuite échantillonné puis traverse un convertisseur analogique/ digital rapide. tandis que le temps entre l'émission et la réception détermine la distance du volume d'étude. Le signal issu du convertisseur est mémorisé puis filtré par un filtre passe-haut éliminant les composantes stationnaires et quasi-stationnaires. La fréquence du signal Doppler est ensuite calculée. Le résultat peut alors être utilisé pour déterminer la distance et la vitesse.

III.4.b.2.a. Circuit d'émission pulsé :

Proposition n°1: en utilisant particulièrement des portes logiques :

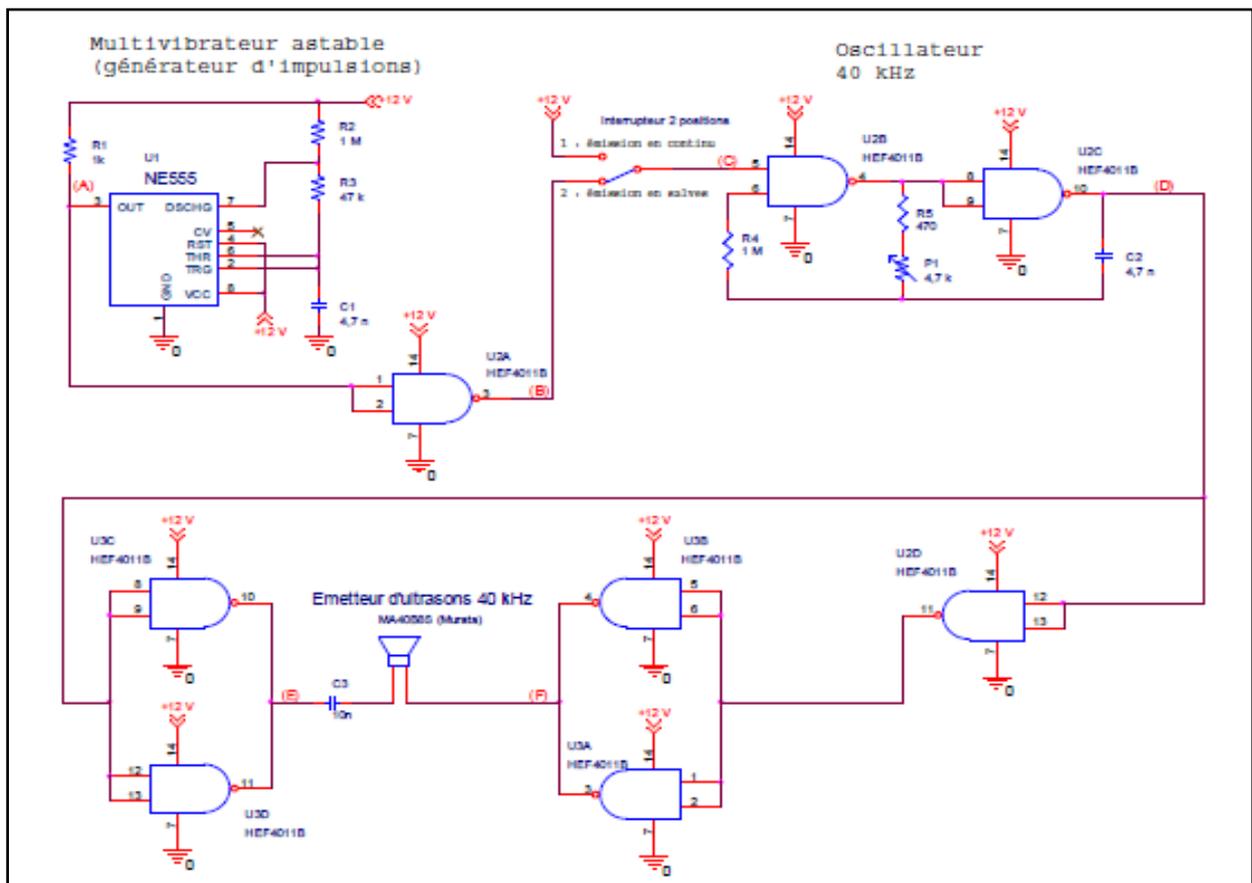


Figure III.12: émission pulsé interrupteur en position n°2[16]

L'interrupteur est en position « émission en salves ». La broche 5 (C) est reliée à la sortie de la porte U2A (B). Le signal de la broche est donc une impulsion périodique :

- Au niveau haut pendant 0,7 ms
- Au niveau bas pendant $16,7 - 0,7 = 16,0$ ms

Avec une entrée au niveau bas, la sortie de la porte U2B est nécessairement au niveau haut

Chapitre III. Développement théorique de la plateforme ultrasonore

($s = \overline{e} \cdot \overline{0} = \overline{0} = 1$) la sortie de l'astable (D) est bloquée au niveau bas. Avec la broche 5 au niveau haut, la sortie de l'astable (D) délivre un signal de fréquence 40 kHz (on retrouve le cas de l'émission en continu). La figure III.13 illustre les signaux générés.

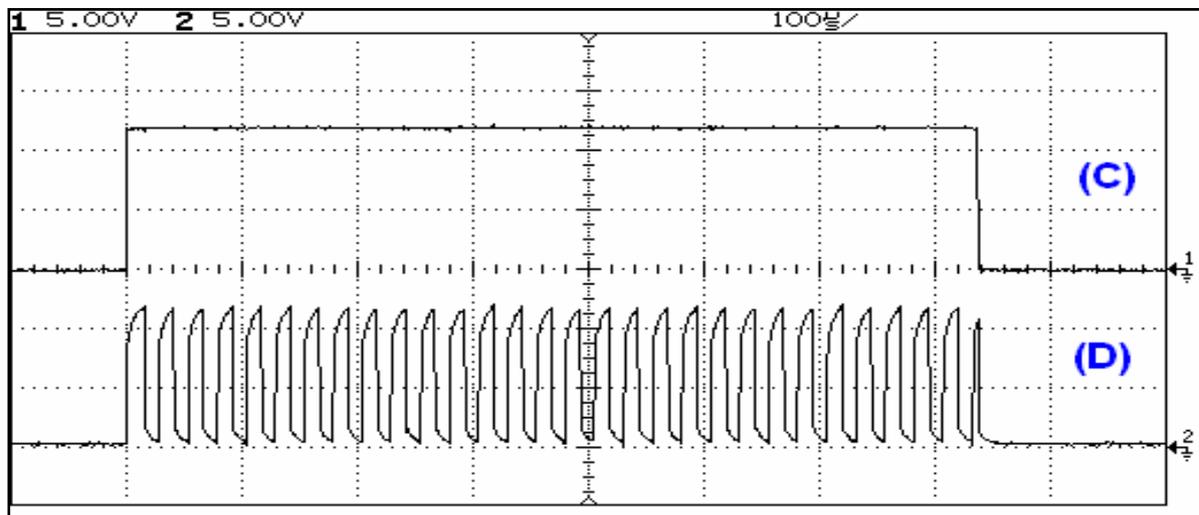


FIGURE III.13: signal pulsé [16]

Le circuit intégré NE555 est utilisé en multivibrateur astable. En sortie (A), on obtient un signal logique (0 V / 12 V, compatible CMOS) dont la fréquence dépend des résistances R_2 et R_3 et de la capacité du condensateur C_1 :

$$f = 59.8 \text{ Hz} \quad (\text{pour application donnée})$$

La formule utilisée : $f = 1.44 / (R_2 + 2R_3) C = 59.8 \text{ Hz}$

Le rapport cyclique : $a = T_h / T = (R_2 + R_3) / (R_2 + 2R_3) = 95.7\%$

Le rapport cyclique est toujours supérieur à 50 %. On choisit $R_2 \gg R_3$ pour avoir un rapport cyclique proche de 100 %. Les deux entrées de la porte NAND 4011B (U2A) sont reliées. On obtient ainsi une porte inverseuse ($s = \overline{e} \cdot \overline{e} = \overline{\overline{e}}$). En sortie (B), on a donc un signal logique de période 16,7 ms et de rapport cyclique : $(100 - 95,7) = 4,3 \%$.

Cela correspond à une impulsion de niveau haut de durée 0,7 ms : la figure III.14 illustre le signal généré .

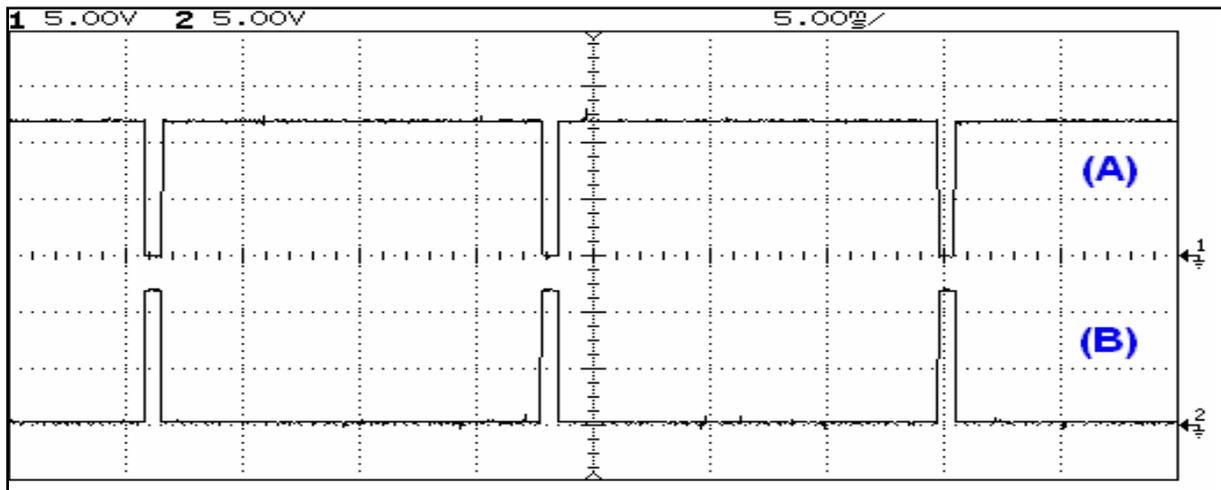


Figure III.14: les impulsion générée d'après le NE555 [16]

Une porte 4011B ne peut débiter ou consommer un tel courant. L'astuce consiste à brancher deux portes ... en parallèle pour gagner en puissance.

En pratique, cela marche correctement, bien que la tension (u_{EF}) soit fortement déformée par la présence des harmoniques. (voir figure III.15 ci-dessous).

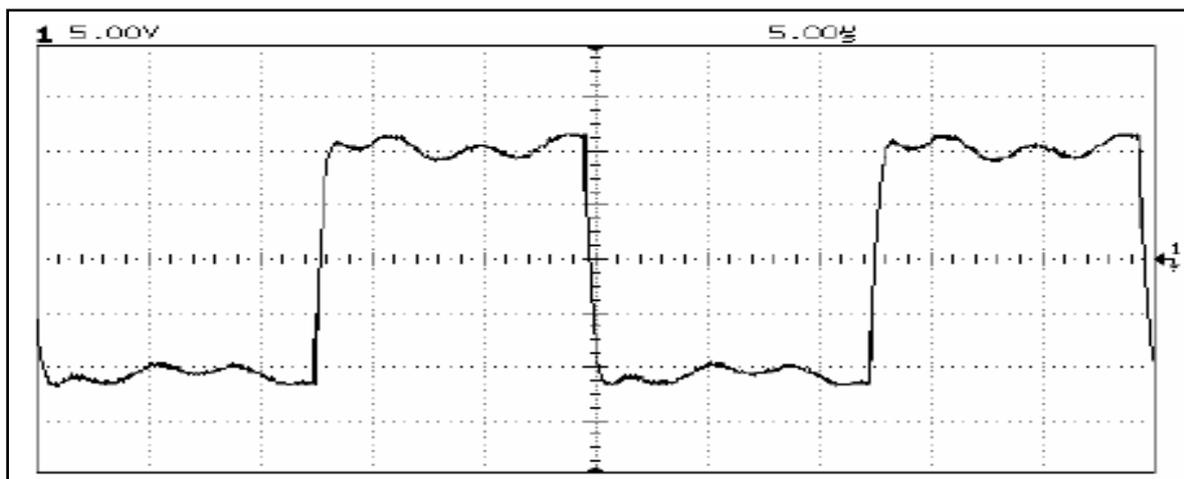


FIGURE III.15: Oscillogramme de la tension u_{EF} (avec émetteur) [16]

PROPOSITION N°2 : A base du timer ne555

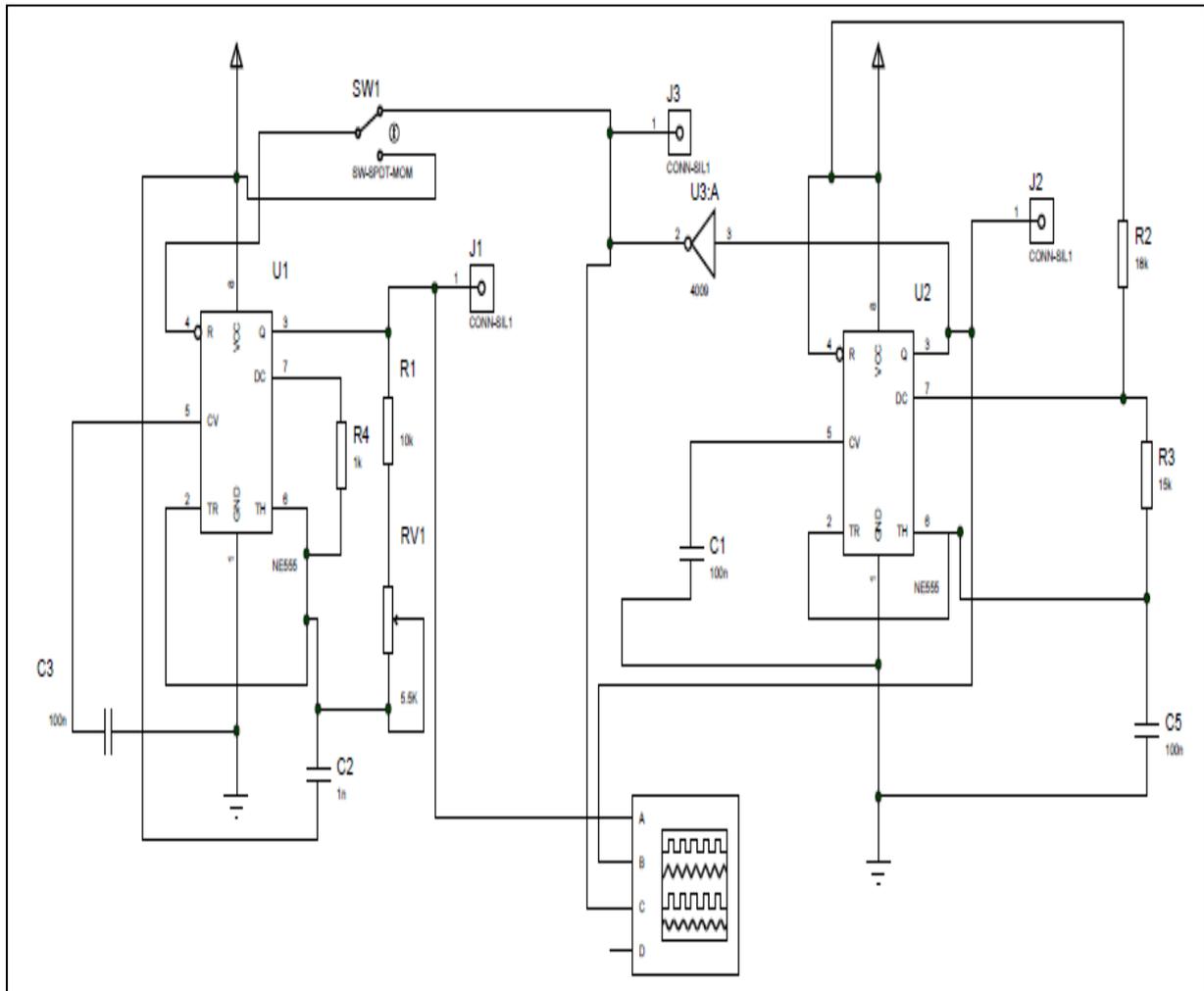


Figure III.16 : CIRCUIT ELECTRIQUE D'EMISSION PULSE

La figure III.21 ci-dessus illustre une telle configuration. Cette configuration permet de générer un signal pulsé à l'aide d'un deux circuit intégrés NE555. L'astable principale U1 permet de générer la fréquence de 40khz sur une durée répétitive qui est générée par l'astable U2. . Le signal généré est illustré sur la figure III.16 ci-dessous.

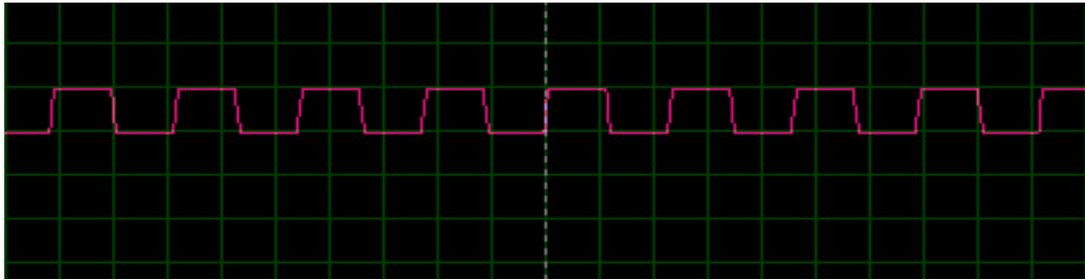


figure III.17: signal de sortie de l'astable U1 (40Khz)(J1)

Et la deuxième NE 555 (U2) permet de générer un signal de fréquence de répétition désirée dans ce cas (signal rectangulaire avec un temps bien déterminée sur l'état haut par exemple 0.2 (ms). Avec un rapport cyclique < 50 , Le signal généré est illustré sur la figure III.17 ci-dessous.

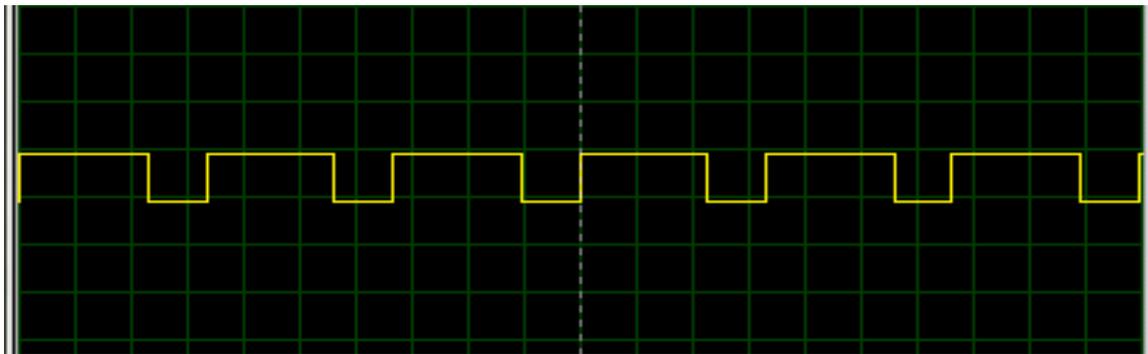


figure III.18: signal de sortie de l'astable u2 (J2)

L'inverseur U3 permet d'inverser notre signal compte tenu qu'U1 ne sera opérationnelle que si la broche 4 (reset) est au niveau Haut ce qui correspond dans ce cas à la durée fixée pour la transmission des ondes U/S. Le signal généré est illustré sur la figure III.18 ci-dessous.



Figure III.19: signal pulsé visualiser par l'oscilloscope de logiciel ISIS(J3)

PROPOSITION N°3:

En utilisant des amplificateurs opérationnels montés en astable. Un amplificateur opérationnel peut être configuré pour fonctionner en astable. Le circuit présenté sur la figure III.26 est un astable. L'amplificateur opérationnel fonctionne en saturation et plus précisément en comparaison. Le principe de l'oscillation repose sur la charge et la décharge du condensateur C1 au travers de la résistance R3. Le système a donc deux états, R1 et R2 permettent de générer une tension stable : Dans le cas idéal où la tension de sortie de l'AOP est égale à la tension d'alimentation et l'impédance de sortie de l'AOP est nulle alors la tension V_s oscille à $\pm V_{alim}$ à une fréquence F : $1/F = C_1 \cdot R_3 \cdot \ln[2(R_1 + R_2)/R_1]$ (voir figure III .19)

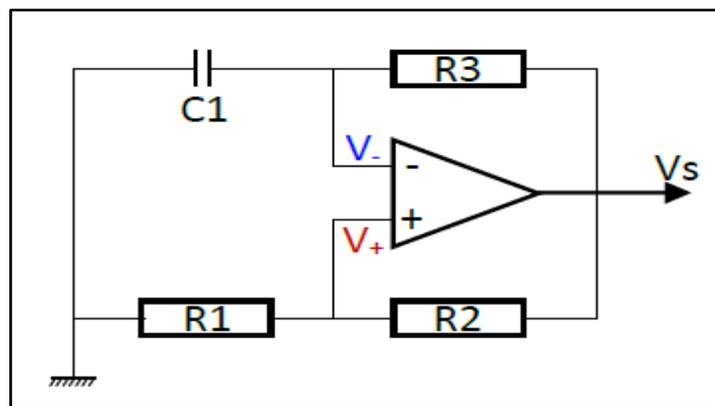


FIGURE III .20: CIRCUIT DE L'AMPLI OP MONTE EN ASTABLE [17]

De cette manière, il est possible de déduire la valeur des composants. Ces valeurs ont été légèrement modifiées dans le cas pratique pour que le fonctionnement avec l'AOP TL082 soit correct.

Pour $R_1 = 1,8\text{k}\Omega$; $R_2 = 15\text{k}\Omega$; $R_3 = 1,2\text{k}\Omega$; $C_1 = 22\text{nF}$, la fréquence d'oscillation mesurée sur la structure finale est de 40,0kHz.

GENERATION D'IMPULSIONS:

La génération d'impulsions est générée aussi par un montage astable (voir figure III.20) légèrement différent du montage précédent car le temps de charge et de décharge du condensateur est contrôlé afin d'avoir le rapport cyclique α voulu. L'impulsion doit être brève $\alpha < 10\%$ et la fréquence F c'est celle de fréquence de répétition.

Fréquence et le rapport cyclique α sont donnés par les formules suivantes:

$$1/F=C2.(R7 + R6)ln \frac{2(R4+R5)}{R4} ; \alpha = \frac{R7}{R7+R6}$$

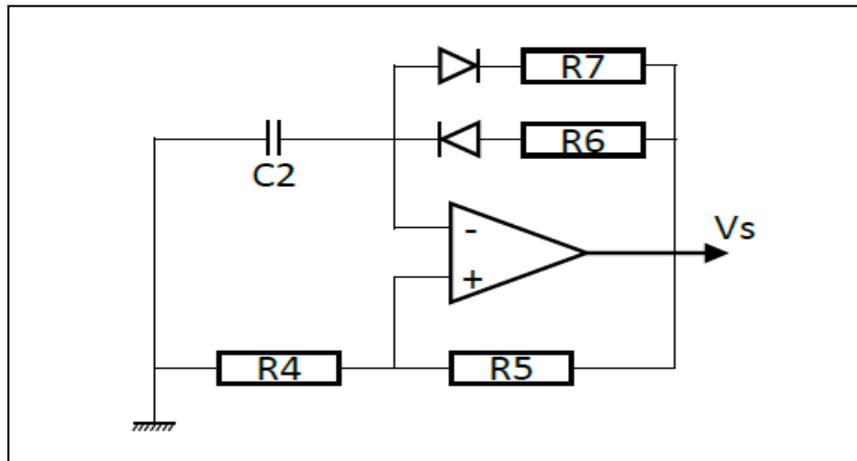


Figure III .21: LE CIRCUIT ELECTRIQUE QUI PERMET DE GENERE L'IMPULSION [17]

MISE EN FORME, COMBINAISON ET AMPLIFICATION:

Les signaux issus des deux oscillateurs sont combinés par un ET logique afin d'avoir le signal utile. Or à la sortie des oscillateurs, les signaux oscillent à $\pm V_{sat}$ des AOP, ce n'est pas des signaux logiques (0-5V). Il convient donc d'adapter ce signal.

Ceci est réalisé par une fonction électronique contenant un transistor NPN qui est passant à $+V_{sat}$ et bloqué à $-V_{sat}$. La combinaison s'effectue simplement grâce aux NON-ET logique du composant 74LS00. la figure III.21 illustre sur Le signal généré.

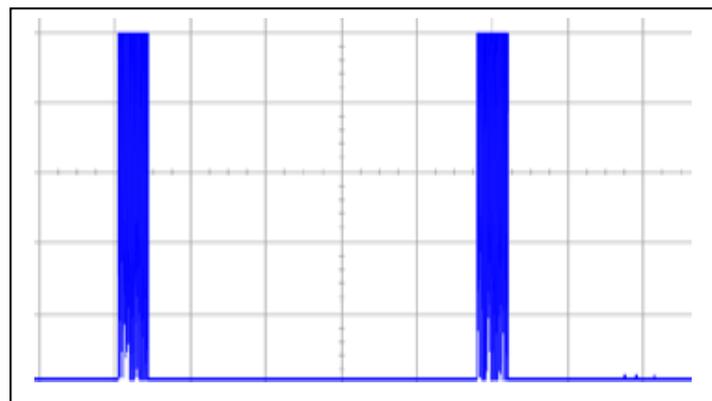


Figure III.22: visualisation de signal pulsé [17]

III.4.c. Le bloc de réception:

Une bonne partie du bloc de réception est commune pour le mode continu ou encore pulsé. En effet, dans les deux cas le signal reçu doit être mise en forme (amplifié, démodulé en phase et filtré) pour générer le signal portant l'information de position et de vitesse pour le mode continu. Cependant pour le mode pulsé, ce signal doit être échantillonné à la

fréquence de répétition et après une durée déterminée de la fin de transmission des ondes ultrasonores. Cette durée doit être choisie en fonction de la position de la cible pour un maximum de rapport S/B. La sélection des modes continue et pulsé pour la phase de réception est réalisée à travers l'interrupteur SW2.

III.4.c. 1. propositions de circuit de mise en forme :

Différents circuits peuvent être proposés pour détecter à travers le capteur récepteur et mettre en forme le signal reçu. En fait, l'étage 1er doit être un préamplificateur adaptateur qui permettra de générer le signal reçu. Ce signal peut alors être démodulé en phase pour générer le signal Doppler. Un étage de filtrage peut être introduit avant l'amplification mais l'étage de filtrage essentiel doit être après le démodulateur.

Différentes configurations de préamplificateurs adaptateurs peuvent être utilisées. Ci-dessous (voir Figure III.22, Figure III.23), quelques circuits trouvés dans les applications en ultrasons et qui fonctionnent correctement.

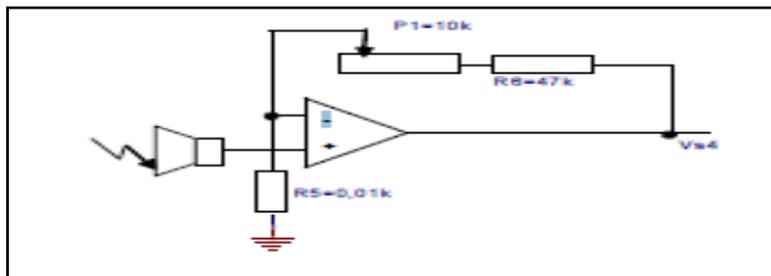


figure III.23: circuit de mise en forme n °1 [18]

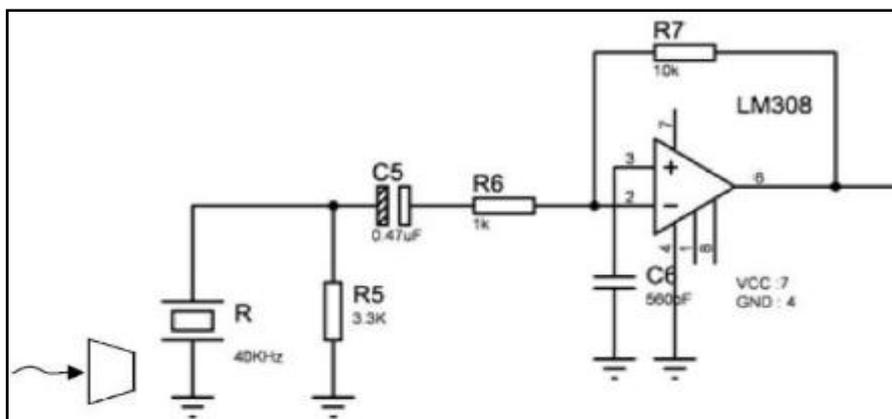


figure III.24: circuit de mise en forme n °2. [18]

III.4.c.2. La démodulation:

La modulation et la démodulation interviennent dans toutes sortes de transmission d'informations analogiques et numériques. Les différents procédés présentent des largeurs de bande et des rapports signal sur bruit spécifiques. Le signal original contenant l'information n'est quasiment jamais transmis tel quel (en bande de base) dans le canal de transmission. Il peut subir plusieurs modulations successives. Par exemple, pour la radiodiffusion, le signal audio BF (basse fréquence) module une première fois une porteuse IF (Intermediate Frequency) à fréquence fixe (comme celle utilisée dans les récepteurs radio, les téléviseurs,.... Mais dans notre application Δf n'est pas constante donc n'est pas une fréquence intermédiaire (FI) C'est une signal résultant du battement (mélange) Δf est la différence entre les deux signaux présents à l'entrée de mélangeur, de fréquence f_1 et f_2 ($\Delta f = f_1 - f_2$) en plus d'autre harmonique. ce signal de fréquence doppler Δf est ensuite passé à travers un filtre passe bas pour une sélection rigoureusement relative de la bande passante $[0, \Delta f_{\max}]$, c'est-à-dire $BP = \Delta f_{\max}$ avec Δf_{\max} correspond à la fréquence maximale mesurable à la sortie du mélangeur. (voir la figure III.24)

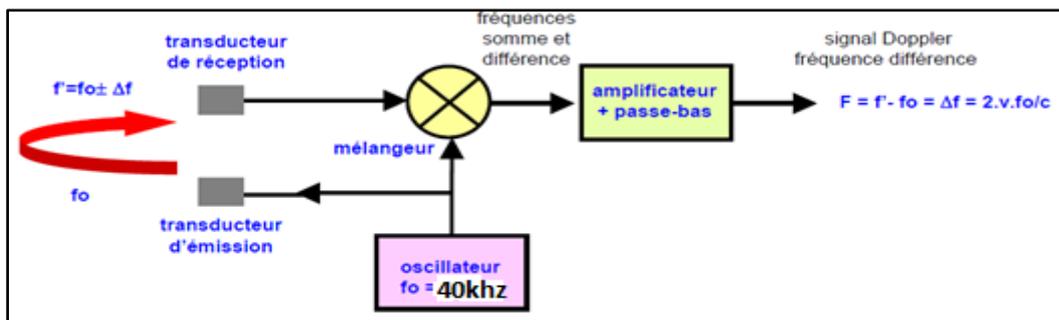


Figure III.25 : démodulation à travers une chaîne de mesure. [19]

a. Mélangeur:

Un mélangeur est un dispositif qui utilise la non-linéarité de diodes ou de transistors pour réaliser une multiplication : Puisqu'il multiplie les deux signaux, il produit donc à sa sortie les fréquences « somme » et « différence » les mélangeurs sont très souvent utilisés pour réaliser le changement de fréquence dans un récepteur ou un émetteur. Le mélangeur idéal c'est les multiplieurs dont les entrées sont connectées aux signaux reçus d'après l'émetteur et le récepteur. (voir la figure III.25)

Le signal de sortie étant de très faible niveau, de 120 mv à 200mv ; une amplification est nécessaire ce signal échos, qui traduit en fin de compte une réception en mode continue; peut être mis en forme à travers un circuit d'échantillonnage dans le cas ou le mode pulsé est sélectionné.

b. Circuit de détection de phase :

l'information portée sur la phase, pour l'extraire on peut utiliser un détecteur de phase à base de la porte logique XNOR 4077.en injectant deux signaux, l'un de la porteuse 40khz et l'autre le signal de récepteur.

