



**Université Abou Baker Belkaïd de Tlemcen**

**Faculté de Technologie**

**Département de Génie Biomédical**

## **Mémoire**

**Pour l'obtention du Diplôme de**

## **MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

**Spécialité : Electronique et Maintenance Biomédicale**

**Présenté par : TOUATI Kheira**

---

**Étude et réalisation d'un dispositif didactique en  
ultrasonographie médicale basé sur l'effet Doppler**

---

**Soutenu le 29 juin 2025**

**Devant le Jury**

**Pr KERAI Salim**

**Président**

**Dr BEREKSI REGUIG Med Anes**

**Examineur**

**Pr BEREKSI REGUIG Fethi**

**Encadrant**

**Année universitaire 2024-2025**

## Remerciements

Avant tout, je rends grâce à Dieu Tout-Puissant, qui m'a accordé la force, la patience et la persévérance nécessaires pour mener à bien ce travail.

Je tiens à exprimer ma plus profonde reconnaissance à Professeur BEREKSI REGUIG Fethi, mon enseignant et encadreur, pour la confiance qu'il m'a accordée, la richesse de ses conseils, sa disponibilité constante et la qualité de son encadrement tout au long de ce projet. Son expertise et ses orientations précieuses ont grandement contribué à la réussite de ce travail.

Je remercie également, avec respect et gratitude, Monsieur KERAI Salim et Monsieur BEREKSIREGUIG Anes, membres du jury, pour l'honneur qu'ils me font en acceptant d'évaluer ce travail, ainsi que pour les enseignements de valeur qu'ils m'ont transmis durant mon parcours universitaire.

Je n'oublie pas d'adresser mes remerciements les plus sincères au Chef du Département Mr. Hamza Cherif pour son soutien, sa disponibilité et l'aide précieuse qu'il m'a apportée à plusieurs reprises, notamment lors de mes démarches de stage.

Mes pensées les plus affectueuses vont à ma chère famille, dont l'amour, le soutien inconditionnel et les encouragements ont été une source de motivation tout au long de mon parcours.

Enfin, je remercie chaleureusement tous mes amis et mes collègues, pour leur présence et leur soutien moral, qui ont rendu cette aventure universitaire plus humaine et plus enrichissante.

## Dédicaces

Avec l'aide de Dieu le Tout-Puissant, j'ai pu achever ce travail que je dédie avec tout mon respect, mon amour et ma gratitude :

À Monsieur BEREKSIREGUIG Fethi, mon encadreur, pour sa confiance, son accompagnement bienveillant et ses conseils éclairés tout au long de ce projet.

À mon cher père, Touati Zine El Abidine, exemple de sagesse, de patience et de soutien inestimable, qui a tant fait pour moi et m'a soutenu à chaque étape de ma vie.

À ma chère maman, dont l'amour, les prières et les sacrifices ont toujours été ma source de force et de motivation.

À mon frère Mohamed, pour sa présence rassurante, son soutien constant, et ses mots porteurs de courage dans les moments difficiles.

À mes sœurs adorées :

Hanane, ton soutien indéfectible, ta présence rassurante et tes encouragements sincères m'ont portée dans les moments les plus exigeants.

Batoul, Fatima, Halima et Asmaa, votre présence bienveillante et vos encouragements pleins de douceur m'ont toujours apporté force et réconfort.

À Mes chères amies Alya, Meriem, Narimene, Romaissaa et Wiaam, merci pour votre bienveillance, vos sourires partagés et votre confiance, qui ont été des sources discrètes mais puissantes d'inspiration.

À mes grands-pères et grandes-mères bien-aimés, dont les pensées et les prières m'accompagnent chaque jour.

À toute ma chère famille Touati, Saïb et Segheir, pour leur amour, leur bienveillance et leur fierté qui m'inspire à aller toujours plus loin.

À l'ensemble de l'équipe du laboratoire du pfe pour leur accompagnement le long de ce travail

**Kheira TOUATI**

## Table des matières :

Remerciements.....	2
Dédicaces .....	3
Résumé :.....	6
Abstract :.....	66
ملخص .....	8
Introduction générale .....	9
Chapitre 1 :Les ultrasons .....	10
1.1 Introduction:.....	10
1.2 Généralités sur les ultrasons :.....	10
1.2.1 Définition :.....	10
1.2.2 Nature des ondes ultrasonores : .....	10
1.2.2.1 Propriétés physiques des ultrasons : .....	10
1.2.2.2 Types et mécanismes de propagation des ultrasons :.....	12
1.2.2.3 Mécanismes d'interaction des ultrasons avec la matière :.....	13
1.2.2.4 Production des ultrasons : .....	15
1.2.3 Applications des ultrasons .....	18
1.4Conclusion : .....	20
Chapitre 2 : L'Effet Doppler .....	21
2.1 Introduction :.....	21
2.2 Historique de l'effet Doppler : .....	21
2.3 Fondements physiques de l'effet Doppler :.....	21
2.4 Applications de l'effet Doppler : .....	23
2.5 Les modes Doppler : .....	23
2.5.1 Le Doppler continu (DC) :.....	23
2.5.2 Le Doppler pulsé (DP) :.....	25
2.5.3 Doppler couleur : .....	28
2.6 Comparaison des différentes modalités Doppler en échographie :.....	29
2.7 Choix du mode selon le contexte clinique : .....	30
2.8 Conclusion :.....	30
Chapitre 3 : Réalisation expérimentale et validation des principes de l'effet Doppler .....	31
3.1 Introduction:.....	31
3.2 État de l'art :.....	31

3.3 Problématique :	31
3.4 Méthodologie et solution proposée :	32
3.5 Démonstration expérimentale :	35
3.5.3.1 Expérimentation du Doppler pulsé (DP) :	44
3.5.3.2 Expérimentation du Doppler continu (DC) :	50
3.6 Proposition d'une Manipulation de travaux pratiques pour l'étude de l'effet Doppler Ultrasonore TP	56
3.6.1 Bref rappel théorique :	56
3.6.2 Objectifs du TP :	57
3.6.3 Matériel utilisé :	57
3.6.4 Protocole expérimental :	58
3.6.4.1 Vérification préalable du fonctionnement du capteur HC-SR04 :	58
3.6.4.1.1 Test de distance fixe :	58
3.6.4.1.2 Observation des signaux :	58
➤ Étapes proposées:	58
➤ Points d'analyse:	58
3.6.4.1.2 Questions :	59
3.6.4.2 Expérience en Doppler Pulsé (DP) :	59
3.6.4.3 Expérience en Doppler Continu (DC) :	59
3.6.4.3.1 Questions / Discussion :	60
Aspects techniques et expérimentaux	60
Analyse physique et signal :	60
Aspects pédagogiques et applicatifs :	60
3.6.5 Conclusion attendue :	60
3.7 Conclusion générale	61
3.8 Webographie et Bibliographie:	65

## Résumé

Ce travail s'inscrit dans le cadre d'un projet de fin d'études portant sur la conception et la mise en œuvre d'un dispositif didactique en ultrasonographie médicale, basé sur l'étude expérimentale de l'effet Doppler. Il vise à démontrer de manière simple, pédagogique et concrète les deux principaux modes d'exploitation du Doppler ultrasonore : le Doppler continu (DC) et le Doppler pulsé (DP).

Dans un premier temps, une analyse théorique a été menée pour comprendre les fondements de la propagation des ondes ultrasonores, le principe du décalage Doppler, et les critères techniques associés à chaque mode.

Ensuite, une méthodologie expérimentale a été élaborée afin de proposer une solution simple, accessible et reproductible. Le choix s'est porté sur le capteur HC-SR04, habituellement utilisé pour la télémétrie, mais ici détourné à des fins pédagogiques pour illustrer les effets Doppler. La carte ESP32 a été utilisée pour piloter le capteur, générer les signaux d'émission, mesurer les échos, visualiser les données, et permettre l'analyse des phénomènes liés au mouvement (variation de distance, vitesse, fréquence Doppler).

Une série d'expériences pratiques a été développée pour valider démontrer les paramètres de l'effet doppler en mode pulsé comme en mode continu. Ces expérimentations permettent de visualiser les variations du signal en fonction du déplacement d'un objet ou d'un flux d'air, et de calculer les grandeurs physiques associées. Le système ainsi réalisé constitue un outil didactique efficace, capable d'illustrer les principes de base de l'effet Doppler dans un contexte biomédical.

Mots-clés :

Ultrasons – Effet Doppler – Doppler pulsé – Doppler continu – Capteur HC-SR04 – Dispositif didactique – Visualisation expérimentale – vitesse

### **Abstract**

This work is part of a final year project focused on the implementation of an educational device for medical ultrasonography, aiming to experimentally demonstrate the Doppler effect. The main objective is to illustrate, in a simple and pedagogical way, the two fundamental Doppler modes: Continuous Wave (CW) and Pulsed Wave (PW) Doppler. The project begins with a theoretical study of ultrasound wave propagation, the Doppler frequency shift, and the key characteristics of each mode.

To meet the educational goal, a practical methodology was developed using the HC-SR04 ultrasonic sensor, typically used for distance measurement, and repurposed here to demonstrate the Doppler effect. The ESP32 board was employed to generate emission signals, capture echoes, record data, and analyze changes related to motion (distance variation, speed, Doppler frequency shift).

A series of practical experiments has been developed to validate and demonstrate the parameters of the Doppler effect in both pulsed and continuous modes. These experiments allow the signal variations to be visualized as a function of the movement of an object or an air flow, and the associated physical quantities to be calculated. The resulting system constitutes an effective teaching tool, capable of illustrating the basic principles of the Doppler effect in a biomedical context.

Key words :

Ultrasound – Doppler effect – Pulsed Doppler – Continuous Doppler – HC-SR04 sensor – Educational device – Experimental visualization – Velocity

## ملخص

يندرج هذا العمل في إطار مشروع نهاية الدراسة، ويهدف إلى تصميم وتنفيذ جهاز تعليمي في مجال التصوير الطبي بالموجات فوق الصوتية، وذلك من أجل شرح وتجسيد مبدأ دوبلر بشكل تجريبي وتبسيطي. يتمثل الهدف الأساسي في عرض طريقتي دوبلر الرئيسيتين (المستمر والنبضي) بطريقة واضحة وبيداغوجية تساعد على الفهم والتطبيق.

في المرحلة الأولى، تم تقديم دراسة نظرية تناولت خصائص الموجات فوق الصوتية، ومبدأ الانزياح في التردد وفق تأثير دوبلر، مع التطرق إلى الخصائص التقنية لكل من النمط المستمر والنمط النبضي.

ولتحقيق هذا الهدف التعليمي، تم اعتماد منهج تطبيقي عملي باستخدام المجس HC-SR04 ، الذي يُستخدم أساسًا لقياس المسافات، حيث تم تكيفه لعرض تأثير دوبلر. وقد تم التحكم فيه بواسطة لوحة ESP32 ، لتوليد الإشارات، واستقبال الصدى، وتسجيل البيانات وتحليل التغيرات الناتجة عن الحركة، مثل تغير المسافة أو السرعة أو التردد.

تم إجراء عدة تجارب عملية في نمط دوبلر المستمر ونمط دوبلر النبضي، وقد أظهرت النتائج أن النظام المقترح قادر على إظهار تغيرات الإشارات الناتجة عن الحركة أو تدفق الهواء، مع إمكانية حساب السرعة أو التردد المنزاح بدقة. وبهذا، يُعدّ هذا النظام أداة تعليمية فعّالة تسهم في تبسيط فهم مبدأ دوبلر وتطبيقاته في المجال الطبي، مثل قياس تدفق التنفس أو سرعة جريان الدم.

## الكلمات المفتاحية

جهاز تعليمي – السرعة – HC-SR04 – الموجات فوق الصوتية – تأثير دوبلر – دوبلر النبضي – دوبلر المستمر – التمثيل التجريبي

## Introduction générale

Les ondes ultrasonores sont largement exploitées dans le domaine de l'instrumentation médicale, tant en thérapie qu'en diagnostic. Leur capacité à interagir avec les tissus biologiques de manière non invasive en fait un outil de choix dans de nombreuses applications cliniques. En thérapie, on peut citer par exemple la lithotripsie, qui utilise les ultrasons pour fragmenter les calculs rénaux. En diagnostic, ces ondes sont utilisées dans des dispositifs tels que les débitmètres respiratoires, les vélocimètres Doppler vasculaires, et surtout en échographie médicale, pour visualiser les structures internes du corps humain.

La technologie repose sur l'émission d'ondes ultrasonores à haute fréquence, suivie de la réception des échos réfléchis par les structures traversées. Ces signaux permettent de mesurer des paramètres physiologiques tels que la vitesse du sang ou le débit respiratoire, ou encore de générer des images anatomiques en temps réel.

Parmi les phénomènes physiques exploités, l'effet Doppler joue un rôle central. Il traduit la variation de fréquence des ondes lorsqu'elles sont réfléchies par un objet en mouvement. Ce principe est à la base de nombreuses applications médicales, telles que l'évaluation de la vitesse du flux sanguin ou l'analyse des écoulements intracardiaques.

Dans ce cadre, deux modes Doppler sont couramment utilisés : le Doppler continu (DC) et le Doppler pulsé (DP). Le choix entre les deux dépend des paramètres à mesurer, comme la résolution spatiale ou la vitesse maximale détectable.

Le présent travail s'inscrit dans cette thématique et vise à démontrer expérimentalement l'effet Doppler, en exploitant ces deux modes de manière comparative et pédagogique. Pour cela, un capteur HC-SR04, initialement destiné à la mesure de distance, a été adapté pour détecter l'effet Doppler. Il est commandé par une carte ESP32, qui permet la génération des signaux, la réception des échos et l'analyse des variations dues au mouvement.

Le mémoire est structuré comme suit :

- Le **chapitre 1** présente les généralités sur les ultrasons et le principe physique de l'effet Doppler, en abordant leurs propriétés fondamentales et leurs applications médicales.
- Le **chapitre 2** approfondit les deux modes Doppler, continu et pulsé, en expliquant leurs différences techniques, avantages et limitations.
- Le **chapitre 3** est consacré à l'état de l'art, la réalisation expérimentale, notamment l'adaptation du capteur HC-SR04, la conception du circuit, et le développement du code de commande via ESP32. Il présente également les résultats expérimentaux, leur interprétation, et discute de la capacité du système proposé à détecter des variations de vitesse ou de débit avec précision.

Ce travail se veut ainsi à la fois expérimental, démonstratif et éducatif, en fournissant un outil simple permettant de comprendre concrètement l'effet Doppler et ses applications biomédicales.

## Chapitre 1 : Les ultrasons

### 1.1 Introduction:

Les ultrasons jouent un rôle crucial en imagerie médicale, notamment en échographie, grâce à leur capacité à explorer les structures internes de manière non invasive. Leur propagation et leur interaction avec les tissus biologiques dépendent de plusieurs paramètres physiques tels que leurs fréquences, leurs intensités et les propriétés du milieu traversé. Comprendre les phénomènes associés est fondamental pour maîtriser leurs applications dans le domaine médical. Ce chapitre présente les principes physiques des ultrasons, leur mode de génération, leurs interactions avec les milieux biologiques et les bases techniques de leur utilisation en échographie médicale ainsi que leurs diverses applications.

### 1.2 Généralités sur les ultrasons :

#### 1.2.1 Définition :

Les ultrasons sont des ondes acoustiques dont la gamme de fréquence est trop élevée pour que l'oreille humaine puisse la percevoir (plus de 20KHz à plusieurs centaines de MHz) [1]. Les animaux comme les chats, les chauves-souris et les dauphins peuvent entendre ces fréquences. Ces vibrations mécaniques ne peuvent pas se propager dans le vide, mais plutôt dans un milieu matériel élastique et déformable ; gazeux, liquide ou solide comme par exemple l'air, l'eau ou encore du béton[2].

#### 1.2.2 Nature des ondes ultrasonores :

Les études sur la nature des ultrasons se concentrent principalement sur leurs propriétés physiques leurs propagations, leurs productions, et leurs applications.

##### 1.2.2.1 Propriétés physiques des ultrasons :

Les ultrasons se caractérisent par plusieurs grandeurs physiques fondamentales qui déterminent leur comportement dans les milieux biologiques[3]. Il s'agit particulièrement de :

- a- **La fréquence (f)**: qui s'étale de 20Khz à quelques dizaines de Mhz dépendant du milieu de propagation et des applications.
- b- **La célérité (c)**: elle correspond à la vitesse de propagation de l'onde acoustique (exprimée en m/s) dans un milieu donné .Elle dépend principalement de la nature du milieu traversé ; plus le milieu est dense et rigide, plus la propagation est rapide.
- c- **La longueur d'onde( $\lambda$ )** :elle représente la distance qui sépare deux points du trajet de l'onde à un instant donné où la pression est identique. Elle dépend de la fréquence (f) et de la célérité (c) des ultrasons dans le milieu traversé, selon la relation  $\lambda = \frac{c}{f}$ .
- d- **La Pression acoustique (p)** : elle représente la variation de la pression induite par le passage de l'onde dans le milieu.Elle varie en fonction du temps et de la position dans le milieu traversé.

e- **L'Intensité acoustique (I)** :Elle caractérise la quantité d'énergie transportée par l'onde ultrasonore à travers une surface donnée et dans une direction donnée. Elle est mesurée en  $(W/m^2)$  et est donnée par  $I=P^2/ (2\cdot \rho\cdot c)$  Où P représente la pression ,  $\rho$  la masse volumique , c la célérité

Remarque :L'intensité acoustique dépend directement de l'amplitude de la pression acoustique (P), c'est-à-dire de la force avec laquelle les particules du milieu vibrent.

f- **Niveau d'intensité (ou de pression) relatif =Décibels (dB)** :C'est une unité logarithmique permettant de quantifier le rapport entre deux grandeurs , souvent des puissances ou des intensités sonores , perçues ou émises par une source sonore. Cette échelle correspond mieux à la perception auditive humaine et facilite la compréhension et la comparaison des différences de niveaux sonores. Si deux ondes ultrasonores ont des intensités absolues  $I_A$  et  $I_B$  ; leur niveau d'intensité relatif (D) [en dB]= $10 \text{ Log } I_A/I_B$

g- **L'Impédance acoustique (Z)** :C'est une propriété intrinsèque d'un milieu de propagation. Elle exprime la résistance du milieu à l'avancement de l'onde. Elle est exprimée par Z [en rayls  $(kg\cdot m^{-2}\cdot s^{-1})$ ]= $c\cdot \rho$  avec c la célérité (m/s) et  $\rho$  la masse volumique  $(kg/m^3)$  du milieu.

Le tableau 1.1 ci-dessous représente un récapitulatif des mesures caractéristiques des milieux biologiques [4]

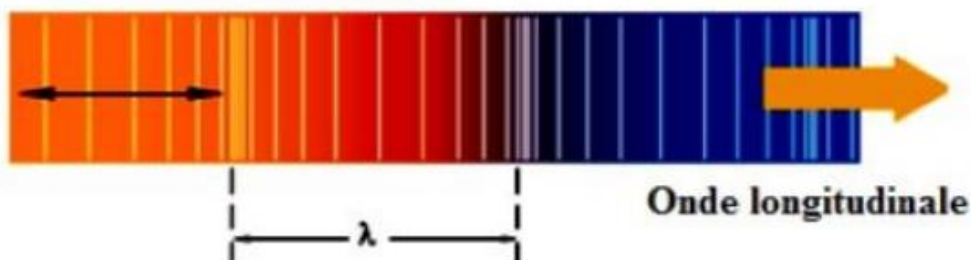
Milieux	Célérité (m/s)	Impédance acoustique ( $\times 10^{-6}$ %)
Air	343	0,0004
Poumon	650	0,26
Eau distillée	1480	1,48
Sang	1566	1,66
Graisse	1410 – 1470	1,33
Muscles	1545 – 1631	1,65 – 1,74
Foie	1535 – 1580	1,64 – 1,68
Rein	1567	1,62
Rate	1566	1,65 – 1,67
Tissus mous (moyenne)	1600	1,63
Cerveau	1530	1,55 – 1,66
Os	2070 – 4100	3,75 – 7,38

**Tableau1.1** :Récapitulatif des mesures caractéristiques des milieux biologiques [4]

### 1.2.2.2 Types et mécanismes de propagation des ultrasons :

Les ultrasons, comme toutes les ondes mécaniques, peuvent se propager de différentes manières selon le type de milieu traversé[5]. On distingue trois principaux types d'ondes utilisées ou observées en ultrasonographie:

**1.2.2.2.1 Ondes longitudinales (ou de compression):** Ce sont les ondes ultrasonores les plus couramment utilisées en milieu médical. Les particules du milieu vibrent dans la même direction que la propagation de l'onde(voir figure 1.1). Elles se propagent dans les solides, les liquides et les gaz, ce qui les rend adaptées à l'imagerie des tissus mous.



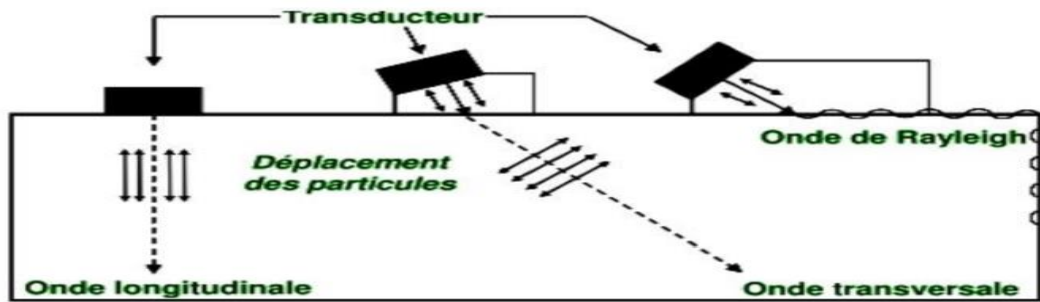
**Figure1.1 :**Représentation de l'onde mécanique longitudinale : vibration parallèle à la propagation[5]

**1.2.2.2.2 Ondes transversales :** Dans ce cas, les particules oscillent perpendiculairement à la direction de propagation(voir figure1.2). Ces ondes ne se propagent que dans les solides. En ultrasonographie, elles peuvent intervenir lorsqu'il y a des interfaces solides, comme les os.



