

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE



UNIVERSITE ABOU BEKR BELKAÏD - TLEMEN
FACULTE DES SCIENCES DE L'INGENIEUR
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE BIOMEDICALE



Projet de fin d'études pour l'obtention du diplôme d'Ingénieur d'état en
Electronique biomédicale

Thème :

Etude et réalisation d'un dispositif décrivant le principe
de l'ultrasonographie

Soutenu publiquement le 1^{er} juillet 2007 par :

M^r Daou Seydou

Devant le jury composé de :

Président:	Mr RAHMOUN FETHI	Chargé de cours U. de Tlemcen
Examineurs:	Mr BELAID ALI	Chargé de cours U. de Tlemcen
	Mr KERAI SALIM	Chargé de cours U. de Tlemcen
Encadreur :	Mr F.BEREKSI REGUIG	Professeur U. de Tlemcen

Sommaire	Page
Dédicaces.....	I
Remerciements.....	II
Sommaire.....	III
Résumé.....	IV
Abstract (Résumé en anglais).....	V
ملخص (Résumé en arabe)	VI
Introduction générale.....	1
Chapitre I : Les Bases physiques de l'ultrasonographie	
2.1. Introduction.....	3
2.2. Historique.....	3
2.3. Définition.....	4
2.4. Nature de l'onde ultrasonore.....	4
2.5 Applications médicales des ultrasons.....	5
2.5.1. Applications diagnostiques des ultrasons.....	5
2.5.2. Applications thérapeutiques des ultrasons.....	6
3. Le capteur ultrasonore.....	7
3.1. L'effet piézoélectrique.....	7
3.2. Technologie des capteurs ultrasonore.....	8
3.3. Le faisceau ultrasonore.....	9
4. La propagation des ultrasons.....	10
4.1. Généralités	10
4.2. L'impédance acoustique Z	12
4.3. L'énergie transportée.....	12
4.4. L'intensité acoustique I	12
4.5. Interaction des ultrasons avec les tissus.....	13
4.5.1. Réflexion et réfraction.....	13
4.6. Atténuation.....	15
4.6.1. L'absorption.....	15
4.6.2. La diffusion.....	16
5. L'ultrasonographie ou Echographie.....	18
5.1. Principe de l'échographie.....	18
5.2.Échographie en mode A ou échographie d'amplitude.....	19
5.3. Echographie en mode B ou échographie de brillance.....	20
5.4. Echographie en mode C.....	22
5.6. Echographie en mode TM	22
6. Conclusion	23
Chapitre II : L'effet Doppler en ultrasonographie	
1.Introduction.....	24
2. Historique :	24
3. Effet Doppler.....	24
3.1. Principe physique.....	24
3.2. Relations fondamentales.....	25
3.2.1. Cas général	25

3.3. Formules physiques.....	26
3.3.1. Effet Doppler galiléen.....	26
3.3.2. Effet Doppler relativiste.....	27
3.4. Domaine d'utilisation.....	27
4. L'ultrasonographie en mode Doppler.....	28
4.1. Principe Doppler.....	28
4.2. Contenu spectral de l'écho Doppler.....	30
5. Dispositifs Doppler ultrasonores.....	31
5.1. Le système Doppler continu.....	31
5.2. Le système Doppler pulsé.....	32
5.3. Le système Doppler Energie ou « Angio ».....	34
5.4. Le système Doppler bidimensionnel ou Doppler couleur	34
5.5. Adieu, Christian Doppler ?.....	35
5.5.1. Nouvelles techniques ultrasonores : l'imagerie des flux par échographie en couleur...35	
5.5.2. Principe.....	35
5.5.2.1. Color Velocity Imaging (CVI).....	35
5.5.2.2. CVI versus Doppler vitesse.....	36
6. Ambiguïté en fréquence et en profondeur.....	38
6.1. Ambiguïté en fréquence : problème d'Aliasing.....	38
6.2. Ambiguïté en profondeur.....	39
7. Les mesures quantitatives.....	40
7.1. La mesure des vitesses.....	40
7.2. La mesure des débits.....	40
8. Analyse du signal.....	40
8.1. Le tracé analogique.....	40
8.2. Le spectre de fréquences	41
8.3. L'encodage couleur.....	42
9. La formation de l'image.....	43
9.1. La qualité de l'image.....	43
9.1.1. La résolution spatiale.....	43
9.1.2. La résolution en contraste	44
10. Conclusion	44

Chapitre III : Approche théorique du dispositif ultrasonographique

1. Introduction.....	45
2. Les ultrasons dans l'air.....	45
2.1. Mode continu	46
2.2. Mode pulsé.....	48
2.3. Variation de l'énergie réfléchiée en fonction de la portée du mobile.....	49
3. Description du schéma bloc général du dispositif.....	50
3.1. Les capteurs d'émission et de réception : E/R.....	52
3.2. Bande passante.....	52
4. Le bloc d'émission.....	53
4.1. L'astable principal.....	53
4.1.1. L'astable réalisé à partir d'un AOP.....	53
4.1.2. L'astable réalisé à partir de porte NOR.....	53
4.3. Le générateur du signal pulsé	54
5. La démodulation.....	55
5.1. Mélangeur à diode semi-conductrice.....	56
6. Amplification.....	57

7. Le filtrage.....	58
7.1. Filtre passe-bas passif.....	59
7.2. Les filtres à amplificateurs opérationnels ou filtres actifs	59
8. L'échantillonneur-bloqueur.....	60
8.1. Principe d'un échantillonneur-bloqueur.....	60
8.2. Etude d'un échantillonneur à base de transistors.....	62
9. Détecteur de seuil ou Trigger de Schmitt.....	63
10. Le compteur.....	65
11. Convertisseur numérique-analogique	65
11.1. Etude théorique d'un convertisseur numérique analogique.....	65
11.2. Convertisseur à réseau R-2R.....	65
12. Le système d'affichage : l'oscilloscope	67
12.2. L'oscillographe cathodique	68
12.3. La synchronisation	68
12.4. Le signal de déclenchement.....	69
12.5. Modes d'affichage de l'oscilloscope	69
12.6. Etude du circuit de synchronisation.....	70
13. Conclusion.....	71

Chapitre IV : Approche pratique du dispositif ultrasonographique

1. Introduction.....	72
2. Etude pratique du dispositif ultrasonique.....	72
2.1. Circuits d'émission.....	72
2.1.1. Emission continue.....	72
2.1.2. Emission pulsée.....	73
3. Circuits de réception.....	75
3.1. Le circuit de mise en forme du signal ultrasonore.....	75
3.2. Démodulateur.....	76
4. Le bloc d'échantillonnage.....	79
5. Filtre actif passe haut de Sallen-Key.....	81
6. Le détecteur de seuil variable.....	81
7. Le bloc compteur décimal et convertisseur digital-analogique.....	83
8. Circuit de synchronisation avec l'oscilloscope.....	84
9. La chaîne de mesure relative à la portée de l'obstacle (variation d'amplitude).....	86
9.1. Le détecteur d'enveloppe.....	86
9.2. Convertisseur logarithmique.....	87
9.3. Oscillateur contrôlé par une tension.....	87
10. Conclusion.....	89
Proposition de travaux pratiques.....	90
Conclusion générale et perspectives.....	96
Références bibliographiques.....	97
Annexes.....	99

ملخص

الأداة فوق الصوتية

إن الجهاز عبارة عن نظام إلكتروني يعتمد مبدأ موجات ما فوق الصوتية والذي نشأ مع تطور علوم الفيزياء بعد اكتشاف الأمواج فوق الصوتية واثرتغير الصوت.

الدراسة النظرية لهذا النظام

تبين الدراسة النظرية لهذا النظام انه يعمل وفق حالتين : متواصلة وغير متواصلة، وقد يسمح لنا هذا الجهاز بفهم ظاهرة تداخل الأمواج الناجمة عن تكرار تردد الأمواج فوق صوتية.

يتطلب إنشاء هذا الجهاز الاعتماد علي الدراسات المدمجة التي يمكن لها تحقيق الكثير من العمليات الالكترونية كالتضخيم إرسال واستقبال الأمواج.

إن معالجة الإشارة الالكترونية تتم بطريقة غير رقمية ويمكن قراءة النتيجة مباشرة علي شاشة راسم الاهتزاز المهبطي.

يمكن ربط النظام مع جهاز راسم الاهتزاز المهبطي وبالاعتماد علي تقنية المسح الالكتروني كما يمكن تعيين وضعية حاجز علي مسافة معينة.

إن موجات ما فوق الصوتية تقنية شائعة الاستعمال وخاصة في الميدان الطبي حيث تسمح بتشخيص أمراض القلب، التصوير الإشعاعي،.....

تستعمل التقنية أيضا في ميدان الرصد الجوي، الرادار، المراقبة و الملاحة الجوية....الخ

مفاتيح الكلمات

- صوت فوق
- إرسال متتالي
- إرسال أكثر
- تنظيف إلكتروني
- التوقيت
- مكشاف التذبذب

Abstract

The ultrasonic device we have developed is an electronic system describing the principle of the ultrasonography. It was designed thanks to the progress of the physics through the discovery of the ultrasonic sounds and the Doppler effect.

The theoretical study shows that the system that we developed allows two operating modes: the continuous mode and the pulse mode. This study makes us understand the problem of ambiguity in terms of frequency and depth due to the pulse repeated frequency of the ultrasonic wave.

The realization of the device deals with the use of different integrated circuits accomplishing some operations such as the sizing of the signal, the amplification, the demodulation, the filtering...

The processing of received signals (echos) is made analogically and the result is displayed on the screen of an oscilloscope which is connected to the device.

A synchronization of the measuring system with the oscilloscope through the electronic scanning allows us a visualization of the position of the obstacle in real-time.

The ultrasonography is used in different domains such as:

- In medicine for the diagnosis of the cardiovascular diseases (the echocardiography, the scanner, the echography),
- In meteorology, for the previsions of the weather forecast,
- And finally in the radars for the control of the road traffic, the air traffic or to detect the presence of the boats in sea.

Keywords: Ultrasonic sounds, Doppler effect, continuous issue, pulse issue, electronic scanning, synchronization, oscilloscope

Introduction générale

Les ultrasons sont connus en médecine à la fois pour leurs applications diagnostiques (échographie, effet Doppler) et leurs effets thérapeutiques, notamment dans la destruction des calculs par onde de choc ou encore pour l'élimination des tumeurs par hyperthermie. Cependant, ce sont les applications diagnostiques des ultrasons qui sont les plus répandues : l'échographie, par exemple, représente aujourd'hui environ 25 % du chiffre d'affaire du marché de l'imagerie médicale (Laugier, 2001).

Depuis son apparition il y a une quarantaine d'années, plusieurs évolutions techniques n'ont cessé d'étendre les domaines d'application de ce type d'imagerie.

Les techniques ultrasonores ont de nombreux avantages par rapport aux autres méthodes d'exploration du corps humain : elles sont non ionisantes, non dangereuses, et faciles à mettre en œuvre. D'autre part, elles autorisent une visualisation en temps réel des organes comme le cœur et le sang circulant.

L'imagerie morphologique en temps réel (20 à 30 images/seconde) explore la réflectivité des tissus (relative à leur densité et leur élasticité) : c'est ce mode, dit mode "B", qui aboutit à des images codées en niveaux de gris. L'imagerie fonctionnelle (mode "Doppler"), codée en couleurs, révèle, quant à elle, la vitesse des tissus en mouvement. Elle est très utilisée pour mesurer la vitesse du sang.

L'imagerie ultrasonore a bénéficié dans les années 1970 des premiers réseaux de capteurs piézoélectriques assurant la "focalisation de poursuite" qui procure une vision nette, instantanément, et à toutes les distances.

La miniaturisation et les performances des nouveaux capteurs développés dans les années 1980 ont permis d'explorer, sans les endommager, des organes, via une cavité de l'organisme (voie endocavitaire), avec des résolutions pouvant atteindre une centaine de microns.

La dernière décennie a été marquée par le numérique et l'apparition de capteurs de plus en plus sensibles, dans une gamme de fréquences de plus en plus large (Laugier, 2001).

Le signal, représenté sous forme d'image, n'exploite qu'une partie de l'information qui arrive au capteur. Cependant, sa forme image (Doppler couleur) nécessite de gros moyens technologiques et financiers.

De nos jours, et en particulier dans les pays à faibles et moyens revenus, il serait intéressant de pouvoir exploiter le signal avec de modestes moyens d'instrumentation médicale. L'ultrasonographie permet d'envisager cette perspective et justifie, par conséquent que lui soient consacrées l'étude et la réalisation d'un dispositif qui, avec peu de moyens, décrit son principe de fonctionnement.

L'objectif de cette étude est de comprendre et de réaliser un dispositif à ultrasons décrivant le fonctionnement d'un ultrasonographe.

La mise en œuvre de ce travail, constitué de quatre chapitres, sera détaillée dans les pages qui suivent.

Le chapitre I est réservé à l'étude des bases physiques des ultrasons, il traite de l'histoire de la découverte des ultrasons et de leurs applications dans l'instrumentation médicale.

Dans le chapitre II, nous réserverons une très grande place à l'effet Doppler, phénomène qui a révolutionné le monde scientifique par sa simplicité et son utilité dans le domaine des ondes électromagnétiques (ondes ultrasonores, lumière,...)

L'étude théorique du dispositif à travers un schéma bloc et l'élaboration d'un cahier de charges fixant les résultats à atteindre feront l'objet du chapitre III.

Le travail effectué au sein du laboratoire, c'est-à-dire l'étude pratique et la réalisation du dispositif ultrasonique seront détaillées dans le quatrième chapitre.

Enfin une synthèse sera effectuée, de même que seront formulées quelques perspectives d'avenir.

1

Les Bases physiques de l'ultrasonographie

Sommaire

1. Introduction.....	3
2. Ultrasons.....	3
2.2. Historique.....	3
2.3. Définition.....	4
2.4. Nature de l'onde ultrasonore.....	4
2.5 Applications médicales des ultrasons.....	5
2.5.1. Applications diagnostiques des ultrasons.....	5
2.5.2. Applications thérapeutiques des ultrasons.....	6
3. Le capteur ultrasonore.....	7
3.1. L'effet piézoélectrique.....	7
3.2. Technologie des capteurs ultrasonore.....	8
3.3. Le faisceau ultrasonore.....	9
4. La propagation des ultrasons.....	10
4.1. Généralités.....	10
4.2. L'impédance acoustique Z	12
4.3. L'énergie transportée.....	12
4.4. L'intensité acoustique I	12
4.5. Interaction des ultrasons avec les tissus.....	13
4.5.1. Réflexion et réfraction.....	13
4.6. Atténuation.....	15
4.6.1. L'absorption.....	15
4.6.2. La diffusion.....	16
5. L'ultrasonographie ou Echographie.....	18
5.1. Principe de l'échographie.....	18
5.2. Échographie en mode A ou échographie d'amplitude.....	19
5.3. Echographie en mode B ou échographie de brillance.....	20
5.4. Echographie en mode C.....	22
5.6. Echographie en mode TM.....	22
6. Conclusion.....	23

1. Introduction :

Dans ce chapitre nous retracerons le principe des ultrasons, leur propagation dans un milieu, le capteur ultrasonore simple utilisé dans les dispositifs ultrasonores, puis nous terminerons par les différents modes de fonctionnement des systèmes de mesures ultrasonores.

2. Ultrasons :**2.1. Introduction :**

Les ultrasons sont des ondes mécaniques, découvertes en 1883 par le physiologiste anglais Francis Galton. Leur comportement est dû à leurs interactions avec le milieu où elles se propagent. Ce sont des sons dont la fréquence est supérieure à 20 KHz (Anonyme, 2007a).

Son ou ultrason, nous avons affaire à un phénomène acoustique. Ce phénomène consiste en variations de pression qui se transmettent de proche en proche dans un milieu élastique. La première condition est la présence d'un milieu de propagation, puisque le son ne se propage pas dans le vide (Trémolières, 1966).

Les ultrasons permettent de réaliser des images en coupe des tissus mous du corps humain à partir de l'amplitude des échos rétrodiffusés lors de la propagation d'impulsions mécaniques de haute fréquence dans ces tissus (2 à 10 MHz typiquement). On peut également analyser la vitesse des structures mobiles comme le sang, en détectant la variation de fréquence par effet Doppler entre les signaux ultrasonores émis et réfléchis. Le « signal Doppler » est alors analysé pour présenter des courbes de vitesse instantanée du sang dans les vaisseaux, ou associé au signal d'amplitude pour réaliser des images mixtes présentant à la fois les structures anatomiques et le sang circulant. L'échographie est largement utilisée pour surveiller les grossesses, car aucun effet nocif pour le fœtus n'a été mis en évidence. L'utilisation des ultrasons, comme méthode d'exploration foetale, a apporté des progrès considérables en obstétrique, permettant d'aborder successivement la biométrie, la morphologie, le rythme cardiaque, et plus récemment l'hémodynamique et le bien-être du fœtus (Kribeche, 2005).

2.2. Historique :

Après leur découverte en 1883 par le physiologiste anglais Francis Galton, différents travaux eurent lieu sur ce phénomène physique nouveau.

L'effet Doppler fut découvert en 1842 par Christian Doppler. Ce phénomène fut également décrit par Hippolyte Fizeau sur les ondes électromagnétiques en 1848 (Anonyme, 2007a).

Le français Pierre Curie découvrit en 1880 l'effet piézoélectrique (déformation d'un cristal soumis à impulsion électrique) (Trémolières, 1966).

Cette découverte permit à Paul Langevin, en 1910, d'étudier la propagation des ultrasons dans l'eau et leurs réflexions (échos) sur des objets. Ces recherches donnèrent naissance au système de détection anti-sous-marins SONAR. On assistera au développement foudroyant de cette technique à cause des deux guerres qu'eues à connaître l'humanité (Guerin, 1999).

Ce n'est que 1940 qu'on assiste aux débuts balbutiants de l'ultrasonographie diagnostique au niveau du cerveau, du coeur et du sein.

Dussik en 1943, puis Leksell en 1947, essaient de visualiser les contours de tumeurs cérébrales en enregistrant, dans deux dimensions, l'atténuation d'ultrasons émis continûment à travers la tête d'un patient.

En cardiologie, les suédois Hertz et Edler visualisent en 1953 des sténoses mitrales et l'allemand Effert parvient même à faire un diagnostic de tumeur intra-auriculaire. Puis les américains Wild et Reid adaptent la technique des échos d'impulsions à l'examen des structures biologiques. En 1965, Feigenbaum décrit la cinétique pariétale postérieure, et précise quelques critères d'épanchement péricardique.

Des médecins japonais obtiennent les premières tomographies cardiaques en 1967. Depuis, grâce à d'énormes progrès technologiques, des équipements performants permettent l'étude de l'ensemble des pathologies du système cardiovasculaire.

2.3. Définition :

Les ultrasons sont des ondes acoustiques se situant au-delà du champ de perception de l'oreille humaine, c'est-à-dire une fréquence supérieure à 20 KHz.

Ces ondes ultrasonores représentent une vibration du milieu, air ou liquide, se traduisant par une succession rapide de pressions et de dépressions. Des zones de concentration succèdent aux zones de raréfaction moléculaires, assurant un brassage des molécules d'air ou de liquide. Ils se propagent dans les tissus par une mise en vibration matérielle des éléments tissulaires eux-mêmes (Trémolières, 1966).

2.4. Nature de l'onde ultrasonore :

Elle est le résultat d'un mouvement de vibration d'un corps élastique. Cette onde de pression est plane, sans quanta de matière. C'est une vibration qui se propage de proche en proche dans un milieu matériel (liquide, solide ou gazeux...) mais pas dans le vide.

La vibration est transmise de proche en proche, par les molécules du milieu qui ont un mouvement oscillatoire de très petite amplitude autour de leur position d'équilibre. Il n'y a pas de particule matérielle ou énergétique accompagnant le déplacement de pression-vibration (différence avec les rayons X).

Pour caractériser les mouvements des molécules vibrantes, on dispose des paramètres suivants :

- A : l'amplitude d'oscillation maximum.
- T : la période de temps entre deux passages de la molécule dans la même position.
- F : la fréquence ou nombre de période par seconde. Celle d'une onde ultrasonore correspond au nombre de fois en une seconde ou cette onde atteint son maximum d'amplitude.
- λ : la longueur d'onde. Elle est le produit de la période T par la vitesse de propagation C .C'est la distance séparant deux pics de pression acoustique. Elle est d'une grande importance, puisqu'elle va permettre de déterminer la plus petite distance entre deux objets permettant de les voir comme deux objets distincts. Plus elle est petite, plus la fréquence est grande et plus cette discrimination spatiale est bonne (figure 1.0).
- C : la vitesse du son, c'est la vitesse de propagation du son d'une molécule à l'autre ; elle dépend de λ , de F et de l'impédance acoustique (Giron, 1993).

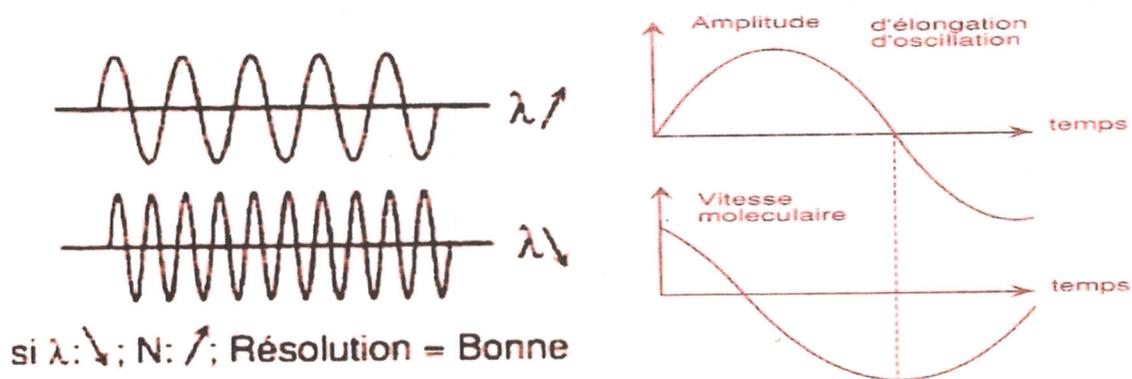


Figure 1.0: Fréquence et résolution

2.5 Applications médicales des ultrasons :

2.5.1. Applications diagnostiques des ultrasons : En diagnostic médical, l'application des ultrasons se distingue dans quatre grands axes d'application :

- l'imagerie des tissus peu mobiles et directement accessibles à travers la peau : c'est le cas par exemple de l'utérus, du foie et des voies biliaires, des reins, de la rate, des seins, de la thyroïde,..
- L'exploration des structures en mouvement, comme le coeur et le sang circulant, qui repose sur

l'utilisation de techniques combinant échographie rapide, techniques Doppler et enregistrement du mouvement des structures en mode temps-mouvement (ou T.M.).

- L'échographie par voie endocavitaire lorsqu'il est nécessaire de rapprocher le capteur de la région à explorer pour gagner en résolution, ou pour éviter de traverser des structures osseuses ou gazeuses. On utilise pour cela des capteurs miniaturisés et de fréquence ultrasonore relativement élevée.
- Les applications nouvelles qui relèvent d'équipes spécialisées, comme l'échographie Doppler cérébrale, l'échographie avec produits de contraste, l'échographie 3D, l'échographie interventionnelle avec guidage de ponctions ou de gestes thérapeutiques, l'imagerie ultrasonore paramétrique,... (Kribeche, 2005).

2.5.2. Applications thérapeutiques des ultrasons : L'action des ultrasons se manifeste de différentes manières :

- Un effet thermique dû à l'absorption de l'énergie ultrasonique par les tissus traversés. La dissipation thermique se fait par la circulation sanguine et il ne semble pas que la chaleur soit à la base des effets thérapeutiques.
- Un effet chimique oxydant ou réducteur. On peut également observer la scission de certaines grosses molécules, améliorant la finesse de dispersion des émulsions, quoique parfois les ultrasons provoquent aussi la coagulation. Cet effet semble lié au phénomène de cavitation.
- Un effet mécanique qui est la cause principale de l'action bénéfique des ultrasons. Le brassage moléculaire engendré par les vibrations revêt une importance capitale. Les particules sont donc soumises à une vitesse très élevée. Des forces importantes agissent surtout au niveau des surfaces de séparation comme les membranes cellulaires et nucléaires. En outre, l'aspect moléculaire des liquides interstitiels ou intracellulaires subit une dissociation au sein d'une zone sub-microscopique, avec apparition de bulles gazeuses, il y a cavitation.

A la surface de ces bulles, des phénomènes électriques engendrent les effets chimiques que nous avons précédemment vus.

L'ensemble de ces trois effets provoque une action combinée, parfois synergique. Au point de vue biologique, si de faibles doses ont une action stimulante sur la croissance des végétaux, de fortes doses par contre, provoquent des lésions chez les animaux ; notamment des lésions osseuses. Il faut donc utiliser avec prudence les ultrasons et dans la limite de la thérapeutique, on ne dépasse pas des intensités de 4 à 5 W/cm² durant 15 à 20 mn (Trémolières, 1966).

3. Le capteur ultrasonore :

3.1. L'effet piézoélectrique : Apres Pierre et M. Curie, Paul Langevin en 1935 a dominé le problème de la piézoélectricité : « si l'on taille dans un quartz une lamelle et que l'on recouvre ses faces par une électrode avec une différence de potentiel alternative, on constate que la lamelle subit une contraction et une dilatation synchrone de la variation électrique... ceci engendrant des ultrasons selon la fréquence électrique ». Phénomène caractérisé par l'apparition de charges électriques sur les faces d'un matériau dit piézo-électrique, lorsque ses faces sont soumises à une contrainte mécanique (effet direct). Ce même matériau voit son épaisseur se modifier lorsque ses faces sont soumises à une différence de potentiel (effet piézo-électrique indirect) (figure 1.1).

Dans un matériau solide cristallin, les charges positives et négatives sont harmonieusement réparties au repos. Une compression entraîne une polarisation par dédoublement des centres de gravité électrique, préalablement confondus. Le quartz et surtout certaines céramiques ont des propriétés piézo-électriques.

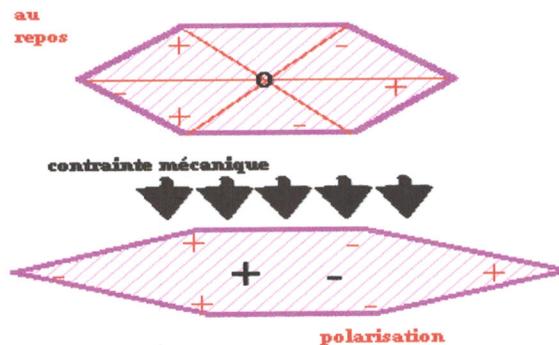


Figure 1.1 : L'effet piézoélectrique

Le même élément peut donc être à la fois émetteur et récepteur. Il suffira d'une bonne horloge électrique pour que l'émission et la réception ne se superposent pas, mais s'intercalent harmonieusement (Giron, 1993).

3.2. Technologie des capteurs ultrasonore :

Le principal matériau utilisé pour la réalisation de transducteurs ultrasonores est la céramique piézoélectrique (Kebriche, 2005).

Mieux que le quartz, les céramiques ferroélectriques sont étanches et solides et peuvent être façonnées en plaques, lentilles, disques, etc. ; d'où la possibilité de la focalisation géométrique (figure 1.2) (Giron ,1993).

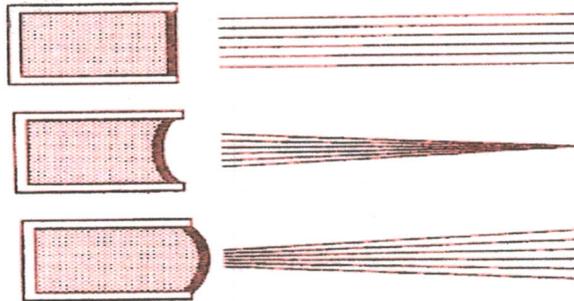


Figure 1.2: Focalisation géométrique

Un autre matériau, le polyvinylidène fluoride (PVDF), qui est un polymère, présente également de bonnes propriétés piézo-électriques, et possède l'avantage d'être flexible et d'avoir une impédance acoustique plus petite que celle des céramiques. Son efficacité est par contre inférieure. L'apparition de matériaux composites a permis la réalisation de transducteurs ultrasonores qui ont une efficacité comparable à celle des céramiques et possèdent une faible impédance acoustique. Ils offrent un meilleur couplage entre le transducteur et les tissus, et permettent la création d'impulsions ultrasonores plus brèves grâce à leur coefficient d'amortissement plus élevé. La figure 1.3 illustre l'allure typique d'un transducteur ultrasonore. Les électrodes sont placées de manière à faire travailler la céramique en mode piston. La fréquence de résonance est définie par l'épaisseur du disque et vaut:

$$f_{res} = \frac{2C_{cer}}{e_p}$$

Avec e_p : l'épaisseur du disque et C_{cer} la célérité de l'onde dans la céramique (Kebriche, 2005).