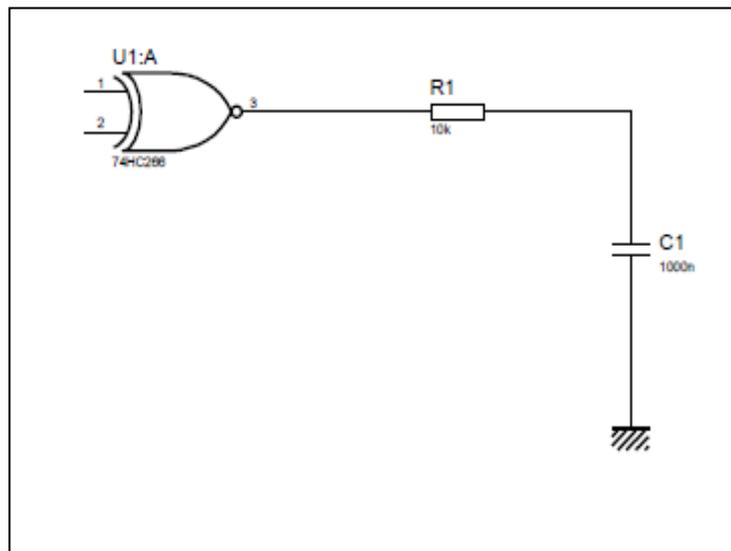


FIGURE III.28: CIRCUIT DE DETECTION DE PHASE. [20]

III.4.d. Etage de réception en mode pulsée :

III.4.d.1.L'échantillonnage :

Lorsqu'on désire numériser un signal analogique (continu dans le temps), c'est-à-dire le coder à l'aide d'une suite finie de nombres, on commence généralement par l'échantillonner, sauf dans le cas de signaux très lents par rapport à la fréquence d'échantillonnage. Cette opération consiste à prendre la valeur instantanée du signal à des intervalles séparés par un temps constant T_e (T_e est appelée période d'échantillonnage). À l'issue de cette opération, les valeurs du signal original ne sont connues que toutes les T_e secondes. Alors, pour pouvoir reconstituer le signal original à partir des échantillons prélevés à des instants discrets, il faut choisir un nombre suffisant d'échantillons. Ceci nous introduit

à l'étude spectrale (étude en fréquence) du signal et au théorème d'échantillonnage comme celui dit de Shannon.

Afin de garantir la restitution fidèle du signal original, le théorème d'échantillonnage stipule que la fréquence d'échantillonnage doit être supérieure au double de la fréquence maximale à reproduire. Sinon, on observe un phénomène dit de repliement, qui veut que les fréquences les plus élevées, en plus d'être reproduites à leurs justes valeurs, se voient inversées et décalées pour se superposer aux fréquences plus basses du signal.

III.4.d.3.Échantillonneur-bloqueur :

Le rôle d'un échantillonneur-bloqueur (Sample & Hold, S/H) est de maintenir constante l'amplitude de l'échantillon prélevé toutes les T_e secondes durant un temps nécessaire à sa conversion analogique-numérique. T_e représente la période d'échantillonnage. Dans le cas des signaux lents, dont la précision temporelle n'est pas exigée, le circuit S/H n'est pas nécessaire.

III.4.d.4.Principe de fonctionnement d'un circuit S/H :

Réaliser un échantillonneur-bloqueur consiste à associer un interrupteur à une capacité. La figure III .4.f.4 illustre la configuration la plus élémentaire d'un échantillonneur bloqueur. La capacité (C_h) joue le rôle de mémoire analogique, l'interrupteur sert à rafraîchir la valeur de la tension mémorisée sur cette capacité ou bien à l'isoler l'entrée, selon la phase (Échantillonnage ou blocage).

Dans un cas idéal, lorsque l'interrupteur est fermé, la tension aux bornes de la capacité (la sortie de l'E/B dans le cas élémentaire de la figure 2.1) suit les variations de l'entrée. Cette phase est dite d'échantillonnage (Sample S). Et lorsque l'interrupteur est ouvert, la sortie, étant isolée de l'entrée, reste constante et égale à la dernière valeur transmise du signal d'entrée. Cette phase correspond à celle de blocage (Hold, H). La figure 2.2 montre la tension aux bornes de la capacité durant les deux phases de fonctionnement du S/H.

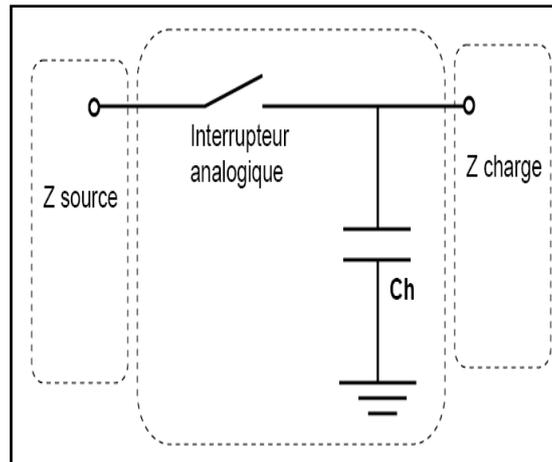


FIGURE III .29: SCHEMAS DE PRINCIPE D’UN ECHANTILLONNEUR BLOQUEUR [21]

D’après la démodulation, le mode pulsé besoin une partie d’échantillonnage doit être fait. A l’aide d’un échantillonneur bloquer C’est l’élément centrale du notre plateforme concernant la partie d’émission pulsé, son rôle est de récupérer un certain nombre d’échantillons du signal écho démodulé pendant un temps donné (correspond au niveau haut de la ligne de commande),

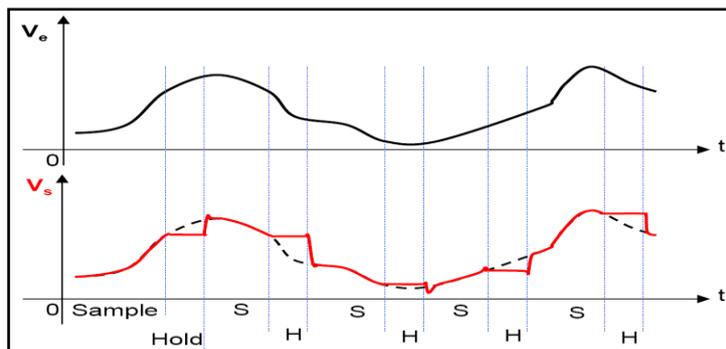


FIGURE III.30: ALLURE DU SIGNAL DE SORTIE DURANT LES PHASES D’ECHANTILLONNAGE ET DE

BLOCAGE [21]

III.5.la carte Arduino :

le système d’affichage c’est l’ordinateur à travers une carte ArduinO.

Etude théorique:

Arduino est une plate-forme de prototypage d'objets interactifs à usage créatif constituée d'une carte électronique et d'un environnement de programmation. Sans tout connaître ni tout comprendre de l'électronique, cet environnement matériel et logiciel permet à l'utilisateur de formuler ses projets par l'expérimentation directe avec l'aide de nombreuses

Chapitre III. Développement théorique de la plateforme ultrasonore

ressources disponibles en ligne.

Arduino , et son récent synonyme Genuino, sont des cartes matériellement libres sur lesquelles se trouve un microcontrôleur).

Le modèle UNO de la société ARDUINO est une carte électronique dont le cœur est un microcontrôleur ATMEL de référence ATMega328. Le microcontrôleur ATMega328 est un microcontrôleur 8bits de la famille AVR dont la programmation peut être réalisée en langage C. L'intérêt principal des cartes ARDUINO (d'autres modèles existent) est leur facilité de mise en œuvre. ARDUINO fournit un environnement de développement s'appuyant sur des outils open source.

Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur se fait de façon très simple par port USB. En outre, des bibliothèques de fonctions "clé en main" sont également fournies pour l'exploitation d'entrées-sorties courantes : gestion des E/S TOR, gestion des convertisseurs ADC, génération de signaux PWM, exploitation de bus TWI/I2C, exploitation de servomoteurs ... L'objectif de cette étude est de mettre en évidence certaines informations techniques concernant l'exploitation des périphériques intégrés, en particulier lorsqu'on n'utilise pas les fonctions "clé en main" d'ARDUINO, dans l'objectif de comprendre comment ça marche.

Le projet Arduino a reçu un titre honorifique à l'Ars Electronica 2006, dans la catégorie Digital Communities. (voir la figure III.30).

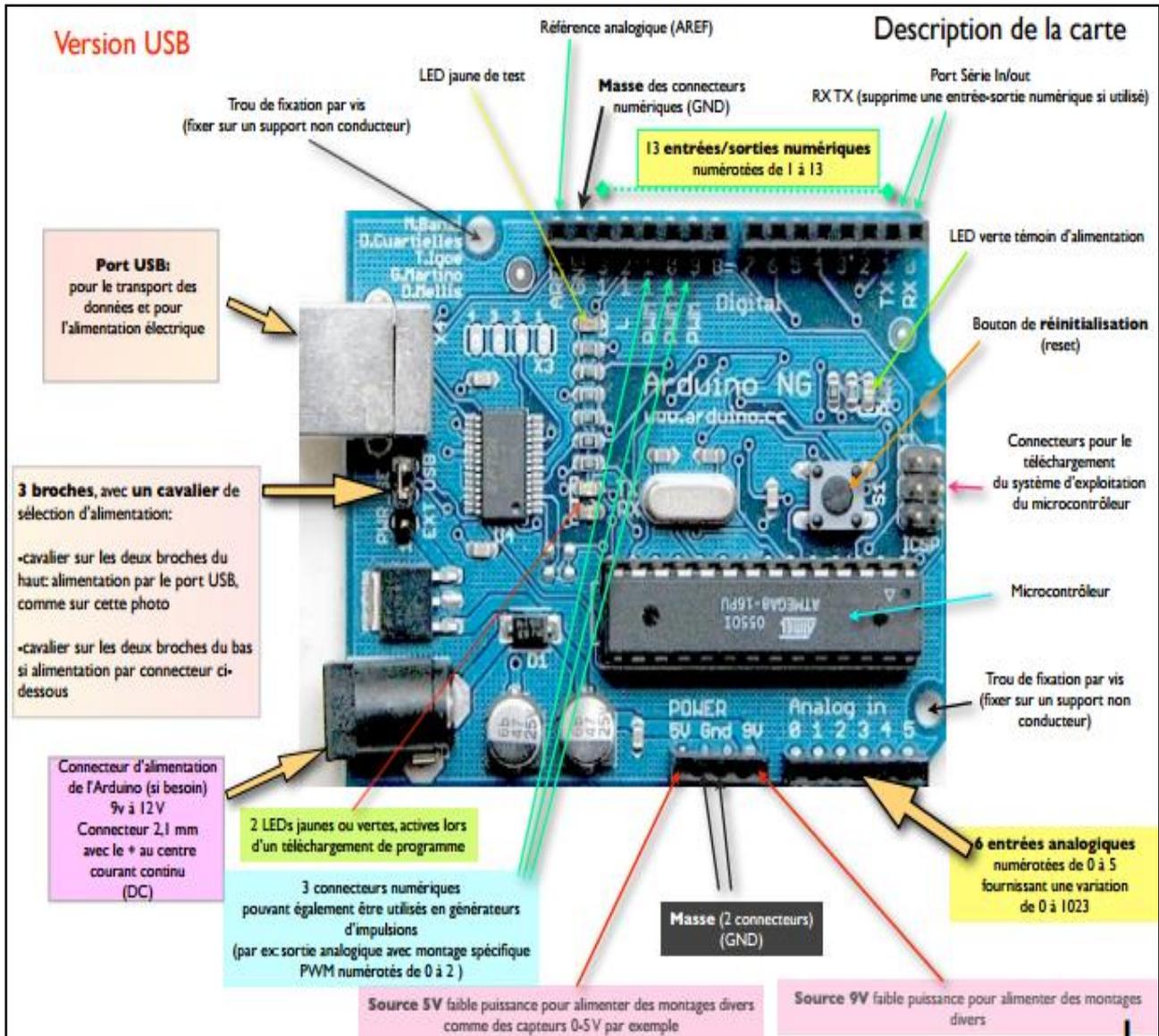


FIGURE III.31 : DESCRIPTION DE LA CARTE ARDUINO[22]

Description :

est une carte basée sur un microcontrôleur (mini-ordinateur). Elle dispose dans sa version de base de 1 Ko de mémoire vive, et 8Ko de mémoire flash pour stocker ses programmes. Elle peut être connectée à 13 entrées ou sorties numériques, dont 3 PWM (pouvant donner 3 sorties analogiques et 6 entrées analogiques convertissant en 10 bit. Dans la version la plus courante, la communication avec l'ordinateur se fait par un port USB. Il existe plusieurs versions de l'Arduino, dont une version miniaturisée, et d'autres projets sont également en gestation. La carte dispose d'un logiciel système interne (modifiable) et des programmes utilisateur.

III.6.Conclusion :

Dans ce chapitre,nous avons voulu mettre l'accent sur le fonctionnement de chaque bloc a travers une étude détaillée et une ensemble de proposition de quelque circuits electroniques utile,la suite de notre travail sera consacrée à la réalisation de la plateforme ainsi étudier.

IV.1. Introduction :

Dans ce chapitre on s'intéresse à l'étude pratique de la plateforme qu'on a réalisée. Cette plateforme (voir figure IV.1 ci-dessous) consiste

- en un circuit d'émission d'ondes ultrasonore en mode continu et en mode pulsé qui peut être sélectionné par l'utilisateur à travers un interrupteur (SW1).
- en un circuit de réception des échos en mode continu et en mode pulsé et qui la aussi peut être sélectionné par l'utilisateur à travers un interrupteur (SW2).
- en une carte d'acquisition pour le traitement et l'analyse du signal Echo à travers un PC.

IV.2. étude pratique de la plate-forme ultrasonore réalisée:

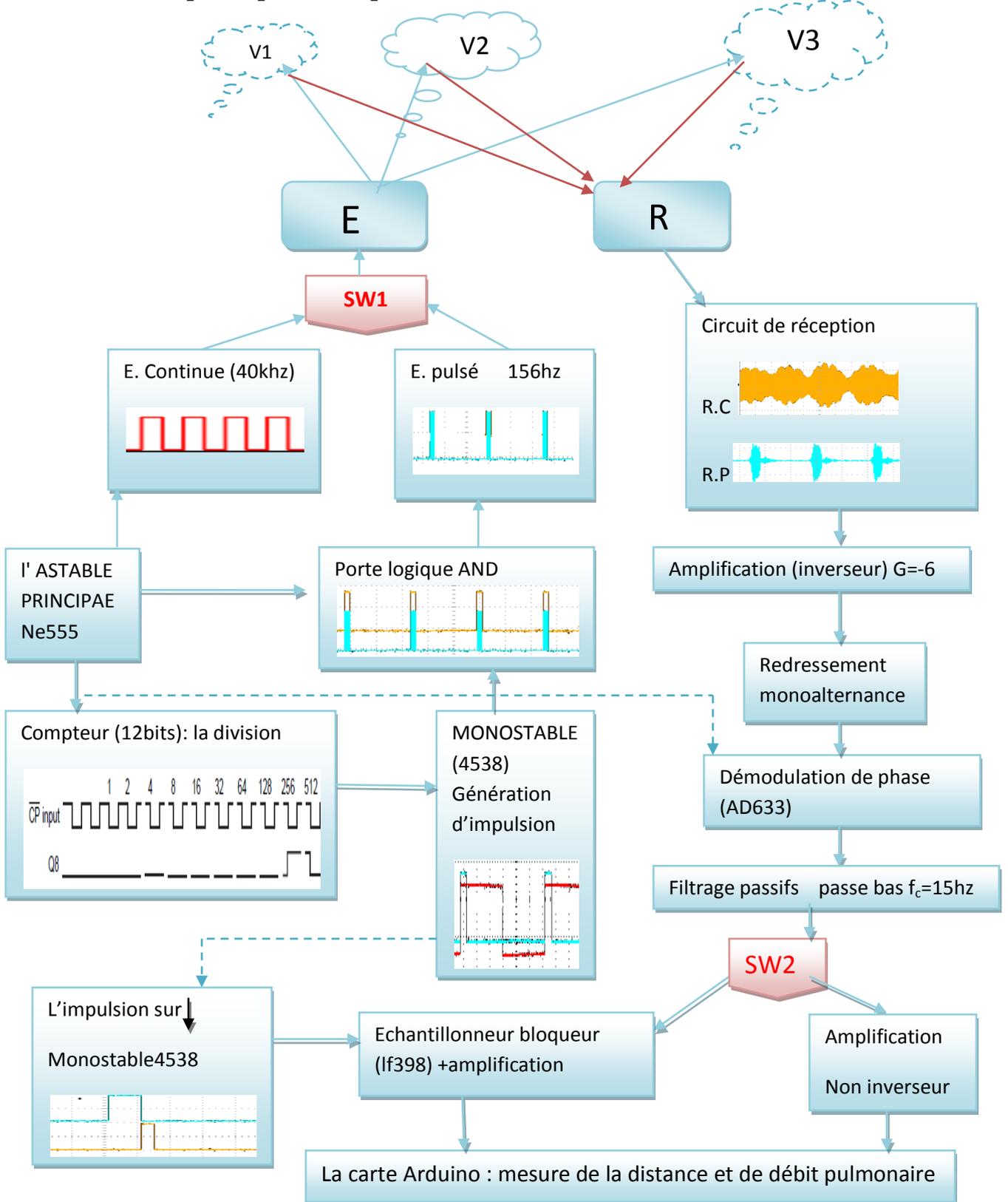


FIGURE IV.1 : SCHEMA BLOC DE LA PLATEFORME ULTRASONORE REALISEE

Abréviation :

E : capteur émetteur d'ultrasons.

R : capteur récepteur d'ultrasons .

V1 =vitesse à l'instant t1

V2=vitesse à l'instant t2

V3=vitesse à l'instant t3

E.continu : émission continue, E.pulsé : émission pulsée

R.continu : réception continue, R.pulsé : réception pulsée

SW1 : Interrupteur pour le circuit d'émission

SW2 : Interrupteur pour le circuit de réception

IV.2.1. les transducteurs d'ultrasons :

L'émetteur et le récepteur sont identiques. Ils fonctionnent indifféremment selon un mode ou l'autre (fonctionnement réversible). Si on alimente l'émetteur d'ultrasons avec une tension sinusoïdale alternative (GBF), on retrouve un phénomène de résonance :

L'émetteur et le récepteur fonctionnent alors au voisinage immédiat de leur fréquence de résonance mécanique. L'amplitude de l'onde ultrasonore émise est ainsi maximale (de même que l'amplitude de l'onde électrique engendrée par le récepteur), Fréquence de résonance : 40,1 kHz. (voir figure IV.2 ci-dessous)

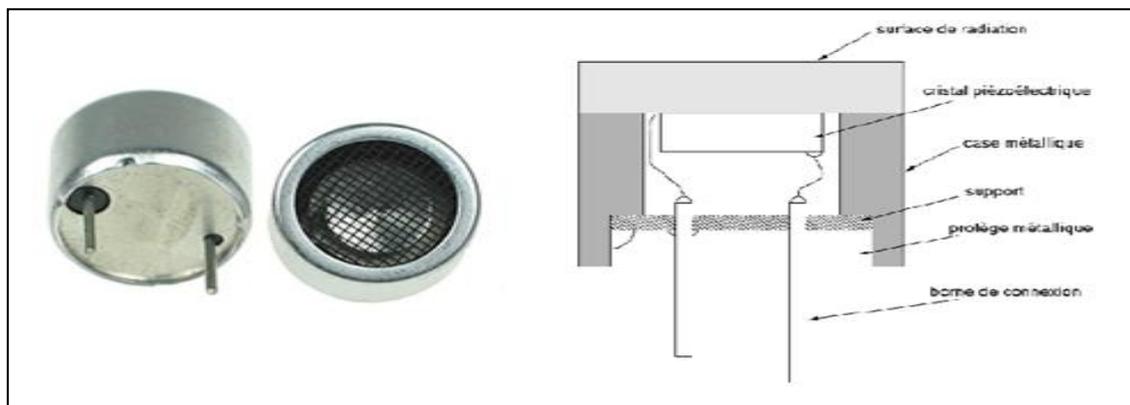


FIGURE IV.2: CAPTEUR A ULTRASON STANDARD [ANNEXE FT RS DATA]

Les transducteurs d'émission et de réception utilisés sont commercialisés par RS (components group company). Ils opèrent à une fréquence de résonance de 40kHz, et

Chapitre IV: approche pratique de la plateforme ultrasonore réalisée

sont capable de transmettre une puissance jusqu'à 106dB. Ils se comportent comme des filtres passe-bande à 40kHz.

Les capteurs fournis ont souvent la forme d'une paire car il y a deux parties essentielles :

- L'émetteur
- Le récepteur

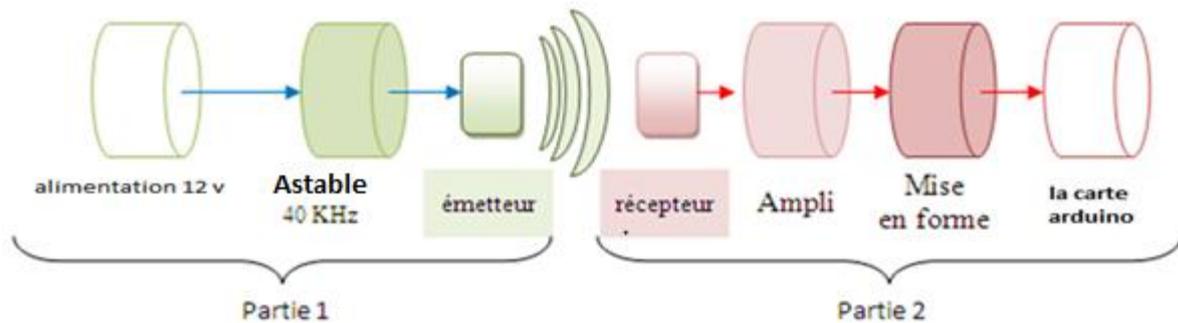


FIGURE IV.3: LA CHAÎNE DE MESURE DE CAPTEUR ULTRASONORE

L'émetteur émet des ondes ultrasonores à une fréquence définie et le récepteur collecte le son répercuté par les obstacles. La distance aux objets est calculée par le temps mis par le son pour revenir au récepteur. [23]

- Première partie : l'émission

La fréquence du signal de l'émetteur couramment utilisé est égale à 40 KHz, Cette fréquence n'est efficace que si l'émetteur ultrason est alimenté par une tension égale 9 V.

- Deuxième partie : la réception

Le capteur transforme les variations de pression acoustique en signal électrique. Ce signal électrique analogique de quelques millivolts est amplifié.

Le signal amplifié est mis en forme pour pouvoir être traité par la care arduino, interprété par le micro ordinateur (affichage des courbes concernant la partie d'émission pulsée et la partie d'émission continue).

Le cône de détection (voir figure IV.4):

On remarque que l'angle effectif de fonctionnement est d'environ 30°. La mesure sera ainsi plus précise dans le cône central de 30° et sera moins précise sur les parties latérales.

La largeur du cône (30°) constitue à la fois un avantage et un inconvénient. C'est un

Chapitre IV: approche pratique de la plateforme ultrasonore réalisée

inconvenient car un obstacle détecté peut se trouver n'importe où sur toute la largeur du cône de détection. La distance mesurée est donc relativement fiable, mais la position de l'obstacle est imprécise. La mesure de position est donc relativement imprécise. C'est au contraire un avantage car cela permet de mieux balayer l'environnement et des éléments fins.

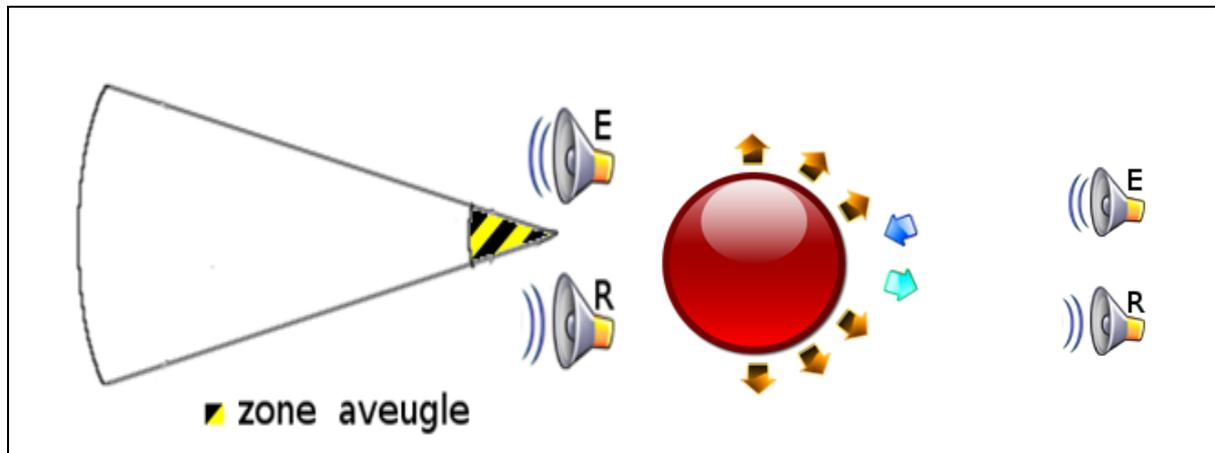


FIGURE IV.4: LE CONE DE DETECTION. [24]

La taille de l'objet et de son pouvoir de réémission de l'onde, sa fréquence est donc fonction de la vitesse du mobile. Alors, la détermination de cette dernière se résume en une mesure de fréquence. Une paire de capteur ultrasonore possèdent une zone dite "aveugle", de quelques centimètres de longueur, en dessous de laquelle ils ne peuvent détecter les obstacles. Cela est due au fait que le récepteur du capteur d'ultrasons est désactivé pendant un court instant après l'émission de l'onde ultra sonore. C'est par contre un avantage car la zone de détection du capteur d'ultrasons est plus grande qu'avec un capteur plus précis. Il peut donc détecter des obstacles relativement fins. Le principe de désactiver le récepteur un court instant après l'émission, fait qu'il ne peut plus recevoir un éventuel écho provenant d'un obstacle se trouvant très près du capteur d'ultrasons (cas du mode pulsé). Ainsi, le capteur d'ultrasons dispose d'une zone aveugle de l'ordre de 5 centimètres environ. Il lui est donc impossible de mesurer des distances inférieures à 5 centimètres. La portée réelle du capteur d'ultrasons se trouve donc être entre 5 et 255 centimètres. Le récepteur de notre capteur d'ultrasons ne peut pas détecter des ultrasons trop faibles revenant vers lui. Ce qui limite également la portée de notre capteur d'ultrasons.

IV.2.2. circuit d'émission :

IV.2.2.a circuit d'émission (mode continu) :

Le circuit d'émission, que cela soit en mode continu ou en mode pulsé, est basé essentiellement d'une horloge principale générant les fréquences ultrasonores de 40Khz. Cette horloge est réalisée en :

Le fonctionnement du NE555 en mode astable (voir figure IV.6 ci-dessous):

À l'intérieur du 555, trois résistances identiques R1, R2 et R3 (en vert) divisent le voltage d'alimentation en 3 parts égales. Si on alimente le circuit avec une pile de 9 volts, chacune des résistances provoquera une chute de tension de 3 volts. Le but de diviser la tension d'alimentation en 3 parties est de fournir aux comparateurs CA et CB, deux voltages de référence qui seront égaux au 1/3 et au 2/3 du voltage d'alimentation. Chacun des 2 comparateurs a une patte connectée sur un point de référence, soit 1/3 ou 2/3 de l'alimentation. L'autre patte de chaque comparateur, soit les broches de connexion 2 et 6, sont reliées ensemble et connectées juste au sommet du condensateur externe C1. Le voltage sur le condensateur est variable alors que les tensions de référence sont fixes.

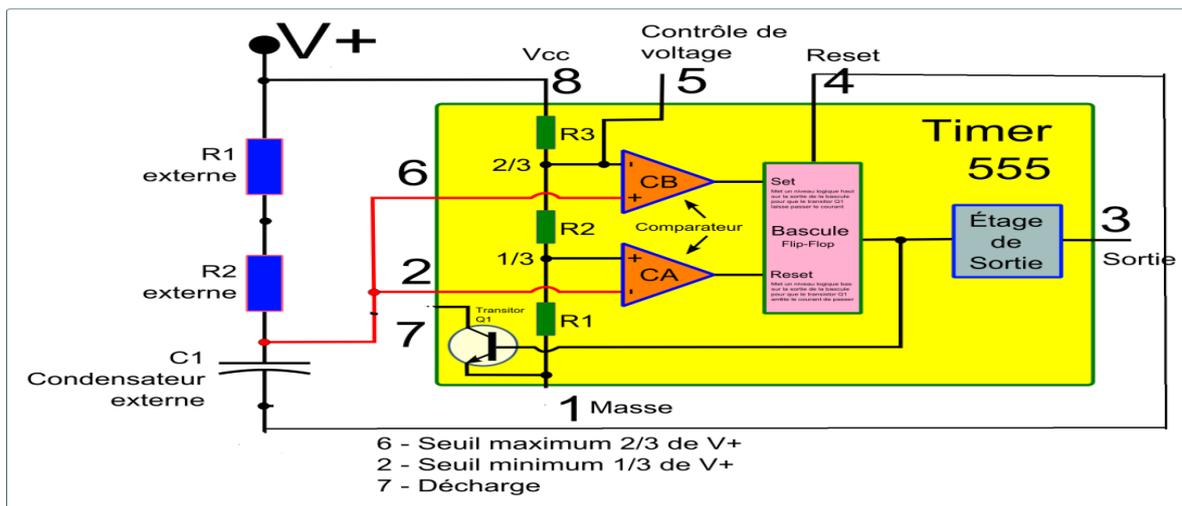


FIGURE IV.5:SCHEMA EXPLICATIF DE NE 555 [25]

Tant que le circuit 555 est sous tension, le cycle charge décharge du condensateur se répète sans fin. On dit que le circuit oscille, que le circuit est astable, il n'a pas d'état stable, il oscille continuellement. La sortie (broche 3) est à un niveau logique haut quand C1 se charge et à un niveau logique bas quand C1 se décharge. Autrement dit, sur la broche 3 on retrouve une onde carrée, Alimenter avec une pile de 9 volts, on aura 9 volts, 0 volt, 9 volts, 0 volt de

Chapitre IV: approche pratique de la plateforme ultrasonore réalisée

façon répétitive tant que le circuit est sous tension.

