

République Algérienne Démocratique et Populaire Université

Abou Bakr Belkaid– Tlemcen

Faculté de technologie

Département de génie biomédical

Mémoire de fin d'études

Pour l'obtention du diplôme de Master en génie biomédicale

(Option: instrumentation biomédicale)

Conception et simulation d'un dispositif pour l'étude du Principe Doppler à ultrason : vélocimétrie Doppler

Réalisés par :

- Remaoun chahrazed

Présenté le 07 juillet 2021 devant le jury composé de :

Président	Mr BENALI Redhwane	MCA
Examineur	Mr KHOLKHAL Mourad	MCB
Encadreur	Mr BEREKSI REGUIG Fethi	Pr

Année universitaire : 2020 - 2021

Remerciements

Je remercie dieu le tout puissant qui m'a donné la force et la volonté pour réaliser ce travail.

Je commence par remercier Mr. Bereksi ReguigFethi qui m'a encadré tout au long de la réalisation de ce projet, je le remercie pour son patient, sa disponibilité, ces précieux conseils et son encouragement continu qu'il n'a cessé de me prodiguer. Il m'a donné beaucoup de connaissances et conseils dans le domaine d'instrumentation biomédicale.

Mr. Hamza Cherif chef de département est remercié chaleureusement pour m'avoir accueilli dans son bureau à tout moment et m'avoir donnée beaucoup de conseils pendant les moments difficiles que j'ai vécu.

Mon remerciement s'adresse également au membre de jury Mr.Benali Redwhane et Mr. Kholkhal Mourad qui ont aimablement acceptés d'examiner et de juger ce travail.

Mes gratitudes vont à mes parents, mes frères et toute ma famille qui m'ont aidé pendant mon curseur universitaire et leur soutien moral et leur patience.

Enfin j'adresse mes plus sincères remerciements à tous mes proches amis, qui m'ont toujours soutenus et encouragé au cours de la réalisation de ce mémoire.

Merci à tous et à toutes.

Dédicaces

Avec le dieu le tout puissant, j'ai pu achever ce travail que je dédie :

A ma très chère mère *Remaoun Rahima*, qui a souffert sans me laisser souffrir, pour sa tendresse, sa patience et pour ses sacrifices. Que dieu la garde et la préserve une bonne santé et longue vie.

A mon très cher père *Remaoun Abdallah*, qui n'a jamais cessé de m'encourager et de m'orienté afin de m'assurer cette formation dans les meilleurs conditions et pour tout ce qu'il a fait pour moi dans toute ma vie. que dieu le garde et la préserve une bonne santé et longue vie.

Mes frères *Mohamed, Ayoub* et *Ibrahim*, ma petite cousine *Zoubir Amina* (ma sœur du cœur) que dieu l'a guériefet toute ma famille.

A mon encadreur Mr. Bereksi Reguig Fethi.

Particulièrement à ma chère amie *Lassacci Imane* pour son merveilleux accompagnement plus de soutien et d'encouragement, sans oublier mon camarade *Bourega Mohamed* pour son aide. Qu'ils soient heureux sur les plans personnels, professionnels et sociaux.

A tous ceux que j'aime et tous ceux qu'ils m'aiment.

Remaoun Chahrazed

Contenu

Remerciements	I
Dédicaces	II
Tables des figures.....	VI
Tables des tableaux	VII
Résumé	VIII
Abstract	IX
ملخص.....	IX
Introduction général	X
Chapitre I.....	11
Les Ultrasons, l'effet Doppler et la vélocimétrie	11
.1 Introduction	12
2. Le son	12
2.1. Définition	12
2.2. La production du son.....	12
2.3. Les phases de production du son :.....	12
2.4. Les grandeurs physiques qui caractérisent une onde sonore :.....	14
2.5. Domaines des ondes sonores :.....	16
2.6. La modulation du son (types) :.....	16
3. Les ultrasons	17
3.1. Historique:.....	17
3.2. La nature des ultrasons :.....	17
3.3. Caractéristiques physiques des ultrasons :	18
3.4. Le principe des ultrasons :.....	18
3.5. La production et réception des ondes ultrasonores :	18
3.6. La propagation des ultrasons :.....	19
3.7. L'interaction des ultrasons avec les milieux biologiques:	20
3.8. Les effets biologiques des ultrasons :.....	21
4. L'effet Doppler	22
4.1. Définition	22
4.2. Approche théorique :	23
4.3. Les différents Modes d'acquisition Doppler :.....	23
1. Définition.....	26

2.	Le principe de vélocimétrie ultrasonore Doppler :	27
3.	Elaboration de la formule :	27
3.1.	Objectif mobile-source fixe :	27
3.2.	Objectif fixe- source mobile :	27
3.3.	L'expression de la fréquence Doppler pour la mesure de vitesse :	27
4.	La fréquence Doppler et le sens de déplacement :	28
5.	L'analyse de signal Doppler	29
5.1.	Signal auditif :	29
5.2.	Tracé analogique :	29
5.3.	Spectre de fréquence :	29
5.4.	Encodage couleur :	29
Chapitre II		31
Conception Hardware du système		31
1.	Introduction	32
2.	Description du schéma bloc proposé du dispositif :	33
2.1.	Description de la proposition du bloc d'émission des ondes ultrasonores :	33
2.2.	Description de la proposition du bloc de réception des ondes ultrasonores réfléchies 34	
2.3.	Description du bloc d'acquisition et numérisation Proposé	35
3.	Etude et proposition des circuits du dispositif à réaliser	35
3.1.	Les transducteurs ultrasonores	35
3.2.	Circuit d'émission	36
3.3.	Circuit de numérisation et d'Acquisition	45
3.4.	Programmation de la carte pour la numérisation et l'acquisition de la grandeur.....	47
4.	Conclusion	48
Chapitre III		49
Titre		Erreur ! Signet non défini.
1.	Introduction	50
2.	Simulation des circuits d'émission	50
2.1.	Simulation du circuit d'émission en Mode continu	50
2.2.	Simulation du circuit d'émission en mode pulsé	51
3.	Simulation des circuits de réception	52
3.1.	Simulation du circuit de mise en forme	53
3.2.	Simulation du circuit de déphasage	54

3.3.	Simulation du circuit détecteur de phase.....	55
3.4.	Simulation du circuit détecteur de l'avance ou du retard de phase.....	56
3.5.	Mesure sur le filtre moyenneur	57
3.6.	Mesure sur le circuit générateur des impulsions d'échantillonnage	58
3.7.	Mesure sur l'échantillonneur/bloqueur	59
4.	Montage de la carte et de l'afficheur LCD	60
5.	Script du code source d'acquisition et d'affichage par la carte Arduino UNO.....	61
6.	Résultats.....	62
7.	Conclusion	64
8.	Circuit final.....	63
	Conclusion générale	64
	TP	68
	Simulation d'une plateforme ultrasonore en mode continu et pulsé : mesure de vitesse	68
1.	But du TP.....	69
2.	Etude théorique.....	69
2.1.	Les ultrasons :.....	69
2.2.	L'effet doppler.....	70
2.3.	La vélocimétrie Doppler.....	71
3.	Etude expérimentale	72
3.1.	Le schéma bloc de la plateforme ultrasonore :	72
3.2.	Carte d'acquisition (Arduino UNO) et affichage(LCD)	75
4.	Conclusion	77
	Annexe	78
	Les fiches techniques (Datasheet)	78
1.	NE555.....	79
2.	LF398.....	84
3.	XOR 4070.....	86
4.	Amplificateur opérationnel 741	88
5.	4011	91
6.	LCD 16 x 2	94

Tables des figures

FIGURE 1: ILLUSTRATION DE LA PRODUCTION DU SON. [2].....	13
FIGURE 2: COMPOSANTS D'UN MICROPHONE. [3]	13
FIGURE 3: ILLUSTRATION D'UNE NAPPE D'EAU.....	13
FIGURE 4 : SIGNAL SONORE. [2]	15
FIGURE 5: INTERVALLE DES SONS AUDIBLES.	16
FIGURE 6: LES DIFFERENTS TYPES DE SON. [6]	17
FIGURE 7: FIGURE ILLUSTRANT LE PRINCIPE GENERAL DES ULTRASONS. [2]	18
FIGURE 8: INTERACTION PAR REFLEXION ET TRANSMISSION.	21
FIGURE 9: SIGNAL EMIS EN MODE CONTINU	24
FIGURE 10 : FORME DES SIGNAUX EN MODE PULSE.....	25
FIGURE 11: DOPPLER COULEUR.....	26
FIGURE 12: FREQUENCE MOYENNE DE SIGNAL DOPPLER.....	29
FIGURE 13: SCHEMA BLOC PROPOSE DU DISPOSITIF.....	32
FIGURE 14 CHRONOGRAMMES DES SIGNAUX EMIS	33
FIGURE 15: CHRONOGRAMME DES SIGNAUX GENERER PAR LE CIRCUIT DE RECEPTION.....	34
FIGURE 16: CHRONOGRAMME DE RECEPTION.	35
FIGURE 17: COMPOSITION D'UN TRANSDUCTEUR ULTRASONORE.	35
FIGURE 18: CAPTEURS ULTRASONORES MODELE TCT40-16R/T-2.....	36
FIGURE 19: CIRCUIT D'EMISSION CONTINUE A BASE DE QUARTZ.....	37
FIGURE 20: ASTABLE AVEC PORTE LOGIQUE	37
FIGURE 21: ASTABLE NE555	38
FIGURE 22: SIGNAL A LA SORTIE DE L'ASTABLE NE555.....	38
FIGURE 23: DIVISEUR DE FREQUENCE BINAIRE.....	39
FIGURE 24: MONOSTABLE A BASE DE NE555	40
FIGURE 25: MONOSTABLE A BASE DE CD4047	40
FIGURE 26 : CIRCUIT D'EMISSION PROPOSE	41
FIGURE 27: CIRCUIT D'AMPLIFICATION.....	42
FIGURE 28: DETECTEUR DE PHASE.....	43
FIGURE 29: LE DIVISEUR DE FREQUENCE + LA PORTE NAND	43
FIGURE 30: LE FILTREMoyenneur.....	44
FIGURE 31: CIRCUIT GENERATEUR D'IMPULSION D'ECHANTILLONNAGE	44
FIGURE 32: L'ECHANTILLONNEUR BLOQUEUR.....	45
FIGURE 33: LA CARTE ARDUINO UNO	46
FIGURE 34 CARACTERISTIQUES TECHNIQUES DE LA CARTE ARDUINO UNO	46
FIGURE 35	48
FIGURE 36: SIMULATION DES CIRCUITS D'EMISSION : SELECTION DU MODE CONTINU OU PULSE A TRAVERS LE SWITCH SW1.....	50
FIGURE 37: SIGNAL A LA SORTIE DE L'ASTABLE	51
FIGURE 40: CIRCUIT GLOBAL DU BLOC DE RECEPTION SIMULE	52
FIGURE 44: SIGNAL DECALE (BLEU), SIGNAL EMIS (JAUNE)	54
FIGURE 54 SIGNAL ECHANTILLONNE	60
FIGURE 55: MONTAGE ARDUINO + LCD	60
FIGURE 57: CIRCUIT FINAL	63

Tables des tableaux

TABLEAU 1 : VITESSE DE SON DANS DIFFERENTS MILIEUX.....	15
TABLEAU 2: LES VALEURS EXTREMES DES GRANDEURS PHYSIQUES QUI CARACTERISENT L'ONDE SONORE.....	16
TABLEAU 3: LA VITESSE DES ULTRASONS DANS DIFFERENTS MILIEUX ET LEUR IMPEDANCE ACOUSTIQUE [7].....	20
TABLEAU 4: CARACTERISTIQUES GENERALES DE CAPTEUR ULTRASONORE UTILISE.....	36
TABLEAU 5 : CARACTERISTIQUES DE LA CARTE ARDUINO UNO.....	46

Résumé

L'objectif de ce travail est la Conception et la Simulation d'un dispositif pour l'étude du Principe Doppler à ultrason appliqué à la vélocimétrie Doppler. En fait, l'effet Doppler est défini comme le décalage de fréquence d'une onde (mécanique, acoustique, électromagnétique, ...) observé entre les mesures à l'émission et à la réception, lorsque la distance entre l'émetteur et le récepteur varie au cours du temps. Dans ce contexte, on se propose d'abord d'étudier le phénomène physique des ultrasons et comment ils peuvent être utilisés à travers l'effet Doppler pour la mesure de la vitesse, puis de proposer une conception d'un dispositif exploitant ce principe. Une étude détaillée est faite où les différents circuits proposés dans cette conception sont simulés en utilisant le logiciel de simulation Proteus permettant ainsi à l'utilisateur une meilleure compréhension de l'effet Doppler ultrasonore en mode continu et en mode pulsé à travers la mesure de vitesse d'une cible (simulant ainsi la mesure des Vélocités sanguines ou encore un vélocimètre Doppler). Cette conception est basée sur une partie hardware et une partie software. La partie hardware va être constituée des capteurs ultrasonore, des mises en forme respectivement du signal ultrasonore transmis et réfléchi; de la détection du signal Doppler, de sa mise en forme et de son acquisition à travers une carte Arduino. La partie software s'intéressera au logiciel d'acquisition, de traitement du signal Doppler et des mesures de vitesse et distance le tout affiché sur une interface Graphique.

Mots clés : ultrasons, effet doppler, vélocimétrie, simulation.

Abstract

A bibliographic research allowed us to identify the main principles of operation of Doppler probes in ultrasonography used in various fields, in particular: medical field (vascular imaging ...). Subsequently, these principles have been transposed to the measurement of the speed of moving objects following an easy to implement protocol. Among the physiological parameters that can be measured by Ultrasonic Doppler Effect are blood velocities. In this case, it is the reflection of an ultrasonic wave by the red blood cells whose movement (velocity) induces a Doppler effect.

The objective of our work is the realization of simulation for the study of the Ultrasound Pulsed Doppler principle, particularly the measurement of the Doppler velocity. In fact, the Doppler effect is defined as the frequency shift of a wave (mechanical, acoustic, electromagnetic, ...) observed between the measurements at the emission and reception, when the distance between the transmitter and the receiver varies over time. In this context, we propose to study and realize a device that will allow the user to better understand the ultrasonic Doppler Effect in pulsed mode through the measurement of the velocity of a target (simulating the measurement of blood velocities or a Doppler velocimeter). This realization will be based on a hardware part and a software part. The hardware part will be constituted by the ultrasonic sensors, the shaping of the transmitted and reflected ultrasonic signal; the detection of the Doppler signal, it's shaping and its acquisition through an Arduino board. The software part will focus on the acquisition software, processing of the Doppler signal and the velocity and distance measurements, all displayed on a graphical interface.

Key words: ultrasound, Doppler effect, velocimetry, simulation.

ملخص

بعد القيام بمجموعة من الأبحاث قمنا بتحديد المفاهيم الرئيسية لفهم طريقة عمل دوبلر بالموجات فوق الصوتية واستعمالاته في المجال الطبي كالتصوير الأوعية الدموية من بين المعلومات الفسيولوجية التي يمكن قياسها بواسطة الموجات فوق الصوتية هي سرعة تدفق الدم و حسابها يكون بدراسة انعكاس الامواج فوق الصوتية من طرف خلايا الدم الحمراء والتي في حركتها ينتج تأثير دوبلر. فهم هذه المبادئ يسمح بحساب سرعة تحرك الأجسام وفقا لبروتوكول يسهل تنفيذه.

الهدف من العمل المطلوب هو تحقيق جهاز لدراسة مبدأ دوبلر النبضي بالموجات فوق الصوتية ، وخاصة قياس السرعة . في الواقع، يتم تعريف تأثير دوبلر على أنه تحول تردد الموجة (الميكانيكية والصوتية والكهرومغناطيسية، ...) التي لوحظت بين القياسات في الإرسال وفي الاستقبال، عندما تختلف المسافة بين المرسل والمتلقي مع مرور الوقت . في هذا السياق، نقترح دراسة جهاز من شأنه أن يسمح للمستخدم فهم أفضل لتأثير دوبلر بالموجات فوق الصوتية من خلال قياس سرعة جسم متحرك (وبالتالي محاكاة قياس سرعة الدم).

Introduction général

De la médecine ancienne aux microchirurgies d'aujourd'hui, toute grande évolution de technologie a grandement servi à l'homme dans son ensemble et aussi à améliorer de façon considérable son niveau de vie. Parmi ces domaines d'innovation et évolution ; le domaine des technologies des ultrasons et leurs différentes applications.

La technologie a fait un formidable bond en avant dans ces domaines, grâce à la découverte des ultrasons et de l'effet Doppler. Ce dernier inventé par Christian Johan Doppler en 1843 qui fit remarquer que la couleur d'un objet lumineux change lorsqu'il existe un mouvement entre l'objet et l'observateur, est donc définie par le changement de fréquence de l'onde communiquant en deux objets en mouvement.

La vélocimétrie Doppler ultrasonore fut initialement développée pour l'étude des écoulements sanguins dans les années 1970. L'application de cette technique à d'autres domaines a ouvert d'intéressantes perspectives, notamment en mécanique des fluides.

Les vélocimétries ultrasonores à effet Doppler fournissent une mesure globale d'une grandeur réputée représentative de la vitesse.

Par rapport à la technique de mesure de vitesse par la méthode de différence de temps, la méthode Doppler s'applique parfaitement aux matériaux tels que les liquides visqueux (exemple : le sang) et les matières brutes contenant de petites particules solides ou des bulles.

Dans ce contexte on se propose de concevoir un dispositif permettant de mesurer la vitesse. En fait, le dispositif ou plutôt la plateforme est conçue dans un but purement didactique permettant une meilleure compréhension pratique du comment, un vélocimètre Doppler peut être réalisé et fonctionné. Par conséquent, différents circuits sont proposés et simulés dans cette conception partant des différents circuits de mise en forme des ondes ultrasonores émises, du capteur d'émission, passant par le capteur de réception et les différents circuits de mise en forme des ondes réfléchies et ceci dans les deux cas : le mode continu et le mode pulsé. L'ensemble de circuits proposés sont simulés en utilisant le logiciel Proteus. Les résultats de simulation obtenus montrent le bon fonctionnement des circuits proposés permettant ainsi leur réalisation pratiques dans la future. Ainsi, pour décrire notre conception on présente en chapitre 1 une étude concise sur les Ultrasons, l'effet Doppler et la vélocimétrie pour permettre de comprendre le principe physique de la méthode utilisée pour la mesure de la vitesse. Ce chapitre est suivi par un deuxième chapitre dans lequel on propose notre conception et les différents circuits qui peuvent être utilisés pour sa réalisation. Le chapitre 3 s'intéresse aux résultats de simulation obtenus à travers la simulation en utilisant le logiciel Proteus de l'ensemble des circuits de cette conception.

Chapitre I

Les Ultrasons, l'effet Doppler et la vélocimétrie

Les ultrasons et l'effet Doppler

1. Introduction

Lors de la propagation de l'onde ultrasonore dans un tissu il y a absorption de l'onde. La fréquence d'émission détermine la profondeur de pénétration de l'onde acoustique. Les spécialistes (radiologues, cardiologues, angiologues) utilisent une fréquence de 5 à 10 MHz pour scruter les vaisseaux superficiels et inférieure à 5 MHz pour les vaisseaux profonds (aorte, vaisseaux de l'abdomen, fœtus...).[1].

Dans ce qui suit une description du son, des ultrasons et de leurs caractéristiques est d'abord faite, suivie d'une étude de l'effet Doppler et leur application pour le calcul de la vélocimétrie.

2. Le son

2.1. Définition

Le son est avant tout la transmission d'énergie produite par un corps en vibration ou en mouvement. En absence de mouvement le son ne peut exister.

On peut aussi définir le son comme étant des ondes mécaniques longitudinales qui est la propagation d'une perturbation locale dans un milieu matériel sans déplacement de matière. Le son se propage dans un milieu élastique (qui se déforme sous le passage d'une onde mécanique, et reprend sa forme initiale lorsqu'elle disparaît).

2.2. La production du son

La production et la propagation des sons sont liées à l'existence d'un mouvement vibratoire. A la source, le milieu est déformé (par un choc, compression, etc.) et suite à son élasticité, la déformation gagne les molécules voisines qui, perturbées de leurs positions d'équilibre, agissent à leur tour de proche en proche. Le phénomène se produit sans transport de matière. Les particules de milieu entrent en vibration les unes après les autres autour de leur position d'équilibre.

La déformation se propage dans le milieu selon une onde. Le phénomène de production du son se produit sans transport de matière.

2.3. Les phases de production du son :

Le son ne peut exister qu'à travers trois phases, la phase d'émission, la phase de propagation et la phase de réception. Donc il faut obligatoirement qu'il y ait ces trois phases pour qu'un son puisse exister [voir figure 1 ci-dessous].

2.3.1. Phase d'émission :

Elle ne peut avoir lieu que s'il y a une vibration matérielle d'un objet qui est d'une matière vibratoire.

2.3.2. Phase de propagation :

Il ne peut y avoir propagation du son que s'il existe un milieu matériel.

2.3.3. Phase de réception :

Une fois que cette vibration des molécules est propagée de proche en proche, elle va pouvoir arriver sur un récepteur, qui va être constitué d'une membrane. Cette membrane se met à vibrer à son tour et entraîne ensuite la vibration ou la création d'un signal, tout dépend de ce qu'on veut étudier.

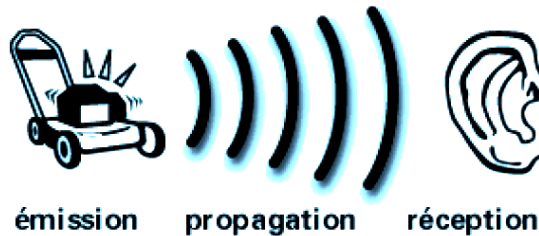


Figure 1: illustration de la production du son. [2]

Dans le cas de l'oreille humaine (récepteur), le tympan (membrane) en vibrant actionne tout un système (oreille moyenne) et ensuite on va avoir la création d'un signal nerveux via le nerf auditif qui va évidemment jusqu'au cerveau.

On peut avoir comme récepteur le microphone, la membrane du microphone joue le rôle de tympan, cette membrane se met à vibrer sous l'action des vibrations des molécules d'air qui se trouvent dans l'environnement. Cette membrane est liée directement à une bobine qui se déplace autour d'un aimant, et on sait que lorsqu'une bobine tourne autour d'un champ magnétique, il y a création d'un courant électrique [voir figure 2 ci-dessous].

Donc, c'est ce courant électrique que l'on récupère et qui va être amplifié et ensuite distribué vers les hauts parleurs.

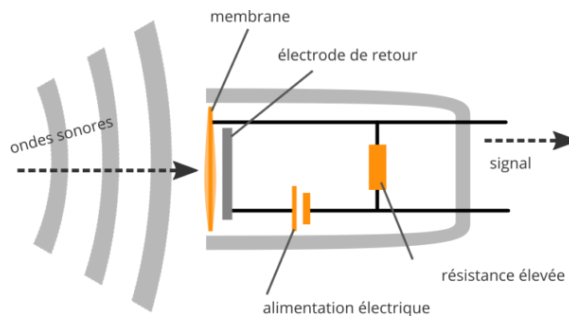


Figure 2: Composants d'un microphone.[3]

Une image habituelle donnée pour illustrer le phénomène de propagation du son est celle des franges se déplaçant sur une nappe d'eau dans laquelle on a jeté une pierre [voir figure 3 ci-dessous]. La distance parcourue par une frange par unité de temps s'appelle la célérité de l'onde ; la distance entre deux crêtes ou deux creux successifs de la frange s'appelle la longueur d'onde λ .

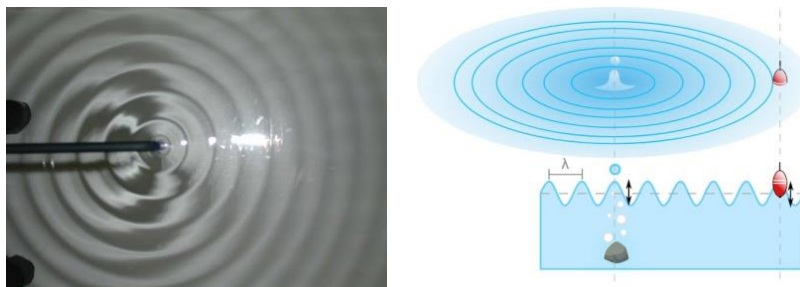


Figure 3: illustration d'une nappe d'eau.

2.4. Les grandeurs physiques qui caractérisent une onde sonore :

Les ondes sonores se propagent dans les gaz (air, dioxyde de carbone), dans les liquides (eau) et les solides (l'acier, mur en béton) mais ne peuvent pas se propager dans le vide. Elles sont caractérisées par la pression acoustique, la puissance acoustique, l'intensité sonore, le niveau sonore, la fréquence acoustique, la longueur d'onde et le spectre de fréquence ainsi que la vitesse du son. Ces grandeurs caractéristiques sont définies comme suit[2]

2.4.1. La pression acoustique :

Quand on a émission d'un son, la pression des molécules d'air que l'on appelle 'pression acoustique' est égale à la pression atmosphérique ($P_{atm}=1015$ hPa) en plus d'une surpression. Cette surpression est due à la vibration matérielle de l'émetteur sonore.

2.4.2. La puissance acoustique(w) :

C'est la puissance nécessaire au niveau de la source sonore pour générer les ondes sonores, exprimée en watts(W).

2.4.3. Intensité sonore(I) :

Si une source possède une puissance acoustique, cette source va émettre un son qui va se propager dans toutes les directions, et bien évidemment plus on s'éloigne de la source sonore, plus le ressenti du son va diminuer petit à petit. C'est ce que l'on définit par l'intensité sonore I, exprimée en W/m^2 .

$$I = \frac{\text{puissance}}{4\pi d^2}$$

Avec d: la distance entre la source et le récepteur.

2.4.4. Niveau sonore(L) :

a. Le niveau de pression (NP):

Il est défini par $NP=20\log(p/p_0)$ ou p_0 correspond à la pression de référence.

b. Le niveau de puissance (NW) :

Il est défini par $NW=10\log(w/w_0)$ ou w_0 : correspond à la puissance de référence.

c. Niveau d'intensité (NI):

Il est défini par $NI=10\log(I/I_0)$ ou I_0 correspond à l'intensité initiale.

2.4.5. La fréquence acoustique (f) :

C'est le nombre d'oscillations de pression acoustique en une seconde, exprimée en hertz (Hz).

2.4.6. La longueur d'onde (λ) et le spectre de son :

Le spectre en fréquence d'un son est la représentation graphique de l'amplitude en fonction de la fréquence. L'amplitude est la variation entre la compression et la décompression de la période [voir figure 4 ci-dessous].

La longueur d'onde λ est la plus petite distance séparant deux pics d'une onde sonore périodique, exprimée en mètre.

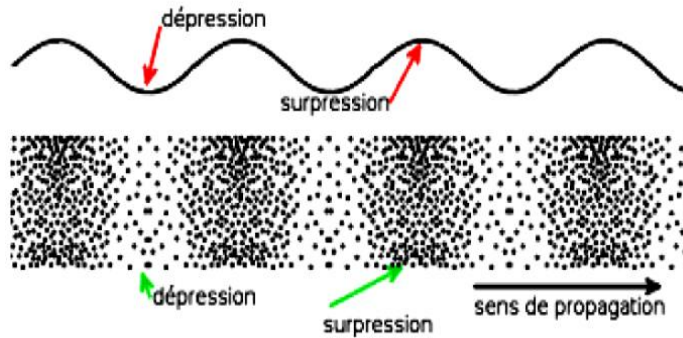


Figure 4 : signal sonore. [2]

2.4.7. La vitesse de son :

Appelé aussi la célérité (c), elle dépend du milieu traversé et sa température (agitation des particules qui constituent le milieu de propagation). On a pour l'air [4]:

$$C=20\sqrt{T}$$

Avec T : température du milieu.

Alors à $T = 20^\circ\text{C} = 293 \text{ K}$, On a $c \approx 340 \text{ m/s}$.

Il se propage à une vitesse ' v ' qui correspond à la distance ' d ' parcourue pendant la durée Δt .

On peut alors écrire :

$$v = \frac{d}{\Delta t} \quad \text{ou} \quad d = v \cdot \Delta t$$

v : la vitesse de l'onde en mètre par seconde (m/s).

d : distance parcourue par l'onde en mètre (m).

Δt : durée de parcours de l'onde en seconde (s).

Le tableau 1 ci-dessous résume la vitesse du son dans certains milieux [5].

Tableau 1 : vitesse de son dans différents milieux.

Milieu	Vide	Air	Eau	Verre	Diamant
Vitesse (m/s)	340	1500	1300	3500 5000	5100 5500

2.4.8. Les valeurs extrêmes de ces grandeurs

Tableau 2: les valeurs extrêmes des grandeurs physique qui caractérisent l'onde sonore.

Grandeur physique	Valeur minimale	Valeur maximale
Pression acoustique	$2 \cdot 10^{-5}$ Pa	20 Pa
Puissance acoustique	$1 \cdot 10^{-12}$ W.m ⁻²	1 W.m ⁻²
Intensité acoustique	0 dB	120 dB

Les fréquences d'un son audible [voir figure 5 ci-dessous] :

quand la fréquence est élevée (période faible), on dit que le son est aigu.
 quand la fréquence est basse (période élevée), on dit que le son est grave.
 Entre ces deux fréquences, on a un son medium.

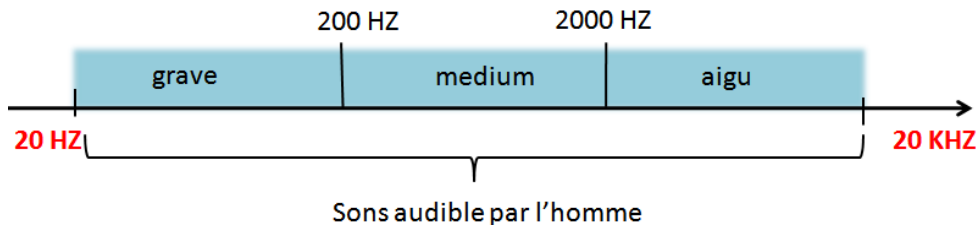


Figure 5: intervalle des sons audibles.

2.5. Domaines des ondes sonores :

Les ondes sonores audibles par l'homme sont des ondes périodiques dont la gamme de fréquence est : $20\text{Hz} < f_{\text{audible}} < 20\text{KHz}$.

Si $f > 20\text{KHz}$, on est dans le domaine des ultrasons (sons par exemple émis par les chauves-souris).

Si $f < 20\text{Hz}$, on est dans le domaine des infrasons (sons par exemple émis par les éléphants).

On s'intéresse dans ce travail aux ultrasons.

2.6. La modulation du son (types) :

2.6.1. Son pur :

On dit qu'un son est pur lorsque l'onde sonore est de type sinusoïdal dont la fréquence et l'amplitude maximale sont constantes au cours du temps (exemple : le diapason émet un son pur).

2.6.2. Son complexe :

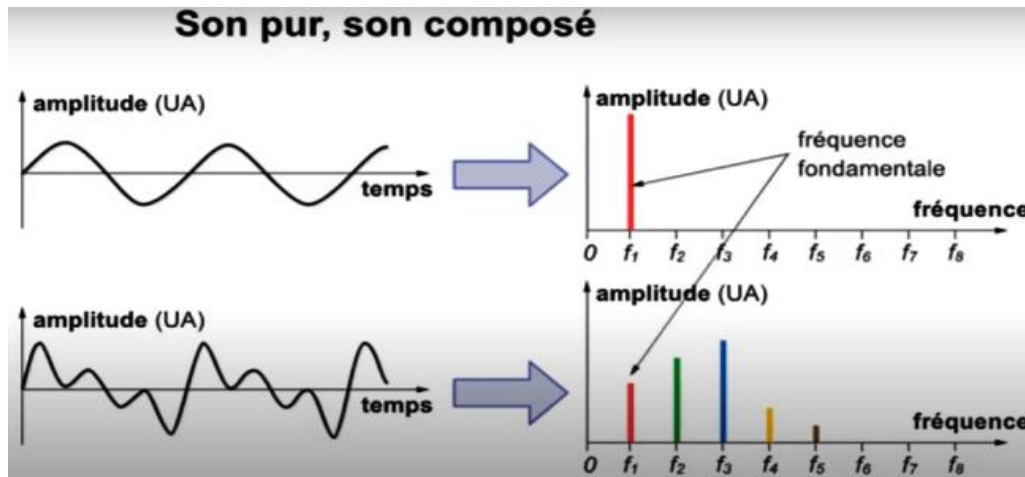


Figure 6: les différents types de son. [6]

La plus part des sons que nous percevons dans notre vie ne sont pas purs mais complexes. Les sons complexes sont soit périodiques non sinusoïdales (ils comprennent multiples sons purs), soit non périodiques non sinusoïdales de fréquence quelconque (bruits) [Voir figure 6 ci-dessous].