**Figure1.2 :**Représentation de l'onde mécanique transversale : vibration perpendiculaire à la propagation [5]

**1.2.2.2.3 Ondes de surface :** Elles résultent de la combinaison d'ondes longitudinales et transversales à la surface d'un solide. Un exemple typique est l'onde de Rayleigh, dont l'énergie reste concentrée près de la surface. Ces ondes peuvent avoir un intérêt particulier dans certains domaines de recherche ou en élastographie. La figure1.3 ci-dessous illustre la des différents types d'ondes mécaniques : longitudinale, transversale et de surface [5]



**Figure 1.3 :** Représentation des différents types d’ondes mécaniques : longitudinale, transversale et de surface [5]

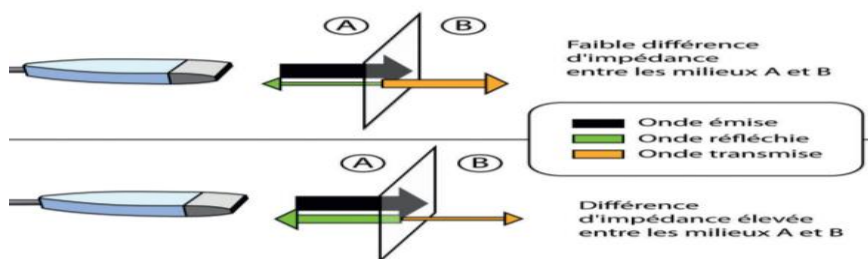
### 1.2.2.3 Mécanismes d’interaction des ultrasons avec la matière :

En imagerie médicale ultrasonore, cinq phénomènes physiques majeurs décrivent comment les ultrasons interagissent avec les tissus biologiques : La réflexion, la réfraction, la diffusion, l’absorption et la diffraction [3]

#### 1.2.2.3.1 Réflexion :

Lorsqu’une onde ultrasonore rencontre une interface entre deux milieux aux impédances acoustiques différentes, une partie de l’onde est réfléchi, tandis que l’autre est transmise [6]. Plus la différence d’impédance acoustique entre les deux milieux est grande, plus la part de l’onde réfléchi est importante. Ce principe est utilisé en échographie pour former des images à partir des échos renvoyés par les structures internes du corps (voir figure 1.4 et Tableau 1.2) .

La réflexion R est donnée par la formule :  $R = \left( \frac{Z_A - Z_B}{Z_A + Z_B} \right)^2$  [6]



**Figure 1.4:** Influence de la différence d’impédance sur la réflexion et la transmission des ondes ultrasonores [3]

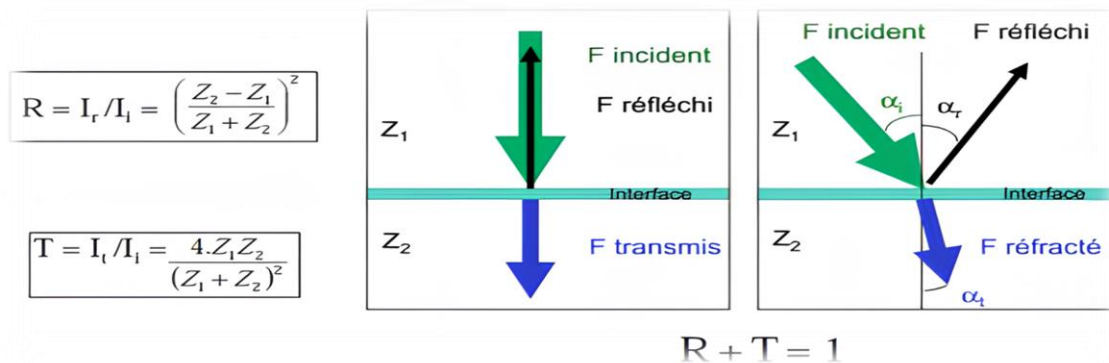
Milieu	coefficients de réflexion (R)
Air/peau	99 %
tissu/os	30 %
rein/graisse	1 %

**Tableau 1.2 :** coefficients de réflexion (R) de différents milieux biologiques [3]

#### 1.2.2.3.2 La Réfraction :

Lorsque l’onde ultrasonore passe d’un milieu à un autre, sa vitesse de propagation (célérité) change en fonction des propriétés acoustiques du nouveau milieu [3]. Cette variation de vitesse entraîne une déviation de la direction de l’onde selon un certain angle de réfraction suivant la loi de Snell-Descartes adaptée aux ondes acoustiques :

L'angle du faisceau réfléchi ( $\alpha_r$ ) est égal à l'angle du faisceau incident ( $\alpha_i$ ) ;  $(\alpha_r) = (\alpha_i)$   
 Les angles incidents et transmis suivent la relation suivante :  $\frac{\sin(\alpha_i)}{c_1} = \frac{\sin(\alpha_t)}{c_2}$  (voir figure 1.5)

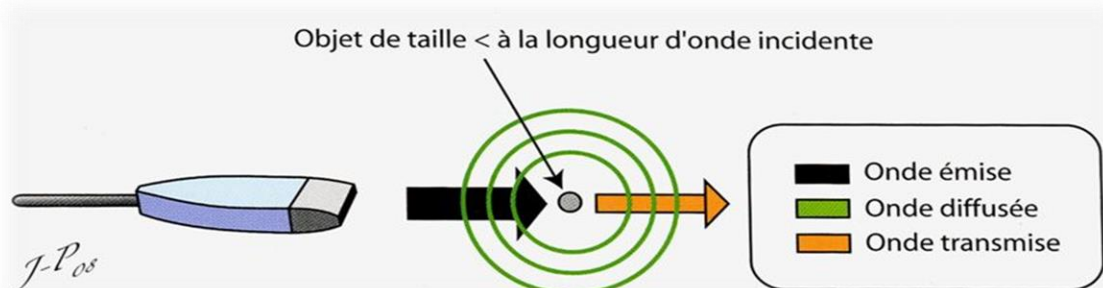


**Figure 1.5 :**Réflexion et Réfraction du faisceau ultrasonore [7]

Remarque : Si l'angle de réfraction est important, il y aura une perte de précision dans l'imagerie médicale

### 1.2.2.3.3 La Diffusion (Scattering) : [3]

Autrement dit, c'est la redirection des ultrasons dans plusieurs directions (voir figure 1.6). Lorsque les ultrasons rencontrent des irrégularités tissulaires ou de petits obstacles de taille proche ou inférieure à la longueur d'onde : comme les vaisseaux capillaires et les fibres, cela entraîne une dispersion de l'énergie dans plusieurs directions. Ce qui peut fournir des informations utiles sur la texture d'un tissu mais réduit la clarté de l'image échographique.



**Figure 1.6 :**Représentation du phénomène de Diffusion (Scattering) [3]

### 1.2.2.3.4 Absorption :

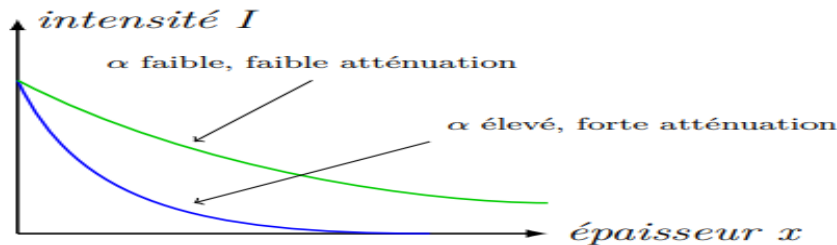
Suite au passage de l'onde ultrasonore à travers le tissu, une partie de son énergie mécanique est dissipée dans le milieu sous forme de chaleur [6]. Ce phénomène est influencé par la viscosité et la conduction thermique du milieu (type de tissu, par exemple : le muscle absorbe plus que la graisse) et il augmente avec la fréquence des ultrasons, ce qui limite ainsi la profondeur de pénétration des ultrasons offrant une meilleure résolution.

### 1.2.2.3.5 La diffraction :

C'est un phénomène physique qui se produit lorsque les ondes ultrasonores rencontrent un obstacle ou une ouverture dont la taille est comparable à leur longueur d'onde. Dans ce cas, les ondes ne se propagent pas uniquement en ligne droite, mais s'étalent ou se dévient autour de l'obstacle. En imagerie médicale, cela peut influencer la netteté des images échographiques, notamment la résolution latérale. [8]

### 1.2.2.3.6 Atténuation du faisceau ultrasonore :

Les interactions des ultrasons avec la matière contribuent à l'atténuation progressive de l'intensité du faisceau ultrasonore  $I(x)$  qui diminue de manière exponentielle avec la distance parcourue  $x$ , selon la relation :  $I(x) = I_0 \cdot e^{(-\alpha \cdot x)}$  [9] Où  $I_0$  est l'intensité initiale, et  $\alpha$  le coefficient d'atténuation dépendant du milieu et de la fréquence (voir figure 1.7 ci-dessous).



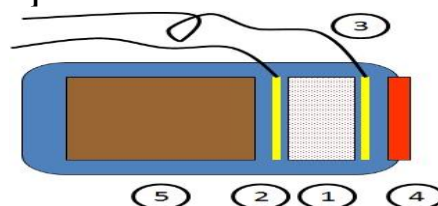
**Figure 1.7:** Représentation de l'atténuation de l'intensité des ultrasons selon la distance pour deux coefficients d'absorption (faible et élevé) [9]

### 1.2.2.4 Production des ultrasons :

La maîtrise des applications des ultrasons dépend principalement de la compréhension des principes physiques liés à leur génération selon plusieurs technologies. La piézoélectricité est la méthode la plus courante de la production des ultrasons [10]. Certains matériaux, tels que le quartz ou les céramiques piézoélectriques, présentent la capacité de se déformer sous l'effet d'un champ électrique. À l'inverse, lorsqu'une force mécanique leur est appliquée, ils peuvent générer un courant électrique. En se basant sur ce principe de piézoélectricité des transducteurs ultrasonores sont développés pour générer des ondes ultrasonores en mode émission et pour générer des signaux électriques en réponses à des ondes ultrasonores.

Une structure de base (transducteur mono-élément) repose d'une fine plaque de céramique piézoélectrique, souvent circulaire ou rectangulaire (voir figure 1.8 ci-dessous). Son épaisseur détermine la fréquence de résonance  $f_0$  selon la formule :  $f_0 = \frac{v}{2e}$  où  $v$  est la vitesse des ultrasons dans la céramique et  $e$  l'épaisseur du cristal.

Des électrodes métalliques sont placées de chaque côté pour connecter le cristal au circuit. Une couche d'adaptation acoustique qui agit comme un pont acoustique entre la sonde et le corps, grâce à un matériau intermédiaire dont l'impédance acoustique se situe entre celle de la céramique (haute impédance) et celle des tissus humains (pour des applications médicales) (plus basse), ce qui permet d'optimiser la transmission de l'énergie ultrasonore vers les tissus. À l'arrière, un matériau absorbant (matériau d'amortissement) réduit les échos parasites pour améliorer la qualité du signal [11].



1-Cristal piézoélectrique 2-Électrodes 3-Câbles de connexion 4- Couche d'adaptation (matching layer) 5-Matériau d'amortissement (backing)

**Figure 1.8 :** Constitution du transducteur mono-élément [11]

#### 1.2.2.4.1 Résonance :

L'élément piézoélectrique présente une fréquence de résonance naturelle  $f_0$ , pour laquelle il vibre avec une amplitude maximale[11]. Cette fréquence dépend des dimensions et de la forme du cristal. En dessous et au-dessus de cette fréquence, la sensibilité du transducteur diminue. La gamme de fréquences pour laquelle le transducteur reste efficace est appelée bande passante ( $\Delta f$  ou BW), mesurée à mi-hauteur de la courbe de résonance (voir Figure 1.9). Le facteur de qualité  $Q = \frac{f_0}{BW}$  indique la sélectivité de la résonance.

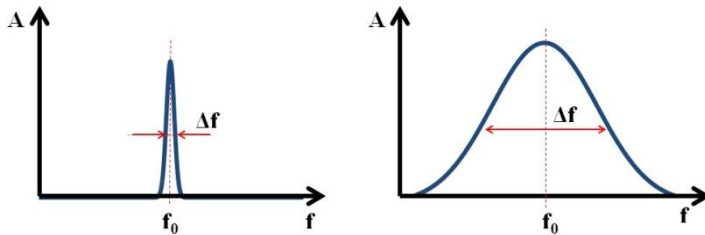


Figure 1.9: Représentation de la courbe de résonance de l'élément piézoélectrique [11]

#### 1.2.2.4.2 Résonance et résolution

L'amortissement mécanique du transducteur permet de raccourcir le signal émis, évitant la superposition des échos proches dans le temps[11]. Cela améliore la résolution axiale en élargissant la bande passante et en réduisant le facteur Q (voir figure 1.10). Ce phénomène est expliqué par la transformée de Fourier, qui montre qu'un signal bref possède un spectre de fréquences plus large, principe fondamental en imagerie ultrasonore.

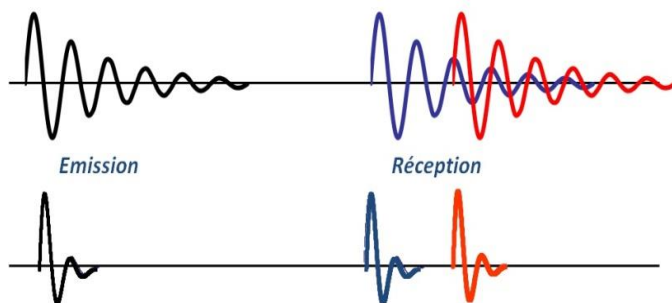


Figure 1.10 : Effet de l'amortissement sur la résolution axiale en échographie [11]

#### 1.2.2.4.3 Générateurs d'Ultrasons :

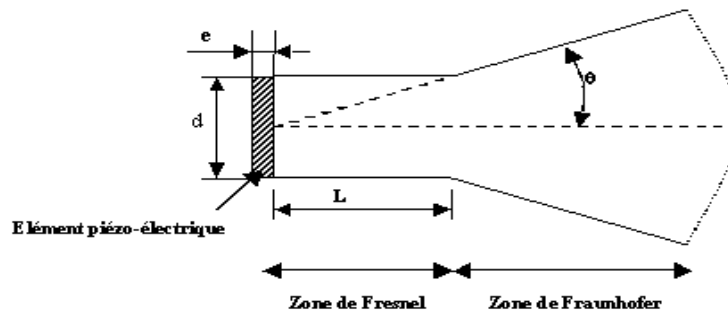
Ceux sont des dispositifs électroniques conçus pour fournir une tension alternative pour alimenter le transducteur ultrasonore[10]. Ils permettent un réglage précis de plusieurs paramètres comme la fréquence d'émission, l'intensité du signal, ainsi que la durée des impulsions ultrasonores. Ce contrôle permet d'adapter le système à diverses applications selon les besoins.

#### 1.2.2.4.4 Formation du faisceau ultrasonore :

Après leur génération par le transducteur, les ondes ultrasonores se propagent dans le milieu sous forme de faisceaux. Leur structure spatiale influence la qualité d'image et la précision des mesures. Comprendre sa propagation, sa focalisation et les facteurs qui l'affectent est essentiel pour améliorer la résolution spatiale et la fiabilité du diagnostic.

#### 1.2.2.4.5 Propagation d'un faisceau ultrasonore :

La propagation d'un faisceau ultrasonore peut être divisée en **trois zones principales**, qui influencent directement la résolution spatiale et la qualité de l'image échographique [12]: La figure 1.11 ci-dessous illustre le cas d'un **faisceau plan non focalisé**, où l'on distingue principalement deux zones : la **zone de Fresnel** (ou proche) et la **zone de Fraunhofer** (ou lointaine).



**Figure 1.11:** Propagation d'un faisceau ultrasonore non focalisé – Zones de Fresnel et de Fraunhofer [12]

##### a- Zone de Fresnel (ou zone proche) :

Située à proximité immédiate de la surface du transducteur, cette zone est caractérisée par une concentration importante de l'énergie, répartie de manière non uniforme. Le faisceau reste relativement parallèle et concentré dans cette zone, et des interférences peuvent se produire entre les ondes émises par différentes parties du transducteur. La

longueur de cette région dépend du diamètre de l'émetteur et de la fréquence utilisée, selon la

$$l = \frac{D^2 f}{4c}$$

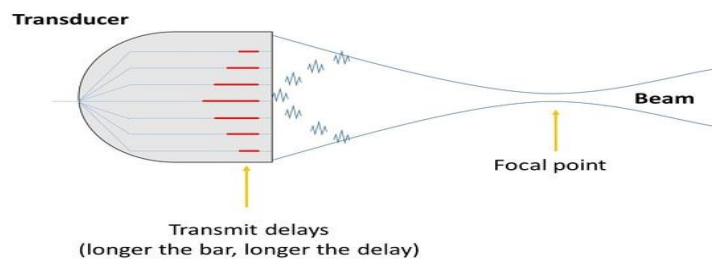
avec  $D$  le diamètre de la source émettrice,  $f$  la fréquence de l'onde ultrasonore et  $c$  la célérité des ultrasons dans le milieu.

##### b- Zone de Fraunhofer (ou zone lointaine):

Au-delà de la zone de Fresnel, l'onde entre dans la zone de Fraunhofer, qui correspond à un cône. Le faisceau y devient divergent. La propagation est essentiellement dictée par les phénomènes de diffraction. Dans cette zone, l'intensité du faisceau diminue car l'énergie se disperse, mais la zone couverte devient plus large. Elle est donc adaptée aux mesures à grande distance, bien que la précision soit réduite

##### c- Zone focale (ou zone utile) :

Dans le cas d'un faisceau focalisé, cette zone correspond à la région autour du point focal, là où le faisceau est le plus étroit et l'intensité maximale. C'est ici que la résolution est optimale, tant qu'axiale que latérale. Cette zone est cruciale pour l'imagerie précise et peut être ajustée en modifiant la position du foyer. La figure 1.12 ci-dessous représente un faisceau focalisé, où le faisceau converge vers un point focal. Dans ce cas, on identifie une zone de Fresnel précédant le point focal, une zone focale (ou zone utile) centrée autour de ce point, puis une zone de Fraunhofer après ce dernier.



**Figure 1.12:** Propagation d'un faisceau ultrasonore focalisé [12]

#### 1.2.2.4.6 Influence des paramètres du transducteur sur la structure du faisceau ultrasonore :

La fréquence des ultrasons émis joue un rôle déterminant dans la définition des zones de Fresnel et de Fraunhofer[13]. Une fréquence plus élevée permet d'obtenir un faisceau plus fin et une meilleure résolution, mais elle réduit aussi la profondeur de pénétration dans le milieu de propagation. De même, un diamètre plus grand du transducteur augmente la distance du champ proche, ce qui permet de repousser le champ lointain. Cette caractéristique est utile pour adapter le faisceau à la zone ciblée.

Par conséquent dans le cas des applications médicales, les ondes doivent être adaptées aux besoins cliniques. Le choix des sondes, en termes de fréquence et de taille, permet d'ajuster la zone de focalisation selon l'organe ou la profondeur d'exploration souhaitée, en assurant un compromis entre résolution et pénétration. Ainsi, La résolution axiale permet de distinguer deux structures alignées sur l'axe du faisceau. Elle dépend de la longueur d'onde (et donc de la fréquence), ce qui implique un choix judicieux selon les exigences de résolution et de profondeur.

La capacité à différencier deux structures latérales repose sur la finesse du faisceau. La focalisation, fixe ou dynamique, permet de réduire cette largeur pour améliorer la résolution latérale.

La combinaison des paramètres du transducteur (fréquence, diamètre, focalisation) est essentielle pour obtenir une image échographique précise, adaptée à la région anatomique explorée.

### 1.2.3 Applications des ultrasons

Les ultrasons, grâce à leurs ondes de pression à haute fréquence (20 kHz à 2 MHz), ont de nombreuses applications :

- a-  **dans le domaine industriel**, tel que le nettoyage ultrasonique [14], détection et Maintenance [15]
- b-  **dans le domaine Médical**: tel que l'échographique diagnostique, les Thérapies par Ultrasons. Cependant pour meilleure compréhension de ces deux applications, il est important d'appréhender les effets des ultrasons sur les tissus biologiques.

#### **b-1 Effets biologiques des ultrasons :**

Les ultrasons, bien que très utilisés en imagerie médicale, peuvent produire certains effets biologiques sur les tissus, en fonction de leur intensité et de leur mode d'application[16]. À faible intensité (comme en échographie diagnostique), ils sont généralement considérés comme sûrs. Toutefois, à des intensités plus élevées, on distingue principalement trois types d'effets :

**b.1.1 Effets thermiques:** les ultrasons peuvent provoquer une élévation locale de la température dans les tissus, due à l'absorption de l'énergie ultrasonore. Cet échauffement peut affecter les structures cellulaires si l'exposition est prolongée ou mal contrôlée.

**b.1.2 Effets mécaniques :** parmi ces effets, le plus notable est la cavitation, un phénomène où de petites bulles de gaz dans les tissus apparaissent, oscillent ou éclatent brutalement sous l'action des ultrasons. Quand elles éclatent, il y aura une élévation locale de pression, cela peut provoquer de minuscules blessures dans les cellules. Ces effets peuvent être utiles en médecine, par exemple pour améliorer la diffusion ciblée de médicaments (aider un médicament à mieux entrer dans les cellules) ou encore détruire des tissus pathologiques dans certaines applications thérapeutiques ou de façon ciblée.

**b.1.3 Effets biochimiques :** Les effets biochimiques des ultrasons sont essentiellement liés au phénomène de cavitation. Lors de l'éclatement des bulles dans les tissus, des températures et pressions très élevées sont générées localement, induisant des réactions chimiques telles que la formation de radicaux libres. Ces radicaux peuvent interagir avec les cellules et potentiellement renforcer l'action de certains traitements médicaux, bien que ces mécanismes fassent encore l'objet de recherches.