La durée de temps à un niveau logique haut puis à un niveau logique bas est déterminée par les valeurs des résistances externes R1 et R2 et bien sûr par la valeur du condensateur externe C1, Pour la durée de temps au niveau logique haut la formule [23]:

$$T1 = 0.693 \times (R1 + R2) \times C1 \dots\dots\dots(1)$$

Pour la durée de temps au niveau logique bas la formule est :

$$T2 = 0.693 \times R2 \times C1 \dots\dots\dots(2)$$

La période est est la durée de temps d'un cycle (un niveau logique haut + un niveau logique bas), égale à : $P = T1 + T2 \dots\dots\dots(3)$

La période La fréquence est égale à $F = 1/P$ ou une autre formule est :

$$F = \frac{1}{2 \cdot \ln(2) \cdot R \cdot C} = \frac{1}{2 \cdot \ln(2) \cdot (5000 + 10000) \cdot (1.2 \cdot 10^{-9})} = 40074 \text{ Hz} \dots\dots\dots(4)$$

La figure IV.7 suivante illustre la configuration réalisée pour l'astable principale :

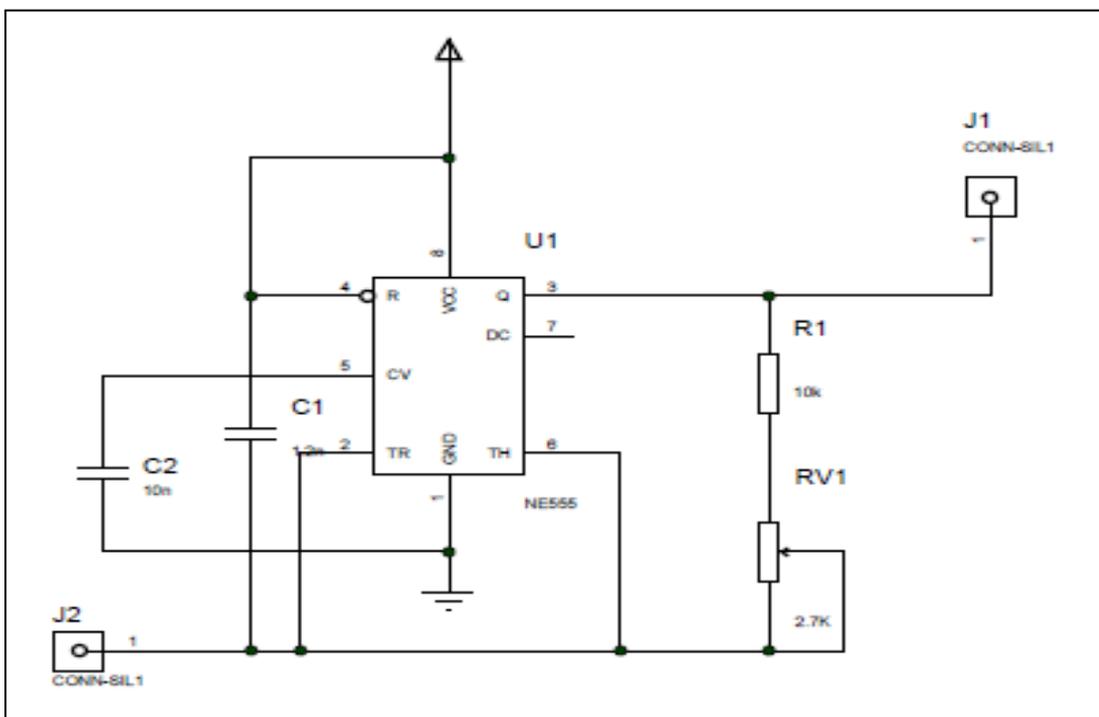


FIGURE IV.6: LE CIRCUIT D'EMISSION CONTINUE SUR ISIS [ANNEXE FT NE555]

Les signaux obtenus est visualisés sur l'oscilloscope numérique à mémoire au niveau du laboratoire : GWINSTEK GDS810526U DIGITAL STORAGE OSCILLOSCOPE 5500MHZ 250M sa/S, sont illustrés sur la figure IV.8 ci-dessous. Il s'agit du signal carré obtenu à la sortie de l'astable (broche 3 du NE555-connecteur J1- en bleu) avec une période T_e de $25\mu s$ (soit donc

Chapitre IV: approche pratique de la plateforme ultrasonore réalisée

40Khz) en réglant le potentiomètre RV1 tel que $(RV1+R1)$ soit $5K\Omega$ et du signal charge et décharge du condensateur C1 de 1.2nF (en jaune) broche 2-connecteur J2.



FIGURE IV.7: SIGNAL CARRE DE (40KHZ) ET LE SIGNAL TRIANGULAIRE DE C1

En pratique, cela marche correctement bien que la tension soit fortement déformée par la présence des harmoniques en présence de l'émetteur ultrasonore, car les transducteurs piézo-électrique formant l'émetteur et le récepteur ne sont pas tout à fait linéaires et déforment donc les signaux harmoniques (voir la figure IV.9 ci-dessous) :

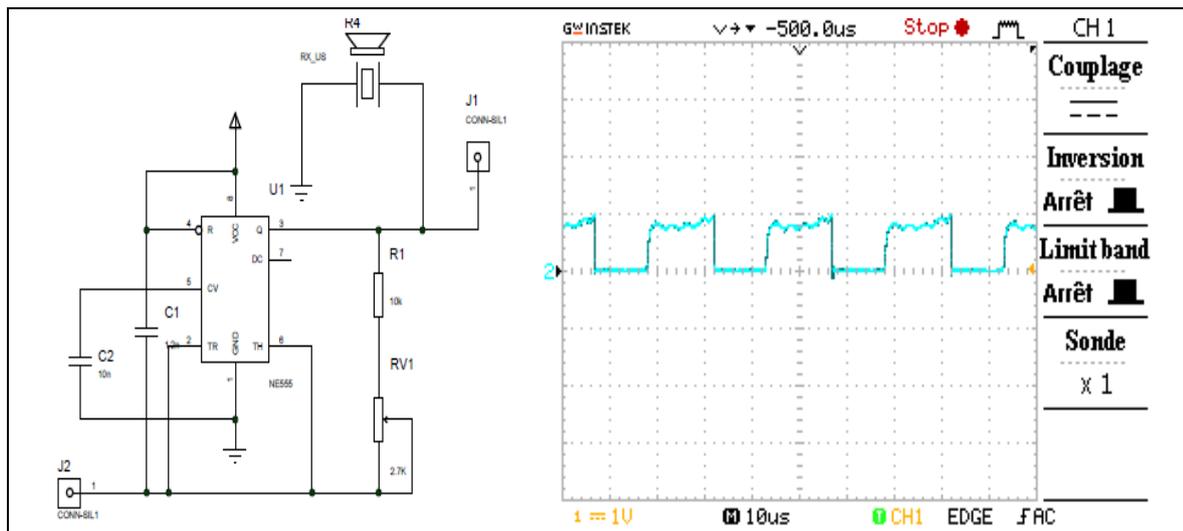


FIGURE IV.8 : LE SIGNAL D'EMISSION EN MODE CONTINU AVEC LE TRANSDUCTEUR

IV.2.2.b. circuit d'émission (mode pulsé):

En mode pulsé les ondes ultrasonores (de 40Khz) doivent être transmises en paquet sur une durée et une fréquence de répétition déterminées. Donc le signal d'émission est transmis en salves. Ainsi il est nécessaire de développer un générateur de salves des ultrasons. Le circuit illustré sur la figure 4.10 ci-dessous représente le circuit réalisé dans ce travail.

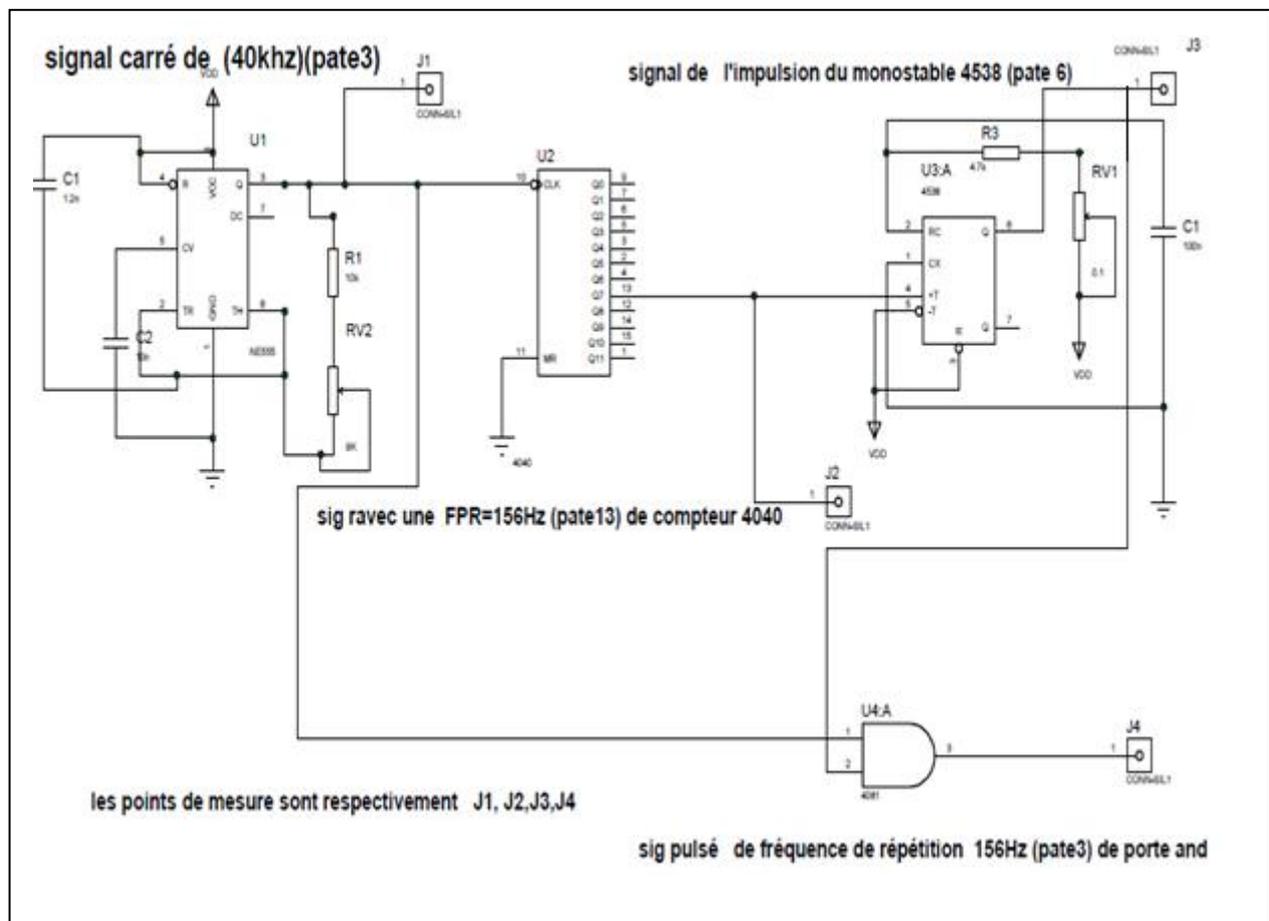


Figure IV.9: le bloc d'émission mode pulsé

Abréviation :

Sig=signal

PRF=peak repetition frequency =fréquence de répétition.

Explication le fonctionnement de circuit :

Pour générer le signal d'émission en mode pulsé, (les salves d'ondes ultrasonores) plusieurs opérations sont effectuées sur le signal (de 40Khz) généré par le NE555. Ces opérations sont les suivantes :

Chapitre IV: approche pratique de la plateforme ultrasonore réalisée

- Division de la fréquence de 40 khz a l'aide d'un compteur 12 bits le 4040[annexe FT4040] pour générer le signal correspondant à la fréquence de répétition. Dans notre application on a choisi la division par 8 bits , (correspondant au signal récupéré à la broche 13 du compteur : sortie Q8 donc (28)) . La fréquence de répétition ainsi obtenue est donnée par l'équation ci-dessous. Soit donc 156Hz.

$$f = \frac{40000}{2^8} = 156 \text{ hz}$$

A travers cette fréquence on peut déterminer la profondeur Prof qui peut être atteinte par le signal émis (profondeur maximale). Elle est donnée par l'équation ci-dessous.

$$\text{prof} = \frac{c}{2 f_{\text{prf}}}$$

Ou c est la célérité des ondes dans le milieu (ici dans l'air soit donc 334m/s et fprf la fréquence de répétition des ultrasons

Ainsi on voit clairement que quand la f prf augmente la profondeur quand peut atteindre sera plus petite donc la portée sera diminuée. Pour illustrer cela, par exemple si on prend un fprf de 10khz la $\text{prof} = \frac{334}{2 * 10000} = 1\text{cm}$ qui est très faible. Ainsi dans notre application Et avec une fprf de 156 Hz la portée maximale est d'environ 1.07m. Il faut aussi noter que le choix de cette fréquence de Répétition permet de fixer aussi la fréquence doppler maximale dans le cas d'un obstacle en mouvement (voir chapitre précédent).

- Génération de l'impulsion de salve:

Le signal carré à la fréquence de répétition (fprf =156Hz) est alors utilisé pour générer des impulsions de durée correspondant à la durée de la salve choisie dans notre application et qui correspond à la durée de transmission des ondes ultrasonores. Cette impulsion est générée à travers un monostable (le 4538[annexe FT 4538] dans notre cas) déclenché par les fronts montants du signal fprf . La durée de cette impulsion est fixée dans notre cas à 0.5 ms. Elle est déterminée à travers

$$\tau = R * C \text{ ou}$$

$$\tau = 5000 * 100 * 10^{-9} = 0.5 \text{ ms}$$

La durée de cette implusion peut être changée à travers le potentiometre RV1.

- La multiplication :

Le signal ultrasonore de transmission en mode pulsé est alors obtenu en multipliant le signal de 40Khz (généré par l'astable NE 555) et le signal généré à partir du générateur de salve.

Chapitre IV: approche pratique de la plateforme ultrasonore réalisée

Cette multiplication des signaux impulsionnels est réalisée à travers une porte logique le circuit intégré 4001.

La figure (IV.11) illustre les signaux générés (visualisés sur l'oscilloscope numérique du laboratoire) après chaque opération de mise en forme du signal de transmission en mode pulsé :

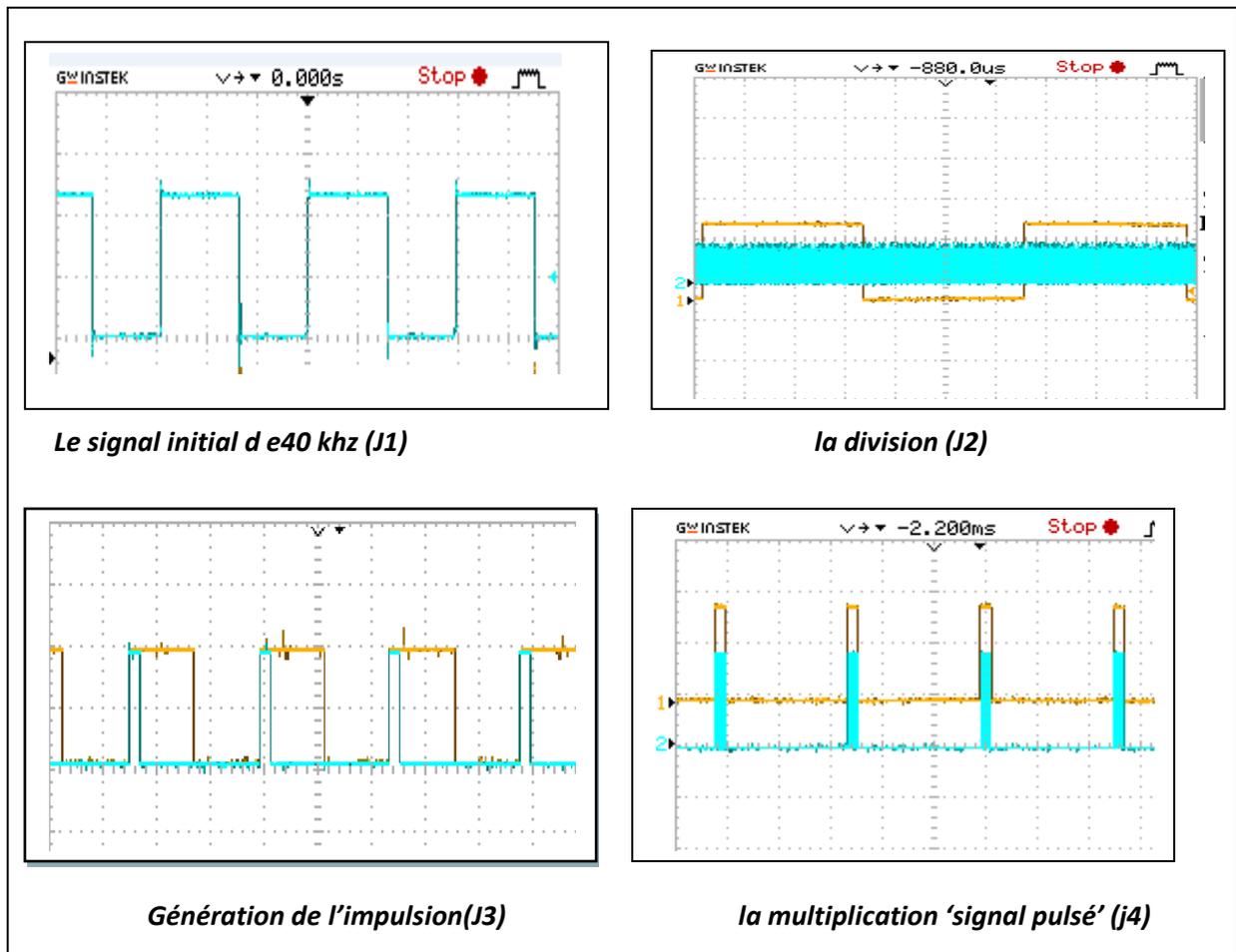


Figure IV.10 : visualisation des signaux de bloc d'émission mode pulsé

REMARQUE:

A l'aide d'un interrupteur SW1 l'utilisateur peut sélectionner le mode d'émission continu ou bien le mode pulsé tel que c'est illustré sur la figure 4.12 ci-dessous.

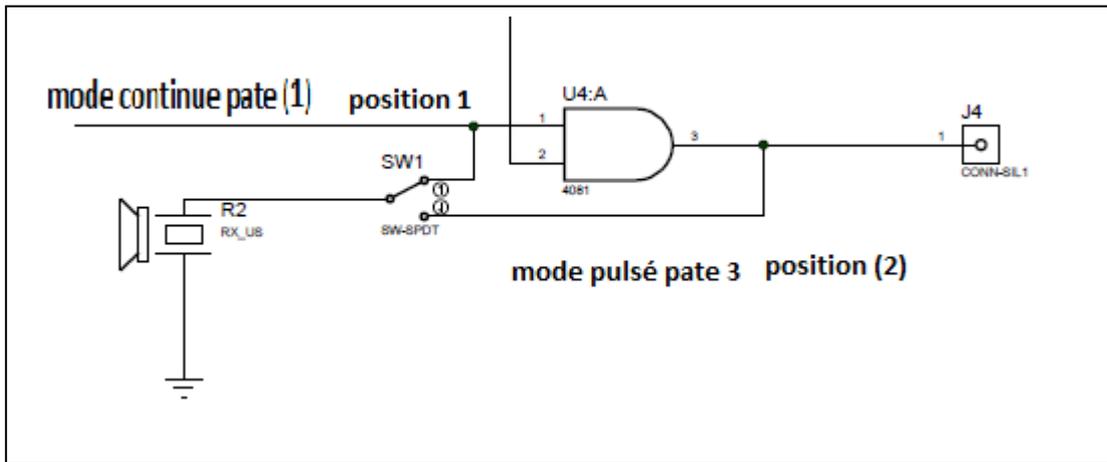


Figure IV.11 : le capteur avec le switch SPDT

IV.2.3. Le circuit de réception:

IV.2.3.a Circuit de mise en forme des échos reçus :

Les ultrasons qui ont été émis vont revenir affaiblis vers le récepteur, contenant toujours une information à la fréquence de l'émission. Nous avons vu précédemment que les échos reçus seront sujets aux bruits, il est important donc d'amplifier sélectivement ce signal de façon à pouvoir réaliser une remise en forme du signal en s'étant affranchi des parasites extérieurs. Le circuit réalisé pour cette mise en forme est donné sur la figure IV.13 ci-dessous.

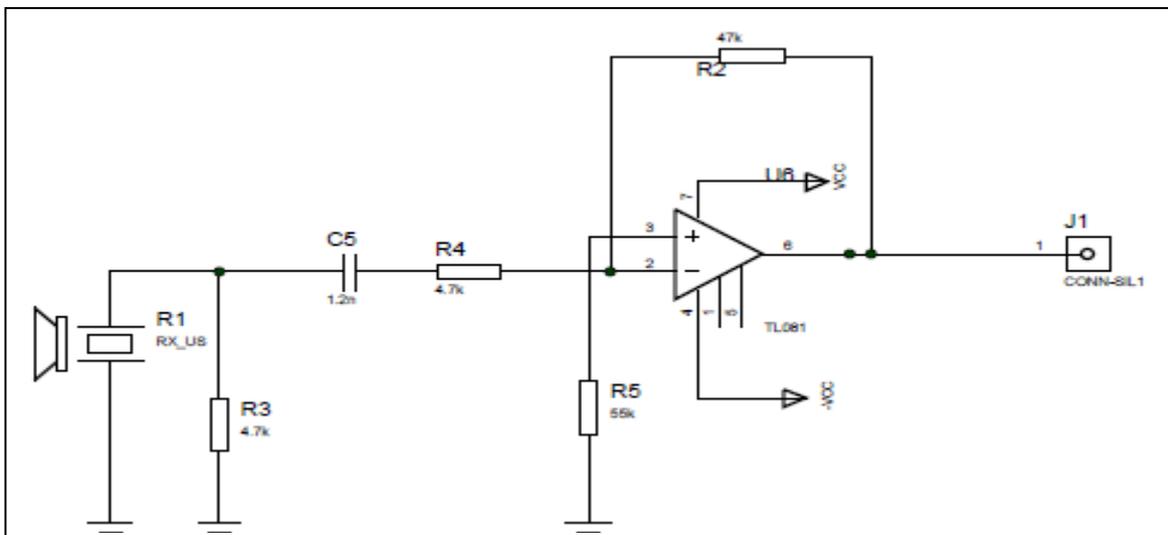


Figure IV.12: le circuit de mise en forme du capteur récepteur

Explication du fonctionnement du circuit:

Le signal reçu est d'abord filtré à travers un filtre passe haut (R3 C5) de fréquence de coupure f_c donnée par :

$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * 4700 * 1.2 * 10^{-9}} = 28 \text{ khz.}$$

puis amplifier à travers un préamplificateur inverseur réalisé autour du TL081 de gain G donné par :

$$G = - \frac{R_2}{R_1} = - \frac{47000}{4700} = -10$$

On relie l'entrée non inverseuse à la masse par une résistance :

$$R_5 = R_4 // R_2 \Rightarrow R_5 = \frac{47000 * 4700}{4700 + 47000} = 55000 \Omega \quad (\text{pour compenser les effets des courants d'entrée l'impédance d'entrée} = R_4).$$

la figure 4.14 ci-dessous illustre les signaux visualisés:

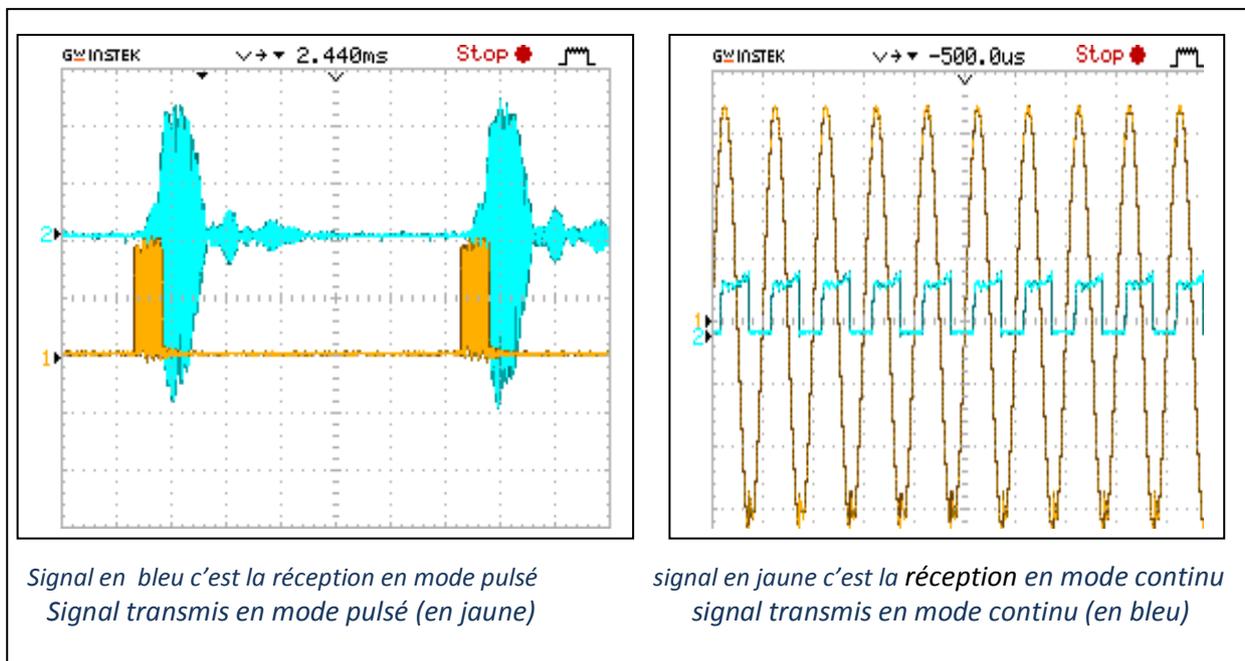


Figure Figure IV.13: les signaux ultrasonores détectés, les points de visualisation c'est la broche6 sortie du TL081(dans les deux modes (continu et pulsé)

L'amplitude du signal reçu varie en fonction de la position de l'obstacle. Si l'obstacle est rapproché du capteur récepteur on voit une amplitude qui augmente et inversement si l'obstacle est éloigné. De même si la vitesse de l'obstacle change on constate que le contenu (variation de période) du signal change.

IV.2.3.b Circuit d'amplification :

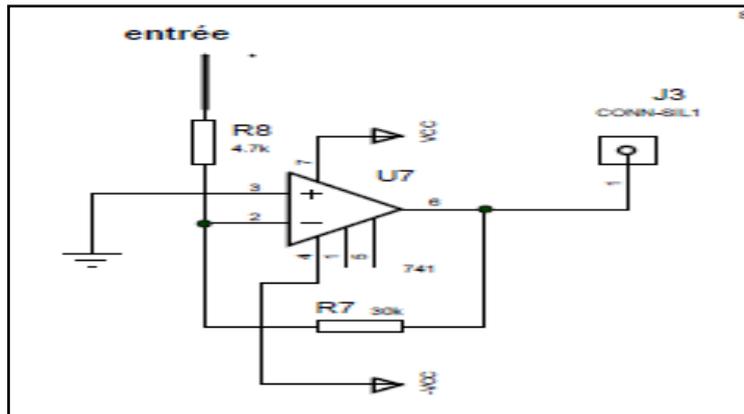


Figure IV.14: circuit de l'amplificateur inverseur

Le signal préamplifié est encore amplifié à travers un amplificateur inverseur réalisé autour du 741 avec un gain de

$$G = -\frac{R_2}{R_1} = -\frac{30000}{4700} = -6.3$$

Les signaux obtenus sur la broche 6, J3 respectivement dans le cas du mode pulsé et continu sont illustrés sur la figure 4 .15 ci-dessous.

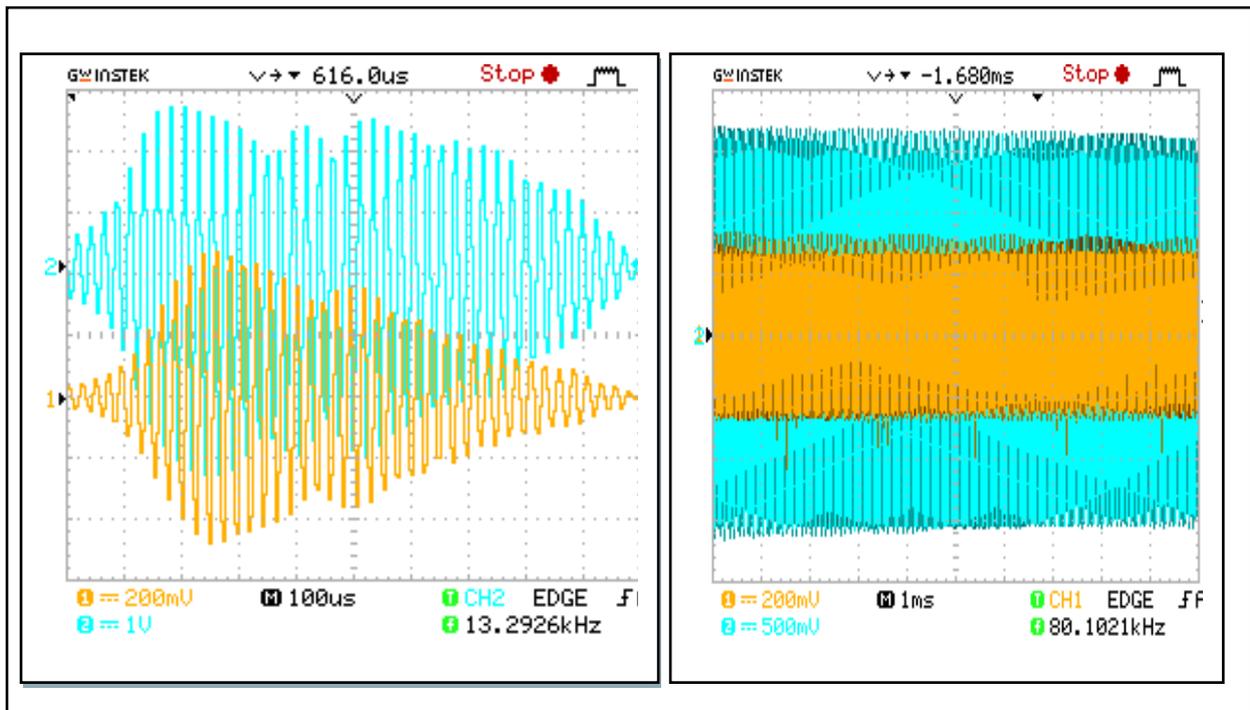


Figure IV.15: signaux reçus amplifiés –mode pulsé et mode continu

IV.2.3.c Circuit de Redressement :

Le signal amplifié est bipolaire, cependant l'information de distance est portée uniquement sur l'amplitude, alors ce signal est redressé. Le circuit de redressement réalisé est un circuit actif développé autour du TL081 et la diode 1N4148. Il est illustré sur la figure IV.16 ci-dessous. Il faut savoir que c'est un circuit de redressement monoalternance : Dans cette configuration l'ampli op est utilisé pour permettre de redresser des signaux à partir de 0V et non pas à partir de la tension seuil de la diode. En effet, en plaçant la diode D7 dans la boucle de contre réaction de l'ampli-op entraîne une réduction du potentiel direct (potentiel seuil) de la diode par un facteur correspondant au gain en boucle ouverte de l'ampli-op. La diode D6 et la résistance R14 sont dans le circuit uniquement pour assurer une contre réaction sur les parties positives du signal d'entrée V_e et par conséquent éviter une surcharge de l'ampli-op.