3. Les ultrasons

Localisés dans la bande de fréquence f supérieure à la bande audible par les humains ($f > 20\text{KHz}$), certains animaux tels que les chiens peuvent les entendre. D'autres émettent des ultrasons pour localiser un objet, tel que les baleines, les dauphins ou encore les chauves-souris.

L'utilisation des ultrasons s'est singulièrement accrue ces dernières années aussi bien dans l'industrie que dans la recherche scientifique. C'est cependant leur emploi intensif dans la pratique médicale qui est responsable de la multiplication des unités de production des ultrasons. Ces ondes mécaniques ont en effet remplacé les rayons X pour divers types de diagnostic.

3.1. Historique:

En 1794, Lazzaro Spallanzani soupçonne l'existence des ultrasons en observant le vol de nuit des chauves-souris. Pierre Curie découvrit en 1880 la piézoélectricité qui sert à la production des ultrasons. La première application de ces ondes été en 1912 par R.Fessenden par l'invention de premier sonar capable de détecter un Iceberg. En 1916 et dans le même domaine maritime, Paul Langevin a construit le premier transducteur utilisé pour la détection des sous-marins. Entre les années 1920 et 1940, l'industrie métallurgique a mis en point une méthode pour détecter les défauts de fabrication. En 1942, la première utilisation diagnostique médicale. En 1960, l'industrialisation du premier échographe. De 1990 à ce jour, la mise sur le marché des appareils capables d'effectuer toutes les explorations profondes et superficielles avec des sondes allant de 1MHz à 10MHz de taille variable associant toutes les technologies comme le Doppler.

3.2. La nature des ultrasons :

Ce sont des ondes vibratoires de pression qui imprime une succession de compression et de dilatation des particules du milieu traversé, de haute fréquence (supérieure à 20KHz). A cette fréquence trop élevée, le tympan de l'oreille humaine n'est plus capable de vibrer et donc il n'y a pas de transmission de sensation au cerveau. Les ultrasons se situent dans le domaine de l'in audible pour l'homme.

3.3. Caractéristiques physiques des ultrasons :

Les ultrasons ont les mêmes caractéristiques que le son mais de valeurs différentes, tout comme l'intervalle de fréquences :

Fréquence f_{us} (Hz) : 20KHz et 100MHz.

Période T_{us} (s) : $T_{us} = \frac{1}{f_{us}}$

Longueur d'onde λ (m) : $\lambda = c \cdot T_{us}$.

Célérité c (m/s)

Intensité I (watt/cm²) : énergie transportée par unité de surface.

Le niveau sonore L (dB) : entre deux ondes ultrasonores (I_1 et I_2), $L = 10 \log (I_1/I_2)$.

3.4. Le principe des ultrasons :

La technique des ultrasons consiste à envoyer par un émetteur ultrasonore une courte impulsion de fréquence élevée (fréquence ultrasonore) qui se propage dans le milieu de propagation avec une vitesse c (la vitesse des ultrasons dans le milieu de propagation), et se réfléchit sous forme d'écho par les obstacles qu'elle rencontre [voir figure 7 ci-dessous].

Celui-ci permet le calcul de distance parcourue sur un temps écoulé entre l'émission des impulsions et la réception de l'écho.

$$\Delta t = \frac{2d}{c}$$

C : la célérité en m/s

Trajet parcouru ($2d$) par l'onde est deux fois la distance (d) entre l'émetteur et le récepteur (distance aller-retour).

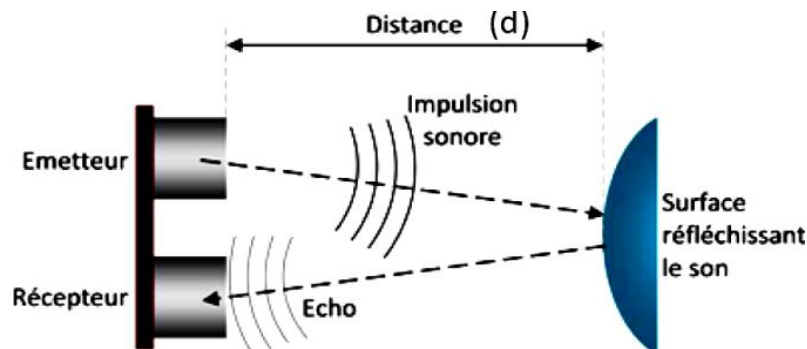


Figure 7: figure illustrant le principe général des ultrasons.[2]

3.5. La production et réception des ondes ultrasonores :

3.5.1. La production des ultrasons

La production des ultrasons est faite par un transducteur ultrasonore. Le transducteur ultrasonore est un dispositif capable de transformer de l'énergie électrique en énergie ultrasonore et réciproquement.

Le mécanisme de fonctionnement d'un transducteur ultrasonore est basé sur l'effet physique qu'on appelle la piézoélectricité.

La production des ultrasons peut se faire sous forme d'ondes entretenues ou d'ondes pulsées. Quand les ultrasons se propagent dans un milieu hétérogène tel qu'un tissu biologique, ils se réfléchissent en partie au niveau des interfaces (comme il en existe, dans l'organisme humain, à la limite d'un organe et des tissus voisins). Le faisceau réfléchi, en écho, peut être enregistré au moyen du même transducteur, le faisceau entraînant, par voie mécanique, la déformation du matériau piézo-électrique, d'où production d'un signal électrique.

3.5.2. La piézoélectricité:

C'est la propriété que possèdent certains corps de se polariser électriquement sous l'action d'une contrainte mécanique et réciproquement de se déformer lorsqu'on leur applique un champ électrique. Les deux effets sont indissociables. Le premier est appelé effet piézoélectrique direct ; le second effet piézoélectrique inverse. Cette propriété trouve un très grand nombre d'applications dans l'industrie et la vie quotidienne. Les matériaux piézoélectriques sont très nombreux. Le plus connu est sans doute le quartz, toujours utilisé aujourd'hui dans les montres pour créer des impulsions d'horloge. Mais ce sont des céramiques synthétiques, les Céramique PZT (Titano-Zirconate de Plomb), qui sont le plus largement utilisées aujourd'hui dans l'industrie pour la fabrication de transducteur ultrasonore. Ainsi, en mode émission d'onde ultrasonore le transducteur est excité par une tension alternative de même fréquence que celle des ultrasons à produire. Des ondes ultrasonores sont alors générées. En mode réception, le transducteur transforme les ondes ultrasonores reçues en un signal électrique.[2]

3.6. La propagation des ultrasons :

Premièrement, pour permettre la propagation des ondes ultrasonores, il faut d'une part que le milieu environnant de la source permette la propagation de l'onde et d'une autre part, la source soit dans un état vibratoire.

L'onde ultrasonore émise se propage avec une célérité C dans le milieu, et s'atténue au fur à mesure de son déplacement. Cette atténuation est exponentielle et dépend des corps absorbant, réfractant ou encore diffusant existants dans le milieu ; chacun ayant sa propre impédance connue par impédance acoustique. Ainsi, dans le cas du corps humain qui, en fait est constitué d'une succession de milieu hétérogène sur le plan d'impédance acoustique ; à chaque changement d'impédance, une partie de l'onde ultrasonore est réfléchi. Il y a environ 4 célérités qui sont semblables et se rapprochent. Ces 4 matériaux constituent les tissus du corps humain : graisse, eau, sang et muscle. Il faut noter que l'impédance acoustique (Z), caractérise la résistance qu'un milieu oppose à sa mise en mouvement lorsqu'il est traversé par une onde acoustique.

Elle dépend de la masse volumique et de la compressibilité du milieu, c'est-à-dire son aptitude à reprendre sa forme originale après déformation. Elle est donnée par :

$$Z = \sqrt{\frac{\rho}{X}} = \rho \cdot c$$

Z : l'impédance acoustique en $\text{kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$.

ρ : la masse volumique en $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$.

X : la compressibilité du milieu en $\text{m}^2 \cdot \text{s} \cdot \text{kg}^{-1}$.

C : la célérité en m/s

Tableau 3: la vitesse des ultrasons dans différents milieux et leur impédance acoustique [7].

Milieu	La vitesse de propagation m/s	Impédance acoustique kg/m ² /s .10 ⁶
Air	330	0.0004
Graisse	1450	1.38
Eau 37°C	1530	1.49
Sang	1580	1.61
Tissu mou	1540	1.3-1.63
Muscle	1600	1.7
Os	3000 à 4000	3.8-7.8
Foie	1570	1.62

3.7. L'interaction des ultrasons avec les milieux biologiques:

Les lois qui régissent la propagation des ultrasons aux fréquences qui nous intéressent sont proches à celles relatives à la propagation de la lumière, à savoir l'absorption, la diffusion, la réflexion et la réfraction.

Le changement du milieu ne modifie pas la fréquence de l'onde ultrasonore, mais la célérité change, donc la longueur d'onde change.

3.7.1. L'absorption :

L'absorption d'un faisceau désigne la transformation progressive, tout au long du parcours de l'intensité ultrasonore en chaleur.

Au niveau atomique, ce sont les oscillations cohérentes des points matériels qui se transforment en mouvement thermique. Les causes de ce transfert sont multiples : on peut citer la viscosité du milieu, liée aux forces entre les atomes, ou encore les voies de stockage de l'énergie comme les modes de vibration ou rotations des molécules.

Atténuation : elle décrit la perte globale d'intensité que subit le faisceau dans sa progression. L'atténuation est exponentielle, avec une caractéristique μ (le coefficient d'atténuation) qui représente la perte d'intensité relative par 1cm de parcours. On a la relation suivante

$$I=I_0.e^{-\mu.x}$$

I : l'intensité des ultrasons à la distance x.

I₀ : intensité initiale.

μ : Coefficient linéaire d'atténuation.

x: la distance parcourue par l'onde depuis la source.

3.7.2. La diffusion:

Quand le faisceau rencontre des objets dont la taille typique est de l'ordre de λ , ou plus petite, alors il se voit disperser dans de multiples directions.

Puisque l'onde incidente est réémise dans de multiples directions, l'intensité qui revient sur la sonde est plutôt faible, plus faible que des échos renvoyés par réflexion.

Toutefois la sensibilité de détection en échographie est telle que ces signaux peuvent normalement être perçus et fournir ainsi de l'information sur la structure des tissus. Par ailleurs, la nature du phénomène (réémission dans de nombreuses directions), rend sa perception assez indépendante de la direction d'émission du faisceau, contrairement à la réflexion qui est très directionnelle.

Enfin, étant donné que tout cela dépend de la taille des centres de diffusion comparée à λ , d'une part, et que d'autre part la longueur d'onde dépend de la fréquence, il apparaît qu'on peut se servir de la fréquence pour modifier l'importance relative du signal diffusé et du signal réfléchi, ce qui peut le cas échéant fournir de l'information.[8]

3.7.3. La réflexion:

Lorsqu'une onde acoustique rencontre l'interface séparant deux milieux d'impédances acoustiques différentes, une partie de l'onde est transmise dans l'autre milieu (elle subit une réfraction) tandis qu'une autre partie se réfléchit sur l'interface (elle subit une réflexion). La notion d'impédance acoustique permet d'étudier complètement et quantitativement ce phénomène et d'estimer les quantités d'énergie acoustique transmises et réfléchies. [2]

3.7.4. Réflexion et transmission :

Comme les rayons lumineux, ces deux phénomènes (réflexion-réfraction) obéissent aux lois de Descartes[voir figure 8 ci-dessous]. Les différents angles étant mesurés par rapport à la normale de l'interface : l'amplitude du signal reçu par le récepteur est maximale lorsque l'angle d'incidence est égal à l'angle de réflexion ($i_0=i_r$), et le faisceau transmis est dévié selon un angle i_t qui dépend des célérités c_1 et c_2 de l'onde avant et après son passage à travers l'interface (c_1 et c_2 étant fonction des impédances respectives des milieux 1 et 2).[2]

Lois de Snell-Descartes :

$$i_0 = i_r \quad ; \quad \frac{\sin i_0}{c_1} = \frac{\sin i_t}{c_2}$$

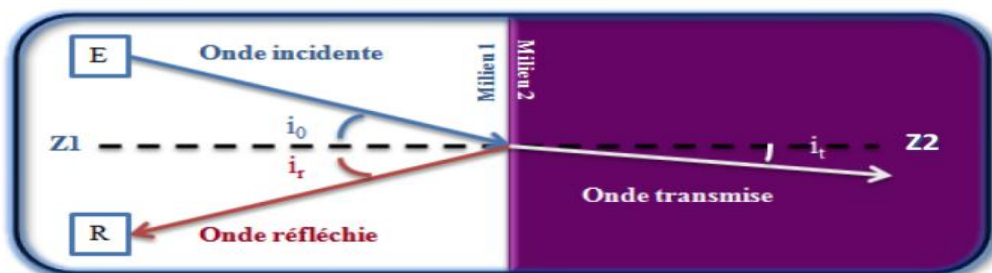


Figure 8:interaction par réflexion et transmission[2].

3.8. Les effets biologiques des ultrasons :

Les ultrasons ayant une énergie suffisamment élevée peuvent agir sur le matériel vivant par : effet thermique, cavitation ou effet mécanique.

3.8.1. Effet thermique :

Les tissus étant absorbants, il y aura une génération de chaleur dans toutes les parties du champ ultrasonique au sein de ces tissus. L'élévation de température a toujours lieu (quel que soit la fréquence et la composition du tissu). Un index thermique TI (thermal index) permet de mesurer cet effet. L'index $TI=1$ signifie que la température peut s'élever de 1 degré en cours de l'examen.[8]

L'effet thermique augmente avec la fréquence, la puissance, la durée d'exposition, la focalisation et les dimensions du champ exploré (lié au PRF : pulse repetition frequency : fréquence de répétition de la transmission d'un paquet d'ondes ultrasonore dans le cas du Doppler pulsé voir dans les paragraphes suivants).

3.8.2. Effet mécanique ou cavitation :

Il est moins portable car il nécessite que les tissus traversés comportent une certaine quantité des bulles de gaz (poumons, intestins). Cet effet est très rapide et ne dépend pas de durée d'exposition. Il est d'autant plus portable quand la fréquence d'émission est basse. Un index mécanique (MI : mechanical index) permet de mesurer la variation maximale de pression locale lors du passage des ultrasons dans les tissus. Il est favorisé par les basses fréquences, les énergies d'émission forte, la focalisation, la composition des milieux traversés.

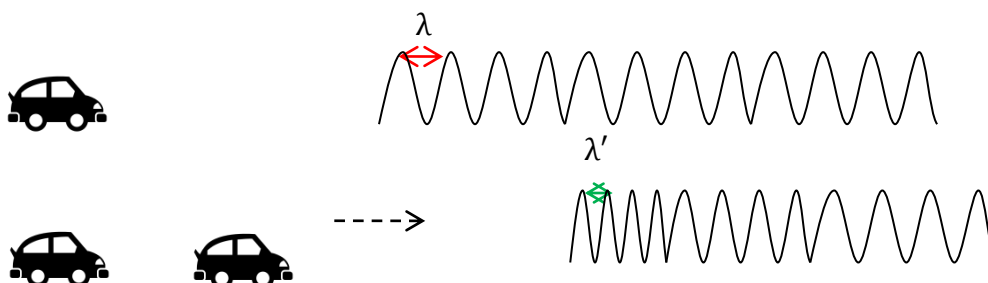
4. L'effet Doppler

L'effet Doppler est un phénomène très bien connu. C'est l'effet qu'on constate couramment lorsqu'une voiture passe dans la rue, le bruit de moteur est plus aigu lorsqu'elle s'approche et plus grave lorsqu'elle s'éloigne. C'est une propriété générale des ondes qui s'observe pour les ondes mécaniques comme les ondes sonores et les ondes électromagnétiques comme la lumière.

4.1. Définition

L'Effet Doppler est le décalage de fréquence d'une onde (mécanique, acoustique, électromagnétique, ...) observé entre les mesures à l'émission et à la réception, lorsque la distance entre l'émetteur et le récepteur varie au cours du temps.

4.1.1. Exemple :



Si on a un émetteur (dans ce cas une voiture qui émet une onde), cette onde a une longueur d'onde (λ).

Si d'un coup l'émetteur commence à bouger, il va continuer à émettre mais en fait, il va commencer à rattraper l'onde, et la longueur d'onde devient plus petite (λ').

4.1.2. Rappel

$$V = \frac{\lambda}{T} = \lambda \cdot f \qquad T = \frac{1}{f} \qquad c = \lambda \cdot \gamma$$

Si λ diminue : la célérité d'onde est toujours la même, la vitesse V reste constante mais f augmente pour maintenir la vitesse.

Si λ augmente : la célérité d'onde est toujours la même, la vitesse V reste constante mais f diminue pour maintenir la vitesse.

λ diminue	λ augmente
Vitesse d'émission constante (il faut compenser)	↓
La fréquence f augmente	La fréquence f diminue

4.2. Approche théorique :

Lorsqu'un faisceau d'ultrasons émis par une source rencontre une cible fixe, la fréquence réfléchiée par cette cible est identique à la fréquence émise. Quand la cible se déplace, la fréquence réfléchiée est différente de la fréquence émise. Cette différence (ΔF) entre la fréquence d'émission (F_e) et la fréquence de réception (F_r) s'appelle la fréquence Doppler.

ΔF est exprimé en hertz (Hz). Dans le cas de la vélocimétrie Doppler, elle est située dans un spectre audible.

Dans ce cas, l'effet Doppler permet de détecter le mouvement des hématies dans un vaisseau. La fréquence Doppler s'exprime par la relation suivante :

$$\Delta F = F_r - F_e = \frac{2F_e V \cos \theta}{C}$$

F_e : fréquence d'émission de la sonde.

F_r : fréquence de réception de la sonde.

V : vitesse des éléments figurés dans le vaisseau.

θ : angle entre l'axe du vaisseau et l'axe du faisceau ultrasonore.

C : vitesse moyenne des ultrasons dans le corps humain (1 540 m/s).

4.3. Les différents Modes d'acquisition Doppler :

4.3.1. Le Doppler à émission continu :

La sonde est constituée d'un système émetteur-récepteur d'ultrasons. Le cristal émetteur envoie un faisceau d'ultrasons de façon continue à une fréquence ultrasonore donnée. Le récepteur reçoit

aussi de façon continue. La fréquence réfléchiée est différente et l'appareil, unidirectionnel ou bidirectionnel, transforme cette variation en signal visuel, sur un écran, auditif, par des haut-parleurs, ou graphique. [Voir figure 9]

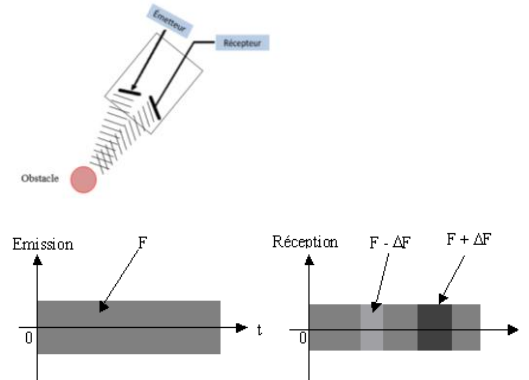


Figure 9: signal émis en mode continu

L'émission et la réception des ultrasons sont, ici, permanentes. Il n'y a aucun repérage en profondeur et donc aucune discrimination spatiale.

L'effet Doppler est régi par une formule mathématique simple qui établit une proportionnalité entre les variations de fréquences ultrasonores, la vitesse et le sens de déplacement par la relation suivante :

$$\Delta f = \frac{2 \cdot v \cdot f_1}{c_0} \cdot \cos(\theta)$$

Où θ : L'angle que fait l'obstacle avec le récepteur.

Les avantages que présente ce mode est qu'il est simple, pas cher, très sensible. En revanche, il est dépourvu de résolution spatiale, c'est-à-dire qu'il est incapable d'indiquer la provenance topographique des signaux captés.

4.3.2. Le Doppler à émission pulsée

Le mode Doppler à émission pulsée répond à cette limite par un fonctionnement analogue à celui de l'échographie : l'émission ultrasonore n'est plus continue mais discontinue, par impulsions brèves qui sont répétées à une fréquence connue par fréquence de répétition. Dans l'intervalle séparant deux impulsions, le système passe en mode de réception et capte donc les impulsions rétrodiffusées par les différents corps se trouvant dans le milieu de propagation. Dans le cas de la vélocimétrie Doppler vasculaire, ces différents corps sont particulièrement les globules rouges. Par conséquent, le signal Doppler ainsi obtenu comporte, bien sûr, l'information de variation de fréquence proportionnelle à la vitesse d'écoulement, mais aussi l'information de délai par rapport à l'émission, permettant de connaître la distance parcourue par l'impulsion ultrasonore donc la situation du vaisseau à l'origine de ce signal.

Le délai entre deux impulsions détermine la fréquence de répétition (PRF : peak repetition frequency), le nombre d'impulsions qui se produisent chaque seconde aussi appelé taux de récurrence des impulsions, ou PRR. Il ne doit pas être confondu avec la fréquence de transmission, qui est déterminée par la vitesse à laquelle les cycles sont répétés dans l'impulsion transmise.

La distance entre deux impulsions dans le temps est appelée la période de récurrence des impulsions (PRP), et sa relation avec le PRF peut être décrite comme $PRP = 1/PRF$ seconde. L'illustration montre les retours de deux cibles, l'une plus proche que l'autre. Le retour de la cible distante est plus petit que celui de la cible plus proche en raison de l'étalement de l'énergie radar au fur et à mesure de sa propagation et de l'atténuation des ondes dans l'atmosphère.

Si l'impulsion suivante était envoyée avant l'arrivée de la cible distante, le circuit de synchronisation serait confus et une mesure ambiguë pourrait avoir lieu. Ainsi, le temps entre les impulsions successives est arrangé pour correspondre au temps d'aller et de retour des cibles à la portée de détection maximale possible. Les retours des cibles situées au-delà de cette portée seront si faibles qu'elles ne seront généralement pas détectées.

On a la relation suivante :

$$PRF = \frac{C}{2d}$$

C : vitesse des ultrasons ;
d : profondeur du vaisseau.

Le mode Doppler à émission pulsé présente donc l'unique avantage d'une résolution spatiale. En revanche, il rencontre plusieurs limites, parmi lesquels le risque d'ambiguïté spectrale.

En effet, l'examen dans ce mode d'un vaisseau de situation profonde ne permet pas la mesure fiable des vitesses rapides.

La limite imposée est dictée par le théorème de Shannon : une fréquence ne peut être correctement identifiée à partir d'échantillons que si ceux-ci sont prélevés à une fréquence au moins deux fois supérieure ($PRF \geq 2 \cdot \Delta F$). Pour ce mode d'émission, le signal émis a la forme suivante [voir figure 10 ci-dessous] :

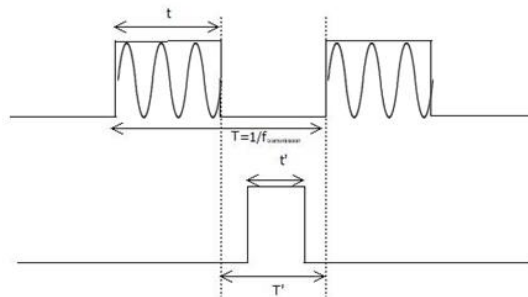


Figure 10 : forme des signaux en mode pulsé

$$\frac{1}{T} = f_{\text{transmission}} = \frac{c0}{2R_{\text{max}}}$$

Où R_{max} est la distance maximale entre l'émetteur et l'objet qu'on veut détecter.

C'est un signal rectangulaire de période T portant le signal émis de fréquence f pendant une certaine durée notée ici : t.

En agissant sur la période T du signal émis, on fait varier la résolution maximale R_{max} .

Si T décroît alors la fréquence $f_{\text{transmission}}$ augmente, donc R_{max} diminue et vice versa. En plus, le transducteur de réception doit détecter l'onde ultrasonore réfléchie pendant une durée t' : $t'=T-t$.

En agissant sur la durée t' du signal reçu, on agit sur la résolution minimale R_{min} qu'on veut détecter. A l'aide de la fréquence $f_{\text{transmission}}$, on pourra bien régler la durée t' .

On peut dire qu'en mode pulsé, la période T permet d'ajuster la résolution maximale R_{max} et la durée t' permet d'ajuster la résolution minimale R_{min} , ce qui permet de choisir l'intervalle $[R_{\text{min}}, R_{\text{max}}]$ et donc, d'encadrer la position de l'obstacle qu'on veut détecter.

Ce mode émission-réception étant adéquat dans le domaine médical, vu que l'organe dont on veut déterminer ses certains paramètres se trouve bien situé dans le corps humain et pour ne pas se tromper. Dans le mode pulsé, l'objet même s'il est en face de la source d'émission ne peut être détecté que s'il est situé dans l'intervalle $[R_{\text{min}}, R_{\text{max}}]$ préalablement ajusté.

4.3.3. Doppler couleur :

C'est encore le Doppler à émission pulsée qui est mis à contribution pour la cartographie des flux en couleur, communément appelée Doppler couleur [voir figure 9 ci-dessous]. De la même façon que le plan de coupe est balayé en mode échographique, il est balayé en mode Doppler à émission pulsée. Sur chacune des lignes de tir, la détection d'un signal Doppler est représentée sur l'image par un point de couleur (rouge si le flux se rapproche de la sonde, bleu si le flux s'en éloigne). Des algorithmes simplifiés permettent en outre d'estimer la vitesse moyenne des cibles diffusées (c'est-à-dire, encore une fois, des globules rouges).

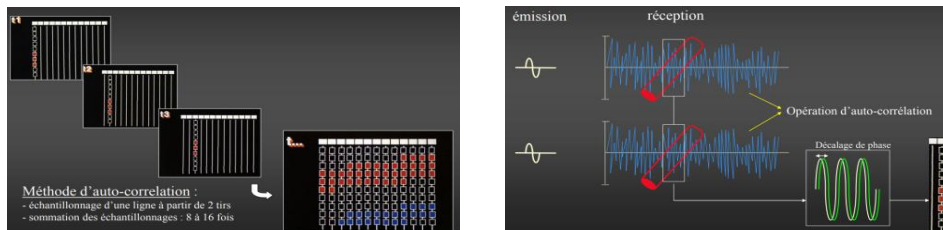


Figure 11: Doppler couleur

Un code de couleur est alors utilisé, en dé-saturant la couleur fondamentale, bleue ou rouge, qui tend alors vers le blanc si la vitesse circulatoire augmente. C'est ainsi qu'est réalisée l'image du Doppler couleur. Fondée sur un mode d'émission pulsée, celle-ci rencontre les mêmes écueils et difficultés que le Doppler à émission pulsée lui-même, notamment le risque d'ambiguïté spatiale ou d'ambiguïté spectrale. Lorsque l'appareil dispose d'une grande capacité de calcul, l'alternance du mode échographique, du mode Doppler émission pulsée, et du mode Doppler couleur, peut être rapide, donnant une quasi simultanéité de l'information, généralement appelé mode triplex.[10]

La vélocimétrie Doppler

1. Définition

La vitesse est une grandeur physique qui est définie par évolution face au temps, alors que la vélocité, en physique, désigne le vecteur vitesse qui combine la notion de la vitesse et aussi la direction de déplacement. La vélocimétrie est la technique permettant la mesure de vélocité plus précisément la vitesse et d'indiquer le sens de déplacement.

Il existe plusieurs techniques tels que : vélocimétrie ultrasonore Doppler, vélocimétrie laser, vélocimétrie par suivi des particules fluorescents.

Dans ce travail, on s'intéresse à la technique : vélocimétrie ultrasonore Doppler.

2. Le principe de vélocimétrie ultrasonore Doppler :

Comme son nom l'indique, elle fonctionne sur le principe d'effet Doppler. En vélocimétrie Doppler, un émetteur émet soit de manière continue ou pulsée des ondes ultrasonores tandis qu'un récepteur capte les échos issus des obstacles qui se trouvent sur le chemin de propagation de l'onde ultrasonore.

3. Elaboration de la formule :

Pour trouver l'expression de la vitesse d'une cible en fonction de décalage de fréquence de l'onde mesurée à l'émission et à la réception, on considère une onde de longueur $\lambda = \frac{c_0}{f_1}$ (c_0 est la vitesse de l'onde ultrasonore) et un objectif M se déplaçant à une vitesse v .

3.1. Objectif mobile-source fixe :

Si M se déplace à une vitesse v en direction de l'émetteur, alors l'objectif M est soumis à une fréquence vibratoire supérieure soit une fréquence :

$$f'_1 = \frac{c_0 + v}{\lambda} = \frac{c_0 + v}{c_0} \cdot f_1.$$

3.2. Objectif fixe- source mobile :

Un deuxième cas, considérons maintenant un émetteur de fréquence f_1 se déplaçant vers l'objectif M. Tous se passent comme si l'onde sortait de l'émetteur à la vitesse $(c_0 - v)$, cela correspond à une longueur d'onde initiale : $\lambda' = \frac{c_0 - v}{f_1}$.

Si l'objectif est immobile alors, il est soumis à une fréquence f_1 cycle par seconde où f_1 est la fréquence du signal qui a donné naissance à cette onde. L'énergie libérée de l'émetteur de fréquence f_1 poursuit son chemin à la vitesse c_0 , l'objectif M est immobile et donc soumis à une fréquence vibratoire f'_1 , on aura alors :

$$f'_1 = \frac{c_0}{\lambda'} = \frac{c_0}{c_0 - v} \cdot f_1$$

3.3. L'expression de la fréquence Doppler pour la mesure de vélocité :

Considérons maintenant une station de détection émettant sur une fréquence f_1 et un objectif se déplaçant à la vitesse v en direction de la station :

L'objectif est soumis à une fréquence f_1 et la réfléchit, et se comporte par conséquent comme une cible qui se déplace à la vitesse v dans la même direction que l'énergie, le récepteur recevra donc un écho de fréquence f_2 et par relation :

$$f_2 = \frac{c_0}{c_0 - v} \cdot f_1 = \frac{c_0}{c_0 - v} \cdot \frac{c_0 + v}{c_0} \cdot f_1$$

C'est-à-dire :
$$f_2 = \frac{c_0 + v}{c_0 - v} \cdot f_1$$

En faisant battre entre la fréquence d'émission f_1 et la fréquence de réception f_2 grâce à un circuit mélangeur par exemple, on recueille un battement Δf :

$$\Delta f = |f_2 - f_1| = \frac{2f_1}{c_0} \cdot v$$

Sachant que la vitesse v de l'objectif est négligeable devant la vitesse de l'onde émise. On a donc différentes configurations possibles selon le mouvement de l'objet par rapport au récepteur. Dans notre étude, on se limite à une configuration où le récepteur est fixe et l'objet est en mouvement.

4. La fréquence Doppler et le sens de déplacement :

Le signe de Δf caractérise le sens de déplacement.

Le premier cas est celui où l'obstacle s'approche de récepteur, on constate que la fréquence reçue f_2 est différente de la fréquence émise f_1 .

$$f_2 = \frac{c_0}{c_0 - v} \cdot f_1$$

Alors :
$$v < 0 \Rightarrow f_2 > f_1 \Rightarrow \Delta f > 0$$

Prenons maintenant le cas d'éloignement, donc l'obstacle s'éloigne du récepteur, on aura cette fois-ci :

$$f_2 = \frac{c_0}{c_0 + v} \cdot f_1$$

Alors :
$$v > 0 \Rightarrow f_2 < f_1 \Rightarrow \Delta f < 0$$

Et finalement, si l'obstacle est immobile c'est-à-dire : $v=0 \Rightarrow f_2=f_1$ alors la fréquence Doppler $\Delta f=0$.