### **b.2 Échographie diagnostique:**

L'échographie est une méthode d'imagerie médicale qui repose sur l'utilisation d'ondes ultrasonores de haute fréquence. Ces ondes, une fois envoyées dans les tissus, sont réfléchies à chaque changement d'impédance acoustique (comme entre deux types de tissus), générant des échos. Ces échos sont analysés par la sonde et convertis en images numériques [17] Cette technique non invasive permet de visualiser en temps réel les structures internes du corps, notamment les tissus mous, les organes

et les vaisseaux sanguins. Son absence d'irradiation en fait une option sûre, particulièrement adaptée aux femmes enceintes et aux enfants [18]

**Remarque :** Pour optimiser la pénétration des ultrasons à partir de l'air vers le tissu (Air/peau  $\rightarrow R=99\%$  réflexion trop importante), il est crucial d'appliquer du gel échographique -d'impédance proche de celle des tissus mous- entre la sonde et la peau du patient pour pouvoir minimiser la réflexion des ultrasons au niveau de la peau [3]

L'échographie est largement utilisée dans divers domaines médicaux : en obstétrique pour surveiller le développement fœtal, en cardiologie pour évaluer la fonction cardiaque, en imagerie abdominale pour examiner des organes tels que le foie et les reins, et en médecine d'urgence pour des évaluations rapides. Des avancées technologiques, telles que l'échographie 3D/4D, l'élastographie et l'intégration de l'intelligence artificielle, améliorent continuellement la précision et l'accessibilité de cette modalité d'imagerie. Malgré certaines limitations, comme la dépendance à l'opérateur et des difficultés à traverser les structures osseuses ou gazeuses, l'échographie demeure un outil diagnostique essentiel, offrant une combinaison unique de sécurité, d'efficacité et de polyvalence. [18]

### **b.3 Thérapies par Ultrasons :**

#### **b.3.1 HIFU (High Intensity Focused Ultrasound):**

La technique des ultrasons focalisés de haute intensité (HIFU) [19] est une méthode non invasive qui permet de traiter certaines tumeurs en concentrant des faisceaux ultrasonores pour chauffer et détruire les tissus pathologiques, tout en préservant les structures saines

environnantes. Guidé par échographie ou imagerie par résonance magnétique (IRM), le HIFU est notamment utilisé pour traiter les fibromes utérins, les cancers de la prostate localisés et certains carcinomes hépatiques. Cette approche repose sur des mécanismes tels que l'hyperthermie et la cavitation, permettant une ablation précise des lésions. Le HIFU offre ainsi une alternative prometteuse à la chirurgie classique, avec moins d'effets secondaires et des temps de récupération réduits.

### **b.3.2Lithotripsie :**

La lithotripsie [20] est une technique médicale qui utilise des ondes de choc pour fragmenter les calculs présents dans les reins, la vessie ou les voies biliaires, permettant ainsi leur évacuation naturelle par l'organisme. Elle est non invasive, indolore et représente une alternative efficace à la chirurgie pour le traitement des calculs. Cette méthode repose sur le principe de focalisation des ultrasons à haute intensité sur le calcul, provoquant sa désintégration progressive.

### **b.3.3Applications en Urologie :**

Les ultrasons [21] sont utilisés lors des biopsies rénales, de la vessie et de la prostate pour guider les aiguilles de biopsie vers la zone ciblée de manière précise et sûre. Lors de la biopsie rénale, une échographie permet de visualiser en temps réel les reins, facilitant l'orientation de l'aiguille. Pour la biopsie de la prostate, une sonde échographique est insérée dans le rectum pour fournir des images détaillées de la prostate et des zones suspectes. L'échographie, en offrant une visualisation en temps réel, aide à minimiser les risques de complications et à assurer une localisation correcte des tissus à prélever.

## **1.4Conclusion :**

L'exploration des principes physiques des ultrasons, de leur génération à leur interaction avec les tissus biologiques, a permis de comprendre les bases essentielles de leur utilisation en imagerie médicale, notamment en échographie. Cependant, l'intérêt des ultrasons ne se limite pas à l'imagerie morphologique : ils permettent également d'explorer des phénomènes dynamiques, comme le flux sanguin et le mouvement des structures internes, grâce à un phénomène physique particulier : l'effet Doppler.

Le chapitre suivant sera donc consacré à l'étude de cet effet, à ses fondements physiques, à sa mise en œuvre en échographie, et à ses applications médicales.

## **Chapitre 2 : L'Effet Doppler**

### **2.1 Introduction :**

L'effet Doppler appliqué aux ultrasons permet de mesurer la vitesse et la direction du flux sanguin, constituant ainsi un outil crucial en cardiologie, en angiologie et en obstétrique. Intégré aux échographes modernes sous forme d'écho-Doppler, il associe l'imagerie des structures internes à l'analyse des mouvements sanguins sur une même plateforme. Ce chapitre a pour objectif de présenter les fondements physiques de l'effet Doppler, ses modes de fonctionnement et ses applications médicales.

### **2.2 Historique de l'effet Doppler :**

Christian Doppler (1803–1853), mathématicien et physicien autrichien, propose en 1842 que la fréquence d'une onde perçue change lorsque la source est en mouvement par rapport à l'observateur. Il applique ce principe aux étoiles, supposant qu'elles apparaissent plus rouges si elles s'éloignent et plus bleues si elles se rapprochent, bien qu'il n'ait pas pu le prouver expérimentalement.

Il illustre son idée par une analogie avec les vagues : la fréquence perçue augmente lorsqu'on va à leur rencontre, diminue lorsqu'on s'en éloigne, et reste constante en se déplaçant perpendiculairement.

Plus tard, le scientifique hollandais Christopher Buys-Ballot confirme expérimentalement ce phénomène. Il utilise une locomotive transportant un musicien jouant une note constante, tandis que des observateurs dotés de l'oreille absolue écoutent au sol, et comme résultat la note semble plus aiguë à l'approche et plus grave à l'éloignement.

En 1848, Hippolyte Fizeau démontre que ce principe s'applique aussi aux ondes lumineuses. Cela donnera naissance à la notion d'effet Doppler-Fizeau, utilisé notamment en astronomie pour expliquer le décalage vers le rouge ou vers le bleu selon le mouvement des astres par rapport à l'observateur.

### **2.3 Fondements physiques de l'effet Doppler :**

#### **2.3.1 Définition de l'effet doppler :**

L'effet Doppler est un phénomène physique qui désigne le changement de fréquence d'une onde — qu'elle soit sonore ou électromagnétique — perçue par un observateur lorsque la source et le récepteur sont en mouvement relatif l'un par rapport à l'autre. [23]

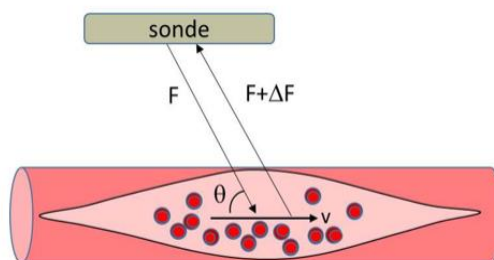
En mode Doppler, la variation entre la fréquence ultrasonore émise et celle reçue, appelée fréquence Doppler, dépend à la fois de la vitesse de l'objet en mouvement (du flux sanguin en médical), de la fréquence d'émission utilisée et du cosinus de l'angle entre le faisceau ultrasonore et la direction du mouvement .

L'effet Doppler [22] se manifeste par un « décalage de fréquence » exprimé par l'équation 1 :

$$\Delta F = f_r - f_e = \frac{2f_e \cos\theta v}{c} \text{ équation 1}$$

Où  $\Delta f$  : le décalage de fréquence observé,  $f_e$  : la fréquence d'émission,  $c$  : la célérité du signal ou de l'onde acoustique dans les tissus biologiques,  $\theta$  : angle entre le faisceau et la direction du flux et  $v$  : est la vitesse de la cible.

Ce Phénomène, à titre d'exemple, est illustré sur la figure 2.1 ci-dessous pour une application en vélocimétrie Doppler



**Figure 2.1 :** illustration de l'effet doppler sur un vaisseau sanguin [24]

**Remarque :**

Le choix de la fréquence d'émission se fait principalement en fonction de la profondeur de la cible à explorer. Plus la cible est profonde, plus la fréquence doit être basse afin d'assurer une bonne pénétration des ultrasons dans les tissus. À l'inverse, pour des structures superficielles, on privilégie une fréquence plus élevée pour obtenir une meilleure résolution spatiale.

Le tableau 2.1 ci-dessous illustre les fréquences d'émission typiques pour certaines applications médicales [12]

Application	Fréquence typique
Echocardiographie(Cœur adulte )	3.5 MHz
Echo abdominale	
Obstétrique (fœtus profond)	2 – 5 MHz
Vasculaire superficiel (carotide)	5 MHz
Doppler transcrânien	~2 MHz

**Tableau2.1 :** fréquences d'émission typiques selon les applications Doppler en médical [12]

**2.3.2 Analyse du décalage Doppler :**

L'analyse du décalage Doppler repose sur trois notions clés [23]:la période propre, la période apparente, et l'origine physique de la différence entre les deux liée au mouvement relatif.

- a. **Période propre T :** C'est la période mesurée dans le référentiel de la source -la source d'ondes est considérée immobile - Elle correspond à l'intervalle entre deux émissions successives :

$$T = t_{e2} - t_{e1} \text{ , Avec } t_{ei} \text{ le temps d'émission du signal } i \text{ ( } i=1 \text{ ou } 2 \text{)}$$

- b. **Période apparente Ta :** C'est la période mesurée dans le référentiel du récepteur -le récepteur est immobile-, correspondant à l'intervalle entre deux réceptions successives :

$T_a = tr_2 - tr_1$ , Avec  $tr_i$  le temps de réception du signal  $i$  ( $i=1$  ou  $2$ )

### c. Origine du décalage Doppler :

Le décalage Doppler résulte du mouvement entre la source et l'observateur, qui modifie la période perçue des ondes : elle diminue si la source s'approche, et augmente si elle s'éloigne. Comme la distance entre la source et le récepteur varie au cours du temps, les durées de trajet des signaux ne sont pas constantes :

$$\Delta t_1 = tr_1 - te_1 \text{ et } \Delta t_2 = tr_2 - te_2$$

Ainsi :  $T_a = T + (\Delta t_2 - \Delta t_1)$  soit alors  $T_a - T = [\Delta t_2 - \Delta t_1] = 1/\Delta f$

Ce décalage entre  $T$  et  $T_a$  traduit l'effet Doppler.

## 2.4 Applications de l'effet Doppler :

a- Dans la nature , l'effet Doppler intervient dans l'écholocation animale, comme chez les chauves-souris, pour la détection de proies en mouvement [25].

b- Dans le domaine industriel, il est exploité dans les radars de contrôle routier [26] et l'astronomie pour l'étude du déplacement des galaxies [27].

c- Dans le domaine médical , Le Doppler est largement utilisé en échographie médicale grâce à une technique appelée échographie Doppler. Celle-ci permet d'évaluer la vitesse, la direction et la régularité du flux sanguin dans les vaisseaux. Elle repose sur l'analyse des variations de fréquence des ondes ultrasonores réfléchies par les cellules sanguines en mouvement.

## 2.5 Les modes Doppler :

Selon la méthode d'acquisition des signaux ultrasonores émis et reçus, plusieurs modes Doppler ont été développés, tels que le Doppler continu, le Doppler pulsé et le Doppler couleur, chacun répondant à des besoins cliniques spécifiques.

### 2.5.1 Le Doppler continu (DC) :

#### 2.5.1.1 Principe du Doppler Continu :

Le Doppler continu (DC) [28] est une technique d'échographie Doppler utilisant deux éléments piézoélectriques distincts ou un transducteur double : l'un émet en continu des ultrasons, tandis que l'autre reçoit en permanence les ondes réfléchies par les structures en mouvement, notamment le flux sanguin (voir figure 2.2 ci-dessous).

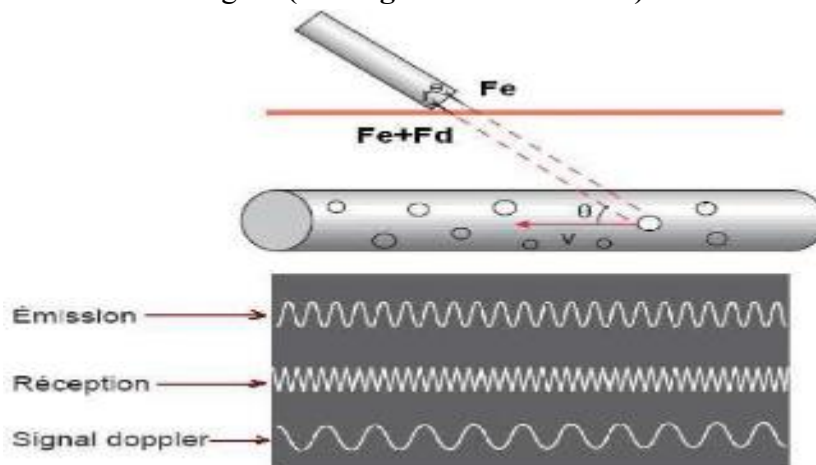


Figure 2.2 : Illustration du signal d'émission en DC [29]

### **2.5.1.2 Considérations techniques spécifiques au DC:**

Le fonctionnement du DC [30] repose sur des principes techniques particuliers qui influencent sa conception et ses performances. Les points suivants détaillent les éléments clés à prendre en compte dans son utilisation et son interprétation.

#### **a- Conception des transducteurs:**

Le Doppler continu repose sur l'utilisation de deux transducteurs distincts : un émetteur qui envoie en permanence des ondes ultrasonores, et un récepteur qui capte simultanément les échos réfléchis. Cette séparation permet une émission et une réception simultanées sans interruption, offrant ainsi une sensibilité élevée pour la détection des flux sanguins rapides.

#### **b- Localisation spatiale :**

L'un des inconvénients majeurs du Doppler continu est l'impossibilité de déterminer précisément la profondeur d'origine des échos détectés. En l'absence de fenêtre d'échantillonnage, le transducteur reçoit simultanément les signaux provenant de l'ensemble de la région traversée par le faisceau ultrasonore. Le signal résultant est donc une superposition des échos issus de tout le parcours de l'onde, ce qui empêche de cibler un point précis d'analyse. Cette absence de sélectivité spatiale rend l'interprétation des mesures plus complexe, notamment en présence de flux multiples ou turbulents.

#### **c- Sensibilité aux hautes vitesses sanguines :**

Le Doppler continu se distingue par sa capacité à mesurer des vitesses sanguines très élevées grâce à une émission et une réception continues du signal. Contrairement au Doppler pulsé (**discuté en ci-dessous**), il n'est pas soumis aux limitations imposées par la fréquence de répétition des impulsions (FRI). Cette absence de contrainte permet d'éviter le phénomène d'aliasing, ce qui en fait une technique particulièrement efficace pour explorer des flux rapides, comme ceux rencontrés dans certaines pathologies cardiovasculaires.

#### **d- Filtrage mural :**

Pour mieux isoler les signaux d'intérêt et améliorer la qualité du signal Doppler continu, il est crucial d'utiliser un filtre mural (wallfilter). Ce filtre élimine les signaux à basse fréquence générés par les mouvements des parois vasculaires, qui peuvent interférer avec la détection des vitesses du flux sanguin.

### **2.5.1.2 Les applications du DC :**

Le Doppler continu trouve beaucoup d'applications dans le domaine médical, on peut citer à titre d'exemple:

#### **a- en angiologie (Échographie vasculaire):**

Le Doppler continu est couramment utilisé pour détecter les sténoses artérielles et mesurer les vitesses sanguines dans les artères périphériques [31], comme les carotides (**voir figure 2.3 ci-dessous**). Sa sensibilité aux hautes vitesses en fait un outil efficace pour le dépistage non invasif de pathologies vasculaires (occlusions ou rétrécissements vasculaires) telles que l'athérosclérose.

Comme illustré sur **la figure 2.3** la vitesse est obtenue par  $v = \frac{f_d \cdot c}{2 \cos \theta \cdot f_0}$

Où :  $v$  la vitesse de l'objet (en m/s),  $f_d$  la fréquence Doppler mesurée (en Hz),

$f_0$  la fréquence d'émission de l'onde ultrasonore (en Hz) et  $\theta$  l'angle entre la direction du faisceau et le mouvement de l'objet

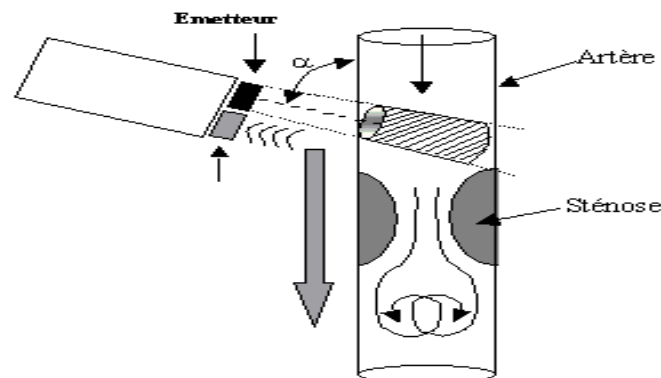


Figure 2.3 : Vélocimétrie Doppler Continu[32]

### b- en cardiologie:

Le Doppler continu est essentiel en échocardiographie pour mesurer précisément les vitesses élevées du flux sanguin, en particulier au niveau des valves cardiaques. Il permet d'évaluer la sévérité des sténoses (comme la sténose aortique). Cet outil est également utilisé pour analyser les flux intracardiaques dans certaines anomalies congénitales ou pathologies structurales du cœur. [33]

## 2.5.2 Le Doppler pulsé (DP) :

### 2.5.2.1 Principe du DP :

En mode pulsé, la sonde qui contient un seul cristal ; alterne entre les fonctions d'émission et de réception des ultrasons. En ajustant la fréquence des impulsions émises, il est possible de cibler et de mesurer la vitesse du flux sanguin dans une zone spécifique[34]. Ce mode permet ainsi une localisation précise de la zone d'analyse du flux grâce à la sélection temporelle des impulsions émises (voir figure 2.4 Ci-dessous).

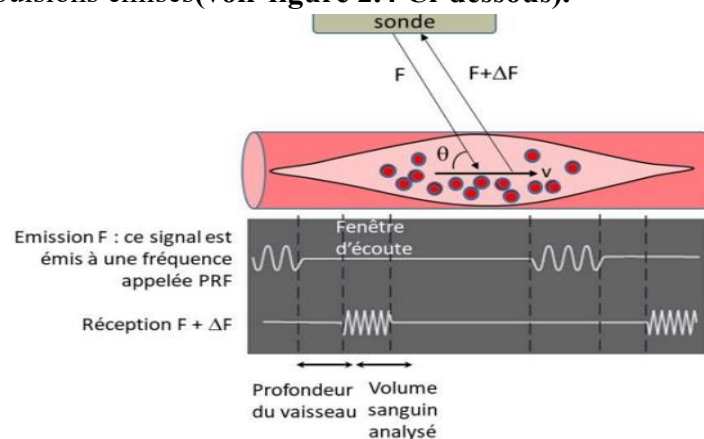


Figure 2.4 : Principe du DP[26]

### 2.5.2.2 Considérations techniques spécifiques :

L'utilisation du Doppler pulsé nécessite plusieurs réglages techniques pour optimiser la qualité des mesures et éviter les erreurs[35]. Parmi les paramètres les plus importants on cite:

#### a- Fenêtre d'échantillonnage :

Grâce à l'émission d'impulsions ultrasonores suivie d'un temps d'écoute, c'est-à-dire le laps de temps durant lequel l'écho est capté et analysé ; le mode Doppler pulsé offre la possibilité de cibler une zone définie appelée fenêtre d'échantillonnage(fenêtre d'écoute). Il s'agit d'une région localisée en profondeur, dans laquelle les échos ultrasonores sont analysés afin de mesurer la vitesse des éléments en mouvement. La position de cette fenêtre dépend du délai (temps de retard  $T_R$ ) entre l'émission et la réception de l'écho selon la relation :  $d = \frac{c \cdot T_R}{2}$ , permettant ainsi une analyse précise du flux à une profondeur spécifique(voir figure 2.5 ci-dessous).

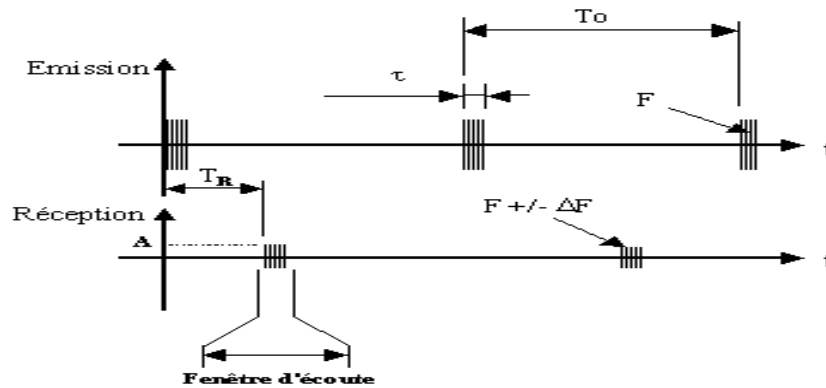


Figure 2.5 : Fenêtre d'échantillonnage [36]

#### b- Fréquence de répétition des impulsions (FRI):

La FRI[35]détermine le temps disponible pour écouter les échos avant d'émettre une nouvelle impulsion(voir figure 2.6 ci-dessous) [37]. Elle fixe la fréquence maximale Doppler mesurable sans aliasing, appelée fréquence de Nyquist donnée par :

$$f_{\text{Nyquist}} = \frac{\text{FRI}}{2}$$

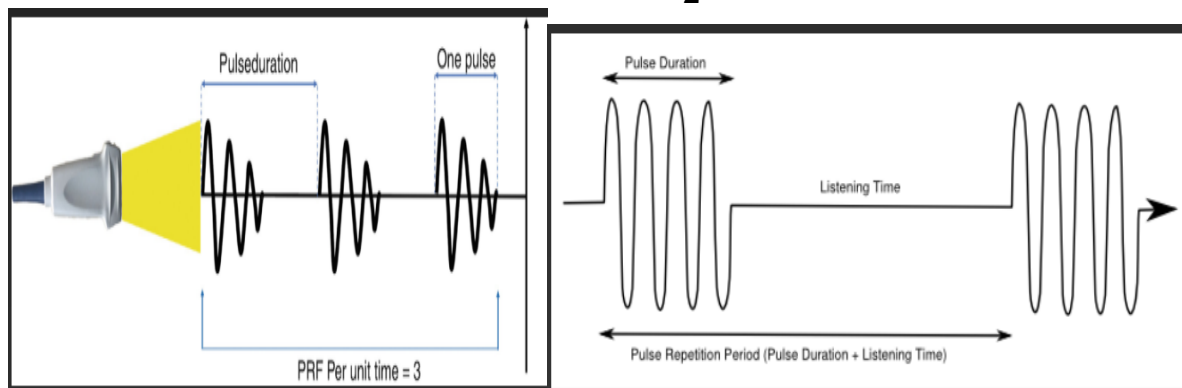


Figure 2.6: Principe d'émission en doppler Pulsé [37]

Cependant, la FRI est limitée par la profondeur maximale d'exploration  $d_{\text{max}}$ , car l'écho d'une impulsion doit revenir avant l'émission de la suivante:  $\text{FRI} \leq \frac{c}{2 \cdot d_{\text{max}}}$

Plus la profondeur est grande, plus la FRI doit être basse, ce qui réduit la vitesse maximale détectable.