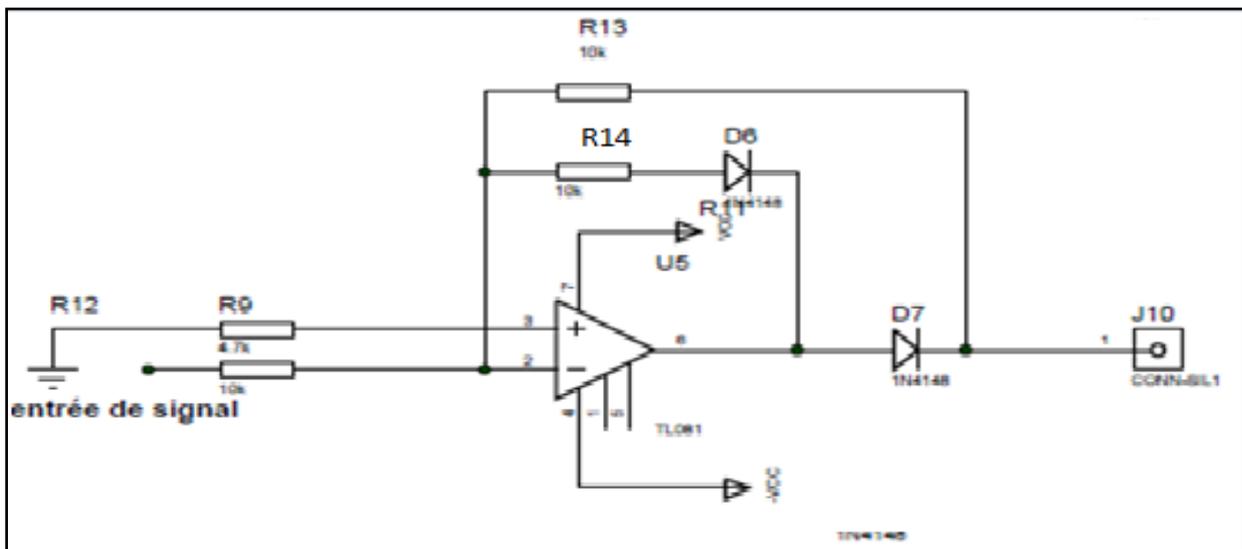


Figure IV.16: le circuit de redressement

Les signaux obtenus à la sortie du circuit de redressement (broche 6 du TL081 - J14) pour respectivement le cas du mode pulsé et mode continu sont illustrés sur la figure IV.18 ci-dessous.

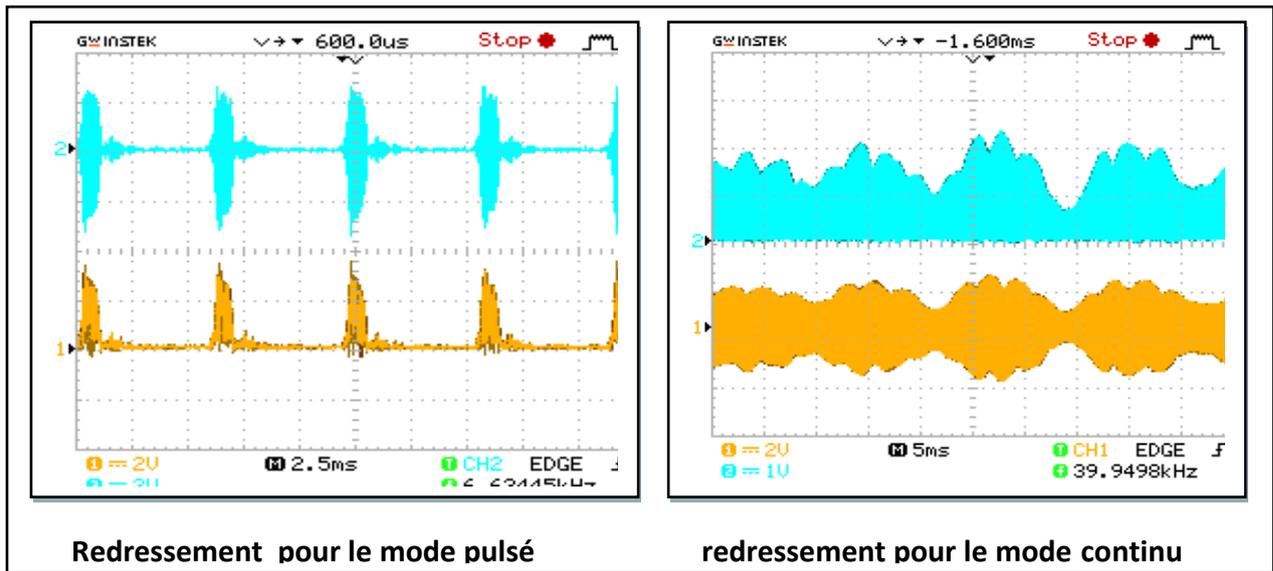


Figure IV.17: les signaux de l'étage de redressement

IV.2.3.d Circuit de démodulation:

Dans le cas où l'obstacle est mobile avec une vitesse V , alors cette vitesse entraîne un battement de fréquence Doppler comme cela était expliqué dans le chapitre 2. Ces fréquences Doppler sont détectées à travers un démodulateur de Phase. Dans notre réalisation ce démodulateur est réalisé autour d'un multiplicateur analogique le AD633 (voir figure 4.19 ci-dessous).

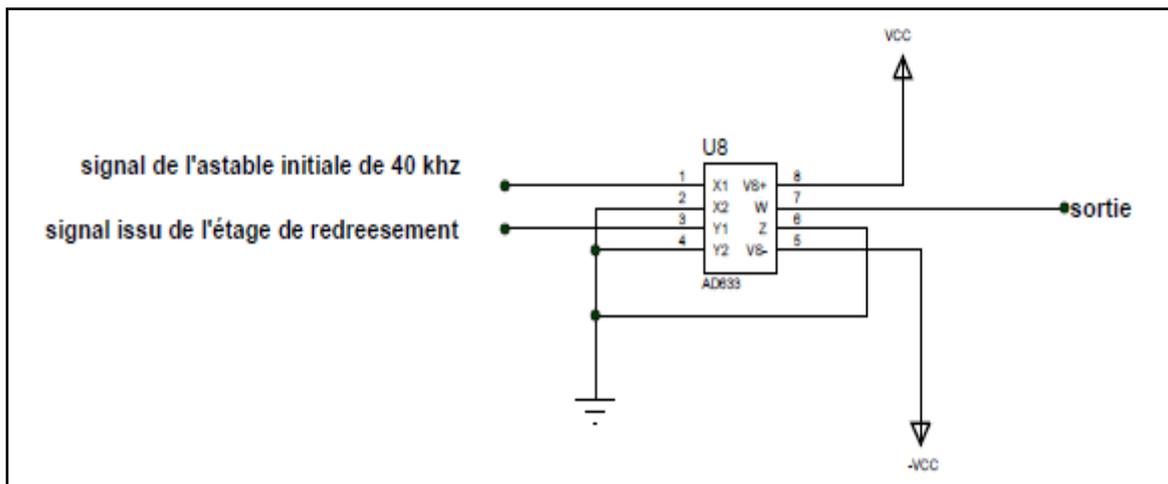


Figure IV.18: le circuit de démodulation

Le AD633 est un simple multiplieur analogique ne nécessitant aucun composant pour sa configuration. Sa fonction de transfert est donnée par : $w = (x1 - x2) \cdot (y1 - y2) / 10 + z$ [26]

Chapitre IV: approche pratique de la plateforme ultrasonore réalisée

Dans cette expression, les quantités w , x_n , y_n , et z représentent les potentiels des entrées ou des sorties de même nom, alors que le nombre 10 représente l'inverse de la constante du multiplicateur (notée K_m dans la présentation) et s'exprime en (volt)⁻¹ de façon à ce que l'expression de w soit homogène à une tension. Comme on le constate sur la forme de l'expression de w , les entrées $X=x_1-x_2$ et $Y=y_1-y_2$ sont des entrées différentielles qui permettent de travailler ou non, hors masse, ce qui peut être très intéressant pour certaines applications. La présence de l'entrée z qui n'est pas indispensable au fonctionnement du multiplicateur lui-même, apporte des simplifications dans certains montages.

Dans notre cas, les entrées 2(X2) , 4(Y2) et 6(Z) sont reliées à la masse compte tenu que les signaux de la porteuse (fréquence 40Khz) et le signal réfléchi mise en forme sont référencés par rapport à la masse. Ainsi, le signal de la porteuse est appliqué à la broche (1), et le signal redressé est appliqué à la broche (3).

Ainsi la sortie w est donnée par $w=(x_1.y_1/10)+0$ correspondant au signal décrivant la variation de phase entre le signal de la porteuse et le signal réfléchi. Toutefois comme cela est illustré sur la figure IV.20 ci-dessous, le signal démodulé comporte toujours des harmoniques (résidus) de la fréquence de la porteuse, et la fréquence de répétition dans le cas du mode pulsé, un filtre passe bas est alors réalisé pour les supprimer.

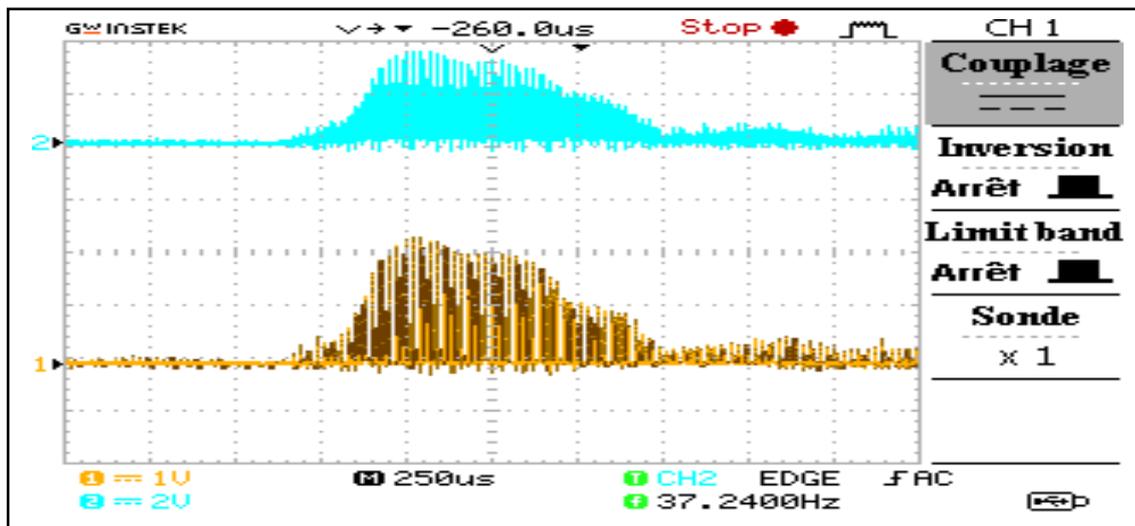


Figure IV.19 : le signal de sortie de l'ad633

IV.2.3.e Etage de filtrage :

Le filtre réalisé (voir figure IV.21 ci-dessous) est un simple filtre passe bas de fréquence de coupure de 15Hz

$$F_c = \frac{1}{2 * \pi * R * C} = \frac{1}{2 * \pi * 100000 * 100 * 10^{-9}} = 15 \text{ Hz.}$$

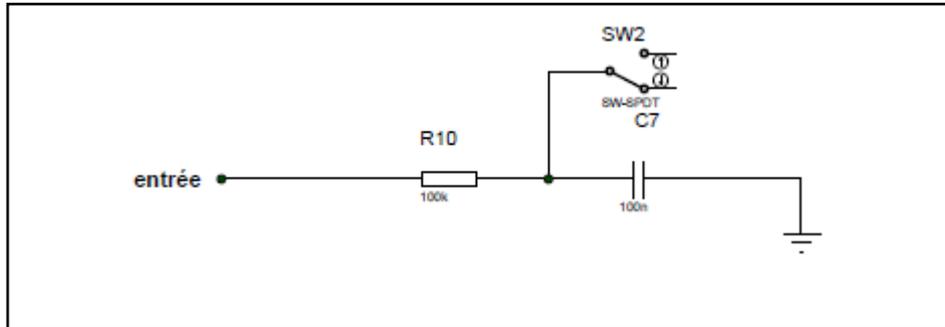


Figure IV.20: le filtre passif.

Remarque :

le switch permet à l'utilisateur de sélectionner le mode pulsé ou bien le mode continu.

les signaux obtenus après filtrage sont illustrés sur la figure 4.22 ci-dessous.

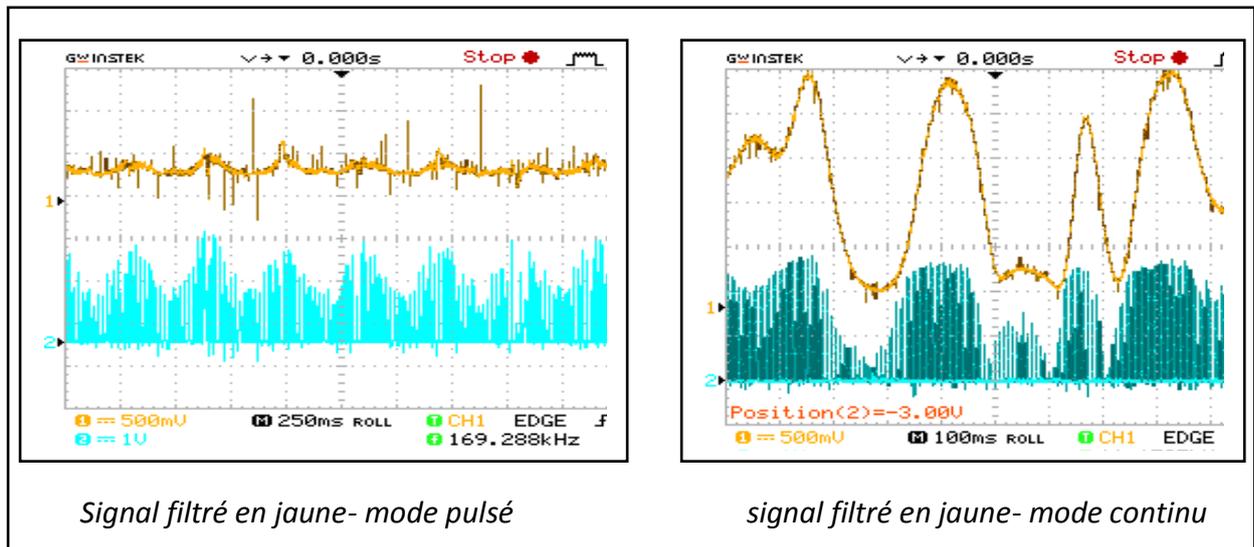


Figure IV.21 : les signaux obtenus avant (en bleu) et après l'étage de filtrage (en jaune) pour le mode pulsé et le mode continu

Les signaux obtenus après filtrage sont relativement faibles, un étage d'amplification a été réalisé respectivement pour les signaux en mode continu et mode pulsé.

IV.2.3.f Etage d'amplification pour le mode continu :

Le circuit réalisé est donné sur la figure IV.23 ci-dessous.

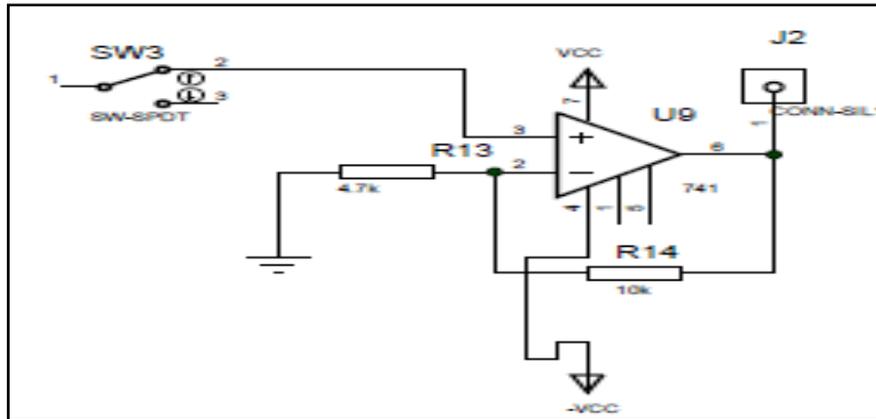


Figure IV.22 : le circuit d'amplification

Il s'agit d'un simple amplificateur non inverseur avec un gain :

$G=1+(R2/R1)=1+(10000/4700)=4$. Le signal amplifié peut être dans ce cas appliqué à la carte d'acquisition ARDUINO à travers un circuit d'offset compte tenu que le convertisseur analogique digital de cette carte fonctionne en unipolaire (les détails seront donnés dans le chapitre qui va suivre). Les signaux obtenus pour deux obstacles se déplaçant à deux vitesses différentes (variable et constante) sont illustrés sur la figure IV.24 ci-dessous.

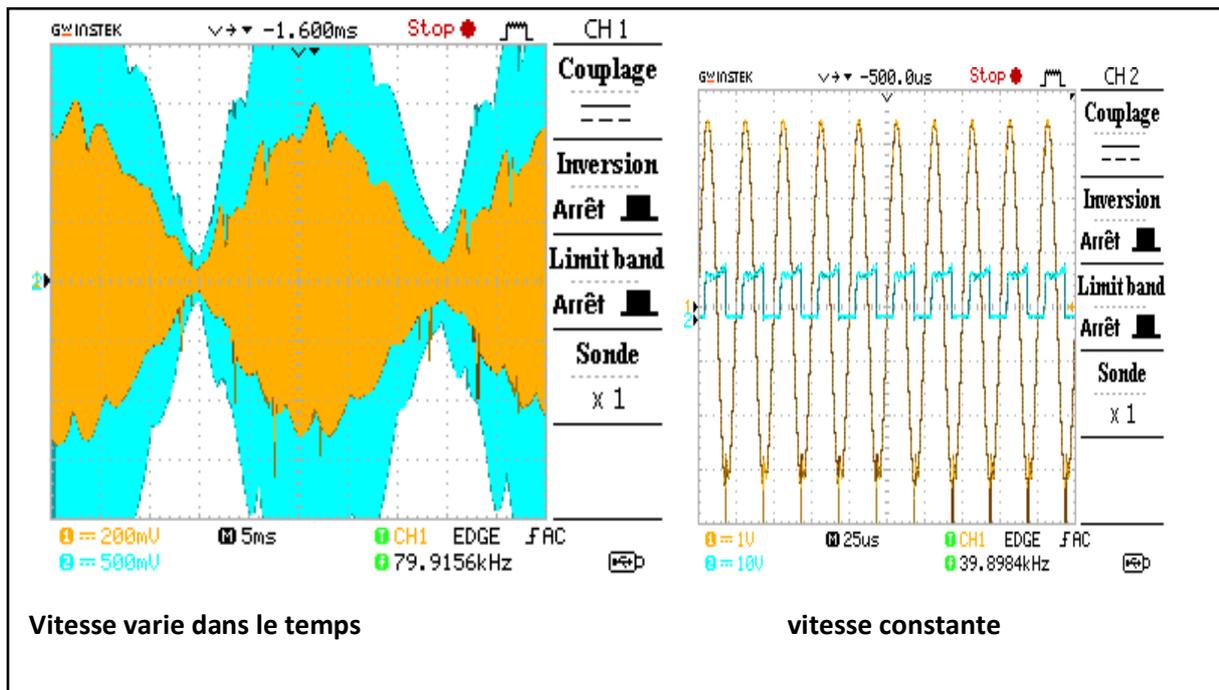


Figure IV.23: le signal de sortie de l'amplification la pte 6de 741

IV.2.2.g Etage d'échantillonnage pour le mode pulsé :

Cependant pour les signaux en mode pulsé et compte tenu que l'information est obtenue dans la période où le capteur d'émission ne transmet pas les signaux ultrasonores (fréquence de répétition), alors il est possible de sélectionner une zone d'échantillonnage qui devrait correspondre à la position de l'obstacle (voir figure 4.26 ci-dessous). Ceci est possible à travers un échantillonneur bloqueur qui doit récupérer l'information à des instants déterminés après la fin de transmission des ondes ultrasonores. Le circuit est illustré sur la figure IV.24 ci-dessous.

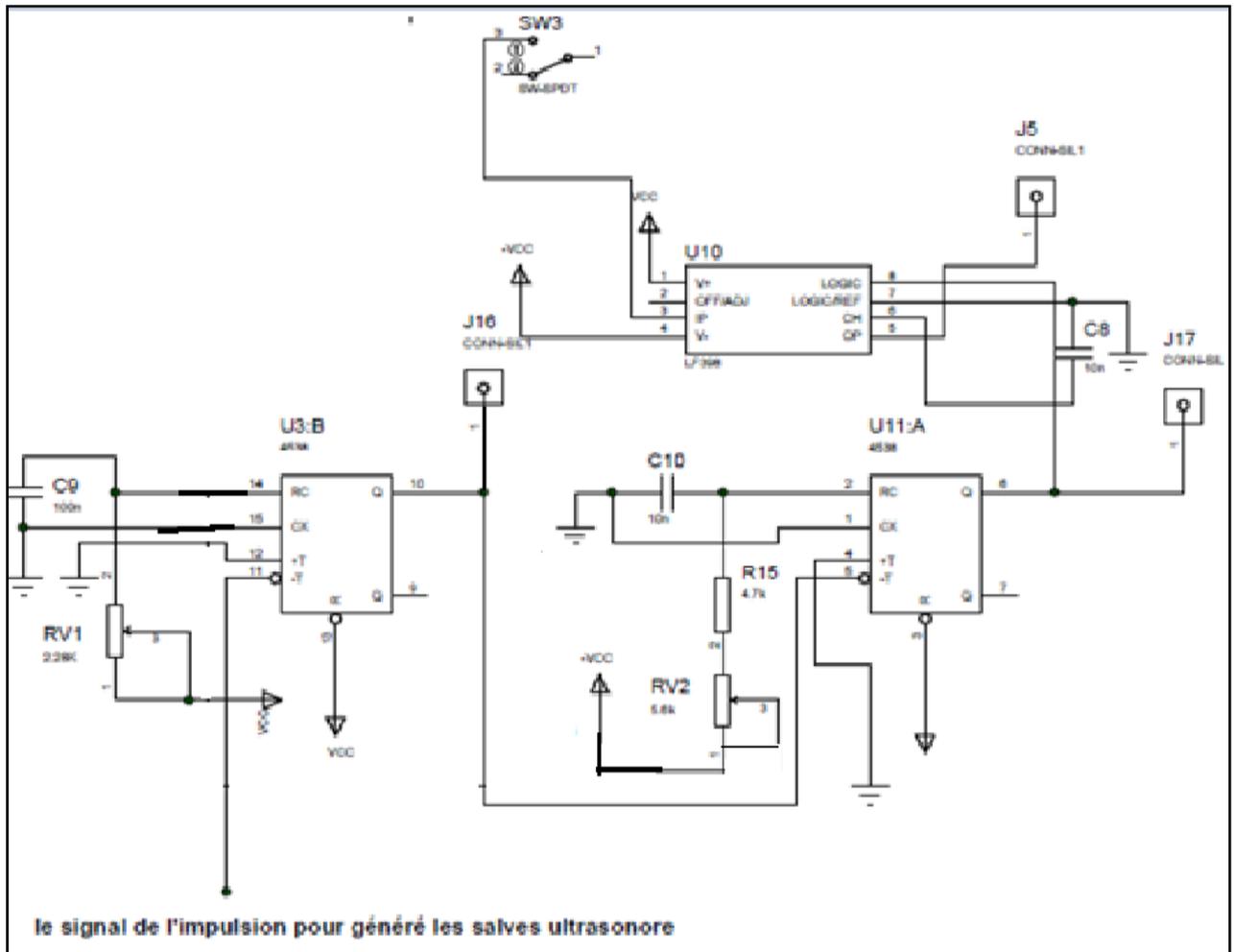


Figure IV.24 : le circuit de l'échantillonnage

Le circuit échantillonneur bloqueur (E/B) est réalisée à travers le LF398 avec une capacité de maintien de 10nF (C8). L'impulsion d'échantillonnage est appliquée à la broche 8 de E/B et le signal reçu est appliqué à la broche 3 via l'interrupteur SW (une fois le mode pulsé

Chapitre IV: approche pratique de la plateforme ultrasonore réalisée

sélectionné). Cette impulsion d'échantillonnage est générée à partir de l'impulsion générant les salves de transmission. En fait, les fronts descendants de ces impulsions de salves de transmission sont utilisées pour déclencher un monostable (U3B) pour générer un train d'impulsions dont la durée va correspondre à la zone de localisation de l'obstacle (voir figure 4.27 ci-dessous)-broche10. Cette durée peut être ajustée à travers le RV1, permettant ainsi à l'utilisateur de changer la zone d'échantillonnage (voir figure IV.28 ci-dessous) en fonction de la position de l'obstacle (les limites de ces durées en fonction des valeurs extrêmes (min et max) de RV1 sont le suivant le suivante :

La valeur minimale de RV1 correspond à 3.9 kohm une durée de 0.00016 s.

La valeur maximale de RV1 correspond à 20 kohm correspond à 2 ms.

Le front descendant de ce train d'impulsion est utilisé pour déclencher un deuxième monostable le U11A (broche6) qui va alors générer les impulsions d'échantillonnage (voir figure IV.26 ci-dessous). La durée de cette impulsion peut être ajustée par RV2 (les limites de ces durées en fonction des valeurs extrêmes (min et max) de RV2 sont les suivantes :

La valeur minimale de RV2 correspond à 20 kohm une durée de 10 microsecond.

La valeur maximale de RV2 correspond à 1 ms.

une durée de l'impulsion = 100 micro seconde après 250 µs de l'émission de signal pulsé.

La figure IV.25 ci-dessous illustre les signaux obtenus à la sortie de l'échantillonneur bloqueur (broche5) le long avec les impulsions d'échantillonnage sur plusieurs cycles de fréquence de répétition. :

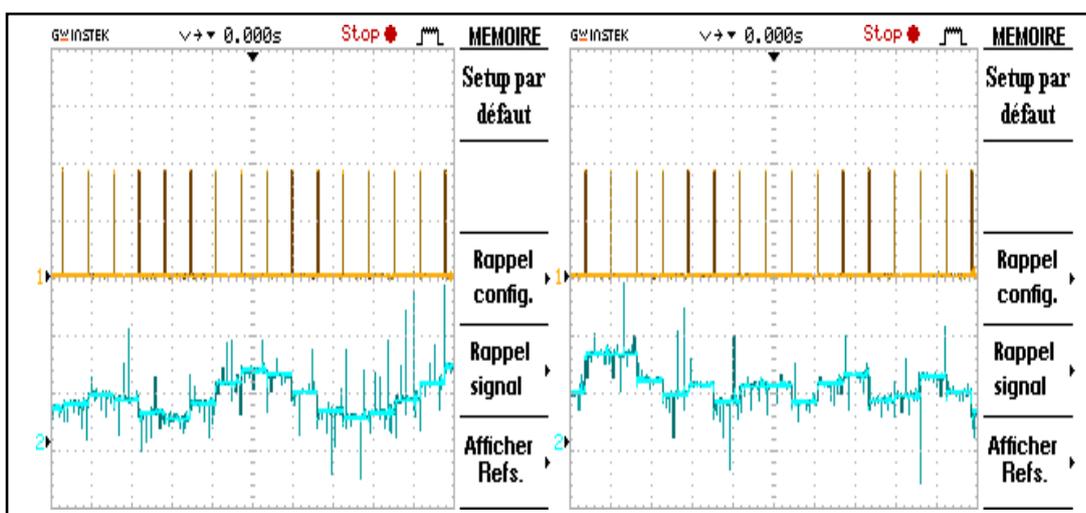


Figure IV.25 : les signaux obtenus à la sortie de l'échantillonneur bloqueur

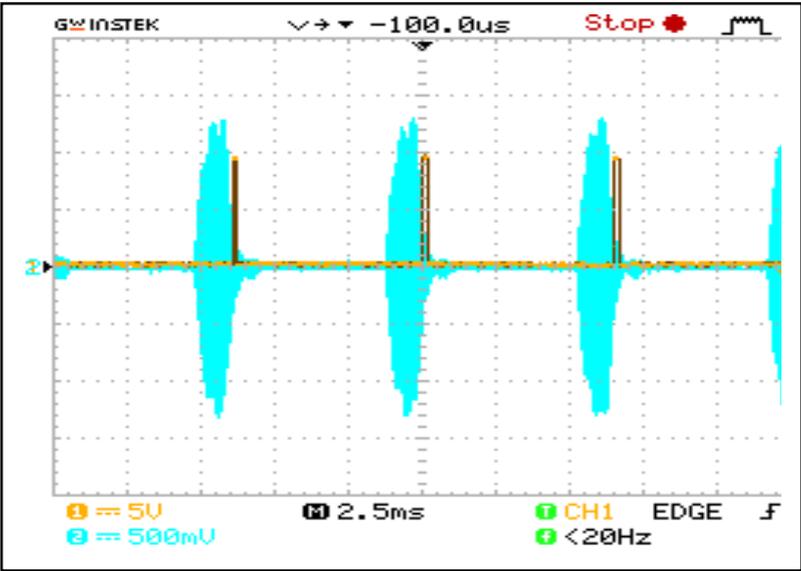


Figure IV.26 : la position de l'impulsion de l'échantillonnage vis-à-vis du signal reçu.