Une remarque très importante est pour des mesures précises de vitesse, il est indispensable que la fréquence fournie par l'émetteur soit très stable, et il faut de plus que le transducteur d'émission et de réception sont rigoureusement immobiles.

5. L'analyse de signal Doppler

Le signal Doppler peut être restitué sous plusieurs formes : signal auditif, tracé analogique, spectre de fréquence ou bien un encodage couleur.

5.1. Signal auditif :

L'analyse auditive du signal Doppler permet de reconnaître les principales modifications vélocimétriques rencontrées en pathologie. Les sons aigus (fréquences Doppler élevées) reflètent l'existence de flux rapides alors que les sons graves (fréquences Doppler basses) traduisent la présence de flux lents. Cependant, cette analyse reste qualitative et nécessite une certaine formation de l'oreille.

5.2. Tracé analogique :

C'est forme simplifiée [voir figure 12 ci-dessous]. Il s'agit de traçage d'une courbe de la moyenne des fréquences Doppler échantillonnées (notion de fréquence moyenne). La fréquence n'étant pas monochromatique. Il ne retient que les vitesses moyennes et ne donne aucune information sur le profil de déplacement.

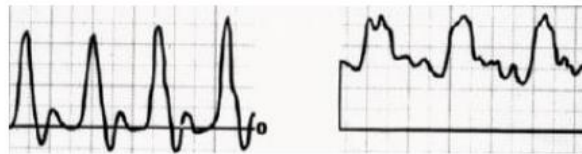


Figure 12: Fréquence moyenne de signal doppler [11]

5.3. Spectre de fréquence :

L'avantage du spectre de fréquences est de pouvoir restituer en temps réel la gamme de fréquences contenue dans le signal Doppler et qui reflète la gamme de vitesses présente dans le vaisseau. Cette restitution est possible grâce à l'application d'une opération mathématique, la transformée de Fourier. Cette opération permet de passer d'une analyse de signal dans le domaine temporel à une représentation et une analyse dans le domaine fréquentiel. Le spectre de fréquences se présente donc comme un ensemble de lignes verticales juxtaposées. L'axe horizontal correspond à l'échelle du temps et l'axe vertical à l'échelle des fréquences. Sur chaque ligne verticale, apparaît la répartition des fréquences dans le vaisseau à un instant donné avec, pour chaque point, une brillance qui correspond à l'énergie (ou puissance) et augmente avec la densité de globules à l'origine de cette valeur de fréquence. Ce spectre représente donc les variations temporelles de l'histogramme des fréquences présentes à l'intérieur du volume d'échantillonnage considéré. Le spectre de fréquences permet donc de détecter la présence du flux et sa direction (comme un tracé analogique), et de caractériser le profil de l'écoulement.[11]

5.4. Encodage couleur :

Ce dernier mode de traitement du signal ultrasonore (en CVI comme en Doppler couleur) permet de visualiser directement sur l'image la présence d'un écoulement, sa direction et sa vitesse relative. La direction de l'écoulement par rapport à la sonde est fixée par une couleur arbitraire (par convention rouge pour les flux qui se rapprochent de la sonde et bleue pour ceux qui s'en éloignent).

Chacune de ces couleurs sera d'autant plus saturée vers le blanc que la fréquence Doppler sera élevée. Dans la mesure où chaque volume d'échantillonnage se voit attribué une seule teinte de

couleur, cet encodage correspond à une cartographie des fréquences moyennes extraites de chacun de ces volumes. Lorsque le flux est harmonieux, la différence entre cette fréquence moyenne et la fréquence maximale est très faible. Cependant, quand la dispersion fréquentielle s'accroît.[11]

Conclusion

Dans ce chapitre, les notions de base sur les ultrasons sont décrites afin de comprendre le phénomène Doppler qui permet la mesure de la vitesse d'un objet.

Dans le chapitre suivant, nous représentons le processus de la mesure de vitesse par l'effet Doppler, les différentes propositions des circuits utilisés et notre réalisation pour établir cette mesure.

Chapitre II

Conception Hardware du système

Partie simulation

1. Introduction

Dans ce chapitre on s'intéresse à la description des différents blocs du système qu'on se propose à réaliser. Il s'agit d'un dispositif qui va nous permettre de comprendre l'effet Doppler et la mesure de la vitesse d'une cible en utilisant les ultrasons. Les deux modes de transmissions sont proposés dans ce dispositif : le mode continu et le mode pulsé. Du fait de la non disponibilité de capteurs ultrasonores opérant aux fréquences utilisées en vélocimétrie Doppler (soit donc 4 à 8Mhz), le dispositif à réaliser va utiliser des capteurs ultrasonores opérant à 40Khz, soit donc une propagation des ondes ultrasonores dans l'air. Il faut noter que la conception reste identique moyennant un choix approprié des circuits pour opérer relativement aux fréquences Ultrasonores d'intérêts. Le but ici est de comprendre comment un vélocimètre Doppler utilisé en exploration vasculaire est réalisé.

Le schéma bloc du Dispositif qu'on se propose à réaliser est illustré sur la figure 13 ci-dessous.

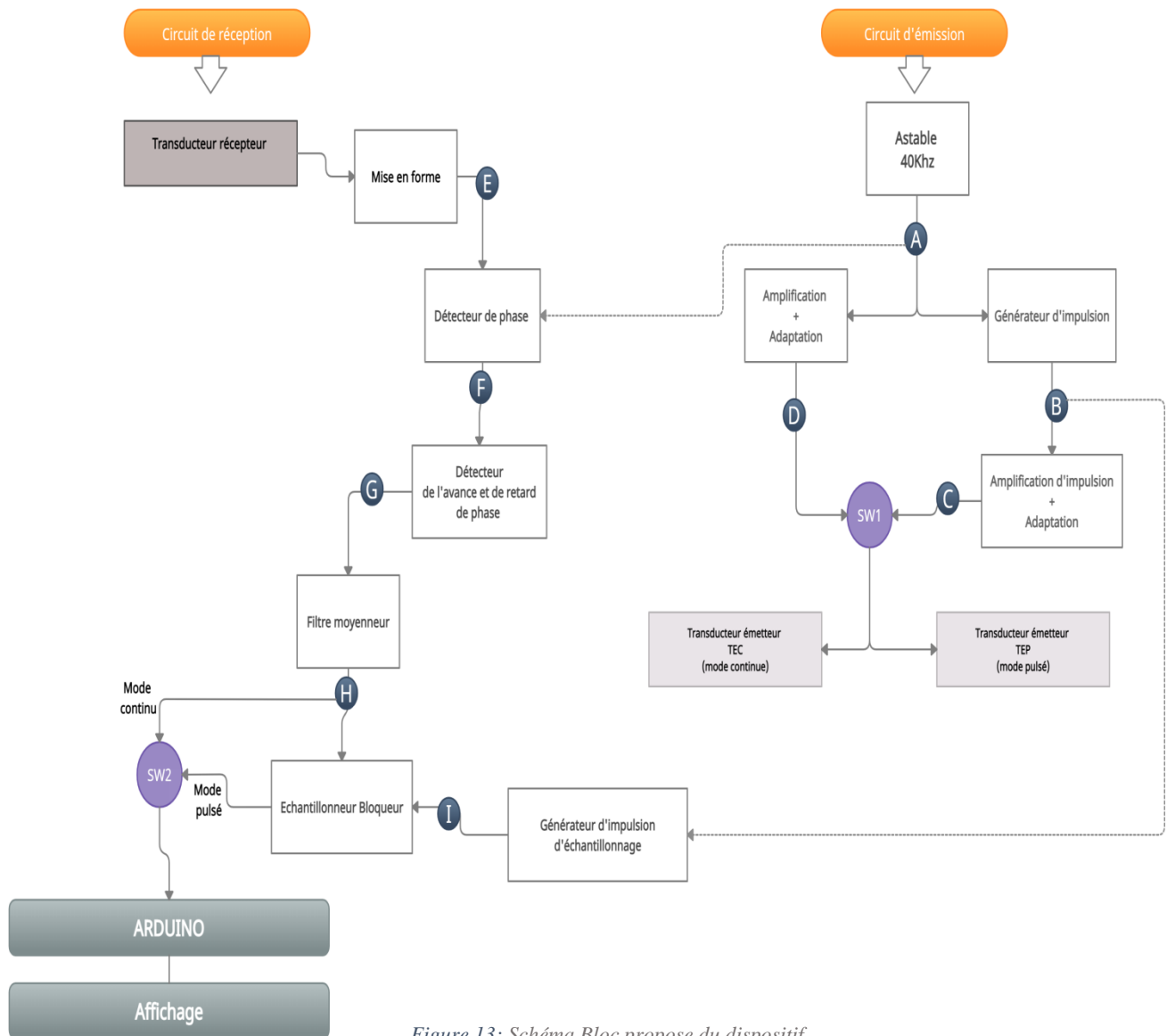


Figure 13: Schéma Bloc propose du dispositif

2. Description du schéma bloc proposé du dispositif :

La figure 13 ci-dessus illustre le schéma bloc qu'on propose pour réaliser le Dispositif pour l'étude de l'effet Doppler pour la mesure de la vitesse (vélocimétrie Doppler Ultrasonore). Il regroupe :

Une partie pour l'émission des ondes ultrasonores (à 40 KHz) en sélectionnant, à travers l'interrupteur SW1, soit le mode continu ou le mode pulsé. Les chronogrammes des ondes à transmettre en mode continu et mode pulsé sont illustrés sur la figure 14 ci-dessous –respectivement le chronogramme D et le chronogramme C.

Une autre partie pour la réception des échos Doppler là aussi en sélectionnant, à travers l'interrupteur SW2, soit le mode continu ou le mode pulsé en accordance avec le mode de transmission des ondes ultrasonores. Les chronogrammes pour la détection des ondes ultrasonores réfléchies sont illustrés sur la figure 15 ci-dessous (chronogrammes E, A, F, G et) H pour le mode continu et pulsé et sur la figure 16 ci-dessous le chronogramme pour la localisation de la zone d'échantillonnage en mode pulsé.

Une dernière partie pour la numérisation et l'acquisition de signal Doppler détecté en vue d'un traitement numérique et mesure de la vitesse. Une carte d'acquisition et de numérisation ARDUINO sera utilisée.

2.1. Description de la proposition du bloc d'émission des ondes ultrasonores :

IL est clair vu le chronogramme A illustré sur la figure 14 qu'on a besoin d'une source d'onde ultrasonore qui va stimuler le capteur ultrasonore de 40Khz. Cette source doit générer un signal carré à la fréquence ultrasonore de 40khz, qui doit être amplifié et adapté au capteur dans le cas de transmission en mode continu. Cependant, dans le cas du mode de transmission en mode pulsé, le signal généré par la source est utilisé pour générer d'abord des impulsions (trains d'impulsions chronogramme B) de durée T_e et fréquence de répétition (PRF) déterminées. Ces impulsions sont combinées à travers l'amplificateur d'impulsion et adaptation pour générer le paquet d'ondes ultrasonores (chronogramme C) qui vont stimuler le capteur ultrasonore de 40Khz une fois l'interrupteur SW1 sélectionné pour ce mode.

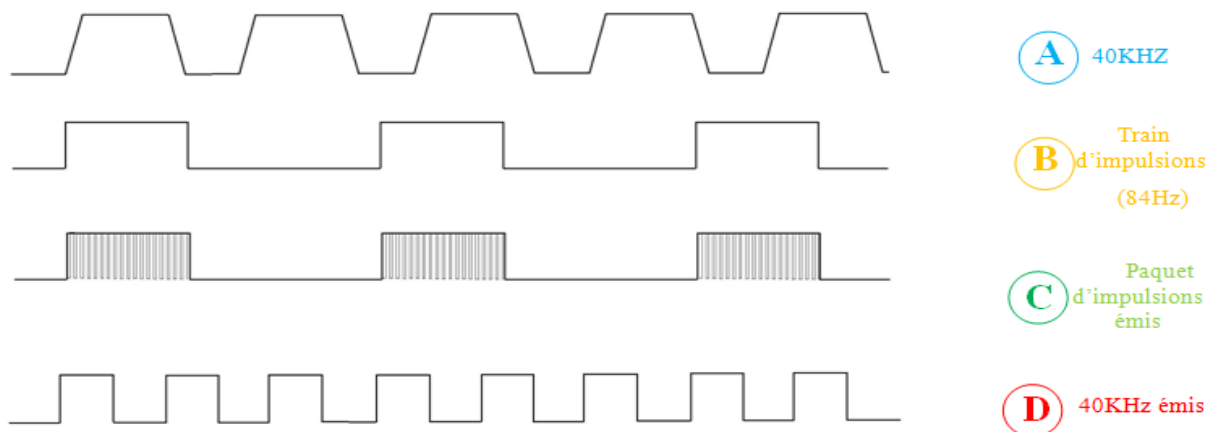


Figure 14 Chronogrammes des signaux émis

2.2. Description de la proposition du bloc de réception des ondes ultrasonores réfléchies

Comme cela était décrit en ci-dessus, le bloc de réception permet la réception des échos Doppler provenant de la cible se trouvant sur le parcours de propagation des ondes ultrasonores émises. Il faut noter que la réception des échos Doppler doit se faire soit en mode continu quand l'émission est en mode continu, ou en mode pulsé quand l'émission est en mode pulsé. La sélection de ces modes de réception se fait à travers l'interrupteur SW2. Cependant, que l'on soit en mode continu ou pulsé l'information Doppler recherchée est portée sur la phase du signal réfléchi. En fait, il s'agit du déphasage entre le signal source (fréquence de 40KHz) et le signal réfléchi tel que c'est illustré sur les chronogrammes (chronogrammes A et E) de la figure 15 ci-dessous. Le signal réfléchi est de faible niveau puisque l'onde ultrasonore émise est atténuée lors de la propagation vers la cible et son retour vers le capteur récepteur. Par conséquent ce signal reçu est d'abord mise en forme avant d'être appliqué à un circuit détecteur de phase. A la sortie du détecteur de phase qui, dans notre proposition (voir plus bas) est une porte XOR, on récupère un signal impulsionnel traduisant simultanément la différence d'avance et de retard de phase entre les deux signaux : réfléchis et source (voir chronogramme F de la figure 15) dépendant si la cible se déplace vers le récepteur ou s'éloigne du récepteur. A ce niveau, pour séparer l'information relative à l'avance ou le retard de phase un circuit détecteur de l'avance ou du retard de phase est réalisé. Le chronogramme G de la figure 15 illustre la sortie de ce circuit (l'exemple ici est l'avance de Phase). Ces impulsions traduisant les différences de phases (signal informationnel traduisant la vitesse) sont filtrées à travers un filtre moyenneur pour générer un signal analogique. Ce signal analogique est le signal informationnel qui traduit la vitesse de la cible (voir chronogramme H de la figure 15). Ce signal est détecté de manière continue quand la mode continu est sélectionné, toutefois si le mode pulsé devrait être sélectionné, il est nécessaire de générer des impulsions d'échantillonnage qui vont permettre de sélectionner une zone d'échantillonnage qui s'étend entre la fin de la transmission du paquet d'onde ultrasonore jusqu'au début de la transmission du prochain paquet d'onde ultrasonore et ceci à la fréquence de répétition (voir les chronogrammes B et I de la figure 16 ci-dessous :

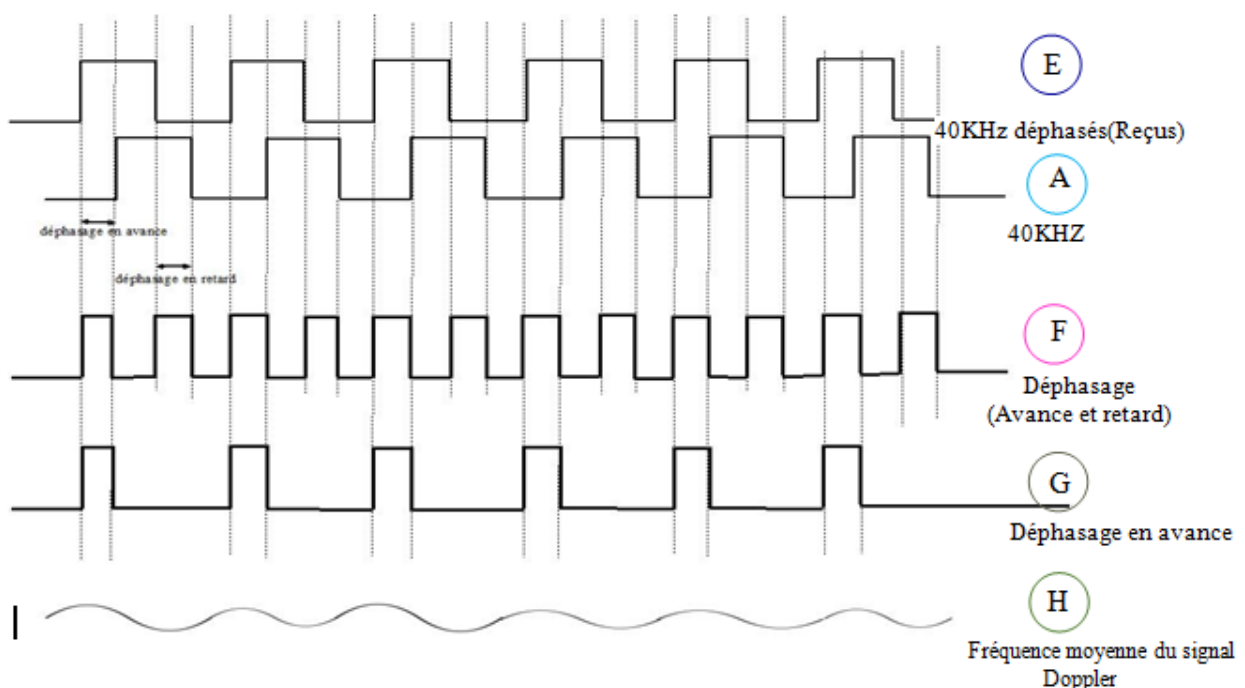


Figure 15:chronogramme des signaux générés par le circuit de réception.

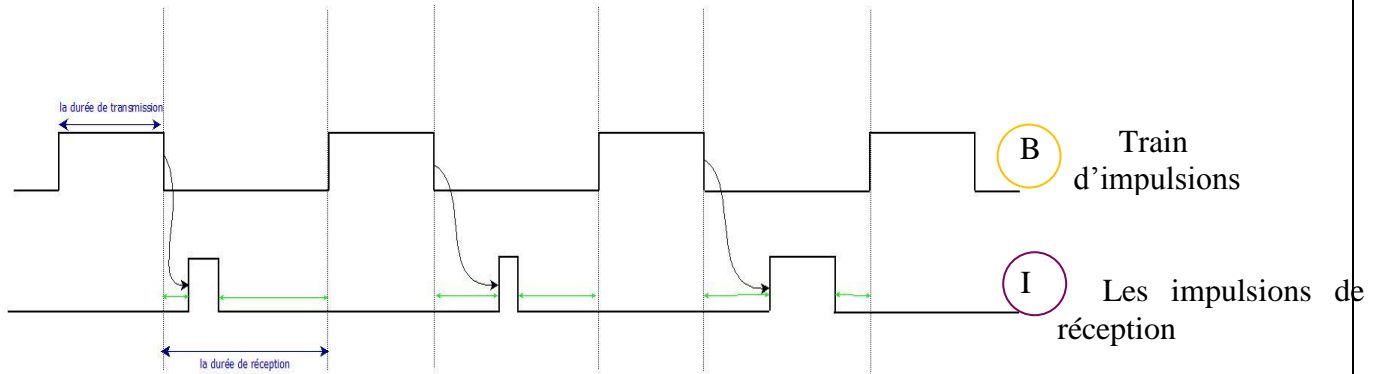


Figure 16:chronogramme de réception.

2.3. Description du bloc d'acquisition et numérisation Proposé

Le signal analogique traduisant la vitesse de la cible (voir chronogramme H figure 15) qu'il soit détecté en mode continu ou en mode pulsé est appliqué à une carte d'acquisition et de numérisation pour être digitalisé et traité en vue de mesurer la vitesse et de l'afficher sur le moniteur d'un PC.

3. Etude et proposition des circuits du dispositif à réaliser

Qu'on soit en mode émission ou réception on aura besoin de transducteurs respectivement pour l'émission des ondes ultrasonores et pour la réception des ondes ultrasonores réfléchies. Dans ce cas des capteurs ultrasonores seront utilisés. Les circuits qui leurs sont connectées doivent être adaptés pour une transmission optimale des ondes ultrasonores émises et une réception optimale de ondes ultrasonores réfléchies. Ces circuits sont décrits dans ce qui suit.

3.1. Les transducteurs ultrasonores

L'énergie électrique ultrasonore est générée et détectée par des dispositifs appelés transducteurs. Par définition, un transducteur est un dispositif qui est actionné par l'énergie d'un système pour fournir une énergie sous une autre forme à un second système. Dans le domaine des ultrasons, les conversions les plus courantes sont la conversion d'énergie électrique en énergie ultrasonore (émetteur) ou énergie ultrasonore en énergie électrique (récepteur).

Les transducteurs les plus souvent utilisés pour générer des ultrasons sont des dispositifs piézoélectriques, magnétostrictifs, électromagnétiques et mécaniques et ceux utilisés pour détecter des ultrasons sont des dispositifs piézoélectriques, capacitifs, électrostatiques.

Les transducteurs ultrasonores piézoélectriques [Voir figure 17 ci-dessus] sont couramment utilisés à toute fréquence ultrasonique pour générer et détecter une énergie ultrasonique à tous les niveaux d'intensité.

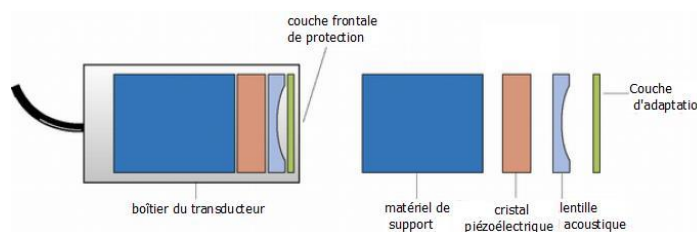


Figure 17:composition d'un transducteur ultrasonore.

Les transducteurs ultrasonores, qui utilisent une certaine forme de matériau piézoélectrique, peuvent désormais fonctionner à des fréquences allant de moins de 20 kHz à plus de 2 GHz. Les prix de ces transducteurs varient en fonction de la fréquence.

Dans la conception de notre système, on a utilisé des capteurs de 40KHz[Voir figure 18 ci-dessus et la fiche technique en Annexe]compte de leur disponibilité sur le marché mais aussi pour leur faible coût (environ 4euro) et la non disponibilité des sondes à 4 ou 8MHz utilisé dans le domaine de la vélocimétrie Doppler médical. Notre objectif dans ce travail c'est de proposer une réalisation à travers laquelle le principe de réalisation d'un dispositif de mesure de la vélocité du sang dans les vaisseaux peut être assimilé.

3.1.1. Modèle utilisé :



Figure 18:capteurs ultrasonores modèle TCT40-16R/T -2.

3.1.2. Caractéristiques générales

Tableau 4: Caractéristiques générales de capteur ultrasonore utilisé

Model	TCT40-16R/T -2
Diamètre	16mm
Espacement des broches	10mm
Fréquence nominale	40KHz
Pression sonore d'émission à 10v(0dB=0.02mPA)	≥117dB
Sensibilité du récepteur à 40KHz	≥ -65dB

3.2. Circuit d'émission

3.2.1. Emission continue

Le transducteur ultrasonore émetteur émis les ondes ultrasonores dans l'air à une fréquence de 40KHz. Il y a une multitude de circuits qui permettent de générer un signal qui oscille à une fréquence de 40KHz.

a. Proposition1 : à base de Quartz

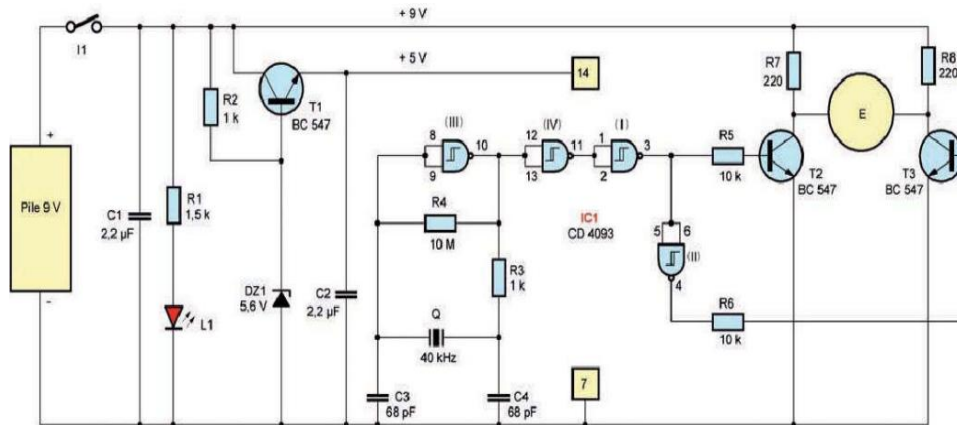


Figure 19:circuit d'émission continue à base de Quartz

Le Quartz Q, placé entre les entrées et la sortie de la porte « trigger »(III)d'IC1, est à la base de l'élaboration d'un signal carré de fréquence 40KHz (période de 25us). Il est également disponible sur la sortie du trigger(I). Le trigger(II) inverse le signal, si bien que les bases des transistors T2 et T3 sont alternativement soumises à un potentiel positif. Il en résulte leur conduction alternée. L'émetteur ultrasonore, relié entre les collecteurs de ces deux transistors, est alors alimenté de façon alternative, sous une tension de 9V, par l'intermédiaire de R7 et R8, à une périodicité de 25us. l'émetteur est alors le siège d'ondes ultrasonores, qui se propagent an avant de manière continue [Voir figure 19 ci-dessus]. [12]

b. Proposition2 : Astable avec portes logiques

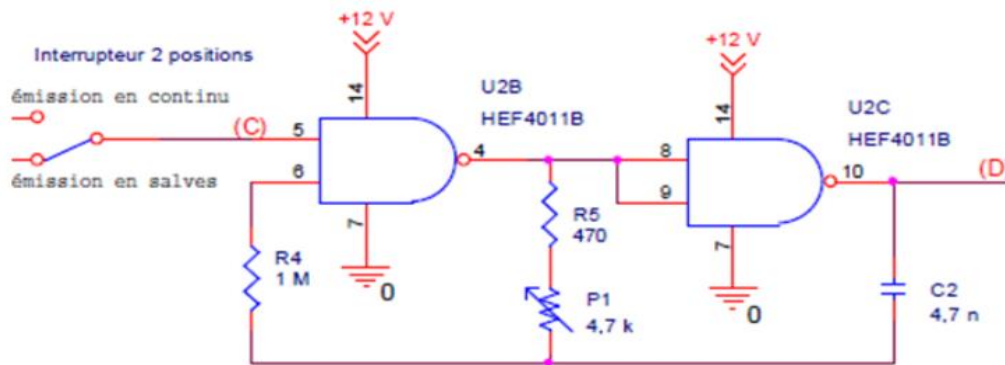


Figure 20:astable avec Porte logique

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 ($s = e . 1 = e$). La porte U2C est également câblée en porte inverseuse($s = e . e = e$). En sortie (D), on obtient un signal logique de rapport cyclique 50 % et de fréquence:

$$F= 1/ 2.2(R5+kP1).C2.$$

Le potentiomètre P1 règle la fréquence d'oscillation, dans la plage :

$$F_{\text{MIN}} = 1 / [2.2 R_5 + P1 C_2] = 20 \text{ kHz} \text{ Avec } P1 = 4700 \Omega \text{ et}$$

$$F_{\text{max}} = 200 \text{ kHz} \text{ Avec } P = 0 \Omega$$

Le potentiomètre P1 est réglé, une fois pour toutes, pour une fréquence de 40,0 kHz (avec une tolérance d'environ 0,5 kHz [Voir figure 20 ci-dessus]. [13]

c. Proposition 3 : ASTABLE 40KHZ à base de NE555

Le NE555 [Voir figure 21 ci-dessus] (plus couramment nommé 555) est un circuit intégré utilisé pour la temporisation ou en mode multi vibratoire.

Le NE555 a une particularité, que ce circuit peut servir à trois possibilités (monostable, astable et bistable). Dans notre configuration et pour la génération des 40KHZ, le NE555 monté en astable génère un signal rectangulaire dont la fréquence est proche de 40KHZ et d'amplitude 10V [Voir figure 22 ci-dessus]. À travers les résistances R, R' et le condensateur C, on fixe la fréquence qu'on veut émettre par la relation suivante :

$$f = \frac{1.44}{(R' + 2R) \cdot C_2} \quad (1)$$

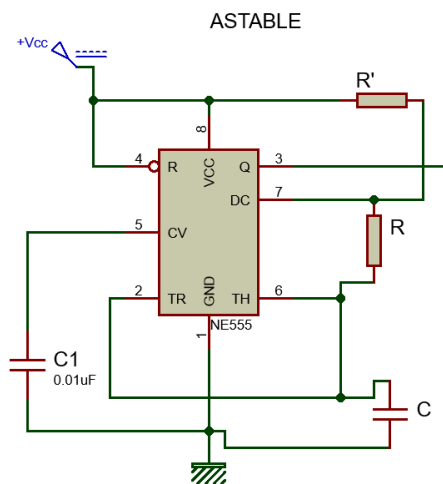


Figure 21: astable NE555

$$T1_{\text{(haut)}} = 0.693 \cdot (R' + R) \cdot C.$$

$$T2_{\text{(bas)}} = 0.693 \cdot R \cdot C.$$

$$T_{\text{total}} = 0.693 \cdot (R' + 2R) \cdot C.$$

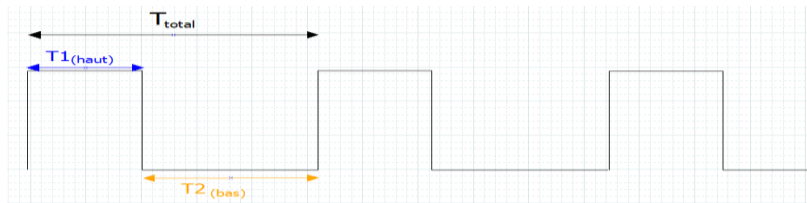


Figure 22: signal à la sortie de l'astable NE555

$$\text{Rapport cyclique} = \frac{R}{R' + 2R}$$

3.2.2. Emission pulsée

L'émission pulsée se diffère de celle du continue par la manière dont les ondes ultrasonores sont émis. Comme on a déjà vu dans le chapitre 1, l'émission pulsée se fait par l'envoi d'un train d'impulsions, c'est-à-dire les 40KHz sont émis pendant une durée limitée (t), et cette durée d'émission se répète après un certain temps ($T_{répétition}$) par la fréquence de répétition PRF. La fréquence de ce signal correspond à la fréquence de répétition (PRF), choisie en fonction de milieu de propagations des ondes ultrasonores émis (dans notre cas, c'est l'air) et de la distance maximale que ces ondes émis par le capteur (TCT40-16R/T -2) peuvent l'atteindre.

$$PRF = \frac{c}{2d} \quad (2)$$

- C : vitesse des ultrasons.
- d : distance maximale.

La vitesse des ultrasons dans l'air est de : $340m.s^{-1}$. On fixe une distance maximale de 2m.

$$F = PRF = \frac{340m.s^{-1}}{2(2m)} = 84Hz.$$

a. Diviseur de fréquence

A partir des 40KHz générés par l'astable, on divise cette fréquence par un diviseur binaire (4040) pour obtenir la fréquence de répétition. La porte 12(Q8) de circuit intégré 4040 divise la fréquence d'entrée (40Khz) par $2^9(512)$. Il en résulte à sa sortie une fréquence égale à environ 84Hz.