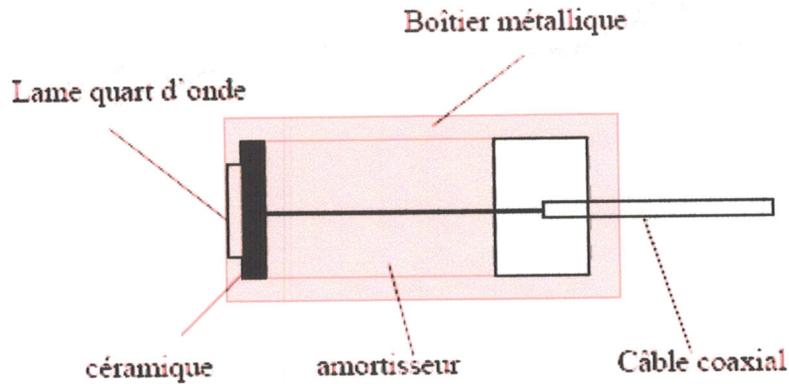


Figure 1.3 : Coupe typique d'un transducteur ultrasonore

3.3. Le faisceau ultrasonore : La propagation de proche en proche se fait avec déperdition d'énergie (atténuation), mais celle-ci n'est pas linéaire. En effet, au voisinage de la source vibrante, il y a des zones de turbulence = zone de Fresnel.

Puis vient la zone optimale de bonne « finesse » du faisceau (meilleure résolution latérale car le faisceau est serré et parallèle). Enfin vient la fin de la zone utile avec la zone de dispersion = zone de Fraunhofer (Figure 1.4).

On comprend qu'un faisceau « discipliné » est celui qu'on utilise dans sa zone de finesse = sa zone de focalisation optimum... à une certaine distance (2 à 15cm) de la source. Cette distance dépend de la fréquence (Giron, 1993).

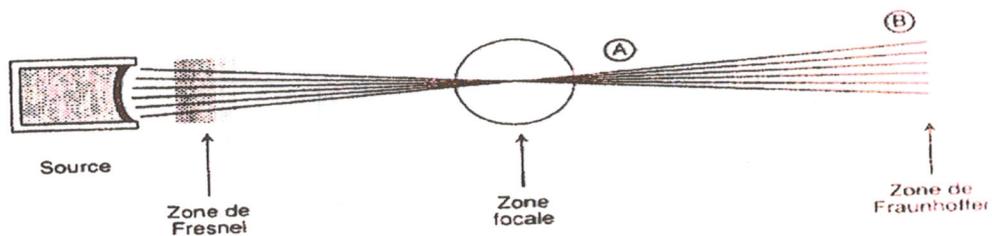


Figure 1.4 : le faisceau ultrasonore

4. La propagation des ultrasons :

4.1. Généralités :

Le rayonnement ultrasonore est constitué, sous son aspect ondulatoire, par des vibrations mécaniques longitudinales se propageant, du fait de l'élasticité de la matière, selon des équations analogues à celles du rayonnement électromagnétique. Leur forme différentielle, pour les déplacements moléculaires u et pour les pressions p, répond à :

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} - \frac{\rho}{E} \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = 0 \quad \text{et} \quad \frac{\partial^2 p}{\partial x^2} - \frac{\rho}{E} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0 \dots\dots\dots(1)$$

x représente la distance selon la direction de propagation,

t le temps,

ρ la masse volumique du milieu

E le module d'élasticité ou module de Young.

La première des équations précédentes s'établit en considérant (figure 1.5) :

•d'une part, la loi fondamentale de la mécanique (force = masse*accélération) qui, pour une tranche de matière de surface S et d'épaisseur dx, s'écrit :

$$Sdp = \rho Sdx \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} \quad \text{et} \quad \frac{\delta p}{\delta x} = \rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} \dots\dots\dots(2)$$

•d'autre part, la loi de Hooke qui relie la pression au déplacement relatif pour définir le module de Young ($P = \frac{E\Delta l}{l}$ pour un fil élastique de longueur), soit ici $p = \frac{E\partial u}{\partial x}$ qui donne en dérivant

une nouvelle fois par rapport à x :

La seconde des équations (1) se déduit de la première en utilisant la proportionnalité entre u et p inscrite dans la loi de Hooke pour une valeur donnée de x.

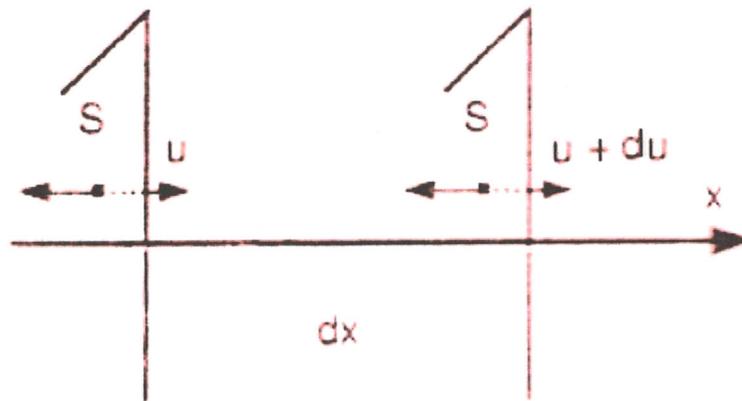


Figure 1.5 : Soumise à une surpression p , une tranche de matière de section S se déplace d'une longueur u dans la direction des x ; à une distance dx de celle-ci une autre tranche se déplace de $u+du$.

$$\frac{\delta p}{\delta x} = E \frac{\delta^2 u}{\delta x^2}$$

Les deux équations (1) admettent comme solutions des fonctions sinusoïdales de t et puisque ces dernières sont, à peu près, égales à leur dérivées secondes. Ainsi, on est conduit, en posant

$$\frac{\rho}{E} = \left(\frac{k}{2\pi\nu}\right)^2 \text{ à :}$$

$$u = u_0 \cos(2\pi\nu t - kx) \text{ et } p = p_0 \cos(2\pi\nu t - kx) \dots \dots \dots (3)$$

ce qui décrit une onde se déplaçant avec (figure 1.6) :

- une célérité $C = \frac{2\pi\nu}{k}$, grandeur à ne pas confondre avec la vitesse $\frac{\partial u}{\partial t}$ des particules de vibration
- une fréquence ν
- une longueur d'onde $\lambda = \frac{C}{\nu}$
- une période $\tau = \frac{1}{\nu}$

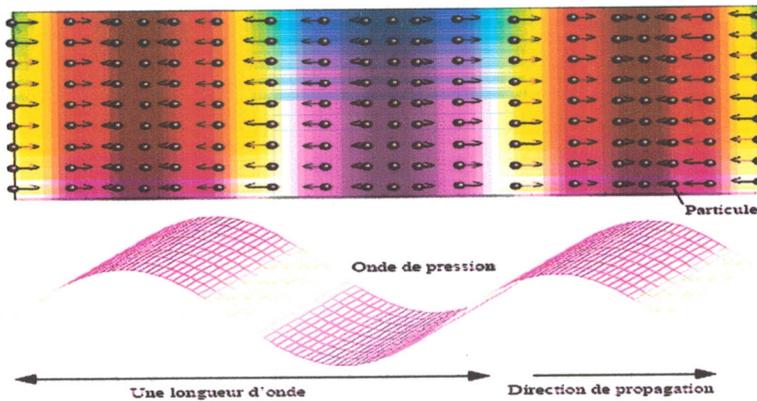


Figure 1.6: déplacement des particules dû à la propagation d'une onde ultrasonore, photo à un instant donné. Les flèches indiquent la direction et l'amplitude de la vitesse de déplacement.

4.2. L'impédance acoustique Z : est définie par le produit $\rho C = Z$, grandeur qui ne dépend que des propriétés du milieu, s'exprime en Rayleigh ou $\text{kg.m}^{-2}\text{s}^{-2}$ et répond également au quotient de la pression par la vitesse, (d'où son nom, par analogie avec l'impédance électrique, quotient du potentiel par l'intensité) :

$$p = Z \frac{\delta u}{\delta t} \dots\dots\dots(4)$$

La relation (4) se démontre en associant la relation (2) à la dérivée par rapport à x de la relation (3) en p , de façon à éliminer $\partial p / \partial x$, puis en intégrant selon t pour obtenir l'expression de la

vitesse : $\frac{\delta u}{\delta t} = \frac{k}{2\pi\nu\rho} p_0 \cos(2\pi\nu t - kx)$ qui , combinée avec (3), donne (4) puisque $C = 2\pi\nu/k$.

4.3. L'énergie transportée : est appréciée par la notion de puissance surfacique, ou énergie traversant l'unité de surface par unité de temps, mesurée souvent en milliwatt par cm^2 . Sa valeur instantanée J , produit de la pression par la vitesse $\frac{\partial u}{\partial t}$, répond du fait de la relation (4) à :

$$J = Z \left(\frac{\delta u}{\delta t} \right)^2 = \frac{p^2}{Z}$$

4.4. L'intensité acoustique I : est définie par la valeur moyenne de J qui, pour une onde

sinusoïdale, vaut : $I = \frac{1}{\tau} \int_0^\tau J dt = \frac{1}{Z} \int_0^\tau (p_0)^2 \cos^2(2\pi\nu t - kx) dt = \frac{1}{2Z} p_0^2 = \frac{1}{2} Z \left(\frac{\delta u}{\delta t} \right)^2 \dots\dots\dots (5)$

La pression de radiation correspond à la quantité $\xi = I/C$ qui, étant donné la relation (5) et la définition $Z = \rho C$, répond à $2 \xi = \rho(\partial u/\partial t)^2$; elle représente l'énergie communiquée aux particules par unité de volume (Dutreix, 1997).

4.5. Interaction des ultrasons avec les tissus : En se propageant dans un milieu biologique, l'onde ultrasonore voit son énergie diminuer progressivement le long de sa trajectoire. Cette atténuation du faisceau ultrasonore est liée aux phénomènes d'absorption (transformation de l'énergie mécanique en chaleur), de réflexion et de diffusion. Elle est quantifiée au travers du coefficient d'atténuation (exprimé en dB) qui est grossièrement proportionnel au carré de la fréquence de l'onde et de l'épaisseur du milieu traversé. Cela rend compte de la plus grande atténuation des ondes de hautes fréquences qui sont ainsi destinées à l'étude de structures superficielles (Dutreix, 1997).

4.5.1. Réflexion et réfraction : Lorsqu'un faisceau ultrasonore rencontre une interface séparant deux milieux présentant des célérités de propagation C_1 et C_2 différentes, on observe, de la même façon que pour la lumière, une réflexion (r) d'une partie du faisceau vers le milieu d'origine (1) et une transmission (t) dans l'autre milieu (2) accompagnée du changement de direction qui caractérise la réfraction.

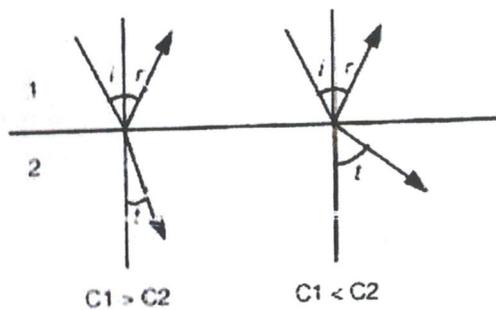


Figure 1.7 : réflexion (r) et transmission (t) avec réfraction d'un faisceau atteignant une interface avec un angle d'incidence (i).

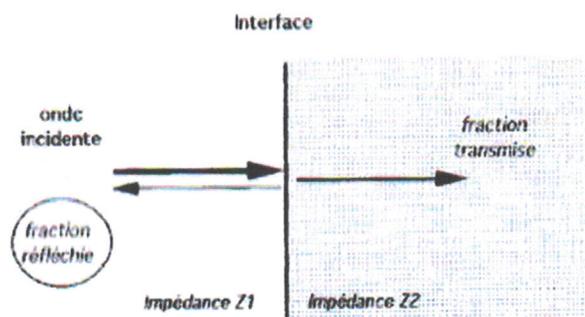


Figure 1.8 : Réflexion

Comptés par rapport à la normale à l'interface, les angles d'incidence i , de réflexion r et de réfraction t (figure 1.7 et 1.8), répondent aux mêmes lois de Descartes qu'en optique, $\sin i = \sin r$ et

$C_2 \sin i = C_1 \sin t$, que l'on peut, de la même façon, retrouver à partir de la construction de Fresnel. En pratique, les applications médicales des ultrasons reposent essentiellement sur l'émission d'un faisceau et sa réception par la même sonde après réflexion; cette sonde devant présenter une section petite par rapport aux distances parcourues, seuls des angles i et t petits sont à prendre en considération (figure 1.7), ce qui autorise à écrire : $C_2 i = C_1 t$. On peut se rendre compte, d'après cette relation, que le passage dans un milieu de célérité plus faible rapproche le faisceau de la normale $i > t$ et inversement.

La répartition entre les énergies réfléchies et réfractées dépend des impédances Z_1 et Z_2 des deux milieux. En désignant par r le quotient de la pression réfléchie p_r sur la pression incidente p_i , on peut démontrer, dans le cas où les angles sont petits, et donc où $\cos i \approx \cos r \approx \cos t \approx 1$, la relation :

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

Cette dernière s'établit à partir :

- d'une part de l'égalité, au niveau de l'interface, entre la pression p_t dans le milieu 2 et la somme des pressions p_i et p_r dans le milieu 1,
- d'autre part d'une égalité analogue entre les composantes tangentielles étant considérées comme négligeables.

A partir du rapport r concernant les pressions p , on passe au rapport analogue concernant les intensités I en utilisant la relation (5) pour aboutir à $R = r^2$; ce qui conduit au coefficient de transmission $T = 1 - R$:

$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad \text{et} \quad T = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

relations montrant que l'intensité réfléchie est d'autant plus faible que les impédances sont voisines et inversement pour l'intensité transmise. Un cas important est celui de l'interface air-eau ou air-tissu qui avec un Z_{eau} , ou un Z_{tissu} , voisin de $1,5 \cdot 10^6$ rayleighs ne transmet que 0,001 de l'énergie qui se trouve presque totalement réfléchie. De là :

- les effets d'ombres acoustiques observés en échographie derrière les formations gazeuses, intestinales ou autres,
- la possibilité de déceler l'apparition des bulles gazeuses dans les vaisseaux,

- le nécessité d'utiliser un gel dont l'impédance soit voisine de celle de la peau, pour supprimer le film d'air qui empêcherait le faisceau de pénétrer dans l'organisme,
- enfin, la faiblesse des signaux donnés par la réflexion sur les différents tissus mous : par exemple, seule une fraction voisine de 8% de l'intensité d'un faisceau est réfléchié par les contours d'un rein (figure 1.9)

($Z_{\text{tissu adipeux}}=1,35.10^6$ rayleighs, $Z_{\text{rein}}=1,62.10^6$ rayleighs) (Dutreix, 1997).

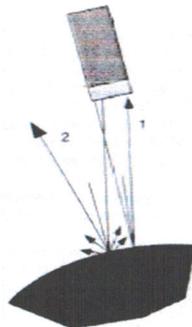


Figure 1.9 : Après une réflexion sur un point voisin de l'axe de la sonde, un faisceau tel que 1 retrouve la sonde ; ce qui est impossible pour un faisceau plus oblique, tel que 2. Ce dernier donne cependant naissance, au niveau de l'interface à un rayonnement diffusé dont une partie peut atteindre la sonde, d'où une récupération partielle de signal (Dutreix, 1997).

4.6. Atténuation :

4.6.1. L'absorption : des ultrasons par les tissus est essentiellement due à la transformation en chaleur d'une partie de l'énergie transportée. Parmi les mécanismes responsables de cette absorption, le mieux connu est la viscosité qui freine les déplacements des particules. Elle conduit à un coefficient d'absorption μ répondant, en première approximation pour un milieu newtonien (c'est-à-dire dont la viscosité est indépendante des gradients de vitesse), à :

$$\mu = \frac{\eta(2\pi\nu)^2}{2\rho C^3} \dots\dots\dots(6)$$

Où η est un coefficient de viscosité global tenant compte de la compression comme du cisaillement. L'amplitude des variations de pression décroît exponentiellement en $e^{-\mu x}$, l'onde de pression répondant à :

$$p = p_0 e^{-\mu x} \cos(2\pi\nu t - kx)$$

tandis que l'intensité décroît, du fait de la relation (5) selon :

$$I = I_0 e^{-2\mu x}$$

On remarque la forte influence de la fréquence, due au carré $(2\pi\nu)^2$ dans l'expression de μ ; cette influence limite en pratique les possibilités d'utilisation des fréquences élevées pour l'exploration des organes profonds, malgré l'amélioration de la résolution que l'on aurait pu en attendre, d'autant plus que, valable surtout pour les solutions diluées où η reste indépendant de ν , la relation (6) se trouve dans en défaut pour les solutions non newtoniennes et les tissus, où l'absorption croit encore plus rapidement avec la fréquence (Dutreix, 1997).

4.6.2. La diffusion : ce phénomène se produit lorsqu'une onde ultrasonore rencontre une interface acoustique possédant des dimensions très petites devant celles de la longueur d'onde du faisceau. Elle constitue un phénomène prépondérant d'interaction des ultrasons avec une colonne sanguine (figure 1.10). En effet, les hématies possèdent de faibles dimensions ($7 \mu\text{m}$) par rapport aux longueurs d'onde utilisées (1500 à $150 \mu\text{m}$ entre 3 et 10 MHz). La diffusion de l'onde ultrasonore sur la colonne sanguine est connue sous le nom d'effet de Tyndall (Melki et al., 2001).

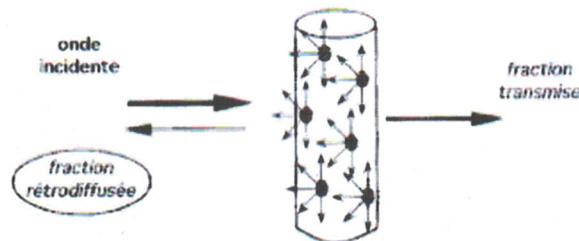


Figure 1.10 : Diffusion

En fonction du rapport longueur d'onde taille de l'interface et donc de la structure, il est possible de définir trois types de diffusion

- Interface \gg longueur d'onde : rétrodiffusion
- Interface = longueur d'onde : diffusion antégrade
- Interface \ll longueur d'onde : diffusion multidirectionnelle

Ces trois types de diffusion s'observent lorsque les ultrasons traversent des tissus finement hétérogènes comme le foie, la rate, le pancréas, etc...

Compte tenu du fait de l'apparition de l'effet de Tyndall sur les colonnes d'hématies, les échos sont renvoyés dans de nombreuses directions, l'orientation de la sonde a beaucoup moins

d'importance pour l'étude de la structure des organes que pour l'étude de leurs contours : pour bien délimiter un organe, le faisceau doit être le plus perpendiculaire possible à ses limites alors que ce n'est pas le cas pour la visualisation de sa structure. Les tissus peuvent donc être assimilés à de multiples diffuseurs distribués de manière aléatoire et entraînant la formation d'un ensemble d'ondelettes ultrasonores interférant entre-elles (figure 1.12). Ces interférences peuvent être constructives (renforcement de l'énergie), destructives (diminution de la pression ultrasonore) ou aboutir à la formation d'ondes stationnaires (figure 1.11). Ce phénomène d'interférence aléatoire provoque des fluctuations statistiques qui ne reflètent pas réellement la distribution des diffuseurs dans le tissu : le speckle. Ce bruit participe à la médiocrité de la résolution spatiale : une petite structure peut être noyée dans le speckle.

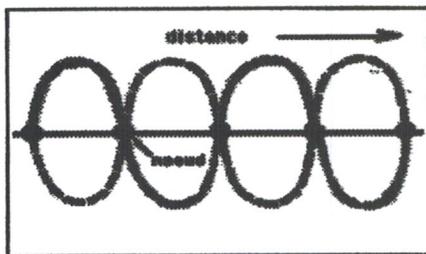


Figure 1.11 : Formation d'onde stationnaire

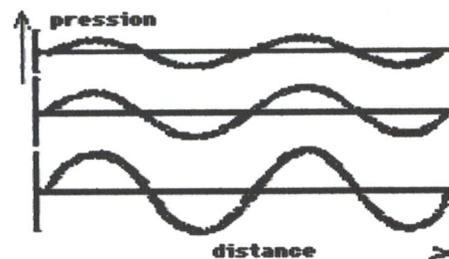


Figure 1.12 : Interférences constructives des ondes diffusées

L'atténuation A du faisceau ultrasonore, définie par l'ensemble de l'énergie qui le quitte, que ce soit par absorption ou par diffusion, se mesure en utilisant le logarithme décimal du rapport de l'intensité I_e à l'entrée, sur l'intensité I_s à sa sortie. On l'exprime en décibel (dB) par l'expression :

$$A(\text{dB}) = 10 \log \frac{I_e}{I_s}$$

L'utilisation de l'échelle logarithmique permet d'obtenir l'atténuation due à la traversée de plusieurs milieux différents en additionnant simplement les atténuations de chacun d'entre eux. On appelle α le coefficient d'atténuation, il est exprimé en dB/cm et est le quotient de l'atténuation par l'épaisseur x du milieu traversé. On l'utilise souvent pour définir le pouvoir de pénétration du faisceau ultrasonore : plus α est petit, plus le faisceau pénètre profondément. Dans les tissus biologiques, α croît rapidement avec la fréquence, ce qui empêche en pratique, de ne

pas dépasser 4 MHz pour l'étude des organes tant qu'ils soient peu profonds (figure 1.13) (Dutreix, 1997).

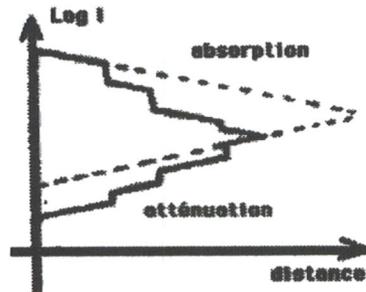


Figure 1.13 : Atténuation de l'onde ultrasonore dans des milieux hétérogènes

5. L'ultrasonographie ou Echographie:

5.1. Principe de l'échographie :

L'échographie est une méthode d'imagerie médicale utilisant les ondes ultrasonores qui ont une très bonne directivité et le pouvoir de se réfléchir à l'interface de milieux ayant des impédances acoustiques différentes (Anonyme, 2007b).

Plusieurs procédés sont employés pour obtenir une image ultrasonique ou échographique. Ils sont tous basés sur le même principe :

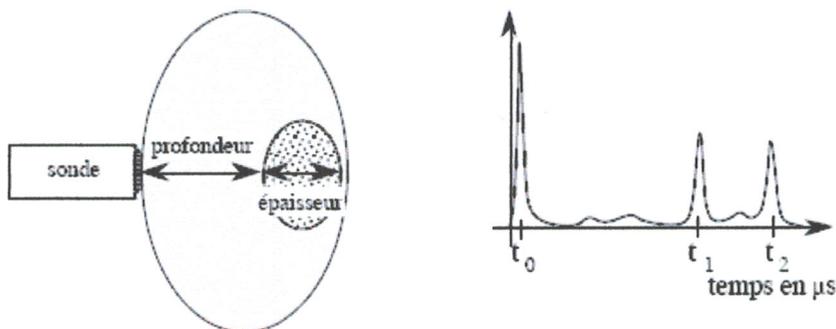


Figure 1.14 : principe de l'échographie

Le signal d'émission de quelques millièmes de seconde est émis par un transducteur ultrasonique. Une partie de l'énergie est réfléchi sur chaque interface et est transformée en signal électrique par la sonde qui fonctionne en émission et en réception.

Les échos sont détectés par un oscillographe. Les temps mesurés sont directement proportionnels à la profondeur ou à l'épaisseur des organes rencontrés par le faisceau (figure 1.41).

Si v est la célérité de l'onde, $prof = \frac{t_1 - t_0}{2} \cdot v$ et $ép = \frac{t_2 - t_1}{2} \cdot v$ avec $prof$ désignant profondeur et $ép.$, l'épaisseur.

Le dénominateur 2 correspond bien entendu à l'aller et au retour de l'onde (Coequyt, 2005).

5.2. Échographie en mode A ou échographie d'amplitude :

C'est la première des techniques échographiques utilisées (Anonyme, 2007b). Actuellement, son domaine se réduit à l'œil. Au tout début, le mode A a permis de détecter le déplacement de l'écho-médian du cerveau (la ligne interhémisphérique) lors des tumeurs, hématomes, abcès....(figure 1.15).

Il explore de façon unidimensionnelle, selon l'axe du faisceau, les obstacles, les changements d'impédance rencontrés. On mesure le temps, c'est-à-dire la distance entre ces pics, et aussi leur amplitude traduisant le type d'obstacle et d'atténuation du faisceau dans les tissus traversés.

En effet, la mesure de la distance entre deux points est une mesure du temps :

$$D = \frac{t_1 - t_2}{2} * \text{vitesse US}$$

Le temps mis pour l'aller-retour des ultrasons de la sonde au 1^{er} point (A) est : t_1

Le temps mis entre la sonde et le 2^{eme} point (B) (milieu du cerveau=écho médian) est : t_2

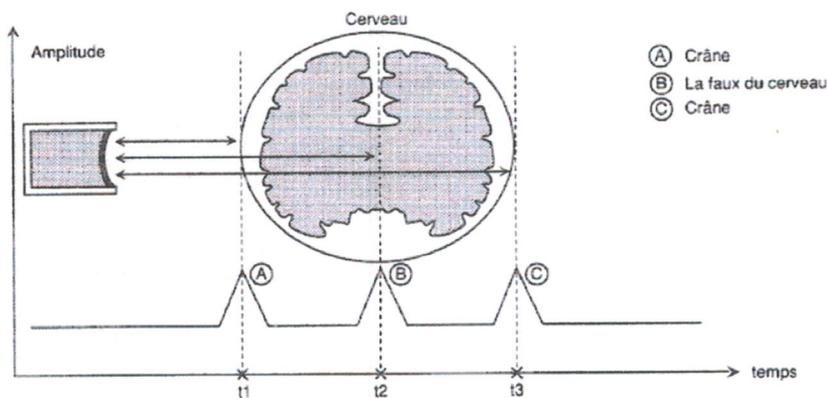


Figure 1.15 : l'échographie en mode A

En ophtalmologie, on peut mesurer l'épaisseur du cristallin ou diagnostiquer un décollement de rétine (myopie, traumatisme, diabète et hypertension) Les humeurs aqueuses de l'œil sont très favorables à cette application des ultrasons (avec des sondes de haute fréquence >10 MHz).

(figure 1.16).

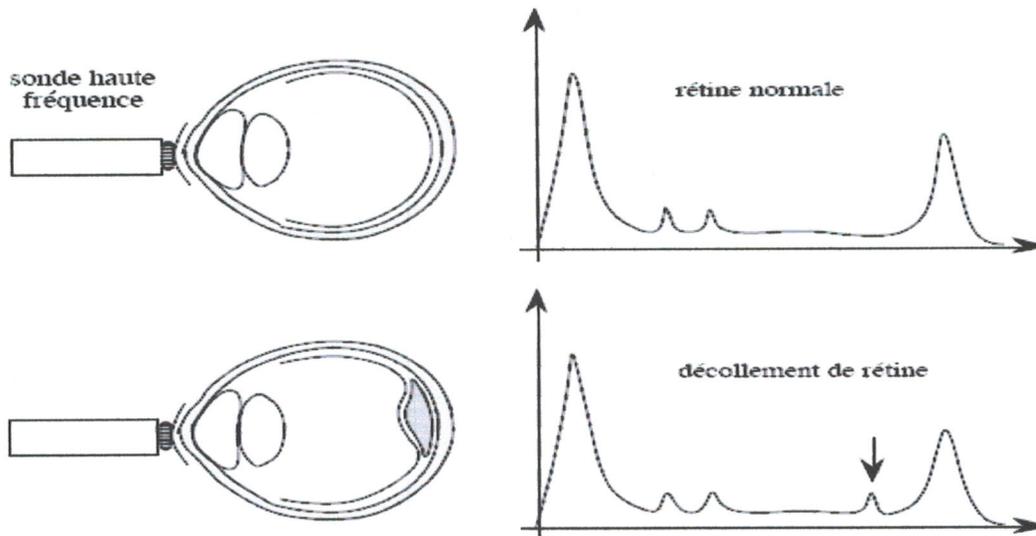


Figure 1.16 : illustration du mode A au niveau de la rétine

La plupart des échographes possède le mode A. Néanmoins, cette technique est devenue obsolète depuis l'apparition de la scanographie et de l'échotomographie.