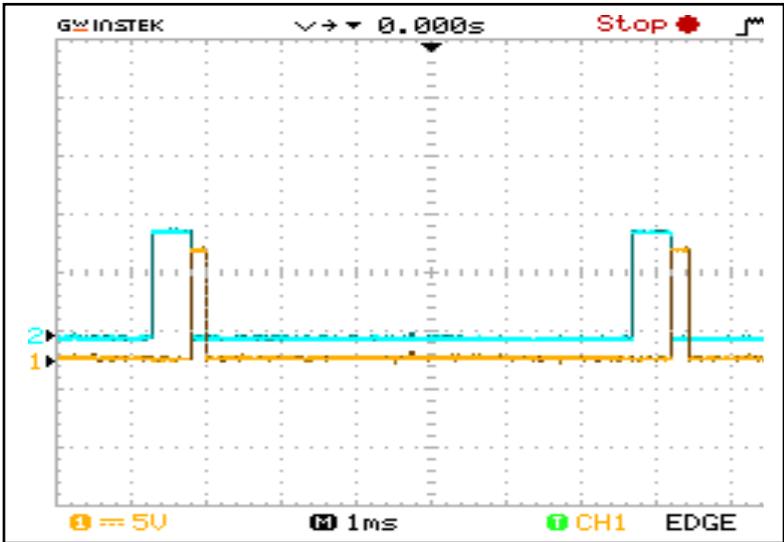


Figure IV.27 : train d'impulsion (en bleu-broche 10 du U3B) générant l'impulsion d'échantillonnage (en jaune-broche 6 du U3A)

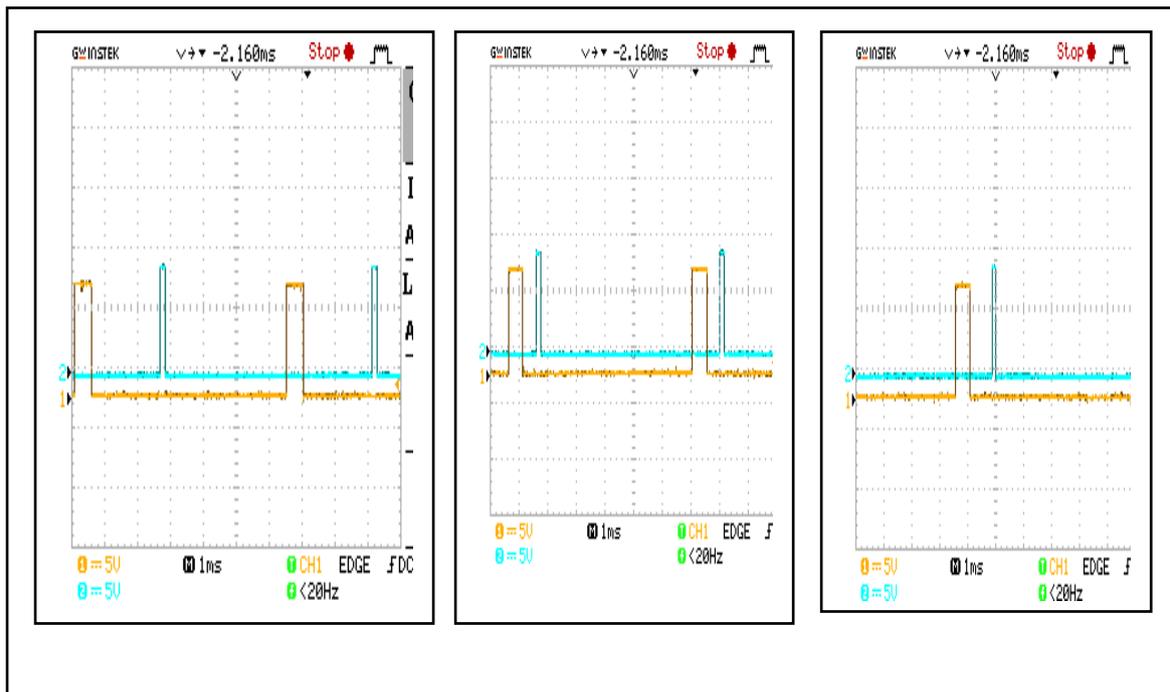


Figure IV.28 : différentes positions des impulsions d'échantillonnage (en bleu) par rapport aux impulsions des salves de transmissions (en jaune) en ajustant le RV1 dans le circuit

IV.3 Conclusion :

Dans ce chapitre une description illustrée des circuits qui ont été réalisés pour développer la plateforme a été faite. Cette description a été menée du capteur ultrasonore, passant par les circuits d'émission en mode continu et en mode pulsé, jusqu'aux circuits de réception pour ces deux modes. A chaque niveau de ces circuits les signaux mesurés ont été illustrés permettant ainsi une bonne compréhension du fonctionnement de la plateforme et par conséquent son utilisation dans un but didactique ce qui va être décrit dans le chapitre suivant. La partie acquisition sera aussi décrite dans le chapitre qui suit ainsi que quelques mesures avec une application pour le débit d'air respiratoire.

V.1 Introduction :

Dans un micro ordinateur le microprocesseur dialogue avec sa mémoire centrale directement mais doit faire appel à des interfaces pour dialoguer avec la périphérie.

Dans ce chapitre, une étude généralisée est d'abord exposée sur la carte d'interface utilisée et mise en œuvre. Il s'agit de la carte Arduino qui permet de digitaliser les signaux et d'assurer le transfert des données numériques vers le PC en vue d'un traitement et d'un affichage. Par la suite des tests sont menés sur le dispositif à travers la mesure de distance et de vitesse dans les deux modes de transmission continu et pulsé. Des mesures de débit sont aussi présentées et évaluées pour différents sujets de taille, d'âge et de sexe différents.

V.2 étude théorique de la carte d'acquisition:

La carte d'acquisition utilisée et mise en œuvre dans notre réalisation est La carte Arduino Mega 2560 disponible au magasin des composants de la faculté. C'est une carte microcontrôleur basée sur un ATmega2560. Cette carte dispose [annexe FT arduino mega2560] :

- de 54 broches numériques d'entrées/sorties (dont 14 peuvent être utilisées en sorties PWM (largeur d'impulsion modulée)
- de 16 entrées analogiques (qui peuvent également être utilisées en broches entrées/sorties numériques)
- de 4 UART (port série matériel)
- d'un quartz 16Mhz
- d'une connexion USB
- d'un connecteur d'alimentation jack
- et d'un bouton de réinitialisation (reset).

Elle contient tout ce qui est nécessaire pour le fonctionnement du microcontrôleur. Pour pouvoir l'utiliser et se lancer, il suffit simplement de la connecter à un ordinateur à l'aide d'un câble USB (ou de l'alimenter avec un adaptateur secteur ou une pile, mais ceci n'est pas indispensable, l'alimentation étant fournie par le port USB).

Dans notre application une seule entrée analogique est utilisée. Il s'agit soit des signaux reçus en mode continu soit ceux reçus du mode pulsé. La résolution du convertisseur A/N disponible est de 10 bits (c.à.d. sur 1024 niveaux soit de 0 à 1023). L'acquisition de la grandeur analogique est réalisée à travers la fonction analogRead du langage Arduino. Par

Chapitre V: Carte d'acquisition résultats et mesures

défaut, ces broches mesurent entre le 0V (valeur 0) et le 5V (valeur 1023). Elle présente aussi les caractéristiques suivantes :

- **la plage de tension d'entrée** : le convertisseur analogique de l'Arduino ne peut recevoir à son entrée que des tensions comprises entre 0V et +5V.
- **la précision** : la précision du convertisseur est très bonne sauf pour les deux derniers bits de poids faible. On dit alors que la précision est de $\pm 2\text{LSB}$.
- **la vitesse de conversion** : le convertisseur N/A de la carte Arduino n'a pas une très grande vitesse de conversion par rapport à un signal audio par exemple. Ainsi, si l'on convertit un signal audio analogique en numérique grâce à la carte Arduino, on ne pourra entendre que les fréquences en dessous de 10kHz. Dans bien des cas cela peut être suffisant, mais d'en d'autre il faudra utiliser un convertisseur A/N externe (un composant en plus) qui sera plus rapide afin d'obtenir le spectre audio complet d'un signal sonore[36].

V.3. Câblage de la carte avec le circuit de réception en mode continu:

L'étage de réception en mode continu de la plateforme réalisée est facilement connecté avec la carte arduino. Il suffit tout simplement de connecter la sortie de l'amplificateur (Broche 6) avec l'entrée analogique A0 de la carte, bien sûr et pour permettre l'acquisition sur le PC, la connexion USB la carte arduino est branchée avec le micro ordinateur (voir la figure V.1 ci-dessous). En plus de cette connexion hardware avec le pC, un logiciel d'acquisition doit être développé pour assurer le transfert des données vers le PC et afficher l'évolution du signal. En fait dans ce cas le moniteur du PC est utilisé comme oscilloscope. Le logiciel d'acquisition de la carte Arduino est simple et disponible en open source. En effet, Après la déclaration des variables, et le lancement de la liaison série en fixant dans notre cas cette vitesse de transmission série à 9600 bauds-la lecture du port (analogread) est enclenchée et les données acquises sont visualisées (Serial.println). Le programme complet d'acquisition est donné en ci-dessous :

```
int capteur = 0 ;//déclaration du variable l'entrée de notre signal est reliev avec le A0
int valeurLue ; //variable pour stocker la valeur lue après conversion
void setup(){ //on se contente de démarrer la liaison série
Serial.begin(9600); }
void loop()    { //dans cette partie Programmation des interactions
Dans cette boucle, on définit les opérations à effectuer,
valeurLue = analogRead(capteur);
Serial.println(valeurLue) ; Delay(1) ; //on attend une milliseconde pour que
l'affichage ne soit pas trop rapide }
```

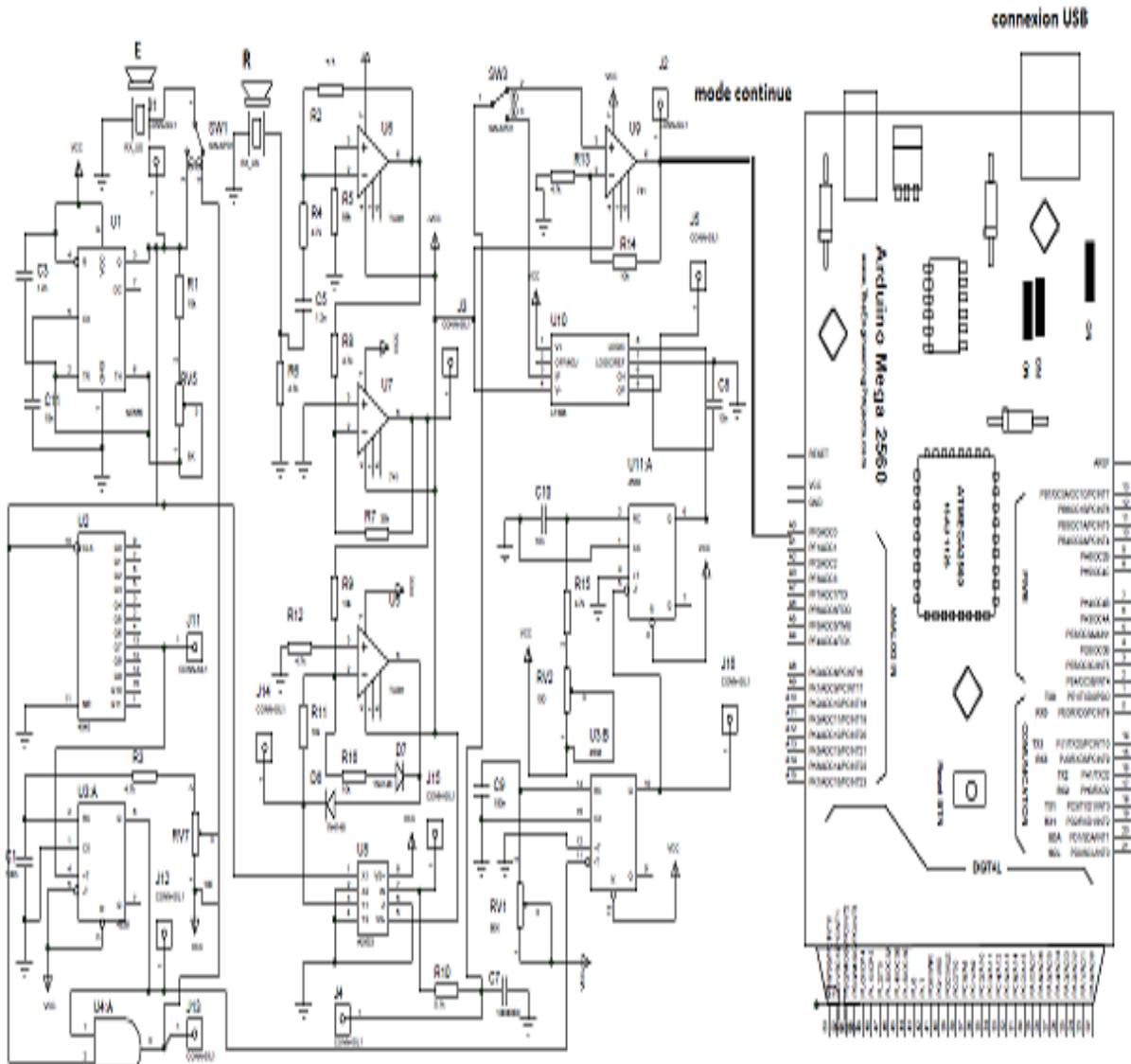


Figure V.1. branchement de notre plateforme avec la carte arduino

Les photos ci-dessous illustrent la plateforme réalisée avec les capteurs ultrasonores disposés directement sur la plateforme et disposés sur un tube pour la mesure du débit d'air

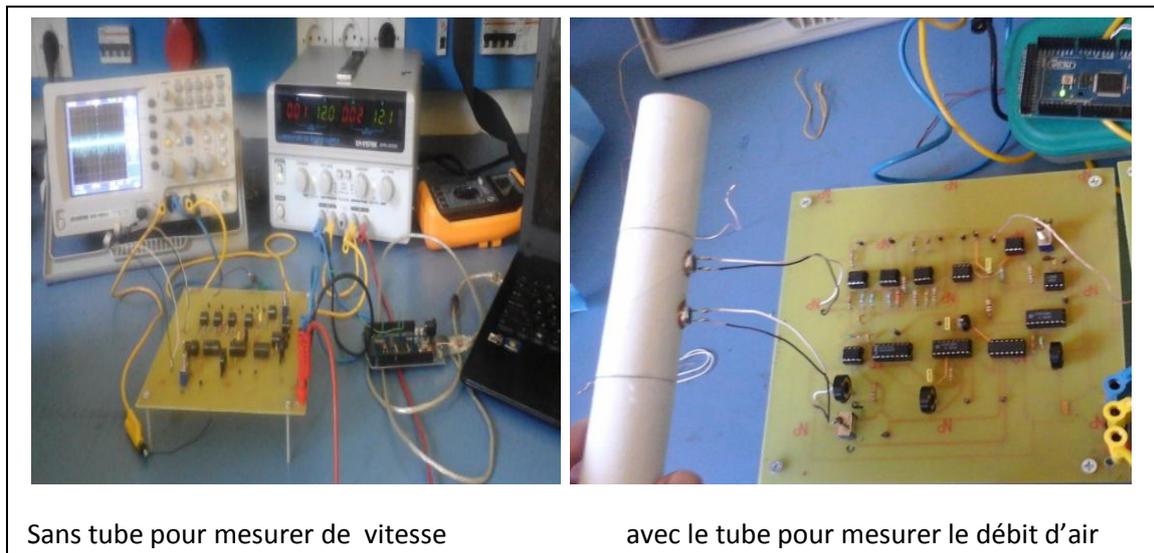


Figure V.2.photo de montage

V.3.a Visualisation et évaluation des signaux en mode continu :

Le signal émis par l'émetteur ultrasonore à une fréquence fixe et connue (40kHz) est réfléchi par tous les obstacles se trouvant sur le chemin des ondes U/S émises. En fait la fréquence de réception (ondes réfléchies) sera plus grande si l'obstacle s'éloigne du capteur ou plus faible s'il se rapproche. Comme on l'avait expliqué dans les chapitres précédents c'est l'effet Doppler. L'effet doppler est régi par une formule mathématique simple qui établie une proportionnalité entre les variations de fréquences ultrasonores, la vitesse et le sens de déplacement de ces obstacles par la relation suivante [8].

$$\Delta_f = \frac{2.V.F_e}{c} \cos\theta$$

Avec: $\Delta_f = f_e - f_r$

F_e : fréquence émise

F_r : fréquence reçue

θ : Angle de faisceaux ultrasonore dans notre cas $\theta = 180^\circ$

C : célérité des ultrasons

V : vitesse de l'obstacle

Tandis que l'amplitude du signal reçu est fonction de la distance séparant l'objet à détecter de l'émetteur, de la taille de l'objet et de son pouvoir de rémission de l'onde, sa fréquence est donc fonction de la vitesse du mobile.

Chapitre V: Carte d'acquisition résultats et mesures

Alors la détermination de cette dernière se résume en une mesure de fréquence. Cette variation de fréquence Δf correspond en fait dans notre cas au signal délivré par le détecteur de phase et mise en forme. Il s'agit alors du signal qui se présente à l'entrée analogique de la carte d'acquisition.

Différents tests ont été réalisés pour s'assurer du bon fonctionnement de la plateforme développée. Ces tests consistent à placer un obstacle en face des capteurs (émission et réception) d'abord à différentes distances et de mesurer le signal reçu (en amplitude) puis à une distance déterminée et de bouger l'obstacle à des vitesses différentes et d'évaluer le signal reçu. D'autres tests ont été réalisés cette fois en disposant les capteurs émetteur et récepteur dans un tube (position et distance entre eux déterminée) et en demandant à un sujet de d'inspirer puis d'expirer profondément dans le tube en vue d'apprécier le débit d'air.

Ce premier test consiste à faire bouger un obstacle devant notre plateforme à différentes vitesses (rapide et lente). Différentes nature d'obstacles ont été utilisées (verre et la main).

1er Test : utilisation d'un morceau de verre comme obstacle:

On fait bouger le morceau de verre devant notre plateforme avec une vitesse très rapide (on s'éloigne puis on se rapproche des capteurs). Le signal obtenu est illustré sur la figure V.3 ci-dessous. Son amplitude atteint les 900mV quand on se rapproche et diminue fortement quand on s'éloigne :

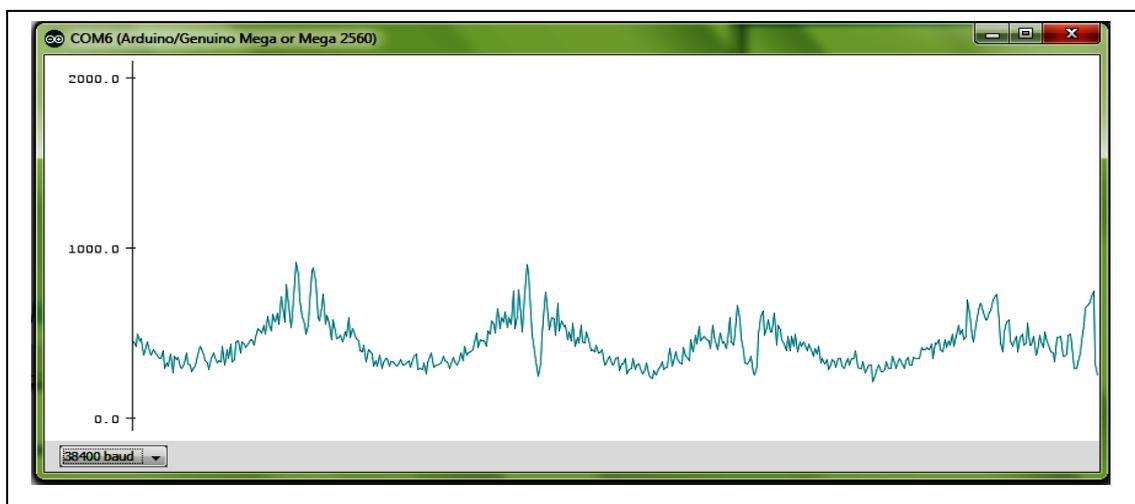


Figure V.3. : Signal affiché par arduino cas d'une vitesse rapide (verre)

Chapitre V: Carte d'acquisition résultats et mesures

Maintenant en faire bouger la pièce de verre d'une manière trop lente le signal observé est illustré sur la figure V.4.

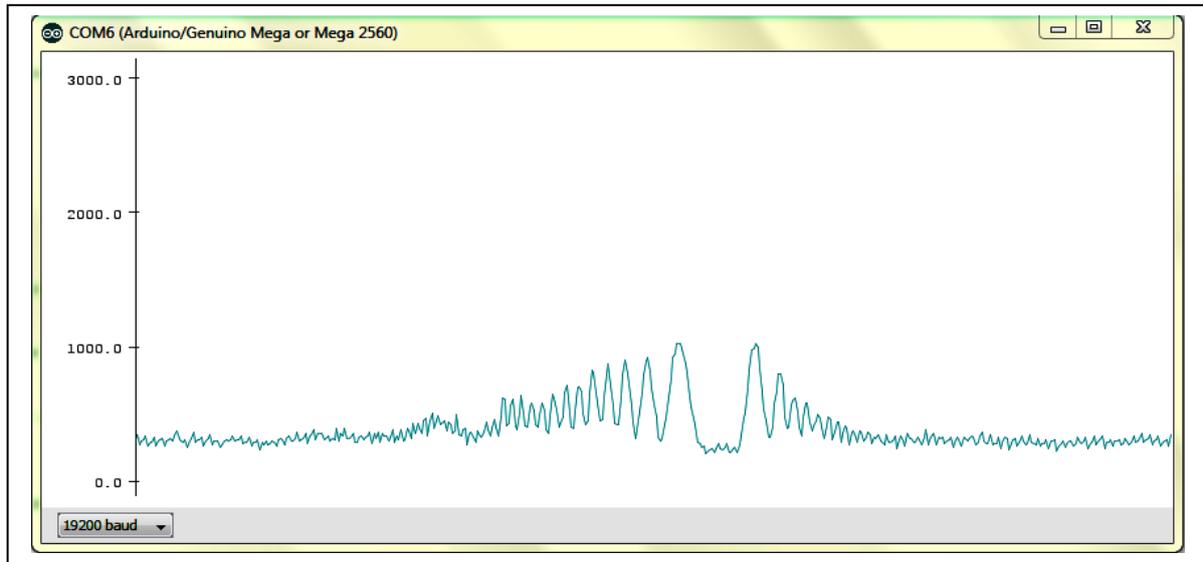


Figure V.4. : Signal affiché par arduino cas d'une vitesse lente (verre)

La faible vitesse correspond a une faible amplitude peu augmenter un peu quand on rapproche avec une phase différente de celle de vitesse faible le changement des périodes est bien claire.

2ème test : Utilisation de la main comme obstacle:

La même procédure que pour le premier test est suivie ; à savoir en déplaçant l'obstacle avec une vitesse rapide puis avec une vitesse lente.

La figure V.5 ci-dessous illustre le signal obtenu dans le cas d'une vitesse rapide.

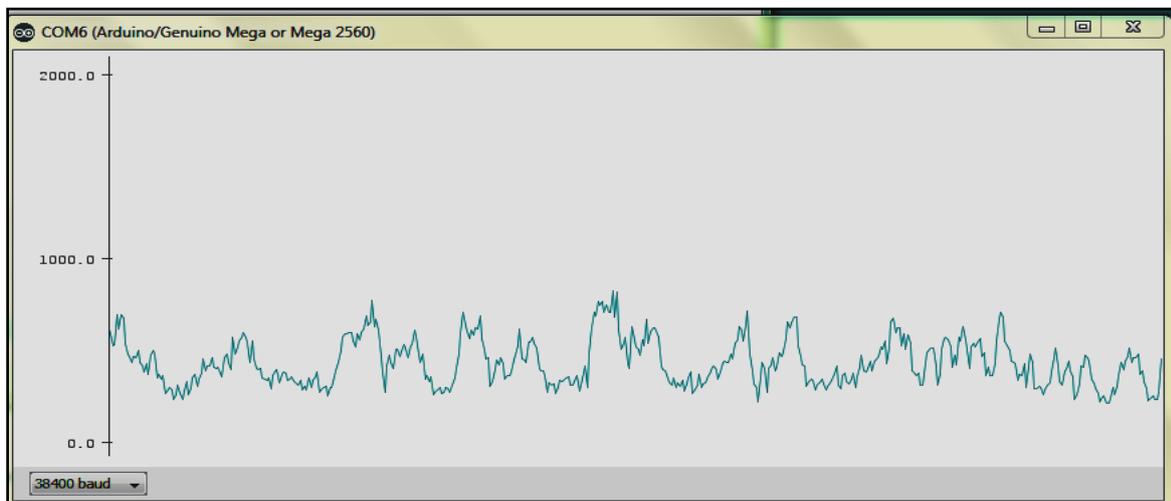


Figure V.5: Signal affiché par arduino cas d'une vitesse rapide (la main)

Chapitre V: Carte d'acquisition résultats et mesures

La figure V.5 ci-dessous illustre le signal obtenu dans le cas d'une vitesse lente.

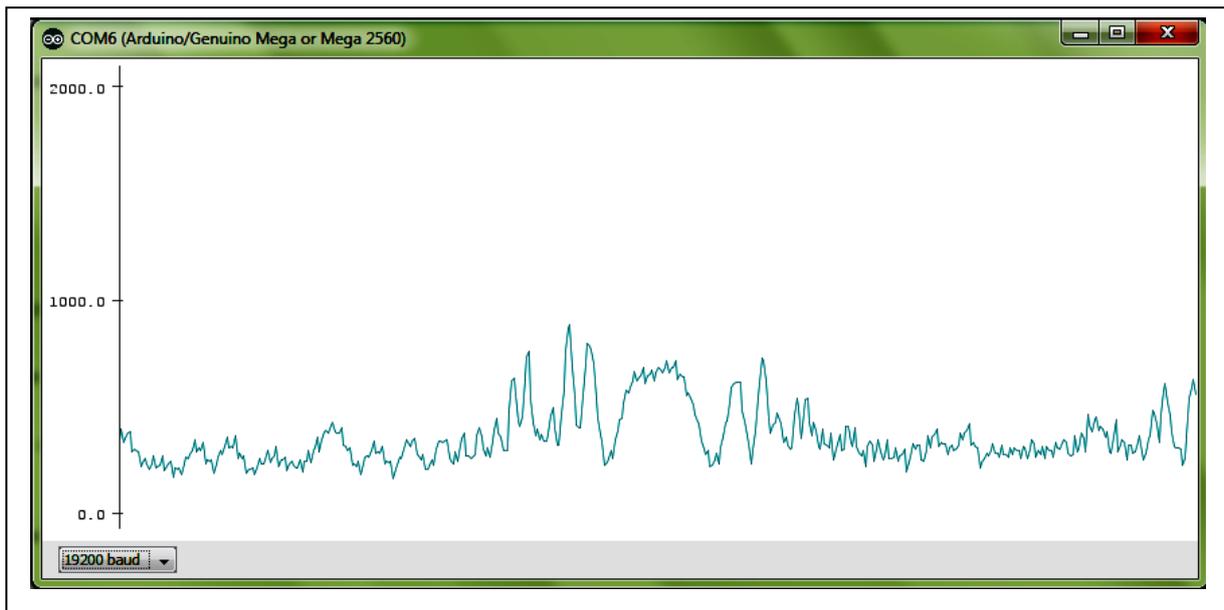


Figure V.6: Signal affiché par arduino cas d'une faible vitesse (main)

Remarque :

dans les deux cas on constate des variations d'amplitudes ainsi que de périodes des signaux obtenus.

Malgré que les vitesses sont la même pour les deux cas de la main et du morceau de verre mais les courbes ne sont pas identiques ceci compte tenu de coefficient d'absorption et de réflexion qui sont différents (voir le chapitre II).

V.3.b Visualisation et évaluation du débit pulmonaire :

Dans ce cas et pour relever le signal traduisant le débit pulmonaire, les capteurs ultrasonores (émetteur et récepteur) sont convenablement disposés (espacement et position l'un vis à vis de l'autre) sur un tube de diamètre déterminé (3cm). En fait, la position des capteurs est telle que l'air expiré puisse perturber les ondes ultrasonores émises. Cette vitesse des perturbations décrit le débit pulmonaire. Pour expliquer cette relation différents sujets ont été demandés d'inspirer et d'expirer profondément dans le tube et dans chaque cas le signal réfléchi est visualisé.

Les résultats obtenus sont illustrés sur les figures V.7. le test est réalisé selon le protocole suivant :

Chapitre V: Carte d'acquisition résultats et mesures

- Respiration/expiration normale : Le sujet est demandé de respirer normalement pendant 10 secondes, puis d'inspirer et d'expirer profondément, différents sujets ont participé à ces tests.

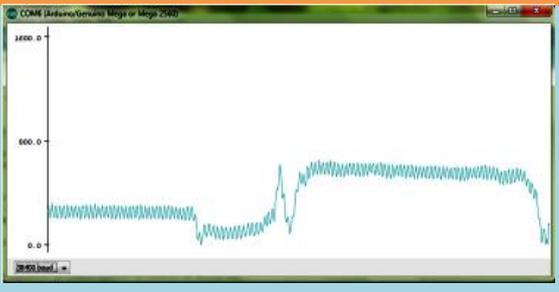
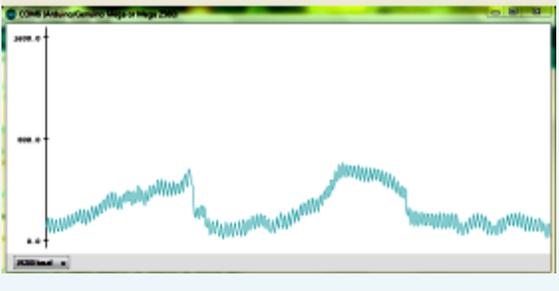
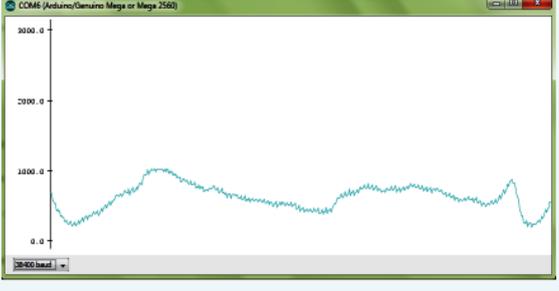
Les cas	sexe	Age	Poids (kg)	Etat de santé	Tension (mv)	Signal observé
Cas nmr 1	F	23	70	Bien	800	
Cas nmr 2	F	45	86	Bien	600	
Cas nmr3	F	24	54	Insuffisance respiratoire	440	
Cas nm4	F	24	61	Bien	1000	

Figure v.7 : Tests de mesures du débit respiratoire

Il apparaît clairement à travers les résultats illustrés sur la figure ci-dessus que les allures des signaux obtenus sont comparables en morphologie mais différents en valeurs. En

Chapitre V: Carte d'acquisition résultats et mesures

effet, les amplitudes sont différentes, elles varient de 440 à 1000mV dépendant de la corpulence et de l'état de fitness du sujet. L'amplitude maximale est obtenue pour le sujet le plus fit et la minimale pour le sujet souffrant de problème respiratoire. Le profil de variation change aussi en fonction de la manière avec laquelle le sujet à expirer (une expiration lente ou moins lente). Toutefois, pour une lecture directe du débit en litres/minutes, il est important de faire un calibrage avec un spiromètre.

V.4 Câblage de la carte avec le circuit de réception en mode pulsé :

Pour la réception en mode pulsé un circuit est ajouté compte tenu que le signal reçu généré au niveau de l'échantillonneur bloqueur est de faible niveau et bipolaire. Ce circuit (figure V.8) est constitué par un amplificateur et un circuit d'offset permettant de décaler le signal entre 0 et 5v maximale et être par conséquent compatible avec l'entrée analogique de la carte Arduino.

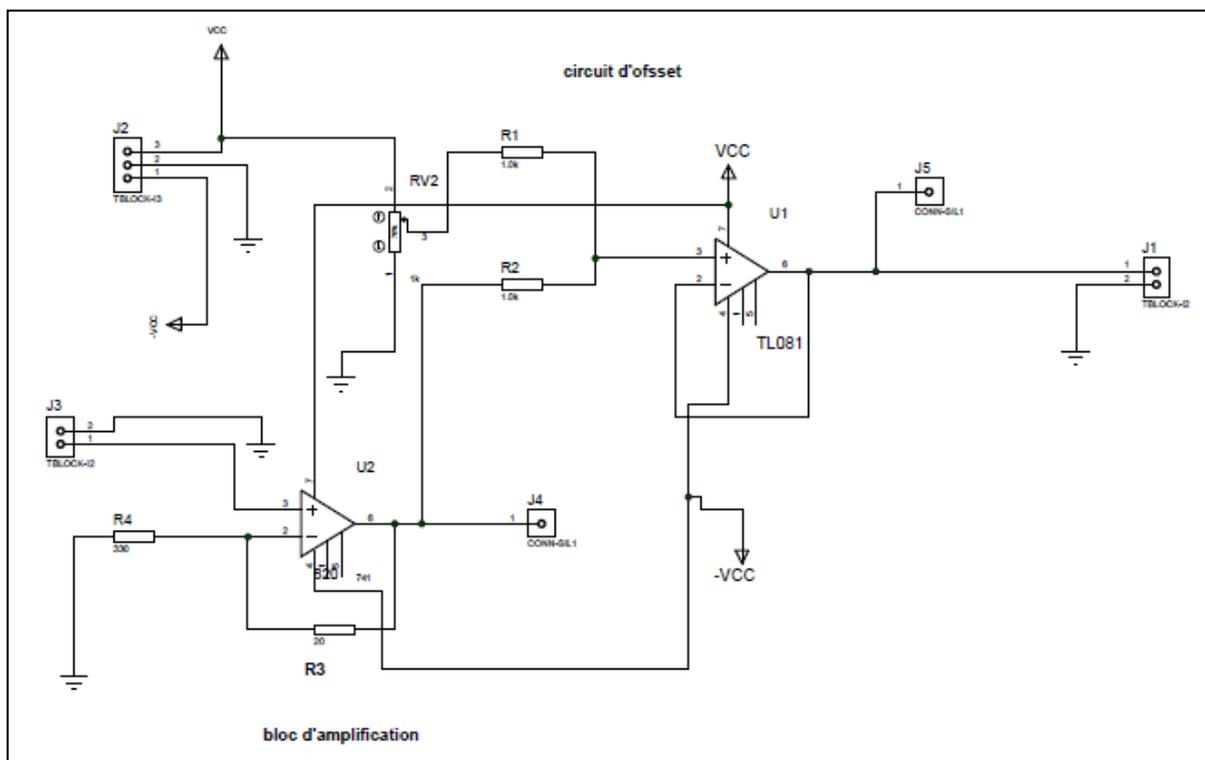


Figure V.8: circuit d'amplification plus offset

Concernant l'étage d'amplification c'est un simple amplificateur non inverseur avec un Gain :

$$G=1+\frac{R3}{R4}=1+\frac{820}{330}=3.48$$

Chapitre V: Carte d'acquisition résultats et mesures

Pour le circuit d'offset, il s'agit d'un circuit sommateur, suiveur. Une tension continue positive générée à partir d'un diviseur de tension (le potentiomètre RV2 et la résistance R1) est ajoutée au signal amplifié.