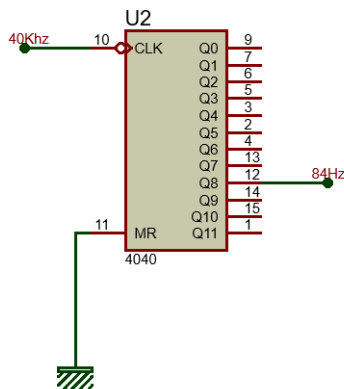


Figure 23: Diviseur de fréquence binaire

b. Générateur d'impulsions :

- Proposition 1 : monostable à base de NE555

Voici le montage en monostable à base de NE555 [voir figure 24]. Il est destiné à produire une temporisation (*delay*). Dans cette configuration, le NE555 délivre en sortie (broche 3) un signal de niveau haut dont la durée t ne dépend que de R et C, selon la formule:

$$t = 1,1 (R * C) \quad (3).$$

Cette temporisation de durée t est déclenchée lorsque la broche 2 est brièvement portée à l'état bas.

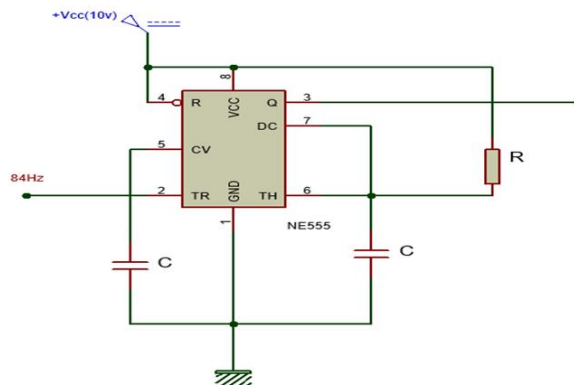


Figure 24: monostable à base de NE555

- **Proposition2 : Monostable à base de CD4047.**

Le CD4047B se compose d'un multivibrateur astable avec des techniques logiques incorporées pour permettre une action de multivibrateur monostable à déclenchement par le front positif ou négatif avec des options de re-déclenchement et de comptage externe.

Les entrées comprennent +TRIGGER, -TRIGGER, ASTABLE, $\overline{\text{ASTABLE}}$, RETRIGGER, and EXTERNAL RESET, sorties output sont Q, \overline{Q} and OSCILLATOR. Un condensateur externe doit être connecté entre la borne 1 (C-timing) et 3 (RC commun terminal), et une résistance externe doit être connectée entre la borne 2 (R-timing) et 3 (RC commun terminal). [Voir figure 25]

Le CD4047B se déclenche en mode monostable par le front ascendant lorsqu'un front positif se produit sur l'entrée +TRIGGER alors que le -TRIGGER est maintenu bas, et se déclenche par le front descendant lorsqu'un front négatif se produit sur l'entrée -TRIGGER alors que le +TRIGGER est maintenu bas. Les impulsions d'entrée peuvent être de n'importe quelle durée correspondant à l'impulsion de sortie.

La durée de temporisation est donnée par la relation suivante :

$$t = 2.48 * R * C \dots \dots \dots (5).$$

Dans notre travail, on a bien choisi ce dernier monostable car il peut être déclenché soit par le front montant ou descendant et aussi avoir des possibilités des impulsions en sortie (impulsion négative et positive), vu que le NE555 n'a besoin qu'une impulsion négative en entrée et une seule sortie positive.

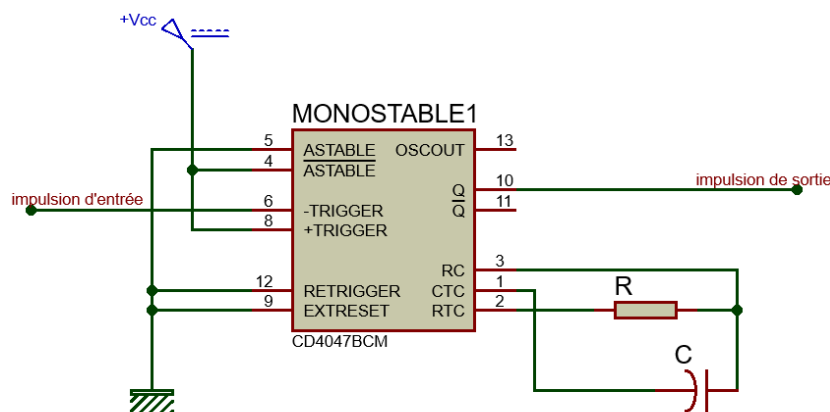


Figure 25: monostable à base de CD4047

c. Circuit d'émission pulsée

L'astable NE555 fournit un signal carré d'amplitude 10v. Si on choisit : $C3=3.3nF$, $R1=1K$, $R2= 5K$, la fréquence de signal délivré est environ 40KHz par la relation (1) :

$$f = \frac{1.44}{(1K + 2 * 5K). 3.3nF}$$

$$f = 39.6KHz$$

$$f \cong 40KHz$$

$$T1_{(haut)}=0.693*(1K+5K)*3.3nF.$$

$$T2_{(bas)}=0.693*5K*3.3nF.$$

$$T1_{(haut)}=13.72 \mu s.$$

$$T2_{(bas)}=11.72 \mu s.$$

$$T_{total}=0.693*(R1+2R2)*C \approx 25 \mu s.$$

$$\text{Rapport cyclique} = \frac{R2}{R1+2R2} = \frac{5K}{1K+2*5K} * 100 = 45\%.$$

La durée d'émission t :

$$t = \frac{d}{c} \dots \dots \dots (4) \quad t = \frac{2m}{340m.s^{-1}} = 6ms.$$

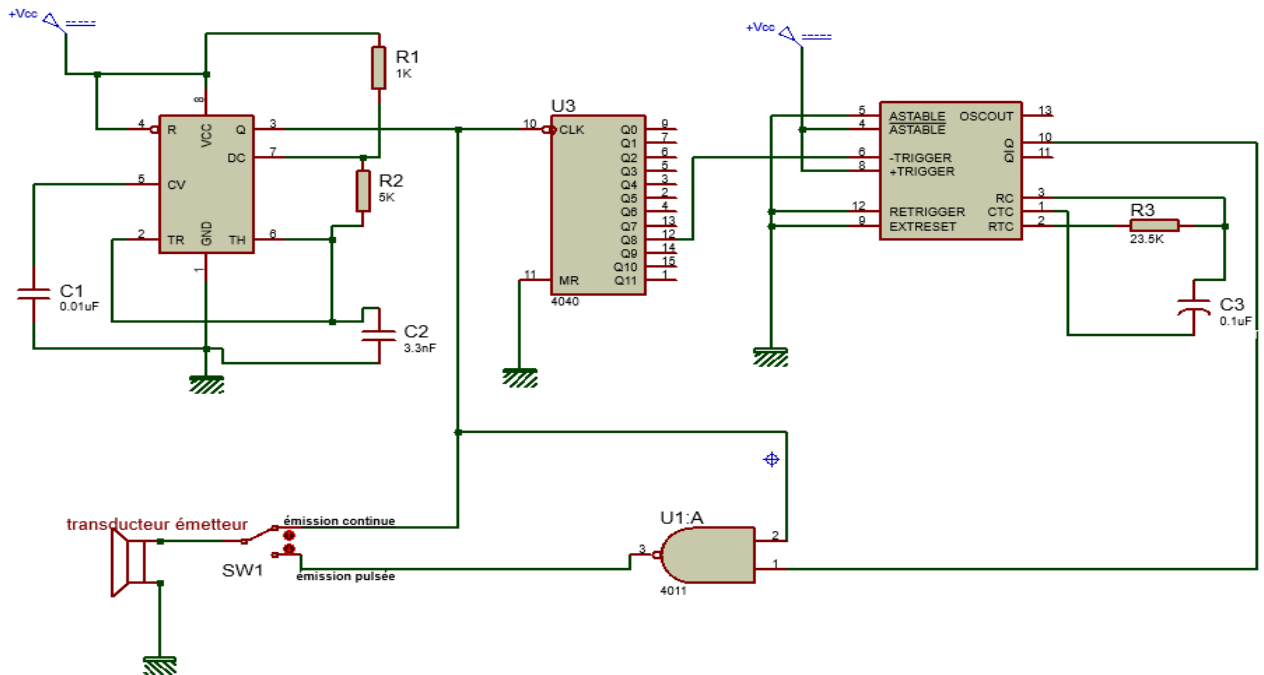


Figure 26 : circuit d'émission proposé

L'émission pulsée se produit à une fréquence de répétitions de 84Hz, Le diviseur de fréquence divise la fréquence du signal issu de l'astable pour obtenir cette fréquence de répétitions mais d'une durée fixe. Alors le monostable (CD4047) règle la durée d'émission avec la résistance R3 et la capacité C3 par la relation (...5). Pour avoir une durée de 6ms, on choisit :

$$R3=23.5K \text{ et } C3=0.1\mu F.$$

Donc à la sortie du monostable 404, on aura un signal rectangulaire de fréquence 84Hz et de durée (état haut) environ 6ms. Le choix du mode d'émission est fait par le Switch SW1. [Voir figure 26]

Pour avoir une durée d'émission égale à 6ms (Voir équation 4), on fixe :

$$R=23.5K.$$

$$C=0.1\mu F.$$

3.2.3. Circuit de réception :

a. Mise en forme :

- **La pré-amplification :**

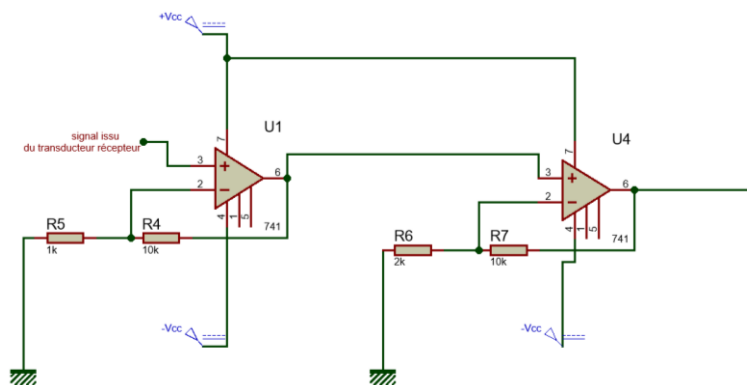


Figure 27:circuit d'amplification

Le signal capté par le transducteur récepteur est de faible amplitude, si on suppose que la valeur minimale d'amplitude est environ 200mV, donc on a besoin d'une amplification du gain $G=50$ pour atteindre 10V (amplitude du signal émis), tout ça nous permettra ensuite d'étudier le déphasage entre le signal émis et le signal reçu.

Le signal issu du transducteur récepteur est amplifié à travers un d'amplificateur à deux étage réalisé autour de deux circuits intégré 741 alimentés par 10V.[voir figure 27]

Etage 1 de l'amplificateur(U1) :

$$G1=1 + \frac{R4}{R5}=1 + \frac{10K}{1K}=11.$$

Etage 2 de l'amplificateur(U4) :

$$G2=1 + \frac{R7}{R6}=1 + \frac{10K}{2K}=6.$$

Le gain total de l'amplificateur est :

$$G=G1 * G2=11 * 6=66.$$

- **Détecteur de phase:**

L'information Doppler est portée sur la phase, pour l'extraire on peut utiliser un détecteur de phase à base de la porte logique XOR 4070. Ainsi le signal de la source (signal transmis) est comparé (par rapport au décalage de phase) au signal reçu (échos Doppler). La figure 28 ci-dessous illustre ce circuit ou le signal de la source et le signal reçu sont respectivement appliqués aux

entrées 1 et 2 de la porte XOR et le signal décrivant le déphasage entre ces deux signaux est récupéré sur la sortie 3. Il faut noter comme cela était expliqué auparavant que ce signal décrivant l'avance et le retard de phase entre les deux signaux. Par conséquent et en vue de sélectionner la détection soit l'avance ou retard de phase un circuit de détection d'avance ou de retard de phase est réalisé.

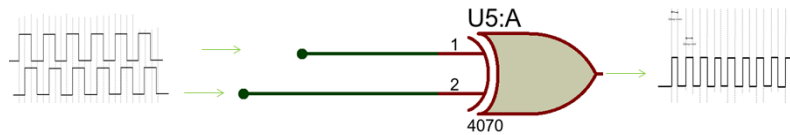


Figure 28: détecteur de phase

- **Détecteur de l'avance et retard de phase:**

A la sortie de détecteur de phase le signal contient deux informations de même valeur, un déphasage en avance et un déphase en retard. Pour éliminer l'un de déphasage, on fait appel à un diviseur de fréquence par 2 suivis d'une porte logique AND.

Dans notre travail on utilise la bascule D comme diviseur de fréquence (4013) et pour la porte logique on utilise on utilise la porte NAND version CMOS (4011) pour réaliser une porte AND.

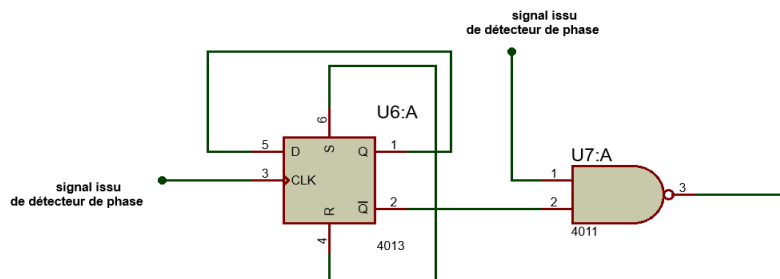


Figure 29: le diviseur de fréquence + la porte NAND

- **Filtre moyennneur**

Le moyennneur est réalisé par un filtre passe bas dont la fréquence de coupure $f_c \ll f_{\text{utile}}$: fréquence des impulsions traduisant le déphasage

On utilise un filtre moyennneur afin d'obtenir un signal analogique représentant la valeur moyenne du signal. Il faut que sa constante de temps $\tau = RC$ soit très grande par rapport à celle de 40Khz ($25\mu s$).

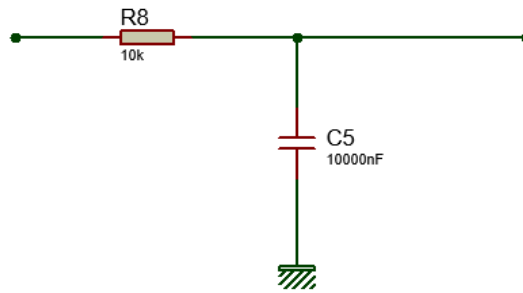


Figure 30: le filtre moyenneur

Il faut noter qu'à ce niveau le signal récupéré correspond au signal analogique traduisant les échos Doppler correspondant aux vitesses de la cible. Dans le cas d'un fonctionnement en mode continu, ce signal va être directement appliqué à la carte d'acquisition et de numérisation par contre dans le cas d'un fonctionnement en mode pulsé, il est nécessaire comme cela était expliqué auparavant qu'un circuit d'échantillonnage doit être réalisé. Ainsi, le signal Doppler peut être détecté dans une zone d'échantillonnage délimitée entre la fin de transmission d'un paquet d'onde Ultrasonores jusqu'au début du prochain paquet d'onde à transmettre et ceci à la fréquence de répétition.

- **Générateur des impulsions pour la localisation de la zone d'échantillonnage**

Pour localiser la zone où on veut récupérer le signal reçu, on doit réaliser un échantillonnage afin de fixer cette zone et la durée de récupération de signal. Pour cela, on a mis en place un circuit pour générer l'impulsion d'échantillonnage à partir de l'impulsion d'émission pulsée.

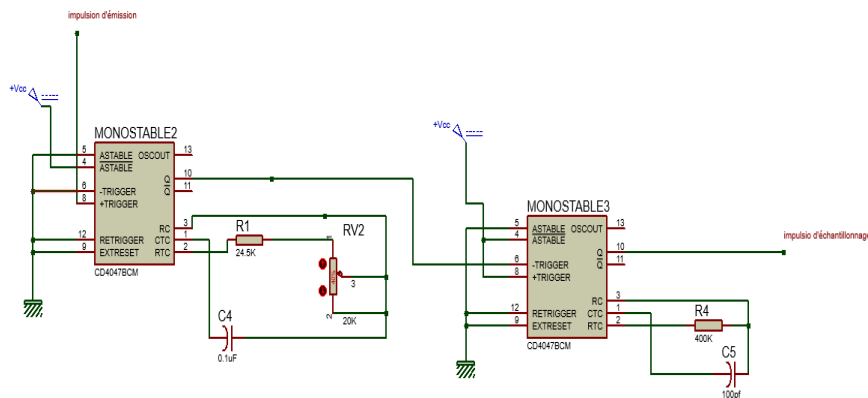


Figure 31: circuit générateur d'impulsion d'échantillonnage.

Le monostable2 (CD4047) génère une impulsion dont la durée t' (état haut) est déclenchée par le front montant de signal issu du monostable 1 (Voir figure 25), cette durée est variable selon la zone dont on veut récupérer l'information (fréquence Doppler) par le potentiomètre RV2.

La valeur minimum de la durée t' :

$$t'_{\min} = 2.48 * R4 * C4.$$

La valeur maximum de la durée t' :

$$t'_{\max} = 2.48 * (R4 + RV1) * C4.$$

Le monostable 3(CD4047) génère une impulsion (état haut) fixe déclenché par le front descendant de l'impulsion délivrée par le monostable 2.

La durée t'' :

$$t'' = 2.48 * R5 * C5.$$

$$t'' = 2.48 * 400K * 100pF.$$

$$t'' = 0.1ms.$$

Le signal à la sortie de ce circuit (Voir figure 31) est le signal de commande d'horloge d'échantillonneur bloqueur.

- **Echantillonneur/bloqueur**

Un échantillonneur-bloqueur fonctionne sous la commande d'une horloge, selon deux phases alternées : la première phase est la phase d'échantillonnage pendant laquelle on vient stocker dans une capacité de stockage un niveau de tension d'un signal d'entrée (notamment un signal analogique qu'on veut convertir en numérique) ; la deuxième phase est la phase de blocage, pendant laquelle on maintient à sa valeur la tension échantillonnée.

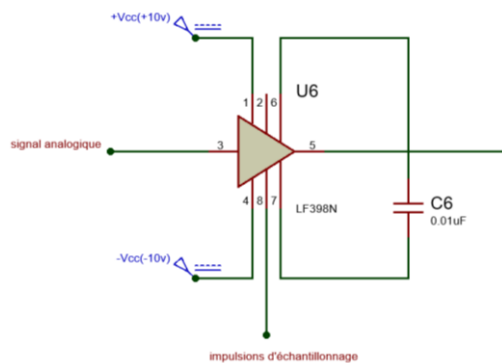


Figure 32:l'échantillonneur bloqueur

Ce montage utilise un amplificateur opération LF398 alimenté par 10V avec une résistance $C6=0.01\mu F$.

3.3. Circuit de numérisation et d'Acquisition

Le signal analogique décrivant la vitesse doit être numérisé pour une acquisition sur PC en vue d'un traitement numérique pour déduire la vitesse et sa visualisation sur le moniteur. La carte de numérisation et d'acquisition qu'on propose d'utiliser est la carte Arduino, compte tenu de sa disponibilité sur le marché et son coût réduit.

3.3.1. Description de la carte Arduino

Une carte Arduino [voir figure 32] est une carte électronique constituée d'un microcontrôleur avec l'ensemble de ces périphériques permettant de faciliter l'interfaçage avec le monde extérieur sans nécessiter l'ajout de composants externes. Un ensemble de jeu d'instruction est utilisé pour sa programmation permettant ainsi une numérisation des signaux d'entrées, leurs acquisitions et un transfert programmé vers le PC .

Plusieurs versions sont disponibles sur le marché dépendant des applications partant de la plus basique (la plus ancienne) Arduino Uno voir figure 34 ci-dessous, aux versions plus récentes. Pour

notre application la carte Arduino Uno répond largement à nos exigences compte tenu qu'on ne manipule qu'une grandeur dont la fréquence se situe dans la bande des Basses fréquences (aux environs de 2 à 6KHz).



Figure 33: la carte Arduino UNO

3.3.2. Les caractéristiques technique de la carte

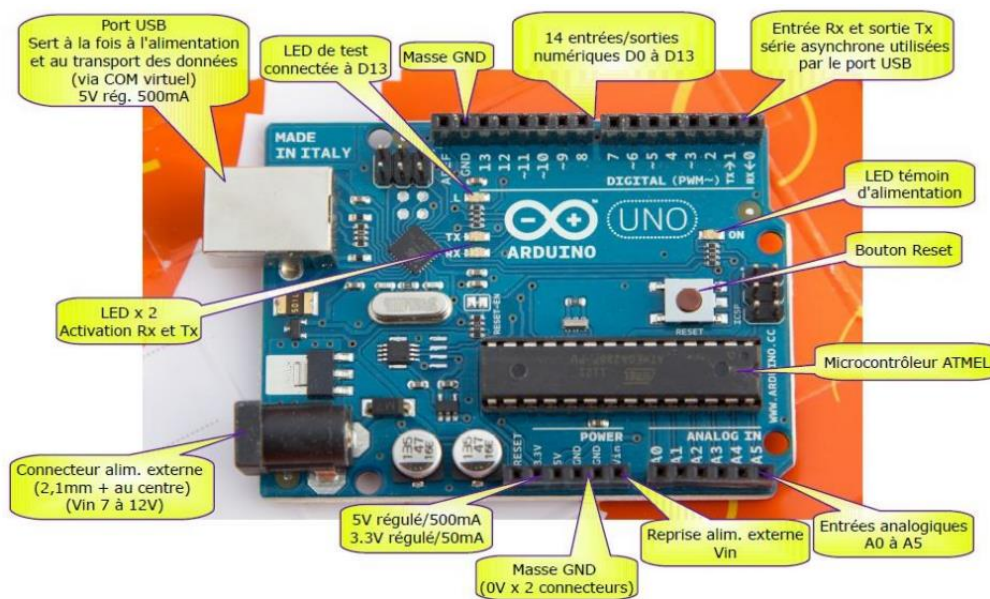


Figure 34 caractéristiques techniques de la carte Arduino UNO

Un module Arduino est généralement construit autour d'un microcontrôleur Atmel (ici ATmega 328) et de composants complémentaires qui facilitent la programmation et l'interfaçage avec d'autres circuits. Le microcontrôleur peut être programmé de manière à effectuer des tâches très diverses comme la domotique (le contrôle des appareils domestiques - éclairage, chauffage...), le pilotage d'un robot, de l'informatique embarquée, etc. Le logiciel de programmation des modules Arduino est une application Java, libre et servant d'éditeur de code et de compilateur, et qui peut transférer le programme au travers de la liaison série (RS-232, Bluetooth ou USB selon le module). Le langage de programmation utilisé est le C++, compilé avec `avr-g++`, et lié à la bibliothèque de développement Arduino, permettant l'utilisation de la carte et de ses entrées/sorties.[16]

Tableau 5 : Caractéristiques de la carte Arduino UNO

Composante	Caractéristique
Microcontrôleur	ATmega328
Fréquence horloge	16MHz
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'alimentation (recommandée)	7-12V
Tension d'alimentation (limites)	6-20V
Broches E/S numériques	14(dont 6 disposent d'une sortie PWM représenter par le symbole tilde)
Broches d'entrées analogiques	6(utilisables en broches E/S numériques)
Intensité maxi disponible par broche E/S (5V)	40mA(attention 200mA max total entrée/sortie cumulées)
Intensité maxi disponible pour la sortie 3.3V	50mA
Intensité maxi disponible pour la sortie 5V	500mA max sur port USB
Mémoire Programme Flash	32KB(ATmega328)dont 0.5KB sont utilisés par le bootloader (chargeur d'amorçage)
Mémoire SRAM (mémoire volatile)	2KB(ATmega328)
Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)	1KB (ATmega328)
Interface	USB(permet d'alimenté la carte et de transféré les programmes vers la carte)
Alimentation externe	Jack
Dimensions	6.86cm x 5.3cm

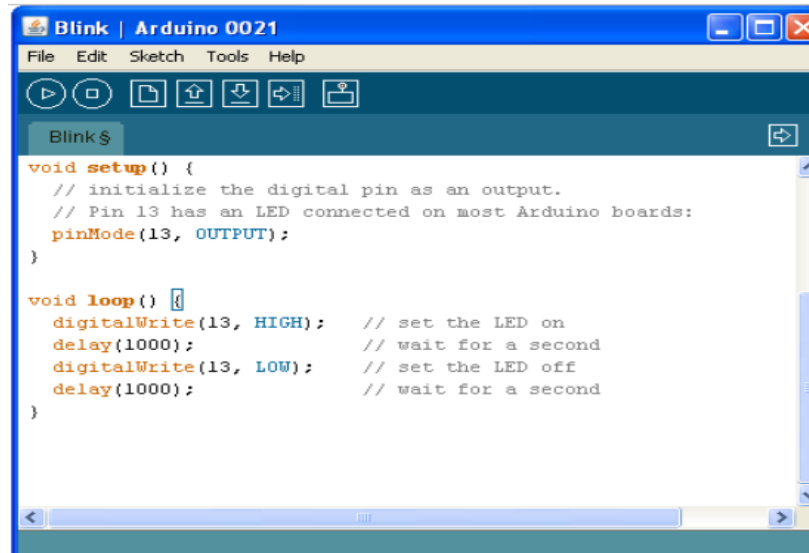
3.4. Programmation de la carte pour la numérisation et l'acquisition de la grandeur

Pour commencer à utiliser l'Arduino UNO, nous allons dans un premier temps devoir télécharger la dernière version du logiciel ArduinoIDE. Il est compatible Windows, Mac ou Linux.

Caractéristiques du développement ARDUINO ; ARDUINO fournit un environnement de développement (IDE) avec un éditeur de source, les opérations de compilation et de chargement dans la mémoire du microcontrôleur étant ramenées à des clicks sur des boutons dans l'IDE(très simple). La communication entre le PC et la carte se fait via le port USB, moyennant installation

d'un driver adapté (fourni par ARDUINO). Structure d'un projet ARDUINO L'outil impose de structurer l'application de façon spécifique. Le compilateur utilisé est AVR GCC (compilateur C/C++ pour processeur AVR). Le programme principal (fonction main) est imposé, non modifiable, et décrit ci-dessous. Les seules parties que l'on développe spécifiquement sont :

- la fonction `setup ()` : doit contenir les initialisations (times, interrupts...)
- la fonction `loop ()` : fonction répétée indéfiniment. [16]



```

Blink | Arduino 0021
File Edit Sketch Tools Help
Blink $
void setup() {
  // initialize the digital pin as an output.
  // Pin 13 has an LED connected on most Arduino boards:
  pinMode(13, OUTPUT);
}

void loop() {
  digitalWrite(13, HIGH); // set the LED on
  delay(1000);           // wait for a second
  digitalWrite(13, LOW); // set the LED off
  delay(1000);           // wait for a second
}

```

Figure 35

Avec les fonctions Arduino (`pinMode`, `digitalRead`, `digitalWrite` ...), les signaux sont repérés selon la numérotation des connecteurs (partie gauche). En revanche, lorsque l'on programme en bas niveau, on utilise le nom des registres/des broches du microcontrôleur (partie droite).

```

digitalWrite(10,HIGH); //Arduino ↔ met la sortie PB2 du microC. à l'état HAUT
analogRead(1); //Arduino ↔ lit l'entrée analogique sur PC1.[16]

```

4. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons voulu mettre l'accent sur le fonctionnement de chaque bloc à travers une étude détaillée d'un ensemble de circuits électroniques qui peuvent être utilisés dans notre conception. Dans le chapitre qui va suivre on présentera les résultats de simulation, en utilisant le logiciel Proteus, des différents circuits rentrant dans la conception de notre dispositif.

Chapitre III

Carte d'acquisition et mesure

1. Introduction

Dans Ce chapitre on présente l'ensemble des résultats de tests de simulation des différents circuits rentrant dans la conception de notre dispositif. Ces tests sont menés sous logiciel Proteus (version--- ?), ou les circuits de chaque Bloc d'émission et de réception respectivement en mode continu et pulsé sont simulés pour s'assurer de leur fonctionnement. Les résultats de simulation obtenus décrivent clairement le bon fonctionnement de la conception proposée ce qui va permettre la réalisation pratique du dispositif. Il faut aussi noter que la détection de l'obstacle avec une vitesse variable a aussi été simulée (voir détail dans ce qui suit). Cette simulation consiste à générer deux signaux simulés avec des décalages de phase simulant ainsi l'effet Doppler.

2. Simulation des circuits d'émission

Le circuit global d'émission simulé est illustré sur la figure N°36 ci-dessous. La sélection du mode continu ou pulsé se fait à travers le Switch SW1.

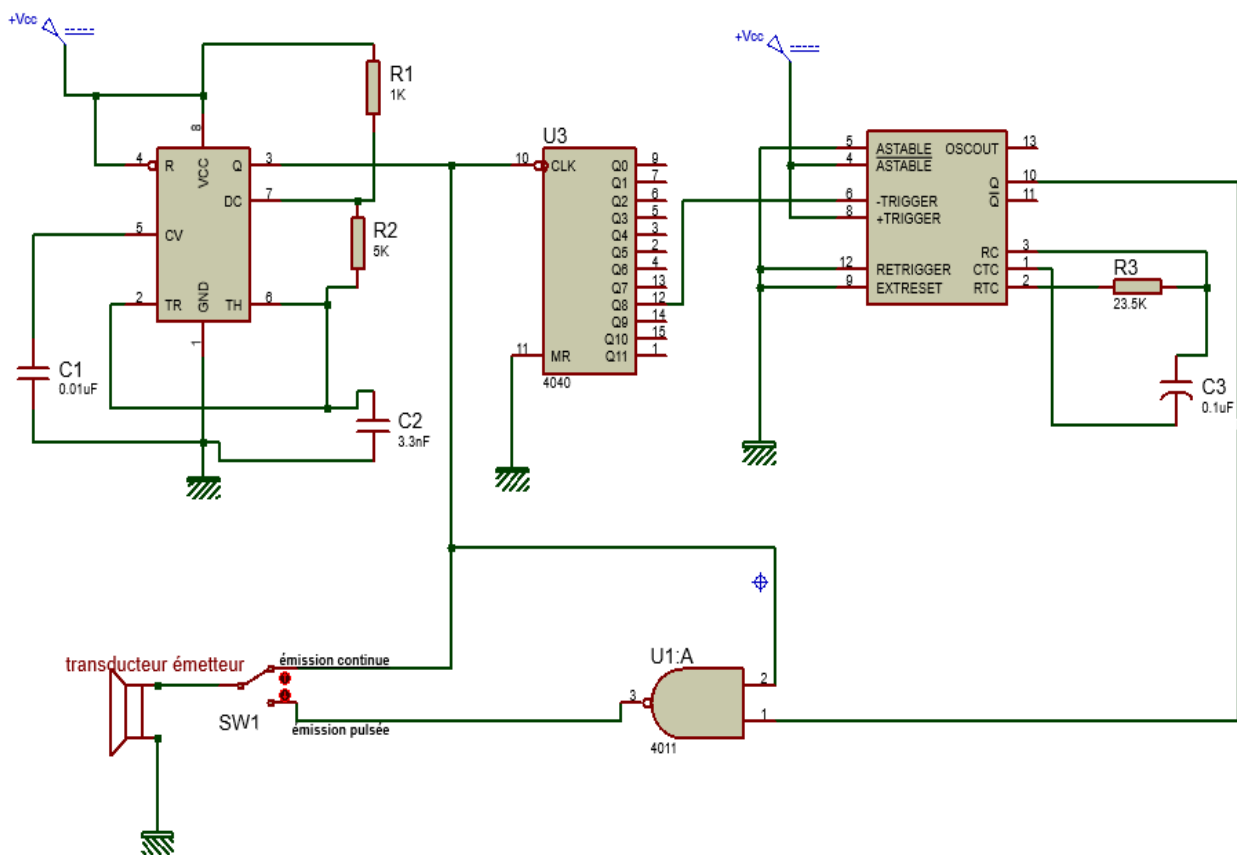


Figure 36: Simulation des circuits d'émission : sélection du Mode Continu ou pulsé à travers le switch SW1

2.1. Simulation du circuit d'émission en Mode continu

Comme illustré sur la figure N°37 ci-dessus, Le circuit intégré Astable NE555 oscille à la fréquence de résonance des transducteurs ultrasoniques (40KHz) et donc on n'a pas besoin de réaliser une adaptation entre l'astable et le transducteur émetteur.

Il en résulte un signal de fréquence environ 40Khz, de période de 25 μ S et d'amplitude 10v [Voir figure 37].