Si la fréquence Doppler dépasse  $f_{Nyquist}$  un aliasing survient : les vitesses mesurées sont faussées (valeurs inversées ou tronquées).

#### **c- Le théorème de Shannon et l'effet d'aliasing :**

L'aliasing, ou repliement spectral, survient lorsque la fréquence d'échantillonnage d'un signal est trop faible pour capturer correctement ses composantes fréquentielles les plus élevées [38]. Selon le théorème de Shannon ; la fréquence d'échantillonnage  $f_e$  doit être au moins le double de la fréquence maximale du signal  $F_{signal}$  pour une représentation fidèle  $f_e \geq 2F_{signal}$ .

Dans le cas du Doppler pulsé, la fréquence d'échantillonnage correspond à la FRI, et le signal à échantillonner est le signal Doppler, d'où la relation :  $FRI \geq 2F_{Doppler}$

Si la FRI est trop faible, le signal Doppler est mal échantillonné, ce qui provoque des artefacts comme l'inversion apparente des vitesses. Une FRI correctement réglée garantit une mesure fiable.

#### **d -Réglage de l'angle d'incidence :**

Le bon alignement du faisceau ultrasonore avec le flux sanguin est crucial. L'angle doit rester inférieur à  $60^\circ$  pour garantir une mesure précise de la vitesse. Un angle trop grand fausse la mesure. [39]

#### **e- L'adaptation de la Bande passante :**

Une bande passante adaptée est essentielle dans l'analyse Doppler : si elle est trop étroite, elle limite la détection des vitesses, notamment en cas de flux turbulents. Une bande passante suffisante améliore la résolution et permet de mieux distinguer les composantes de fréquence liées aux mouvements sanguins. [39]

#### **f- Filtrage des signaux parasites :**

Le filtrage électronique – typiquement un filtre mur (wallfilter) [40]

- permet de supprimer les basses fréquences dues aux mouvements des parois ou du transducteur, améliorant la clarté du signal Doppler utile, tout en limitant les artefacts liés aux vibrations ou aux mouvements non hémodynamiques.

#### **g-Limite de mesure des vitesses élevées:**

En Doppler pulsé, la vitesse maximale détectable sans aliasing est directement liée à la FRI par la formule :  $v_{max} = \frac{(FRI \times \lambda)}{4}$ , où  $\lambda$  est la longueur d'onde des ultrasons. Si un flux sanguin dépasse cette vitesse critique, le système interprète mal la direction ou la valeur de la vitesse, ce qui produit l'effet d'aliasing. Pour mesurer des vitesses plus élevées sans erreur, il faudrait augmenter la FRI — mais cela réduit la profondeur d'exploration possible. D'où la nécessité de trouver un compromis entre profondeur et vitesse maximale mesurable [41]

#### **2.5.2.3 Applications cliniques du Doppler pulsé (DP) :**

Le DP est une technique d'échographie essentielle qui permet d'évaluer les vitesses de flux sanguin dans une zone ciblée. Il est largement utilisé dans plusieurs spécialités médicales :

#### **a- En cardiologie :**

Le DP est largement utilisé pour analyser les flux sanguins à travers les valves cardiaques et les cavités. Il permet de mesurer précisément les vitesses de flux au niveau d'une zone spécifique, facilitant ainsi l'évaluation des sténoses, des régurgitations valvulaires et des défauts septaux. Cette technique est essentielle pour l'estimation du débit cardiaque, fournissant des informations cruciales pour le diagnostic et la gestion des maladies cardiaques. [42]

#### **b- en neurologie :**

Le DP est utilisé pour surveiller le flux sanguin dans les principales artères cérébrales. Il permet de détecter des anomalies telles que les vasospasmes ou les sténoses, offrant ainsi une évaluation non invasive de la circulation cérébrale. Cette technique est particulièrement utile dans le suivi des patients après une hémorragie sous-arachnoïdienne[43]

#### **c.en obstétrique :**

Le DP est utilisé pour évaluer la circulation sanguine fœtale. Il permet de mesurer les vitesses de flux dans des vaisseaux spécifiques tels que l'artère ombilicale, l'artère cérébrale moyenne et les artères utérines. Ces mesures sont essentielles pour détecter des conditions telles que le retard de croissance intra-utérin ou l'anémie fœtale, permettant une intervention précoce et une meilleure gestion de la grossesse.[44]

#### **d. En angiologie :**

Il est utilisé pour examiner les artères périphériques et les veines, facilitant la détection de sténoses, de thromboses, et pour suivre les accès vasculaires des patients dialysés. [45]

### 2.5.3 Doppler couleur :

#### **2.5.3.1Principe de fonctionnement :**

Le Doppler couleur repose sur l'effet Doppler appliqué aux ultrasons pour visualiser les flux sanguins[46]. Il combine des images échographiques en niveaux de gris avec des informations sur la direction et la vitesse du flux sanguin, codées en couleurs. Contrairement au Doppler pulsé qui mesure le flux en un point précis, le Doppler couleur évalue simultanément plusieurs volumes d'échantillonnage le long de lignes de balayage, offrant ainsi une cartographie bidimensionnelle du flux.

#### **2.5.3.2Codage couleur (direction et vitesse) :**

Dans le Doppler couleur[46], les flux sanguins sont représentés par des couleurs selon leur direction par rapport à la sonde :

- **Rouge** : flux se dirigeant vers la sonde (décalage Doppler positif)
- **Bleu** : flux s'éloignant de la sonde (décalage Doppler négatif)
- **Nuances plus claires** : vitesses plus élevées
- **Vert ou jaune** : zones de turbulence à haut débit

Ce codage permet une interprétation rapide de la direction et de la vitesse du flux sanguin.

### 2.5.3.3 Considérations techniques spécifiques :

**a-Basé sur le Doppler pulsé :** Le Doppler couleur utilise des impulsions ultrasonores pour échantillonner les flux sanguins, permettant une localisation précise mais limitant la mesure des hautes vitesses.

b- Traitement en temps réel : Les images sont générées en temps réel, offrant une visualisation immédiate des flux sanguins, mais nécessitant des réglages optimaux pour une qualité d'image adéquate.[47]

**c-Aliasing et artefacts colorés :** l'aliasing survient lorsque la vitesse du flux dépasse la limite de Nyquist, entraînant une inversion apparente de la direction du flux. Des artefacts peuvent également apparaître en raison de mouvements du patient ou de la sonde [48]

**d-Résolution temporelle et spatiale plus faibles :** comparé au Doppler pulsé, le Doppler couleur présente une résolution temporelle et spatiale inférieure, ce qui peut limiter la détection de petits vaisseaux ou de flux rapides.

### 2.5.3.4 Applications cliniques :

Le Doppler couleur est une méthode non invasive utilisée dans plusieurs spécialités médicales (cardiologie, angiologie, obstétrique, néphrologie, hépatologie) [48] pour évaluer la direction et la vitesse du flux sanguin, ce qui en fait un outil essentiel pour le diagnostic et le suivi des pathologies vasculaires.

## 2.6 Comparaison des différentes modalités Doppler en échographie :

Le **tableau 2.2** ci-dessous résume les principales différences entre le Doppler Continu, le Doppler Pulsé et le Doppler Couleur, en termes de principe de fonctionnement, de localisation, de performance et de complexité.

Critère	Doppler Continu (CW)	Doppler Pulsé (PW)	Doppler Couleur
<b>Principe</b>	Émission et réception continues simultanées	Émission d'impulsions successives, suivie d'une phase d'écoute pour chaque impulsion	Doppler pulsé analysé en temps réel, avec codage couleur du flux
<b>Localisation</b>	Aucune localisation précise (signal recueilli sur toute la ligne)	Localisation précise grâce à une fenêtre d'échantillonnage	Représentation 2D du flux dans une zone définie
<b>Vitesse maximale mesurable</b>	Très élevée (non limitée par la fréquence de Nyquist)	Limitée par la fréquence de Nyquist (risque d'aliasing à haute vitesse)	Limitée également, avec apparition d'artefacts colorés si dépassement
<b>Aliasing</b>	Aucun	Oui, si la vitesse dépasse la limite de Nyquist	Oui, se manifeste par des inversions ou

Critère	Doppler Continu (CW)	Doppler Pulsé (PW)	Doppler Couleur
			déformations de couleurs
Sensibilité	Excellente pour les hautes vitesses	Bonne, dépend de la profondeur et du PRF	Moins sensible aux faibles vitesses et flux profonds
Complexité	Simple sur le plan technique	Moyennement complexe (nécessite gestion des impulsions et des délais d'écoute)	Complexe (analyse Doppler + traitement d'image en temps réel + codage couleur)

**Tableau 2.2 :** Comparaison entre DC, DP et Doppler couleur [34]

### 2.7 Choix du mode selon le contexte clinique :

- a- Exploration Doppler en vasculaire périphérique :** Le Doppler couleur sert à repérer rapidement les vaisseaux et anomalies de flux (sténoses, occlusions), tandis que le Doppler pulsé est utilisé pour l'analyse quantitative (vitesse, profil). Le Doppler continu peut être employé pour des mesures globales rapides.
- b- en Cardiologie :** Le Doppler continu est souvent privilégié pour mesurer des vitesses très élevées (ex. : régurgitations valvulaires). Le Doppler pulsé est utile pour localiser précisément le flux intracardiaque. Le Doppler couleur permet une vision globale des turbulences et du sens du flux dans les cavités cardiaques.
- c-en obstétrique :** Le Doppler pulsé permet de mesurer les vitesses dans l'artère ombilicale, cérébrale fœtale, ou utérine. Le Doppler couleur facilite le repérage des vaisseaux du fœtus ou du placenta.
- c- en urgences :** Le Doppler couleur est essentiel pour une évaluation rapide du flux dans des contextes critiques (ischémie, occlusion). Il est souvent associé au Doppler pulsé pour préciser les vitesses anormales détectées

### 2.8 Conclusion :

Ainsi, l'effet Doppler appliqué aux ultrasons constitue une méthode essentielle pour l'évaluation hémodynamique, en permettant la mesure précise de la vitesse et de la direction des flux sanguins. Les différents modes Doppler — continu, pulsé et couleur — offrent chacun des avantages adaptés à des contextes cliniques spécifiques, combinant la performance diagnostique et l'accessibilité.

Ce cadre théorique est indispensable pour comprendre le fonctionnement des dispositifs d'imagerie Doppler modernes et l'interprétation des signaux recueillis. Il préparera également le terrain pour la démonstration expérimentale des principaux paramètres Doppler à travers le dispositif didactique développé dans le cadre de ce projet.

## Chapitre 3 : Réalisation expérimentale et validation des principes de l'effet Doppler

### 3.1 Introduction:

Afin de démontrer concrètement le principe de l'effet Doppler ultrasonore, des expérimentations ont été réalisées à l'aide du capteur HC-SR04. Bien qu'initialement conçu pour la télémétrie, ce capteur s'est révélé utile dans un contexte pédagogique en raison de sa simplicité. Le chapitre décrit les étapes expérimentales pour simuler les modes Doppler pulsé (DP) et continu (DC), analyser les signaux et interpréter les résultats. L'objectif est de mettre en évidence le décalage Doppler, d'illustrer les paramètres propres à chaque mode, et d'évaluer les avantages et limites de cette méthode dans une approche didactique.

### 3.2 État de l'art :

Plusieurs projets de fin d'études à l'université de Tlemcen ont exploré l'utilisation de l'effet Doppler ultrasonore à des fins pédagogiques. Parmi ces projets on cite,

Projet / Auteurs	Objectif principal	Application / Domaine
Zehouani Wahiba & Labdelli Nassima [49]	Mesure du débit respiratoire par variation de fréquence due au flux d'air	Analyse du flux respiratoire
Guediane Soumia & Meksali Ikram [50]	Mesure de distance et de vitesse appliquée au débit respiratoire	Plateforme expérimentale respiratoire
Merouane [51]	Conception d'un système pour l'étude de la vélocimétrie Doppler	Vélocimétrie – étude de la vitesse
Université de Lorraine (2021) [52]	Analyse de la microcirculation par ultrasonographie Doppler pulsé	Évaluation de la vitesse et débit sanguin

Il faut noter que plusieurs projets discutant de l'effet Doppler se trouvent dans la littérature du domaine.

### 3.3 Problématique :

L'effet Doppler ultrasonore constitue un principe fondamental en échographie médicale, notamment pour l'analyse des flux sanguins. De nombreux travaux ont proposé des dispositifs expérimentaux visant à illustrer ce phénomène dans un but pédagogique ou de mesure (vitesse, débit respiratoire). Cependant, ces projets s'appuyaient généralement sur des circuits complexes ou des capteurs spécifiques peu accessibles, limitant leur reproductibilité dans un cadre didactique simple.

Par ailleurs, la démonstration expérimentale constitue un point essentiel pour favoriser la compréhension concrète du phénomène Doppler. Il devient donc crucial de proposer une approche simplifiée, accessible et visuelle, permettant aux apprenants de comprendre les fondements de l'effet Doppler.

Ainsi, la question fondamentale qui guide ce travail est la suivante :

***Comment exploiter un capteur ultrasonore standard, tel que le HC-SR04, pour démontrer de manière expérimentale et pédagogique les principes du Doppler continu et pulsé, et rendre ce phénomène observable et compréhensible, tout en contournant ses limitations techniques ?***

Cette interrogation soulève plusieurs enjeux :

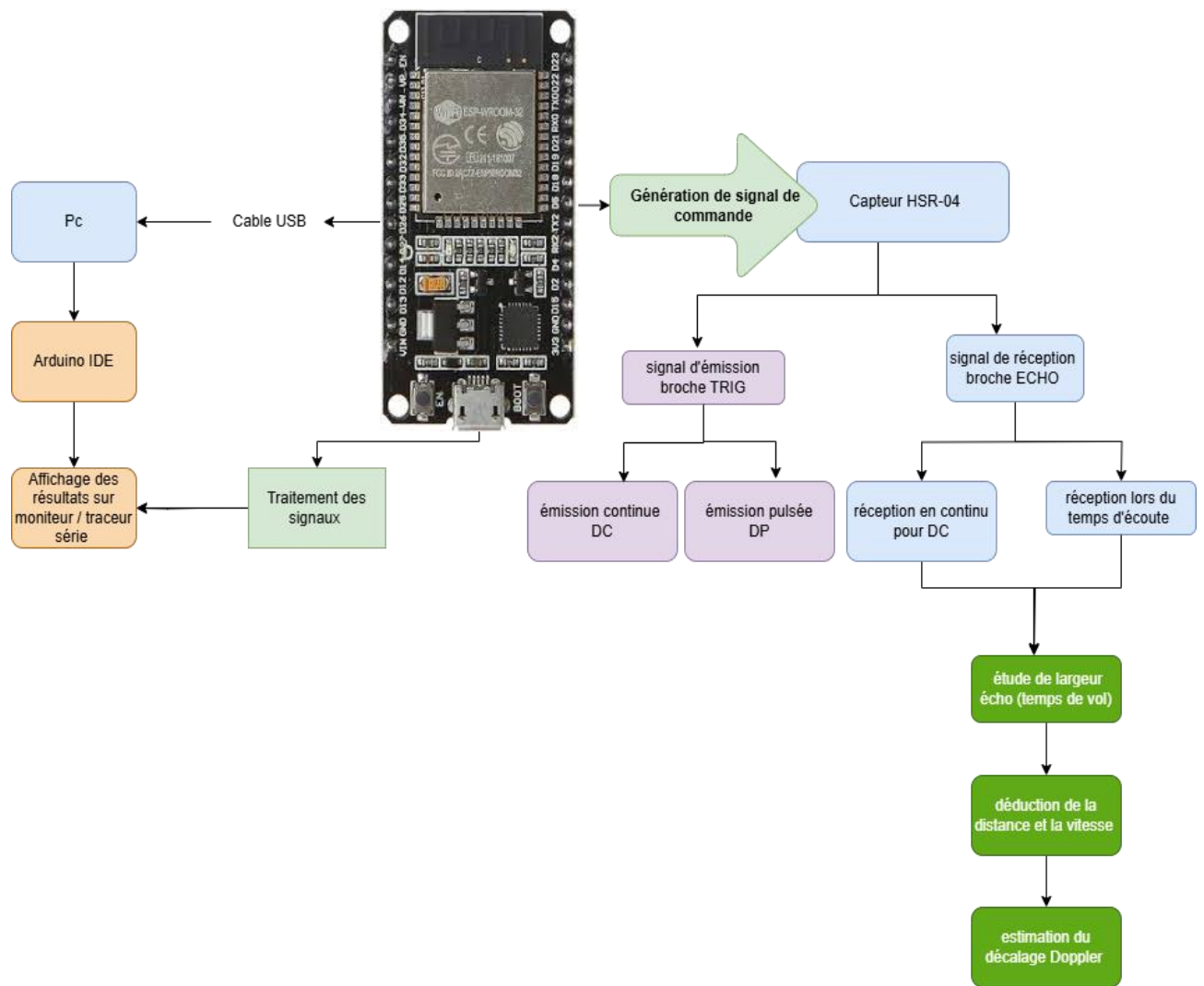
- **Techniques** : adaptation du HC-SR04 à des modes DC et DP, traitement des signaux, mesures expérimentales.
- **Pédagogiques** : visualisation claire du phénomène, pertinence des expériences proposées, accessibilité du montage .

### **3.4 Méthodologie et solution proposée :**

Ce travail vise à démontrer de manière expérimentale l'effet Doppler en utilisant le capteur **HC-SR04** Le capteur, initialement conçu pour la télémétrie, est adapté pour fonctionner en deux modes :

- **Mode Pulsé (DP)** : émission d'impulsions suivie d'une phase d'écoute pour mesurer les temps d'écho et en déduire une vitesse et la fréquence Doppler.
- **Mode Continu (DC)** : émission continue à 40 kHz simulée via la broche TRIG, avec observation du signal reçu (ECHO)

Le **schéma bloc figure 3.1 ci-dessous** illustre les principales étapes de la démarche expérimentale, depuis la génération des signaux jusqu'à l'interprétation des données recueillies.



**Figure 3.1 :** Schéma Bloc de l'approche expérimentale proposée

- La **carte ESP32** est utilisée pour piloter le capteur, générer les signaux, enregistrer les données et les visualiser via le moniteur série, traceur ou oscilloscope.
- Des expériences simples permettent de détecter un décalage fréquentiel, base du calcul de la vitesse ou du débit.
- La solution consiste donc à **détourner l'usage du capteur HC-SR04** pour illustrer concrètement le phénomène Doppler, tout en restant **économique, simple à mettre en œuvre**, et pertinent dans un cadre éducatif.

### 3.4.1 Présentation des composants clés :

#### 3.4.1.1 Le capteur ultrasonore HC-SR04 :

Le **HC-SR04** (voir le Datasheet associée –figure 3.2) est un capteur ultrasonore couramment utilisé pour mesurer des distances, basé sur l'émission et la réception d'ondes ultrasonores à **40 kHz**.



**Figure 3.2 :CapteurHC-SR04[53]**

**a- Caractéristiques techniques :**

- Tension d'alimentation : 5v
- Fréquence : 40 kHz
- Portée : 2 – 400 cm

**b-Broches du capteur :** le tableau 3.2 résume les différentes broches du capteur

Broche	Nom	Fonction
1	<b>VCC</b>	Alimentation (fournit l'alimentation électrique nécessaire au capteur , généralement à une tension de <b>5V</b> )
2	<b>TRIG</b>	Entrée : reçoit une impulsion de 10 $\mu$ s envoyée par l'ESP32 pour déclencher l'émission ultrasonique
3	<b>ECHO</b>	Sortie : passe à l'état haut pendant toute la durée du trajet aller-retour de l'onde ultrasonique
4	<b>GND</b>	Masse : connectée à la masse commune (GND) de l'ESP32

**3.4.1.2 La carte ESP 32 : (voir le Datasheet associée)**

C'est un microcontrôleur puissant, doté d'une grande capacité de traitement, de nombreuses broches GPIO, ainsi que de connectivités Wi-Fi et Bluetooth intégrées (figure 3.3). Dans le cadre de cette expérimentation, elle est utilisée pour générer un signal carré à 40 kHz via la broche **TRIG**, lire et analyser la réponse du capteur sur la broche **ECHO**, puis afficher les résultats tels que le temps d'écho, la fréquence Doppler ou la vitesse estimée, à l'aide du moniteur série, du traceur série, ou encore d'un oscilloscope.