Le signal résultant est alors appliqué à l'entrée analogique (broche A0) de la carte Arduino tel que c'est illustré sur la figure V.9 ci-dessous.

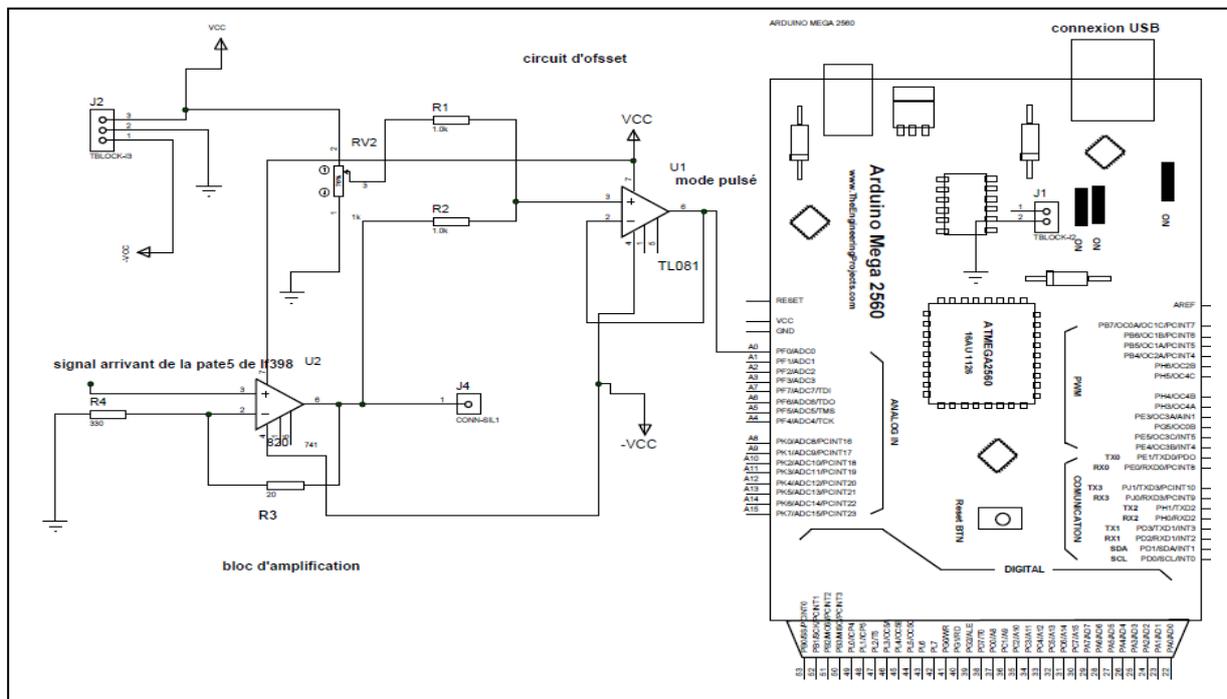


Figure V.9 : câblage de notre circuit avec Arduino

La photo sur la figure V.10 représente la plateforme avec le circuit d'amplification et d'offset branché à la carte Arduino.

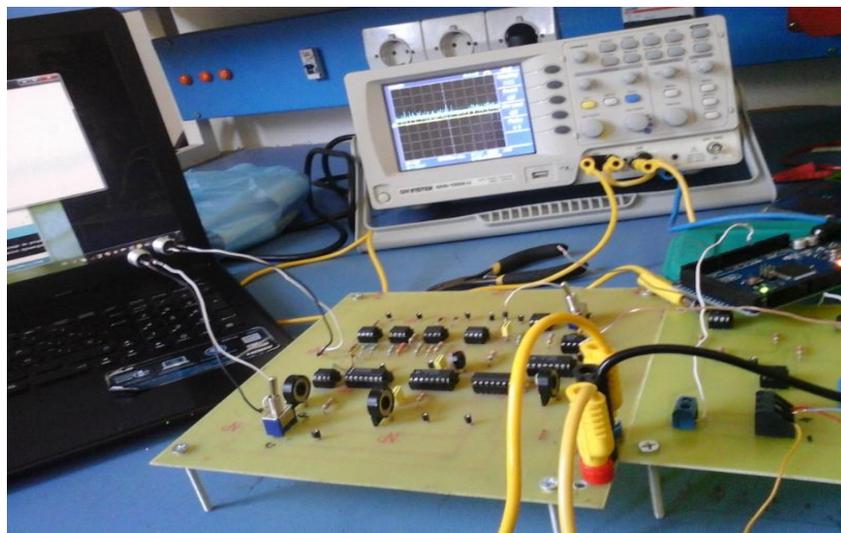


Figure V.10: la plateforme plus le circuit d'amplification et d'offset câblés à arduino

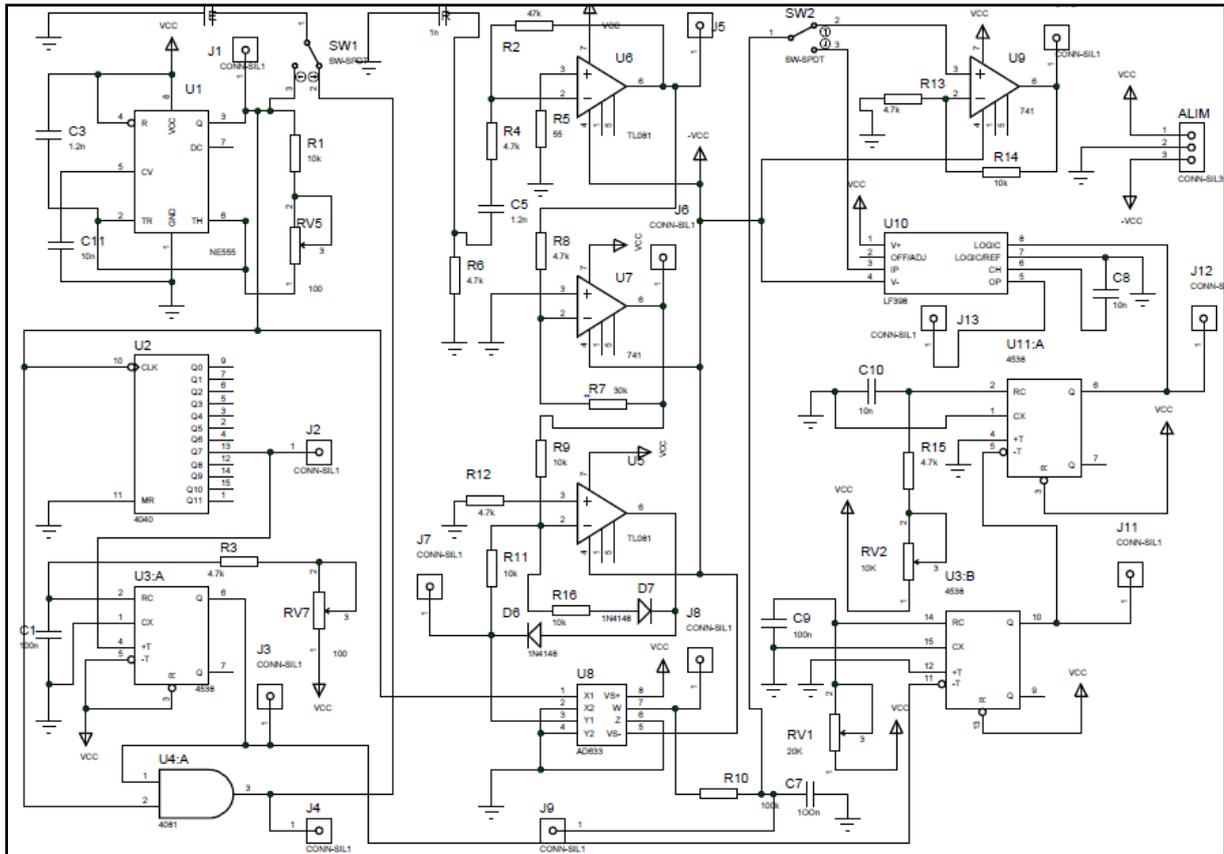


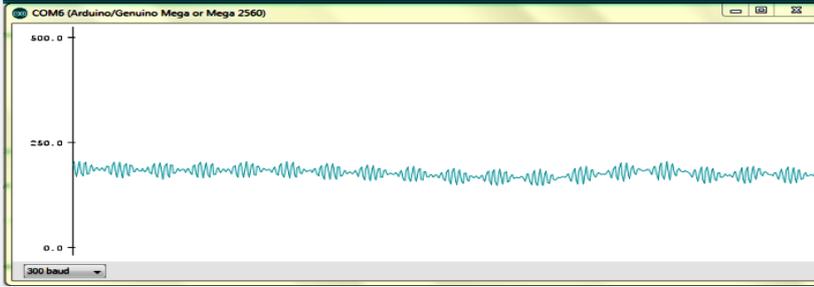
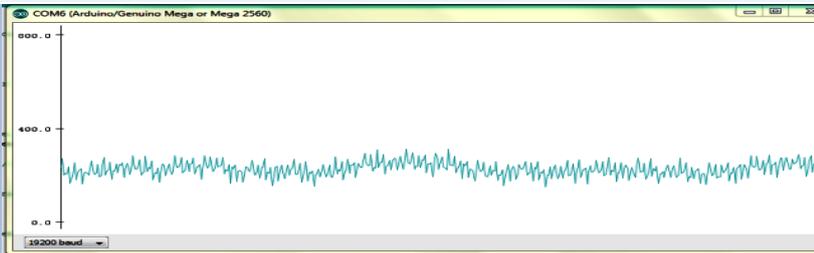
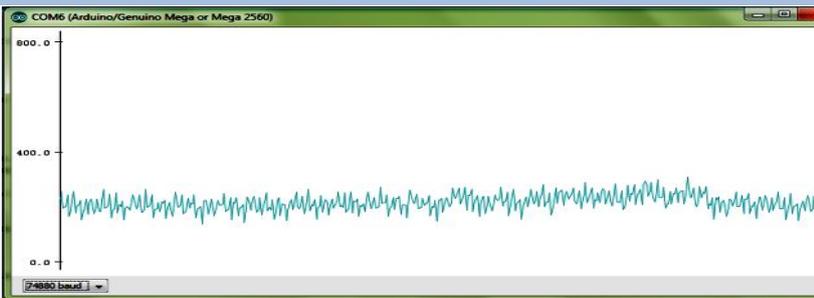
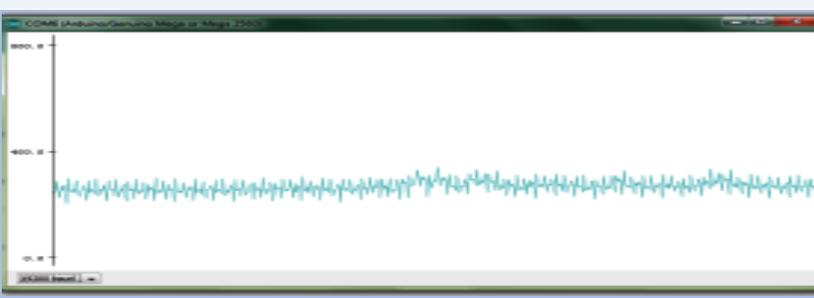
Figure V. 11 : schéma électrique de la plateforme réalisé

V.4.a Visualisation et évaluation des signaux en mode pulsé:

Par le moyen d'un obstacle en plastique de dimension (c'est 20 cm), placé en face des capteurs, on a relevé pour différentes distances les amplitudes de tension correspondantes avec un pas de 1cm. Pour chaque distance, plusieurs essais successifs ont été effectués, ce qui a permis d'utiliser toute la gamme de variation possible de la tension, de la plus faible valeur de l'ordre de (0 volt) à la valeur plein échelle. La figure V.11 ci-dessous illustre les résultats obtenus (signaux mesurés) pour différentes distances par rapport aux capteurs ultrasonores.

Chapitre V: Carte d'acquisition résultats et mesures

La distance la tension La courbe obtenue
(cm) (mv)

1	300	
2	240	
3	200	
5	180	
6	150	
10	100	

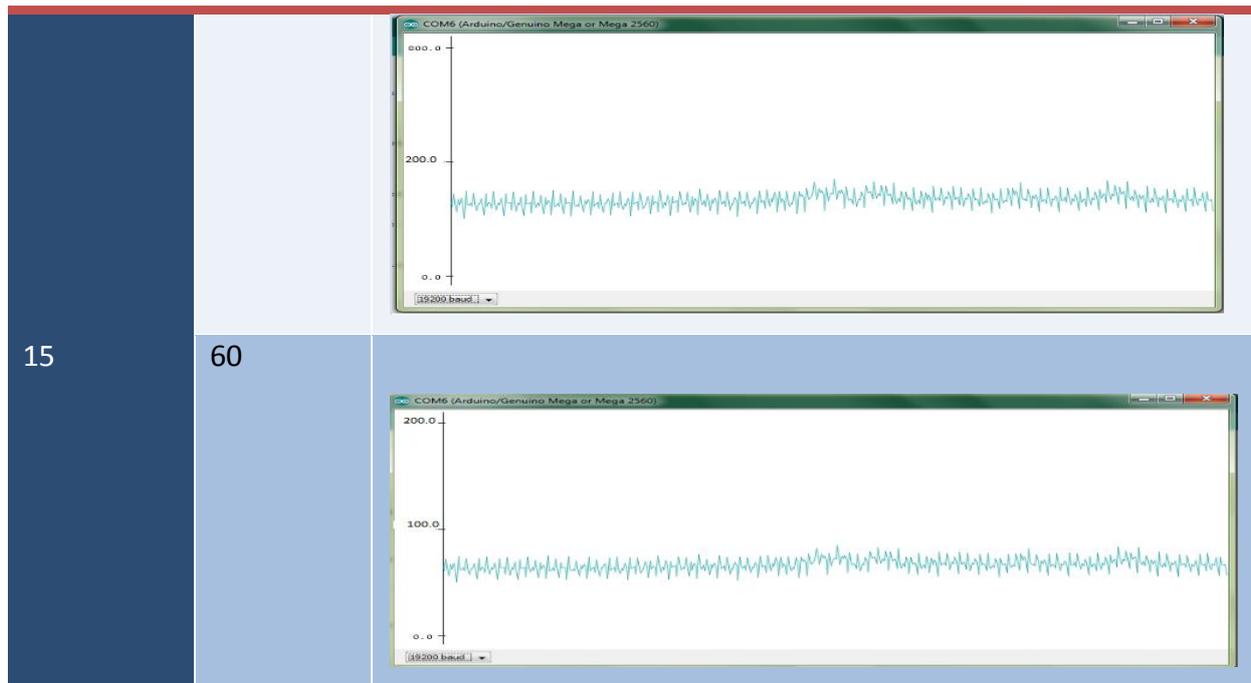


Figure V.12 : les résultats obtenus et les (signaux mesurés)

Remarque :

- Lorsque la tension détectée est nulle, la distance est supérieure à 20cm ou bien inférieure à 1 cm.
 - Par rapport aux mesures obtenues avec les tests réalisés, on constate que l'amplitude maximale (300mV) se situe à 1cm puis une atténuation importante (60mV) est obtenue à partir de 15 cm, montrant ainsi que la zone d'échantillonnage se situe dans cette distance de 1 à 15 cm. Bien sur ceci peut être changé en changeant la localisation de l'impulsion d'échantillonnage tel que cela était expliquée dans le chapitre précédent.
 - Les bruits environnent, la réflexion du sol et d'autres objets ou personnes, la dissipation de l'énergie en dehors de la surface de l'obstacle qui devient importante
 - lorsque la distance mesurée dépasse les 20 cm, ainsi que le positionnement ou l'orientation des transducteurs vont influencer sur les résultats obtenus.
- Pour différentes distances, on a relevées amplitudes du signal reçus à la sortie du transducteur de réception.

Chapitre V: Carte d'acquisition résultats et mesures

Les mesures obtenues sont traduites sous forme d'une courbe représentant la tension mesurée (mV) en fonction de la distance (cm). Cette courbe est obtenue en écrivant le programme Matlab ci-dessous. On voit clairement à travers cette courbe (voir figure V.12 ci-dessous) que la variation est exponentielle ce qui est déjà connu concernant la propagation des ondes ultrasonores dans un milieu. Cependant, il est clair que la zone d'échantillonnage est localisée principalement au voisinage de 1 à 4cm après quoi le signal est fortement diminuer.

Programme sur matlab pour dessiner la courbe de la variation de la distance en (cm) en fonction de la variation de l'amplitude du signal :

```
x =[ 1  2.2  2.3  2.5  2.7  3  3.4  3.6  3.8  4  4.5  7  8  
10 15];  
y= [ 1  0.9  0.8  0.7 0.5  0.4  0.2  0.1  0.08 0.05  0.04  0.04  
0.03  0.01  0.01];  
plot(x,y)  
xlabel ('la distance en (cm)')  
ylabel ('la tension en volt')
```

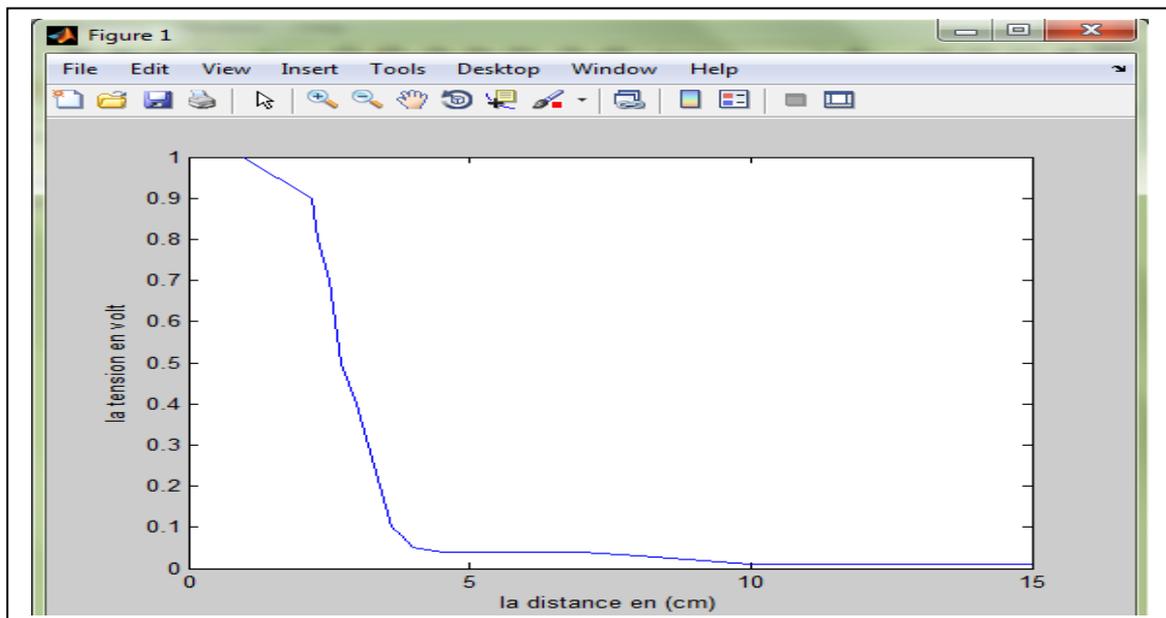


Figure V.13: la courbe sur matlab

V.6 conclusion

A travers ce chapitre le câblage de la plateforme avec la carte d'acquisition a été en premier lieu pour respectivement les cas du mode continu et du mode pulsé. Ensuite des tests de fonctionnement de la plateforme pour les deux cas de mode de transmission ont été décrits à travers des mesures illustrés à travers les signaux obtenus pour différentes positions et vitesse des obstacles. D'autres tests ont été réalisés pour mesurer le débit respiratoire ou il a été montré que la plateforme pouvait être utilisée pour la mesure du débit respiratoire moyennant un calibrage.

TP: Etude d'une plateforme ultrasonore en mode continu et pulsé : mesure du débit d'air

I. But du TP :

Le but de ce TP est de permettre l'étude et la compréhension du principe de fonctionnement d'une plateforme ultrasonore exploitant les ultrasons pour les mesures de la distance et de vitesse. Les deux modes de transmission : mode continu et mode pulsé sont étudiés. L'application de cette technique est aussi étudiée pour la mesure du débit respiratoire.

II. Etude théorique :

1 Les ultrasons :

Définition des ultrasons :

Les signaux ultrasonores sont des ondes de pression mécanique de fréquences supérieures à celles qui sont audibles par l'oreille humaine. D'une manière générale, cette bande de fréquences se situe entre 20 kHz et 1 GHz et couvre une grande variété d'applications. En effet, la plage de fréquences située entre 20 kHz et 300 kHz est principalement utilisée par les sonars et par les animaux pour l'écholocation ; la plage entre 800 kHz et 15 MHz, par les applications d'imagerie médicale et industrielle non destructive; finalement, la plage entre 12 MHz et 1 GHz, par la microscopie acoustique.

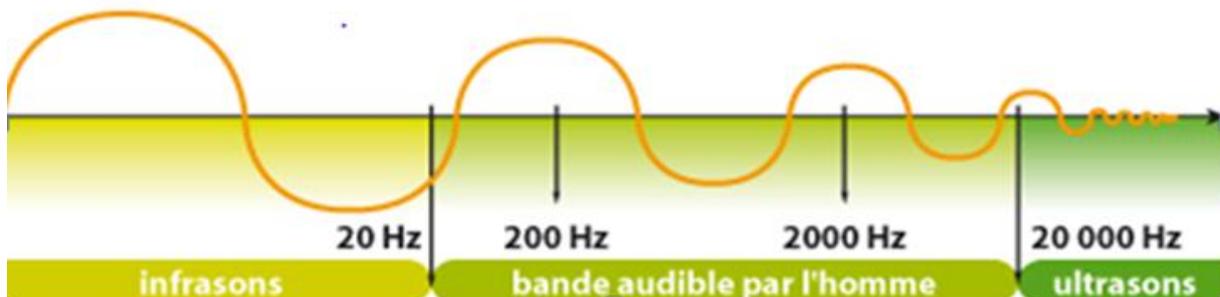


Figure 1: bande fréquentielle du son.

Production des ultrasons :

Les signaux ultrasonores sont habituellement générés par un transducteur composé d'un élément piézoélectrique qui permet de transformer les ondes mécaniques en signaux électriques et vice-versa. Lorsqu'une variation de tension est appliquée aux bornes d'un cristal piézoélectrique, ce dernier se met à vibrer et produit une onde de pression. Inversement, lorsqu'un cristal piézoélectrique est exposé à une onde de pression, il se déforme et produit un signal électrique.

Chapitre V. Carte d'acquisition résultats et mesures

Les transducteurs sont composés de deux parties essentielles :

- L'émetteur.
- Le récepteur.

L'émetteur émet un son à une fréquence définie et le récepteur collecte le son répercuté par les obstacles. La distance aux objets est calculée par le temps mis par le son pour revenir au récepteur.

2. L'effet Doppler:

L'effet Doppler est le décalage de fréquence d'une onde (généralement acoustique ou électromagnétique) entre la mesure à l'émission et la mesure de la réception

- Pour mesurer une vitesse :

En utilisant l'effet Doppler (*doppler continu*). Cet effet se manifeste lorsqu'on envoie une onde sinusoïdale de fréquence f_e sur une cible en mouvement animée d'une vitesse v dans l'axe de l'émission : L'onde se réfléchit alors sur la cible et revient vers le récepteur avec une fréquence f légèrement différente de f_e :

$$f_1 = f_e + \Delta f \dots\dots\dots (1) \text{ la cible se rapproche de l'émetteur.}$$

$$f_2 = f_e - \Delta f \dots\dots\dots (2) \text{ la cible s'éloigne de l'émetteur.}$$

La valeur de la vitesse est donnée par la relation suivante : $v = \frac{\Delta f}{2f_e \cos \theta} \dots\dots\dots (3)$

- Pour mesurer une distance :

En utilisant l'effet Doppler (*doppler pulsé*). L'émission pulsé s'effectue par une succession d'impulsion ultrasonores d'un même cristal entrecoupé de silence, définissant en fonction de la profondeur de l'examen une période de répétition de fréquence (PRF), Le temps d'apparition des échos par rapport à leurs temps d'émission Δt mesuré permet de calculer une distance donnée par la relation suivante :

$$D = \frac{v \cdot \Delta T}{2} \dots\dots\dots (4)$$

D=notre distance mesurée.

v=la vitesse de propagation des ultrasons.

3. Le schéma bloc de la plateforme ultrasonore :

Le schéma bloc de la plateforme utilisée pour cette étude est donné sur la figure 1 ci-dessous. Le schéma électrique correspondant est illustré sur la figure 2.

La plateforme proposée se divise en deux grandes parties : une partie pour l'émission et une deuxième partie pour la réception. Pour la partie d'émission les deux modes de transmission : le mode continu et le mode pulsé sont prévus. La sélection de l'un ou l'autre se fait à travers un interrupteur SW1. De même pour la partie de réception les deux modes sont prévus, la aussi que la sélection se fait à travers un interrupteur SW2. Il faut préciser que c'est à l'utilisateur de sélectionner les positions des interrupteurs pour garantir qu'en position continu du SW1 doit correspondre la position continu du SW2 et vice versa. Dans les deux cas le signal écho après sa mise en forme est acquis à travers une carte d'acquisition ARDUINO pour être traité par le processeur et déduire la distance et la vitesse (le débit pulmonaire).

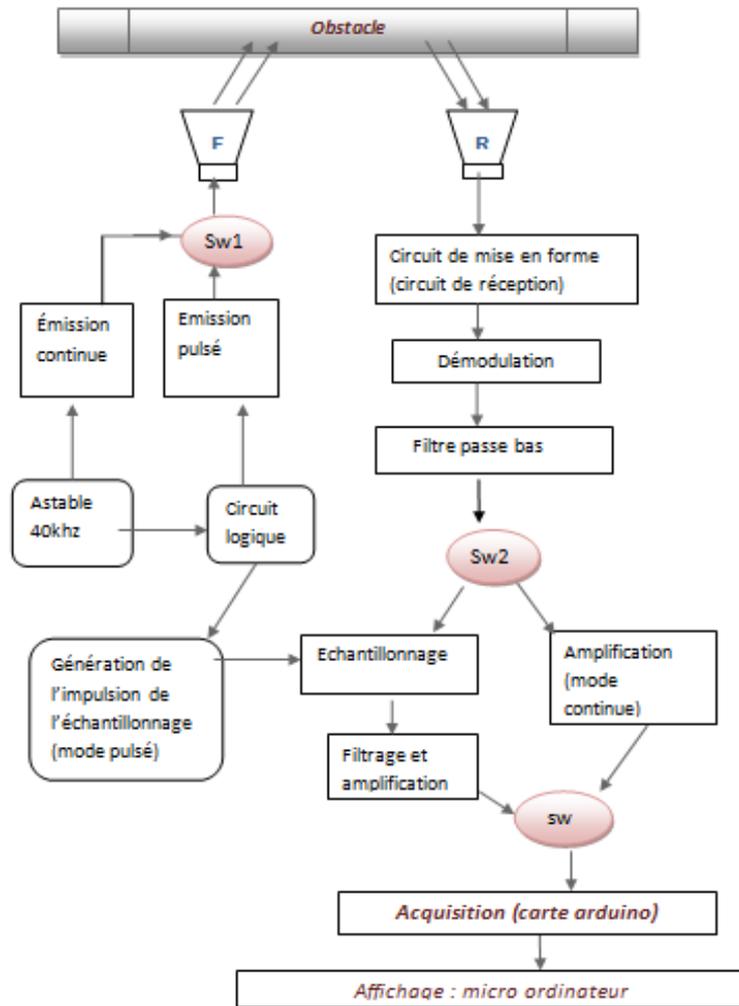


Figure 2: schéma bloc de la plateforme ultrasonore

Schéma électrique de la plateforme :

Chapitre V. Carte d'acquisition résultats et mesures

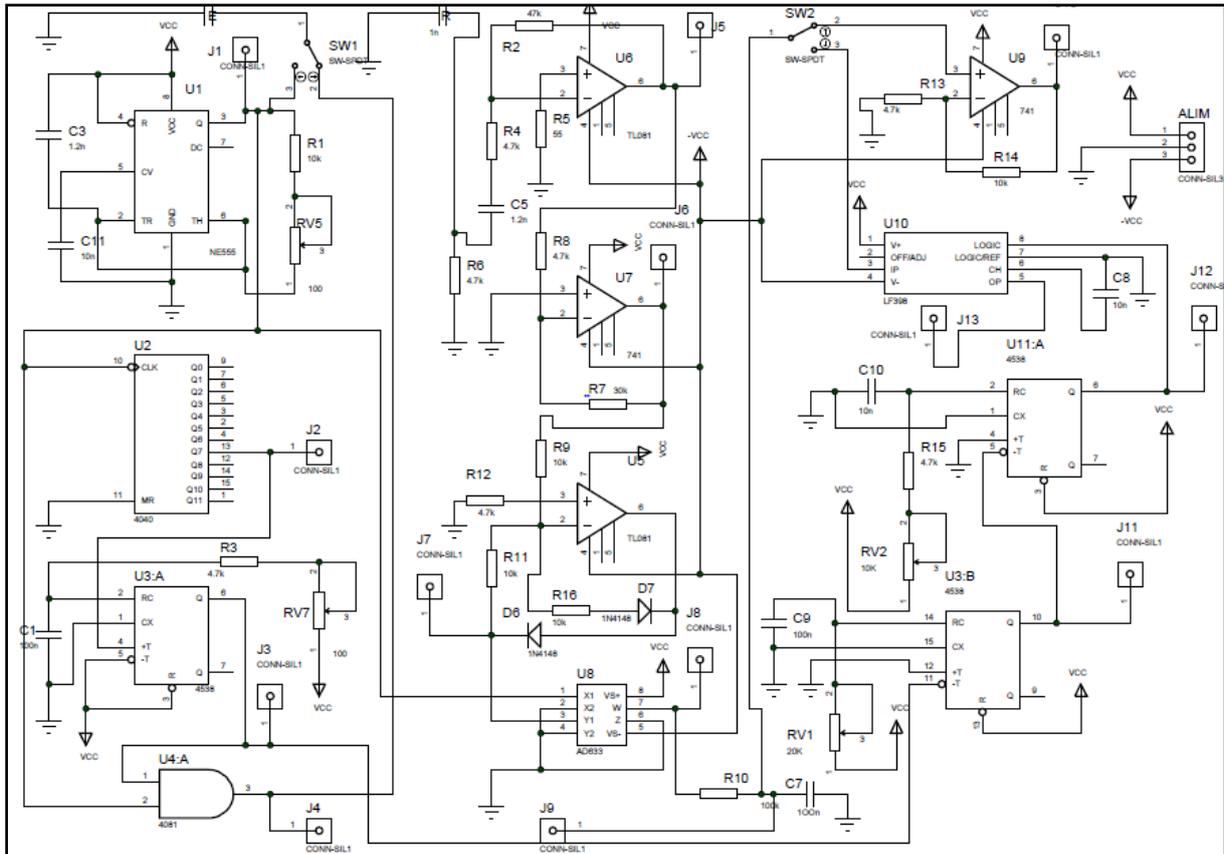


Figure 3 : schéma électrique de la plateforme ultrasonore

Dans un micro ordinateur le microprocesseur dialogue avec sa mémoire centrale directement mais doit faire appel à des interfaces pour dialoguer avec la périphérie.