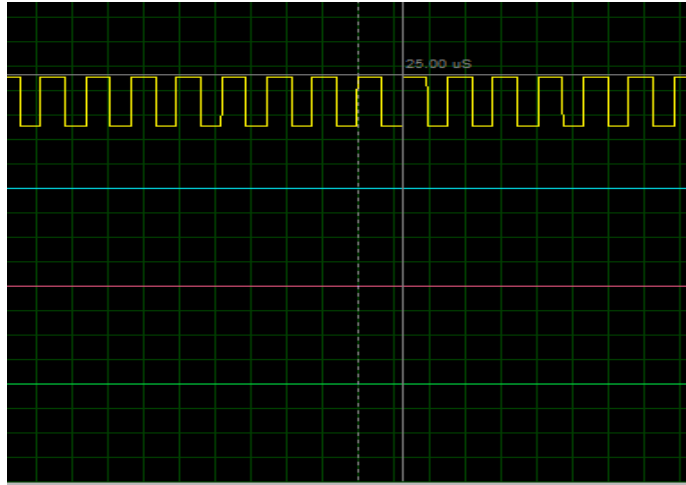


Figure 37: signal à la sortie de l'astable

2.2. Simulation du circuit d'émission en mode pulsé

Comme cela est illustré sur la figure N°38 ci-dessus, si le Switch est basculé vers le mode pulsé, l'astable génère les 40KHz, puis le diviseur binaire de fréquence(4070) divise cette fréquence afin d'obtenir la fréquence de répétition (84Hz). Le monostable1 ajuste la durée de transmission d'impulsion porteuse de la fréquence des ondes ultrasonores émises.

Les signaux résultants de la simulation sont illustrés sur les figures N°38 et 39 ci-dessous. On voit clairement sur la figure N°40 les impulsions générées à travers le monostable. Leur durée de T_e --- correspondent à la durée de transmission durant laquelle les ondes ultrasonores sont transmises et leur période T_{rep} ---- correspond à la période de répétition de transmission (soit donc une fréquence de 84Hz). De même la figure N°41 illustre le signal Ultrasonore émis par paquets d'ondes résultant de la combinaison de signal de 40Khz et le signal impulsionnel à la fréquence de répétition à travers la porte 4011. C'est en fait ce signal qui va stimuler le capteur ultrasonore d'émission en mode pulsé.

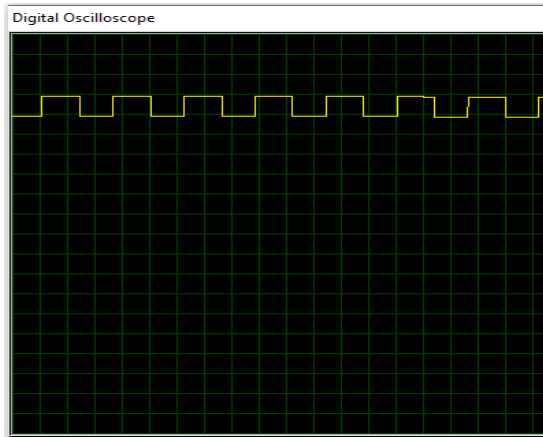


Figure 38: les impulsions d'émission pour le mode pulsé (signal à la sortie du monostable1)

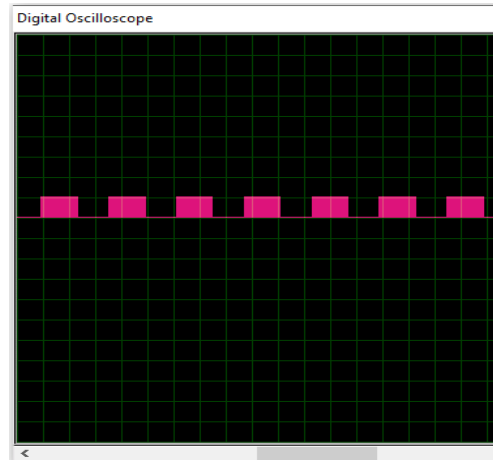


Figure 39: signal à la sortie du porte AND 4011

3. Simulation des circuits de réception

Le circuit global du bloc de réception simulé est illustré sur la figure la figure 40 ci-dessous. En accordance au mode d'émission (le switch SW2) continu (position1) ou pulsé (position2) la réception sera basculé soit pour le mode continu ou pulsée.

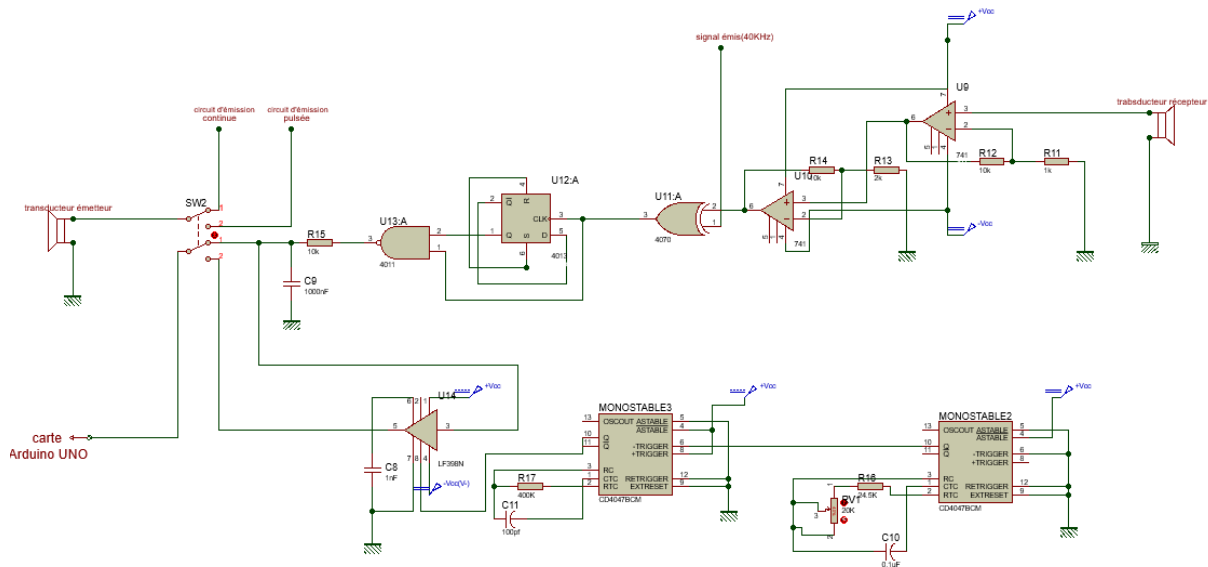
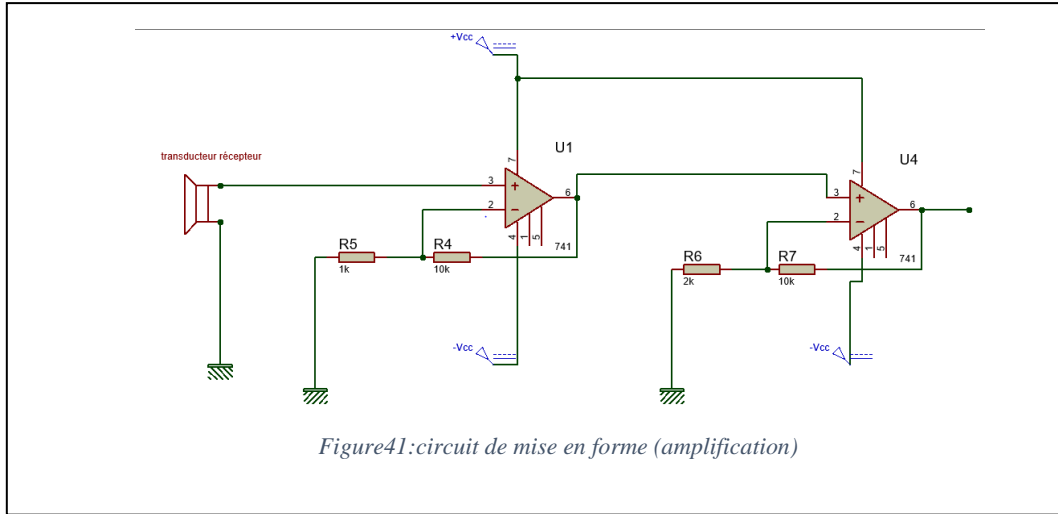


Figure 38: circuit global du bloc de réception simulé

3.1. Simulation du circuit de mise en forme



Comme cela est illustré sur la figure N°41 ci-dessus, le signal reçu est amplifié à travers un amplificateur non inverseur à deux étages réalisé autour du 741, de gain=66 (voir figure 27 dans le chapitre précédent). Le signal amplifié est illustré sur la figure N°42 ci-dessous. Ce signal reçu est

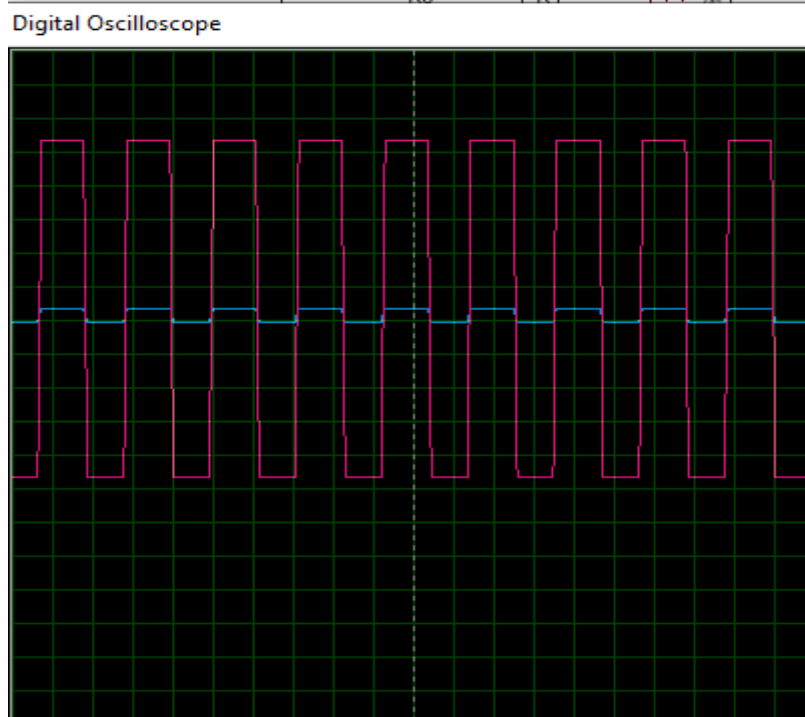


Figure42: signal reçu non amplifié (bleu) signal reçu amplifié(rouge)

simulé comme un signal rectangulaire de même fréquence que le signal émis (soit donc 40KHz) mais déphasé. Par conséquent pour expliquer et s'assurer du fonctionnement des circuits proposés pour le bloc de réception un circuit permettant de déphaser le signal reçu est simulé.

3.2. Simulation du circuit de déphasage

Comme citer ci-dessus, le signal reçu est simulé sur Proteus par un circuit délivrant à sa sortie un signal de 40Khz mais décalé (déphasé par rapport au signal émis) en phase. Ce décalage en phase correspond à la vélocité. Ce circuit est illustré sur la figure N°43 ci-dessous. Il faut rappeler que ce circuit n'est nécessaire que pour la simulation du déphasage et le test de fonctionnement des circuits de détection dans le bloc de réception.

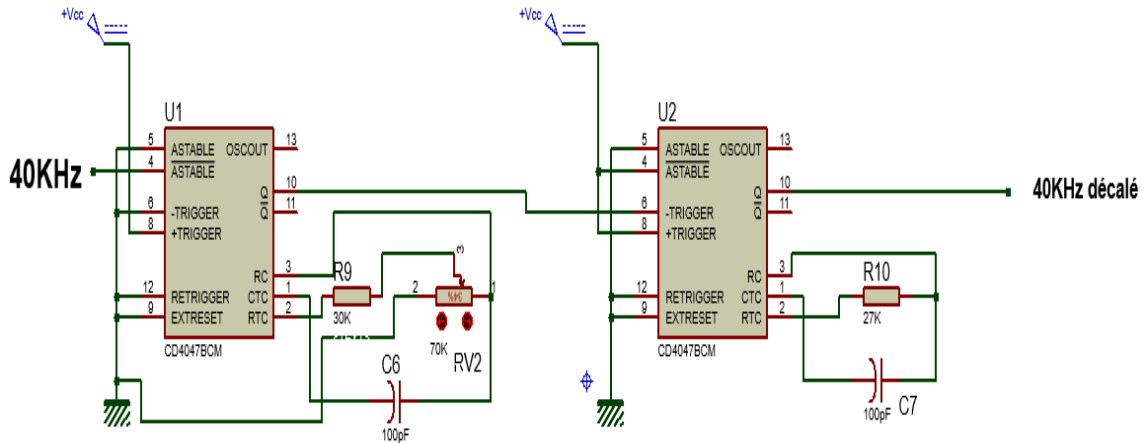


Figure43 :simulation des circuits pour créer le déphasage

Ce circuit est réalisé autour de deux monostables (BC4047), le premier génère une impulsion déclenché par le front montant de durée variable. Cette durée est ajustée avec $R9=30K$; $C6=100pF$ et le potentiomètre $RV2=70K$. L'intervalle de la variation de cette durée est de $7.4us$ jusqu'à environ $24.8us$. Il faut noter qu'on variant le potentiomètre on peut varier le décalage de phase entre le signal simulé pour l'émission et le signal simulé pour la réception.

Le deuxième monostable déclenché par le front descendant de premier monostable génère un signal de mémé durée que celui de signal émis fixe avec $R10=27K$. $C7=100pF$. La figure N°44 ci-dessous illustre les signaux obtenus à travers ce circuit de déphasage.

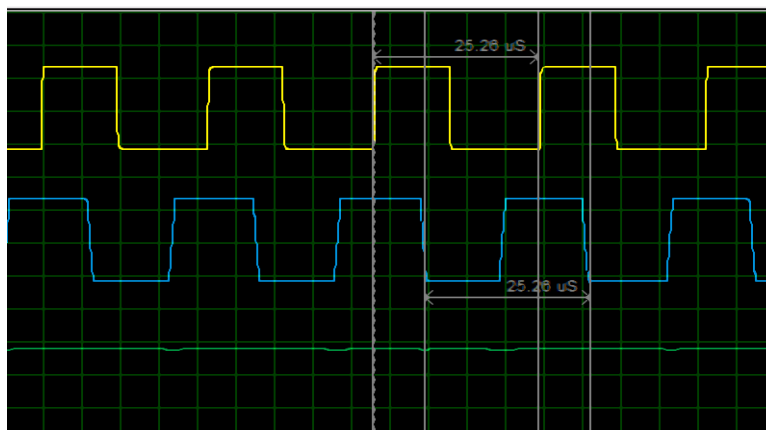
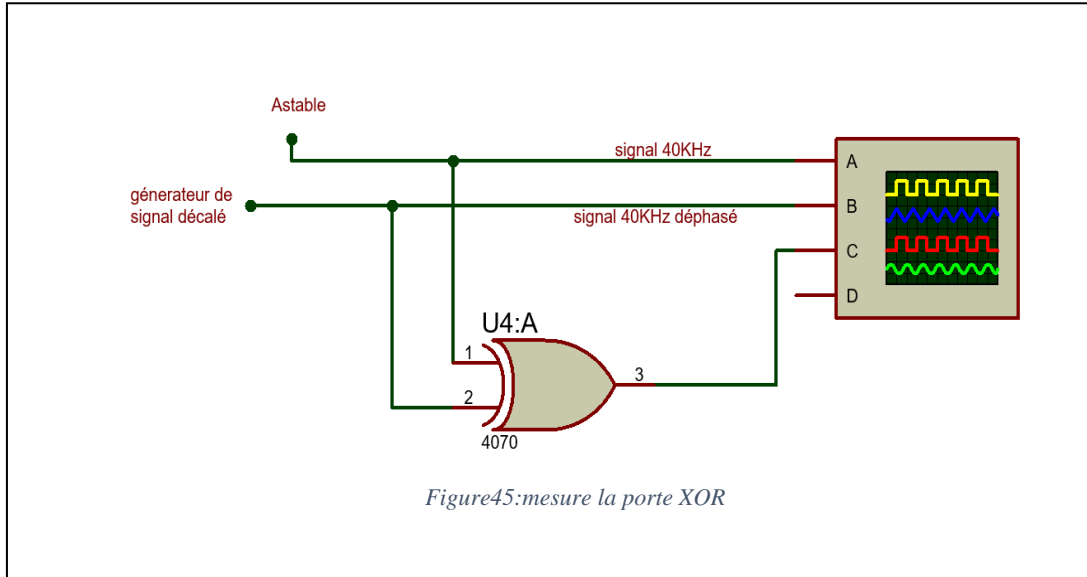


Figure 39: signal décalé (Bleu), signal émis (jaune)

3.3. Simulation du circuit détecteur de phase



Comme cela est illustré sur la figure N° 45 ci-dessus, le circuit détecteur de phase est conçu autour de la porte XOR (4070 U4 :A). Le signal simulant le signal émis (à 40Khz) est comparé au signal simulant le signal reçu avec le décalage de phase (voir figure N°43 ci-dessus) à travers la porte XOR (entrée 1 et 2 sortie 3).

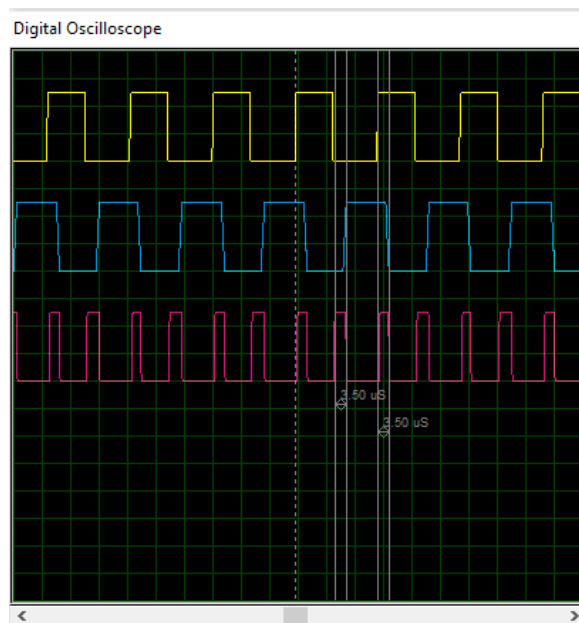


Figure 46: signal à la sortie de détecteur de phase (rouge), signal émis (jaune), signal reçu (bleu).

La figure N°46 illustre les signaux d'entrées et de sortie du XOR ; ou il apparait clairement la détection du décalage de phase (signal en rouge sur la figure). Il faut noter que le signal récupéré à la sortie du XOR représente le décalage d'avance et de retard de phase. Par conséquent pour supprimer un décalage compte tenu que l'information est dédoublée, un circuit de détection de retard ou avance de phase doit être conçu. Ce circuit est décrit dans ce qui suit.

3.4. Simulation du circuit détecteur de l'avance ou du retard de phase

Le déphasage entre le signal émis et le signal reçu est représenté par deux informations : l'une est en avance et l'autre est en retard. Pour étudier et mesurer la vélocité on peut travailler sur l'une de ces informations. Pour cela, on fait appel à un circuit illustré dans la figure 47 qui élimine le retard de phase. Dans ce travail on utilise la bascule D comme diviseur de fréquence (4013) qui délivre à sa sortie un signal d'une fréquence 2*la fréquence de signal issu de détecteur de phase, et pour la porte logique on utilise la porte NAND version CMOS (4011) pour réaliser une porte AND (l'entrée 1 est le signal venant de diviseur de fréquence et l'entrée 2 est le signal issu de la porte XOR, donc il en résulte un signal représentant que le déphasage en avant.

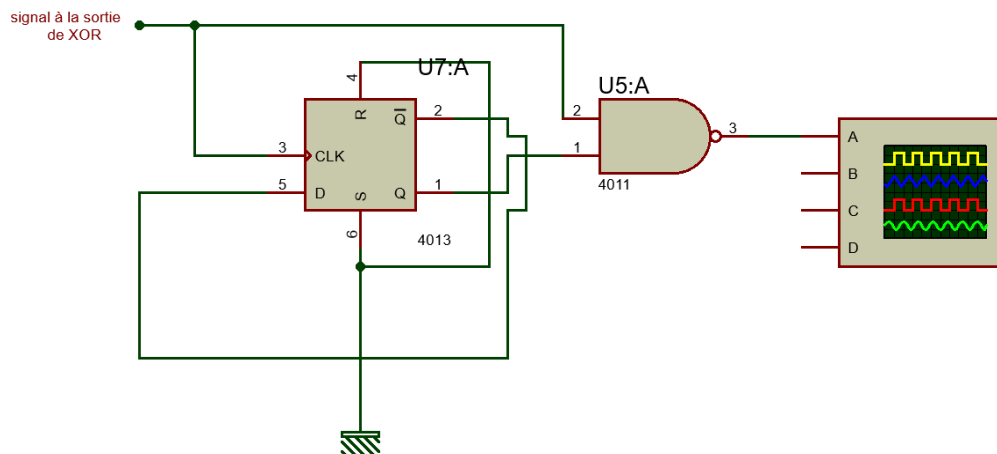


Figure47: mesure sur le circuit détecteur de l'avance et retard de phase

Ce circuit génère un déphasage en avant entre le signal émis (40KHz) et le signal décalé, le signal à la sortie est illustré sur la figure 48 par le signal en vert.

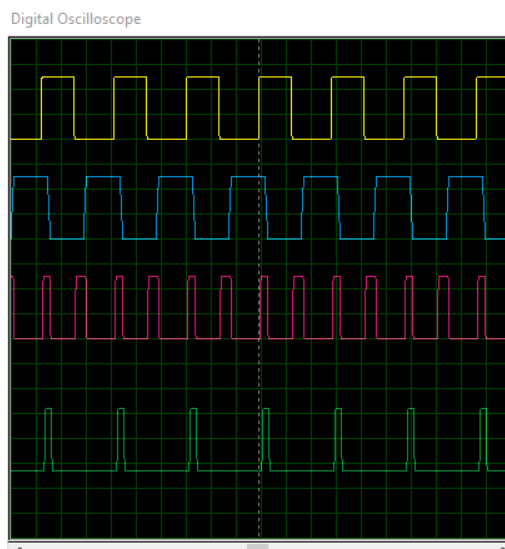


Figure48: déphasage en avant (vert)

3.5. Mesure sur le filtre moyennneur

Le filtre moyennneur délivre un signal analogique représentant la valeurs moyenne de déphasage qui sera par suite soit envoyer directement vers la chaine d'acquisition (carte Arduino) si on choisit le mode continu, soit il sera envoyé vers l'étage d'échantillonnage si on choisit le mode pulsé.

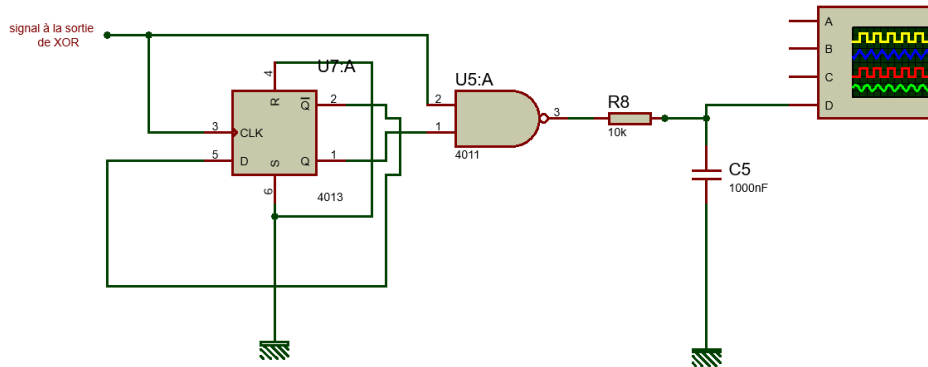


Figure49: mesure sur le filtre moyennneur

La fréquence de coupure de filtre est $f_C \ll f_{Utile}$:

$$f_C = \frac{1}{R8 * C5} = \frac{1}{10k * 1000nF} = 0.1kHz.$$

Le signal représenté sur la figure 50 illustre le signal à la sortie du filtre moyennneur.

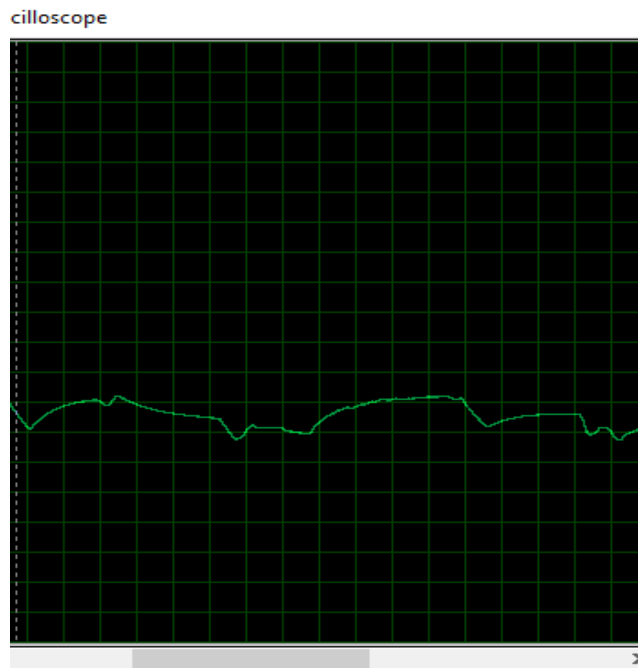


Figure50: signal à la sortie du filtre moyennneur

3.6. Mesure sur le circuit générateur des impulsions d'échantillonnage

Le monostable2 génère une impulsion de durée t (état haut variable) déclenché par le front montant, et le monostable 3 délivre une impulsion déclenchée par le front descendant de monostable2 de durée fixe t' .

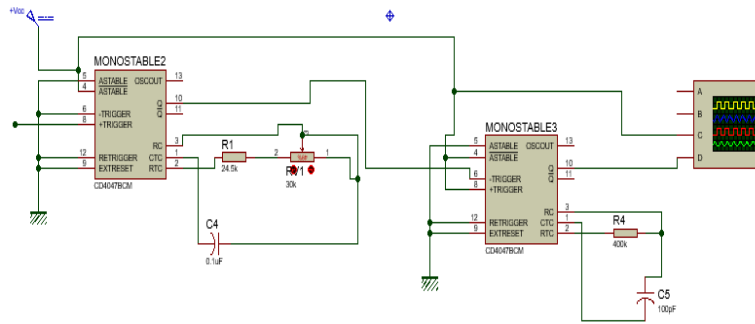


Figure 51: mesure sur le circuit générateur des impulsions d'échantillonnage

La valeur minimum de la durée t' :

$$t'_{\min} = 2.48 * R4 * C4.$$

$$t'_{\min} = 2.48 * 24.5K * 0.1\mu F.$$

$$t'_{\min} \approx 7.1ms.$$

La valeur maximum de la durée t' :

$$t'_{\max} = 2.48 * (R4 + RV1) * C4.$$

$$t'_{\max} = 2.48 * (24.5K + 23.5K) * 0.1\mu F.$$

$$t'_{\max} \approx 12ms.$$

$$t'' = 2.48 * R5 * C5.$$

$$t'' = 2.48 * 400K * 100pF.$$

$$t'' = 0.1ms.$$

Le signal à la sortie de cet étage est illustré dans la figure 52 :

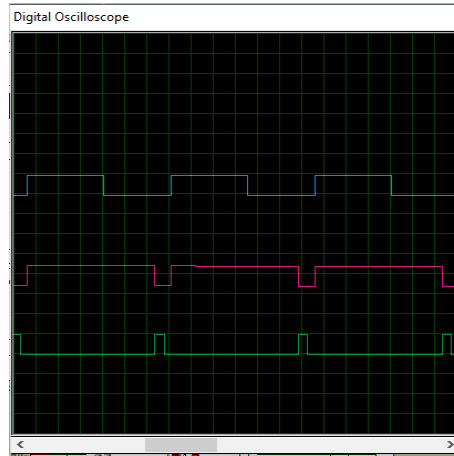


Figure 52: signal à la sortie de monostable2 (rouge) ; l'impulsion d'échantillonnage (vert).

3.7. Mesure sur l'échantillonneur/bloqueur

Ce montage utilise un amplificateur opération LF398 dont la valeur du condensateur de maintien est critique, une valeur faible donnera une acquisition rapide, mais augmentera aussi les erreurs dues au pas de maintien et le courant de polarisation de l'amplificateur. Le condensateur doit être aussi grand que possible, en cohérence avec les exigences de temps d'acquisition et d'erreurs d'échantillonnage dynamique. les condensateurs de taille supérieure à 0.1uF ont un problème supplémentaire.

Le LF398 est alimenté par 10V avec un condensateur de maintien $C6=0.01\mu F$.

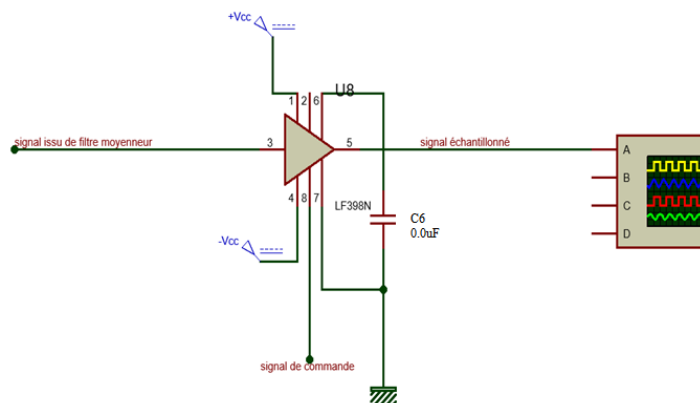


Figure 53: mesure sur l'étage d'échantillonneur/bloqueur

On remarque sur la figure N°54 que lorsqu'on change la localisation d'impulsion d'échantillonnage, le temps pour afficher la mesure change.

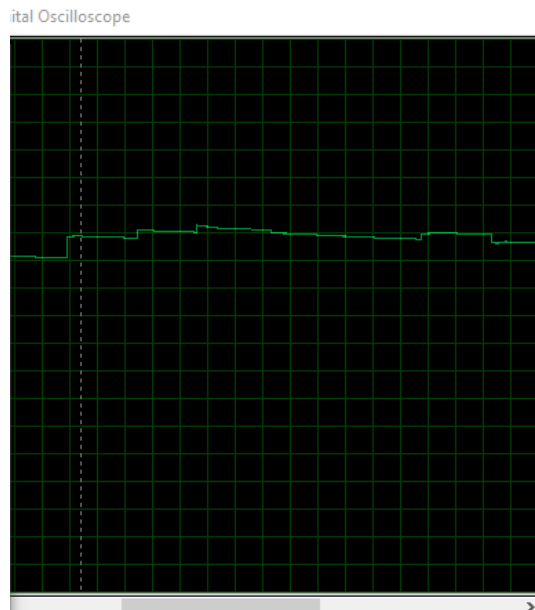


Figure 40 signal échantillonné

4. Montage de la carte et de l'afficheur LCD

Le signal à la sortie de circuit de réception est injecté sur l'entrée A0 de Arduino [Voir figure 55].