**Figure3.3 : La carte esp32[54]**

### 3.5 Démonstration expérimentale :

Cette démonstration vise à relier les concepts théoriques étudiés dans les chapitres précédents à des observations concrètes, en illustrant le fonctionnement du Doppler par des mesures simples, reproductibles, et visuellement interprétables.

#### 3.5.1 Contexte de l'expérimentation :

Le capteur ultrasonore HC-SR04 a été choisi comme outil principal pour illustrer les principes fondamentaux des deux modes Doppler (DC et DP) Bien que ce capteur ne soit pas destiné à des applications médicales de haute précision, il s'est révélé parfaitement adapté aux objectifs didactiques de cette expérimentation qui a été mis en œuvre à l'aide d'une carte ESP32, avec affichage des résultats sur moniteur série, traceur série et via des observations à l'oscilloscope.

#### 3.5.2 Première phase : Test de fonctionnement du capteur

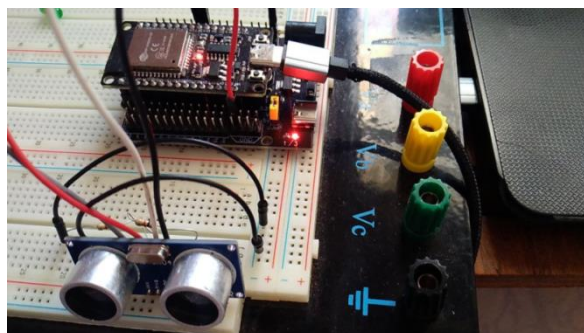
##### 3.5.2.1 Montage réalisé :

Le capteur HC-SR04 est connecté à une plaque d'essai (breadboard) intégrant un pont diviseur de tension sur la broche ECHO, afin d'adapter le signal de sortie du capteur (5V) à la logique 3.3V requise par la carte ESP32 (voir figure 3.4 ci-dessous).

$$\text{Tension en sortie du pont diviseur} = \frac{R_2}{R_1+R_2} \times V_{in} = \frac{2k}{1k+2k} \times 5V \approx 3.3V$$

Les connexions sont établies comme suit :

- VCC du capteur → 5V de la carte ESP32
- GND → masse commune (GND) de l'ESP32
- TRIG → broche numérique D5
- ECHO → broche numérique D18, via le pont diviseur.



**Figure 3.4 :** Montage de fonctionnement du HC-SR04

Ce montage assure un fonctionnement stable et sûr, permettant à l'ESP32 de piloter l'émission des ultrasons et de lire correctement le signal de retour, essentiel au calcul de la distance.

Remarque : si le capteur est alimenté directement en 3.3V, la broche TRIG peut fonctionner, mais ECHO ne renvoie souvent aucun signal, ou un signal trop faible pour être détecté

correctement. D'où l'importance d'alimenter le capteur en 5V et d'utiliser un pont diviseur pour protéger l'entrée de l'ESP32.

### 3.5.2.2 Configuration dans l'IDE Arduino :

Pour assurer la communication entre le capteur HC-SR04 et la carte ESP32, les broches TRIG et ECHO sont configurées dans l'environnement Arduino IDE. La broche TRIG est définie comme une sortie numérique (OUTPUT) : elle permet à l'ESP32 d'envoyer une impulsion de 10 µs pour déclencher l'émission ultrasonore. La broche ECHO est définie comme une entrée numérique (INPUT) : elle permet à l'ESP32 de recevoir un signal dont la durée correspond au temps d'aller-retour de l'onde réfléchi, afin de calculer la distance à l'obstacle.

Ci-dessous les étapes typiques de configuration dans le code :

```
const int trigPin = 5;      // Broche d'émission
const int echoPin = 18;    // Broche de réception (logique)
void setup() {
  pinMode(trigPin, OUTPUT);
  pinMode(echoPin, INPUT);
  Serial.begin(115200);
}
```

Le moniteur série permet d'afficher les résultats (temps de vol, distance calculée, vitesse) pour visualisation et analyse. Cette configuration est la base pour toute mesure dynamique avec le HC-SR04 dans le cadre du projet.

### 3.5.2.3 Vérification de la mesure de distance par ultrasons :

Avant d'aborder l'étude de l'effet Doppler, il est essentiel de valider le bon fonctionnement du capteur HC-SR04 en effectuant des mesures de distance sur des objets fixes et mobiles. Cette étape permet de vérifier la précision des mesures et de s'assurer que le traitement du signal par la carte ESP32 est correct.

#### 3.5.2.3.1 Expérience : Mesure de la distance d'un objet à l'aide des ultrasons

- Une bouteille d'eau est utilisée comme cible réfléchissante. Le capteur HC-SR04, commandé par la broche TRIG de l'ESP32, émet une onde ultrasonore à 40 kHz. Cette onde se propage dans l'air, est réfléchi par la surface de la bouteille, puis revient vers le capteur, où elle est captée par la broche ECHO.
- Le capteur mesure alors le temps de vol aller-retour, et la distance est calculée à l'aide de la formule suivante :

$$\text{Distance (cm)} = \frac{\text{durée (us)} * 0.034}{2} \text{ .....équation 1}$$

Où 0,034 cm/µs correspond à la vitesse des ultrasons dans l'air, soit environ 343 m/s

- La valeur obtenue est ensuite transmise à la carte ESP32, puis affichée en temps réel sur le **Moniteur Série** sous forme de valeurs numériques (durée de l'écho et distance

calculée), et ainsi sur le **Traceur Série** sous forme de graphique dynamique représentant l'évolution de la distance au cours du temps

### 3.5.2.3.2 Observation et visualisation des mesures :

a-Mesure avec un objet immobile à différentes distances :

Pour vérifier la fiabilité des mesures dans un contexte statique, la bouteille est maintenue immobile à une distance connue de  $d_1 = 10$  cm.

- On lance le code de lecture de distance du HC-SR04 :

```
void setup() {
  Serial.begin(115200);
  pinMode(TRIG_PIN, OUTPUT);
  pinMode(ECHO_PIN, INPUT);
}

void loop() {
  long duration;
  float distance;

  digitalWrite(TRIG_PIN, LOW);
  delayMicroseconds(2);

  digitalWrite(TRIG_PIN, HIGH);
  delayMicroseconds(10); // Envoie impulsion de 10µs
  digitalWrite(TRIG_PIN, LOW);

  duration = pulseIn(ECHO_PIN, HIGH); // Durée de l'écho (HIGH)

  // Calcul distance : durée (µs) * vitesse du son (0.034 cm/µs) / 2
  distance = duration * 0.034 / 2;

  Serial.print("Distance: ");
  Serial.print(distance);
  Serial.println(" cm");

  delay(500); // Attente avant prochaine mesure
}
```

Une fois le système activé, les valeurs mesurées s'affichent en continu. Par la suite, des déplacements progressifs de la bouteille sont réalisés pour observer la variation de distance détectée par le capteur .

Les captures d'écran suivantes (figure 3.5) illustrent quelques-unes des mesures effectuées dans le cadre des tests en situation statique. Plusieurs distances ont été testées, et seules quelques-unes sont présentées ici à titre d'exemple :

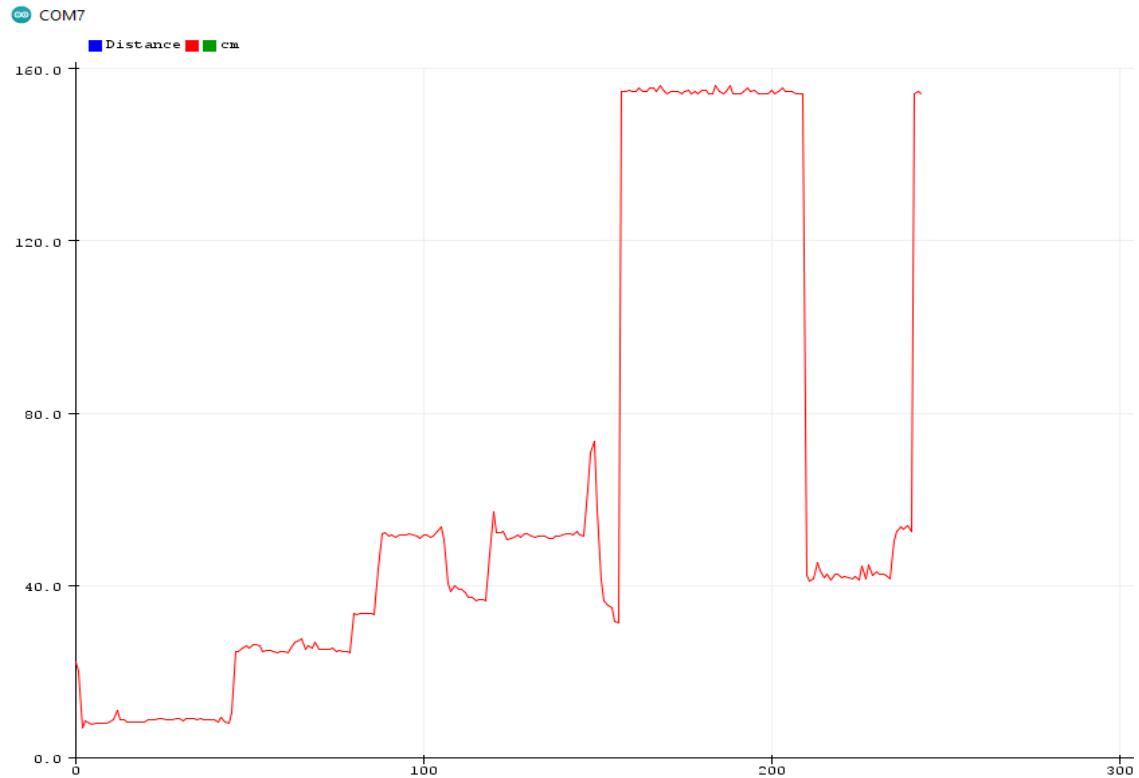
À courte distance (10 cm), les mesures sont stables et précises : le signal réfléchi est puissant et net, donc bien détecté.



Ces tests statiques montrent que le capteur HC-SR04, associé à l'ESP32, permet une mesure fiable et reproductible de la distance lorsque la cible est fixe. Cela constitue une étape essentielle de validation avant de passer à l'étude dynamique du mouvement.

**b-Mesure avec un objet mobile :**

Par la suite, l'objet est déplacé progressivement (approche / éloignement). On observe alors une variation des mesures, visible à la fois sur le Moniteur Série et sur le Traceur Série, traduisant les changements de distance liés au mouvement (la figure 3.7 illustre ce test) .



**Figure 3.7 :Variation des valeurs sur le Moniteur et le traceur Série (objet en mouvement)**

Le graphique montre la variation dynamique de la distance mesurée par le capteur HC-SR04 lorsque la bouteille est déplacée progressivement. Les paliers successifs correspondent aux arrêts temporaires à différentes distances, tandis que les sauts brusques traduisent les déplacements rapides. L'ensemble valide la capacité du capteur à suivre un mouvement en temps réel avec une bonne réactivité ; étape essentielle pour la démonstration du principe Doppler.

**b.1 Comparaison entre distance réelle et distance mesurée par le capteur :**

Lors des tests, des distances réelles connues (par exemple : 10 cm, 30 cm, 50 cm, ...) ont été définies en plaçant l'objet à différentes positions devant le capteur HC-SR04. Les mesures affichées sur le Moniteur Série et le Traceur Série ont ensuite été relevées et comparées. Le tableau 3.3 ci-dessous résume les résultats de ce test.

Scénario	Distance réelle (cm)	Distance mesurée (cm)	Écart (cm)	Observation
----------	----------------------	-----------------------	------------	-------------

Scénario	Distance réelle (cm)	Distance mesurée (cm)	Écart (cm)	Observation
Objet fixe proche	10	~10	±0.5	Mesure stable et très proche de la réalité
Objet fixe plus éloigné	50	~52 à 53	±2 à 3	Écho atténué, mesure plus sensible aux perturbations (air, vibrations...)
Objet très éloigné	150	~154	±3 à 5	Signal affaibli, instabilité croissante
Objet déplacé lentement	Variable	Distance évolue lentement	—	Bonne sensibilité au mouvement
Objet déplacé rapidement	Variable	Variation brusque	—	Bonne réactivité du système

**Tableau3.3** :Analyse comparative entre distance réelle et distance mesurée par le capteur

### 3.5.2.3.3 Exploitation du comportement temporel du signal :

Une fois le signal émis, le capteur attend le retour du signal réfléchi qui est capté par le récepteur intégré. Ce signal ECHO correspond à la durée pendant laquelle l'onde ultrasonore a voyagé jusqu'à l'obstacle et est revenue.

#### a. Temps de vol (Time of Flight) et calcul de la distance :

Le temps de vol correspond à la durée nécessaire pour qu'une onde ultrasonore émise par le capteur atteigne un objet, soit réfléchi, puis revienne vers le capteur. Dans le cas du HC-SR04, ce temps est mesuré par la largeur du signal ECHO, qui reste à l'état haut pendant tout le trajet aller-retour de l'onde. Ce temps est exprimé en microsecondes ( $\mu s$ ) et utilisé pour calculer la distance grâce à la formule -**équation 1**- mentionnée précédemment :  $\text{Distance (cm)} = \frac{\text{durée (us)} * 0.034}{2}$

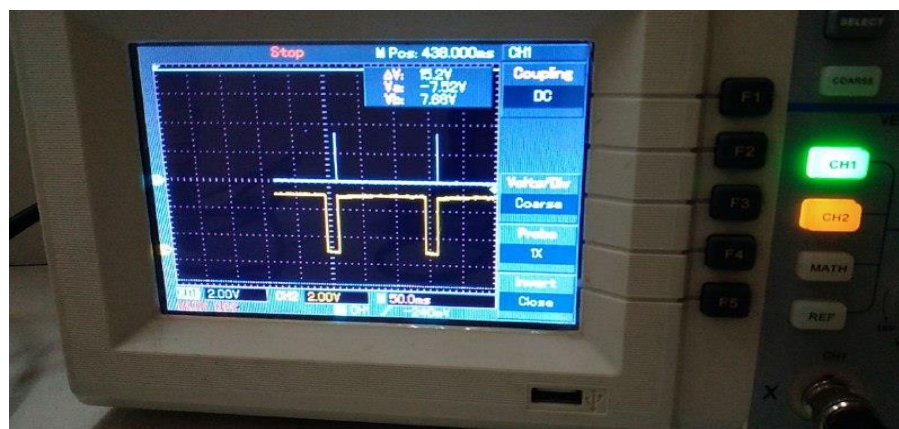
La figure 3.8 ci-dessous résume les mesures affichées sur le moniteur série pour une distance de 10cm ;

```
Durée (us) : 593 | Distance (cm) : 10.17 | Vitesse (cm/s) : 0.00
Durée (us) : 593 | Distance (cm) : 10.17 | Vitesse (cm/s) : 0.00
Durée (us) : 593 | Distance (cm) : 10.17 | Vitesse (cm/s) : 0.00
Durée (us) : 593 | Distance (cm) : 10.17 | Vitesse (cm/s) : 0.00
Durée (us) : 593 | Distance (cm) : 10.17 | Vitesse (cm/s) : 0.00
Durée (us) : 592 | Distance (cm) : 10.15 | Vitesse (cm/s) : -0.17
Durée (us) : 593 | Distance (cm) : 10.17 | Vitesse (cm/s) : 0.17
Durée (us) : 593 | Distance (cm) : 10.17 | Vitesse (cm/s) : 0.00
Durée (us) : 593 | Distance (cm) : 10.17 | Vitesse (cm/s) : 0.00
```

**Figure 3.8** : Durée d'écho ,distance et vitesse affichées sur le moniteur série pour d=10cm

#### a.1 Analyse des résultats et calculs pratiques pour objet fixe :

Afin de valider les mesures issues du temps de vol et à l'aide de l'oscilloscope ; la largeur du signal ECHO a été relevée visuellement (figure 3.9), puis utilisée pour estimer la distance selon la durée de l'écho .



**Figure 3.9:** Echo réfléchi pour d=30cm

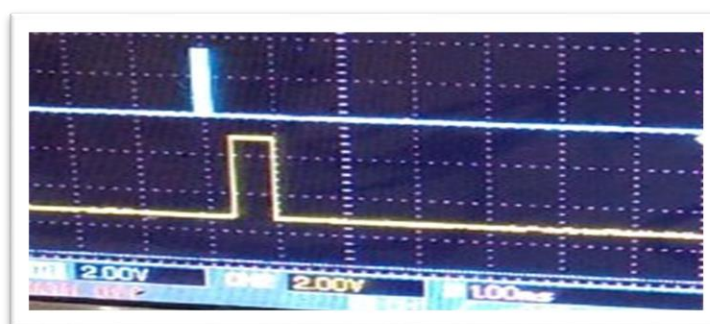
Le tableau 3.4 synthétise les résultats obtenus pour trois distances fixes

Cas	Distance réelle (cm)	Échelle temporelle	Largeur ECHO (div)	Durée mesurée ( $\mu$ s)	Distance calculée (cm)
Cas 1 10 cm	10	1 ms/div	0,6	600	10,29 (calcul détaillé ci-dessous)
Cas 2 30 cm	30	1 ms/div	1,8	1800	30,60
Cas 3 50 cm	50	5 ms/div	0,6	3000	51,45

**Tableau 3.4 :** Comparaison entre la distance réelle, la durée mesurée à l'oscilloscope, et la distance calculée.

ci-dessous un exemple illustratif de la méthode de calcul utilisée pour estimer la distance à partir de la durée de l'écho.

Exemple pour unObjet fixe à 10 cm : la figure 3.10 ci-dessous illustre les signaux sur l'oscilloscope



**Figure 3.12** :signal réfléchi pour d=10cm

- Distance réelle : 10 cm
- Échelle temporelle : 1 ms/div
- Largeur du signal ECHO observée : 0,6 div
- Durée mesurée :  $0,6 \times 1 \text{ ms} = 600 \mu\text{s}$
- Distance calculée :  $\text{Distance (cm)} = \frac{600 \times 0.034}{2} = 10.29 \text{ cm}$

Dans les trois cas étudiés, la largeur du signal ECHO mesurée à l'oscilloscope a permis de retrouver des distances proches de la réalité, avec des écarts raisonnables. Étant donné que l'objet est immobile pendant toute la durée de l'expérience, la vitesse est nulle. Ces tests servent donc à valider la précision statique du capteur, sans mise en évidence d'effet Doppler.

### a.2 Calculs pratiques pour un objet mobile :

Afin de vérifier la capacité du capteur HC-SR04 à détecter et suivre un objet en mouvement, une série de mesures a été réalisée avec un objet déplacée manuellement devant le capteur, selon deux scénarios : déplacement lent et déplacement plus rapide. L'objectif est d'observer la variation de la durée du signal ECHO en fonction du temps, et d'en déduire la variation de distance, voire une estimation de la vitesse.

#### a.2.1 Relevés temporels :

À l'aide de l'oscilloscope, des valeurs de durée d'écho ont été relevées à différents instants :

Instant (ms)	Durée ECHO mesurée	Distance réelle (cm)	Distance calculée (cm)	Intervalle	Vitesse moyenne (cm/s)
$t_1 = 0$	600 $\mu\text{s}$ (0.6 ms)	10	$\approx 10.29$	—	—
$t_2 = 1000$	1750 $\mu\text{s}$ (1.75 ms)	30	$\approx 30.01$	$t_1 \rightarrow t_2$ (0–1000 ms)	19.72
$t_3 = 2000$	2900 $\mu\text{s}$ (2.9 ms)	50	$\approx 49.74$	$t_2 \rightarrow t_3$ (1000–2000 ms)	19.73
$t_4 = 3000$	4080 $\mu\text{s}$ (4.08 ms)	70	$\approx 70.02$	$t_3 \rightarrow t_4$ (2000–3000 ms)	20.28

**Tableau 3.5:** Suivi d'un déplacement uniforme à l'aide du capteur HC-SR04

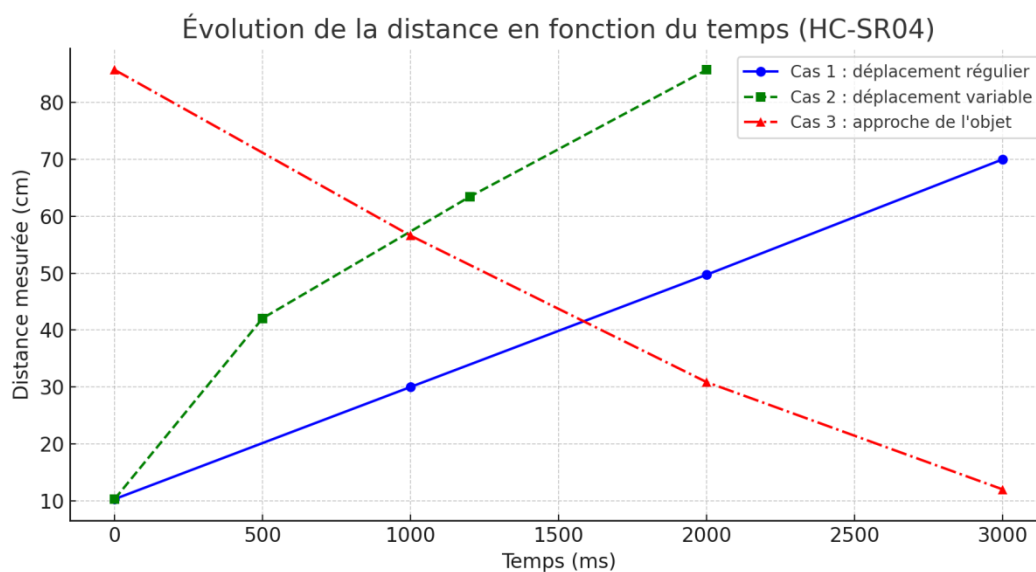
À partir des données présentées dans le tableau 3.5, on peut illustrer le calcul de la vitesse moyenne entre deux instants. Prenons par exemple le déplacement entre  $t_1 = 0$  ms et  $t_2 = 1000$  ms :

$$V = \frac{d_2 - d_1}{t_2 - t_1} = \frac{30.01 - 10.29}{1000} = 19.72 \text{ cm/s}$$

Cette méthode a été appliquée pour chaque intervalle, permettant de **vérifier la régularité du mouvement** et de démontrer que le capteur HC-SR04 est capable de suivre en temps réel un objet en déplacement lent avec une bonne cohérence des mesures.