5.3. Echographie en mode B ou échographie de brillance :

Dans ce mode d'exploitation, les différents échos sont représentés, en fonction du temps, sous forme de points lumineux en principe d'autant plus brillants que le coefficient de réflexion est plus grand.

La brillance du point est proportionnelle à l'amplitude de l'écho. Les échos les plus intenses sont codés en blanc, l'absence d'écho est codée en noir (Coequyt, 2005).

Pour cela, il est nécessaire d'amplifier le signal reçu afin de compenser l'atténuation de l'onde par absorption. Cette amplification sera d'autant plus grande que le temps qui sépare l'émission de l'onde de la réception de l'écho sera long. Comme en échographie A, les structures peuvent être localisées à partir de la mesure du temps entre l'émission et la réception (Anonyme, 2007c).

L'exemple suivant montre un codage à sept niveaux de gris, pour une seule direction. En modifiant de façon continue la position de la sonde, c'est le balayage, on obtient une coupe du tissu exploré : une échotomographie (figure 1.17).

Il existe deux types d'échographie en mode B. L'une est à faible vitesse, elle ne permet que des échographies d'objets quasiment statiques au cours du temps. Le procédé ne permet pas d'obtenir des images nettes de structures qui se modifient rapidement au cours du temps. L'autre est à grande vitesse, dite échographie en temps réel.

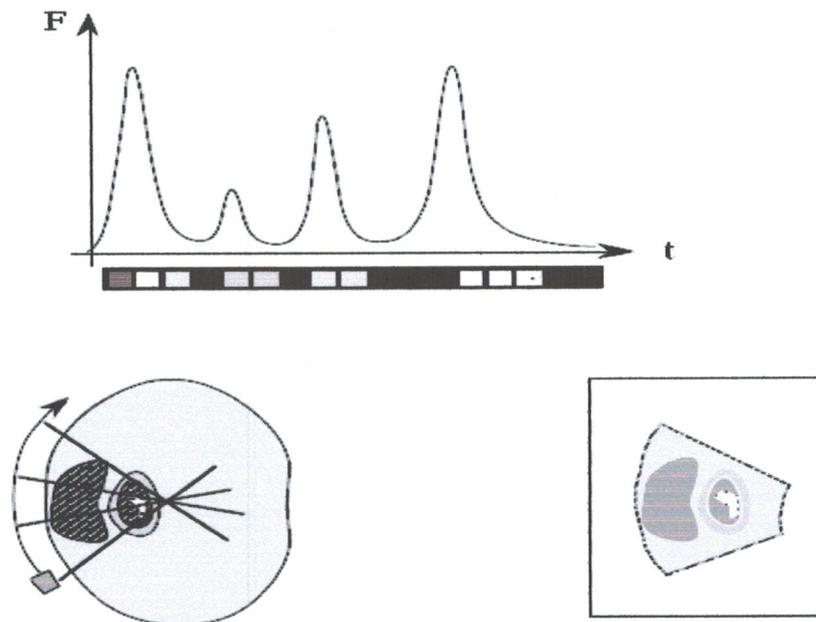


Figure 1.17 : Mode B et balayage électronique

L'une des techniques utilisée dans ce 2^{ème} type d'échographie est le balayage électronique linéaire, la sonde est constituée par un grand nombre de capteurs ultrasonores de petites dimensions placés côte à côte (barrette linéaire). Un dispositif électronique permet d'activer les transducteurs à tour de rôle ce qui permet d'obtenir une image en environ 1 / 100 de seconde.

L'échographie B à balayage électronique linéaire est particulièrement bien adaptée à l'étude des organes à mouvements rapides, c'est une échographie dite *dynamique*. Cette technique échographique est de plus en plus employée. Elle est simple, rapide, sans danger et donne des images tomographiques de bonne qualité. Elle est très utilisée dans les investigations des tissus mous. Elle est idéale pour suivre le déroulement d'une grossesse (Anonyme, 2007b).

5.4. Echographie en mode C :

Encore expérimental, donne des images de coupes de profondeurs différentes. Le dispositif recueille les échos d'iso-profondeur et réalise une coupe avec eux. Ce mode n'a jamais été développé de façon commerciale.

5.6. Echographie en mode TM :

Le mode TM, Temps - Mouvement, explore un organe mobile alors que la sonde est fixe.

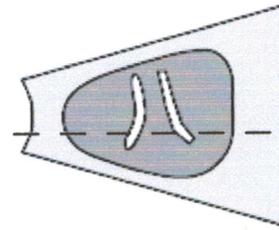
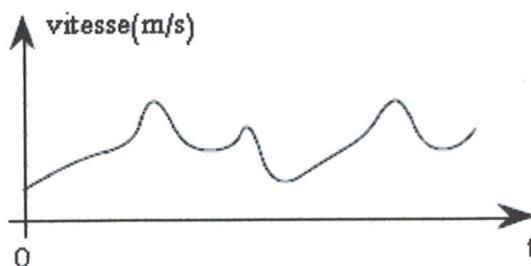


Figure 1.18 : Mode TM et son tracé

Le mouvement de la valve mitrale, ainsi que la direction de l'enregistrement TM sont schématisés sur la figure 1.18. La vitesse de déroulement de l'enregistrement est identique à celle de l'électrocardiogramme, 25 mm par seconde. Cette technique a permis de découvrir une maladie, le syndrome de BARLOW ou prolapsus de la valve mitrale qui est présente sous forme de ballonnisation simple dans 5% de la population. Une autre application importante de l'échographie en mode TM est l'enregistrement des bruits du coeur foetal. Enfin il est aussi possible d'accéder à l'estimation de la fraction d'éjection cardiaque, c'est à dire au pourcentage de sang éjecté pendant la phase systolique. Les matériels actuels fonctionnent au choix en mode, A, B et TM, préférentiellement dans les deux derniers modes. Plusieurs sondes sont proposées pour adapter la fréquence d'émission à la profondeur et à l'échogénicité de l'organe à explorer. L'échographie fut la première technique à utiliser un codage de gris (Coequyt, 2005).

6. Conclusion :

L'ultrasonographie ou l'échographie utilise un principe simple : la réflexion d'ondes ultrasonores par les tissus. Deux facteurs influencent cette réflectivité : l'impédance acoustique des tissus et l'angle d'incidence de l'onde. Un capteur ultrasonore envoie un faisceau d'ultrasons dans la zone du corps à explorer. Ce capteur (ou transducteur) ultrasonore a la particularité d'assurer la "focalisation de poursuite" permettant une vision nette, instantanément et à toutes les distances. Après avoir eu une connaissance sur les ultrasons et leurs utilités dans les systèmes de mesures électroniques, nous avons terminé par un aperçu sur les quatre modes d'ultrasonographie actuellement utilisés (A, B, C, TM).

Dans le chapitre suivant, nous abordons l'étude d'un des phénomènes physiques ayant marqué le 20^{ème} siècle et utilisé dans pratiquement toutes les branches de la science physique et plus particulièrement en ultrasonographie : l'effet Doppler.

2

L'effet Doppler en ultrasonographie

Sommaire

1. Introduction.....	24
2. Historique :	24
3. Effet Doppler.....	24
3.1. Principe physique.....	24
3.2. Relations fondamentales.....	25
3.2.1. Cas général	25
3.3. Formules physiques.....	26
3.3.1. Effet Doppler galiléen.....	26
3.3.2. Effet Doppler relativiste.....	27
3.4. Domaine d'utilisation.....	27
4. L'ultrasonographie en mode Doppler.....	28
4.1. Principe Doppler.....	28
4.2. Contenu spectral de l'écho Doppler.....	30
5. Dispositifs Doppler ultrasonores.....	31
5.1. Le système Doppler continu.....	31
5.2. Le système Doppler pulsé.....	32
5.3. Le système Doppler Energie ou « Angio ».....	34
5.4. Le système Doppler bidimensionnel ou Doppler couleur	34
5.5. Adieu, Christian Doppler ?.....	35
5.5.1. Nouvelles techniques ultrasonores : l'imagerie des flux par échographie en couleur...35	
5.5.2. Principe.....	35
5.5.2.1. Color Velocity Imaging (CVI).....	35
5.5.2.2. CVI versus Doppler vitesse.....	36
6. Ambiguïté en fréquence et en profondeur.....	38
6.1. Ambiguïté en fréquence : problème d'Aliasing.....	38
6.2. Ambiguïté en profondeur.....	39
7. Les mesures quantitatives.....	40
7.1. La mesure des vitesses.....	40
7.2. La mesure des débits.....	40
8. Analyse du signal.....	40
8.1. Le tracé analogique.....	40
8.2. Le spectre de fréquences	41
8.3. L'encodage couleur.....	42
9. La formation de l'image.....	43
9.1. La qualité de l'image.....	43
9.1.1. La résolution spatiale.....	43
9.1.2. La résolution en contraste	44
10. Conclusion	44

1. Introduction :

L'effet Doppler est utilisé pour mesurer la vitesse avec les cinémomètres et les radars, ou bien pour des examens médicaux (notamment les échographies). Il explique aussi le phénomène de décalage vers le rouge en astronomie.

De ce fait, ce chapitre sera entièrement consacré à son étude, ses modes d'explorations et ses applications en ultrasonographie médicale.

2. Historique :

La description du principe de l'effet Doppler est due à Christian Doppler. Ce mathématicien autrichien proposa en 1842 une théorie permettant d'expliquer la différence de couleurs des étoiles en mouvement dans l'espace.

Ce n'est qu'en 1960 que Sumatra trouvera une application médicale de l'effet Doppler. Il envoie un faisceau ultrasonore continu sur une cavité ventriculaire gauche et recueille le faisceau réfléchi et finit par trouver une relation de proportionnalité entre l'effet Doppler et les battements de la paroi cardiaque.

Son élève Kato remarque que l'on obtient aussi des signaux à l'intérieur de la cavité cardiaque et pense que ceux-ci proviennent du flux sanguin, l'écho-Doppler est né.

Le premier appareil pratique proposé pour la détection de la vélocimétrie de l'écoulement sanguin sur l'homme a été mis au point par Baker en 1964.

Depuis ce temps, les appareils ultrasoniques en continu ont été utilisés dans plusieurs applications allant du mouvement de la paroi du cœur fœtal de l'écoulement sanguin au diagnostic des maladies vasculaires périphériques (Belkaid & Mehtari, 1994).

3. Effet Doppler :**3.1. Principe physique :**

Certains phénomènes courants sont expliqués par l'effet Doppler. Nous citerons l'exemple d'un observateur situé sur le quai d'une gare qui voit passer un train muni d'une sirène (figure 2.0).

Lorsque le train se rapproche de l'observateur, ce dernier perçoit un son plus aigu que celui réellement émis par la sirène. A l'inverse, l'observateur entend un son plus grave lorsque le train s'éloigne du quai.

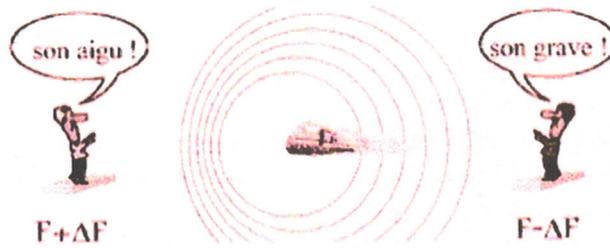


Figure 2.0 : Illustration de l'effet Doppler

L'effet Doppler correspond à la variation de fréquence entre l'onde vibratoire en mouvement émise et celle perçue par le récepteur fixe. Plus généralement, il s'énonce ainsi :

«Tout phénomène périodique propagé est perçu par le récepteur à une fréquence différente de sa fréquence d'émission lorsque se produit un déplacement relatif entre l'émetteur et le récepteur» (Melki *et al.*, 2001).

3.2. Relations fondamentales :

3.2.1. Cas général : L'effet Doppler est facilement appréhendé si l'on considère que les déplacements relatifs de la source et du récepteur aboutissent à une compression ou à une dilatation du front d'ondes (figure 2.0). Prenons le cas d'un récepteur se déplaçant à la vitesse des ultrasons c en direction d'une source fixe : celui-ci perçoit une fréquence double de la fréquence de la source ($2F_e$). En effet, il rencontre deux fois plus de fronts d'ondes qu'un récepteur immobile. On comprend ainsi que la fréquence perçue par le récepteur F_r dépend de sa vitesse de déplacement. Une simple règle de trois permet de déduire la relation suivante :

$$F_r = F_e + F_e \frac{v}{c}$$

La fréquence Doppler δF vaut donc :

$$\delta F = F_r - F_e = F_e \frac{v}{c}$$

Cette relation est valable si la propagation de l'onde ultrasonore et le déplacement du récepteur s'effectuent dans la même direction. Dans le cas contraire, seule la projection du vecteur vitesse sur la direction de l'onde ultrasonore ($v \cos \theta$) contribue à l'effet Doppler :

$$\delta F = F_e \frac{v}{c} \cos \theta$$

Avec certaines approximations (vérifiées en vélocimétrie sanguine), il est possible de montrer que cette relation s'applique aussi dans le cas d'une source mobile et d'un récepteur fixe (Melki *et al.*, 2001).

3.3. Formules physiques :

3.3.1. Effet Doppler galiléen :

Supposons que l'émetteur et le récepteur se déplacent sur une droite munie d'un référentiel galiléen. Il y a 3 référentiels à considérer :

- (1) le référentiel du milieu dans lequel se propage l'onde (par exemple l'atmosphère pour une onde sonore). On note v la vitesse de l'onde dans ce référentiel.
- (2) le référentiel lié à l'émetteur (source) : appelons v_s la vitesse algébrique de l'émetteur (source) par rapport au référentiel (1).
- (3) le référentiel lié au récepteur : appelons v_r la vitesse du récepteur par rapport au référentiel (1).

Si f_o est la fréquence de l'onde émise dans le référentiel de la source, alors le récepteur va recevoir une onde de fréquence f_a (fréquence apparente).

$$f_a = \frac{v - v_r}{v - v_s} f_o = \frac{1 - \frac{v_r}{v}}{1 - \frac{v_s}{v}} f_o$$

Si la source est mobile par rapport au référentiel ($v_r = 0$), alors on a :

$$f_a = \frac{v}{v - v_s} f_o = \frac{1}{1 - \frac{v_s}{v}} f_o$$

et si seul le récepteur est mobile par rapport au référentiel ($v_s = 0$), on a :

$$f_a = \frac{v - v_r}{v} f_o = \left(1 - \frac{v_r}{v}\right) f_o$$

On voit clairement que les deux situations ne sont pas symétriques : en effet, si le récepteur « fuit » l'émetteur à une vitesse supérieure à v , il ne recevra jamais d'onde, alors que si l'émetteur fuit un récepteur immobile, celui-ci recevra toujours une onde. On ne peut pas inverser le rôle de l'émetteur et du récepteur. Dans le cas classique, il y a dissymétrie dans le décalage fréquentiel

selon que l'émetteur ou le récepteur est en mouvement (les fréquences reçues diffèrent par les termes du second ordre pour une même fréquence d'émission).

Cette dissymétrie est due à la présence du milieu dans lequel se propagent les ondes, elle est justifiée pour les ondes sonores. L'effet Doppler n'est qu'un effet de changement de référentiel, il faut considérer dans ce cas l'émetteur et le récepteur à la vitesse $-v/2$ et $v/2$, ce qui donne le même décalage fréquentiel avec l'émetteur ou le récepteur en mouvement, la vitesse radiale relative donne le changement de fréquence. La symétrie est donc rétablie. Il faudra donc distinguer la propagation des ondes sonores de celles des ondes électromagnétiques par la présence du milieu ou du vide dans lequel se fait la propagation.

Dans le cas de l'onde électromagnétique, la vitesse de l'onde est c qui dépend de la nature du milieu (et notamment de son indice de réfraction), mais pas du référentiel (Korso, 2006).

3.3.2. Effet Doppler relativiste : En relativité, il n'y a plus que deux référentiels, celui de deux observateurs dans des référentiels différents, qui observent la propagation d'une onde électromagnétique.

Soit f_o est la fréquence de l'onde dans le référentiel R et f_a la fréquence de l'onde dans R' :

$$f_o = \frac{f_a}{\gamma(1 - \beta \cos \theta)}$$

$$\text{Avec: } \beta = \frac{v}{c} \text{ et } \gamma = \frac{1}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}} = \frac{1}{\sqrt{1 - \beta^2}}$$

Si R' est à droite de R, l'observateur s'éloigne de la source et on a $\theta=0$, donc $f_a < f_o$:

$$f_o = \frac{f_a}{\gamma(1 - \beta)} = f_a \sqrt{\frac{1 + \beta}{1 - \beta}}$$

Et si R' est à gauche de R, l'observateur se rapproche de la source et on a $f_a > f_o$:

$$f_o = \frac{f_a}{\gamma(1 + \beta)} = f_a \sqrt{\frac{1 - \beta}{1 + \beta}}$$

Ces expressions sont légèrement différentes de celles du Doppler galiléen (Korso, 2006).

3.4. Domaine d'utilisation :

L'effet Doppler a été exploité dans le domaine de la mesure de la vitesse, notamment des véhicules dans le cadre de contrôle de police. Il trouve son application dans le domaine de la

médecine, à savoir contrôler de façon continue le rythme respiratoire et cardiaque, le débit et la tension sanguine, il peut aussi renseigner sur l'état du fœtus.

Son application s'est étendue même au domaine astronomique de sorte qu'un radar à impulsions de grande puissance a été employé pour mesurer des distances planétaires et des vitesses de rotation.

C'est ainsi qu'on a constaté que, contrairement à ce qu'avaient cru les observateurs astronomiques, la planète Mercure ne présente pas toujours la même face au soleil (Benhamed & Malti, 1993).

4. L'ultrasonographie en mode Doppler :

4.1. Principe Doppler :

D'une façon générale, l'effet Doppler est la variation de fréquence entre une onde acoustique ou électromagnétique émise par une source et celle reçue par un récepteur, lorsqu'un mouvement relatif existe entre le récepteur et l'émetteur. Ainsi, le son émis à une fréquence donnée, par une source en mouvement est captée par un observateur à une fréquence décalée de celle émise : ce décalage est la fréquence Doppler.

L'équation fondamentale peut être établie à partir des deux situations suivantes :

- La source est en mouvement et l'observateur est immobile ;
- La source est fixe et l'observateur est en mouvement

Quand un écho est réfléchi par un corps en mouvement (l'exemple: le corps du fœtus), il voit sa fréquence se modifier raison du changement de distance entre la source et le récepteur et ceci en fonction de la vitesse de la cible. Il est ainsi possible de savoir si un corps (exemple du globule rouge dans un vaisseau) se déplace, à quelle vitesse et dans quelle direction (Kribeche, 2005).

L'exemple de la vélocimétrie par effet Doppler est fondé sur la variation de fréquence que subit un faisceau ultrasonore lorsqu'il est retrodiffusé par les cibles en mouvement que constituent les corpuscules figurés dans la colonne sanguine. Cette variation de fréquence ΔF est liée à la vitesse V de déplacement des hématies (Giron, 1993).

Considérons une source ultrasonore immobile émettant des ondes à une fréquence f_e , et un récepteur se déplaçant à la vitesse V dans un milieu où la célérité des ondes acoustiques est C qui vaut 1500 m.s^{-1} dans l'eau et les tissus biologiques (figure 2.1).

Par convention, la vitesse est considérée positive quand la cible se déplace en direction du transducteur, et négative quand elle s'en éloigne. Si la trajectoire de la cible forme un angle θ par rapport à la direction de propagation des ondes ultrasonores, la fréquence des ondes perçues par la cible est donnée par:

$$f_g = f_e \pm \frac{f_e v \cos \theta}{C}$$

Si l'impédance acoustique de la cible est différente du milieu dans lequel elle se déplace, elle rétrodiffuse partiellement les ondes acoustiques. Elle peut, par conséquent, être assimilée à une source ultrasonore mobile. La fréquence des ondes rétrodiffusées f_r perçues par un transducteur immobile est:

$$f_r = \frac{C}{C \pm v \cos \theta} f_g$$

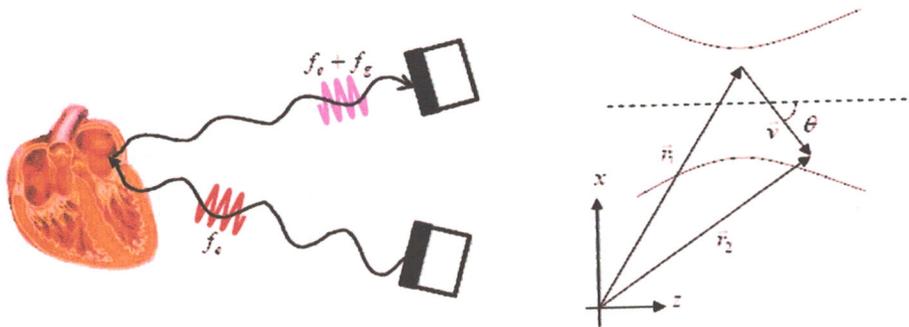


Figure 2.1 : La fréquence ultrasonore f_r mesurée par la cible est différente de la fréquence émise f_e

La fréquence des ondes f_r reçues est donc :

$$f_r = f_e \left(\frac{C \pm v \cos \theta}{C \pm v \cos \theta} \right) \cong f_e + \Delta f$$

Soit

$$f_r = f_e + \Delta f$$

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

Si la cible mobile est dans l'axe du faisceau ultrasonore :

$$\Delta f = \frac{2vf_e \cos \theta}{C}$$

Où θ est l'angle entre l'axe du faisceau et l'axe du déplacement de la cible.

Nous pouvons facilement remarquer que si la cible est mobile dans l'axe du faisceau ultrasonore, la fréquence Doppler mesurée devient la vitesse de cible et la projection non orthogonale du vecteur sur l'axe du faisceau ultrasonore :

$$\Delta f = \frac{2vf_e}{C}$$

La valeur de la fréquence Doppler devient alors :

$$\Delta f = \frac{2vf_e \cos \theta}{C}$$

Elle s'annule totalement lorsque l'angle atteint 90° . Le calcul de la vitesse circulaire nécessite donc la connaissance de la fréquence Doppler et de l'angle entre le faisceau et l'axe de déplacement. Pour calculer cette vitesse, la formule devient (Kribeche, 2000) :

$$v = \frac{\Delta f C}{2f_e \cos \theta}$$

4.2. Contenu spectral de l'écho Doppler :

Les ondes ultrasonores rencontrent différentes structures comme les parois vasculaires qui peuvent être très échogènes en comparaison des globules du sang. Le spectre du signal Doppler reçu par un transducteur est par conséquent formé de composantes quasi-stationnaires de basse fréquence et de grande amplitude, et de composantes de plus haute fréquence qui proviennent de la rétrodiffusion sur les globules rouges en mouvement (Kribeche, 2005).

5. Dispositifs Doppler ultrasonores :

De nos jours, deux grandes familles de systèmes de mesure sont utilisées dans l'instrumentation médicale: le Doppler continu et le Doppler pulsé. D'autres techniques moins connues ou peu exploitées existent et présentent certains avantages.

5.1. Le système Doppler continu : Historiquement, les systèmes Doppler à émission continue furent les premiers appareils ultrasonores à effet Doppler. Ils utilisent habituellement deux transducteurs hémisphériques dans la même sonde, le premier étant destiné à émettre les ondes ultrasonores et le second à les recevoir (Figure 2.2).

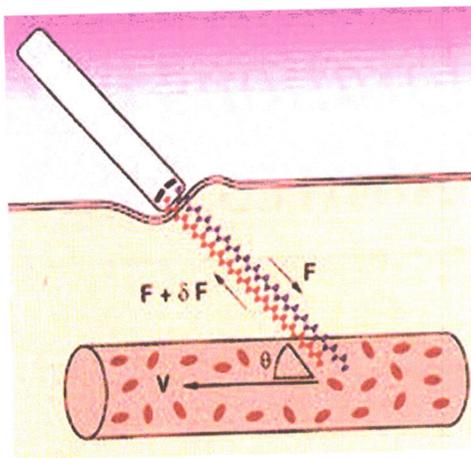


Fig. 2.2.a : capteur opérant en émission continue

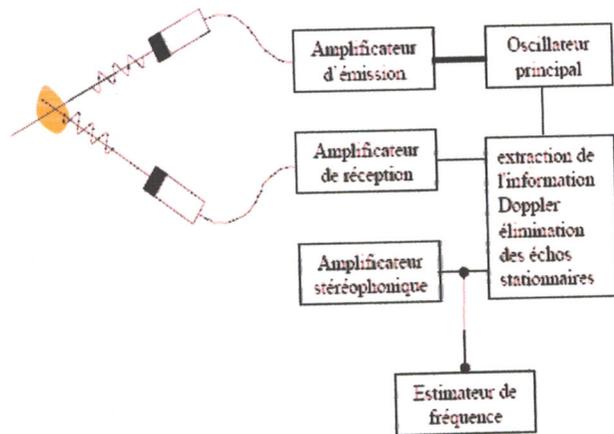


Fig. 2.2.b : schéma bloc

Figure 2.2 : principe du Doppler à émission continue

Les Doppler à émission continue n'ont aucune résolution en profondeur; toutefois les ultrasons venant des grandes profondeurs sont plus atténués que ceux réfléchis à proximité du transducteur. L'appareillage effectue la comparaison des deux fréquences f_e et f_r au niveau d'un démodulateur pour en extraire, en continu, la fréquence Doppler.

Le signal reçu par le transducteur peut être vu comme étant une onde porteuse modulée en fréquence et en amplitude par les échos provenant de la cible, ainsi que par les échos provenant des structures stationnaires et quasi-stationnaires. Une manière d'extraire l'information Doppler consiste à comparer le signal d'écho à celui émis, qui prend la valeur de référence. Leur différence en fréquence engendre alors un battement à la fréquence Doppler (Kribeche, 2005).

5.2. Le système Doppler pulsé :

Cette technique apporte une réponse au problème de la localisation spatiale du phénomène de rétrodiffusion. Le Doppler pulsé analyse le signal provenant d'un point précis de l'espace interrogé, ce point est choisi par l'utilisateur. C'est le volume de mesure. Le principe de fonctionnement est le suivant : un transducteur, incliné en direction de l'axe du vaisseau, est excité périodiquement à la fréquence de récurrence f_{PRF} par un train d'ondes ultrasonores de courte durée T (Figure 2.3).

L'énergie ultrasonore émise dans le milieu de propagation, est réfléchié partiellement par les interfaces situées sur le trajet du faisceau.

Afin de prélever l'information à l'endroit désiré, l'utilisateur positionne une porte de réception (fenêtre temporelle) d'une largeur correspondant à la zone de mesure voulue (la profondeur de champ exploré) et à l'endroit choisi (distance de la cible au transducteur).

L'information de vitesse contenue dans ce signal est extraite des circuits de détection, en déplaçant la fenêtre de mesure suivant le diamètre du vaisseau ; dans ces conditions on obtient des valeurs locales de vitesses qui permettent d'établir le profil.

Pour obtenir une bonne résolution en distance, la durée du signal transmis doit être la plus courte possible, alors qu'elle doit être grande pour permettre un bon rapport signal sur bruit et une information précise de vitesses.

En général, on utilise dans le domaine médical des trains d'impulsions de 4 à 5MHz et de durée de $1\mu s$, ce qui se traduit par des signaux d'une longueur d'environ 1.5 mm.