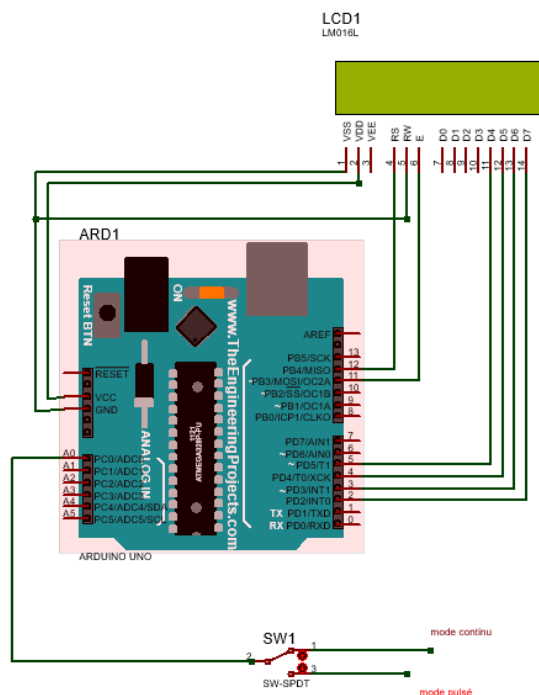


Figure 41: montage Arduino + LCD

L'affichage de mesure est réalisé autour d'un afficheur LCD (LM016L)

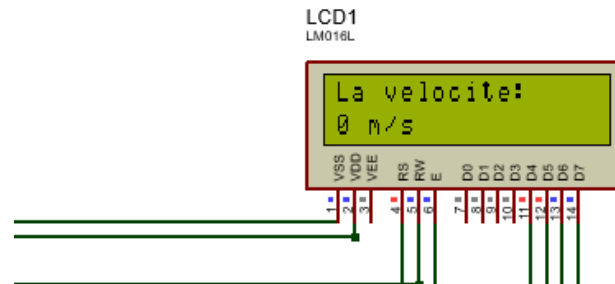


Figure 56: affichage LCD

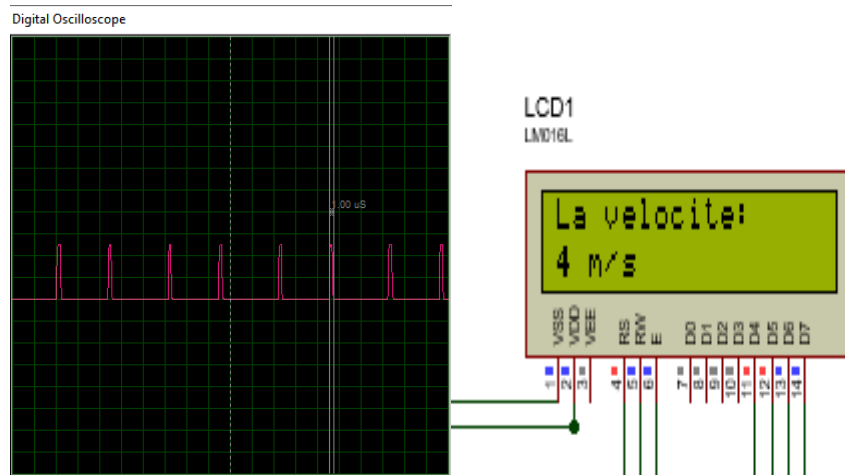
5. Script du code source d'acquisition et d'affichage par la carte Arduino UNO

```
// include the library code:
#include <LiquidCrystal.h>
// initialize the library by associating any needed LCD interface pin
// with the arduino pin number it is connected to
Const int rs = 12, en = 11, d4 = 5, d5 = 4, d6 = 3, d7 = 2;
LiquidCrystallcd(rs, en, d4, d5, d6, d7);
// defines variables
long data;
Long velocite; // variable for the velocity measurement
int sensor = 0; // sensor middle pin on analog pin 0
void setup() {
  Serial.begin(9600); // Serial Communication is starting with 9600 of baudrate speed
  // set up the LCD's number of columns and rows:
  lcd.begin(16, 2);
}
void loop() {
  data = analogRead(A0);
  // Calculating the velocite
  velocite = 340*analogRead(sensor)/80000;
  delay(100);
  // set the cursor to column 0, line 0
  // (note: line 0 is the second row, since counting begins with 0):
  lcd.setCursor(0, 0);
```

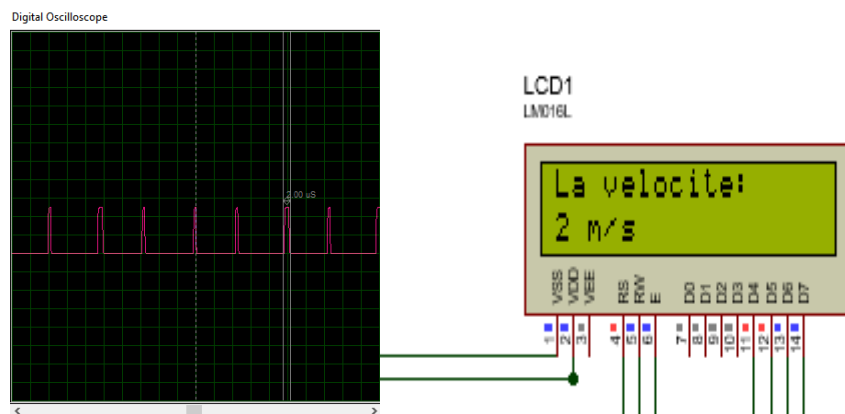
```
// Displays the velocite on the lcd Monitor
lcd.print("La velocite: ");
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print(velocite);
lcd.print(" m/s");
delay(500);
}
```

6. Résultats

Si on réalise un décalage de 1us :



Si on réalise un décalage de 2us :



7. Circuit final

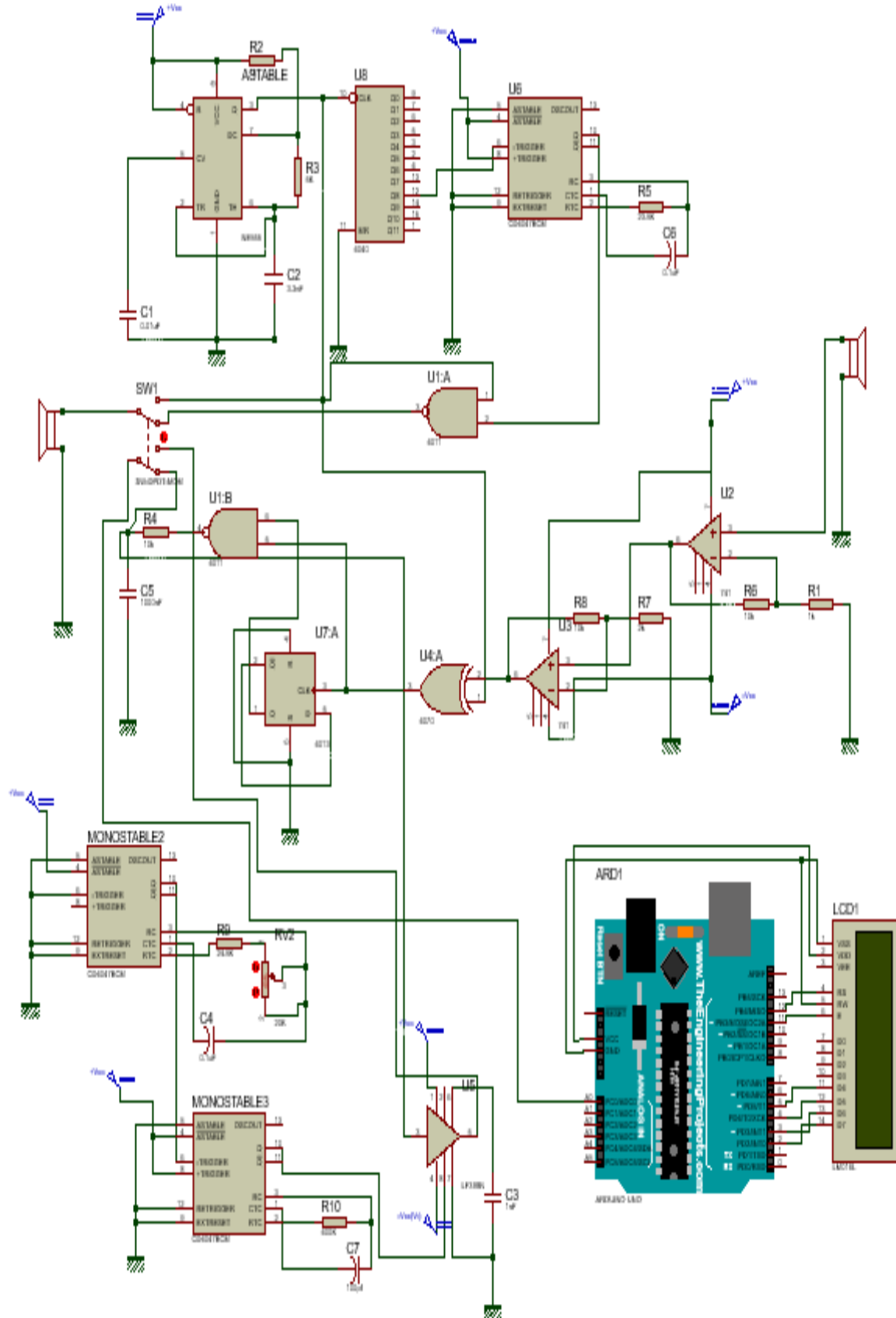


Figure 42: circuit final

Conclusion

Une description des résultats obtenus sur les différents étages de dispositif réalisé a été présentée dans ce chapitre. Ces résultats obtenus peuvent être améliorés afin de conduire à une prise de décision assez précise et par suite un système plus performant.

Conclusion générale

L'application médicale de l'effet Doppler n'est réalisée que vers les années 1960, avec l'utilisation d'ondes ultrasonores.

En imagerie médicale, le radar Doppler permet d'étudier le mouvement des fluides biologiques. Une sonde émet des ondes ultrasonores, et ce sont les globules rouges qui font office d'obstacles et les réfléchissent. L'analyse de la variation de la fréquence des ondes réfléchies reçues par cette même sonde permet ainsi de déterminer la vitesse du sang dans les vaisseaux : ce procédé s'appelle vélocimétrie Doppler.

L'étude et la réalisation présentée dans ce modeste travail est envisagée être utilisée pour la mesure du Doppler pulsé dont la mesure de vitesse par ultrason est induite.

Cette mesure est relative à la vitesse, en exploitant l'enveloppe du signal ultrasonique issu du circuit de réception, à savoir sa variation fréquentielle qui est proportionnelle à la vitesse, on est arrivé à la mesure de cette grandeur.

Le mode Doppler à émission continue, bien qu'encore largement utilisé, présente une limite importante, il est dépourvu de résolution spatiale, c'est-à-dire qu'il est incapable d'indiquer la provenance topographique des signaux captés.

Le mode Doppler à émission pulsée répond à cette limite par un fonctionnement analogue à celui de l'échographie : l'émission ultrasonore n'est plus continue mais discontinue, par impulsions brèves. Dans l'intervalle séparant deux impulsions, le système passe en mode de réception et capte donc les impulsions rétrodiffusées par les globules rouges (cas d'un obstacle pour ma réalisation). Le signal Doppler ainsi obtenu comporte, bien sûr, l'information de variation de fréquence proportionnelle à la vitesse d'écoulement (mouvement de l'obstacle), mais aussi l'information de délai par rapport à l'émission, permettant de connaître la distance parcourue par l'impulsion ultrasonore donc la situation du vaisseau à l'origine de ce signal

.Le mode Doppler à émission pulsé présente donc l'unique avantage d'une résolution spatiale.

En fin, ce travail m'a permis d'élargir mes connaissances dans ce domaine pratique.

Bibliographie

- [1] « 1997 - Mesures de très faibles vitesses instantanées par .pdf ». Consulté le 22 juin 2021. https://national.udppc.asso.fr/attachments/article/572/BUP_gresep.pdf.
- [2] « Sons_Ultrasons.pdf ». Consulté le 10 juin 2021. https://fac.umc.edu.dz/vet/documents/Cours%20et%20Td/Sons_Ultrasons.pdf.
- [3] Adrien. « 14 des Meilleurs Micros Statiques (à Condensateur) ». Projet Home Studio, 31 mai 2019. <https://www.projethomestudio.fr/microphones-statiques-condensateur/>.
- [4] « L'Effet De La Musique Sur Les Plantes ». Consulté le 10 juin 2021. <https://sites.google.com/site/leffetdelamusiquesurlesplantes/nos-recherches>.
- [5] « Son et lumière ». Consulté le 10 juin 2021. <http://sciencesphysiques.e-monsite.com/pages/cours-4eme/chapitre-2-son-et-lumiere.html>
- [6] « Etude d'un échographe ». Consulté le 10 juin 2021. https://www.memoireonline.com/03/13/7074/m_Etude-d-un-echographe-GE-Vivid-3N-Proexpert2.html.
- [7] « Physique Acoustique Bases de l'échographie - PDF Free Download ». Consulté le 10 juin 2021. <https://docplayer.fr/68980308-Physique-acoustique-bases-de-l-echographie.html>.
- [8] « Propagation ». Consulté le 10 juin 2021. <https://www.phys4med.be/ultrasound/absorption>.
- [9] « Gautier - EFFETS BIOLOGIQUES DES ULTRASONS.pdf ». Consulté le 10 juin 2021. <http://naxos.biomedicale.univ-paris5.fr/diue/wp-content/uploads/2016/10/diue2016-TC-Effets-biologiques-des-US.pdf>.
- [10] « Doppler Couleur ». Consulté le 11 juin 2021. <http://cemv.vascular-e-learning.net/efv/echodoppler/ultrasons/3b.htm>.
- [11] « polyBasesPhysiques_07.pdf ». Consulté le 11 juin 2021. http://naxos.biomedicale.univ-paris5.fr/diue/wp-content/uploads/2013/05/polyBasesPhysiques_07.pdf.

- [12] « mesure-de-vitesse-par-effet-doppler.pdf », s. d.
- [13] « Ms.EBM.Guediane+Meksali.pdf », s. d.
- [14]« CARTE ARDUINO ». *MAPTO Duvale* (blog), 23 septembre 2020. <https://maptoduvale.wordpress.com/2020/09/23/carte-arduino/>.
- [15] Arduino France. « ArduinoUno : Avantages, inconvénients, utilisation et fonctionnement », 1 février 2019. <https://www.arduino-france.com/review/arduino-uno/>.
- [16] « Description-de-la-Carte-Arduino-UNO.pdf ». Consulté le 22 juin 2021. <http://technolab.fr/wp-content/uploads/2017/10/Description-de-la-Carte-Arduino-UNO.pdf>.
- [17]« Cours 14 | Carte ARDUINO UNO Microcontrôleur ATmega328 – Cours | Projets Divers ». Consulté le 11 juin 2021. <https://www.electronique-mixte.fr/formation-pdf/formation-pdf-microcontrolleurs-microprocesseurs/cours-14-carte-arduino-uno-microcontroleur-atmega328/>.

TP

Simulation d'une plateforme ultrasonore en mode continu et pulsé : mesure de vélocité

1. 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 la mesure de la vitesse. Les deux modes de transmission : mode continu et mode pulsé sont étudiés.

2. Etude théorique

2.1. Les ultrasons :

2.1.1. Définition des ultrasons :

Localisés dans la bande de fréquence f supérieure à la bande audible par les humains ($f > 20\text{KHz}$), certains animaux tels que les chiens peuvent les entendre. D'autres émettent des ultrasons pour localiser un objet, tel que les baleines, les dauphins ou encore les chauves-souris.

L'utilisation des ultrasons s'est singulièrement accrue ces dernières années aussi bien dans l'industrie que dans la recherche scientifique. C'est cependant leur emploi intensif dans la pratique médicale qui est responsable de la multiplication des unités de production des ultrasons. Ces ondes mécaniques ont en effet remplacé les rayons X pour divers types de diagnostic.

2.1.2. Production des ultrasons :

La production des ultrasons est faite par un transducteur ultrasonore. Le transducteur ultrasonore est un dispositif capable de transformer de l'énergie électrique en énergie ultrasonore et réciproquement.

Le mécanisme de fonctionnement d'un transducteur ultrasonore est basé sur l'effet physique que l'on appelle la piézoélectricité.

La production des ultrasons peut se faire sous forme d'ondes entretenues ou d'ondes pulsées. Quand les ultrasons se propagent dans un milieu hétérogène tel qu'un tissu biologique, ils se réfléchissent en partie au niveau des interfaces (comme il en existe, dans l'organisme humain, à la limite d'un organe et des tissus voisins). Le faisceau réfléchi, en écho, peut être enregistré au moyen du même transducteur, le faisceau entraînant, par voie mécanique, la déformation du matériau piézo-électrique, d'où production d'un signal électrique.

2.1.3. Principe des ultrasons :

La technique des ultrasons consiste à envoyer par un émetteur ultrasonore une courte impulsion de fréquence élevée (fréquence ultrasonore) qui se propage dans le milieu de propagation avec une vitesse c (la vitesse des ultrasons dans le milieu de propagation), et se réfléchit sous forme d'écho par les obstacles qu'elle rencontre [voir figure 7 ci-dessous].

Celui-ci permet le calcul de distance parcourue sur un temps écoulé entre l'émission des impulsions et la réception de l'écho.

$$\Delta t = \frac{2d}{c}$$

C : la célérité en m/s

Trajet parcouru ($2d$) par l'onde est deux fois la distance(d) entre l'émetteur et le récepteur (distance aller-retour).

2.2. L'effet doppler

L'effet Doppler est un phénomène très bien connu. C'est l'effet qu'on constate couramment lorsqu'une voiture passe dans la rue, le bruit de moteur est plus aigu lorsqu'elle s'approche et plus grave lorsqu'elle s'éloigne. C'est une propriété générale des ondes qui s'observe pour les ondes mécaniques comme les ondes sonores et les ondes électromagnétiques comme la lumière.

L'Effet Doppler est le décalage de fréquence d'une onde (mécanique, acoustique, électromagnétique, ...) observé entre les mesures à l'émission et à la réception, lorsque la distance entre l'émetteur et le récepteur varie au cours du temps

2.2.1. Approche théorique :

Lorsqu'un faisceau d'ultrasons émis par une source rencontre une cible fixe, la fréquence réfléchi par cette cible est identique à la fréquence émise. Quand la cible se déplace, la fréquence réfléchi est différente de la fréquence émise. Cette différence (ΔF) entre la fréquence d'émission (F_e) et la fréquence de réception (F_r) s'appelle la fréquence Doppler.

ΔF est exprimé en hertz (Hz). Dans le cas de la vélocimétrie Doppler, elle est située dans un spectre audible.

Dans ce cas, l'effet Doppler permet de déceler le mouvement des hématies dans un vaisseau. La fréquence Doppler s'exprime par la relation suivante :

$$\Delta F = F_r - F_e = \frac{2F_e V \cos \theta}{C}$$

F_e : fréquence d'émission de la sonde.

F_r : fréquence de réception de la sonde.

V : vitesse des éléments figurés dans le vaisseau.

θ : Angle entre l'axe du vaisseau et l'axe du faisceau ultrasonore.

C : vitesse moyenne des ultrasons dans le corps humain (1 540 m/s).

2.2.2. Doppler continu

La sonde est constituée d'un système émetteur-récepteur d'ultrasons. Le cristal émetteur envoie un faisceau d'ultrasons de façon continue à une fréquence ultrasonore donnée. Le récepteur reçoit aussi de façon continue. La fréquence réfléchi est différente et l'appareil, unidirectionnel ou bidirectionnel, transforme cette variation en signal visuel, sur un écran, auditif, par des haut-parleurs, ou graphique.

2.2.3. Doppler pulsé

Le mode Doppler à émission pulsée répond à cette limite par un fonctionnement analogue à celui de l'échographie : l'émission ultrasonore n'est plus continue mais discontinue, par impulsions brèves qui sont répétées à une fréquence connue par fréquence de répétition. Dans l'intervalle séparant deux impulsions, le système passe en mode de réception et capte donc les impulsions rétrodiffusées par les différents corps se trouvant dans le milieu de propagation. Dans le cas de la vélocimétrie Doppler vasculaire, ces différents corps sont particulièrement les globules rouges. Par conséquent, le signal Doppler ainsi obtenu comporte, bien sûr, l'information de variation de fréquence proportionnelle à la vitesse d'écoulement, mais aussi l'information de délai par rapport à l'émission, permettant de connaître la distance parcourue par l'impulsion ultrasonore donc la situation du vaisseau à l'origine de ce signal.

Le délai entre deux impulsions détermine la fréquence de répétition (PRF : peakrepetitionfrequency), le nombre d'impulsions qui se produisent chaque seconde aussi appelé taux de récurrence des impulsions, ou PRR. Il ne doit pas être confondu avec la fréquence de transmission, qui est déterminée par la vitesse à laquelle les cycles sont répétés dans l'impulsion transmise. La distance entre deux impulsions dans le temps est appelée la période de récurrence des impulsions (PRP), et sa relation avec le PRF peut être décrite comme $PRP = 1/PRF$ seconde. L'illustration montre les retours de deux cibles, l'une plus proche que l'autre. Le retour de la cible distante est plus petit que celui de la cible plus proche en raison de l'étalement de l'énergie radar au fur et à mesure de sa propagation et de l'atténuation des ondes dans l'atmosphère.

2.3. La vélocimétrie Doppler

Comme son nom l'indique, elle fonctionne sur le principe d'effet Doppler. En vélocimétrie Doppler, un émetteur émet soit de manière continue ou pulsée des ondes ultrasonores tandis qu'un récepteur capte les échos issus des obstacles qui se trouvent sur le chemin de propagation de l'onde ultrasonore.

Considérons maintenant une station de détection émettant sur une fréquence f_1 et un objectif se déplaçant à la vitesse v en direction de la station :

L'objectif est soumis à une fréquence f_1 et la réfléchit, et se comporte par conséquent comme une cible qui se déplace à la vitesse v dans la même direction que l'énergie, le récepteur recevra donc un écho de fréquence f_2 et par relation :

$$f_2 = \frac{c_0}{c_0 - v} \cdot f_1 = \frac{c_0}{c_0 - v} \cdot \frac{c_0 + v}{c_0} \cdot f_1$$

C'est-à-dire :

$$f_2 = \frac{c_0 + v}{c_0 - v} \cdot f_1$$

En faisant battre entre la fréquence d'émission f_1 et la fréquence de réception f_2 grâce à un circuit mélangeur par exemple, on recueille un battement Δf :

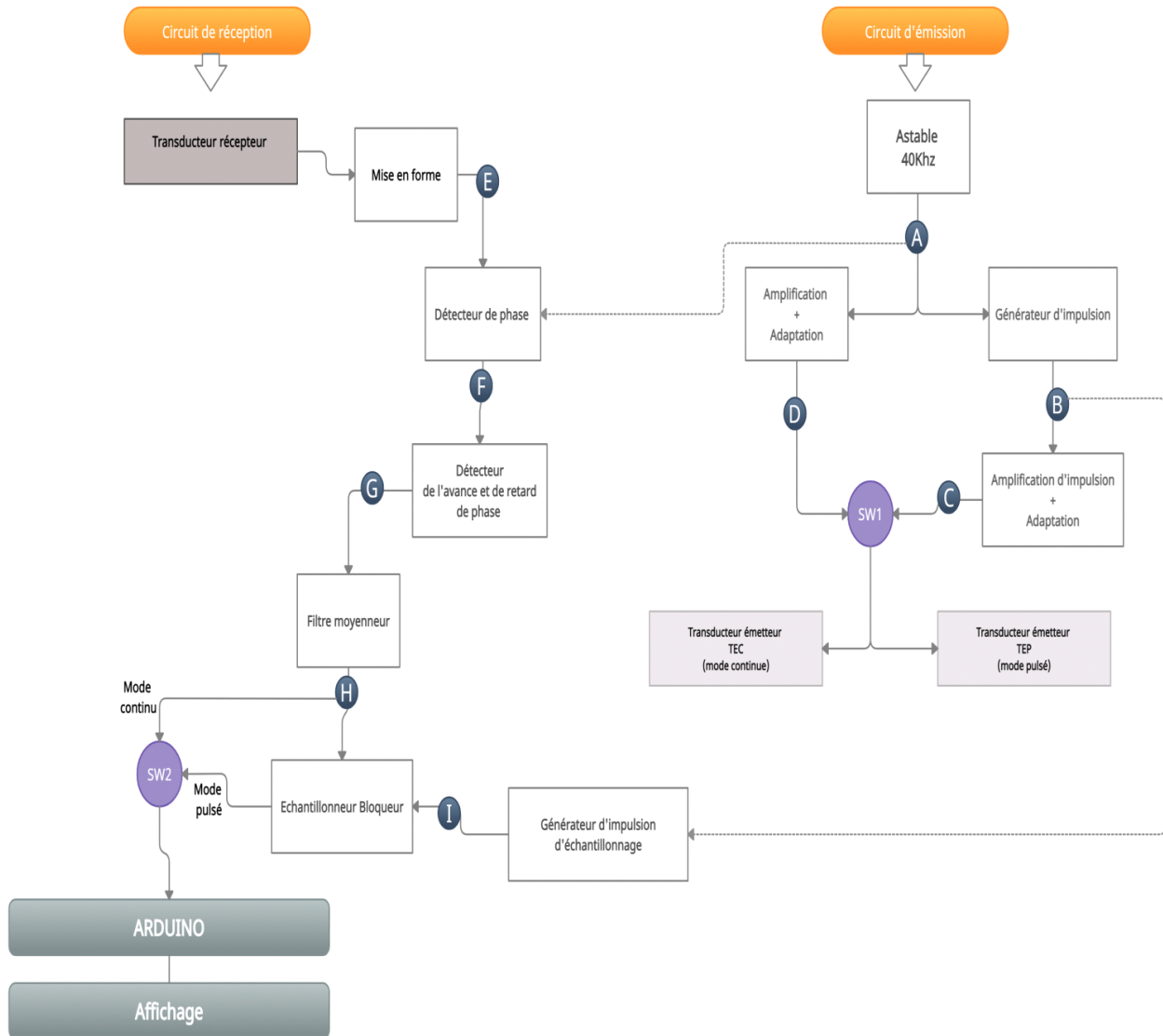
$$\Delta f = |f_2 - f_1| = \frac{2f_1}{c_0} \cdot v$$

Sachant que la vitesse v de l'objectif est négligeable devant la vitesse de l'onde émise. On a donc différentes configurations possibles selon le mouvement de l'objet par rapport au récepteur. Dans notre étude, on se limite à une configuration où le récepteur est fixe et l'objet est en mouvement.

3. Etude expérimentale

3.1. Le schéma bloc du la plateforme ultrasonore :

Le schéma bloc du système conçu est représenté dans la figure ci-dessous :



1. Décrire le fonctionnement de la plateforme à partir de schéma bloc sur la figure ci-dessous
2. Décrire le principe de l'émission en continu et en pulsé. matérialiser le à l'aide d'un diagramme temporel.

3.1.1. La simulation est menée à deux niveaux :

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

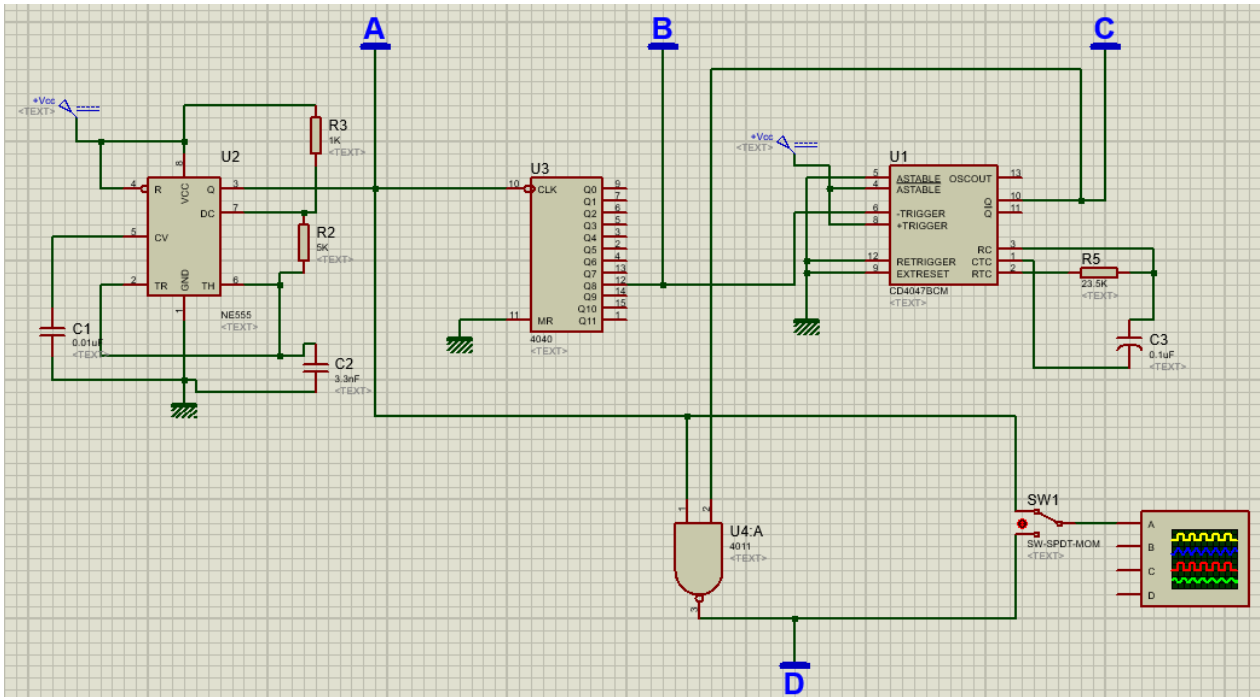
3.1.2. Logiciels utilisés

- Proteus Isis.
- Arduino IDE.

3.1.3. Schéma électrique de circuit d'émission :

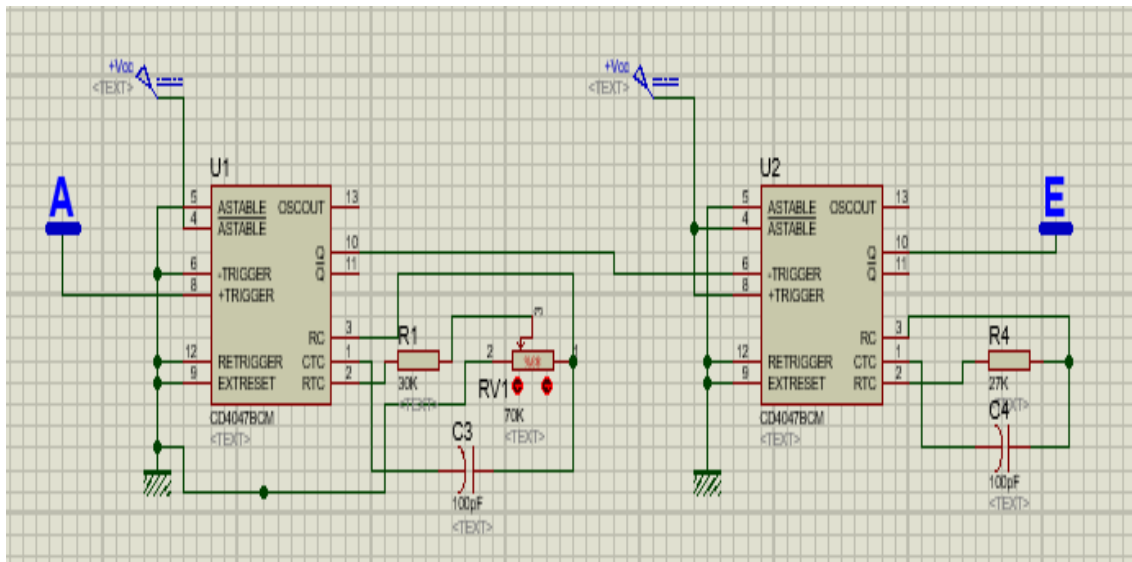
1. Expliquer le fonctionnement de ce montage
2. Réaliser le schéma électrique suivant sur Proteus Isis et visualiser les signaux dans chaque point de mesure (A, B, C, D).
3. Changer la position de Switch (mode d'émission), et expliquer la différence entre les deux modes.

$+V_{CC} = 5V \sim 10V$.



3.1.4. Schéma électrique de circuit simulant le signal décalé

1. A partir de circuit précédent, le signal décalé est simulé.
2. Réaliser sur le même projet le circuit ci-dessus et relier son entrée avec la sortie(A) de l'astable.