### a.2.2 Analyse de l'évolution de la distance en fonction du temps :

Le graphique (figure 3.13) illustre l'évolution de la distance mesurée dans trois scénarios : un déplacement constant, un mouvement avec ralentissement progressif, et une approche vers le capteur.

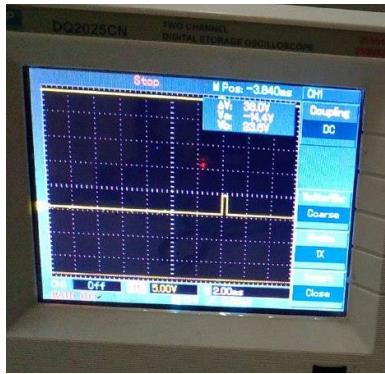


**Figure 3.13 :** Graphe de l'évolution de la distance mesurée en fonction du temps pour trois scénarios de déplacement

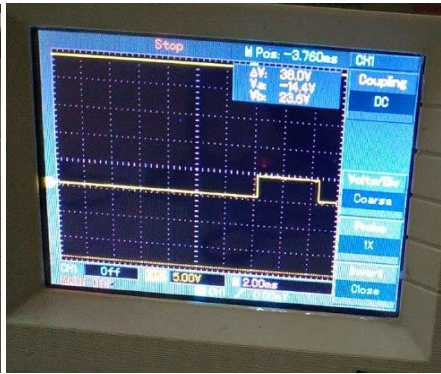
Ces résultats montrent que le capteur HC-SR04 est capable de suivre avec précision des mouvements continus (approche ou éloignement), qu'ils soient uniformes ou variables, et de restituer fidèlement l'évolution de la distance en fonction du temps.

### b. Étude de la variation de la largeur d'écho :

La variation de la durée du signal ECHO observée à l'oscilloscope (figure 3.14 et 3.15) et sur le Traceur Série reflète directement le mouvement de l'objet : elle s'allonge lors d'un éloignement et se réduit lors d'un rapprochement. Cependant, au-delà de la simple mesure du temps de vol, le mouvement de l'objet modifie également la fréquence de l'onde reçue. Ce phénomène, connu sous le nom d'effet Doppler, permet d'accéder à des informations plus fines sur la dynamique du déplacement. Ce phénomène sera étudié en détail dans la section suivante.



**Figure 3.14 : Cas d'approche**



**Figure 3.15 : Cas d'éloignement**

### 3.5.3 Exploration expérimentale du Doppler pulsé et continu avec le HC-SR04 :

#### 3.5.3.1 Expérimentation du Doppler pulsé (DP) :

##### a. Génération du signal d'émission (40 kHz) :

Dans le cadre du mode Doppler pulsé, l'une des étapes essentielles consiste à générer des trains d'impulsions ultrasonores à une fréquence fixe de 40 kHz, correspondant à la fréquence de résonance du capteur HC-SR04. Ces impulsions sont envoyées par salves (ou paquets), puis suivies d'une phase de silence durant laquelle le capteur écoute l'écho réfléchi par un obstacle. Ce principe est analogue au fonctionnement des systèmes Doppler pulsés utilisés en échographie médicale.

##### a.1 Simulation logicielle du signal d'émission pulsé via ESP32 :

La génération des signaux d'émission a été réalisée à l'aide de la carte ESP32, programmée dans l'environnement Arduino IDE. Le signal est émis sur la broche TRIG sous forme de trains d'impulsions carrés à 40 kHz, créés par une alternance rapide de niveaux logiques haut et bas avec une période de 25  $\mu$ s (12,5  $\mu$ s haut / 12,5  $\mu$ s bas).

Le code ci-dessous est développé pour générer un train de 8 impulsions à 40 kHz :

```
#define TRIG_PIN 5
void loop() {
  for (int i = 0; i < 8; i++) { // 8 impulsions à 40 kHz
    digitalWrite(TRIG_PIN, HIGH);
    delayMicroseconds(12); // moitié de période
    digitalWrite(TRIG_PIN, LOW);
    delayMicroseconds(13); // moitié de période
  }
  delay(25); // pause avant le prochain train (PRF)
}
```

##### a.2 Affichage des trains d'impulsions sur oscilloscope :

la figure 3.16 ci-dessous illustre sur oscilloscope le train d'impulsions généré.



**Figure 3.16:** Signal d'émission en DP

### **b. Réglage de la fréquence de répétition des impulsions (PRF) :**

La fréquence de répétition des impulsions (PRF – Pulse Repetition Frequency–) détermine la fréquence à laquelle le capteur émet un train d'ondes ultrasonores, suivi d'une phase d'écoute destinée à capter l'écho réfléchi. En d'autres termes, elle fixe l'intervalle de temps entre deux mesures successives.

Remarque : il est essentiel de s'assurer que le capteur a bien reçu l'écho avant de lancer la mesure suivante. Sinon, l'écho réfléchi risque d'interférer avec la mesure suivante, provoquant des chevauchements ou des erreurs de détection.

Dans ce projet, la PRF a été réglée dans le code Arduino à l'aide de la fonction `delay()`, qui introduit un délai (en millisecondes) entre deux impulsions. Plusieurs valeurs de PRF ont été testées expérimentalement.

#### **b.1 Impact du PRF sur les performances du Doppler pulsé :**

Le choix de la PRF influence plusieurs paramètres essentiels du fonctionnement Doppler :

**b.1.1 Fenêtre d'échantillonnage :** Elle représente le temps d'écoute disponible entre deux impulsions successives. Elle détermine si un objet sera détecté ou non

**b.1.2 Portée maximale :** Pour éviter toute ambiguïté temporelle, il faut que l'écho d'un train ultrasonore revienne avant le suivant. Cela impose une limite physique à la PRF, selon la formule :

$$PRF \leq \frac{c}{2 \cdot d_{max}} \text{ où } d_{max} \text{ est la distance maximale souhaitée.}$$

Plus la PRF est élevée, plus la portée est limitée car la fenêtre d'écoute devient plus courte ; Autrement dit, plus l'objet est éloigné, plus il faut réduire la PRF pour lui laisser le temps de renvoyer son écho. Une PRF mal ajustée peut donc rendre le capteur aveugle à certaines cibles situées hors de la fenêtre d'écoute

#### **b.1.3 Résolution temporelle :**

Inversement, une PRF élevée permet de mesurer plus fréquemment et donc de mieux suivre les variations rapides de distance. Cela améliore la sensibilité au mouvement, mais au prix d'une portée plus limitée.

#### **b.2 Lien avec le théorème de Shannon :**

Le théorème de Nyquist-Shannon impose que la PRF soit au moins deux fois supérieure à la fréquence Doppler maximale attendue, pour éviter les phénomènes d'aliasing (repliement spectral) :  $PRF \geq 2 \cdot f_{Doppler}$

Cela signifie que si l'on souhaite mesurer des vitesses élevées (donc des décalages Doppler plus grands), la PRF doit être suffisamment haute pour permettre un échantillonnage correct.

#### **b.3 Estimation de la fréquence Doppler :**

Dans cette expérimentation, la vitesse de l'objet a été estimée par le calcul de distance, ce qui permet ensuite de déduire la fréquence Doppler associée à l'aide de la formule :

$$f_{Doppler} = \frac{2f_0 \cdot v}{c}$$

Où :  $f_0 = 40$  KHz est la fréquence d'émission des ultrasons et  $v$  est la vitesse estimée (ex : 20 cm/s)

Ainsi, dans ce dispositif didactique, la fréquence Doppler est indirectement déduite à partir de l'évolution de la distance entre deux impulsions successives, ce qui permet d'obtenir à la fois la position (via le délai de l'écho) et la vitesse (via la variation de cette distance dans le temps).

#### b.4 Démonstration expérimentale de la fenêtre d'échantillonnage dans le Doppler pulsé :

L'une des caractéristiques les plus fondamentales du Doppler pulsé est sa capacité à localiser la zone d'écoute d'un objet dans le temps en définissant une fenêtre d'échantillonnage temporelle. Cette fenêtre est ajustée en fonction de la durée attendue du signal ECHO liée à la distance de l'objet. Lorsque ce dernier se déplace, la durée de l'écho varie continuellement, ce qui permet de suivre dynamiquement la position de l'objet, d'estimer sa vitesse, puis d'en déduire la fréquence Doppler associée.

ci-dessous le code développé pour générer la fenêtre d'échantillonnage ;

```
#define TRIG_PIN 5
#define ECHO_PIN 18
unsigned long pulseDelay = 100; // Délai avant d'écouter
unsigned long listenWindow = 3000; // Durée d'écoute (µs) -
void setup() {
  Serial.begin(115200);
  pinMode(TRIG_PIN, OUTPUT);
  pinMode(ECHO_PIN, INPUT);
}
void loop() {
  // 1. Envoi impulsion TRIG
  digitalWrite(TRIG_PIN, LOW);
  delayMicroseconds(2);
  digitalWrite(TRIG_PIN, HIGH);
  delayMicroseconds(10); // impulsion de 10 µs
  digitalWrite(TRIG_PIN, LOW);
  // 2. Attente avant la fenêtre d'écoute
  delayMicroseconds(pulseDelay);
  // 3. Lecture ECHO avec limite de temps (fenêtre d'écoute)
  unsigned long duration = pulseIn(ECHO_PIN, HIGH, listenWindow);
  // 4. Traitement
  if (duration > 0) {
    float distance = duration * 0.0343 / 2; // cm
    Serial.print("Echo détecté : ");
    Serial.print(duration);
    Serial.print(" µs, Distance = ");
    Serial.print(distance);
    Serial.println(" cm");
  } else {
    Serial.println("Aucun écho détecté dans la fenêtre d'écoute");
  }
  delay(200); // pause entre deux impulsions
}
```

**b.4.1 Méthodologie pratique adoptée :** L'expérience a consisté à faire déplacer un objet devant le capteur HC-SR04. À chaque cycle d'émission, le système mesure la durée du signal ECHO. Cette durée est convertie en distance via la relation :

$$durée_{\text{écho}} = \frac{2d}{c} \dots \text{équation 2}$$

On commence par estimer théoriquement la durée de l'écho à une distance donnée,

Par exemple :  $d=10\text{cm}$  d'où  $durée_{\text{écho}} = 583\mu\text{s}$

Ensuite, Pour centrer la détection sur la zone 0–10 cm, une fenêtre temporelle centrée autour de cette valeur a été fixée dans le code, avec une marge de  $\pm 30 \mu\text{s}$  pour couvrir les petites variations de position. Ainsi, la fenêtre d'échantillonnage associée à 10 cm a été définie par l'intervalle [550  $\mu\text{s}$ , 615  $\mu\text{s}$ ]

Le système, piloté avec une PRF de 10 Hz (delay = 100 ms), mesure donc uniquement les échos qui arrivent dans cette plage de temps. Tout écho en dehors de cette fenêtre est ignoré, ce qui simule le fonctionnement réel d'un Doppler pulsé avec sélection temporelle. La figure 3.17

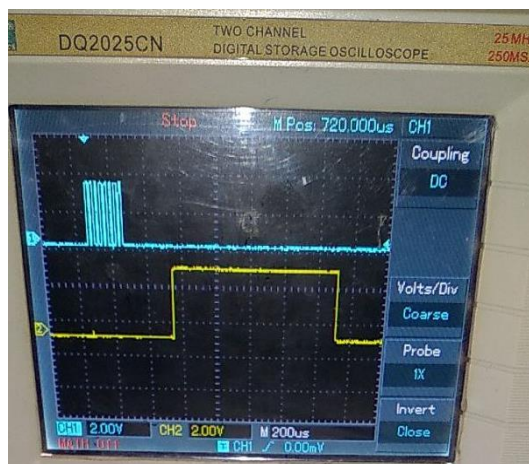
résume les résultats obtenus pour la fenêtre d'écoute étudiée. De même les figures 3.18 et 3.19 illustre les signaux correspondants.

```

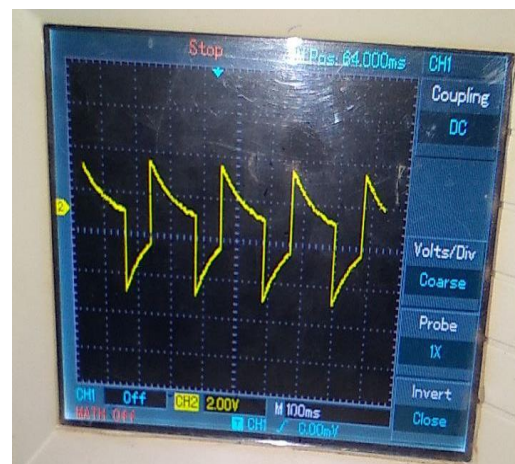
Durée (µs) : 590 | Distance (cm) : 10.12 | Vitesse (cm/s) : 0.00 |  Echo DANS la fenêtre
Durée (µs) : 614 | Distance (cm) : 10.53 | Vitesse (cm/s) : 4.07 |  Echo HORS fenêtre
Durée (µs) : 589 | Distance (cm) : 10.10 | Vitesse (cm/s) : -4.25 |  Echo DANS la fenêtre
Durée (µs) : 589 | Distance (cm) : 10.10 | Vitesse (cm/s) : 0.00 |  Echo DANS la fenêtre
Durée (µs) : 589 | Distance (cm) : 10.10 | Vitesse (cm/s) : 0.00 |  Echo DANS la fenêtre
Durée (µs) : 590 | Distance (cm) : 10.12 | Vitesse (cm/s) : 0.17 |  Echo DANS la fenêtre
Durée (µs) : 590 | Distance (cm) : 10.12 | Vitesse (cm/s) : 0.00 |  Echo DANS la fenêtre
Durée (µs) : 614 | Distance (cm) : 10.53 | Vitesse (cm/s) : 4.07 |  Echo HORS fenêtre
Durée (µs) : 590 | Distance (cm) : 10.12 | Vitesse (cm/s) : -4.08 |  Echo DANS la fenêtre
Durée (µs) : 589 | Distance (cm) : 10.10 | Vitesse (cm/s) : -0.17 |  Echo DANS la fenêtre
Durée (µs) : 590 | Distance (cm) : 10.12 | Vitesse (cm/s) : 0.17 |  Echo DANS la fenêtre
Durée (µs) : 590 | Distance (cm) : 10.12 | Vitesse (cm/s) : 0.00 |  Echo DANS la fenêtre
Durée (µs) : 590 | Distance (cm) : 10.12 | Vitesse (cm/s) : 0.00 |  Echo DANS la fenêtre
Durée (µs) : 590 | Distance (cm) : 10.12 | Vitesse (cm/s) : 0.00 |  Echo DANS la fenêtre
Durée (µs) : 589 | Distance (cm) : 10.10 | Vitesse (cm/s) : -0.17 |  Echo DANS la fenêtre
Durée (µs) : 590 | Distance (cm) : 10.12 | Vitesse (cm/s) : 0.17 |  Echo DANS la fenêtre
Durée (µs) : 589 | Distance (cm) : 10.10 | Vitesse (cm/s) : -0.17 |  Echo DANS la fenêtre

```

**Figure 3.17:** Affichage du Moniteur Série – Présence ou absence d'écho dans la fenêtre d'écoute



**Figure 3.18 :** Signal ECHO détecté à 10 cm : fenêtre d'écoute bien positionnée"



**Figure 3.19 :** Signal hors de la fenêtre écho déformé

#### b.4.1.1 Mesures sur la Fenêtre d'échantillonnage:

Afin de généraliser cette méthode à d'autres distances, différentes mesures sur la fenêtre d'échantillonnage ont été réalisées, celles-ci sont résumées sur le tableau 3.6 ci-dessous. Il s'agit les valeurs de durée d'écho ainsi que les fenêtres d'échantillonnage définies expérimentalement pour différentes positions de la cible (proches, moyennes et grandes distances).

Distance cible (cm)	Durée théorique (µs)	Fenêtre min (µs)	Fenêtre max (µs)
5 cm	291	260	320
10 cm	583	550	620
20 cm	1165	1130	1200
30 cm	1748	1710	1780
50 cm	2915	2880	2950
100 cm	5830	5800	5860
150 cm	8748	8700	8800

**Tableau 3.6:** Fenêtres d'échantillonnage selon la distance cible

#### b.4.1.2 Procédure de calcul de la fréquence Doppler :

La variation de la durée de l'écho mesurée permet de déduire la vitesse instantanée du mouvement, à l'aide de la formule :  $v = \frac{d_2 - d_1}{t_2 - t_1} \dots \text{équation 3}$

Par exemple, pour un déplacement de 3 cm à 9 cm mesuré sur une durée de 200 ms, on obtient :  $v = 30 \text{ cm/s} = 0,3 \text{ m/s}$

On peut maintenant calculer la fréquence Doppler associée, selon la relation :

$$f_{\text{Doppler}} = \frac{2f_0 \cdot v}{c} \dots \text{équation 4}$$

On obtient alors :

$$f_{\text{Doppler}} = \frac{2 \cdot 40000 \cdot 0,3}{343} = 70 \text{ Hz}$$

Ce résultat montre que le système est capable de détecter une variation de distance, d'en extraire la vitesse, et de traduire le déplacement en fréquence Doppler, comme attendu dans un système Doppler pulsé fonctionnel

#### b.4.1.3 Analyse expérimentale : effets de la FRI et de la fenêtre d'échantillonnage

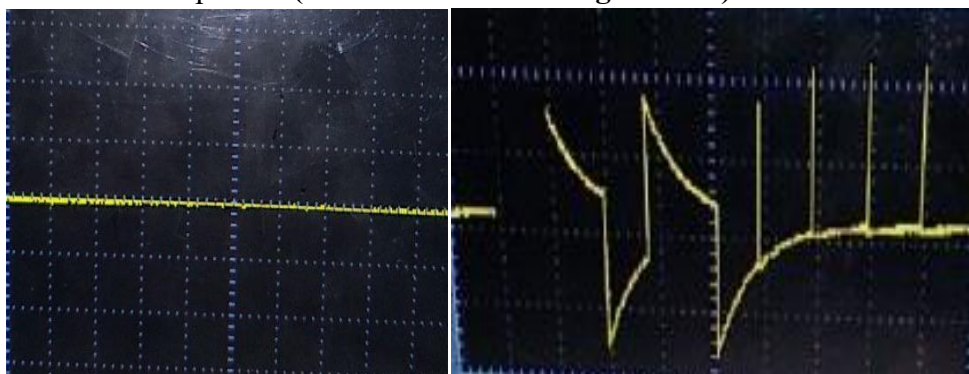
Trois séries de tests ont été menées pour évaluer l'influence de deux paramètres. Ces tests ont permis d'identifier les conditions optimales de détection selon la distance et la vitesse de la cible

- La première a montré que la FRI influence la stabilité et la fluidité du suivi du mouvement (voir Tableau 3.7 ci-dessous)

Distance cible (cm)	Fenêtre d'écoute ( $\mu\text{s}$ )	FRI (Hz)	Résultat	Observation
20	[1130 – 1200]	2	Écho instable	PRF trop basse : perte de suivi
20	[1130 – 1200]	10	Écho stable	Bon équilibre portée/réactivité
20	[1130 – 1200]	100	Suivi rapide et précis	Très bonne réactivité, suivi fluide d'un objet en mouvement
20	[1130 – 1200]	5	Écho manqué	Retard, chevauchement d'impulsions

**Tableau 3.7:** Influence de la fréquence de répétition (FRI) sur la détection (fenêtre fixe)

- La seconde a mis en évidence que la détection dépend directement du bon réglage de la fenêtre temporelle (voir Tableau 3.8 et figure 3.20).



**Figure 3.20 :** illustration des cas de détection hors de la zone d'échantillonnage (Pas d'écho ou distorsion du signal)

Distance cible (cm)	Fenêtre d'écoute ( $\mu$ s)	PRF (Hz)	Résultat	Observation
10	[50 – 200]	10	Aucun écho	Fenêtre trop courte → l'écho est ignoré
10	[550 – 620]	10	Écho détecté	Fenêtre bien centrée sur la distance
30	[550 – 620]	10	Hors fenêtre	L'écho arrive trop tard, donc est rejeté
30	[1710 – 1780]	10	Écho détecté	Fenêtre adaptée pour 30 cm
50	[2880 – 2950]	10	Écho détecté	Signal plus faible mais toujours détecté
100	[5800 – 5860]	10	Écho faible / bruité	Signal limite du capteur, plus sensible aux perturbations

**Tableau3.8 :** Effet de la fenêtre d'échantillonnage (PRF fixe à 10 Hz)

Enfin, une approche combinée a permis d'illustrer le compromis global PRF / fenêtre / distance : pour chaque distance cible, il est nécessaire d'ajuster à la fois la fenêtre d'écoute (en fonction du temps de vol) et la PRF (pour garantir une détection stable et continue). Ce compromis est présenté de manière synthétique dans le **Tableau 3.9**, qui couvre des distances de 5 cm à 100 cm

Distance cible (cm)	Fenêtre d'écoute ( $\mu$ s)	PRF (Hz)	Résultat	Observation
5	[260 – 320]	10	Écho détecté	Bonne détection à faible distance avec PRF moyenne
5	[260 – 320]	100	suivi fluide	Détection rapide et stable si l'objet est en mouvement
5	[260 – 320]	2	Signal instable	PRF trop basse, perte de suivi temporel
10	[550 – 620]	10	Écho stable	Fenêtre bien centrée, PRF adaptée
10	[550 – 620]	2	Pas d'écho	L'écho arrive trop tard ou après le cycle suivant
10	[50 – 200]	10	Fenêtre trop courte	L'écho est raté, signal ignoré
20	[1130 – 1200]	10	Écho détecté	Fenêtre et PRF bien ajustées
20	[1130 – 1200]	100	Suivi rapide	Fidélité accrue au déplacement rapide
20	[1130 – 1200]	2	Signal manqué	PRF trop faible pour cette portée
30	[1710 – 1780]	10	Écho détecté	Bonne synchronisation PRF/fenêtre
30	[550 – 620]	10	Hors fenêtre	Pas de détection, signal ignoré
50	[2880 – 2950]	10	Écho faible mais détecté	Portée moyenne, signal moins fort

Distance cible (cm)	Fenêtre d'écoute ( $\mu$ s)	PRF (Hz)	Résultat	Observation
50	[2880 – 2950]	100	Risque de perte	PRF trop rapide → l'écho arrive parfois après la nouvelle impulsion
100	[5800 – 5860]	10	Écho affaibli	Détection possible mais limite du capteur atteinte
100	[5800 – 5860]	2	Aucun écho	PRF trop basse, fenêtre mal alignée

**Tableau 3.9:** Compromis PRF / Fenêtre d'échantillonnage pour différentes distances dans le Doppler pulsé

Les différentes combinaisons expérimentales présentées dans les tableaux précédents ont permis d'identifier les conditions optimales pour capter l'écho :

- Lorsque la fenêtre temporelle est bien centrée sur la durée d'écho attendue, la détection est fiable.
- Une PRF trop basse ou mal ajustée peut entraîner la perte du signal.