La fréquence de répétition des tirs f_{PRF} et celle du capteur jouent un grand rôle dans la détermination de la vitesse maximale mesurable par un appareil à émission pulsée.

En d'autres termes, on peut dire que la déviation Doppler devant être mesurée est échantillonnée à la fréquence de répétition f_{PRF} .

Compte tenu du théorème de Shannon, la fréquence Doppler f_d maximale mesurable sans ambiguïté est égale à la moitié de la fréquence de récurrence. Au dessus de cette valeur maximale apparaît un phénomène de repliement de spectre (Aliasing). Cliniquement cela est capital lorsqu'on cherche à mesurer des flux sanguins au voisinage de lésions obstructives telles que des sténoses valvulaires.

La profondeur maximale $P_{r\max}$ analysable en fonction de la f_{PRF} est donc $P_{r\max} = C / (2f_{PRF})$.

Aux grandes profondeurs, on travaillera alors à faible f_{PRF} .

A partir des équations précédentes on peut déduire la vitesse maximale mesurable à partir de la profondeur $P_{r\max}$: $v_{\max} = 2C / (8P_{r\max})$.

Par exemple, pour une profondeur de 8 cm et à une fréquence de 5MHz, la vitesse maximum mesurable est de 1.16 m/s tandis que pour 4 cm et à 2.5MHz elle est d'environ 3.82 m/s (Dicko & Ould Ahmedoune, 2006).

Le Doppler pulsé est limité par sa faible sensibilité à détecter les flux lents, nécessitant une forte puissance acoustique et enfin un risque d'ambiguïtés en fréquence (ou aliasing) et en profondeur.

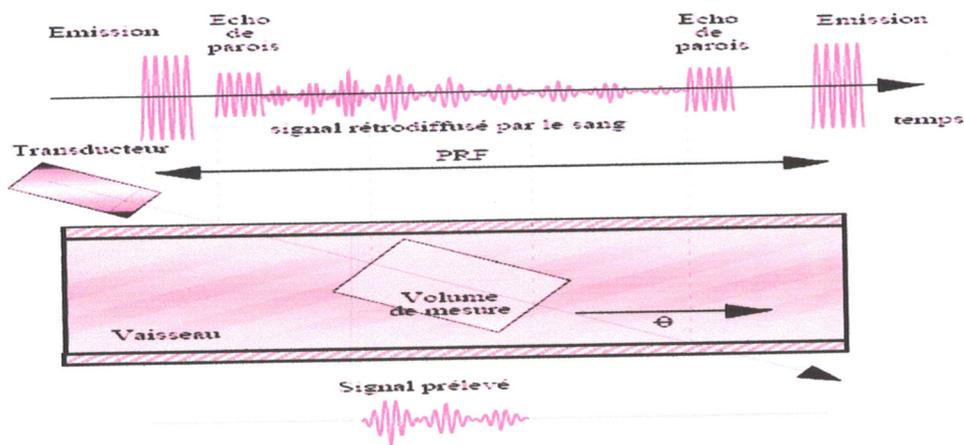


Figure 2.3.a : capteur opérant en Doppler pulsé

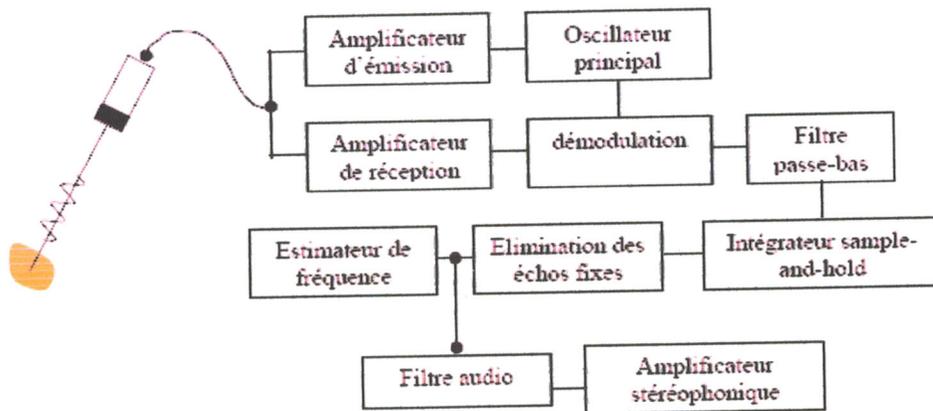


Figure 2.3.b : schéma bloc

Figure 2.3 : schémas de principe du doppler pulsé

5.3. Le système Doppler Energie ou « Angio » :

L'avantage qu'à la fonction d'autocorrélation de déterminer l'énergie du signal est l'un des éléments capitaux dans l'exploitation du Doppler Energie. Ainsi, le calcul de cette fonction pour un signal Doppler correspondent à un écho particulier fournissant la valeur de l'énergie de cet écho.

Dans la mesure où les échos fixes sont annulés par soustraction, l'énergie mesurée au niveau des échos fixes est nulle, seule subsiste une valeur non nulle pour les cibles mobiles (le sang).

Toutes les valeurs recueillies à partir des échos du sang sont pratiquement identiques (même pouvoir réflecteur) et indépendantes de la vitesse, donc de l'angle θ à partir du moment où ces cibles sont mobiles.

L'affichage sur l'écran en chaque point de cette mesure d'énergie du signal donne naissance au mode "Doppler Energie" ou mode "Angio" : sa caractéristique est de montrer l'ensemble des flux circulants, d'où le terme d'angiographie (indépendamment de la vitesse).

Ce mode ne mesure pas la vitesse, il n'est donc pas soumis au phénomène d'aliasing, il a une sensibilité plus grande que le Doppler couleur, ce qui lui permet de voir des flux capillaires (les cibles mobiles dont les échos sont très faibles, c'est-à-dire proches du bruit électronique restent visibles alors que la mesure fréquentielle de leur énergie est difficile) (Richard, 2005).

5.4. Le système Doppler bidimensionnel ou Doppler couleur :

Il permet d'analyser le signal Doppler dans un plan et ceci presque simultanément dans tous les points de ce plan et peut être assimilé à un système Doppler pulsé multiporte et multiligne.

En fait, grâce à un procédé d'analyse du signal appelé l'autocorrélation, il est possible d'obtenir l'information Doppler sur toute la longueur d'une ligne, après deux impulsions, en analysant les modifications de la phase entre les deux signaux.

Cependant, le rapport signal/bruit est extrêmement faible, ce qui impose de répéter ces impulsions entre 16 et 32 fois pour chacune des lignes échantillonnées.

Il permet d'analyser au niveau d'un ensemble de volumes d'échantillonnages disposés le long d'une ligne de tir, les trois paramètres du signal ultrasonore : l'amplitude, qui permet de reconstituer l'image en échelle de gris, la phase qui détermine la direction du déplacement des structures circulantes et la fréquence Doppler qui traduit la vitesse circulatoire.

La résolution de l'image couleur dépend de la taille du volume d'échantillonnage sur chacune des lignes couleur et de la densité de lignes couleurs échantillonnées parmi l'ensemble des lignes

échographiques de l'image noir et blanc. Le rapport signal sur bruit qui conditionne la qualité de l'information Doppler dépend du nombre de tirs par ligne.

5.5. Adieu, Christian Doppler ?

Les images échographiques comportent un « bruit », prenant l'aspect de mouchetures, résultant de fluctuations du signal échographique produites par les interférences additives ou soustractives des ondes diffusées par les cibles de petites dimensions (comme les globules rouges).

Ce bruit affecte, en un instant t , un arrangement donné, un instant plus tard, cet arrangement est modifié par suite du déplacement des cibles diffusantes.

Ce changement est proportionnel à la vitesse d'écoulement, indépendamment de l'angle d'incidence et peut être détecté par un traitement booléen du signal échographique.

Le calcul de la fonction de corrélation entre les échantillons de signal échographique prélevés successivement permet d'évaluer la vitesse de déplacement des cibles sans faire appel à l'effet Doppler.

En d'autres termes, le signal ultrasonore est traité dans le domaine du temps et non de la fréquence, contrairement à l'effet Doppler et l'on se sert du « bruit » corpusculaire et de ses variations (Giron, 1993).

5.5.1. Nouvelles techniques ultrasonores : l'imagerie des flux par échographie en couleur

Les laboratoires d'électronique et de physique appliquée de Limeil-Brevannes, en France (LEP, membre de Philips Research Organization) ont imaginé et développé un système permettant la représentation en couleur des flux, sur les images échotomographiques, sans faire appel à l'effet Doppler : le « Color Velocity Imaging, ou CVI » (Melki *et al.*, 2002).

5.5.2. Principe:

5.5.2.1. Color Velocity Imaging (CVI):

Le principe de l'imagerie CVI repose sur une analyse du décalage temporel existant entre les échos issus de deux impulsions ultrasonores successives et provenant d'une cible en mouvement (figure 2.5).

Ce décalage temporel τ est mesuré à l'aide d'un algorithme dit de « reconnaissance de signature » qui tient du fait qu'un groupe d'hématies génère un signal ultrasonore caractéristique.

En tenant compte de l'angle d'insonation θ , la vitesse circulatoire peut être déduite de la relation suivante :

$$v = \frac{\tau \cdot c}{2T \cos \theta} \dots\dots\dots(1)$$

Avec θ : angle formé par l'onde ultrasonore et la direction du flux ;

T : intervalle entre deux impulsions successives ; c : célérité des ultrasons (Melki *et al.*, 2002).

5.5.2.2. CVI versus Doppler vitesse:

En mode CVI, la mesure de la vitesse est réalisée à partir du décalage temporel et n'utilisant donc pas l'effet Doppler (mesure d'un décalage en fréquence) (figure 2.4).

Le mode CVI ne fait pas intervenir la fréquence d'émission (formule (1)), contrairement au Doppler vitesse. Il n'est donc pas sensible aux fluctuations de la fréquence ultrasonore, induites par les phénomènes de speckle, d'atténuation et de diffusion, qui tendent à détériorer la qualité de l'image Doppler vitesse. Ainsi, le mode CVI requiert 4 à 5 tirs pour produire l'information de vitesse, alors que les systèmes Doppler vitesse nécessitent en moyenne 16 tirs successifs.

Le mode CVI fournit une cartographie dynamique des vitesses maximales et de la direction des flux alors que le Doppler vitesse donne accès aux vitesses moyennes (Melki *et al.*, 2002).

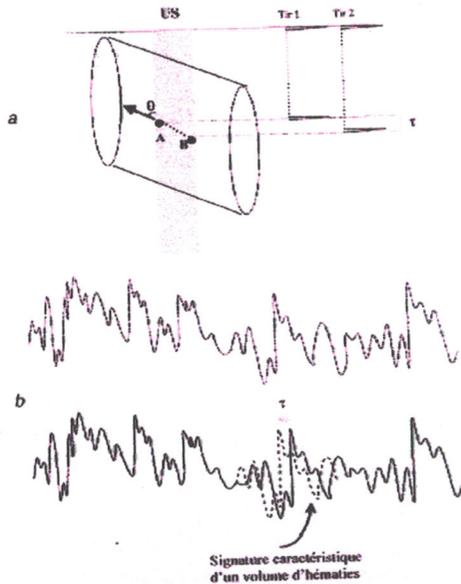


Figure 2.4 :

Figure 2.4 : principe du mode CVI. Il consiste à analyser le décalage temporel τ secondaire au mouvement de la cible (a). Le décalage temporel d'un groupe d'hématies en mouvement est calculé par la reconnaissance de la signature (b).

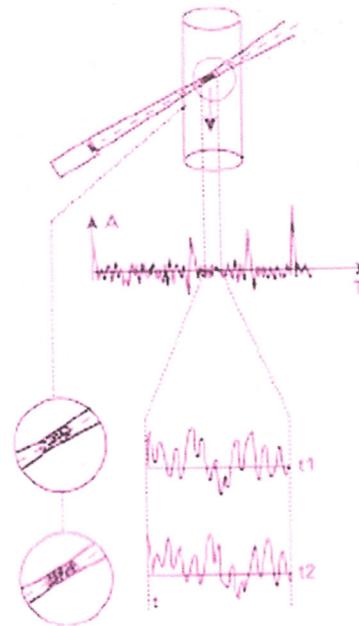


Figure 2.5 :

Figure 2.5 : principe de l'imagerie échographique en couleur des vitesses circulatoires : le « groupe » de globules rouges capté à l'instant t_1 dans le volume de mesure s'est déplacé d'une distance t_2 . Le signal échographique obtenu est donc décalé dans le temps d'une valeur t , mesurée par intercorrélation des signaux recueillis à t_1 et t_2 .

6. Ambiguïté en fréquence et en profondeur :

6.1. Ambiguïté en fréquence : problème d'Aliasing

Ce phénomène constitue une des principales limites du Doppler pulsé, et donc du Doppler couleur. Il s'agit d'un codage inversé de fréquences élevées à partir d'un certain seuil.

Le phénomène apparaît lorsque la fréquence d'échantillonnage, qui est égale à la f_{PRF} , est inférieure au double de la fréquence analysée (théorème de Shannon).

Si la fréquence d'échantillonnage est inférieure à cette limite, le signal restitué n'aura pas la fréquence du signal réel (figure 2.6a). Il existe donc une fréquence maximale échantillonnable (fréquence de Nyquist) qui correspond à la moitié de la f_{PRF} .

Ce phénomène d'aliasing se traduit par un repliement du spectre en analyse spectrale (figure 2.6b) et une inversion de la couleur sur l'image. A l'inverse du reflux protodiastolique, cette inversion de couleur se fait de part et d'autre des valeurs maximales de fréquence, dans la gamme des blancs (Solacroup *et al.*, 2006).

De plus, il intervient au pic systolique alors que le reflux apparaît immédiatement après. Le seuil d'inversion de la couleur est discrètement plus élevé que celui du repliement spectral puisque la couleur correspond au codage des vitesses moyennes alors que les vitesses maximales apparaissent sur le spectre.

Cette ambiguïté n'est pas très gênante en imagerie couleur mais lorsqu'on veut quantifier des vitesses élevées, il est indispensable de la supprimer.

Pour ce faire, on peut, après avoir abaissé la ligne du zéro:

- augmenter la f_{PRF} : de façon indépendante, en diminuant la profondeur du champ ou en augmentant l'échelle des vitesses détectables (lors de l'acquisition);

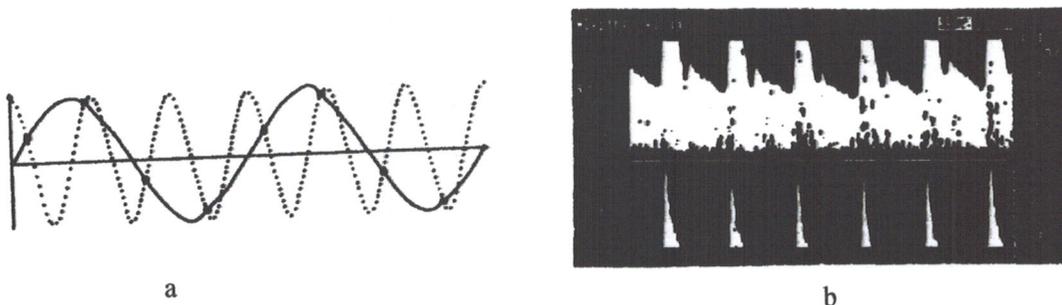


Figure 2.6 : ambiguïté en fréquence

- diminuer ΔF : en diminuant F_e ou en augmentant l'angle θ , ce qui a pour inconvénient de diminuer la précision des mesures de vitesse;
- recourir au Doppler continu, lorsqu'il est disponible sur l'appareil utilisé (Solacroup *et al.*, 2006).

6.2. Ambiguïté en profondeur :

Cette ambiguïté constitue le corollaire de la précédente, la valeur de la f_{PRF} est adaptée à la profondeur pour qu'il n'y ait pas de vaisseaux détectables au-delà de la limite du champ d'exploration.

Ainsi, les signaux issus des vaisseaux profonds qui parviennent à la sonde tardivement sont récupérés avant le pulse suivant (figure 2.7a).

Lorsqu'on utilise une fréquence de tirs élevée f_{HPRF} (HPRF : High Pulse Repetition Frequency), les signaux d'éventuels vaisseaux profonds peuvent arriver à la sonde après le départ de l'impulsion suivante. Les conséquences sont : soit le mélange de signaux correspondant à des vaisseaux profonds et superficiels (figure 2.7b), soit la "détection" d'un flux superficiel "fantôme" qui correspond en fait à un vaisseau profond.

Lorsqu'on suspecte cet artefact, on doit diminuer la f_{PRF} , si cela est possible ou utiliser une sonde à une fréquence basse car les f_{PRF} seront plus faibles (Richard, 2005).

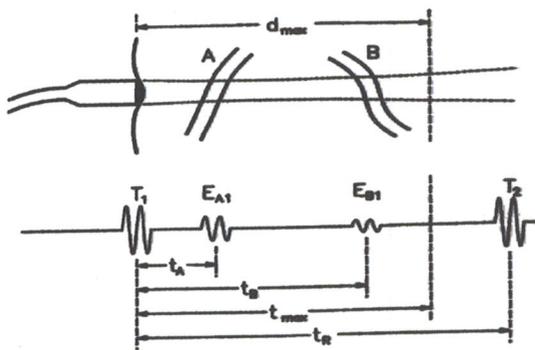


Fig. 2.7 a

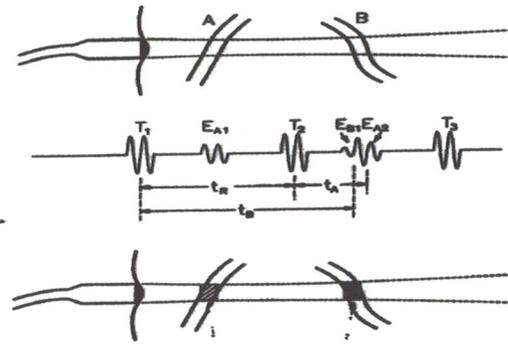


Fig. 2.7 b

Figure 2.7 : ambiguïté en profondeur

7. Les mesures quantitatives :**7.1. La mesure des vitesses :**

Cette mesure impose la connaissance de la valeur de l'angle Doppler, qui dans certains cas doit être introduite dans l'appareil de mesure, de façon manuelle, d'où le risque d'erreur.

Ce risque augmente avec la valeur de l'angle, qui dans la pratique ne doit pas dépasser 60° pour que le résultat puisse être validé.

7.2. La mesure des débits :

Cette mesure est possible à l'aide du Doppler si on arrive à restituer avec précision la valeur de l'onde ultrasonore transmise par le vaisseau.

Le débit Q est égal au produit de la vitesse moyenne V_{moy} (moyenne des vitesses à l'intérieur du vaisseau examiné) par la surface S de section de ce vaisseau:

$$Q = V_{moy} \cdot S$$

Comme dans le cas de la mesure de la vitesse, cette dernière est aussi soumise à d'énormes risques d'erreur comme :

L'erreur liée à l'angle que nous avons vu dans le cas précédant ou celle sur l'estimation de la fréquence moyenne qui augmente avec la dispersion spectrale ou encore celle sur le calcul de la surface de section du vaisseau.

Cette erreur est d'autant plus importante que le vaisseau est petit. De plus, elle ne tient pas compte de la compliance vasculaire, c'est-à-dire des modifications de calibre du vaisseau en fonction du cycle cardiaque pour les artères, ou celles de la respiration pour les veines.

8. Analyse du signal :

Le signal peut être restitué sous trois formes : un tracé analogique, un spectre de fréquences ou une cartographie couleur.

8.1. Le tracé analogique :

C'est le plus simple de ces procédés (figure 2.8): par une simple technique de comptage de passages par zéro, il permet de restituer une courbe de la fréquence Doppler extraite par l'appareillage en temps réel.

Cependant, il s'agit d'une courbe de la moyenne des fréquences Doppler échantillonnées. Ce procédé ne donne donc aucune information sur le profil de l'écoulement et notamment sur la dispersion des vitesses circulatoires à l'intérieur du vaisseau: lorsque l'écoulement est normal et harmonieux, la courbe de ces fréquences moyennes se rapproche de la courbe des fréquences

maximales; lorsque les flux sont perturbés, cette différence s'accroît. Ce tracé permet donc de détecter les anomalies mais moins de les caractériser (Solacroup *et al.*, 2006).

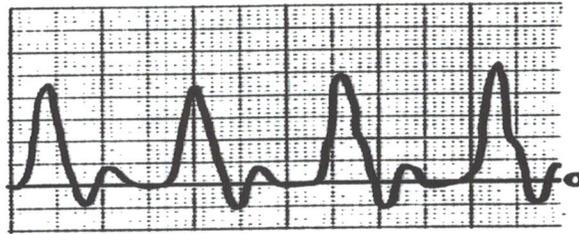


Figure 2.8 : le tracé analogique

8.2. Le spectre de fréquences :

L'avantage du spectre de fréquences est de pouvoir restituer en temps réel, la gamme de fréquences contenue dans le signal Doppler reflétant ainsi celles des vitesses présentes dans le vaisseau. Cette restitution est possible grâce à l'application d'une opération mathématique, la transformée de Fourier (figure 2.9). Elle permet de passer d'une analyse du signal dans le domaine temporel à sa représentation et son analyse dans le domaine fréquentiel.

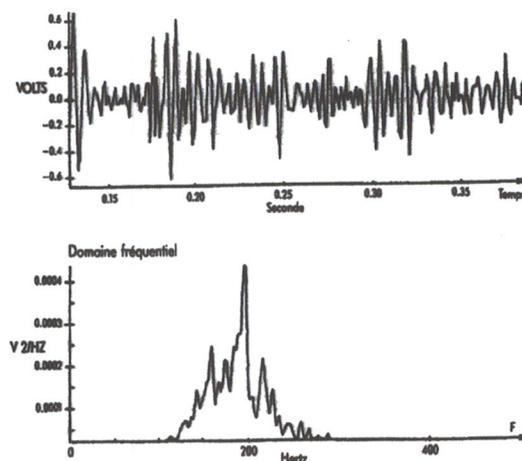


Figure 2.9 : le spectre de fréquences

Le spectre de fréquences se présente donc comme un ensemble de lignes verticales juxtaposées (figure 2.10). L'axe horizontal correspond à l'échelle du temps et l'axe vertical à l'échelle des fréquences.

Sur chaque ligne verticale apparaît la répartition des fréquences dans le vaisseau à un instant donné avec pour chaque point, une brillance qui correspond à l'énergie (ou puissance) et augmente avec la densité de globules à l'origine de sa valeur de fréquence.

Ce spectre représente donc les variations temporelles de l'histogramme des fréquences présentes à l'intérieur du volume d'échantillonnage considéré.

Le spectre de fréquences permet donc de détecter la présence du flux et sa direction (comme le cas du tracé analogique), puis de caractériser le profil de l'écoulement.

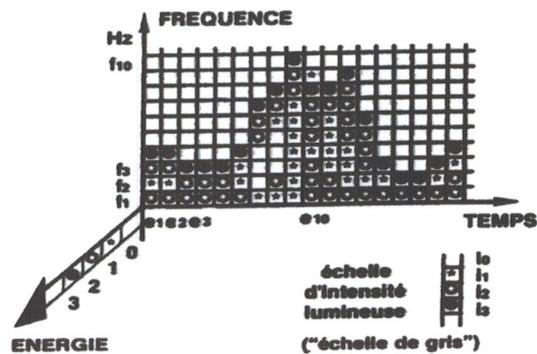


Figure 2.10 : spectre en lignes verticales juxtaposées

8.3. L'encodage couleur :

Ce dernier mode de traitement du signal ultrasonore (en CVI comme en Doppler couleur) permet de visualiser directement sur l'image la présence d'un écoulement, sa direction et sa vitesse relative.

La direction de l'écoulement par rapport à la sonde est fixée par une couleur arbitraire (par convention le rouge pour les flux qui se rapprochent de la sonde et le bleu pour ceux qui s'en éloignent). Chacune de ces couleurs deviendra plus saturée vers le blanc que la fréquence Doppler sera élevée.

Dans la mesure où chaque volume d'échantillonnage se voit attribué une seule teinte de couleur, cet encodage correspond à une cartographie des fréquences moyennes extraites de chacun de ces volumes. Lorsque le flux est harmonieux, la différence entre cette fréquence moyenne et la fréquence maximale est très faible.

Par contre, quand la dispersion fréquentielle s'accroît, la différence entre la valeur de fréquence fournie par la couleur et la fréquence maximale s'agrandit.

9. La formation de l'image :

Les échos provenant des différentes lignes du balayage qui composent le plan de coupe parviennent à la sonde et subissent une succession d'opérations pour fournir une image en échelle de gris représentative des interfaces et de la diffusion (figure 2.11). L'image se forme en temps réel.

Le signal électrique analogique très faible est immédiatement amplifié, extrait de la fréquence ultrasonore "porteuse" par démodulation puis traité pour en tirer les informations cherchées (figure 2.12) (Solacroup *et al.*, 2006).



Figure 2.11 : Image échotomographique

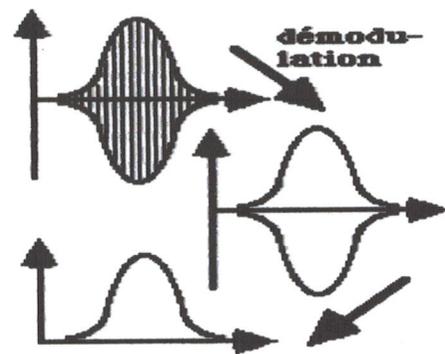


Figure 2.12 : Traitement du signal analogique

9.1. La qualité de l'image :

9.1.1. La résolution spatiale :

Elle est différente en échographie selon les trois axes :

- **La résolution axiale:** c'est l'aptitude à différencier des détails placés dans l'axe de propagation des ultrasons. Elle est de l'ordre du millimètre et dépend :
 - de la longueur d'onde qui en est la limite théorique (elle diminue quand la fréquence augmente).
 - de la durée de l'impulsion.

- **La résolution latérale:** dans le plan de coupe est l'aptitude à différencier les détails des cibles placées dans le plan de coupe perpendiculairement à l'axe de propagation des ultrasons. Elle est moins bonne que la résolution axiale et est liée au diamètre du faisceau ultrasonore et à la densité des lignes ultrasonores.
- **La résolution transversale:** perpendiculairement au plan de coupe, c'est l'épaisseur de la coupe qui dépend de la focalisation transversale (Solacroup *et al.*, 2006).

9.1.2. La résolution en contraste :

C'est aptitude à détecter de faibles différences d'amplitude. Elle est liée à la dynamique ou différence entre amplitudes maximale et minimale.

Cette dynamique est excellente au niveau de la sonde et est liée à la qualité de l'amortissement. Elle est limitée en fait par la numérisation (quantification sur un nombre limité de niveaux de gris) (Solacroup *et al.*, 2006).

10. Conclusion :

En résumé, l'effet Doppler est un phénomène physique qui donne aux ultrasons leur côté informatif, principalement dans le domaine fréquentiel.

Nous avons vu étape par étape son exploitation en ultrasonographie médicale, particulièrement l'exemple de la vélocimétrie Doppler pour mettre en exergue comment le signal analogique reçu (écho) pouvait être traité pour développer différents systèmes Doppler de mesure.

Dans le chapitre suivant, on décrit un système (dispositif) ultrasonique pour mettre en relief les phénomènes étudiés en pratique.