La carte d'acquisition « Arduino » permet de digitaliser les signaux et d'assurer le transfert des données numériques vers le PC en vue d'un traitement et d'un affichage. Par la suite des tests sont menés sur le plateforme à travers la mesure de distance et de vitesse dans les deux modes de transmission continue et pulsée. Des mesures de débit peuvent être menées pour différents sujets de taille, d'âge et de sexe différents.

Câblage de la carte avec le circuit de réception en mode continu:

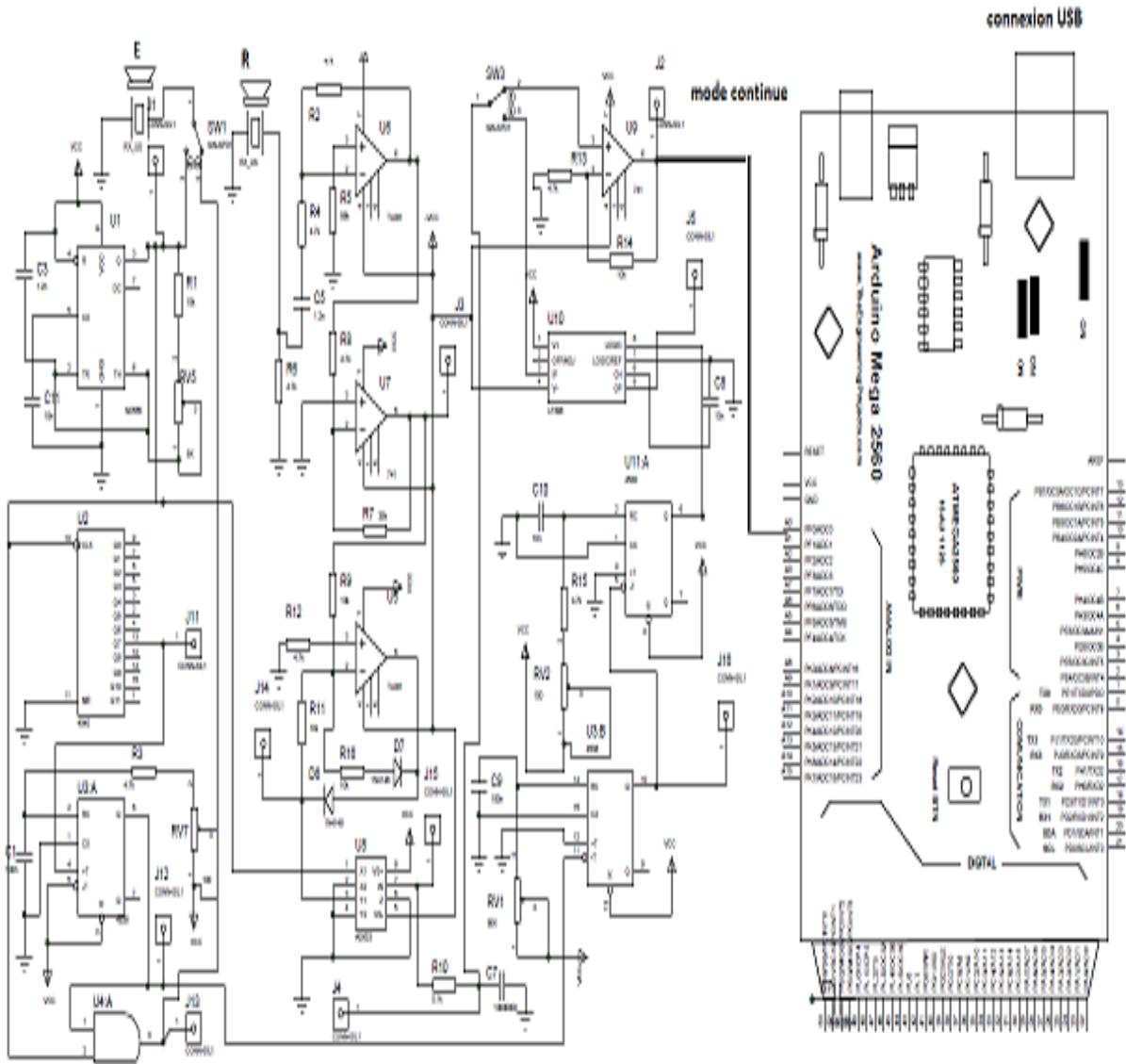


Figure 4 : branchement de la plateforme avec la carte arduino

Câblage de la carte avec le circuit de réception en mode pulsé :

Pour la réception en mode pulsé un circuit est ajouté compte tenu que le signal reçu généré au niveau de l'échantillonneur bloqueur est de faible niveau et est bipolaire. Ce circuit (figure 5) est constitué par un amplificateur et un circuit d'offset permettant de décaler le signal entre 0 et 5v maximale et être par conséquent compatible avec l'entrée analogique de la carte Arduino.

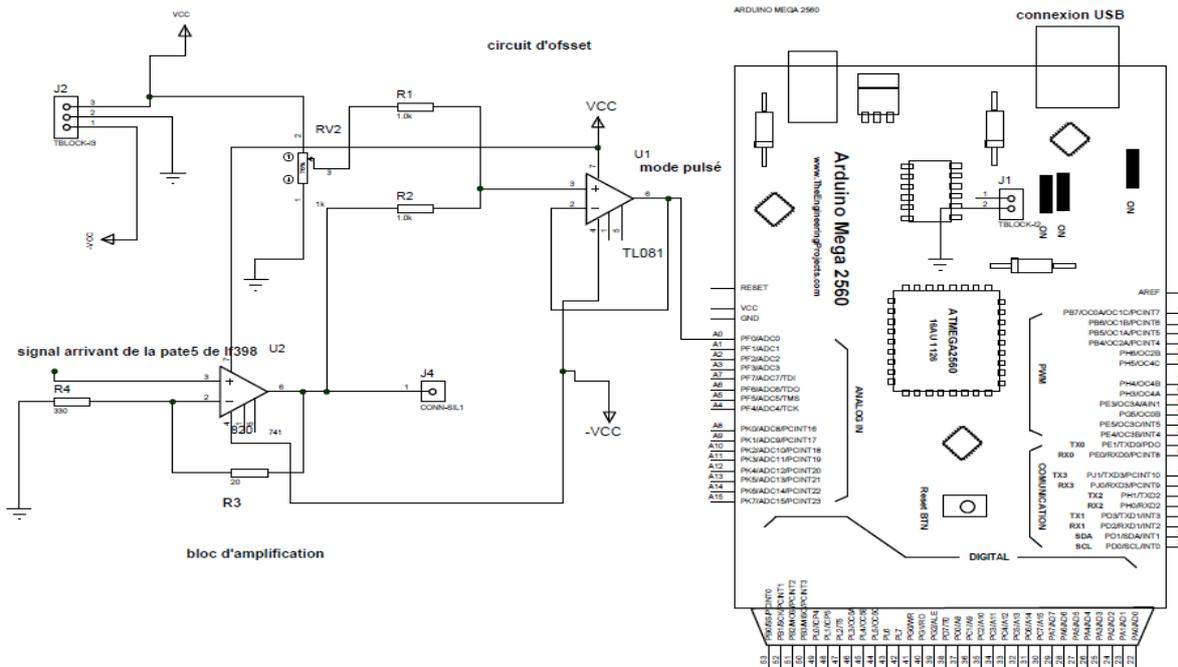


Figure 5 : câblage de notre circuit avec Arduino

III. manipulation :

A- La manipulation pratique est menée à deux niveaux :

- -Au niveau de la partie de réalisation électrique de la plateforme (mode continu et pulsé).
- -Au niveau de la carte d'acquisition (Arduino).

B- Matériels utilisés :

- Une alimentation électrique : laboratory DC power supply GW INSTEK GPS-2303
- Un oscilloscope numérique a mémoire GWINSTEK GDS810526U DIGITAL STORAGE OSCILLOSCOPE 5500MHZ 250M sa/S
- Un metrix.
- La Plate forme ultrasonore.
- La carte arduino mega 2560.
- Générateur basse fréquence.

C- Mesures et questions:

- 1- Expliquer le fonctionnement de la plateforme ultrasonore à partir du schéma bloc proposé (figure 2).
- 2- Identifier les différents points de tests sur la plateforme ultrasonore (voir figure3).

Chapitre V. Carte d'acquisition résultats et mesures

3- Décrire le principe de l'émission en continu et en pulsé. matérialiser le à l'aide d'un diagramme temporel.

4- **Bloc d'émission :**

Le circuit d'émission, que cela soit en mode continu ou en mode pulsé, est basé essentiellement sur une horloge principale générant les fréquences ultrasonores.

- a) Cette horloge est réalisée à travers un NE555, qui peut jouer le rôle d'un monostable comme un astable.
 - 1. En utilisant la fiche technique de ce composant donner ces deux configurations et expliquer celle illustré dans le schéma de la plate forme.
 - 2. Visualiser le signal de sortie de NE555 (broche 3) au niveau du connecteur J1.
 - 3. Faire varier la valeur du potentiomètre RV5 de telle façon que la période du signal de sortie devient $2,5 \cdot 10^{-5} \text{s}$.
 - 4. Que représente cette valeur ?
- b) L'étage qui suit le NE555 est représenté par un compteur 12 bits.
 - 1. Visualiser le signal du connecteur J2, et expliquer ce qui se passe avec le signal produit par le NE555 ?
 - 2. Mesurer la fréquence de ce nouveau signal, qu'est ce qu'il représente ?
- c) Le circuit U3, représente un monostable CD4538, qui utilise le signal de J2 pour son déclenchement.
 - 1. En utilisant la fiche technique de CD4538, vérifié si l'U3 est déclenché en front montant ou descendant ?
 - 2. Faire varier la valeur de RV7 pour avoir une impulsion de durée de 0,5ms.
 - 3. Donner la relation qui détermine cette valeur ?
 - 4. Visualiser l'impulsion du signal pulsé au niveau de sortie de monostable (broche 6, J3).
- d) En utilisant à la fin du circuit d'émission une porte AND pour générer les salves du signal pulsé transmis.
 - 1. Visualiser ce signal au niveau de J4.
 - 2. Expliquer brièvement les opérations effectuées pour générer le signal pulsé, en donnant le diagramme temporel.
 - 3. Donner les différents étages qui entre dans la génération du signal émis en mode continu et pulsé selon le schéma de plate forme.

5- **Bloc de réception :**

Le signal reçu passe par différentes étages pour d'être exploitable.

- a) Le premier étage est un circuit de mise en forme réalisé autour d'un TL081
 - 1. Expliquer en général le fonctionnement du circuit.
 - 2. Calculer la fréquence de coupure du filtre $R_3 C_5$.

Chapitre V. Carte d'acquisition résultats et mesures

3. Calculer le gain du pré amplificateur TLO81.
 4. Visualiser le signal reçus en mode pulsé et en mode continu à travers le connecteur J5.
- b)** Le signal reçu subit encore une amplification (après la pré amplification de circuit de mise en forme).
1. Calculer le gain de cette amplification.
 2. Visualiser les signaux amplifiés à travers J6.
- c)** Après l'amplification on utilise un circuit redresseur actif.
1. Visualiser les signaux redressés pour le mode continu et pulsé(J7).
- d)** La sortie du redresseur (J7) est appliquée à l'entrée d'un démodulateur réalisé autour d'un Ad633 qui est un multiplicateur analogique, sa fonction de transfert est :
- $$w = (x1 - x2).(y1 - y2) / 10] + z.$$
1. Utilisant la fiche technique de Ad633 et selon le montage réalisé, donner l'expression de w en effectuant les simplifications nécessaires.
 2. Visualiser les signaux (le mode pulsé et continu) du démodulateur au niveau du connecteur J8.
- e)** L'étage qui suit la démodulation est un filtre passe bas.
1. D'abord justifier l'utilisation de ce filtre.
 2. Calculer sa fréquence de coupure
 3. Visualiser les signaux obtenus après le filtrage (J9).
- ❖ Le Switch(SW2) permet à l'utilisateur de sélectionner le mode pulsé ou continu.
- **Pour le mode continu :**

Le signal filtré est appliqué à un amplificateur simple non inverseur réalisé par un 741.

1. Après le calcul du gain de cet amplificateur, visualiser le signal de la sortie (broche 6) au niveau du connecteur J10.
 2. Varier la vitesse d'un obstacle (constante, petite et grande vitesse) et remarquer les profils de vitesse.
- **Pour le mode pulsé :**

On utilise un échantillonneur/bloqueur qui permet de sélectionner une zone d'échantillonnage qui devraient correspondre à la position de l'obstacle et donc récupérer l'information à des instants déterminées après la fin de transmission des ondes ultrasonores.

1. Que représente la capacité C8 (10nF) ?

Une impulsion d'échantillonnage doit être appliquée à la pate 8 du LF398. Elle est obtenue à travers l'impulsion générant les salves de transmission des ondes ultrasonores.

2. Donner le diagramme temporel qui illustre la génération de l'impulsion d'échantillonnage et l'expliquer ?
3. Expliquer comment on peut avoir un balayage continu dans le temps (à travers le diagramme et le potentiomètre RV1.
4. Visualiser le signal échantillonné à la sortie du LF398 (broche 5) au niveau du connecteur J13.

Chapitre V. Carte d'acquisition résultats et mesures

5. Indiquer les valeurs maximales et minimales de deux potentiomètres celui de U3 et U11 (RV1) et (RV2) et indiquer les durées de l'impulsion pour chaque valeurs.

6- Questions sur la partie acquisition : carte Arduino:

- Faites une étude théorique sur le fonctionnement de la carte arduino basé sur les entrées analogique de la carte et l'ADC utilisé.
- expliquer brièvement le montage illustré sur les figures 4 et 5.
- Expliquer le fonctionnement de circuit d'offset et indiquer pourquoi il est utilisé dans le mode pulsé non pas le mode continu.
- Le logiciel d'acquisition de la carte Arduino est simple et disponible en open source configurer votre programme propre pour cette application pour une visualisation du signal sur le moniteur de votre PC.

7- Application pour la mesure du débit respiratoire:

Dans ce cas et pour relever le signal traduisant le débit pulmonaire, les capteurs ultrasonores (émetteur et récepteur) sont convenablement disposés (espacement et position l'un vis à vis de l'autre) sur un tube de diamètre déterminé (3cm). En fait, la position des capteurs et tel que l'air expiré puisse perturber les ondes ultrasonores émises. Cette vitesse des perturbations décrit le débit pulmonaire. Pour expliquer cette relation il faut faire différents tests sur différentes sujets. Ces sujets sont demandés d'inspirer et d'expirer profondément dans le tube et dans chaque le signal réfléchi est visualisé.

(Voir la figure 5).

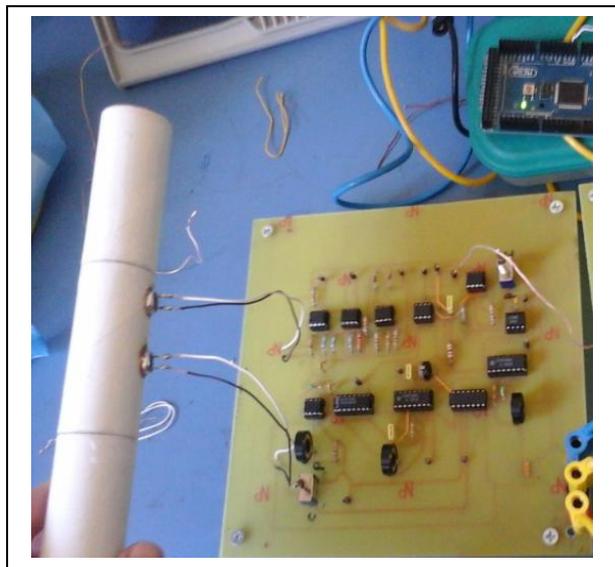


Figure 5 : photo de montage

Chapitre V. Carte d'acquisition résultats et mesures

- Faire des tests sur différents sujets et visualiser dans chaque sur l'oscilloscope et sur le moniteur du PC le signal de sortie analogique final. Que remarquez- vous ?
- Discuter ce que vous obtenez comme résultat et tirer des conclusions.

Conclusion générale et perspectives

Ce travail consiste principalement en l'étude et la réalisation d'une plateforme exploitant les ultrasons destiné aux mesures de distances et de vitesses et appliqué à la mesure de débit respiratoire.

Dans le premier Chapitre on s'est intéressé aux principes physiques décrivant les ultrasons et leurs domaines d'applications. Dans ce contexte, les deux modes de transmissions continu et pulsé et l'effet Doppler ont été étudiés en mettant l'accent sur leurs applications dans différents domaine et en particulier le domaine médical.

A travers le deuxième chapitre dédié à la description du système respiratoire, les différentes techniques de l'exploration fonctionnelle respiratoire ont été présentées. Ces techniques permettent la mesure de différents paramètres pulmonaires comme les volumes ou encore les débits. Parmi ces techniques les ultrasons qui constituent l'objectif de ce travail.

De ce fait, on a étudié, dans le chapitre trois, un ensemble de propositions de circuits électroniques utiles pour l'émission des ultrasons et la détection de l'information véhiculée par ses échos dans les deux modes continu et pulsé. Cette étude nous a permis de faire un choix des circuits pour la réalisation de notre système.

La description détaillée de la plateforme réalisée était faite en chapitre4. Cette description était menée du capteur, passant par les circuits de transmission en mode continu et mode pulsé et les circuits de réception jusqu'à l'acquisition du signal informationnel et son affichage sur le moniteur d'un PC.

Ainsi, on a montré que Le dispositif ainsi réalisé (et à travers plusieurs points tests sur le circuit réalisé) permettait à l'utilisateur d'étudier et de comprendre les deux modes d'émission et de réception: le mode pulsé et le mode continu à travers lesquels des positions, des vitesses ou encore débit pouvaient être mesurés.

Ainsi, Dans le mode pulsé, le dispositif fonctionne avec des fenêtres d'impulsions variables et réglables à travers des résistances variables, ce qui permet de modifier plusieurs paramètres, et par conséquent choisir une zone d'échantillonnage de l'information.

Dans le dernier chapitre une évaluation du circuit réalisée a été faite. Cette évaluation illustrée à travers les signaux détectés, consistait en plusieurs tests sur la plateforme pour la mesure de position, de vitesse et de débit respiratoire. Une manipulation de travaux pratiques était aussi prévue. L'objectif est de permettre à un étudiant de comprendre les ultrasons et comment ils peuvent être utilisés pour la mesure de vitesse, de position avec une simple application médical : la mesure de débit respiratoire.

Avec le développement des calculateurs, beaucoup d'améliorations peuvent être apportées à notre système de mesure a travers un traitement de signaux reçus par le microprocesseur et avec beaucoup plus de précision.

La plateforme peut être enrichi par ajout d'un autre système basée sur l'ultrasonographie permet l'interprétation de notre signal en image échographique

Références Bibliographiques

- [1] A. Benguerrah; Bases Physiques de L'ECHOGRAPHIE; Office des Publications Universitaires ; 1993 ; 145 pages.
- [2] MP. REVEL; Physique des ultrasons; ENCYCLOPÉDIE MÉDICO-CHIRURGICALE ; 1999.
- [3] <https://www.sfa.asso.fr/fr/documentation/livre-blanc-/page76.pdf>, [les-applications-des-ultrasons-en-maintenance-industrielle.html](#).
- [4] Léandre POURCELOT ; Les Ultrasons : Applications médicales ; Université F. Rabelais et CHRU Bretonneau, Tours.
- [5] cours sur ligne, www.uvp5.univ.paris5.fr/wikinu/docvideos/.../chaffanjon_philippe_p11.pdf.
- [6] FANDI Radia et Melle LALLAM Souheyla, « Exploration Fonctionnelle Respiratoire Par Convection Thermique », Mémoire de fin d'études de master Instrumentation Biomédicale encadré par Mr Bereksi Reguig. Fethi, juin2013 université de Tlemcen.
- [7] Anne Waugh et Allison Grant, Anatomie et physiologie normale et pathologie, édition ELEVIER MASON, 2011 ,520 pages.
- [8] A. Domart, J.Bbourneuf, Nouveau Larousse Médicale, Edition LAROUSSE, 1981.
- [9] Dr. F. Gouzi , Cours EXPLORATION FONCTIONNELLE RESPIRATOIRE , Faculté de Médecine Montpellier-Nîmes,2010/2011.
- [10] Système de diagnostic CardioSoft Spirométrie, www.gehealthcare.com
- [11] Cours sur ligne, <http://cte.univ-setif.dz/coursenligne/kharfi/partie1chap3.html>
- [12] V_BRUSASCO, Article : Standardisation de la mesure des volumes pulmonaires, Revue de maladies respiratoires. Elsevier Masson SAS ; 2007 ; 522 pages.
- [13] :Melle.BEKKOUCHE Leila ;Melle.BAROUDI Medjida ; « commande automatique des déplacement d'un mobile par ultrasons » ; Mém. Ing.ELN.Unv.ABB.Tlemcen sous la direction de BREKSI F ;Professeur à l'Université ABB de Tlemcen.76p. septembre 1995

[14] LANTY Gaëtan; PIERRE Mathieu ; SONGWA NANA Onésime, projet de Télémètre à ultrasons. Du 5 au 9 janvier 2004.

[15] KANOUNI Lahcène : « CONDITIONNEMENT D'UN CAPTEUR ULTRASON A L'AIDE D'UN FPGA » ; Université Hadj Lakhdar Batna Faculté de Technologie Département d'Electronique ; Mémoire Présenté pour l'obtention du Diplôme De Magister en ELECTRONIQUEOPTION: IC Design Décembre 2013.

[16] Nancy-Brabois Fabrice Sincère <http://perso.orange.fr/fabrice.sincere>

[17] site internet : Mickaël Cottin Bizonne, Azzam Alwan et Jérôme Laurent ; Tuteur Projet Cannonball ;Intégration d'une caméra auto directive ;Rapport technique. pédagogique : Ahmad Farhat Mars 2015 .

[18] Sylvie Breton, St_ephane Rochard, Christian Jaouen, Magloire Abouna. « Conception et réalisation d'un circuit d'émission ultrasonore autonome et souple d'utilisation ». axe CDSE. XII_eme Colloque National de la Recherche dans les IUT, 2006, HAL Id: hal-00521664 <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00521664> Submitted on 28 Sep 2010.

[19] *Tahar; Bachir; Salah Ait-Kaci-Ali ; Ben Rekia; Bakheti ; Etude d'un échographe: GE Vivid 3N Proexpert. Institut national spécialisé en formation professionnelle de Médea - Technicien supérieur en maintenance des équipements médicaux 2008.*

[20] *Melle.ZEHOUANI Wahiba et Melle LABDELLI Nassima ;27juin2013;mémoire de projet de fin d'études pour l'obtention du diplôme de master en Génie biomédical ;étude et realistaion d'un dispositif ultrasonore pour mesure de débit respiratoire ;encédrée par Mr.BEREKSI Reguig.Fethi professeur à l'Université ABBde Tlemcen] ;84pages.*

[21] Salah HANFOUG ; « Conception et layout d'un échantillonneur bloqueur à technologie CMOS 0.35µm » 2014 departement d'electronique universite de batna ;faculte des sciences de l'ingenieur.

[22] *Jean-Noël Montagné ; novembre 2006 ; Initiation à la mise en oeuvre matérielle et logicielle de l'Arduino ; Atelier Arduino Centre de Ressources Art Sensitif ; <http://www.craslab.org> ; <http://www.artsens.org> ; sous licence CC , <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/2.5/deed.fr>*

[23] Technologiepro ; ressources pédagogique pour l'enseignement technologique ;mise à jour le 13/02/2013 22 :00, réalisation de cartes électronique.

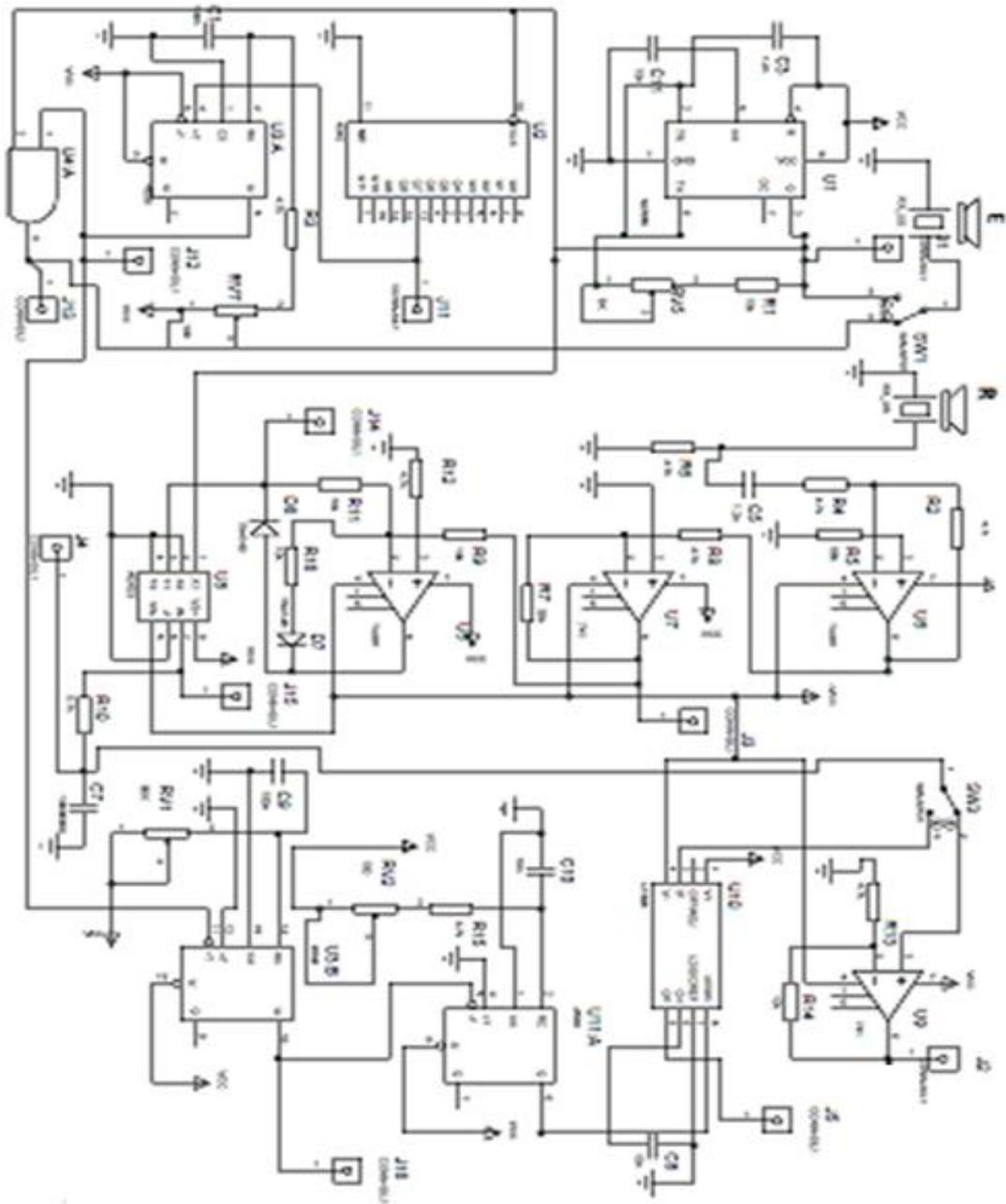
[24] Génération Robots (<http://www.generationRobots.com>)

[25] Matrius ; le 29 Mars 2013 à 04:46 ; article dans l'Électronique,TimerNE555.

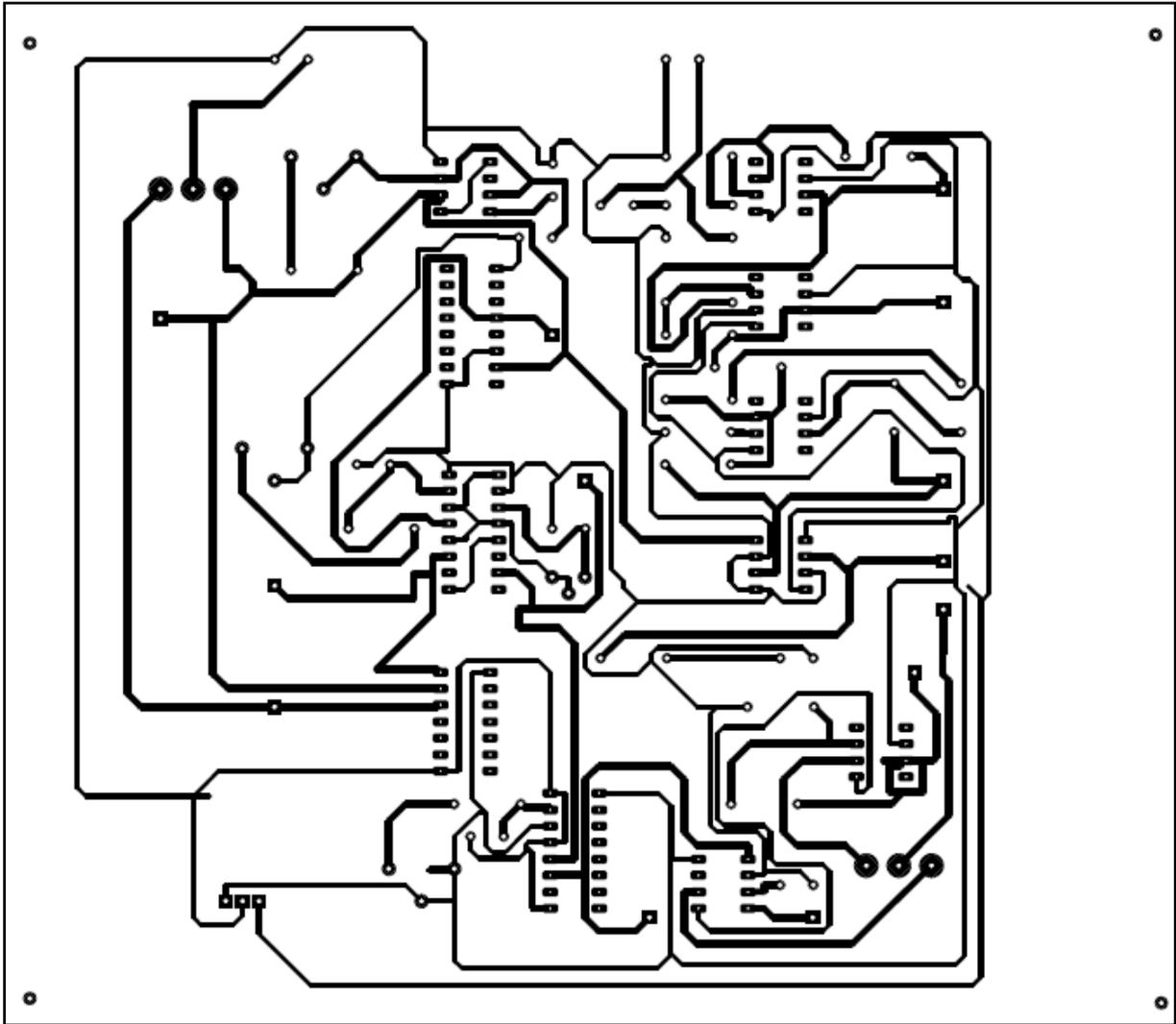
[26] 2016 Site de Stéphane POUJOLY.. Design by picomol. Powered by WordPress.