L'ensemble des tests PRF / fenêtre présentés précédemment ont ainsi permis de valider expérimentalement les paramètres clés du Doppler pulsé, et de démontrer l'importance du bon compromis entre portée, précision temporelle et stabilité de la détection dans un dispositif didactique fonctionnel.

### 3.5.3.2 Expérimentation du Doppler continu (DC) :

#### a. Principe de génération du signal d'émission continue :

En mode Doppler Continu, le capteur ultrasonore émet un signal constant (non impulsionnel) à une fréquence fixe de 40 KHz. Contrairement au mode pulsé, il n'y a pas de pause entre émission et réception. Cela permet de capter en continu les ondes réfléchies, facilitant l'analyse du décalage Doppler pour mesurer des vitesses.

Dans notre dispositif, cette émission est assurée par la broche TRIG de la carte ESP32, configurée pour générer un signal carré de 40 kHz.

#### a.1 Simulation logicielle du signal d'émission continu et de mesures associées:

Un code a été développé (voir ci-dessous) sur Arduino IDE pour simuler l'émission d'un signal continu à 40 kHz. Cette fréquence est adaptée au fonctionnement du capteur HC-SR04

Le code utilise les fonctions de contrôle de la broche TRIG avec des instructions digitalWrite et des délais calibrés pour générer un signal carré de 40 kHz :

```

cw$
const int trigPin = 5;      // Broche d'émission
const int echoPin = 18;    // Broche de réception (logique)

long duree;
float distance;
float ancienneDistance = 0;
unsigned long tempsActuel = 0;
unsigned long tempsPrecedent = 0;
float vitesse = 0;
void setup() {
  pinMode(trigPin, OUTPUT);
  pinMode(echoPin, INPUT);
  digitalWrite(trigPin, LOW);
  Serial.begin(115200);
}
void loop() {
  // Génère une onde carrée continue à ~40 kHz
  digitalWrite(trigPin, HIGH);
  delayMicroseconds(12);
  digitalWrite(trigPin, LOW);
  delayMicroseconds(13);

  // Mesure l'écho en µs (max timeout 3000 µs ~ 50 cm)
  duree = pulseIn(echoPin, HIGH, 3000);

```

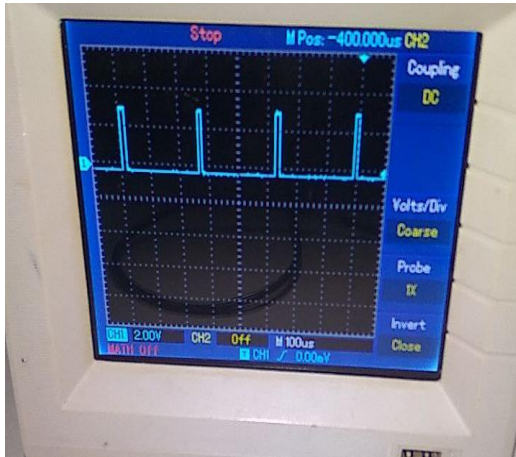
Aussi un autre code a été développé pour l'affichage de la durée ,la vitesse et la distance. Voir ci-dessous

```

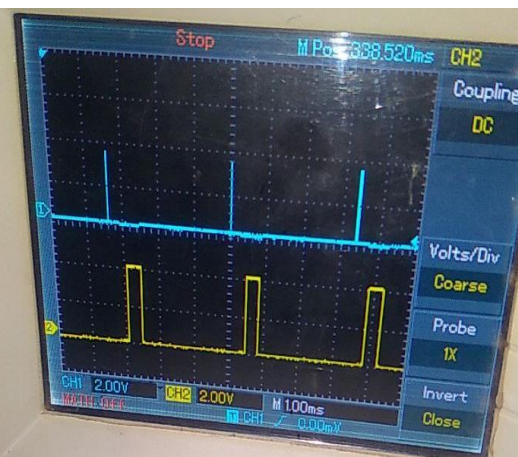
  tempsActuel = micros();
  unsigned long deltaT = tempsActuel - tempsPrecedent;
  if (duree > 0) {
    // Calcule distance
    distance = duree * 0.0343 / 2.0;
    // Calcule vitesse si possible
    if (ancienneDistance > 0 && deltaT > 0) {
      vitesse = (distance - ancienneDistance) / (deltaT / 1000000.0); // cm/s
    } else {
      vitesse = 0;
    }
    // Affiche résultats
    Serial.print("Durée (µs): ");
    Serial.print(duree);
    Serial.print(" | Distance (cm): ");
    Serial.print(distance);
    Serial.print(" | Vitesse (cm/s): ");
    Serial.println(vitesse);
    // Mise à jour pour prochain calcul
    ancienneDistance = distance;
    tempsPrecedent = tempsActuel;
  } else {
    Serial.println("Aucun écho détecté");
  }
  delay(50); // Délai entre mesures (~20 Hz)
}

```

Les signaux d'émission en Doppler Continu ainsi que de réception générés illustrés sur les figures 3.21 et 3.22.



**Figure 3.21:**Signal d'émission en DC



**Figure 3.22 :** Signal d'émission et signal de réception en DC

Le signal obtenu est un signal carré bien défini de fréquence 40 kHz et d'amplitude 3,3 V, correspondant à la tension logique de l'ESP32.

### b. Comportement en réception :

En mode Doppler Continu, la réception se fait en parallèle de l'émission continue. Avec le HC-SR04, la broche ECHO permet de recevoir un signal logique indiquant la durée entre émission et réception d'une onde réfléchie.

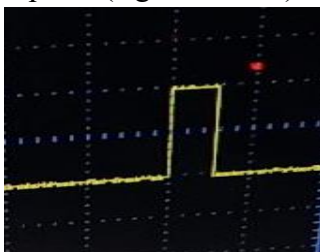
#### b.1 Observation du signal logique ECHO :

Bien que conçu pour un fonctionnement en mode pulsé, le HC-SR04 peut tout de même être utilisé dans une configuration modifiée pour observer le comportement du signal de réception en continu :

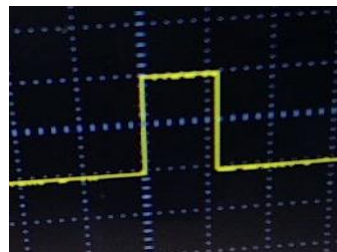
- La broche TRIG est alimentée en continu à 40 kHz (comme vu précédemment).
- La broche ECHO retourne un signal logique numérique, qui reste HAUT ou BAS selon si une onde est réfléchie ou non.
- Ce signal ne donne pas directement une fréquence Doppler, mais sa durée ou son état peut fluctuer si un objet mobile modifie la distance.

#### b.2 Visualisation des échos reçus à différentes distances :

La signalisation d'une cible détectée à différentes distances par rapport à la position du capteur (signal ECHO) est illustrée sur les figures 3.23 et 3.24 ci-dessous.



**Figure 3.23 :** Echo détecté pour d=10cm



**Figure 3.24 :** Echo détecté pour d=20cm

Le signal ECHO est de type logique (0 ou 1) et ne contient pas directement d'oscillation à 40 kHz, mais il réagit à la détection d'un écho. Cela reste utile pour une démonstration pédagogique.

Même si le HC-SR04 est limité à un signal logique en sortie, l'observation de la broche ECHO sous émission continue permet d'obtenir une réponse variable en fonction du mouvement d'un objet réfléchissant. Cela constitue une base pédagogique pour illustrer la réflexion ultrasonore en temps réel, et amorce la compréhension du principe Doppler.

### c. Analyse expérimentale du Doppler Continu à l'aide du capteur HC-SR04 :

Afin d'étudier expérimentalement le principe du Doppler Continu (CW), une série de mesures ont été réalisées en laboratoire en utilisant le capteur HC-SR04.

L'objet testé (une main ou une bouteille d'eau) a été déplacé manuellement à différentes vitesses et distances devant le capteur. Les mesures ont été prises à l'aide d'un oscilloscope, permettant de relever précisément la durée des signaux ECHO à chaque position. Cette méthode simple mais efficace permet de simuler un déplacement dans l'air et de visualiser l'effet Doppler à travers la mesure des variations de la durée d'écho, le calcul de la distance à chaque instant, puis la vitesse de déplacement, et enfin l'estimation de la fréquence Doppler.

#### c.1 Approche pour l'estimation de la fréquence Doppler :

Les données obtenues ont ensuite servi à estimer la vitesse du mouvement et le décalage de fréquence associé. Le tableau 3.10 ci-dessous résume l'ensemble des mesures collectées et les calculs dérivés.

Distance (cm)	Durée ECHO (ms)	Distance mesurée (cm)	$\Delta d$ (cm)	$\Delta t$ (s)	Vitesse (m/s)	Fréquence Doppler (Hz)
10	1.2	20.6	—	—	—	—
15	1.5	25.7	5.1	0.5	0.102	24
20	1.7	29.2	3.5	0.4	0.0875	20
25	1.9	32.6	3.4	0.4	0.085	19.8
30	2.1	36.0	3.4	0.4	0.085	19.8
35	2.3	39.5	3.5	0.4	0.0875	20
40	2.4	41.2	1.7	0.3	0.0567	13.2

**Tableau 3.10:** Mesure expérimentale de la vitesse et de la fréquence Doppler à partir de l'écho. Un exemple de calcul pour un déplacement entre 10 cm et 40 cm est détaillé dans ce qui va suivre.

#### Données :

- Durée ECHO à 10 cm :  $t_1 = 1.2$  ms
- Durée ECHO à 40 cm :  $t_2 = 2.4$  ms
- Temps de déplacement :  $\Delta t = 2$  s
- Vitesse du son dans l'air :  $v_s = 343$  m/s
- Fréquence d'émission : 40kHz

#### c.1.1 Calcul des distances réelles : Selon l'équation 1 décrite précédemment ;

- Pour  $t_1 = 1.2$  ms = 0.0012 s alors  $d_1 = \frac{(343 \times 0.0012)}{2} = 0.2058$  m  $\approx$  20.6 cm
- Pour  $t_2 = 2.4$  ms = 0.0024 s alors  $d_2 = \frac{(343 \times 0.0024)}{2} = 0.4116$  m  $\approx$  41.2 cm

### c.1.2 Calcul de la vitesse de déplacement :Selon l'équation 3

$$v = \frac{d_2 - d_1}{t_2 - t_1} \quad \text{alors} \quad v = \frac{\Delta d}{\Delta t} = 0.1029 \text{ m/s}$$

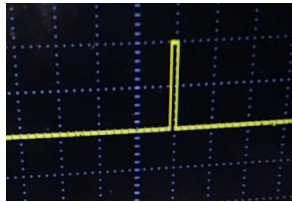
### c.1.3 Calcul de la fréquence Doppler :Selon l'équation 4

$$f_{Doppler} = \frac{2f_0 \cdot v}{c} \quad \text{On obtient alors : } f_{Doppler} = \frac{2.40000 \cdot 0.1029}{343} = 24 \text{ Hz}$$

## c.2 Détection d'un débit d'air à l'aide du capteur HC-SR04 : Simulation du principe de la spirométrie

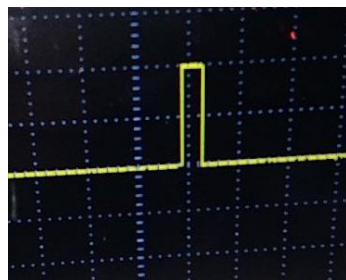
Dans cette expérience, nous avons placé une feuille de papier légère à environ 10 cm devant le capteur ultrasonore HC-SR04 fonctionnant en mode Doppler continu (CW). L'objectif est d'observer si un déplacement causé par un souffle d'air peut être détecté sous forme de variation du signal de réception.

Une première capture du signal ECHO a été effectuée à l'oscilloscope lorsque la feuille était immobile (**figure 3.25**). Le signal obtenu était un signal logique stable avec une fréquence constante, correspondant aux réflexions d'ondes sur une cible fixe.



**Figure 3.25:** signal réfléchi lorsque la feuille est fixe à 10cm

Ensuite, en soufflant sur la feuille placée devant le capteur HC-SR04, un déplacement provoqué par un simple flux d'air a pu être détecté à travers la modification du signal ECHO observé à l'oscilloscope au moment du souffle (figure 3.26). Cette variation est interprétée comme un décalage Doppler induit par la vitesse de déplacement de la feuille sous l'effet du débit d'air.



**Figure 3.26:**signal réfléchi après le souffle

### c.2.1 Calcul basé sur l'expérience du souffle :

Les durées des ECHOS mesurées (voir figure 3.25 et 3.26) sont respectivement

-Durée ECHO lorsque la feuille est immobile :  $t_1 = 5 \times 0,2 \text{ ms} = 1,0 \text{ ms} = 0,001 \text{ s}$

-Durée ECHO pendant le souffle :  $t_2 = 5 \times 0,4 \text{ ms} = 2,0 \text{ ms} = 0,002 \text{ s}$

Par conséquent les distances respectives sont calcul en utilisant l'Equation 1 ; elles sont

- Distance  $d_1$  :  $d_1 = 0,1715 \text{ m}$
- Distance  $d_2$  :  $d_2 = 0,343 \text{ m}$

Aussi la vitesse de déplacement est obtenue en utilisant l'équation 3, en Supposant un temps de déplacement :  $\Delta t = 0,5$  s la vitesse est alors  $v = 0,343$  m/s

De même la fréquence Doppler correspondante est obtenue en utilisant l'équation 4, cette fréquence est alors  $f_{Doppler} = \frac{2.40000.0,343}{343} \approx 80$  Hz

Ainsi le débit d'air peut être estimé ; sachant que la section de la feuille de papier est de  $A = 5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm} = 0,05 \times 0,05 = 0,0025 \text{ m}^2$  Alors : Débit =  $v \times A = 0,0008575 \text{ m}^3/\text{s} = 857,5 \text{ mL/s}$

Cette expérience simple illustre de manière efficace le principe physique du Doppler appliqué à l'air en mouvement, principe inspiré de la spirométrie Doppler, une technique médicale permettant d'évaluer le débit respiratoire à l'aide d'ondes ultrasonores. Cette démonstration valide expérimentalement que le mouvement d'un objet induit par un souffle peut engendrer un effet Doppler mesurable, ouvrant ainsi la voie à des applications pédagogiques, telles que la simulation de la mesure du débit d'air respiratoire, ce qui confirme la possibilité d'exploiter ce phénomène dans un contexte didactique ou biomédical.

#### **d. Limites de l'approche DC avec HC-SR04 :**

L'approche en Doppler Continu (DC) avec le capteur HC-SR04 présente plusieurs limitations. D'abord, ce capteur ne permet pas une réception analogique réelle, ce qui empêche une analyse fine du signal réfléchi. L'absence d'un traitement fréquentiel ou d'analyse spectrale ne permet pas de quantifier précisément la fréquence Doppler. Néanmoins, cette approche conserve une forte valeur pédagogique pour illustrer de manière simple le principe de l'effet Doppler.

#### **3.5.4 Conclusion de l'expérimentation avec le HC-SR04 :**

Les expérimentations menées en modes Doppler pulsé (DP) et Doppler continu (DC) avec le capteur HC-SR04 ont permis de démontrer, de manière simple mais efficace, les principes fondamentaux de l'effet Doppler.

En mode Doppler pulsé, la variation de la durée de l'écho a permis d'estimer à la fois la distance (profondeur) et la vitesse d'un objet en mouvement au sein d'une fenêtre d'échantillonnage bien définie. Cela constitue une analogie claire avec l'acquisition de données localisées en échographie médicale, où la résolution spatiale et la localisation précise d'un flux sont essentielles.

En mode Doppler continu, bien que l'information sur la localisation soit absente, des variations significatives du signal ont pu être observées lors du déplacement d'objets ou sous l'effet d'un souffle d'air. Ces perturbations simulant un débit ou une vitesse de flux illustrent le principe d'analyse continue sans contrainte de profondeur.

Ainsi, bien que ce capteur ne soit pas destiné à un usage clinique, les démonstrations réalisées à l'aide de ce système constituent une base précieuse pour illustrer des applications réelles de l'effet Doppler en médecine, telles que la vélocimétrie vasculaire, la mesure du débit respiratoire, ou encore l'échographie Doppler utilisée pour localiser, mesurer et interpréter des flux physiologiques.

La méthodologie exposée dans ce chapitre, ainsi que la solution retenue pour détourner le capteur HC-SR04 à des fins pédagogiques, ont permis de poser les bases d'une démonstration fonctionnelle de l'effet Doppler dans ses deux variantes : pulsé et continu.

Afin de valider concrètement cette approche et d'en illustrer la faisabilité, une série d'expérimentations a été conçue sous forme d'une manipulation de travaux pratiques sur les ultrasons, exploitant les capacités de génération, de mesure et d'analyse offertes par la carte ESP32 associée au capteur HC-SR04.

### **3.6 Proposition d'une Manipulation de travaux pratiques pour l'étude de l'effet Doppler Ultrasonore TP**

Ces expérimentations ont pour but non seulement de mettre en évidence le phénomène du décalage Doppler, mais aussi de permettre à un apprenant de :

- Visualiser les signaux échangés (TRIG, ECHO),
- Comprendre le lien entre mouvement et variation de fréquence,
- Estimer des paramètres physiques liés à l'effet doppler comme la vitesse ou le débit d'air
- Et identifier les limites inhérentes à un capteur grand public.

#### **3.6.1 Bref rappel théorique :**

##### **a. Le capteur HC-SR04 :**

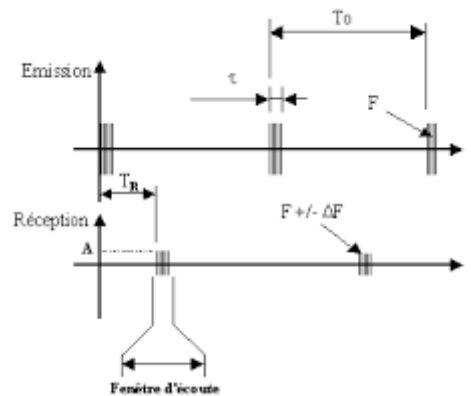
Le HC-SR04 est un capteur ultrasonique initialement conçu pour la mesure de distance par télémétrie. Il fonctionne en envoyant un signal ultrasonore via sa broche TRIG et en mesurant le temps d'écho réfléchi reçu par la broche ECHO. La Fréquence centrale : 40 kHz Tension logique : 3.3 à 5 V



**Figure 3.6.1 :** Capteur HC-SR04 [55]

**b. Le Doppler Pulsé (DP) :**

Ce mode consiste à envoyer des paquets d'impulsions ultrasonores séparés par des périodes d'écoute. Il permet de mesurer des vitesses localisées dans une fenêtre d'échantillonnage. On analyse ici le temps de retour de l'écho et ses variations d'une impulsion à l'autre pour calculer une vitesse.



**Figure 3.6.2 :** Fenêtre d'échantillonnage en DP [56]

**c. Le Doppler Continu (DC) :**

Dans ce mode, l'émission est permanente, et la réception est simultanée. Ce type de Doppler permet de mesurer des vitesses très élevées, mais sans localisation précise. La fréquence du signal reçu est comparée à celle du signal émis pour en déduire le décalage la fréquence Doppler.

**3.6.2 Objectifs du TP :**

- Tester le comportement du capteur en émission et réception.
- Vérifier la correspondance entre la durée de l'écho et la distance mesurée.
- Observer les signaux sur le moniteur série, le traceur série et à l'oscilloscope.
- Mettre en œuvre le capteur HC-SR04 dans une logique détournée pour observer l'effet Doppler.
- Exploiter les deux modes (DP et DC) pour mesurer la vitesse d'un objet ou le débit d'air.
- Observer et interpréter les signaux via l'oscilloscope ou le traceur série.
- Calculer la vitesse ou la fréquence Doppler à partir des mesures.

**3.6.3 Matériel utilisé :**

- Carte ESP32 + câble USB
- Capteur HC-SR04
- Logiciel Arduino IDE
- Oscilloscope (ou traceur série dans Arduino IDE)
- Règle graduée
- Objet mobile

### 3.6.4 Protocole expérimental :

#### 3.6.4.1 Vérification préalable du fonctionnement du capteur HC-SR04 :

Avant d'entamer les expériences liées aux effets Doppler en mode pulsé (DP) et continu (DC), il est indispensable de vérifier le bon fonctionnement du capteur ultrasonore HC-SR04 dans sa configuration standard. Ces tests permettent de s'assurer que le capteur émet bien des ultrasons, capte correctement les échos, et que la communication avec la carte ESP32 est fonctionnelle.