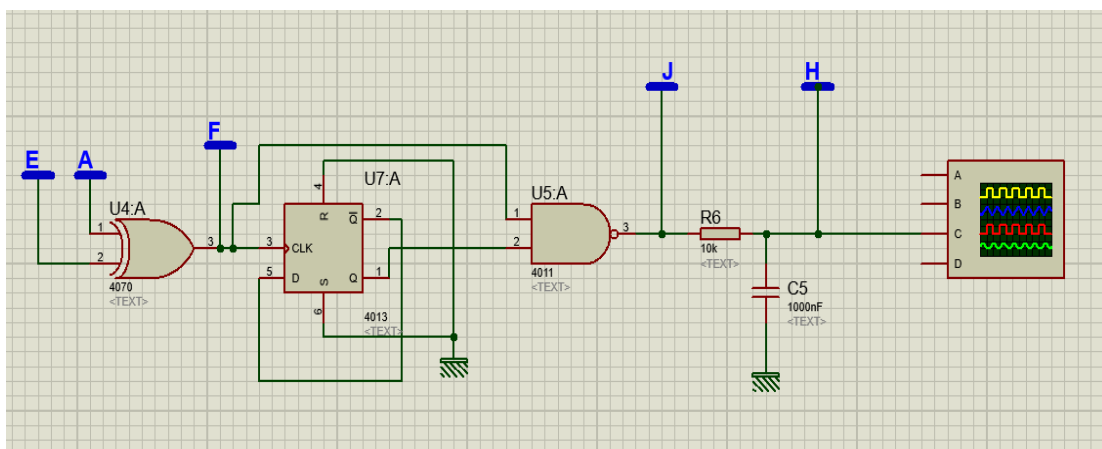


3. Visualiser la sortie E et constater la différence avec le signal à la sortie A.
4. Varier la valeur du potentiomètre RV1 et voir le changement de décalage.

3.1.5. Schéma électrique de circuit de réception

1. Expliquer le rôle de la porte XOR, relier s et visualiser sa sortie(F).
2. Visualiser le signal à la sortie(J) et expliquer la configuration utilisée après la porte XOR.
3. On utilise un filtre moyenné afin d'obtenir un signal analogique représentant la valeur moyenne du signal. Il faut que sa constante de temps $\tau = RC$ soit très grande par rapport à celle de 40Khz ($25\mu s$).

Afficher le signal à la sortie du filtre (H) en variant le décalage par le potentiomètre RV1.



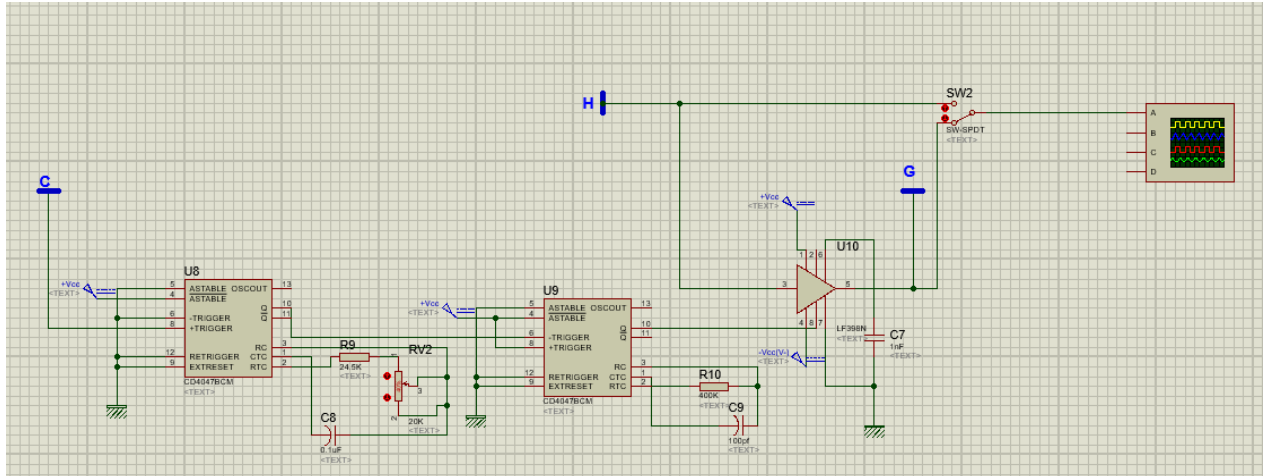
Il faut noter qu'à ce niveau le signal récupéré correspond au signal analogique traduisant les échos Doppler correspondant aux vitesses de la cible. Dans le cas d'un fonctionnement en mode continu, ce signal va être directement appliqué à la carte d'acquisition et de numérisation par contre dans le cas d'un fonctionnement en mode pulsé, il est nécessaire comme cela était expliqué auparavant qu'un circuit d'échantillonnage doit être réalisé. Ainsi, le signal Doppler peut être détecté dans une zone d'échantillonnage délimitée entre la fin de transmission d'un paquet d'onde Ultrasonores jusqu'au début du prochain paquet d'onde à transmettre et ceci à la fréquence de répétition.

4. Expliquer le fonctionnement de schéma ci-dessus (étage d'échantillonnage).
5. En changeant la position de Switch SW2 en changeant le mode de réception (continue ou pulsé).

6. Relier les sorties (C,H) avec le circuit ci-dessus .

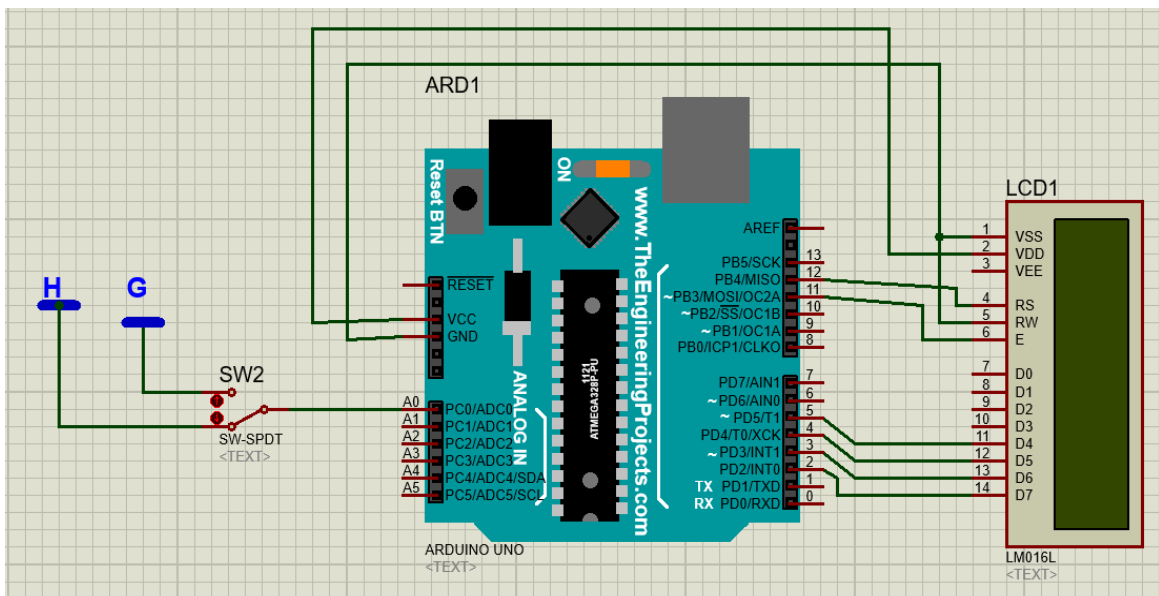
Changer la position de Switch et visualiser les signaux (H, G) sur l'oscilloscope.

Simulation d'une plateforme ultrasonore en mode continu et pulsé : mesure de vitesse



3.2. Carte d'acquisition (Arduino UNO) et affichage(LCD)

1. Relier le Switch SW2 avec les sorties (H, G), réaliser le montage si dessous.
2. Exporter le Script sur Arduino IDE et téléverser le programme sur la carte.
3. Afficher les résultats sur LCD
4. Interpréter les résultats.



3.2.1. Programme :

```
// include the library code:
#include <LiquidCrystal.h>

// initialize the library by associating any needed LCD interface pin
// with the arduino pin number it is connected to
const int rs = 12, en = 11, d4 = 5, d5 = 4, d6 = 3, d7 = 2;
LiquidCrystal lcd(rs, en, d4, d5, d6, d7);

// defines variables
//long data; // variable for the duration of sound wave travel
long velocite; // variable for the distance measurement
int sensor = 0; // sensor middle pin on analog pin 0
void setup() {
  //Serial.begin(9600); // // Serial Communication is starting with 9600 of baudrate speed
  // set up the LCD's number of columns and rows:
  lcd.begin(16, 2);
}
void loop() {
  //data = analogRead(A0);
  // Calculating the velocite
  velocite = 340*analogRead(sensor)/80000;
  delay(100);
  // set the cursor to column 0, line 0
  // (note: line 0 is the second row, since counting begins with 0):
  lcd.setCursor(0, 0);
  // Displays the velocite on the lcd Monitor
  lcd.print("La velocite: ");
  lcd.setCursor(0, 1);
  lcd.print(velocite);
  lcd.print(" m/s");
  delay(500);
}
```

4. Conclusion

La mesure de fréquence Doppler est relative à la vitesse, en exploitant l'enveloppe du signal ultrasonore issu du circuit de réception, à savoir sa variation fréquentielle qui est proportionnelle à la vitesse, on est arrivé à la mesure de cette grandeur.

Le mode Doppler à émission continue, bien qu'encore largement utilisé, présente une limite importante, il est dépourvu de résolution spatiale, c'est-à-dire qu'il est incapable d'indiquer la provenance topographique des signaux captés.

Le mode Doppler à émission pulsée répond à cette limite par un fonctionnement analogue à celui de l'échographie : l'émission ultrasonore n'est plus continue mais discontinue, par impulsions brèves. Dans l'intervalle séparant deux impulsions, le système passe en mode de réception et capte donc les impulsions rétrodiffusées par les globules rouges (cas d'un obstacle pour ma réalisation). Le signal Doppler ainsi obtenu comporte, bien sûr, l'information de variation de fréquence proportionnelle à la vitesse d'écoulement (mouvement de l'obstacle), mais aussi l'information de délai par rapport à l'émission, permettant de connaître la distance parcourue par l'impulsion ultrasonore donc la situation du vaisseau à l'origine de ce signal. Le mode Doppler à émission pulsé présente donc l'unique avantage d'une résolution spatiale.

Annexe

Les fiches techniques (Datasheet)

1. NE555

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^{-5} µbar) and the receiver 307-367 has a sensitivity of -85dB (0dB = 1µbar/Vrms).

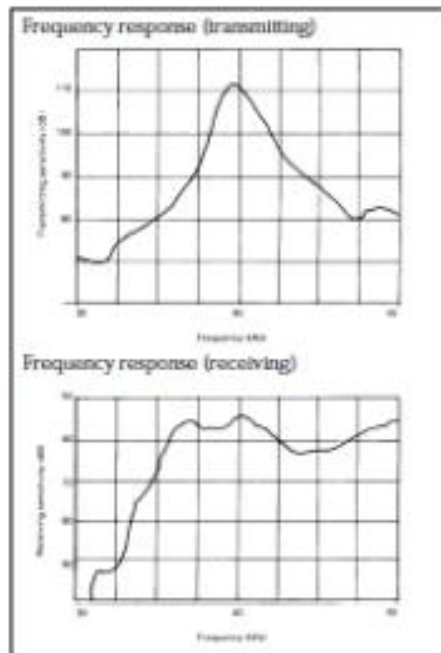
These units can be used for the transmission of continuous wave ultrasonic sound or for pulsed sound applications

Characteristics

Item	Unit	307-351	307-367
Transmitting sensitivity	0V	106	-
Receiving sensitivity	MV	-	-85
Resonant frequency (transmitting)	f _{res}	40±3	-
Resonant frequency (receiving)	f _{res}	-	40±3
Directional angle	θ/°	-	30
Maximum input voltage	V _{max}	30	-
Impedance	Ω	Approx. 500	Approx. 30K
Capacitance	pF	1100±20%	-
Pulse rise time	max.	2.0	0.5
Maximum input voltage for pulse operation	V _{p-p}	60	-
Temperature range	°C	-20 to +60	-
Transmitting selectivity	Q _{TV}	Approx. 70	-
Receiving selectivity	Q _{RV}	-	Approx. 80

Applications

- Burglar alarm systems
- Proximity switches
- Liquid level meters
- Anti-collision devices
- Counters for moving objects
- TV remote control systems

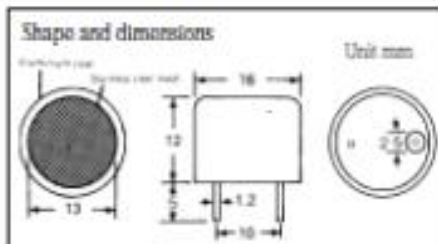


*10dB = 2×10^{-5} µbar

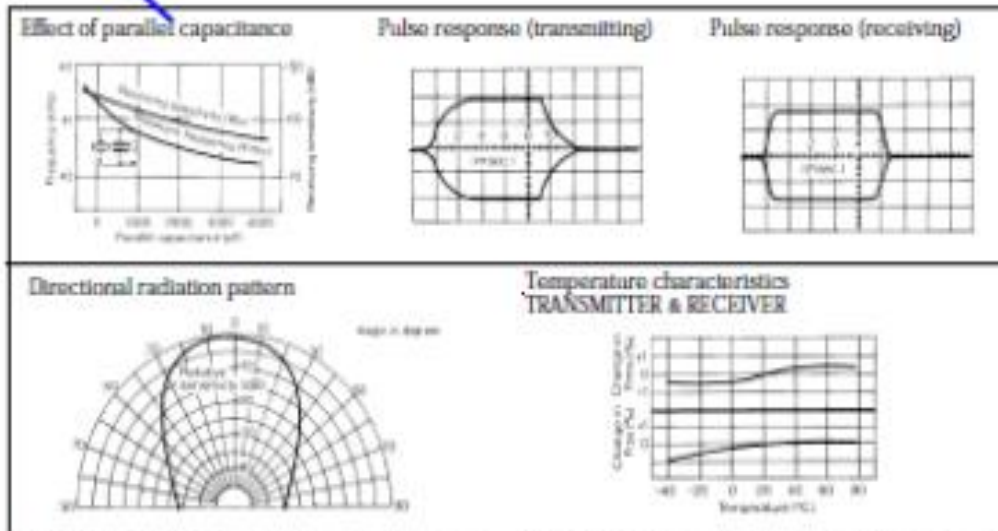
*20dB = 1Vµbar

*3 Frequency where transmitting sensitivity is maximum

*4 Frequency where receiving sensitivity is maximum

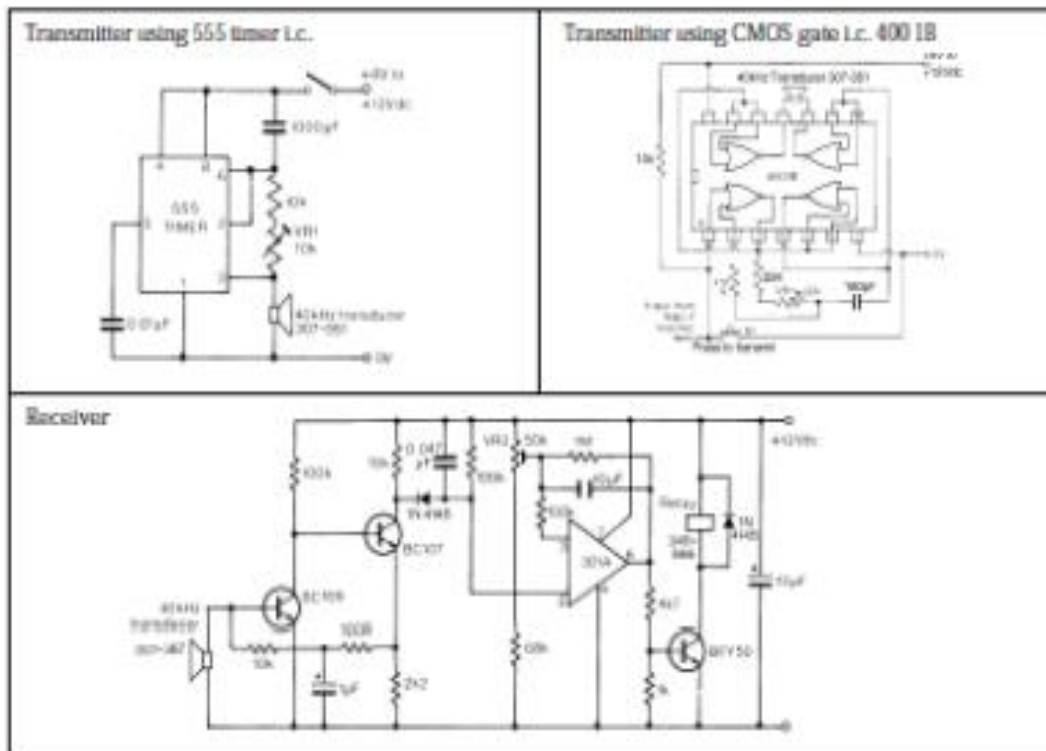


232-2267



The following circuits show how the transducers may be used in remote control applications. Either of the transmitter circuits may be used with the receiver. The frequency of oscillation is adjusted by means of VR1 for maximum sensitivity. The CMOS circuit allows direct interfacing with logic circuitry. In the receiver VR2 is adjusted for maximum sensitivity.

Note: The relay energises when a signal is received from the transmitter.



The information provided in RS technical literature is believed to be accurate and reliable, however, RS Components assume no responsibility for inaccuracies or omissions, or for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. No responsibility is assumed by RS Components for any infringement of patents or other rights of third parties which may result from its use. Specifications shown in RS Components technical literature are subject to change without notice.

RS Components, PO Box 96, Corby, Northants, NN17 9RS
An Electronics Company

Telephone: 01536 301334
© RS Components 1997

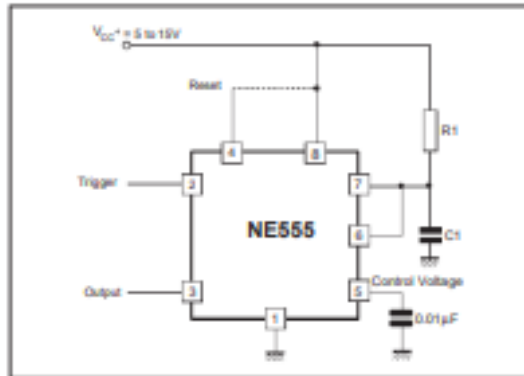
NE555/5A555/5C555

APPLICATION INFORMATION

MONOSTABLE OPERATION

In the monostable mode, the timer functions as a one-shot. Referring to figure 10 the external capacitor is initially held discharged by a transistor inside the timer.

Figure 10



The circuit triggers on a negative-going input signal when the level reaches $1/3 V_{cc}$. Once triggered, the circuit remains in this state until the set time has elapsed, even if it is triggered again during this interval. The duration of the output HIGH state is given by $t = 1.1 R_1 C_1$ and is easily determined by figure 12.

Notice that since the charge rate and the threshold level of the comparator are both directly proportional to supply voltage, the timing interval is independent of supply. Applying a negative pulse simultaneously to the reset terminal (pin 4) and the trigger terminal (pin 2) during the timing cycle discharges the external capacitor and causes the cycle to start over. The timing cycle now starts on the positive edge of the reset pulse. During the time the reset pulse is applied, the output is driven to its LOW state.

When a negative trigger pulse is applied to pin 2, the flip-flop is set, releasing the short circuit across the external capacitor and driving the output HIGH. The voltage across the capacitor increases exponentially with the time constant $\tau = R_1 C_1$. When the voltage across the capacitor equals $2/3 V_{cc}$, the comparator resets the flip-flop which then discharge the capacitor rapidly and drives the output to its LOW state.

Figure 11 shows the actual waveforms generated in this mode of operation.

When Reset is not used, it should be tied high to avoid any possibly or false triggering.

Figure 11

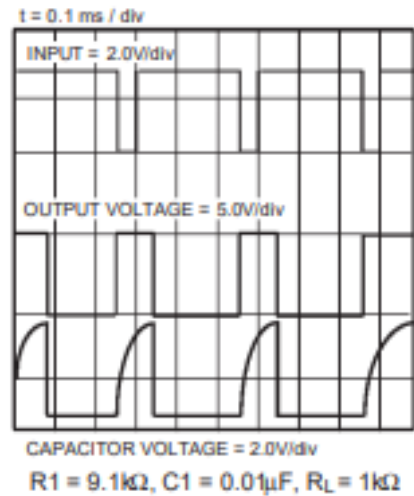
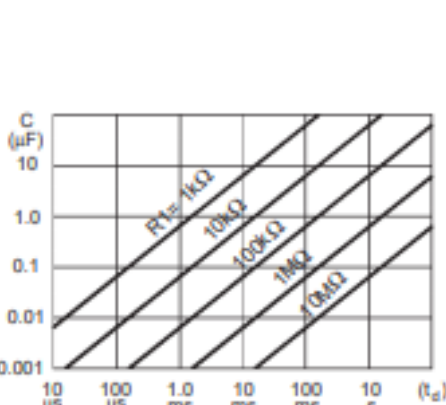


Figure 12



ASTABLE OPERATION

When the circuit is connected as shown in figure 13 (pin 2 and 6 connected) it triggers itself and free runs as a multivibrator. The external capacitor charges through R_1 and R_2 and discharges through R_2 only. Thus the duty cycle may be precisely set by the ratio of these two resistors.

In the astable mode of operation, C_1 charges and discharges between $1/3 V_{cc}$ and $2/3 V_{cc}$. As in the triggered mode, the charge and discharge times and therefore frequency are independent of the supply voltage.

Figure 13

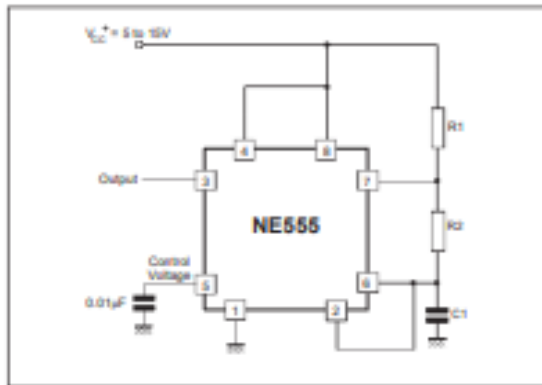


Figure 14 shows actual waveforms generated in this mode of operation.

The charge time (output HIGH) is given by :

$$t_1 = 0.693 (R_1 + R_2) C_1$$

and the discharge time (output LOW) by :

$$t_2 = 0.693 (R_2) C_1$$

Thus the total period T is given by :

$$T = t_1 + t_2 = 0.693 (R_1 + 2R_2) C_1$$

The frequency of oscillation is then :

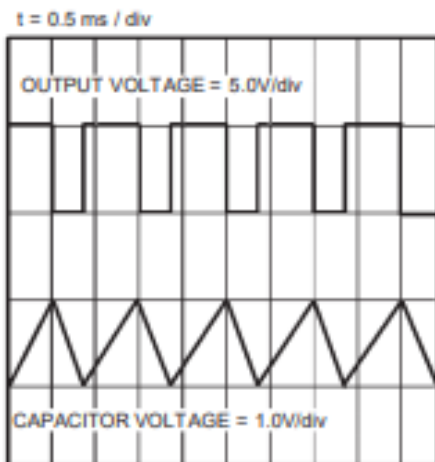
$$f = \frac{1}{T} = \frac{1.44}{(R_1 + 2R_2) C_1}$$

and may be easily found by figure 15.

The duty cycle is given by :

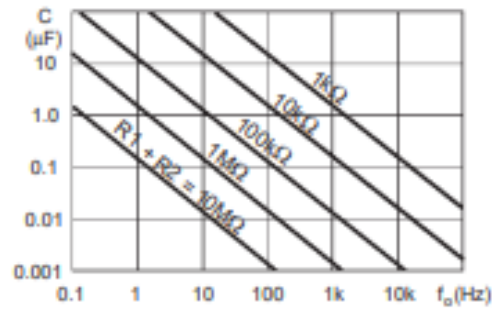
$$D = \frac{R_2}{R_1 + 2R_2}$$

Figure 14



$R_1 = R_2 = 4.8k\Omega$, $C_1 = 0.1\mu F$, $R_L = 1k\Omega$

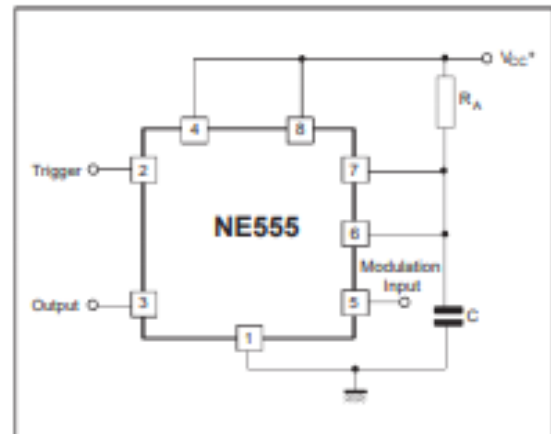
Figure 15 : Free Running Frequency versus R_1 , R_2 and C_1



PULSE WIDTH MODULATOR

When the timer is connected in the monostable mode and triggered with a continuous pulse train, the output pulse width can be modulated by a signal applied to pin 5. Figure 16 shows the circuit.

Figure 16 : Pulse Width Modulator.



LINEAR RAMP

When the pullup resistor, R_A , in the monostable circuit is replaced by a constant current source, a linear ramp is generated. Figure 17 shows a circuit configuration that will perform this function.

Figure 17.

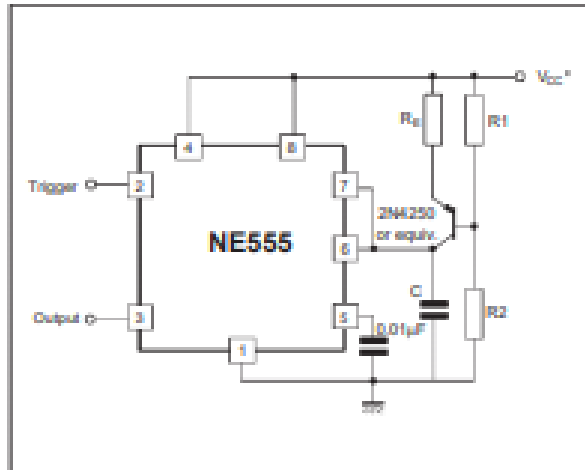
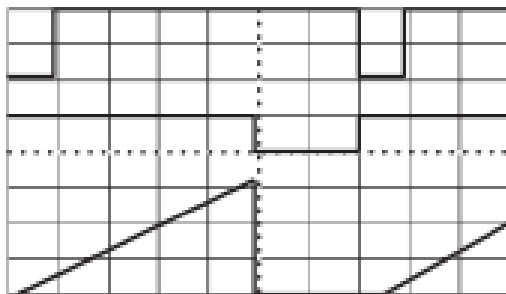


Figure 18 shows waveforms generated by the linear ramp.

The time interval is given by :

$$T = \frac{(2/3 V_{CC} R_E (R_1 + R_2) C}{R_1 V_{CC} - V_{BE} (R_1 + R_2)} \quad V_{BE} = 0.6V$$

Figure 18 : Linear Ramp.



$V_{CC} = 5V$
 Time = 20µs/DIV
 $R_1 = 47k\Omega$
 $R_2 = 100k\Omega$
 $R_E = 2.7k\Omega$
 $C = 0.01\mu F$

Top trace : input 3V/DIV
 Middle trace : output 5V/DIV
 Bottom trace : capacitor voltage 1V/DIV

50% DUTY CYCLE OSCILLATOR

For a 50% duty cycle the resistors R_A and R_E may be connected as in figure 19. The time period for the output high is the same as previous,

$$t_1 = 0.693 R_A C.$$

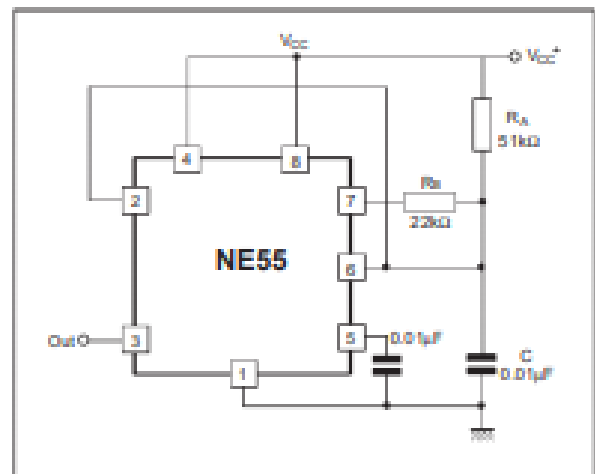
For the output low it is $t_2 =$

$$\left[\frac{R_A R_B}{(R_A + R_B)} \right] \text{CLn} \left[\frac{R_B - 2R_A}{2R_B - R_A} \right]$$

Thus the frequency of oscillation is $f = \frac{1}{t_1 + t_2}$

Note that this circuit will not oscillate if R_B is greater

Figure 19 : 50% Duty Cycle Oscillator.



than $1/2 R_A$ because the junction of R_A and R_B cannot bring pin 2 down to $1/3 V_{CC}$ and trigger the lower comparator.

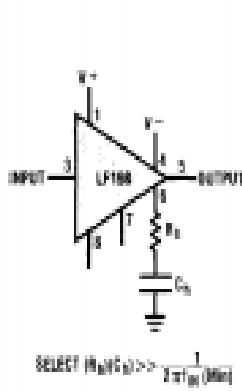
ADDITIONAL INFORMATION

Adequate power supply bypassing is necessary to protect associated circuitry. Minimum recommended is 0.1µF in parallel with 1µF electrolytic.

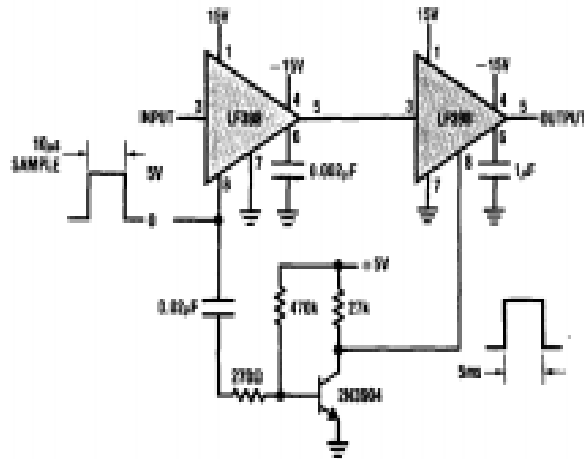
TYPICAL APPLICATIONS

F3
98

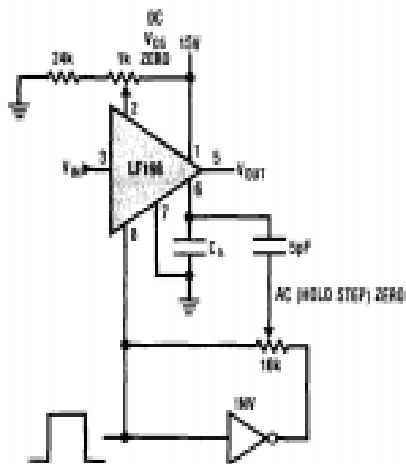
Output Holds at Average of Sampled Input



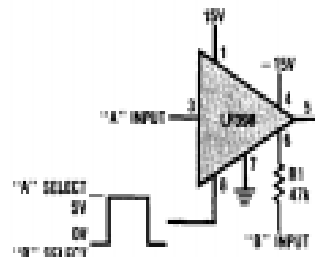
Fast Acquisition, Low Droop Sample and Hold



DC and AC Zeroing



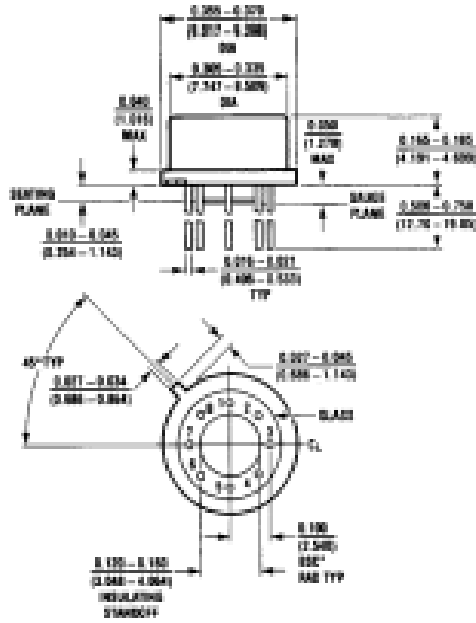
2-Channel Switch



	A	B
Gain	1 ± 0.02%	1 ± 0.2%
Zin	10 ¹² Ω	47kΩ
fBW	∞ 1MHz	∞ 400kHz
Crosstalk @1MHz	-90dB	-60dB
Offset	± 6mV	± 75mV

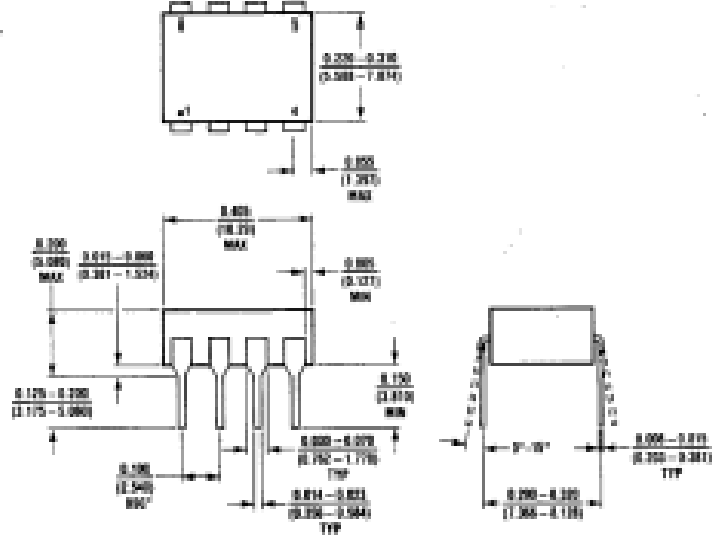
PACKAGE DESCRIPTION Dimensions in inches (millimeters) unless otherwise noted.