3

Approche théorique du dispositif ultrasonographique

Sommaire

1. Introduction.....	45
2. Les ultrasons dans l'air.....	45
2.1. Mode continu	46
2.2. Mode pulsé.....	48
2.3. Variation de l'énergie réfléchie en fonction de la portée du mobile.....	49
3. Description du schéma bloc général du dispositif.....	50
3.1. Les capteurs d'émission et de réception : E/R.....	52
3.2. Bande passante.....	52
4. Le bloc d'émission.....	53
4.1. L'astable principal.....	53
4.1.1. L'astable réalisé à partir d'un AOP.....	53
4.1.2. L'astable réalisé à partir de porte NOR.....	53
4.3. Le générateur du signal pulsé	54
5. La démodulation.....	55
5.1. Mélangeur à diode semi-conductrice.....	56
6. Amplification.....	57
7. Le filtrage.....	58
7.1. Filtre passe-bas passif.....	59
7.2. Les filtres à amplificateurs opérationnels ou filtres actifs	59
8. L'échantillonneur-bloqueur.....	60
8.1. Principe d'un échantillonneur-bloqueur.....	60
8.2. Etude d'un échantillonneur à base de transistors.....	62
9. Détecteur de seuil ou Trigger de Schmitt.....	63
10. Le compteur.....	65
11. Convertisseur numérique-analogique	65
11.1. Etude théorique d'un convertisseur numérique analogique.....	65
11.2. Convertisseur à réseau R-2R.....	65
12. Le système d'affichage : l'oscilloscope	67
12.2. L'oscillographe cathodique	68
12.3. La synchronisation	68
12.4. Le signal de déclenchement.....	69
12.5. Modes d'affichage de l'oscilloscope	69
12.6. Etude du circuit de synchronisation.....	70
13. Conclusion.....	71

1. Introduction :

L'étude et la conception d'un système de mesure sont des processus complexes et longs à mettre en œuvre. De ce fait, nous avons donc décidé de suivre l'approche standard des ingénieurs dans la réalisation des dispositifs de mesure, c'est-à-dire mener une étude théorique tout en fixant les objectifs à atteindre à travers notre cahier de charges qu'on a préalablement établi avant de passer à la réalisation proprement dite sur la plaque d'essai et la plaque imprimée.

De ce fait, nous avons pour but d'étudier et de réaliser un dispositif ultrasonique à travers lequel, le principe de l'ultrasonographie sera étudié.

Ce dispositif fait appel aux deux modes d'émission: le pulsé et le continu), il permet à travers la position d'un obstacle dans son champ de détection, de nous délivrer un signal électrique (une tension) capable de faire déplacer le spot sur l'écran de l'oscilloscope sous l'effet du balayage électronique.

L'oscilloscope est déclenché extérieurement et en synchronisation avec le dispositif de mesure, il nous informe sur l'état de la cible (la localisation).

Un dispositif ultrasonographique fonctionnant suivant ces principes cités, est appelé à mode A.

Ce chapitre présente l'approche descriptive des différents blocs et circuits du dispositif qui sera réalisé.

En fait, par cet étude, et compte tenu de la disponibilité de capteur d'onde ultrasonore propageant dans l'air, le dispositif étudié et réalisé concerne donc la propagation des ondes ultrasonores dans l'air.

2. Les ultrasons dans l'air :

Les ultrasons se déplacent dans l'air à la vitesse de 330 mètres/seconde pour une température de 20° C.

Dans notre dispositif, nous faisons appel aux capteurs d'ultrasons caractérisés par une fréquence de 40 KHz correspondant à une période de 25 μ s.

En conséquence, la longueur d'onde, qui est la distance séparant deux crêtes consécutives du signal, est égale à $\lambda = 330 \times 25 \times 10^{-6} = 8.25 \times 10^{-3} \text{ m}$, soit environ 8 mm.

Le principe du dispositif consiste, dans le mode pulsé, à envoyer périodiquement une suite de 4 à 5 périodes élémentaires de 25 μ s et mesurer la durée s'écoulant entre l'émission et la réception du signal sur un obstacle. Il est alors possible de mesurer la distance qui sépare l'émetteur

ultrasonique de l'obstacle : elle correspond à la moitié de la distance parcourue par le signal, étant donné que ce dernier effectue un aller-retour.

En mode continu, on envoie continuellement le signal ultrasonique qui part heurter une cible et retourne en perdant une partie de son énergie qui se dissipe dans l'environnement (dans le cas de notre dispositif, l'air).

Cet écho ainsi capté nous permet de déterminer comme dans le cas du mode pulsé, la distance séparant le capteur de l'obstacle.

En fait, dans les deux cas cette distance se traduit par une variation d'amplitude du signal écho. Cette variation d'amplitude est alors utilisée comme entrée Y de l'oscilloscope, qui avec le signal de balayage de l'oscilloscope génère la synchronisation avec le signal émis et appliqué à l'entrée (déclenchement externe) permet une visualisation de la position de la cible sous forme d'un spot.

Deux capteurs ultrasonores: un capteur émetteur et un capteur récepteur sont mis à notre disposition pour la réalisation de ce système.

Les deux modes de transmission doivent être prévus dans le dispositif à réaliser : le mode continu et le mode pulsé.

2.1. Mode continu :

L'émission et la réception des ondes ultrasonores se font dans le dispositif à réaliser de la façon suivante (figure 3.0):

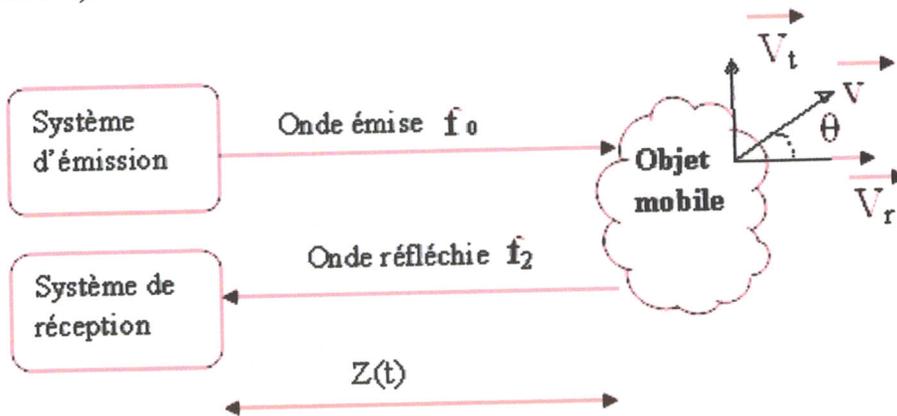


Figure 3.0 : émission dans l'air des ultrasons

Le signal émis à fréquence constante f_0 a une dépendance temporelle en mode continu $\sin \omega_0 t$, celui réfléchi par la cible a la dépendance $\sin(\omega_0 t - 2\beta z(t))$ ou $z(t)$ est la position de l'obstacle par

rapport à l'émetteur à l'instant t ; elle atteint le récepteur avec une constante de propagation $\frac{\omega_2}{c_0}$

A l'arrivée au récepteur du signal, la fréquence f_2 est :

$$f_2 = \frac{1}{2\pi} \frac{d\phi}{dt} \quad (\text{ou } \omega_2 = \frac{d\phi}{dt} \text{ et } \phi = \omega_0 t - 2\beta z(t)).$$

donc :
$$\omega_2 = \omega_0 - \frac{2\beta dz(t)}{dt} \text{ avec } \frac{dz}{dt} = v_r = v \cos \theta \text{ d'où } v = \frac{\omega_0 - \omega_2}{2\beta \cos \theta} \text{ avec } \beta = \frac{\omega_0}{c_0}$$

et $\Delta\omega = (\omega_0 - \omega_2)$, on aura finalement :

$$v = \frac{\Delta\omega c_0}{2\omega_0 \cos \theta} \text{ ou } v = \frac{\Delta f c_0}{2f_0 \cos \theta}$$

Dans le cas de notre application, on supposera que le mobile se déplace à une vitesse parallèle à l'axe des capteurs (c'est-à-dire $\cos \theta = 1$), d'où

$$v = \frac{c_0 \Delta f}{2f_0} \text{ avec } f_0 : \text{ la fréquence du signal émis (la porteuse)}$$

c_0 est la vitesse de l'onde émise (330m/s pour l'air et 1500m/s pour le corps humain)

De l'expression $f_2 = f_0 - \frac{2}{\lambda_0} v z$ (pour $\theta = 0$), on constate que :

Si l'obstacle se déplace de la source (vers les abscisses z positives), ($z > 0$), alors $v z > 0$ ce qui implique $f_2 < f_0$; on aura donc $\Delta f > 0$.

Si l'obstacle se déplace de la source (vers les abscisses z négatives), ($z < 0$), alors $v z < 0$ ce qui implique $f_2 > f_0$; on aura donc $\Delta f < 0$.

Le dispositif de traitement des signaux sépare les échos des cibles mobiles de ceux provenant des cibles fixes ou se déplaçant très lentement.

Cette séparation s'effectue par un filtre (filtre passe bas pour les $\Delta f > 0$ et filtre passe haut pour les $\Delta f < 0$ pour les cibles mobiles).

On peut aussi utiliser un filtre rejecteur de la fréquence f_0 et étudier directement les deux cas de façon simultanée.

Les cibles fixes produisent un signal continu, la vitesse maximale que peut mesurer le dispositif ultrasonique dans ce cas est limitée par la fréquence de coupure

Pour une mesure précise de la vitesse, il est indispensable que la fréquence f_0 fournie par l'émetteur soit très stable dans le temps.

Il est aussi important que le capteur d'émission soit rigoureusement fixe, s'il vibre, sa propre fréquence de vibration peut être interprétée par le système comme une fréquence Doppler, le système voit alors tous les obstacles fixes comme s'ils étaient en mouvement, ce qui peut donner des résultats erronés.

2.2. Mode pulsé :

Plusieurs problèmes associés aux systèmes à ondes continues peuvent être maîtrisés si la source ultrasonique est pulsée.

En effet, le Doppler en mode pulsé permet de lever les ambiguïtés liées à la profondeur de la cible et à son diamètre.

Dans le mode pulsé, l'émission du signal ultrasonore de fréquence f_0 est discontinue et inversement proportionnelle à la distance du nombre de signaux émis par seconde, appelé PRF.

La durée de l'émission est proportionnelle à la largeur de la portée. Le temps de répétition est ajusté à la distance où se trouve l'obstacle ; ce qui est un paramètre nouveau.

$$PRF = \frac{c_0}{2d_{\max}} \text{ (Peak Repeat Frequency)}$$

c_0 : vitesse des ultrasons

d_{\max} : distance maximale entre l'obstacle et le capteur

Partant de cette formule, on peut donc en déduire les relations suivantes :

$$PRF = \frac{1}{T} \quad \text{et} \quad f_0 = \frac{1}{t}$$

Le transducteur de réception doit donc détecter l'onde ultrasonique réfléchi pendant la durée ($T-t = t''$), ce qui est illustré sur la figure 3.1

Ainsi donc, en agissant sur t'' , on peut donc déterminer la distance minimale détectable, ce qui nous permet de fixer l'intervalle d'operatibilité du dispositif, soit $[d_{\min} ; d_{\max}]$.

On peut alors encadrer la position de l'obstacle qu'on veut détecter.

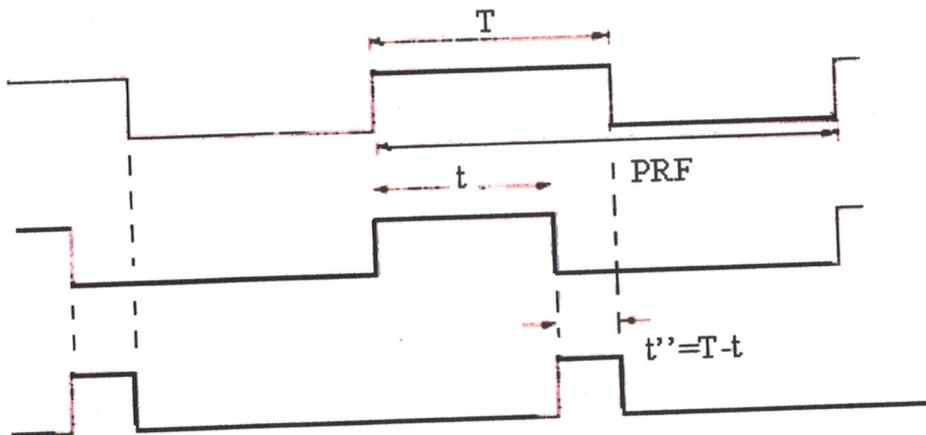


Figure 3.1 : le signal en pulsé et celui de la commande de l'échantillonneur

Le mode d'émission réception en pulsé est très utilisé dans le domaine médical, vu que dans la plupart des cas, l'organe dont on veut déterminer certains paramètres se trouve bien situé dans le corps humain, grâce au PRF, on peut régler de façon convenable la durée de t'' et atteindre la profondeur souhaitée.

2.3. Variation de l'énergie réfléchie en fonction de la portée du mobile :

L'énergie d'une onde ultrasonore décroît au fur et à mesure que l'obstacle s'éloigne de la source d'émission suivant la loi : $E = \exp(-\beta z)$ avec β désignant le coefficient de propagation de l'onde ultrasonore et z la position de l'obstacle (figure 3.2).

La non linéarité de la réponse du bloc de réception est observée au niveau de la représentation de $E = f(z)$, qui n'est autre qu'une courbe à l'allure de l'exponentielle.

L'énergie réfléchie est de plus sous l'influence de plusieurs facteurs tels que, pour une propagation dans l'air : l'absorption métallique du mobile, le bruit atmosphérique, la réflexion du sol, la directivité des transducteurs d'émission et de réception.

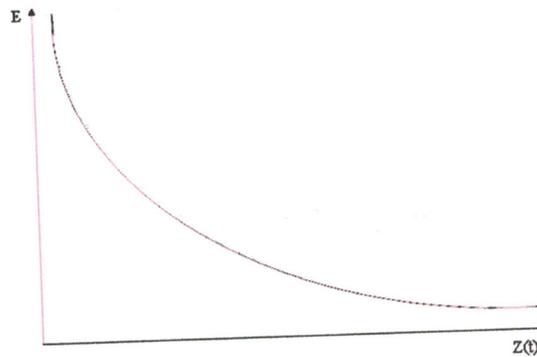


Figure 3.2 : Energie réfléchi par la cible en fonction de sa portée

On peut donc mesurer la portée du mobile par le biais de l'amplitude du signal réfléchi puisque cette dernière est fortement liée à l'énergie transportée par le signal reçu.

3. Description du schéma bloc général du dispositif :

Le schéma bloc du dispositif à réaliser se divise en deux grandes parties : le bloc de l'émission et le bloc de réception.

Au niveau de l'émission, deux systèmes sont à réaliser : l'émission continue et l'émission pulsée. Il est alors nécessaire de réaliser deux chaînes de réception : une pour chaque mode de transmission.

Un switch, pouvant être à 2 ou 3 pôles sera utilisé pour pouvoir faire basculer de fonctionnement à notre dispositif de mesure ultrasonore.

Le schéma bloc proposé est donnée dans la figure ci-dessous (figure 3.3) :

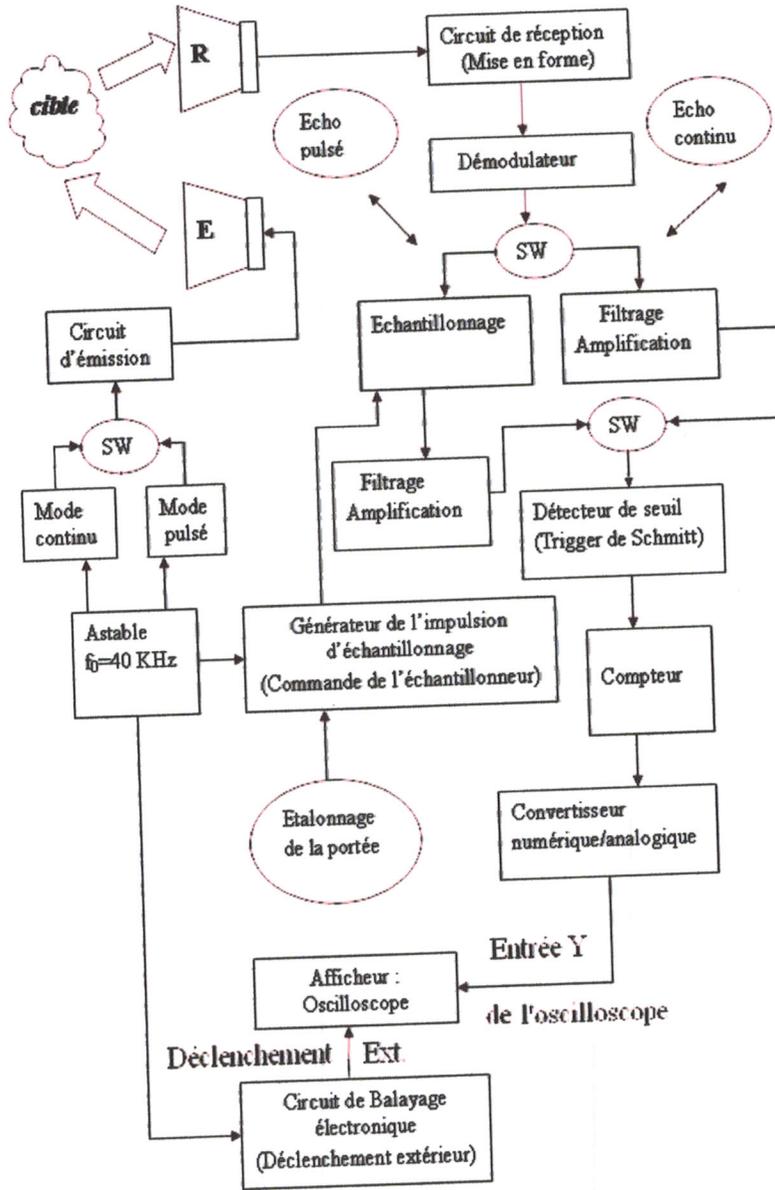


Figure 3.3 : Schéma bloc du dispositif ultrasonique

3.1. Les capteurs d'émission et de réception : E/R

Les capteurs ou transducteurs utilisés sont conçus et commercialisés par RS Components Group Company. Ils opèrent tous deux à une fréquence de résonance f_r égale à 40 KHz. Dans le dispositif à réaliser, le capteur d'émission est le 307-351, capable de transmettre jusqu'à 106 dB.

A la réception, nous utilisons le 307-367, il a la sensibilité maximum de -65 dB (figure 3.4).

3.2. Bande passante :

La fréquence de résonance du récepteur f_{re} est sensiblement égale à 41 KHz, ce qui nous donne un gain $G = -55 \text{ dB} = 1,8 \cdot 10^{-3}$.

Le récepteur a donc une bande passante de :

$$\frac{G}{\sqrt{2}} = 1,257 \cdot 10^{-3} = 58 \text{ dB}, \text{ cette valeur correspond en fait à } f' = 36 \text{ KHz}$$

La bande passante du récepteur sera alors de :

$$BP = f_r - f' = 40 - 36 = 5 \text{ KHz}$$

La bande passante ainsi déterminée est valable pour des obstacles s'éloignant du transducteur d'émission, elle est supérieure à 5 KHz dans le cas contraire, c'est-à-dire les obstacles s'en rapprochant.

Ces données peuvent être utilisées dans les deux modes de transmission ultrasonique (continu et pulsé).

Les transducteurs ultrasoniques, le (307-351) et le (307-367) peuvent être utilisés dans quelques applications de la vie courante : le système d'alarme anti-vol, la mesure du niveau d'un liquide, la mesure de la portée et de la vitesse d'un mobile, la détection d'obstacles pour les robots, le comptage d'objets mobiles,.....

Ils demeurent cependant limités pour les applications relevant du domaine médical. Cependant, ils peuvent être utilisés pour mesurer le débit respiratoire (Korso, 2006)

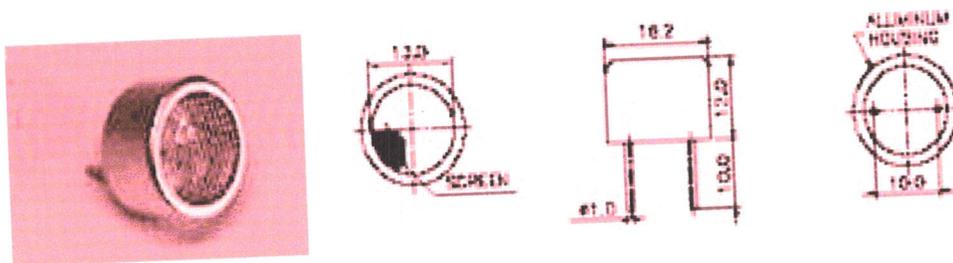


Figure 3.4 : le capteur ultrasonore

4. Le bloc d'émission :

Il se compose d'un astable principal permettant de générer la fréquence ultrasonore de 40 KHz et de deux circuits de mise en forme, respectivement pour le générateur en mode continu et en mode pulsé, la sélection étant faite par un interrupteur.

4.1. L'astable principal:

Un astable est un montage électronique qui a deux états quasi-stables et oscille entre eux. Il n'a pas besoin de signal externe de déclenchement. Nous pouvons le réaliser de différentes façons: à l'aide d'amplificateur opérationnel, de portes logiques (NOR, NAND,..) ou de circuit intégré (l'exemple du montage adopté dans notre dispositif : le NE555).

4.1.1. L'astable réalisé à partir d'un AOP:

Dans ce montage (figure 3.5), le bouclage sur l'entrée (+) de l'amplificateur opérationnel l'entraîne à fonctionner en régime non linéaire.

La sortie prend donc deux états correspondant aux tensions de saturation de l'amplificateur. On les suppose égales aux tensions d'alimentation (V_{CC} si $V^+ > V^-$ et V_{SS} si $V^+ < V^-$), ce qui est illustré sur le chronogramme représenté sur la figure 3.5.

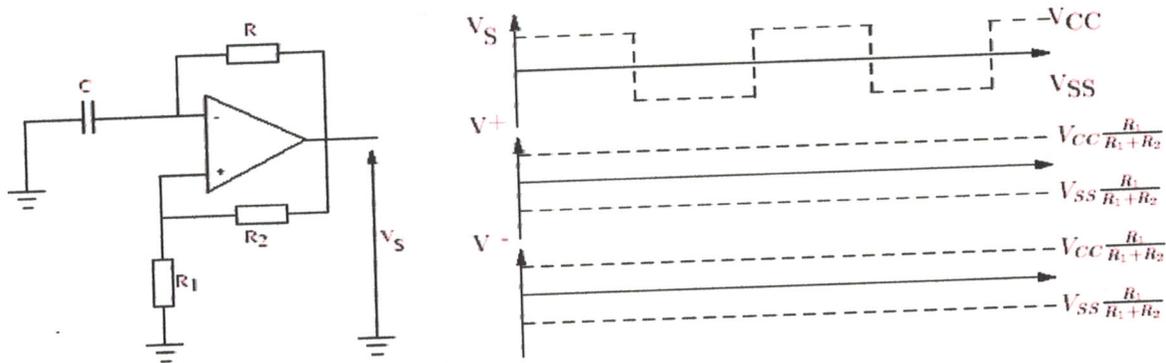


Figure 3.5 : schéma de principe et chronogramme pour un astable à AOP

4.1.2. L'astable réalisé partir de porte NOR:

La figure 3.6 présente le schéma de principe d'un astable réalisé à l'aide de porte logique NOR.

On peut aussi le réaliser à l'aide de la porte logique NAND.

L'astable réalisé à partir de ces portes logiques peut être modifié pour obtenir un rapport cyclique variable (obtention d'un signal rectangulaire) (figure 3.7).

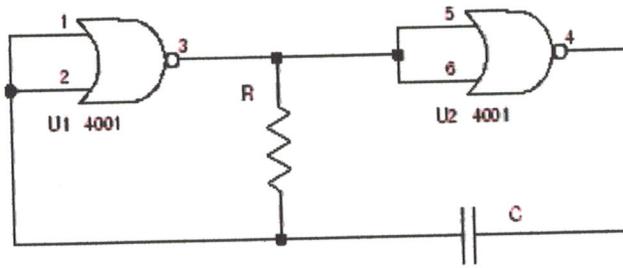


Figure 3.6: schéma de principe d'un astable à porte logique NOR

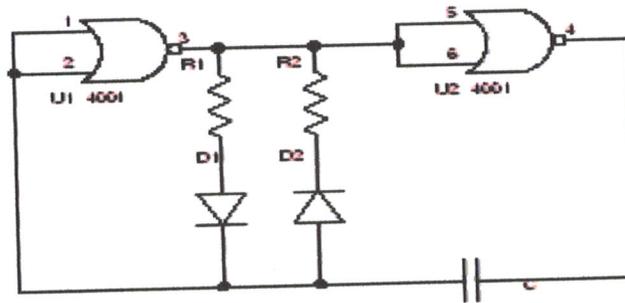


Figure 3.7 : schéma d'un astable à porte logique NOR avec un rapport cyclique différent de 1.

4.3. Le générateur du signal pulsé :

Il consiste à générer un signal ayant une fréquence choisie en fonction de la distance qu'on veut atteindre, elle est liée à la largeur de la fenêtre du signal transmis. Cette fréquence est appelée fréquence de répétition ou f_{PRF} .

Pour effectuer cette opération, nous utilisons un diviseur de fréquence pour réduire celle de l'astable principal. Ce signal servira de commande à un monostable qui nous délivre une impulsion ayant la valeur de f_{PRF} désirée. Pendant cette durée, nous laissons passer le signal de l'astable principal (40 KHz), ce qui peut être observé sur le diagramme temporel représenté sur la figure 3.7.1:

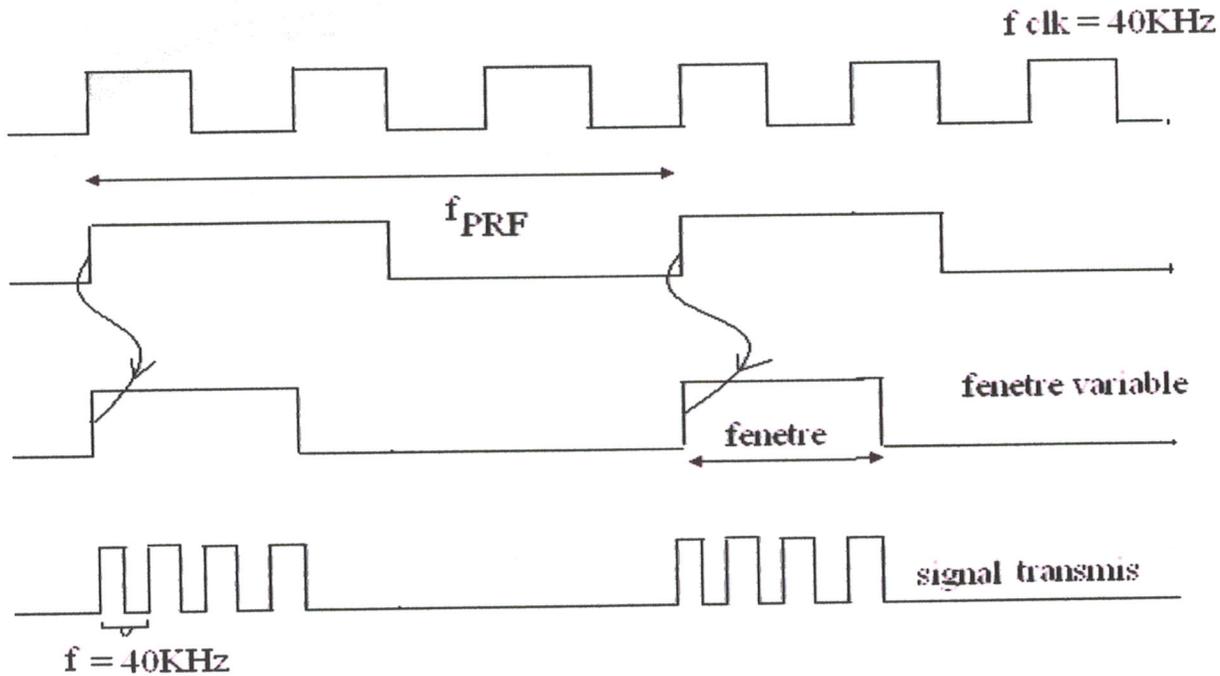


Figure 3.7.1 : diagramme temporel du signal ultrasonore pulsé

5. La démodulation :

Le mélangeur est un élément non linéaire, il est le plus souvent réalisé par une diode semi-conductrice ou un transistor et des circuits de connexion.

Dans le cas de notre dispositif, le mélangeur reçoit deux signaux, l'un de fréquence f_1 est issu de la sortie du circuit d'émission et l'autre de fréquence f_2 est le signal écho reçu à travers le circuit de réception.

Le signal résultant du battement (mélange) Δf est la différence entre les deux signaux présents à l'entrée du mélangeur, de fréquences f_1 et f_2 ($\Delta f = f_2 - f_1$) en plus d'autres harmoniques. Ce signal de fréquence Doppler Δf est ensuite passé à travers un filtre passe bas pour une sélection rigoureuse relative de la bande passante $[0 ; \Delta f_{\max}]$, c'est-à-dire BP = Δf_{\max} avec Δf_{\max} correspondant à la fréquence maximale mesurable à la sortie du mélangeur.