##### 3.6.4.1.1 Test de distance fixe :

- Placer un objet (ex. : mur, boîte ou feuille) à une distance connue (ex : 10 cm, 40 cm).
- Lire la durée d'écho via le moniteur série (ou oscilloscope).
- Vérifier si la durée d'écho est conforme à la formule :  $Distance (cm) = \frac{durée (us) * 0.034}{2}$

##### 3.6.4.1.2 Observation des signaux :

À cette étape, vous allez observer les signaux **TRIG** (émis par l'ESP32) et **ECHO** (reçu du capteur) à l'aide d'un oscilloscope ou du traceur série.

#### ➤ Étapes proposées:

- **Visualisez le signal TRIG :**
  - Observez sa forme : à quoi ressemble-t-il ? Quelle est sa durée approximative ?
  - Est-il généré de manière unique ou répétitive ? Avec quelle fréquence ?
- **Visualisez ensuite le signal ECHO :**
  - Quelle est sa nature : analogique ou logique ?
  - Sa durée semble-t-elle varier en fonction de la position de l'objet devant le capteur ?
  - Essayez de relever la durée de l'ECHO pour **deux distances différentes** (par exemple, 10 cm et 40 cm).

#### ➤ Points d'analyse:

- Comparez les **durées mesurées du signal ECHO** pour ces deux distances.
- Que peut-on conclure sur le lien entre la **durée de l'ECHO** et la **distance** ?
- Le comportement observé est-il cohérent avec la **formule de calcul de distance** ?

En suivant la procédure de mesure ci-dessus renseigner le tableau 1 ci-dessous

**Tableau 1 : Mesures par le capteur (à remplir)**

Cas	Distance réelle (cm)	Échelle temporelle	Largeur ECHO (div)	Durée mesurée (µs)	Distance calculée (cm)
Cas 1 – 10 cm	10				
Cas 2 – 30 cm	30				

Cas	Distance réelle (cm)	Échelle temporelle	Largeur ECHO (div)	Durée mesurée ( $\mu$ s)	Distance calculée (cm)
Cas 3 – 50 cm	50				

### 3.6.4.1.2 Questions :

- Que se passe-t-il si l'objet est trop proche ou trop éloigné du capteur ?
- Le signal ECHO est-il stable pour une distance fixe ?
- Quelle est la fréquence de répétition du signal TRIG dans votre code ?
- Que signifie une absence de signal ECHO ?
- Pourquoi divise-t-on la durée par 2 dans la formule de calcul de distance ?
- Quelles seraient les erreurs possibles dans l'estimation de distance ?

### 3.6.4.2 Expérience en Doppler Pulsé (DP) :

- Câbler le capteur HC-SR04 sur l'ESP32.
- Programmer la carte pour générer des impulsions à 40 kHz et mesurer les durées d'écho.
- Réaliser un déplacement progressif d'un objet entre 10 et 40 cm. Vérifiez la fenêtre d'échantillonnage correspondante
- Observer les durées d'écho sur le moniteur série ou l'oscilloscope.
- Calculer la vitesse et la fréquence Doppler à partir des variations.

En exploitant la procédure citée ci-dessus faites les mesures et calculs correspondant puis renseigner le tableau 2

**Tableau 2 : Mesures en Doppler Pulsé (à remplir)**

Position objet (cm)	Durée écho (ms)	Distance mesurée (cm)	Variation $\Delta d$ (cm)	Temps entre mesures (s)	Vitesse (m/s)	Fréquence Doppler estimée (Hz)	FR I (Hz)	Fenêtre d'échantillonnage (ms)

### 3.6.4.3 Expérience en Doppler Continu (DC) :

- Modifier le code pour générer un signal continu à 40 kHz sur TRIG.
- Observer les signaux sur l'oscilloscope.
- Réaliser un déplacement ou un souffle devant le capteur.
- Comparer les signaux émis et reçus.
- Estimer un décalage fréquentiel

### **3.6.4.3.1 Questions / Discussion :**

#### **Aspects techniques et expérimentaux**

- Pourquoi est-il nécessaire de générer un signal à 40 kHz précisément ?  
→ Quelle est l'influence de la fréquence sur la précision des mesures Doppler ?
- Comment améliorer la séparation entre émission et réception dans une configuration HC-SR04 ?  
→ Proposer des idées : capteurs séparés, circuits analogiques...

#### **Analyse physique et signal :**

- Dans le cas d'un mouvement accéléré, comment évolue la fréquence Doppler observée dans le temps ?
- Pourquoi la vitesse calculée est-elle parfois instable ou bruitée ?

#### **Aspects pédagogiques et applicatifs :**

- En quoi cette démonstration est-elle intéressante pour un enseignement en médecine ou en physique appliquée ?
- Quels sont les avantages de détourner un capteur simple (comme le HC-SR04) dans un contexte pédagogique ?
- Quelles seraient les évolutions possibles de ce dispositif pour le rendre plus performant ou plus réaliste (simulation de flux sanguin, introduction de milieux différents, etc.) ?

### **3.6.5 Conclusion attendue :**

- Le capteur HC-SR04 peut être utilisé de manière ingénieuse pour illustrer l'effet Doppler malgré ses limitations techniques.
- En combinant analyse logicielle et observation expérimentale, on peut visualiser et exploiter le décalage Doppler dans un cadre didactique.
- La comparaison entre les deux modes permet de comprendre les avantages et inconvénients de chacun dans des contextes médicaux ou industriels.

### 3.7 Conclusion générale

Ce travail s'est inscrit dans le cadre d'un projet didactique visant à illustrer expérimentalement le phénomène de l'effet Doppler à travers l'utilisation d'un capteur ultrasonore HC-SR04, associé à une carte ESP32. L'objectif principal était de concevoir un dispositif simple, économique et pédagogique permettant de comparer les deux modes Doppler — continu (DC) et pulsé (DP) —, tout en rendant leur principe de fonctionnement visuel, mesurable et compréhensible.

Après une étude approfondie du principe physique de l'effet Doppler, de ses applications médicales (notamment en échographie, vélocimétrie et spirométrie), et des caractéristiques du capteur HC-SR04, nous avons mis en œuvre une série d'expérimentations concrètes. En mode Doppler pulsé, les variations de durée d'écho ont permis d'estimer la vitesse d'un objet ou un débit d'air dans une fenêtre temporelle. En mode Doppler continu, un signal permanent à 40 kHz a été généré pour analyser les perturbations dues au mouvement d'un obstacle, illustrant un décalage fréquentiel observable.

Malgré les limitations techniques du HC-SR04 — telles que l'absence de réception analogique fine, l'impossibilité de traiter le signal dans le domaine fréquentiel, ou la difficulté à séparer l'émission de la réception — le dispositif s'est montré pertinent sur le plan pédagogique. Il a permis de visualiser clairement les effets du mouvement sur les signaux ultrasonores, offrant ainsi une introduction pratique efficace à un phénomène complexe, souvent abstrait dans l'enseignement théorique.

En conclusion, ce projet a permis non seulement de valider expérimentalement les notions clés liées à l'effet Doppler, mais aussi de proposer une solution accessible et reproductible pour la formation des étudiants dans le domaine de l'ultrasonographie médicale. Il ouvre la voie à des améliorations futures telles que l'intégration de traitements numériques du signal ou l'exploitation de capteurs plus évolués pour des applications plus avancées.

## Technical Datasheet 1 : Ultrasonic Ranging Module HC-SR04 [57]

### Product features :

The ultrasonic ranging module HC-SR04 provides 2 cm – 400 cm non-contact measurement function. The ranging accuracy can reach up to 3 mm.

The module includes ultrasonic transmitters, receiver and a control circuit.

The basic principle of operation:

1. Using IO trigger for at least 10  $\mu$ s high-level signal,
2. The module automatically sends eight 40 kHz pulses and detects whether there is a pulse signal returned,
3. If the signal returns, the high-level output IO duration corresponds to the time taken for the ultrasound to travel to the object and back.

Test distance = (High level time  $\times$  speed of sound (340 m/s)) / 2

### Wiring connections:

- 5V Supply
- Trigger Pulse Input
- Echo Pulse Output
- 0V Ground

Pins: Vcc | Trig | Echo | GND

### Electric Parameter

Working Voltage	DC5V
Working Current	15mA
Working Frequency	40Hz
Max Range	4m
Min Range	2cm
Measuring Angle	15 degree
Trigger Input Signal	10us TTL pulse
Echo Output Signal	Input TTL lever signal and the range in Proportion
Dimension	45*20*15mm

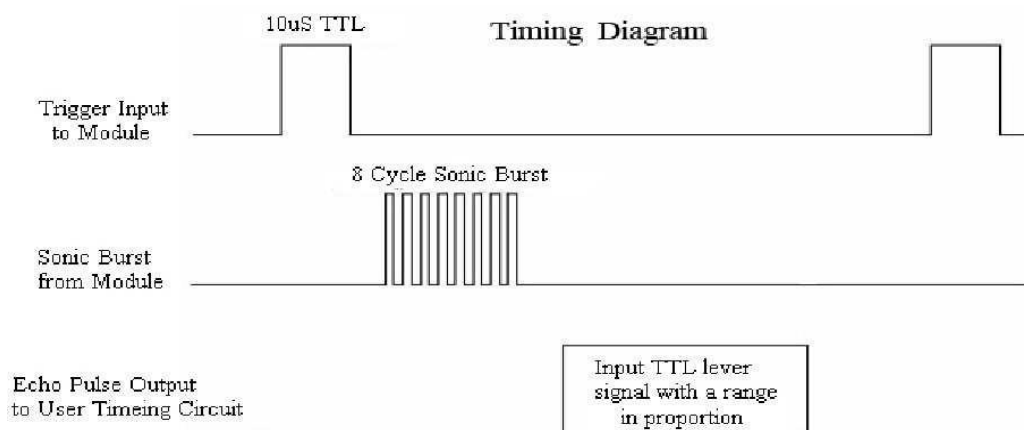


## Timing diagram

The timing diagram is as follows:

You only need to supply a short 10  $\mu$ s pulse to the trigger input to start the ranging. Then, the module sends out an 8-cycle burst of ultrasound at 40 kHz and raises its echo output. The echo pulse width is proportional to the distance of the object.

## Formulas :



- Distance (cm) = Echo time ( $\mu$ s) / 58
- Distance (inch) = Echo time ( $\mu$ s) / 148
- Or: Distance = High level time  $\times$  340 m/s / 2

It is recommended to wait at least 60 ms between each measurement to avoid overlap between trigger and echo signals.

## Attention (EN)

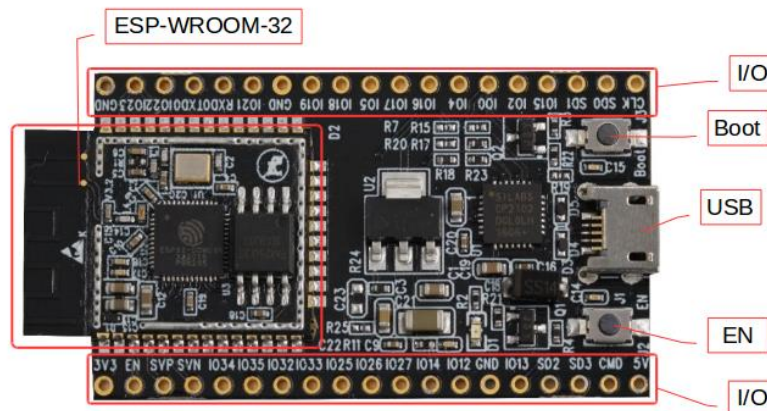
- The module is not recommended to be connected directly to power. If it is, the GND terminal must be connected first, otherwise it may affect the normal operation of the module.
- When testing objects, the target surface area must not be less than 0.5 square meters, and the surface should be as smooth and flat as possible. Otherwise, the measurement results may be inaccurate.

## Technical Datasheet – ESP32 Board [58]

The ESP32 board is a powerful, cost-effective and versatile microcontroller, ideal for embedded systems projects and educational demonstrations. It integrates Wi-Fi, Bluetooth, a dual-core processor, and numerous I/O peripherals, making it an excellent choice for applications in electronics, home automation, robotics, and—within the context of this project—for controlling an ultrasonic sensor like the HC-SR04.

### Main Technical Specifications

- Processor: Xtensa LX6 – dual-core up to 240 MHz
- Memory: 520 KB SRAM, 448 KB ROM, 16 KB RTC SRAM
- Connectivity: Wi-Fi 802.11 b/g/n + Bluetooth 4.2 BR/EDR + BLE
- GPIO: Up to 34 pins, including ADC, DAC, SPI, I2C, UART, PWM
- Integrated Sensors: Hall sensor, touch sensors, PWM, CAN 2.0
- Security: Secure boot, flash encryption, hardware crypto (AES, RSA, SHA, etc.)
- Power Supply: 3.3 V (regulated from 5V USB input)
- Power Consumption:  $\sim 5 \mu\text{A}$  in deep sleep mode
- Typical Dimensions:  $\approx 51 \text{ mm} \times 23 \text{ mm}$  (DevKit V1)



### Pinout and Connectivity

The ESP32 DevKit V1 typically features 30 to 38 pins arranged on both sides. It includes a Micro-USB port for power and programming, and two onboard buttons:

- EN (Reset): Restarts the board
- BOOT: Activates flashing/download mode

The most commonly used pins include:

GPIO0, GPIO2, GPIO4, GPIO5, GPIO12–19, GPIO21–23, GPIO25–27, GPIO32–33, GPIO34–39 (input only).

### 3.8 Webographie et Bibliographie:

1. <https://www.futura-sciences.com/sciences/definitions/physique-ultrason-14915/>
2. [https://fac.umc.edu.dz/vet/Cours\\_Ligne/cours\\_20\\_21/Physique/Son\\_ultrason.pdf](https://fac.umc.edu.dz/vet/Cours_Ligne/cours_20_21/Physique/Son_ultrason.pdf)
3. <https://www.elsevier-masson.fr/media/wysiwyg/PDF/FR/9782294780424.pdf?>
4. <https://fr.scribd.com/document/489760413/cahier-courstp-final-pdf?utm>
5. [https://elearning.univ-msila.dz/moodle/pluginfile.php/280388/mod\\_resource/content/3/chapitre-4-%20Contr%C3%B4le%20par%20ultrasons.pdf](https://elearning.univ-msila.dz/moodle/pluginfile.php/280388/mod_resource/content/3/chapitre-4-%20Contr%C3%B4le%20par%20ultrasons.pdf)
6. <https://www.astrolabe-science.fr/echographie-reflexion-et-transmission-dune-onde-ultrasonore/>
7. <https://slideplayer.fr/slide/3260997/>
8. <https://web.eecs.umich.edu/~dnoll/BME516/us%20notes%202.pdf?utm>
9. [https://astrolabe-science.fr/wp-content/uploads/2020/05/4\\_UltrasonsPROF.pdf](https://astrolabe-science.fr/wp-content/uploads/2020/05/4_UltrasonsPROF.pdf)
10. <https://www.bjultrasonic.com/fr/how-to-produce-ultrasonic-waves/?utm>
11. <https://www.phys4med.be/transductor/sonde-mono>
12. <https://fr.scribd.com/document/489760413/cahier-courstp-final-pdf?utm>
13. [https://l2bichat2016-2017.weebly.com/uploads/9/1/0/9/91095670/11a\\_p2\\_ue2\\_cours\\_5\\_explorations\\_ultrasonores\\_ron%C3%A9o.pdf](https://l2bichat2016-2017.weebly.com/uploads/9/1/0/9/91095670/11a_p2_ue2_cours_5_explorations_ultrasonores_ron%C3%A9o.pdf)
14. <https://www.lebetisier.com/fonctionnement-et-applications-des-nettoyeurs-ultrasoniques/?utm>
15. <https://sdtultrasound.com/fr/applications/?utm>
16. <https://ultrasonographie-vasculaire.edu.umontpellier.fr/files/2012/08/MD-Effets-Biologiques-Ultrasons-DIUE-2014.pdf>
17. <https://radiologietiznit.com/echographie/?utm>
18. <https://openmedscience.com/the-role-of-ultrasound-in-medical-imaging/?utm>
19. <https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rycan.230074>
20. <https://www.inserm.fr/dossier/ultrasons-biomedicaux/>
21. <https://www.msdmanuals.com/fr/professional/troubles-g%C3%A9nito-urinaires/proc%C3%A9dures-et-test-g%C3%A9nito-urinaires/biopsie-des-reins%2C-de-la-vessie-et-de-la-prostate>
22. [file:///C:/Users/pc/Downloads/MD-Bases-Doppler-Abr-2013C%20\(1\).pdf](file:///C:/Users/pc/Downloads/MD-Bases-Doppler-Abr-2013C%20(1).pdf)
23. <file:///C:/Users/pc/Downloads/M-MMEEFPC-2018-01.pdf>
24. <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04691755v1/file/T-2024-035.pdf>
25. [http://mediatheque.accesmad.org/educmad/pluginfile.php/60333/mod\\_resource/content/1/application%20de%20l'effet%20doppler%201.pdf](http://mediatheque.accesmad.org/educmad/pluginfile.php/60333/mod_resource/content/1/application%20de%20l'effet%20doppler%201.pdf)
26. <https://www.optomet.com/fr/connaissance-et-technologie/bases-et-techniques-de-mesure/effet-doppler/>
27. [https://media4.obsmp.fr/public/ressources\\_lu/pages\\_universlointain/redshift.html?utm](https://media4.obsmp.fr/public/ressources_lu/pages_universlointain/redshift.html?utm)
28. Hoskins, P., Martin, K., & Thrush, A. (2019). *Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment* (3rd ed.). CRC Press. Chapitre 8 : ContinuousWave Doppler, pp. 220-240.
29. [https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcRUvauGXJUX\\_g26fOKtI2RxVnPyfGOzH8QLb3qRrMAvddtQz6scGNzSqymq-tRqbF5g3k&usqp=CAU](https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcRUvauGXJUX_g26fOKtI2RxVnPyfGOzH8QLb3qRrMAvddtQz6scGNzSqymq-tRqbF5g3k&usqp=CAU)
30. Evans, D. H., McDicken, W. N., Skidmore, R., & Woodcock, J. P. (1989). *Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Signal Processing*. Wiley.

31. <https://shop.elsevier.com/books/introduction-to-vascularultrasonography/pellerito/978-0-323-42882-8>
32. <https://public.iutenligne.net/electronique/nardi/Doppler/Doppler7/c36.gif>
33. [https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/4005086/?utm\\_](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/4005086/?utm_)
34. <https://www.sonoscanner.com/lechographie-doppler/>
35. [https://12bichat2016-2017.weebly.com/uploads/9/1/0/9/91095670/11a\\_p2\\_ue2\\_cours\\_5\\_explorations\\_ultra\\_sonores\\_\ron%C3%A9o.pdf](https://12bichat2016-2017.weebly.com/uploads/9/1/0/9/91095670/11a_p2_ue2_cours_5_explorations_ultra_sonores_\ron%C3%A9o.pdf)
36. <https://public.iutenligne.net/electronique/nardi/Doppler/Doppler7/c40.gif>
37. [http://uclimaging.be/ecampus/maccs/des\\_rx1\\_00/PDF/des1\\_2020\\_1P\\_echographie\\_doppler\\_aspects\\_techniques.pdf](http://uclimaging.be/ecampus/maccs/des_rx1_00/PDF/des1_2020_1P_echographie_doppler_aspects_techniques.pdf)
38. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK580539/>
39. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6488013/?utm>
40. <https://radiopaedia.org/articles/wall-filter?lang=us&utm>
41. <https://www.nssl.noaa.gov/publications/dopplerguide/Doppler%20Guide%202nd%20Ed.pdf?utm>
42. <https://ecgwaves.com/topic/pulsed-wave-doppler/?utm>
43. [https://www.mayoclinicproceedings.org/article/S0025-6196%2812%2962774-8/fulltext?utm\\_](https://www.mayoclinicproceedings.org/article/S0025-6196%2812%2962774-8/fulltext?utm_)
44. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3309347/?utm>
45. [https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-94-010-1103-7\\_22?utm](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-94-010-1103-7_22?utm)
46. <https://echo.interniste.com/echographie-doppler-couleur-us-fr-c0-s2?utm>
47. <https://www.apollohospitals.com/fr/diagnostics-investigations/color-doppler-test?utm>
48. <https://www.pac6.ch/fr/chapitres/25-echocardiographie-transoesophagienne-1ere-partie/25-2-principes-physiques-de-lechocardiographie/25-2-4-echocardiographie-doppler?utm>
49. ZEHOUANI wahiba et LABDELLI Nassima (2013) « la réalisation d'un dispositif ultrasonore pour la mesure de débit respiratoire » Projet de Fin d'études Master en Instrumentation Biomédicale Université de Tlemcen
50. GUEDIANE soumia et MEKSALI ikram(2016) « Réalisation d'une plateforme exploitant les ultrasons pour les mesures de distances et de vitesse : application à la mesure du débit respiratoire » - Projet de Fin d'études Master en Instrumentation Biomédicale Université de Tlemcen
51. REMAOUN chahrazed (2021) « conception et simulation d'un dispositif pour l'étude du principe Doppler à ultrason – vélocimétrie doppler » - Projet de Fin d'études Master en Instrumentation Biomédicale Université de Tlemcen
52. [https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01750563v1/file/INPL\\_T\\_1999\\_CARON\\_A.pdf](https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01750563v1/file/INPL_T_1999_CARON_A.pdf)
53. [https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcSLb1WSQ5N2om-NwVMgQT\\_2SdQnDC4SB11bDw&s](https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcSLb1WSQ5N2om-NwVMgQT_2SdQnDC4SB11bDw&s)
54. [https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcTolc\\_GkV0dAz-osYXng7we5CzojW37fJpDqg&s](https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcTolc_GkV0dAz-osYXng7we5CzojW37fJpDqg&s)
55. <https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcS0IFRLz1gCh-0gpK9L-H9pUCuKa1P57Y-MBg&s>
56. <https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcS1nst68HPStgg9np00zszbnoK3vPmsCWsTBWBIImQfftJlghg3goDW83e19C0IZkT8qkKY&usqp=CAU>
57. [HCSR04 .pdf](https://www.researchgate.net/publication/353111111/HCSR04.pdf)

58. [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32\\_datasheet\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32_datasheet_en.pdf)