**H Package
Metal Can**



	T _{max}	θ _{JA}	θ _{JC}
LF198B/LF198BA	150°C	150°C/W	45°C/W
LF208B/LF208BA	100°C	150°C/W	45°C/W

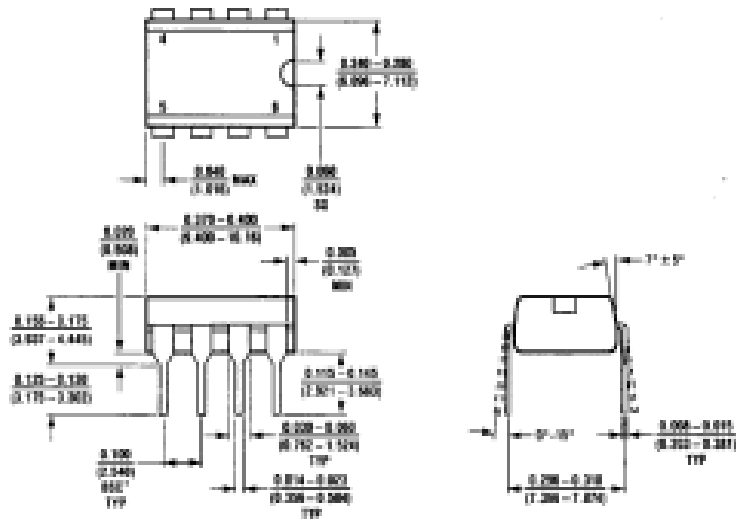
**JB Package
8 Lead Hermetic DIP**



*LEADS WITHIN 0.005 OF TRUE POSITION (TP) AT GAGE PLANE

	T _{max}	θ _{JA}
LF208B	100°C	100°C/W

**NB Package
8 Lead Plastic**



*LEADS WITHIN 0.005 OF TRUE POSITION (TP) AT GAGE PLANE

	T _{max}	θ _{JA}
LF208B/LF208BA	100°C	100°C/W

3. XOR 4070



Data sheet acquired from Harris Semiconductor
SCHS055E

January 1998 - Revised September 2003

CD4070B, CD4077B

CMOS Quad Exclusive-OR and Exclusive-NOR Gate

Features

- High-Voltage Types (20V Rating)
- CD4070B - Quad Exclusive-OR Gate
- CD4077B - Quad Exclusive-NOR Gate
- Medium Speed Operation
 - $t_{PHL}, t_{PLH} = 65\text{ns}$ (Typ) at $V_{DD} = 10\text{V}, C_L = 50\text{pF}$
- 100% Tested for Quiescent Current at 20V
- Standardized Symmetrical Output Characteristics
- 5V, 10V and 15V Parametric Ratings
- Maximum Input Current of $1\mu\text{A}$ at 18V Over Full Package Temperature Range
 - 100nA at 18V and 25°C
- Noise Margin (Over Full Package Temperature Range)
 - 1V at $V_{DD} = 5\text{V}, 2\text{V}$ at $V_{DD} = 10\text{V}, 2.5\text{V}$ at $V_{DD} = 15\text{V}$
- Meets All Requirements of JEDEC Standard No. 13B, "Standard Specifications for Description of 'B' Series CMOS Devices"

Applications

- Logical Comparators
- Adders/Subtractors
- Parity Generators and Checkers

Description

The Harris CD4070B contains four independent Exclusive-OR gates. The Harris CD4077B contains four independent Exclusive-NOR gates.

The CD4070B and CD4077B provide the system designer with a means for direct implementation of the Exclusive-OR and Exclusive-NOR functions, respectively.

Ordering Information

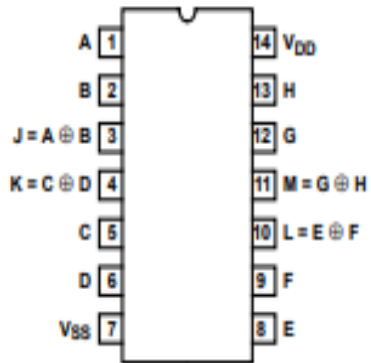
PART NUMBER	TEMP. RANGE (°C)	PACKAGE
CD4070BE	-55 to 125	14 Ld PDIP
CD4070BF3A	-55 to 125	14 Ld CERDIP
CD4070BM	-55 to 125	14 Ld SOIC
CD4070BMT	-55 to 125	14 Ld SOIC
CD4070BM96	-55 to 125	14 Ld SOIC
CD4070BNSR	-55 to 125	14 Ld SOP
CD4070BPW	-55 to 125	14 Ld TSSOP
CD4070BPWR	-55 to 125	14 Ld TSSOP
CD4077BE	-55 to 125	14 Ld PDIP
CD4077BF3A	-55 to 125	14 Ld CERDIP
CD4077BM	-55 to 125	14 Ld SOIC
CD4077BMT	-55 to 125	14 Ld SOIC
CD4077BM96	-55 to 125	14 Ld SOIC
CD4077BNSR	-55 to 125	14 Ld SOP
CD4077BPW	-55 to 125	14 Ld TSSOP
CD4077BPWR	-55 to 125	14 Ld TSSOP

NOTE: When ordering, use the entire part number. The suffixes 96 and R denote tape and reel. The suffix T denotes a small-quantity reel of 250.

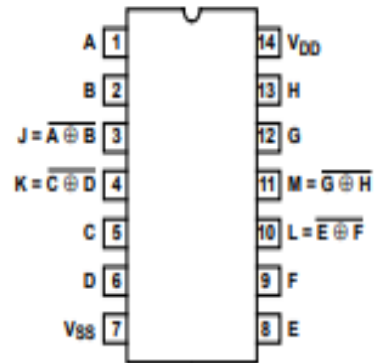
CD4070B, CD4077B

Pinouts

CD4070B
(PDIP, CERDIP, SOIC, SOP, TSSOP)
TOP VIEW

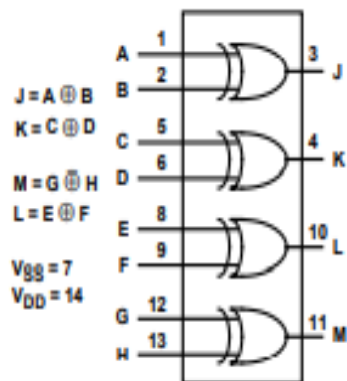


CD4077B
(PDIP, CERDIP, SOIC, SOP, TSSOP)
TOP VIEW

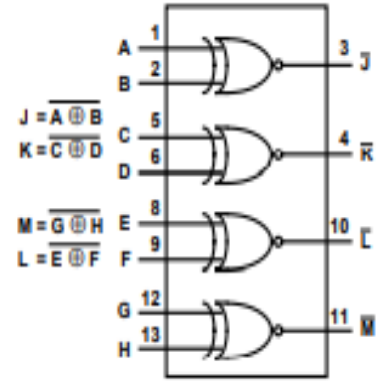


Functional Diagrams

CD4070B



CD4077B



4. Amplificateur opérationnel 741



LM741-MIL

SNVSD03 – JUNE 2017

LM741-MIL Operational Amplifier

1 Features

- Overload Protection on the Input and Output
- No Latch-Up When the Common-Mode Range is Exceeded

2 Applications

- Comparators
- Multivibrators
- DC Amplifiers
- Summing Amplifiers
- Integrator or Differentiators
- Active Filters

3 Description

The LM741-MIL is a general-purpose operational amplifier which features improved performance over industry standards such as the LM709. It is a direct, plug-in replacement for the 709C, LM201, MC1439, and 748 in most applications.

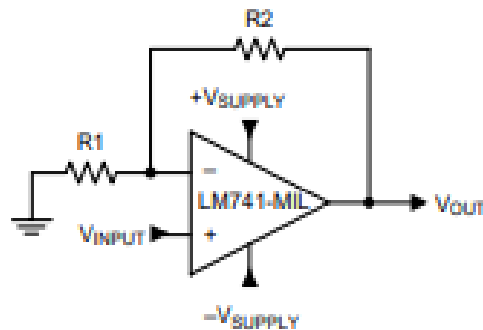
The amplifier offers many features which make applications nearly foolproof such as overload protection on the input and output, no latch-up when the common-mode range is exceeded, and freedom from oscillations.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM741-MIL	TO-99 (8)	9.08 mm × 9.08 mm
	CDIP (8)	10.18 mm × 6.502 mm
	PDIP (8)	9.81 mm × 6.35 mm

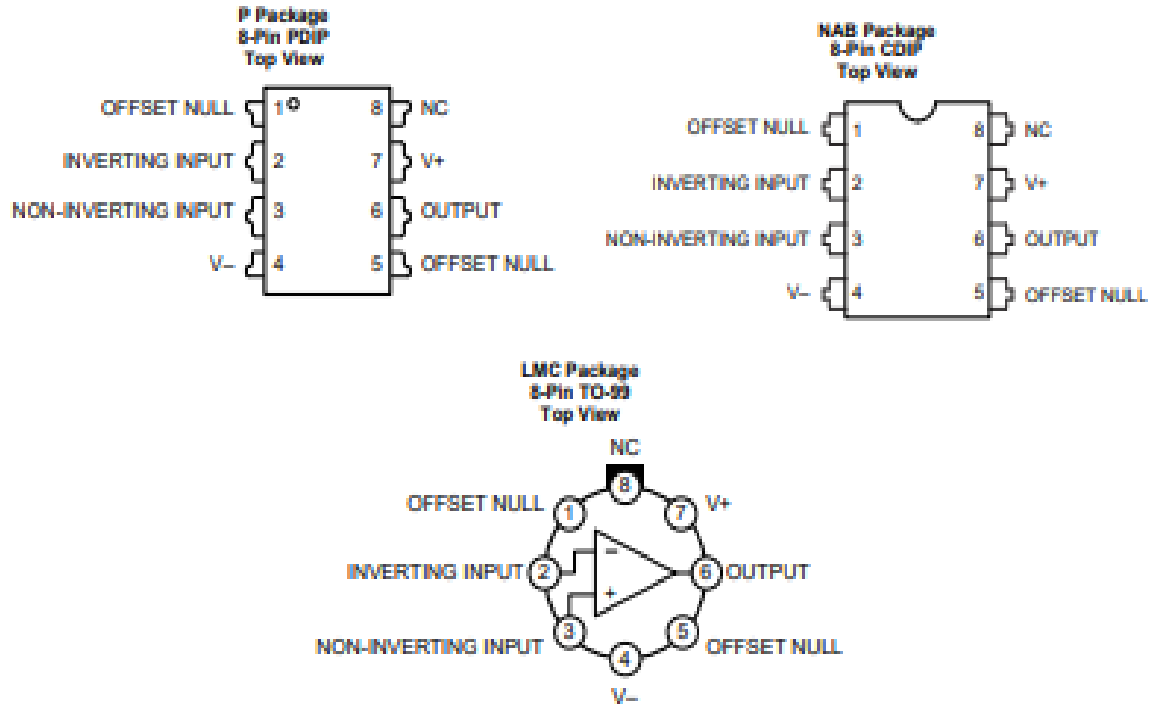
(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Simplified Application



Copyright © 2017, Texas Instruments Incorporated

5 Pin Configuration and Functions



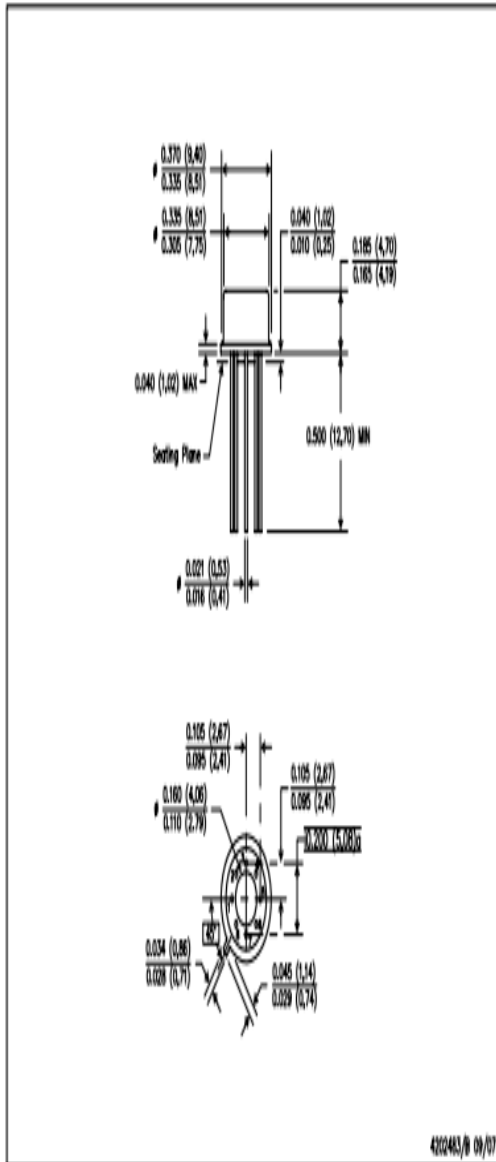
Pin Functions

PIN		I/O	DESCRIPTION
NAME	NO.		
INVERTING INPUT	2	I	Inverting signal input
NC	8	N/A	No Connect, leave floating
NONINVERTING INPUT	3	I	Noninverting signal input
OFFSET NULL	1	I	Offset null pin used to eliminate the offset voltage and balance the input voltages.
OFFSET NULL	5		
OUTPUT	6	O	Amplified signal output
V+	7	I	Positive supply voltage
V-	4	I	Negative supply voltage

MECHANICAL DATA

LMC (O-MBCY-W8)

METAL CYLINDRICAL PACKAGE

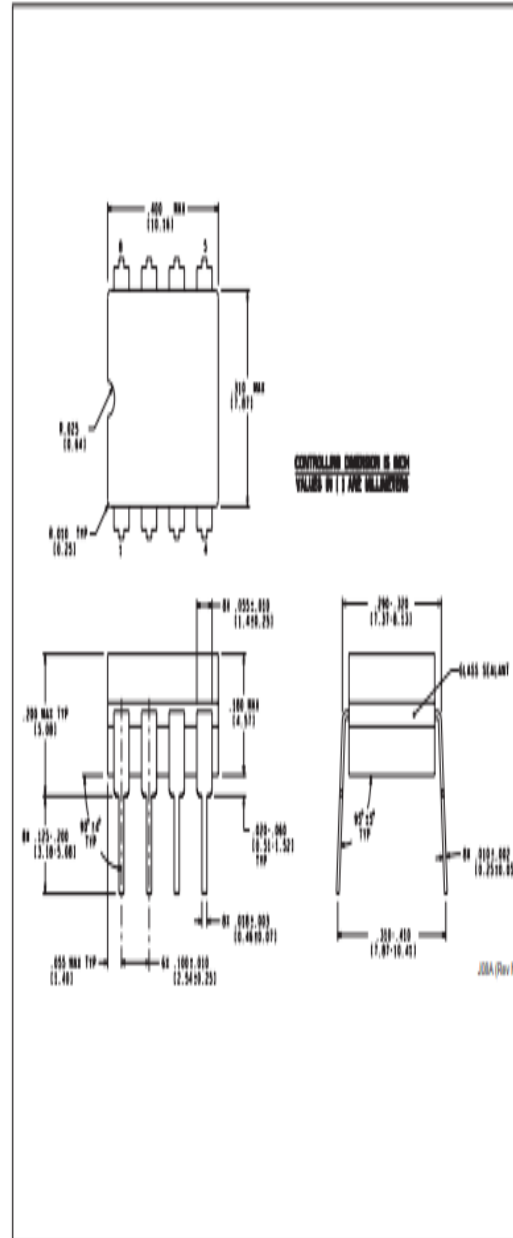


4202443/R 09/07

- NOTES:
- A. All linear dimensions are in inches (millimeters).
 - B. This drawing is subject to change without notice.
 - C. Leads in true position within 0.010 (0.25) R @ MMC at seating plane.
 - D. Pin numbers shown for reference only. Numbers may not be marked on package.
 - E. Falls within JEDEC MO-002/70-99.

MECHANICAL DATA

NAB0008A



5. 4011



Data sheet acquired from Harris Semiconductor
SCH5021D - Revised September 2003

CD4011B, CD4012B, CD4023B Types

CMOS NAND GATES

High-Voltage Types (20-Volt Rating)

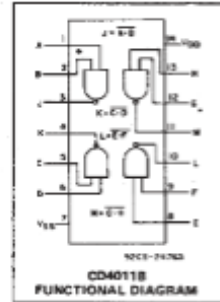
Quad 2 Input - CD4011B
Dual 4 Input - CD4012B
Triple 3 Input - CD4023B

■ CD4011B, CD4012B, and CD4023B NAND gates provide the system designer with direct implementation of the NAND function and supplement the existing family of CMOS gates. All inputs and outputs are buffered.

The CD4011B, CD4012B, and CD4023B types are supplied in 14-lead hermetic dual-in-line ceramic packages (FSA suffix), 14-lead dual-in-line plastic packages (E suffix), 14-lead small-outline packages (M, MT, M88, and N88 suffixes), and 14-lead thin shrink small-outline packages (PWR suffix). The CD4011B and CD4023B types also are supplied in 14-lead thin shrink small-outline packages (PW suffix).

Features:

- Propagation delay time = 50 ns (typ.) at $C_L = 50$ pF, $V_{DD} = 10$ V
- Buffered inputs and outputs
- Standardized symmetrical output characteristics
- Maximum input current of 1 μ A at 18 V over full package temperature range; 100 nA at 18 V and 25°C
- 100% tested for quiescent current at 20 V
- 5-V, 10-V, and 15-V parametric ratings
- Noise margin (over full package temperature range):
 - 1 V at $V_{DD} = 5$ V
 - 2 V at $V_{DD} = 10$ V
 - 2.5 V at $V_{DD} = 15$ V
- Meets all requirements of JEDEC Tentative Standard No. 13B, "Standard Specifications for Description of "B" Series CMOS Devices"



MAXIMUM RATINGS, Absolute-Maximum Values:

DC SUPPLY-VOLTAGE RANGE (V_{DD})
Voltages referenced to V_{SS} Terminal) -0.5V to +20V

INPUT VOLTAGE RANGE, ALL INPUTS -0.5V to $V_{DD} + 0.5$ V

DC INPUT CURRENT, ANY ONE INPUT ± 10 mA

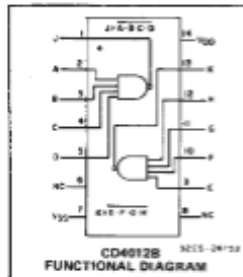
POWER DISSIPATION PER PACKAGE (P_D):
For $T_A = -55^\circ\text{C}$ to $+100^\circ\text{C}$ 500mW
For $T_A = +100^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$ Derate Linearly at 12mW/ $^\circ\text{C}$ to 200mW

DEVICE DISSIPATION PER OUTPUT TRANSISTOR
FOR $T_A = \text{FULL PACKAGE-TEMPERATURE RANGE (All Package Types)}$ 100mW

OPERATING-TEMPERATURE RANGE (T_A) -55°C to $+125^\circ\text{C}$

STORAGE TEMPERATURE RANGE (T_{stg}) -65°C to $+150^\circ\text{C}$

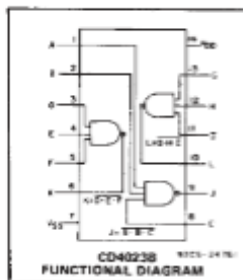
LEAD TEMPERATURE (DURING SOLDERING):
At distance 1/16 \pm 1/32 inch (1.58 \pm 0.76mm) from case for 10s max $+260^\circ\text{C}$



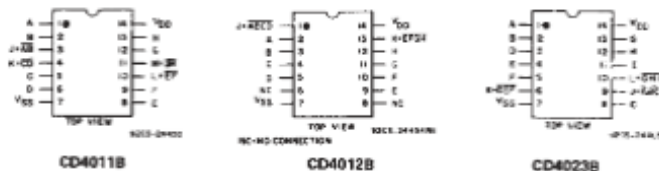
RECOMMENDED OPERATING CONDITIONS

For maximum reliability, nominal operating conditions should be selected so that operation is always within the following ranges:

CHARACTERISTIC	LIMITS		UNITS
	MIN.	MAX.	
Supply-Voltage Range (For $T_A = \text{Full Package Temperature Range}$)	3	18	V



TERMINAL ASSIGNMENTS



CD4011B, CD4012B, CD4023B Types

STATIC ELECTRICAL CHARACTERISTICS

CHARACTERISTIC	CONDITIONS			LIMITS AT INDICATED TEMPERATURES (°C)							UNITS
	V _O (V)	V _{IH} (V)	V _{DD} (V)	-55	-40	+85	+125	+25			
								Min.	Typ.	Max.	
Quiescent Device Current I _{DD} Max.	-	0.5	5	0.25	0.25	7.5	7.5	-	3.01	0.25	µA
	-	0.10	10	0.5	0.5	15	15	-	0.01	0.5	
	-	0.15	15	1	1	30	30	-	0.01	1	
	-	0.20	20	5	5	150	150	-	0.02	5	
Output Low (Sink) Current I _{OL} Min.	0.4	0.5	5	0.64	0.61	0.42	0.36	0.51	1	-	mA
	0.5	0.10	10	1.6	1.5	1.1	0.9	1.3	2.5	-	
	1.5	0.15	15	4.2	4	2.8	2.4	3.4	5.8	-	
Output High (Source) Current I _{OH} Min.	4.5	0.5	5	-0.54	-0.61	-0.42	-0.36	-0.51	-1	-	mA
	2.5	0.5	5	-2	-1.8	-1.3	-1.15	-1.6	-3.2	-	
	9.5	0.10	10	-1.6	-1.5	-1.1	-0.9	-1.3	-2.6	-	
Output Voltage: Low-Level, V _{OL} Max.	-	0.5	5	-	-	0.05	-	0	0.05	-	V
	-	0.10	10	-	-	0.05	-	0	0.05	-	
Output Voltage: High-Level, V _{OH} Min.	-	0.5	5	-	-	4.95	-	4.95	5	-	V
	-	0.10	10	-	-	9.95	-	9.95	10	-	
Input Low Voltage, V _{IL} Max.	4.5	-	5	-	-	1.5	-	-	-	1.5	V
	9	-	10	-	-	3	-	-	-	3	
	13.5	-	15	-	-	4	-	-	-	4	
Input High Voltage, V _{IH} Min.	0.5, 4.5	-	5	-	-	3.5	-	3.5	-	-	V
	1.9	-	10	-	-	7	-	7	-	-	
Input Current I _{IN} Max.	-	0.18	18	+0.1	+0.1	+1	+1	-	±10 ⁻⁵	±0.1	µA
	-	0.15	15	-	-	11	11	-	-	-	

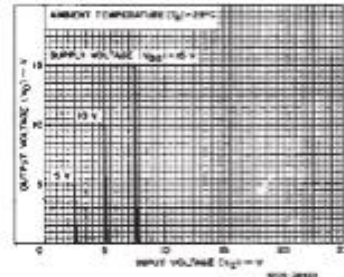


Fig. 1 - Typical voltage transfer characteristics.

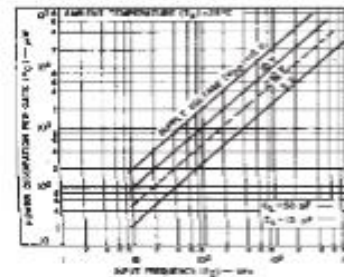


Fig. 2 - Typical power dissipation characteristics.

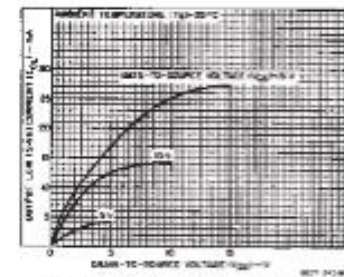


Fig. 3 - Typical output low (sink) current characteristics.

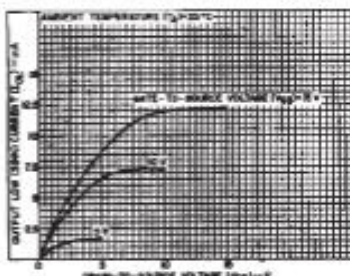


Fig. 4 - Minimum output low (sink) current characteristics.

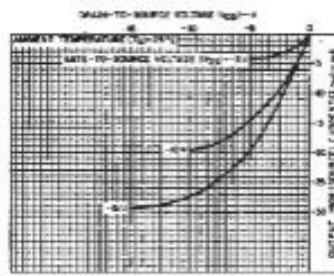


Fig. 5 - Typical output high (source) current characteristics.

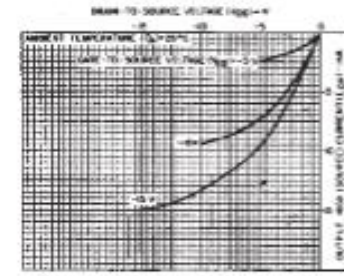


Fig. 6 - Minimum output high (source) current characteristics.

CD4011B, CD4012B, CD4023B Types

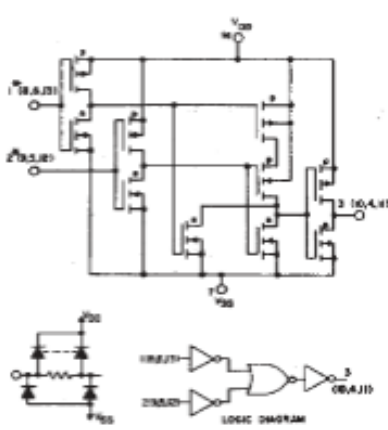


Fig. 7 - Schematic and logic diagrams for CD4011B.

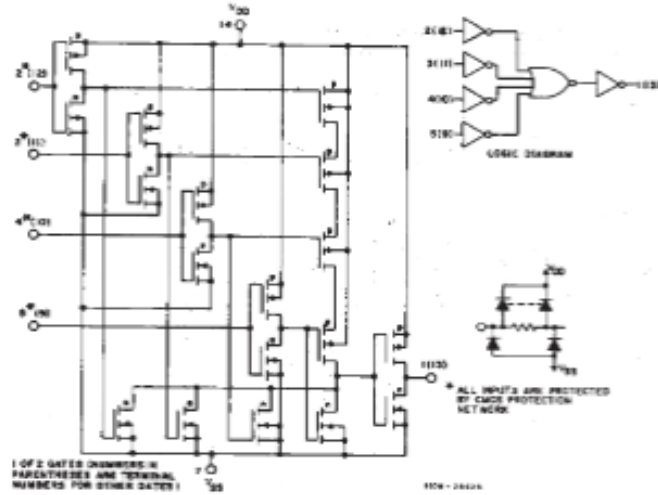


Fig. 8 - Schematic and logic diagrams for CD4012B.

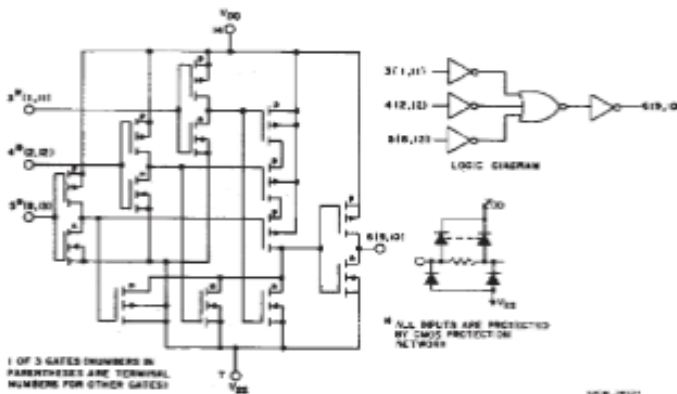


Fig. 9 - Schematic and logic diagrams for CD4023B.

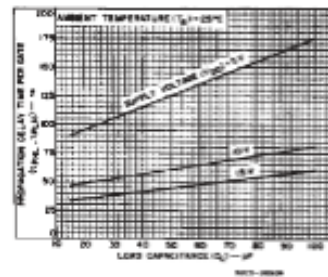


Fig. 10 - Typical propagation delay time per gate as a function of load capacitance.

DYNAMIC ELECTRICAL CHARACTERISTICS
At $T_A = 25^\circ\text{C}$; Input $t_r, t_f = 20\text{ ns}$, $C_L = 50\text{ pF}$, $R_L = 200\text{ }\Omega$

CHARACTERISTIC	TEST CONDITIONS	LIMITS		UNITS	
		V_{DD} VOLTS	TYP.		MAX.
Propagation Delay Time, t_{PHL}, t_{PLH}		5	125	250	ns
		10	60	120	
		15	45	90	
Transition Time, t_{THL}, t_{TLH}		5	100	200	ns
		10	50	100	
		15	40	80	
Input Capacitance, C_{IN}	Any Input	5	7.5	μF	

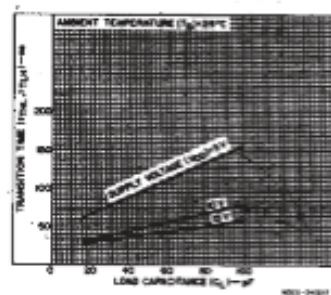


Fig. 11 - Typical transition time as a function of load capacitance.

6. LCD 16 x 2

Sr. No	Pin No.	Pin Name	Pin Type	Pin Description	Pin Connection
1	Pin 1	Ground	Source Pin	This is a ground pin of LCD	Connected to the ground of the MCU/ Power source
2	Pin 2	VCC	Source Pin	This is the supply voltage pin of LCD	Connected to the supply pin of Power source
3	Pin 3	V0/VEE	Control Pin	Adjusts the contrast of the LCD.	Connected to a variable POT that can source 0-5V
4	Pin 4	Register Select	Control Pin	Toggles between Command/Data Register	Connected to a MCU pin and gets either 0 or 1. 0 -> Command Mode 1-> Data Mode
5	Pin 5	Read/Write	Control Pin	Toggles the LCD between Read/Write Operation	Connected to a MCU pin and gets either 0 or 1. 0 -> Write Operation 1-> Read Operation
6	Pin 6	Enable	Control Pin	Must be held high to perform Read/Write Operation	Connected to MCU and always held high.
7	Pin 7-14	Data Bits (0-7)	Data/Command Pin	Pins used to send Command or data to the LCD.	<u>In 4-Wire Mode</u> Only 4 pins (0-3) is connected to MCU <u>In 8-Wire Mode</u> All 8 pins(0-7) are connected to MCU
8	Pin 15	LED Positive	LED Pin	Normal LED like operation to illuminate the LCD	Connected to +5V
9	Pin 16	LED Negative	LED Pin	Normal LED like operation to illuminate the LCD connected with GND.	Connected to ground