De plus cette fréquence (Δf_{\max}) n'est pas constante, donc n'est pas une fréquence intermédiaire (FI), comme celle utilisée dans les récepteurs radio, les téléviseurs,.....

On peut alors calculer à partir de ces données, la vitesse d'un obstacle mobile dans le champ de détection du dispositif à travers une relation empirique : $v = C^{te} \Delta f$.

Différents types de mélangeurs peuvent être utilisés ; nous allons donc procéder à une étude simplifiée d'un entre eux.

5.1. Mélangeur à diode semi-conductrice :

La relation existant entre le courant et la tension dans une diode se présente sous la forme suivante : $I = I_s (\exp(\alpha U) - 1)$ (1), avec $\alpha = 40 \text{ V}^{-1}$ (2)

La tension U étant faible, on pourra faire un développement limité de la fonction exponentielle $(\exp(\alpha U))$:

$$\exp(\alpha U) = 1 + \frac{(\alpha U)^1}{1!} + \frac{(\alpha U)^2}{2!} + \dots$$

La relation (1) devient : $I = I_s [\alpha U + \frac{(\alpha U)^2}{2!} + \dots]$ (3)

Appliquons à notre diode la somme de deux signaux de fréquences f_1 et f_2 en supposant les deux signaux sinusoïdaux dans l'esprit de faciliter les calculs.

Soient $V_1(t) = U_1 \sin \omega_1 t$ et $V_2(t) = U_2 \sin \omega_2 t$, ces deux signaux, le terme quadratique $I_s \frac{(\alpha U)^2}{2!}$ de la

relation(3) donnera : $I_s \frac{(\alpha U)^2}{2!} = \frac{I_s \alpha^2}{2} [U_1 \sin \omega_1 t + U_2 \sin \omega_2 t]^2$

Après développement et utilisation de formules trigonométriques, on arrive au résultat suivant :

$$I_s \frac{(\alpha U)^2}{2!} = \frac{I_s \alpha^2}{4} [U_1^2 + U_2^2 - U_1^2 \cos(2\omega_1 t) - U_2^2 \cos(2\omega_2 t) + 2U_1 U_2 + 2U_1 U_2 \cos(\omega_1 - \omega_2)t - 2U_1 U_2 \cos(\omega_1 + \omega_2)t]$$

On constate directement que le terme $2U_1 U_2 \cos(\omega_1 - \omega_2)t$ est le signal de fréquence

$\Delta f = f_1 - f_2$, d'où la nécessité d'utiliser un filtre passe bas à la bande de fréquence $[0, \Delta f_{\max}]$, ce qui permet la transformation du montage 3.8 en montage 3.9 et favorise l'élimination des harmoniques.

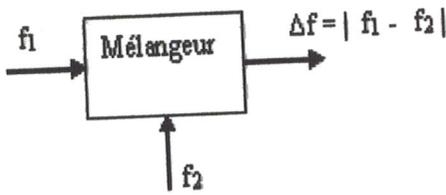


Figure 3.8 : Mélangeur à diodes

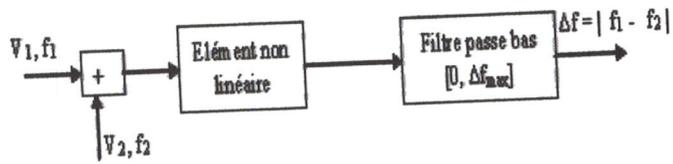


Figure 3.9 : Mélangeur à diodes avec filtre PB à sa sortie

Nous allons utiliser comme démodulateur le circuit intégré MC 1496 qui a pour particularité de délivrer un signal de sortie en fonction de deux signaux d'entrées avec un gain ajustable. Il peut être aussi utilisé comme modulateur.

6. Amplification :

En électronique analogique, l'amplificateur constitue sans aucun doute le système le plus populaire. La technologie intégrée a permis d'améliorer sans cesse ses performances. Conçu initialement comme un amplificateur à courant continu, l'amplificateur intégré, dont le plus connu est l'amplificateur opérationnel s'impose rapidement dans le domaine fréquentiel (Lang, 1996).

L'amplificateur opérationnel est un ampli continu possédant un très grand gain en tension, une forte impédance d'entrée, et une très faible impédance de sortie (figure 3.10). C'est un bloc fonctionnel complet avec ses broches extérieures. En reliant celles-ci à des alimentations de tensions et quelques composants, on peut réaliser toutes sortes de montages utiles.

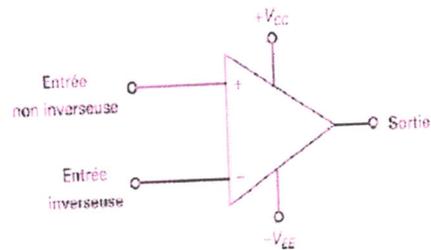
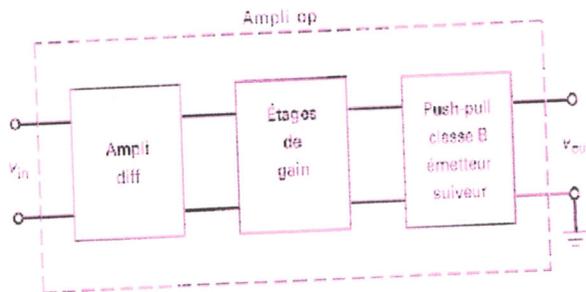


Schéma bloc d'un amplificateur opérationnel

Symbole graphique d'un AOP

Figure 3.10 : l'amplificateur opérationnel

Ils ne sont tous pas bâtis selon ce schéma bloc, par exemple certains ne possèdent pas de push-pull à la sortie, d'autres ont une sortie différentielle, et ils ne sont pas aussi simples que le schéma le suggère (figure 3.10).

Nous allons, au cours notre réalisation les utiliser dans leurs montages simples (inverseur, suiveur, amplificateur de tension avec gain et même dans les filtres actifs) pour résoudre les problèmes auxquelles nous seront confrontés.

7. Le filtrage :

Presque tous les systèmes de mesures en électronique utilisent des filtres. Un filtre passe une bande de fréquence tandis qu'il atténue une autre. Un filtre peut être passif ou actif. Les filtres passifs sont réalisés avec des résistances, des inductances et des condensateurs. Ils sont généralement utilisés au dessus de 1 MHz, ils n'ont pas de gain en puissance et sont relativement difficiles à accorder. Les filtres actifs sont réalisés avec des résistances, des condensateurs et des amplificateurs opérationnels. Ils sont utilisés au-dessous de 1MHz, ils ont un gain en puissance et sont facile à accorder.

Les filtres peuvent séparer les signaux utiles des signaux parasites, éliminer des signaux d'interférences, ou donner d'autres modifications des signaux.

La réponse fréquentielle d'un filtre est l'évolution de son gain en tension en fonction de la fréquence. Il existe cinq type de filtres : passe-bas, passe-haut, passe-bande, coupe-bande et passe-tout (Malvino, 2002). Nous allons utiliser dans l'élaboration de notre dispositif le filtrage passe bas.

Un filtre passe bas laisse passer toutes les fréquences de la fréquence nulle à la fréquence de coupure.

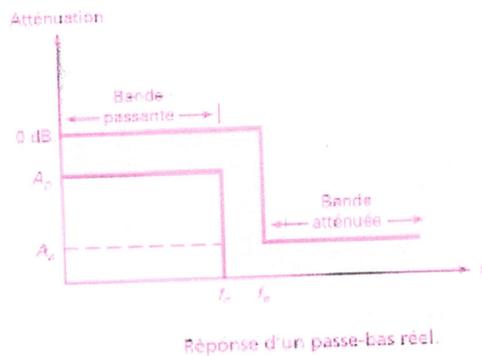


Figure 3.11 : réponse d'un filtre passe-bas réel

Les fréquences au-dessus de la fréquence de coupure forment la bande atténuée et celles comprises entre la fréquence de coupure et la fréquence nulle constituent la bande passante (figure 3.11). La région de chute entre la bande atténuée et la bande passante s'appelle transition (Malvino, 2002).

7.1. Filtre passe-bas passif :

Il est constitué de condensateur et de résistance, sa fréquence de coupure est déterminée à partir de sa fonction de transfert dans le domaine de Laplace.

$$H(p) = \frac{1}{1 + RCp} \text{ et } \omega_0 = \frac{1}{RC}$$

Ce type de filtre ne nécessite pas d'alimentation électrique contrairement aux filtres actifs réalisés à base d'amplificateurs opérationnels (Lang, 1992).

7.2. Les filtres à amplificateurs opérationnels ou filtres actifs :

Le développement des circuits intégrés a généralisé l'utilisation des amplis op. dans la fabrication des filtres actifs RC. De tels filtres rendent inutiles les bobines encombrantes qui sont facilement implémentables dans les circuits intégrés. Par ailleurs, les filtres actifs n'atténuent pas nécessairement le signal dans leur bande passante comme le feraient leurs équivalents passifs.

La figure 3.12 présente un montage simple correspondant à un filtre actif du premier ordre, inverseur, passe-bas, dont l'élément actif est un amplificateur opérationnel.

Les impédances de contre-réaction $Z_F(s)$ et de la branche d'entrée $Z_1(s)$ sont respectivement :

$$Z_F(s) = \frac{R\left(\frac{1}{Cs}\right)}{1 + \left(\frac{1}{Cs}\right)} = \frac{R}{RCs + 1} \text{ et } Z_1(s) = R_1$$

Les lois de l'électricité qui, en régime continu s'appliquent aux circuits résistifs, s'étendent au

domaine Laplacien : $A_v(s) = \frac{Z_F(s)}{Z_1(s)} = \frac{-\frac{R}{R_1}}{RCs + 1}$ et en posant $s = j\omega$ on obtient :

$$M_{db} = 20 \log |A_v(j\omega)| = 20 \log \frac{R}{R_1} - 20 \log |jRC + 1|$$

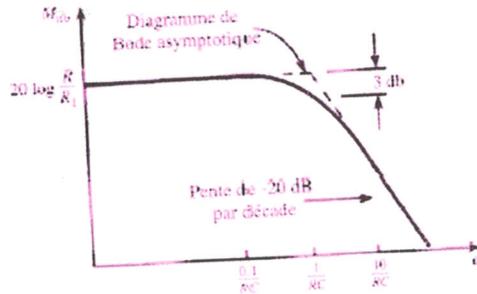
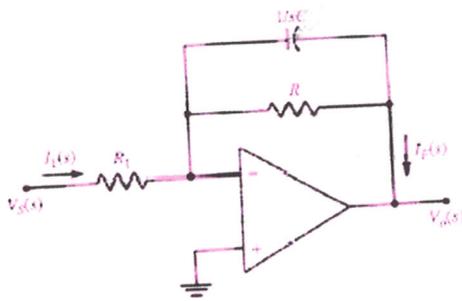


Figure 3.12 : Filtre passe-bas 1^{er} ordre Fig. 3.13 : Diagramme de Bode du filtre PB 1^{er} ordre

La figure 3.13 représente le tracé de M_{ab} . La courbe est plane en dessous de $\omega = 0.1/RC$. De ce fait, toutes les composantes fréquentielles du signal situées en dessous de $0.1/RC$ sont amplifiées avec un gain R/R_1 . On note une atténuation de 3 dB par rapport à ce gain statique à la fréquence de coupure $1/\tau = 1/RC$ et le gain subit une atténuation de 20 dB par rapport à la décade pour les fréquences supérieures à $10/RC$ (Cathey, 2002).

8. L'échantillonneur-bloqueur :

C'est l'élément central du dispositif ultrasonore qu'on doit réaliser, son rôle est de récupérer un certain nombre d'échantillons du signal écho démodulé pendant un temps donné (correspondant au niveau haut de la ligne de commande), de le conserver puis de l'envoyer pour d'éventuels traitements dans le bloc suivant selon sa disposition dans la chaîne de mesure, puis pendant un certain temps, il n'accepte aucun signal à son entrée, c'est le blocage. Ce temps est consacré à l'exploitation du signal échantillonné par le bloc chargé du traitement du signal recueilli.

8.1. Principe d'un échantillonneur-bloqueur :

Il est constitué d'un commutateur associé à un condensateur (figure 3.14), lorsque le commutateur est fermé, la tension aux bornes du condensateur évolue avec la tension d'entrée, et lorsque le commutateur est ouvert, la capacité conserve cette tension jusqu'à ce qu'elle soit utilisée par un dispositif électronique pouvant être en aval du commutateur (cas d'un convertisseur A/N : la tension reste « figée » pendant le temps de conversion) ou en amont (cas d'un convertisseur N/A pour « lisser » le signal analogique).

On suppose dans l'étude des convertisseurs A/N que le signal à convertir est ou très lentement variable pendant la durée de conversion : ce cas se présente très rarement car le signal issu des capteurs est continuellement variable en fonction du temps.

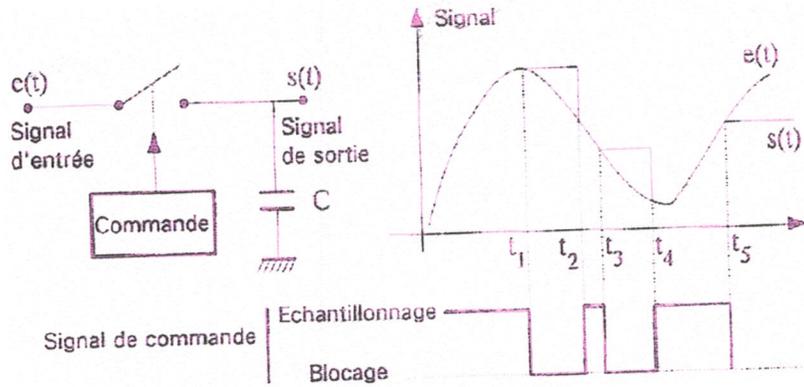


Figure 3.14 : Fonctionnement de l'échantillonneur – bloqueur

La quantification due à la technique numérique ne permet de connaître l'amplitude du signal qu'à des instants déterminés (figure 3.15), offre la possibilité d'échantillonner le signal à ces instants et de « bloquer » la valeur prélevée pendant toute la durée de la conversion.

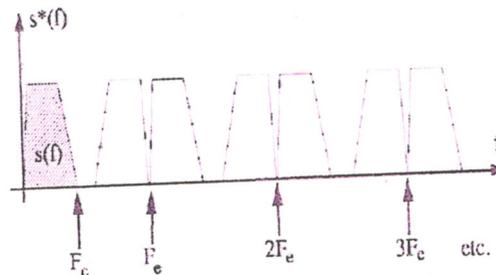
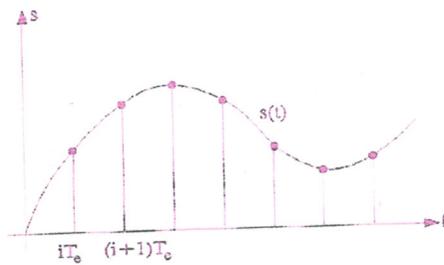


Figure 3.15 : Echantillonnage de $s(t)$ à des instants régulièrement espacés

Figure 3.16 : spectre de la transformée de Fourier $s^*(t)$

L'échantillonnage est effectué dans la pratique à des instants régulièrement espacés d'un temps T_e appelé période d'échantillonnage. Cette période doit être calculée en fonction du temps de conversion du signal étudié ou de la qualité du signal récupéré (figure 3.16).

Le retour au signal analogique initial $s(t)$ implique que $F_e \geq 2 F_c$ (théorème de Shannon) pour éviter les des repliements de spectres, indiqués par la figure 3.17.

Ce repliement sera inévitable si le signal $s(t)$ possède des composantes continues de fréquence infinie. Il rend également impossible le filtrage afin d'obtenir le spectre $s(f)$. Cette condition justifie la précaution d'un filtrage passe-bas préalable du signal $s(t)$ avant l'échantillonnage (Lang, 1992).

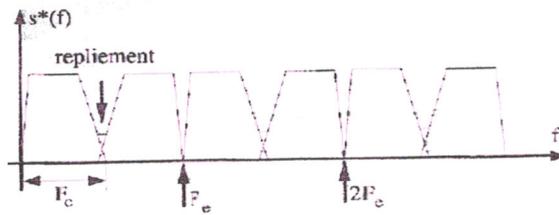


Figure 3.17 : Repliement de spectres

8.2. Etude d'un échantillonneur à base de transistors :

La figure représente un montage d'une porte analogique à base de transistors pouvant jouer le rôle d'échantillonneur. Le premier étage est constitué d'un transistor bipolaire (T_2) fonctionnant en commutation, il nous permet d'avoir le signal de commande du transistor à effet de champ ou transistor J-FET (T_1) qui fonctionne lui aussi en commutation.

Le signal V_C attaque le transistor (T_1) à travers une diode assurant sa protection pendant la fermeture ($V_{GS} = 0$).

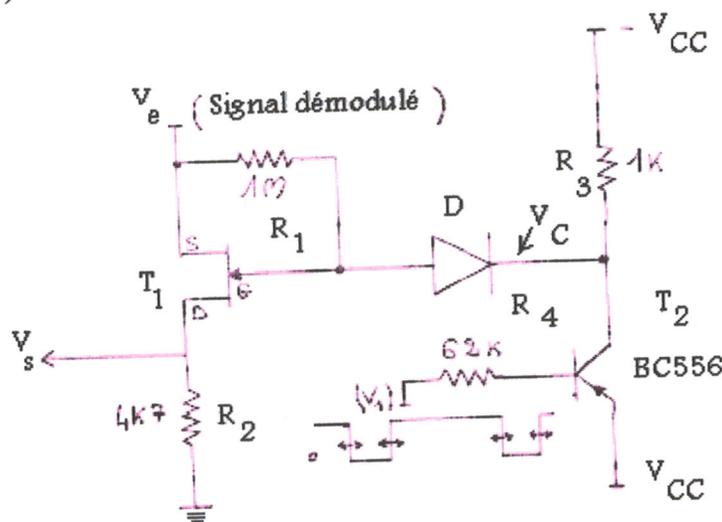


Figure 3.18: porte analogique d'échantillonnage

Elle devient polarisée en inverse lorsque V_C est supérieure à 0. La résistance (R_1) de valeur assez élevée (1M) permet à la grille de suivre le potentiel de la source de manière à assurer V_{GS} au voisinage de 0. La commande de l'échantillonneur est assurée par le signal V_1 appliqué sur la base du transistor (T_1) à travers la résistance R_4 (Belkaid & Mehtari, 1994).

Il existe de nombreux échantillonneurs-bloqueurs commercialisés, celui utilisé dans notre dispositif est le LF 398.

9. Détecteur de seuil ou Trigger de Schmitt :

Seul, sans accompagnement, l'amplificateur opérationnel est utilisable en comparateur de tensions. Adjoignons-y deux résistances pour définir deux seuils de commutation, et on obtient ainsi un trigger de Schmitt dont les entrées sont protégées contre les parasites. Un trigger de Schmitt se caractérise par deux niveaux de commutation. La différence entre ces deux niveaux est appelée tension d'hystérésis U_H , ou hystérésis. La figure 3.19 représente un tel comparateur à deux seuils construit autour d'un ampli 741.

L'hystérésis est due au retour d'une fraction de la tension de sortie, (diviseur de la tension R_1/R_2), sur l'entrée non inverseuse.

On parle de réaction positive du fait que la boucle se referme sur cette entrée. Dans le montage de la figure 3.19, les résistances R_1 et R_2 sont dans le rapport 3 : 1.

L'entrée non inverseuse de l'amplificateur opérationnel voit donc constamment le quart de la tension de sortie, soit un quart de $+U_{S\max}$ ou de $-U_{S\min}$ (Krempelsauer, 1992).

Les seuils de tensions sont tels que : $U_{S1} = U_{S\max} \frac{R_2}{R_1 + R_2}$ et $U_{S2} = U_{S\min} \frac{R_2}{R_1 + R_2}$

L'hystérésis est donc égale à $U_{S1} - U_{S2}$ donc : $U_H (U_{S\max} - U_{S\min}) \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2}$

Dans le cas de notre dispositif, nous allons utiliser un détecteur de seuil variable fait à base d'un circuit intégré de 4 amplis : le TL084 et de composants passifs.

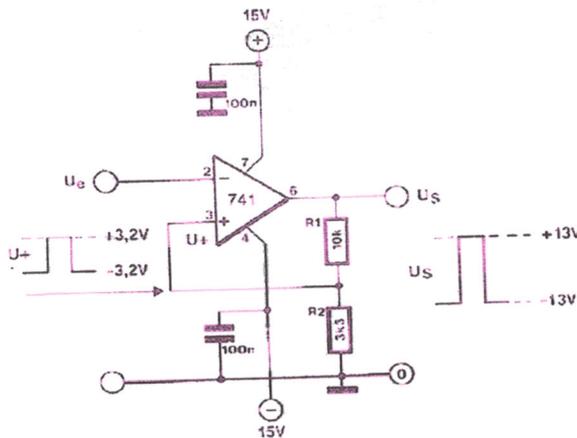


Figure 3.19 : Trigger de Schmitt inverseur. Grâce à la réaction positive introduite par la boucle et le diviseur de tension R_1/R_2 lorsque la sortie d'état, la tension appliquée sur U_+ change aussi, le montage présente deux seuils de basculement distincts.

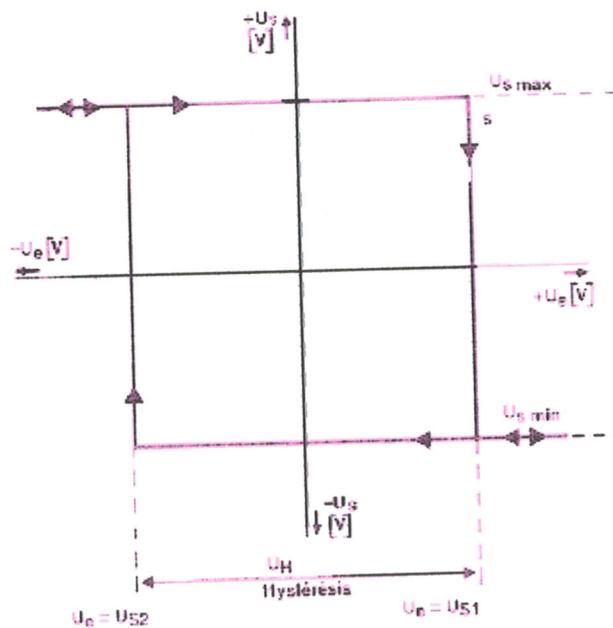


Figure 3.20 : caractéristique statique du trigger de Schmitt de la figure 3.19. L'hystérésis est le domaine compris entre les deux seuils de commutation.

10. Le compteur :

Son rôle est de compter les impulsions délivrées à la sortie du bloc le précédant ; le trigger de Schmitt. Une ligne de commande (la même que celle de l'échantillonneur-bloqueur) lui permet de fonctionner en phase avec le reste de la chaîne de mesure. Ils sont généralement réalisés à l'aide de bascules JK, D ou RS et se divisent en deux groupes : les compteurs synchrones et les compteurs asynchrones (Bessaid, 2004).

Le compteur utilisé est le 4017 opérant sur 10 bits.

11. Convertisseur numérique-analogique :

Dans le dispositif ultrasonique, le rôle du convertisseur digital-analogique se résume à la construction du signal analogique à partir des impulsions comptées au niveau du compteur qui le précède.

11.1. Etude théorique d'un convertisseur numérique analogique:

La conversion numérique analogique permet de transformer une chaîne de n variables binaires en un signal analogique qui est l'image du nombre N que cette chaîne représente en base 2, moyennant le choix d'un facteur d'échelle (Hervé et *al.*, 2000).

11.2. Convertisseur à réseau R-2R:

Le premier type de convertisseur permettant de passer d'un nombre N en base 2 à une tension qui lui soit proportionnelle repose sur l'emploi d'un réseau R-2R.

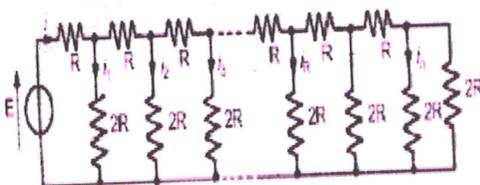


Figure 3.21 : CNA R-2R

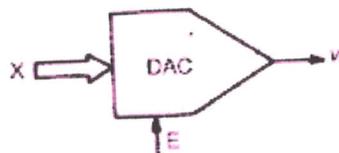


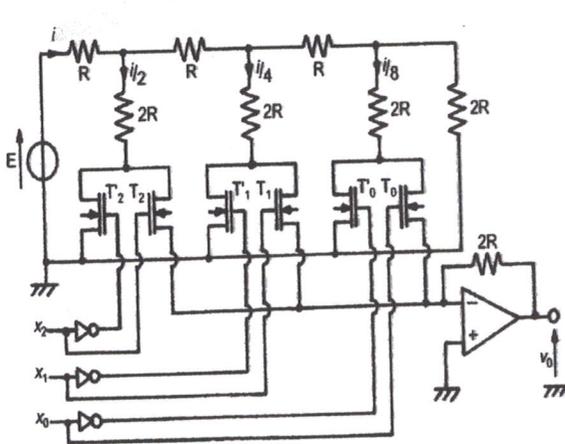
Figure 3.22 : schéma DAC

La résolution de ce circuit, par les techniques de mise en série et en parallèles fournit les relations suivantes:

$$i = E/2R, i_1 = i/2, i_2 = i/4, \dots, i_k = i/2^k, i_n = i/2^n$$

En associant un tel réseau de résistances à un amplificateur sommateur, à l'aide d'un ensemble d'interrupteurs à transistors MOSFET à canal n dont les états sont commandés par les variables

de la chaîne binaire à convertir (figure 3.21), on obtient à la sortie de l'amplificateur une tension v_0 qui représente la chaîne binaire.



x_2	x_1	x_0	n ^{bre} décimal correspondant	v_0
0	0	0	0	0
0	0	1	1	$-E/8$
0	1	0	2	$-2E/8$
0	1	1	3	$-3E/8$
1	0	0	4	$-4E/8$
1	0	1	5	$-5E/8$
1	1	0	6	$-6E/8$
1	1	1	7	$-7E/8$

Figure 3.23 : CNA avec la tension v_0 amplifiée

Tableau 1 : Valeurs binaires

Chacun des transistors est conducteur si sa grille est portée à $+V_{cc}$ (c'est-à-dire au niveau 1) et est bloquée si sa grille est mise à la masse (c'est-à-dire au niveau 0). Compte tenu des valeurs de la résistance du canal à l'état conducteur et à l'état bloqué, on peut considérer que les transistors sont équivalents à des interrupteurs idéaux, si on travaille avec un réseau dont les résistances sont de l'ordre de $10K\Omega$.

Si la variable x_k vaut 0 le transistor T_k est rendu conducteur et le courant i_k se renferme directement vers la masse.

Si cette variable vaut 1, le transistor T_k est rendu conducteur et le courant i_k est envoyé directement vers l'amplificateur sommateur. Comme l'entrée moins de l'amplificateur constitue une masse virtuelle, le courant i_k à la même valeur que si son retour s'effectuait directement vers la masse.

On vérifie aisément que la tension v_0 de sortie de l'amplificateur est bien proportionnelle au nombre que représente en base 2 la chaîne $x_2x_1x_0$ (Tableau 1).

L'extension de ce montage (Figure 3.23) à la conversion de chaîne de n variables binaires est immédiate.

La figure 3.22 donne la représentation schématique d'un convertisseur digitale analogique. La valeur de la tension E permet de régler le facteur d'échelle de conversion.

Si la tension E , au lieu d'être de valeur constante, est un signal d'amplitude variable dans le temps, tantôt positif et tantôt négatif, le convertisseur est appelé MDAC (Multiplying Digital Analog Converter). Il apparaît comme un amplificateur dont la valeur du gain peut être programmé numériquement (Hervé et *al.*, 2000).

Quelques convertisseurs numériques-analogiques commercialisés :

MC 1408(Motorola):8 bits; settling time: 300ns

DACB (PMI): 10 bits; settling time: 250µs

ZN 428:18 bits; settling time: 800 ns

12. Le système d'affichage : l'oscilloscope

Le signal analogique restitué par le convertisseur numérique analogique doit être affiché, nous allons donc faire appel à l'oscilloscope pour remplir cette fonction. Une synchronisation de l'oscilloscope avec notre dispositif à ultrasons doit donc être prévu.