[36] *Jean-Noël Montagné ; novembre 2006 ; Initiation à la mise en oeuvre matérielle et logicielle de l'Arduino ; Atelier Arduino Centre de Ressources Art Sensitif ; <http://www.craslab.org> ; <http://www.artsens.org> ; sous licence CC , <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/2.5/deed.fr>*

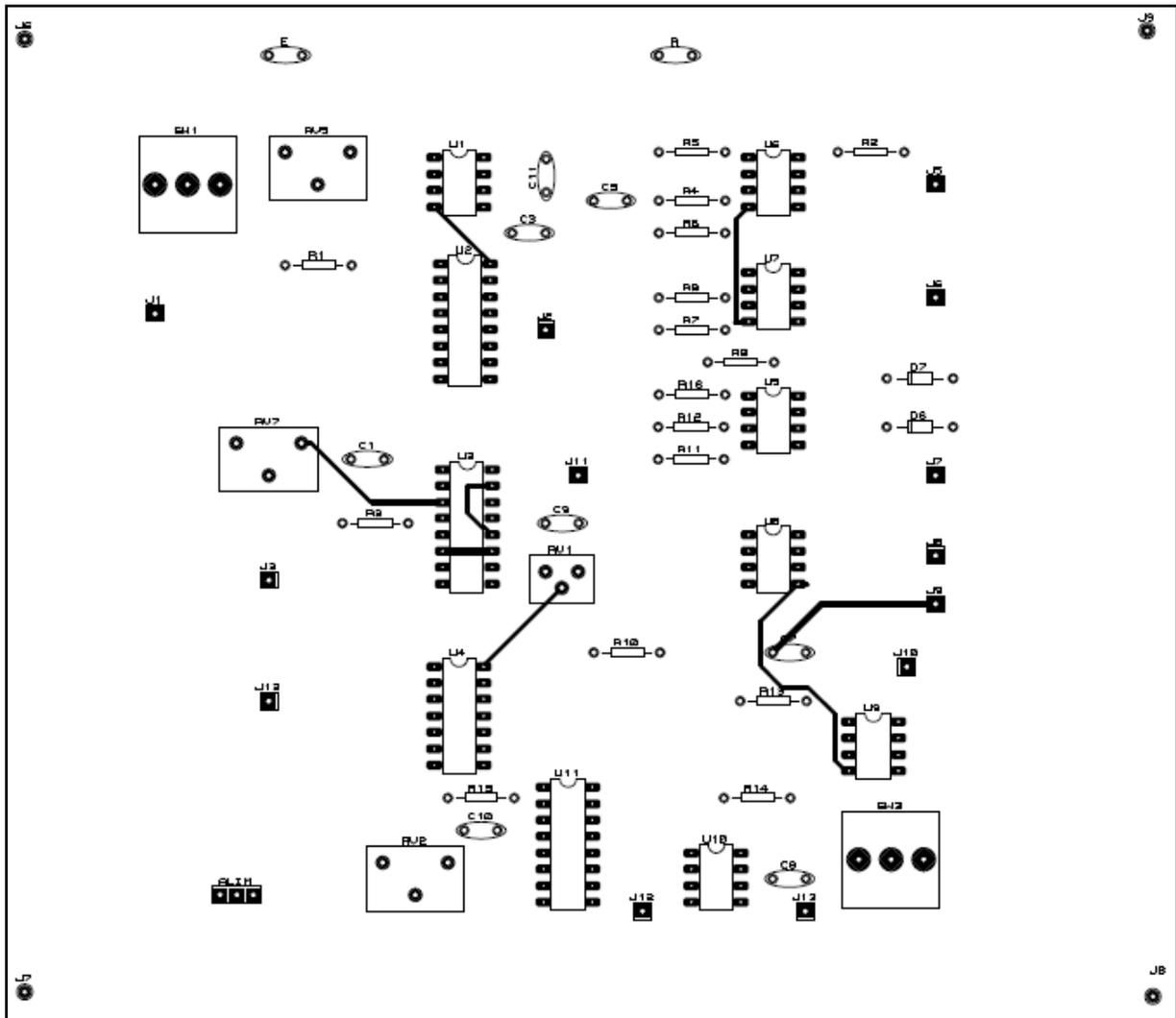
Annexe A1 :



Circuit électrique de la plateforme réalisé



Circuit imprimé de la plateforme ultrasonore(bottom couper)



Circuit imprimé de la plate forme ultrasonore face composant (Top Copper)

La liste des composants pour le circuit de la plate forme ultrasonore:

Résistances :

$$R_1=R_3=R_4 = R_6=R_8=R_{12} =R_{13} =R_{15} =4,7k\Omega$$

$$R_2=47K\Omega$$

$$R_5 = 55 K\Omega$$

$$R_7 = 30 K\Omega$$

$$R_9 =R_{11} =R_{14} = R_{16} = 10 K\Omega$$

$$R_{10}=100 K\Omega$$

Potentiomètre :

$$RV_1 = 20 K\Omega$$

$$RV_7 = RV_5 = RV_2 = 10K\Omega$$

Condensations:

$$C_1 = C_7 = C_9 = 100\text{nf}$$

$$C_3 = C_5 = 1,2\text{nf}$$

$$C_8 = C_{10} = C_{11} = 10\text{nf}$$

Circuits integers:

NE555

CD4040

CD4538B

CD4081

TLO81

741

Ad633

LF398

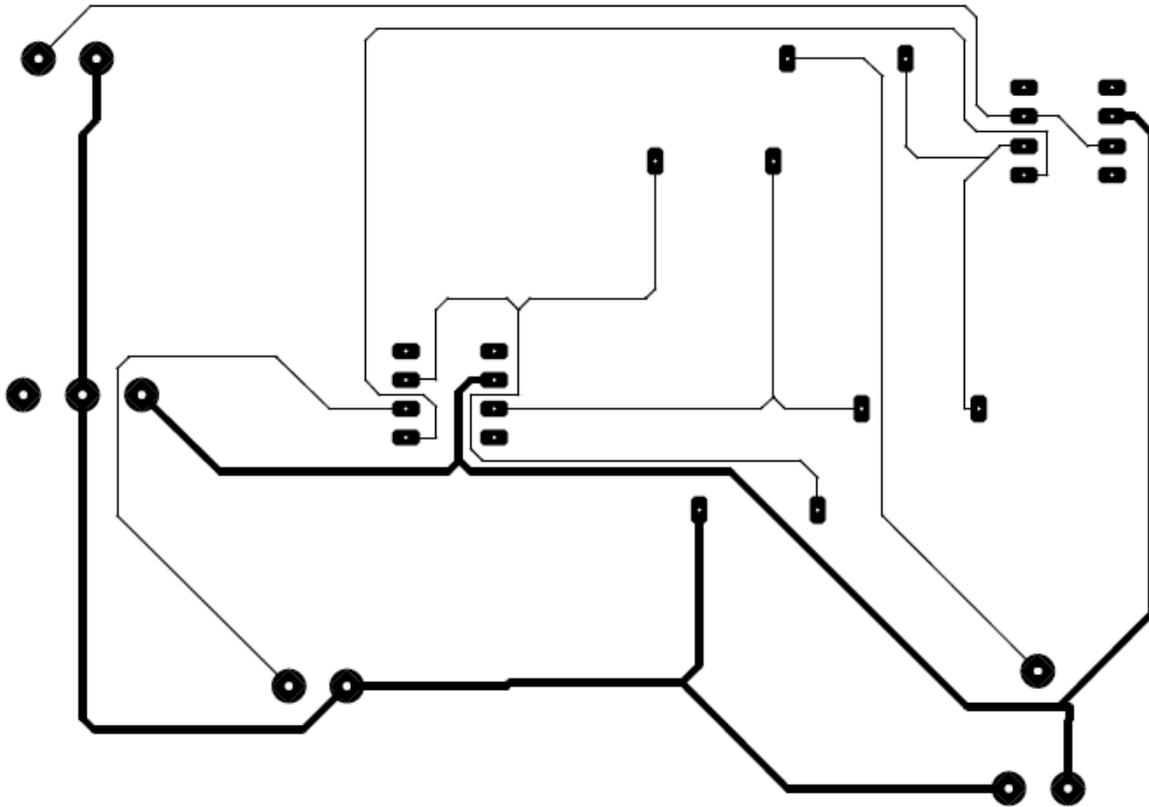
2 Interrupteurs

11 pins de visualization

Bornier 3 poles d'alimentation

Emetteur et recepteur d'ultrasons

Annexe A2 :



Circuit imprimé de l'offset

Liste des composant :

Circuits intégrés/

2 Aop 741

Resistance :

R=820

R=330

2 R= 1

Potentiometre

$RV_1 = 10k$

Bornier 3 pole d'alimentation

Bornier 2 pole

Carte ARDUINO Méga 2560

GENERAL PURPOSE SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIER

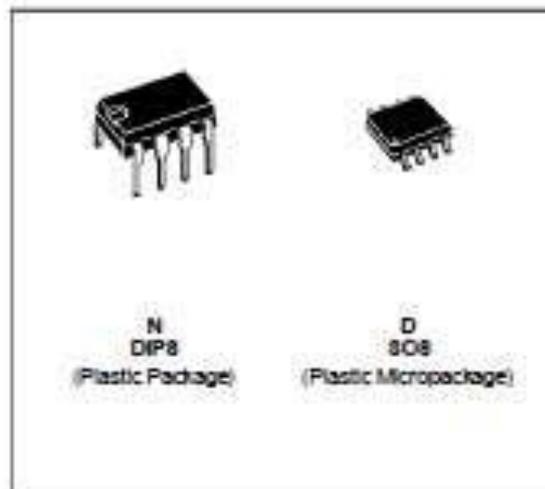
- LARGE INPUT VOLTAGE RANGE
- NO LATCH-UP
- HIGH GAIN
- SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- NO FREQUENCY COMPENSATION REQUIRED
- SAME PIN CONFIGURATION AS THE UA709

DESCRIPTION

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

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

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

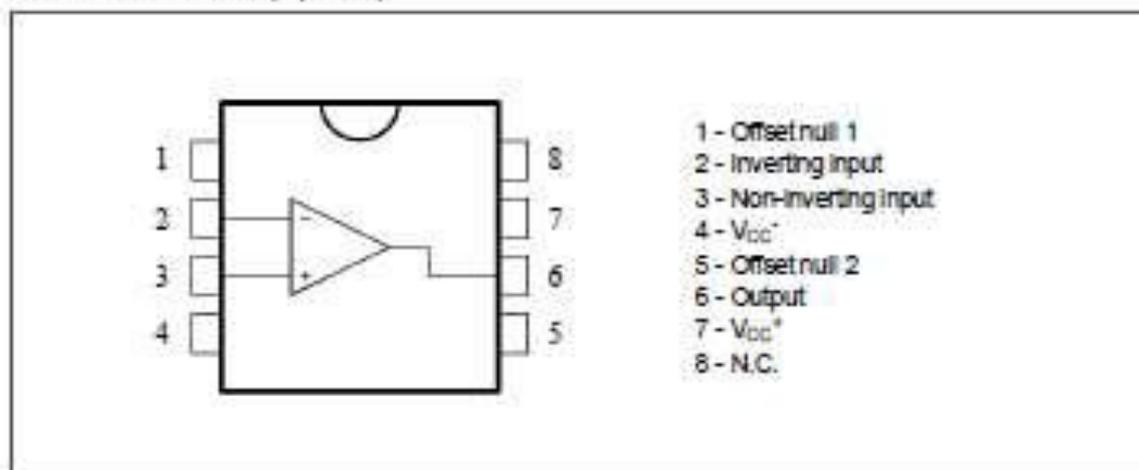


ORDER CODES

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

Example : UA741CN

PIN CONNECTIONS (top view)





TL081
TL081A - TL081B

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

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

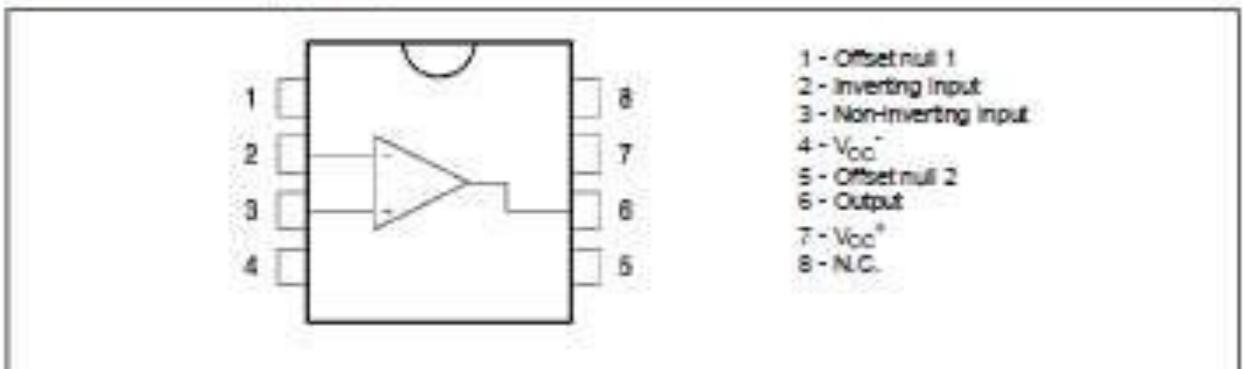


DESCRIPTION

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

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

PIN CONNECTIONS (top view)



ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL081M/A/M/B/M	-55°C, +125°C	*	*
TL081I/A/I/B/I	-40°C, +105°C	*	*
TL081C/A/C/B/C	0°C, +70°C	*	*
Example : TL081C/D, TL081I/N			

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



October 1987
Revised January 1999

CD4538BC Dual Precision Monostable

CD4538BC Dual Precision Monostable

General Description

The CD4538BC is a dual, precision monostable multivibrator with independent trigger and reset controls. The device is retriggerable and resettable, and the control inputs are internally latched. Two trigger inputs are provided to allow either rising or falling edge triggering. The reset inputs are active LOW and prevent triggering while active. Precise control of output pulse-width has been achieved using linear CMOS techniques. The pulse duration and accuracy are determined by external components R_X and C_X . The device does not allow the timing capacitor to discharge through the timing pin on power-down condition. For this reason, no external protection resistor is required in series with the timing pin. Input protection from static discharge is provided on all pins.

Features

- Wide supply voltage range: 3.0V to 15V
- High noise immunity: $0.45 V_{CC}$ (typ.)
- Low power TTL compatibility: Fan out of 2 driving 74L or 1 driving 74LS
- New formula: $PW_{OUT} = RC$ (PW in seconds, R in Ohms, C in Farads)
- $\pm 1.0\%$ pulse-width variation from part to part (typ.)
- Wide pulse-width range: 1 μ s to ∞
- Separate latched reset inputs
- Symmetrical output sink and source capability
- Low standby current: 5 nA (typ.) @ 5 V_{CC}
- Pin compatible to CD4528BC

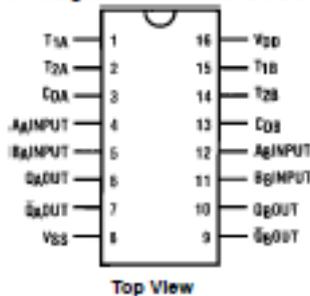
Ordering Code:

Order Number	Package Number	Package Description
CD4538BCM	M16A	16-Lead Small Outline Integrated Circuit (SOIC), JEDEC MS-012, 0.150" Narrow Body
CD4538BCWM	M16B	16-Lead Small Outline Integrated Circuit (SOIC), JEDEC MS-013, 0.300" Wide Body
CD4538BCN	N16E	16-Lead Plastic Dual-In-Line Package (PDIP), JEDEC MS-001, 0.300" Wide

Devices also available in Tape and Reel. Specify by appending the suffix letter "X" to the ordering code.

Connection Diagram

Pin Assignments for DIP and SOIC



Truth Table

Clear	Inputs		Outputs	
	A	B	Q	\bar{Q}
L	X	X	L	H
X	H	X	L	H
X	X	L	L	H
H	L	↓	↔	↔
H	↑	H	↔	↔

H = HIGH Level
L = LOW Level
↑ = Transition from LOW-to-HIGH
↓ = Transition from HIGH-to-LOW
↔ = One HIGH Level Pulse
↔ = One LOW Level Pulse
X = Irrelevant



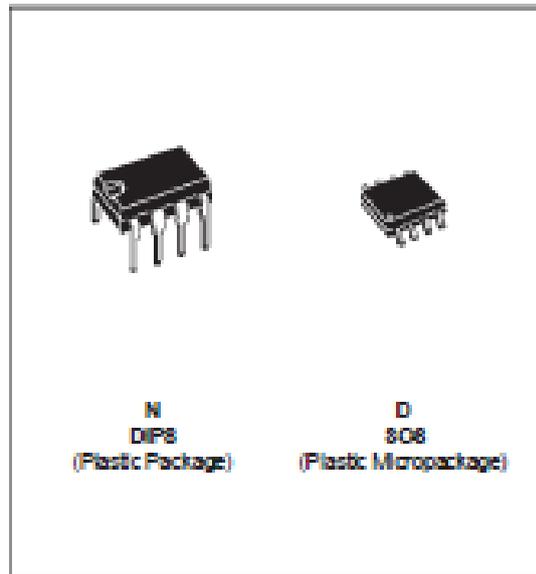
NE555 SA555 - SE555

GENERAL PURPOSE SINGLE BIPOLAR TIMERS

- LOW TURN OFF TIME
- MAXIMUM OPERATING FREQUENCY GREATER THAN 500kHz
- TIMING FROM MICROSECONDS TO HOURS
- OPERATES IN BOTH ASTABLE AND MONOSTABLE MODES
- HIGH OUTPUT CURRENT CAN SOURCE OR SINK 200mA
- ADJUSTABLE DUTY CYCLE
- TTL COMPATIBLE
- TEMPERATURE STABILITY OF 0.005% PER°C

DESCRIPTION

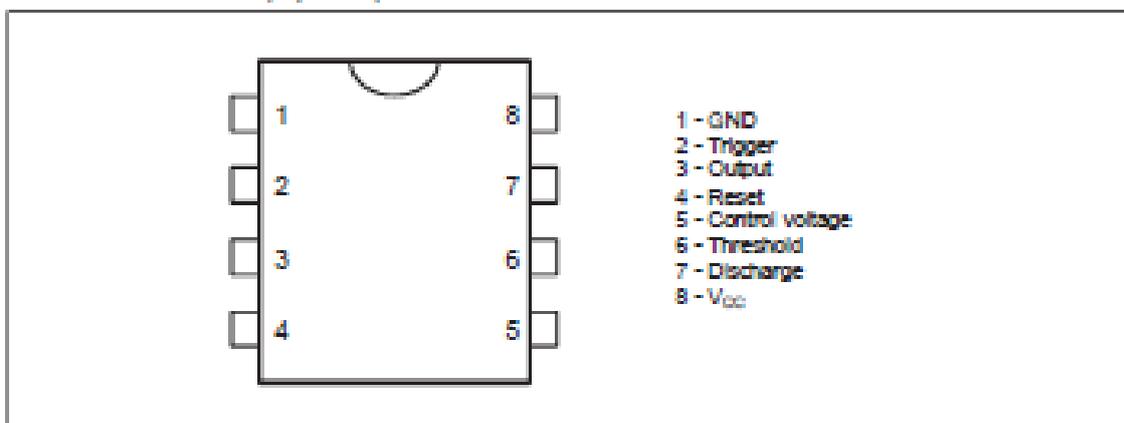
The NE555 monolithic timing circuit is a highly stable controller capable of producing accurate time delays or oscillation. In the time delay mode of operation, the time is precisely controlled by one external resistor and capacitor. For a stable operation as an oscillator, the free running frequency and the duty cycle are both accurately controlled with two external resistors and one capacitor. The circuit may be triggered and reset on falling waveforms, and the output structure can source or sink up to 200mA. The NE555 is available in plastic and ceramic minidip package and in a 8-lead micropackage and in metal can package version.



ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
NE555	0°C, 70°C	•	•
SA555	-40°C, 105°C	•	•
SE555	-55°C, 125°C	•	•

PIN CONNECTIONS (top view)





Low Cost Analog Multiplier

AD633

FEATURES

- Four-Quadrant Multiplication
- Low Cost 8-Lead Package
- Complete—No External Components Required
- Laser-Trimmed Accuracy and Stability
- Total Error Within 2% of FS
- Differential High Impedance X and Y Inputs
- High Impedance Unity-Gain Summing Input
- Laser-Trimmed 10 V Scaling Reference

APPLICATIONS

- Multiplication, Division, Squaring
- Modulation/Demodulation, Phase Detection
- Voltage-Controlled Amplifiers/Attenuators/Filters

PRODUCT DESCRIPTION

The AD633 is a functionally complete, four-quadrant, analog multiplier. It includes high impedance, differential X and Y inputs and a high impedance summing input (Z). The low impedance output voltage is a nominal 10 V full scale provided by a buried Zener. The AD633 is the first product to offer these features in modestly priced 8-lead plastic DIP and SOIC packages.

The AD633 is laser calibrated to a guaranteed total accuracy of 2% of full scale. Nonlinearity for the Y-input is typically less than 0.1% and noise referred to the output is typically less than 100 μ V rms in a 10 Hz to 10 kHz bandwidth. A 1 MHz bandwidth, 20 V/ μ s slew rate, and the ability to drive capacitive loads make the AD633 useful in a wide variety of applications where simplicity and cost are key concerns.

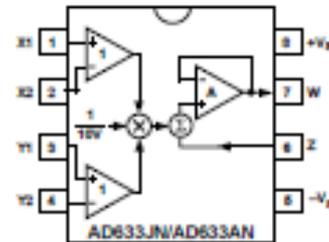
The AD633's versatility is not compromised by its simplicity. The Z-input provides access to the output buffer amplifier, enabling the user to sum the outputs of two or more multipliers, increase the multiplier gain, convert the output voltage to a current, and configure a variety of applications.

The AD633 is available in an 8-lead plastic DIP package (N) and 8-lead SOIC (R). It is specified to operate over the 0°C to +70°C commercial temperature range (J Grade) or the -40°C to +85°C industrial temperature range (A Grade).

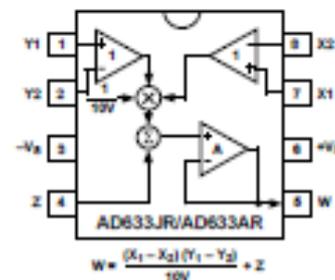
REV. B

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 DIAGRAMS 8-Lead Plastic DIP (N) Package



8-Lead Plastic SOIC (SO-8) Package



PRODUCT HIGHLIGHTS

1. The AD633 is a complete four-quadrant multiplier offered in low cost 8-lead plastic packages. The result is a product that is cost effective and easy to apply.
2. No external components or expensive user calibration are required to apply the AD633.
3. Monolithic construction and laser calibration make the device stable and reliable.
4. High (10 M Ω) input resistances make signal source loading negligible.
5. Power supply voltages can range from ± 8 V to ± 18 V. The internal scaling voltage is generated by a stable Zener diode; multiplier accuracy is essentially supply insensitive.

Sample-and-hold amplifiers

LF198/LF298/LF398

DESCRIPTION

The LF198/LF298/LF398 are monolithic sample-and-hold circuits which utilize high-voltage ion-implant JFET technology to obtain ultra-high DC accuracy with fast acquisition of signal and low droop rate. Operating as a unity gain follower, DC gain accuracy is 0.002% typical and acquisition time is as low as 6ps to 0.01%. A bipolar input stage is used to achieve low offset voltage and wide bandwidth. Input offset adjust is accomplished with a single pin and does not degrade input offset drift. The wide bandwidth allows the LF198 to be included inside the feedback loop of 1MHz op amps without having stability problems. Input impedance of $10^{10}\Omega$ allows high source impedances to be used without degrading accuracy.

P-channel junction FETs are combined with bipolar devices in the output amplifier to give droop rates as low as 5mV/min with a 1 μ F hold capacitor. The JFETs have much lower noise than MOS devices used in previous designs and do not exhibit high temperature instabilities. The overall design guarantees no feedthrough from input to output in the hold mode even for input signals equal to the supply voltages.

Logic inputs are fully differential with low input current, allowing direct connection to TTL, PMOS, and CMOS; differential threshold is 1.4V. The LF198/LF298/LF398 will operate from ± 5 V to ± 18 V supplies. They are available in 8-pin plastic DIP, 8-pin Cerdip, and 14-pin plastic SO packages.

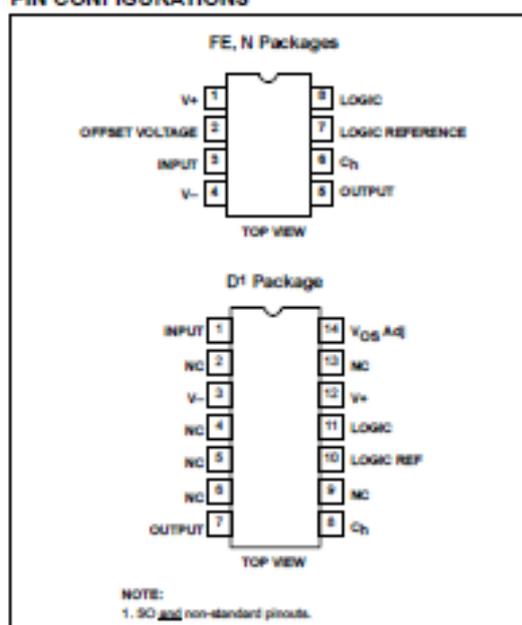
FEATURES

- Operates from ± 5 V to ± 18 V supplies
- Less than 10ps acquisition time
- TTL, PMOS, CMOS compatible logic input
- 0.5mV typical hold step at CH=0.01 μ F
- Low input offset
- 0.002% gain accuracy
- Low output noise in hold mode
- Input characteristics do not change during hold mode
- High supply rejection ratio in sample or hold
- Wide bandwidth

ORDERING INFORMATION

DESCRIPTION	TEMPERATURE RANGE	ORDER CODE	DWG #
8-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	-55°C to +125°C	LF198FE	0580A
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	0 to +70°C	LF398D	0175D
8-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	0 to +70°C	LF398FE	0580A
8-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	0 to +70°C	LF398N	0404B
8-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	-25°C to +85°C	LF298FE	0580A
8-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-25°C to +85°C	LF298N	0404B

PIN CONFIGURATIONS



APPLICATION

- The LF198/LF298/LF398 are ideally suited for a wide variety of sample-and-hold applications, including data acquisition, analog-to-digital conversion, synchronous demodulation, and automatic test setup

Fiche technique transducteur ultrasonore

Data Pack E

Issued March 1997 232-2267



Ultrasonic transducers

RS stock numbers 307-351, 307-367

A range of two transducers operating at 40kHz approximately and designed for ultrasonic transmission and reception. The ultrasonic transmitter, 307-351 is capable of emitting 106dB (0dB = 2×10^{-4} µbar) and the receiver 307-367 has a sensitivity of -65dB (0dB = 1/µbar/W/metre).

These units can be used for the transmission of continuous wave ultrasonic sound or for pulsed sound applications

Characteristics

Item	Unit	307-351	307-367
Transmitting sensitivity	Sv	106	-
Receiving sensitivity	Mv	-	-65
Resonant frequency (transmitting)	F _{res}	40±1	-
Resonant frequency (receiving)	F _{res}	-	40±1
Directional angle	θ°	20	
Maximum input voltage	V _{rms}	20	-
Impedance	Ω	Approx. 500	Approx. 30k
Capacitance	pF	1100±20%	
Pulse rise time	µsec.	2.0	0.5
Maximum input voltage for pulse operation	V _{p-p}	60	-
Temperature range	°C	-20 to +60	
Transmitting selectivity	Q _{sv}	Approx. 70	-
Receiving selectivity	Q _{sv}	-	Approx. 60

*1 0dB = 2×10^{-4} µbar

*2 0dB = 1W/µbar

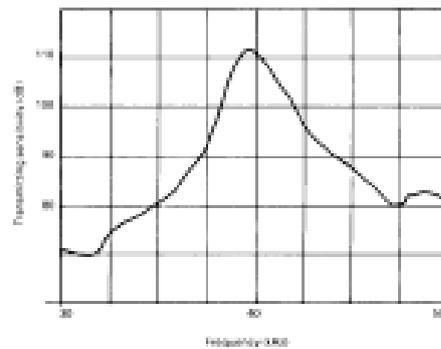
*3 Frequency where transmitting sensitivity is maximum

*4 Frequency where receiving sensitivity is maximum

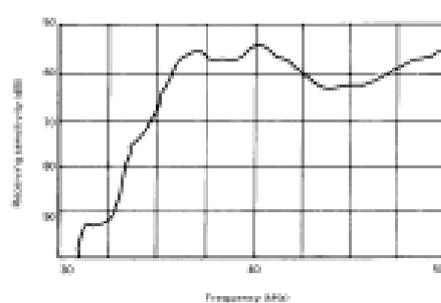
Applications

- Burglar alarm systems
- Proximity switches
- Liquid level meters
- Anti-collision devices
- Counters for moving objects
- TV remote control systems.

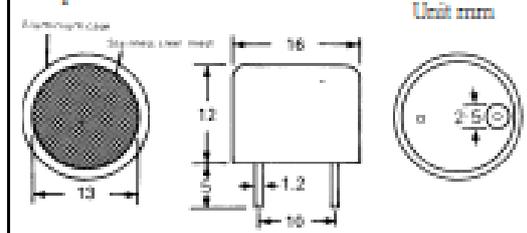
Frequency response (transmitting)



Frequency response (receiving)



Shape and dimensions



CHAPITRE I:
ETUDE DES ULTRASONS ET L'EFFET
DOPPLER

CHAPITRE II:

***APPROCHE THEORIQUE DU
SYSTEME RESPIRATOIRE ET DE
DEBIT RESPIRATOIRE.***

CHAPITRE III:

***DEVELOPPEMENT THEORIQUE DE
LA PLATEFORME ULTRASONORE.***

CHAPITRE IV:
APPROCHE PRATIQUE DE LA
PLATEFORME ULTRASONORE
REALISEE.

CHAPITRE V:
CARTE D'ACQUISITION RESULTATS
ET MESURES

***CONCLUSION GENERALE ET
RESPECTIVES***

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

ANNEXES