12.1. Description de l'oscilloscope :

L'oscilloscope est un instrument qui a été inventé en 1897 par le physicien allemand K. Braun, ce qui lui valut le prix Nobel en 1909. On le considère comme l'ancêtre des téléviseurs construits dans les années 1920 et 1930 (Pérez et *al.*, 2006).

Il a été conçu pour observer et étudier les phénomènes électriques variant en fonction du temps. La mesure des caractéristiques d'un signal électrique est simple: elle se fait sur un écran gradué suivant deux axes perpendiculaires.

Un axe vertical Y permet de déterminer l'amplitude de la tension du signal électrique, il est gradué en volts/ division.

Un axe horizontal X pouvant être gradué de deux façons :

- En volt/division
- En seconde/division.

Un commutateur permet de choisir l'une ou l'autre des fonctions possibles de l'axe horizontal et cela à deux modes de fonctionnement de l'oscilloscope (Caubarrere et *al.*, 1999).

La base de temps permet de régler l'échelle horizontale temporelle, ou base de temps. Si on supprime le calibrage de cette échelle, on pourra par exemple mesurer le déphasage entre deux signaux synchrones en ajustant la période sur l'écran et en supposant que chacun des neuf carreaux d'avance ou de retard du signal déphasé correspond à $360^\circ / 9$ soit 40° ou 0.7 rad.

12.2. L'oscillographe cathodique :

L'oscillographe cathodique est un appareil qui transforme une grandeur électrique en un signal optique, qu'on peut étudier (observer) sur l'écran d'un oscilloscope.

Le principe de fonctionnement consiste en une déviation d'un faisceau d'électrons (produit par un canon électronique) par un champ électromagnétique (d'habitude électrostatique) proportionnel à la grandeur électrique à mesurer ou à étudier.

Les principales qualités d'un oscilloscope sont :

- Très grande inertie, donc possibilité d'utilisation pour des phénomènes ayant une fréquence de 10 à 100 MHz
- Consommation extrêmement réduite en électricité
- Impédance d'entrée grande ($\sim M\Omega$)
- Grande sensibilité

La fonction de chaque élément de l'oscilloscope peut être étudiée à l'aide du schéma bloc suivant (figure 3.24) (Babes, 1983) :

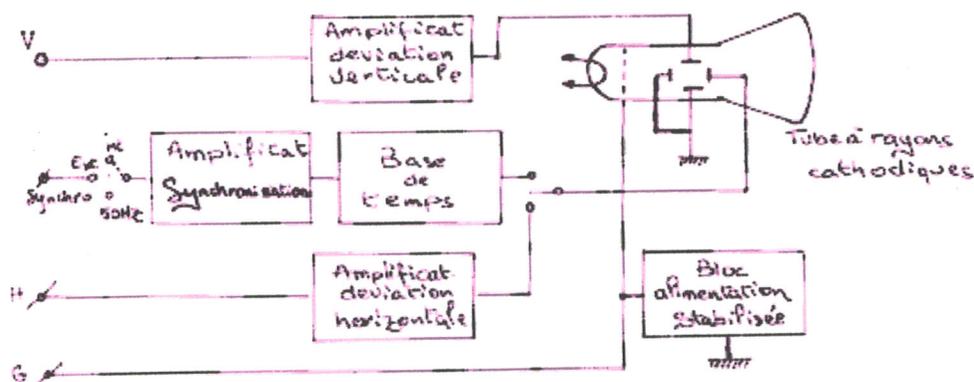


Figure 3.24 : schéma bloc d'un oscilloscope

12.3. La synchronisation :

Son but est d'afficher un signal stable sur l'écran de l'oscilloscope, elle est essentielle pour observer confortablement un signal, car une mauvaise synchronisation provoque un déplacement plus ou moins lent du signal sur l'écran, appelé dérive. Il existe plusieurs modes de synchronisation :

Mode normal : la représentation temporelle d'une tension est donnée sur la figure 3.25. Une fois fixé un critère de déclenchement du balayage du spot, par exemple le dépassement d'un niveau de tension réglable, une première trace se forme à laquelle succède une durée d'attente, jusqu'à un autre déclenchement ; une nouvelle trace apparaît, et ainsi de suite.

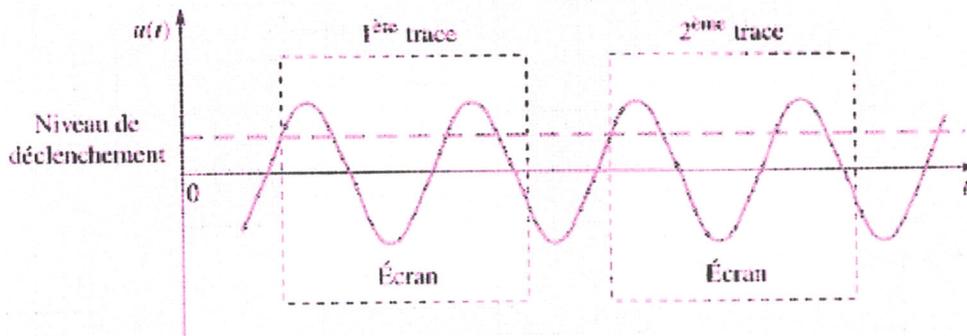


Figure 3.25 : le balayage de l'oscilloscope

Mode automatique : dans ce mode, un déclenchement forcé permet de visualiser le signal même si le critère de déclenchement n'est pas réalisé.

Mode monocoup : sur les oscilloscopes numériques, le mode de balayage monocoup produit, après son déclenchement et une fois l'instrument armé, une trace unique ; on l'utilise notamment en régime transitoire (Pérez et al., 2006).

12.4. Le signal de déclenchement :

Il est possible d'utiliser un signal externe pour déclencher le balayage du spot de l'oscilloscope sur l'entrée spécifique. Il existe un mode de déclenchement alterné, pour lequel les deux signaux Y_1 et Y_2 sont alternativement affichés, ce mode est particulièrement adapté à la visualisation de deux signaux de fréquences différentes. Si les deux signaux à visualiser sont synchrones, leur déphasage temporel n'est plus apparent, les signaux semblent être en phases.

Le signal choisi est alors couplé à l'étage de déclenchement, appelé déclencheur ou trigger (Pérez et al., 2006).

12.5. Modes d'affichage de l'oscilloscope :

Le mode bicourbe permet d'afficher simultanément les deux tensions sur les deux entrées à l'écran, alors qu'en mode XY, la voie Y_1 est envoyée sur l'axe x et la voie Y_2 sur l'axe y. Ce mode est parfois utilisé pour déterminer le déphasage entre deux tensions synchrones.

12.6. Etude du circuit de synchronisation :

Le circuit de synchronisation est basé sur l'utilisation d'un montage électronique capable de nous délivrer un signal en dents de scie pour pouvoir mener à bien le phénomène de balaye de l'écran (figure 2.26).

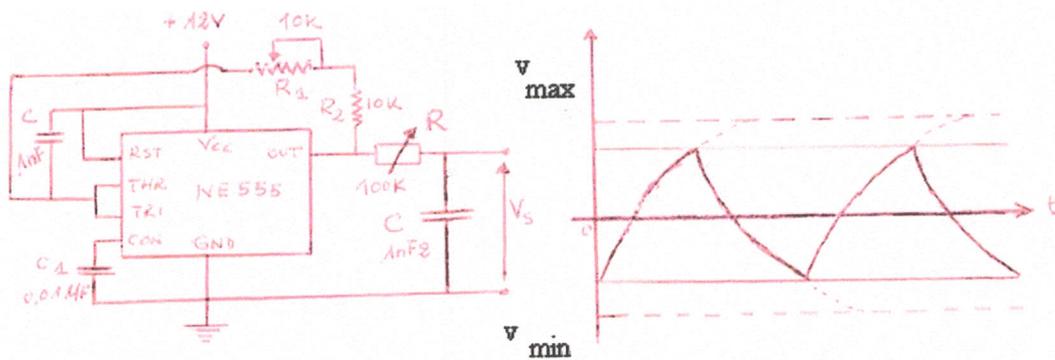


Figure 3.26 : principe de fonctionnement d'un circuit de synchronisation

Le signal carré délivré par l'oscillateur principal est alors appliqué à l'entrée d'un circuit intégrateur RC pour en ressortir sous forme de dents de scie avec une amplitude variable et contrôlée à travers la résistance variable R .

Nous appliquons ensuite ce signal à l'entrée du déclenchement de la base de temps qui porte alors le nom de base de temps déclenchée par opposition au terme de base de temps libre.

Par ailleurs, il faut considérer que tout balayage commencé, se termine quelque soit l'état de l'entrée de déclenchement de la base de temps (figure 3.27).

Le choix Y_1 ou Y_2 permet de déterminer par rapport à quel signal on veut déclencher la base de temps.

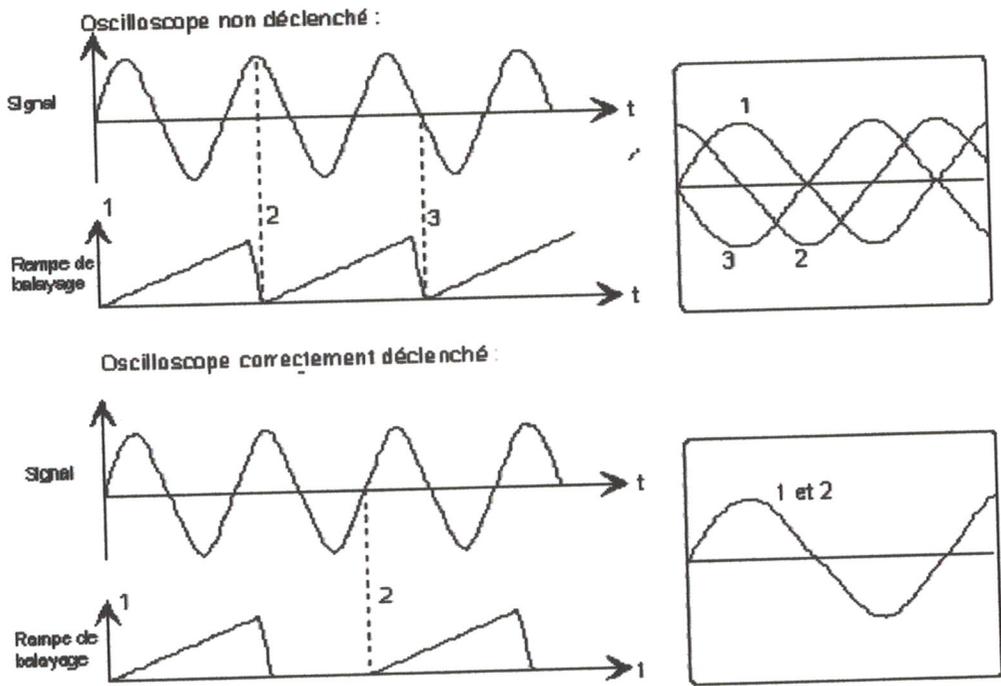


Figure 3.27: effet du déclenchement sur l'oscillogramme

13. Conclusion :

Dans de chapitre, nous nous sommes d'abord fixé les objectifs à atteindre à travers un cahier de charges. Le travail à mener est divisé en différentes étapes à travers un schéma bloc. Nous avons voulu mettre l'accent sur le fonctionnement de chaque bloc à travers une étude détaillée et une proposition de quelques circuits commercialisés fut faite dans certains cas. La suite de notre travail sera consacrée à la réalisation du dispositif ainsi étudié, pour cela nous allons nous référer aux composants disponibles au niveau du magasin du laboratoire d'électronique de notre département.

4

Approche pratique du dispositif ultrasonographique

Sommaire

1. Introduction.....	72
2. Etude pratique du dispositif ultrasonique.....	72
2.1. Circuits d'émission.....	72
2.1.1. Emission continue.....	73
2.1.2. Emission pulsée.....	75
3. Circuits de réception.....	75
3.1. Le circuit de mise en forme du signal ultrasonore.....	76
3.2. Démodulateur.....	79
4. Le bloc d'échantillonnage.....	81
5. Filtre actif passe haut de Sallen-Key.....	81
6. Le détecteur de seuil variable.....	83
7. Le bloc compteur décimal et convertisseur digital-analogique.....	84
8. Circuit de synchronisation avec l'oscilloscope.....	86
9. La chaîne de mesure relative à la portée de l'obstacle (variation d'amplitude).....	86
9.1. Le détecteur d'enveloppe.....	87
9.2. Convertisseur logarithmique.....	87
9.3. Oscillateur contrôlé par une tension.....	89
10. Conclusion.....	89

1. Introduction :

Le développement de l'électronique et particulièrement dans le domaine de la miniaturisation des composants offre désormais beaucoup de possibilité dans le domaine de la conception, une multitude de solutions aux problèmes posés, de consommation d'énergie et de prix. Aussi, l'ingénieur doit-il non seulement suivre l'évolution technologique récente, mais aussi comprendre parfaitement les différentes et nombreuses spécifications fournies par les fabricants afin de pouvoir choisir judicieusement les produits adaptés techniquement à sa réalisation, ainsi dans ce chapitre on s'intéresse à l'étude pratique du dispositif qu'on a réalisé. Le schéma électrique du dispositif ultrasonique que nous avons réalisé est illustré sur la figure 4.0. Il s'inspire du schéma bloc déjà étudié en chapitre III.

2. Etude pratique du dispositif ultrasonique :

2.1. Circuits d'émission :

2.1.1. Emission continue :

Le timer NE 555 est utilisé pour réaliser l'astable principal. Il est configuré en astable selon le schéma proposé dans la figure 4.1, et génère ainsi la fréquence ultrasonore de 40 KHz.

Ce signal est appliqué au capteur ultrasonore émetteur à travers la position 1 d'un interrupteur SPDT (un pole deux positions).

Au niveau de la sortie (patte 3), nous obtenons, pour l'excursion maximale de la résistance variable ($10\text{ K}\Omega$), une période de

$T_{\text{max}} = 0.693(2R_V + R).C = 0.693(2.10+10)10^3.1.2.10^{-9} = 30.5\ \mu\text{s}$; et pour sa position de repos, on obtient : $T_{\text{min}} = 15.2\ \mu\text{s}$. la fréquence d'émission (40 KHz), s'obtient autour de la valeur $R_V \approx 5.5\ \text{K}\Omega$, ce qui correspond à $T_e = 25\ \mu\text{s}$.

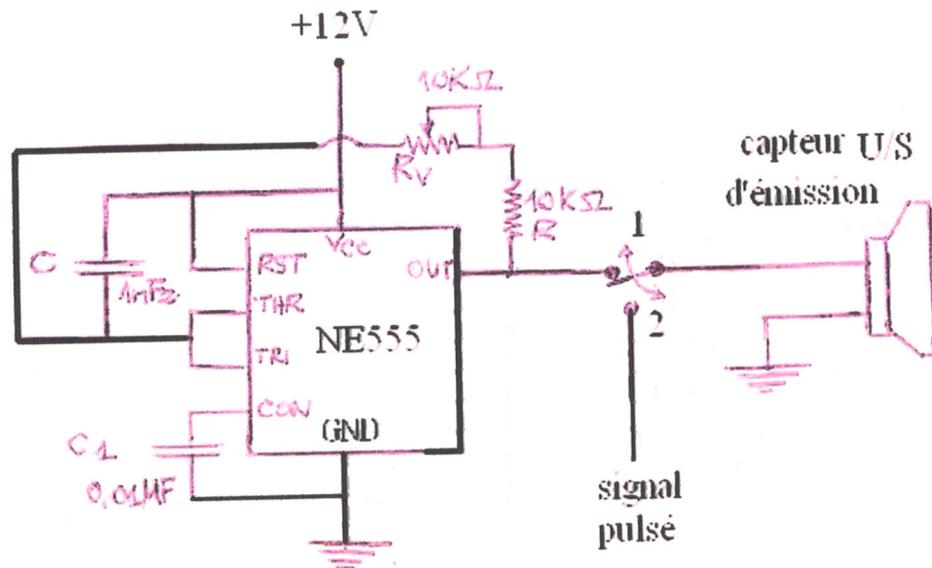


Figure 4.1 : circuit d'émission continue [Annexe FT, NE555]

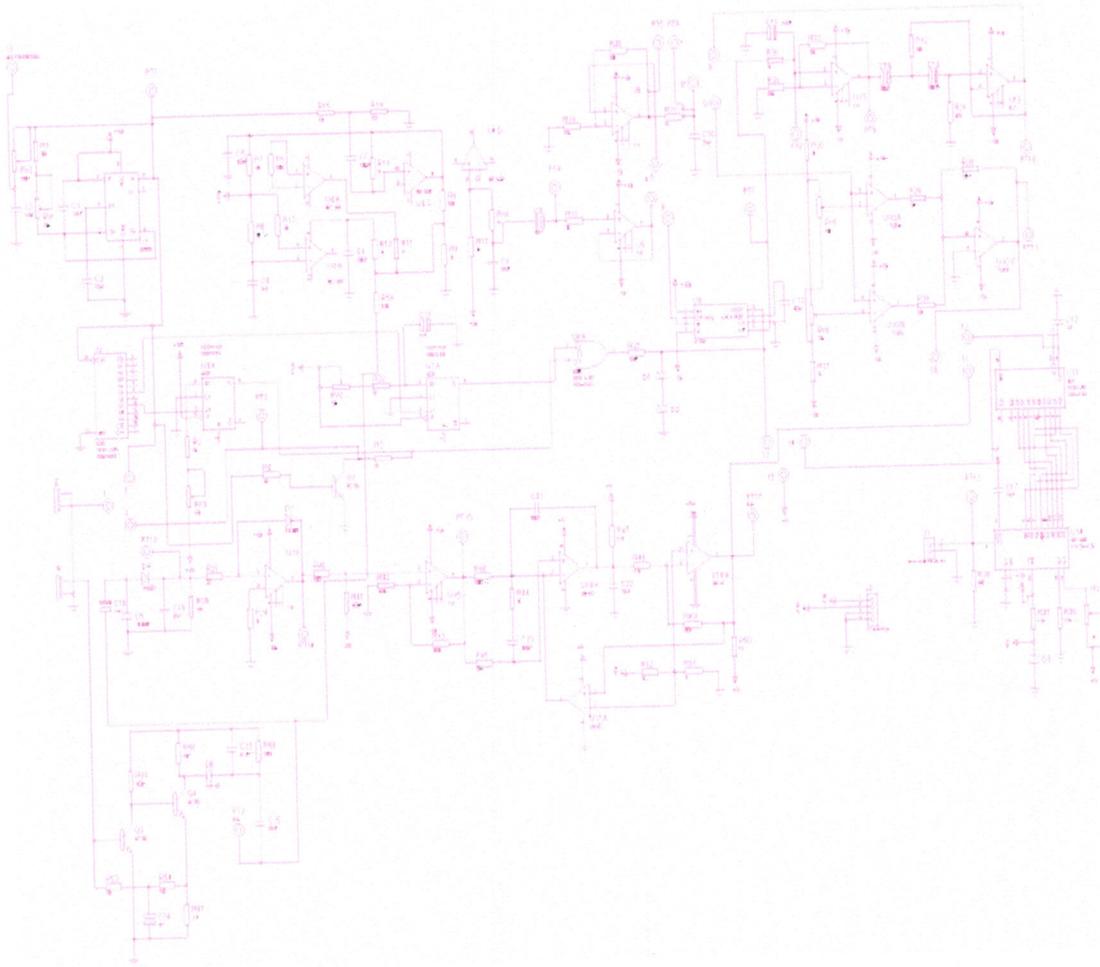


Figure 4.0 : Schéma électrique du dispositif ultrasonique réalisé

2.1.2. Emission pulsée :

La fréquence de fonctionnement du dispositif réalisé est fonctionnant en mode pulsé. Elle est générée après différentes opérations sur la fréquence de l'astable principal (40 KHz).

Elles ont lieu à travers différents circuits intégrés configurés de façon à obtenir la fréquence désirée à la sortie.

A partir du signal généré par l'astable, une division de fréquences est réalisée à travers le compteur 12 bits (4040).

Une division par 256 (8 bits) a été adoptée dans notre dispositif, ce qui nous permet d'avoir une fréquence de 156,25 KHz. Elle représente la fréquence de répétition f_{PRF} et permet ainsi

d'atteindre une profondeur maximale de : $prof = \frac{c}{2f_{PRF}} = 1,06 \text{ m}$.

Ce signal obtenu est ensuite utilisé pour générer des impulsions à travers un monostable (4538), est réglable à travers le potentiomètre R_2 .

En fait, la durée T_e sur laquelle les fréquences ultrasonores sont transmises et ajustées à ce niveau.

Cette durée est variable entre une valeur minimale de $T_{e\ min} = 1.03\ ms$, jusqu'à la valeur maximale $T_{e\ max} = 346,5\ \mu s$ à travers le potentiomètre $R_2 = 10\ K\Omega$.

Ce train d'impulsions [de durée T_e et de fréquence f_{PRF}], alimente le transistor BC 109 à travers une résistance de collecteur de $5\ K\Omega$, pour véhiculer la fréquence ultrasonore au capteur émetteur.

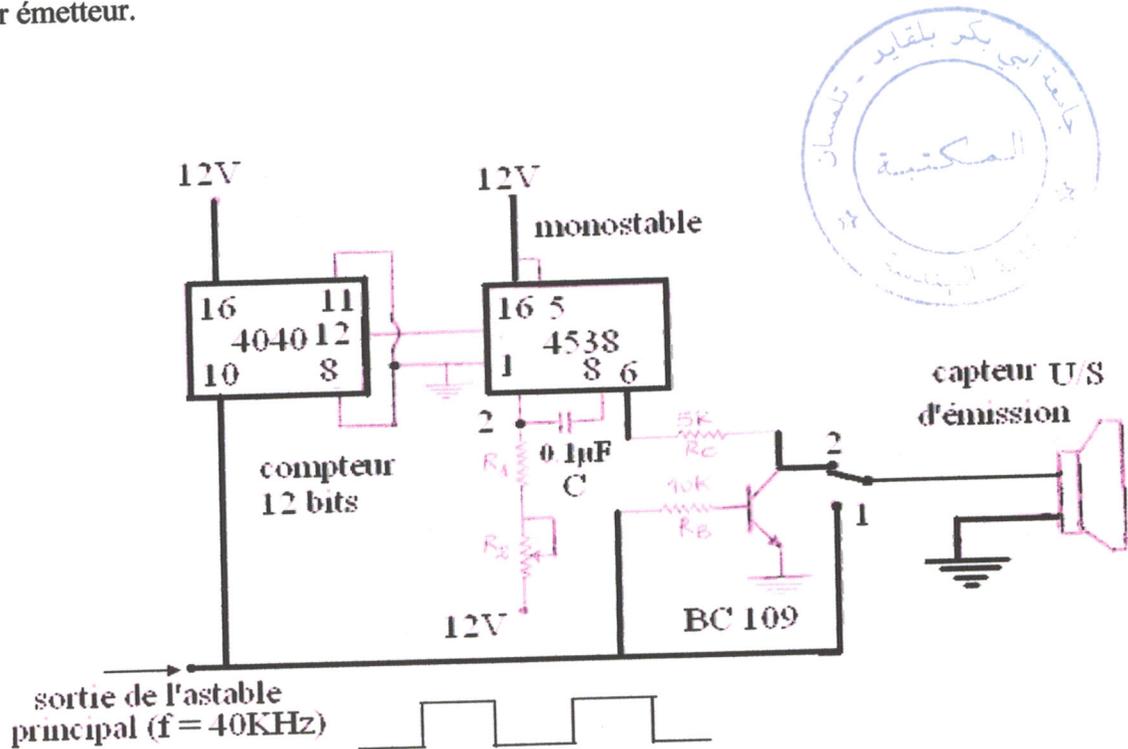


Figure 4.2 : circuit d'émission pulsée [Annexe FT, 4040 et 4538]

Ainsi le signal ultrasonore pulsé généré (figure 4.2), est appliqué aux capteurs émetteurs à travers la position 2 de l'interrupteur SPDT (1 pole deux positions).

Le diagramme temporel (figure 4.3) représente les différentes étapes dans la génération du signal ultrasonore pulsé transmis.

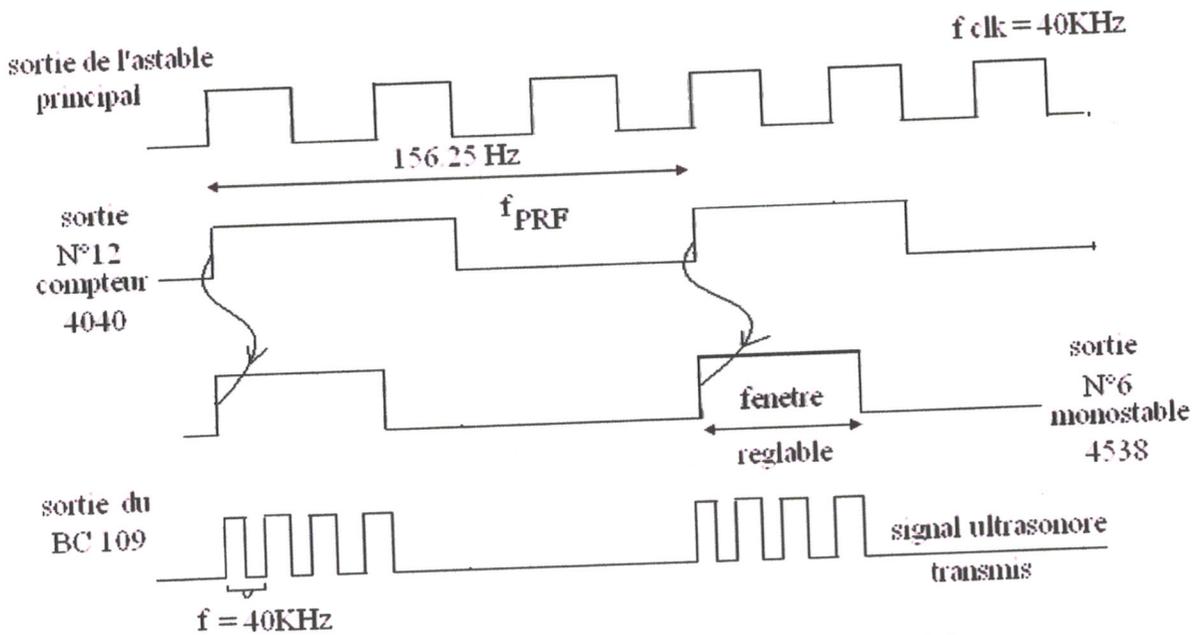


Figure 4.3 : diagramme temporel du signal transmis en pulsé

3. Circuits de réception :

Le signal reçu (écho) est capté et transformé en signal électrique par le capteur ultrasonore de réception. Pour qu'il soit exploitable, différents traitements détaillés dans la partie qui va suivre s'imposent.

3.1. Le circuit de mise en forme du signal ultrasonore:

Le signal à la sortie du capteur ultrasonore de réception est directement acheminé vers un amplificateur à faible bruit configuré autour de deux transistors T_1 (BC 109) et T_2 (BC 109). Le courant du collecteur de T_1 est de l'ordre de $120 \mu\text{A}$. En fait, une telle configuration avec une contre-réaction positive assure une meilleure stabilité du gain, et du point de fonctionnement. C'est l'effet de la polarisation de la base du transistor T_1 par le circuit de contre-réaction de l'émetteur [100Ω , $1\mu\text{F}$ et $10 \text{K}\Omega$] (figure 4.4).

Le signal ainsi amplifié est mis en forme à travers le circuit de détection d'enveloppe constitué de la diode (D), la capacité de $0.047\mu\text{F}$ et la résistance de $10 \text{K}\Omega$.

L'allure du signal ultrasonore détecté est donnée sur la figure 4.5, ci-dessous.

Comme cela était déjà décrit dans le chapitre précédent, le signal détecté est modulé en fréquence [$f + \Delta f$] si la cible est en mouvement, et en amplitude traduisant sa position. Le signal va donc être démodulé en amplitude et en phase pour pouvoir en extraire une de ces informations ou respectivement les deux informations

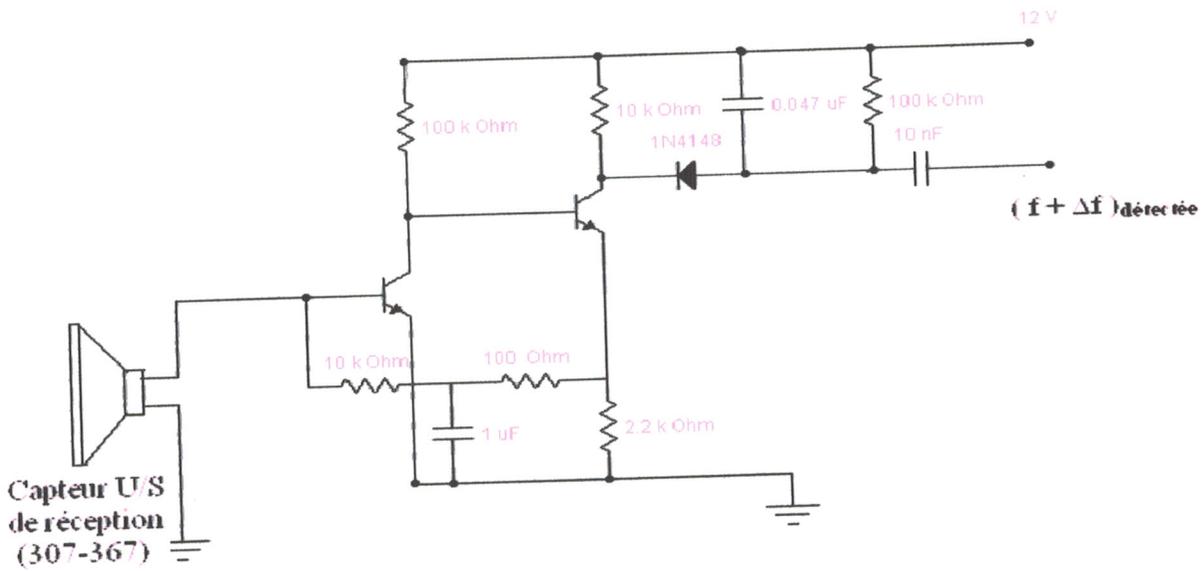


Figure 4.4 : Circuit de mise en forme de l'onde US reçu (écho)

[Annexe FT, capteur US de RS component]

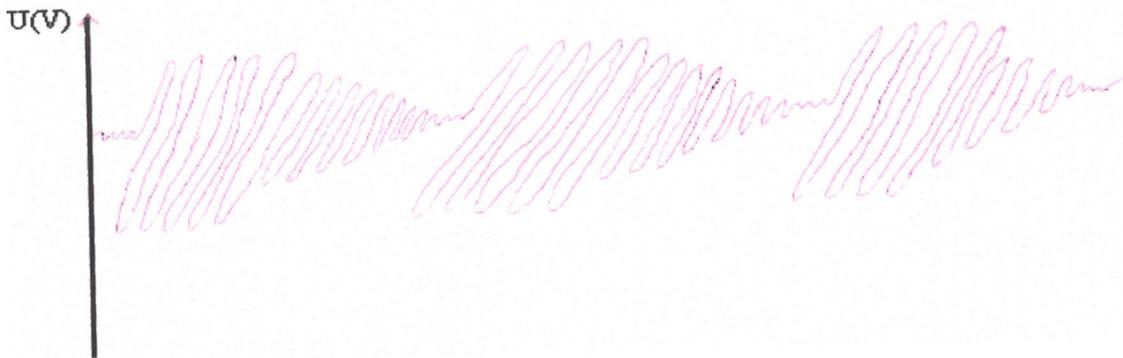


Figure 4.5 : allure du signal ultrasonore détecté

3.2. Démodulateur :

Le démodulateur est réalisé autour du multiplicateur, le MC1496 (figure 4.7). C'est un circuit intégré monolithique, qui est par excellence un mélangeur aux avantages énormes : il a un gain ajustable et une rejection en mode commun de -85 dB, dans la bande de fréquence de 0.5 à 10 MHz. En fait, le principe adopté dans ce circuit intégré est celui d'un mélangeur à transistors (figure 4.6).

Le signal émis (V, f) est appliqué à la base du transistor et celui reçu, l'émetteur du même transistor d'entrée. Ce phénomène d'attaque crée une intermodulation par battement de fréquences des deux signaux présents à l'entrée. La sortie du circuit intégré (collecteur du transistor à la sortie) délivre des signaux de fréquences différentes prenant plusieurs valeurs :

$f_1, f_2, 2f_1, 2f_2, f_1 + f_2, f_1 - f_2, \dots$, ce signal est envoyé sur un filtre de deuxième ordre et de fréquence de coupure 5 KHz, ce qui confert à notre démodulateur la propriété de n'opérer que dans la bande $[0, 5 \text{ KHz}]$, c'est-à-dire $[0, \Delta f_{\max}]$.

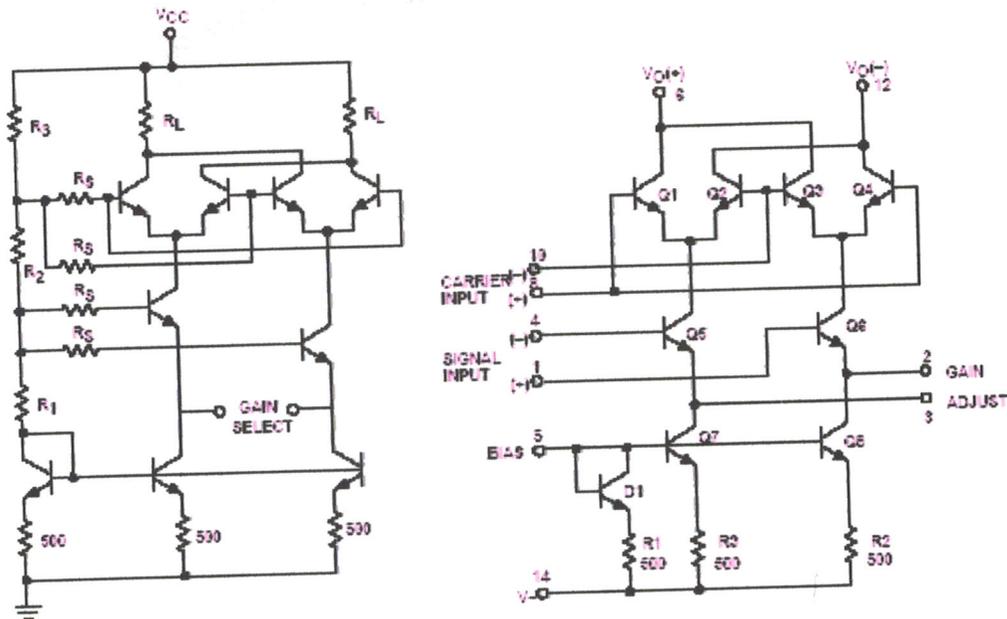


Figure 4.6 : schéma électrique du démodulateur MC 1496

[Annexe FT, MC 1496]

Les deux signaux (émis et reçu) de fréquences respectives f_0 et f_1 sont appliquées aux entrées 1 et 10, respectivement à travers les atténuateurs et à travers les condensateurs de liaison.

Les atténuateurs sont nécessaire compte tenu que les entrées du démodulateur ne peuvent supporter plus de 300 mv, ils sont réalisés par de simples diviseurs de tensions.

Le signal démodulé est récupéré sur la sortie 12 du MC 1496. Ce signal est noyé dans du bruit, principalement les résidus de la fréquence de la porteuse (f_1) et d'autres fréquences interférentes.

Aussi, en fonction des caractéristiques de détections fixées pour notre application (continu et pulsé), soit un Δf_{\max} de 5 KHz, alors un filtre passe-bas passif (R, C) de fréquence de coupure d'environ 5 KHz est prévu en cascade à la sortie. Le signal ainsi détecté est visualisé sur la figure 4.8.

Ce signal étant de très faible niveau, de 120 mV à 200 mV; une amplification est nécessaire. L'amplificateur ainsi réalisé est un amplificateur non inverseur (figure 4.9), avec un gain de

$$G = \frac{R_2 + R_1}{R_1} = 46.$$

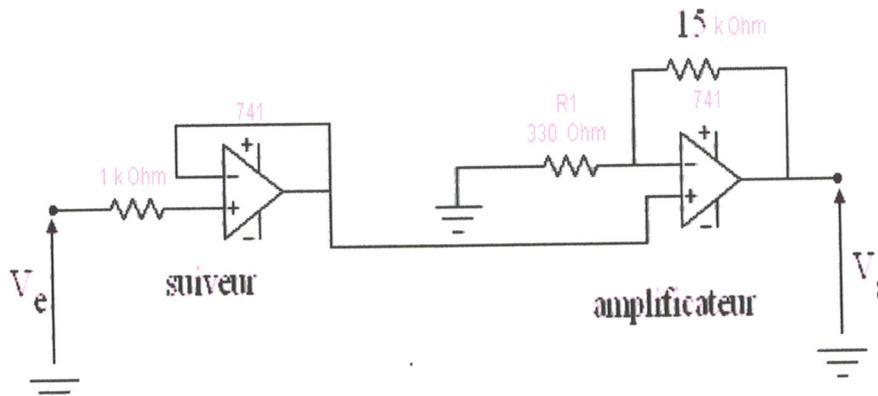


Figure 4.9 : le bloc suiveur - l'amplificateur [Malvino, 2002]

4. Le bloc d'échantillonnage :

Le signal provenant du démodulateur est alors appliqué à un échantillonneur-bloqueur, compte tenu que dans ce cas, l'information est échantillonnée (transmission pulsée à f_{PRF}). La localisation temporelle de l'impulsion d'échantillonnage est importante, parce que c'est elle qui localise l'espace (distance) dans lequel la cible est détectée.

Notre circuit est configuré autour de l'échantillonneur bloqueur, le LF 398; et l'impulsion d'échantillonnage est générée à travers le circuit comprenant :

- Le compteur diviseur de fréquences (4040), préalablement utilisé pour générer la fréquence de répétition.
- Un monostable (4538), fixant la durée de la porte d'échantillonnage ; elle est réglable entre ($T_{e\ min} = 0.4\ \mu s$ et $T_{e\ max} = 12.6\ \mu s$).
- Un ou-exclusif (4030), fixant la localisation temporelle de cette impulsion.

La figure 4.10 présente le circuit ainsi réalisé et la figure 4.11, son diagramme temporel de la porte d'échantillonnage.

Le signal écho échantillonné à une profondeur donnée (fixé par la localisation de l'impulsion d'échantillonnage), est alors mis en forme à travers une opération de filtrage passe-bande.

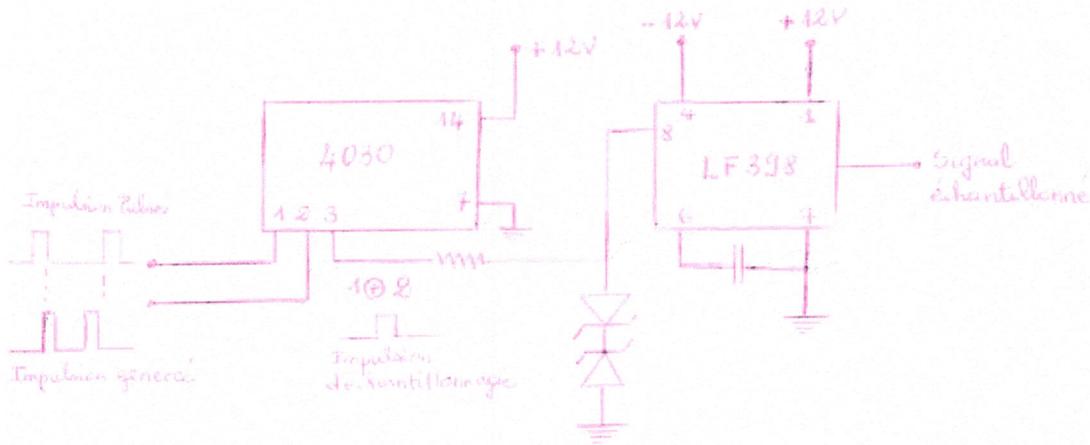


Figure 4.10 : le bloc d'échantillonnage [Annexe FT, LF398 & 4030]

C'est à travers cette ligne de commande qu'on assure la synchronisation de notre dispositif. Deux impulsions sont appliquées aux entrées du 4030, l'une étant générée au niveau du bloc d'émission en pulsé, et l'autre à travers un monostable commandé par un signal obtenu en divisant la fréquence du signal de l'astable (40 KHz) au niveau du compteur 12 bits (4040) par 6.

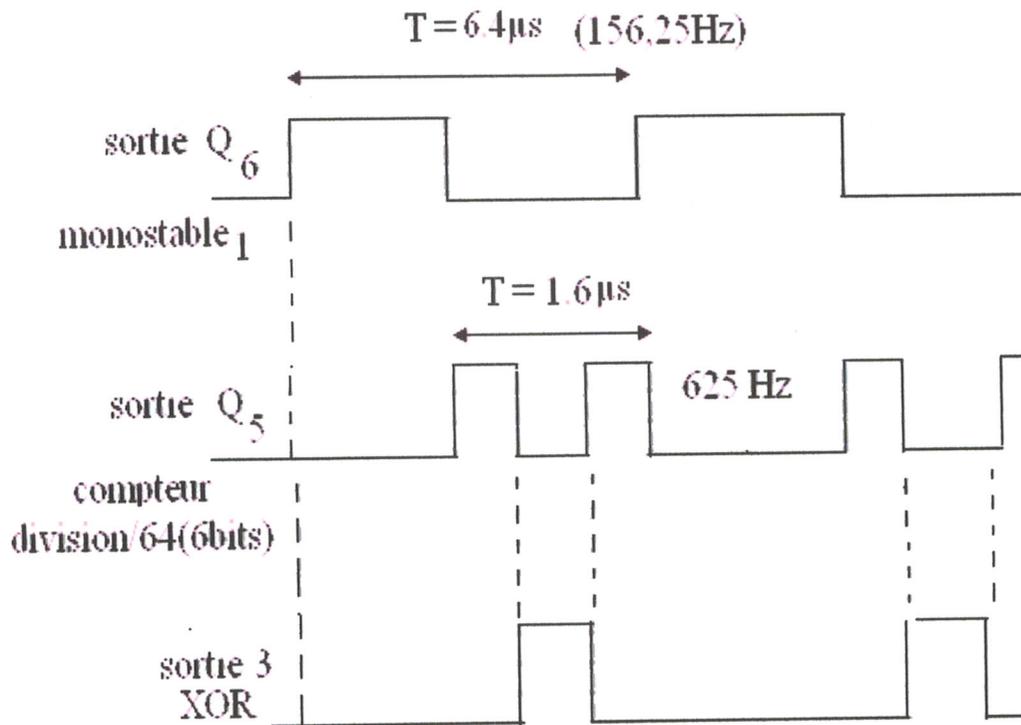


Figure 4.11 : sortie de la porte logique 4030

Nous obtenons une impulsion de durée inférieure à celle utilisée pour la commande de l'émission en pulsé.

Soient S_1 et S_2 , les signaux qui attaquent la porte logique 4030, nous recueillons à sa sortie le signal suivant (figure 4.11):

On doit savoir qu'à chaque état haut de l'impulsion d'échantillonnage, on assiste à une neutralisation volontaire de la réception de l'écho. Cette disposition est nécessaire afin de ne pas prendre en compte la queue du signal ultrasonique s'échappant de l'émetteur, ce dernier étant physiquement disposé à proximité du récepteur.

5. Filtre actif passe haut de Sallen-Key :

Dans le cas de notre montage, nous avons utilisé un deuxième filtre pour délimiter la bande de fréquence autoriser. Ce filtre est dit filtre à structure de Sallen-Key à composants identiques, car le montage (figure 4.12) possède deux capacités identiques ($100\mu\text{F}$). Il a pour fréquence de coupure $f_c = 25 \text{ Hz}$.

Les valeurs des résistances utilisées sont calculées à partir des équations suivantes :

$$R_A = \frac{0.7071}{2\pi f C} \quad \text{et} \quad R_B = \frac{1.414}{2\pi f C}$$

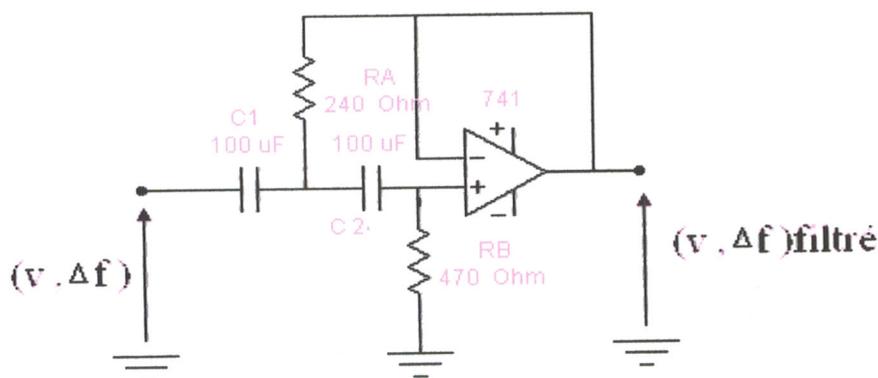


Figure 4.12 : filtre actif de Sallen-Key 2^{ème} ordre [Bourgeron, 1995]

6. Le détecteur de seuil variable :

Le signal ainsi filtré est récupéré en sortie PT qui est connecté à un interrupteur un pole deux positions pour être appliqué après sélection à un détecteur de seuil.

A ce détecteur de seuil, et à travers l'interrupteur, sera aussi appliqué le signal écho provenant de la sortie en mode continu.

Le détecteur de seuil permet de générer un train d'impulsions. Il est configuré autour du circuit intégré, le TL084. Ce dernier regroupe en son sein 4 amplificateurs opérationnels. L'utilisation du détecteur de seuil variable est en grande partie due à la variation de l'amplitude du signal ultrasonore en fonction du mode utilisé.

Le détecteur de seuil se répartit comme suit :

Les deux amplificateurs d'entrée sont des comparateurs en boucle ouverte qui compare la tension d'entrée V_e aux deux tensions de référence variables U_{REF1} et U_{REF2} , le troisième ampli est un trigger de Schmitt non inverseur à l'entrée duquel sont appliquées par l'intermédiaire des deux résistances, un mélange des deux tensions de sortie précédentes. Les résistances se situant entre les 3 amplis étant d'égales valeurs, ceci nous épargne un calcul compliqué de seuils de référence. Ses seuils de basculement se laissent facilement régler et précisément à l'aide de deux tensions de référence ($U_{REF1} = +12\text{ V}$ et $U_{REF2} = -12\text{ V}$). Le détecteur de seuil est représenté sur la figure 4.13.

L'allure du signal recueilli est représentée sur la figure 4.14. Nous allons utiliser comme seuil, dans notre dispositif, une valeur avoisinant 5 v.

Le train d'impulsion délivré à la sortie du détecteur de seuil nécessite d'être compté, pour cela nous utilisons un compteur, ce qui fait l'objet du paragraphe suivant.

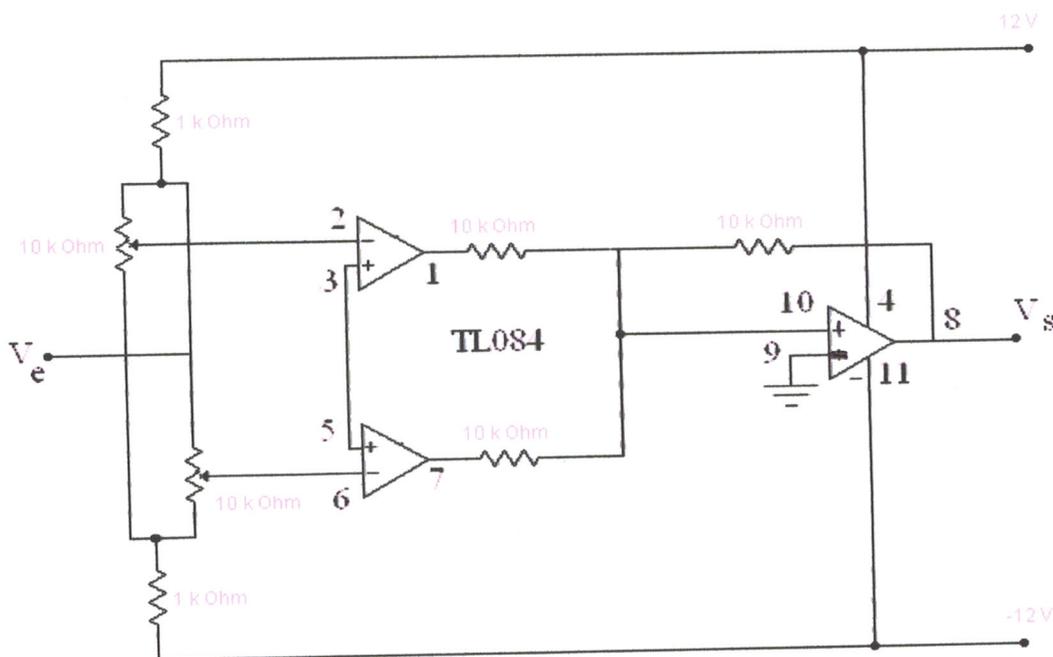


Figure 4.13 : détecteur à seuil variable [Bourgeron, 1995]

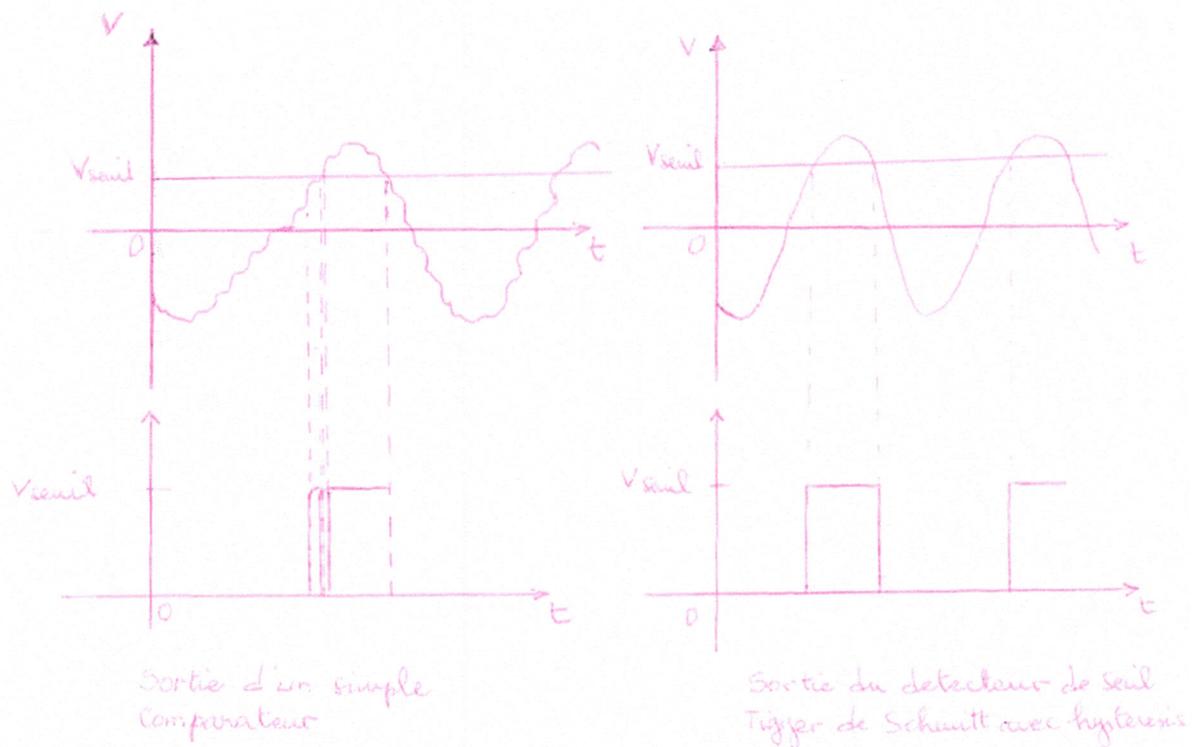


Figure 4.14: allures de la sortie du détecteur de seuil

7. Le bloc compteur décimal et convertisseur digital-analogique :

Ce bloc est l'ultime étape avant l'affichage du signal recueilli. Le signal issu du détecteur de seuil (trigger de Schmitt), en forme de train d'impulsions, est envoyé au niveau du compteur décimal. Le rôle de celui-ci demeure un comptage précis de ces impulsions, nous avons utilisé comme compteur le circuit intégré 4017, 10bits (figure 4.15).

Une ligne de commande (différenciant le comptage entre le mode pulsé et le mode continu), est nécessaire au bon fonctionnement du compteur. Elle peut être de niveau haut (+5V) pour le mode continu et est identique à la durée de la fenêtre d'échantillonnage dans le mode pulsé.

Nous utilisons la ligne de commande de l'échantillonneur pour le mode pulsé, tandis que la tension +5v désignant le niveau haut est prévu pour commander le compteur en mode continu.

Le comptage se fait en sorte qu'il y ait une position d'avance à chaque période. La distance parcourue par l'onde est : $2d = 330 * 0.6 * 10^{-3}$ soit 0.2 m (200 mm),

Dans ce cas, le réglage du système correspond à un comptage de 10 cm par pas de comptage

La valeur comptée est ensuite acheminée sur plusieurs pistes du compteur vers les entrées du convertisseur digital analogique.

Le convertisseur utilisé dans notre dispositif est le circuit intégré MC 1408.

Il est du type réseau en échelle, avec une résolution de 8 bits

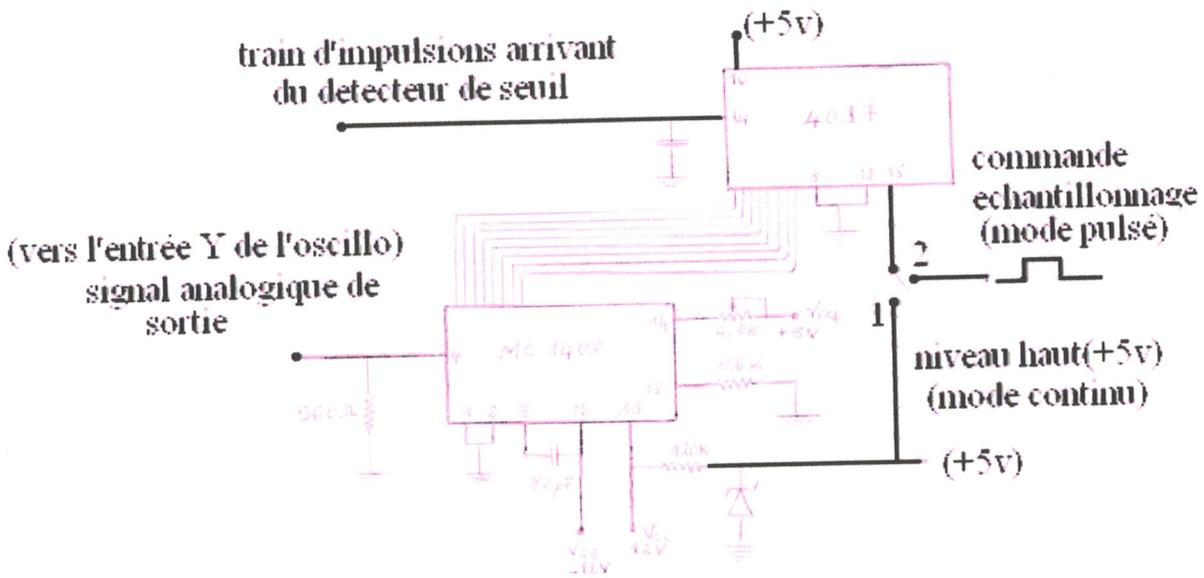


Figure 4.15 : Le bloc compteur décimal et du convertisseur N/A 8 bits

[Annexe FT, 4017 & MC1408]

8. Circuit de synchronisation avec l'oscilloscope :

La synchronisation entre l'oscilloscope et le dispositif ultrasonique réalisé se fait à l'aide d'un signal en forme de dents de scie. Plusieurs méthodes de génération de ce signal existent, mais par soucis de ne pas encombrer notre dispositif de composants électroniques, et de favoriser une excellente synchronisation, nous utilisons juste un circuit intégrateur du signal carré généré par l'astable principal (figure 4.16).

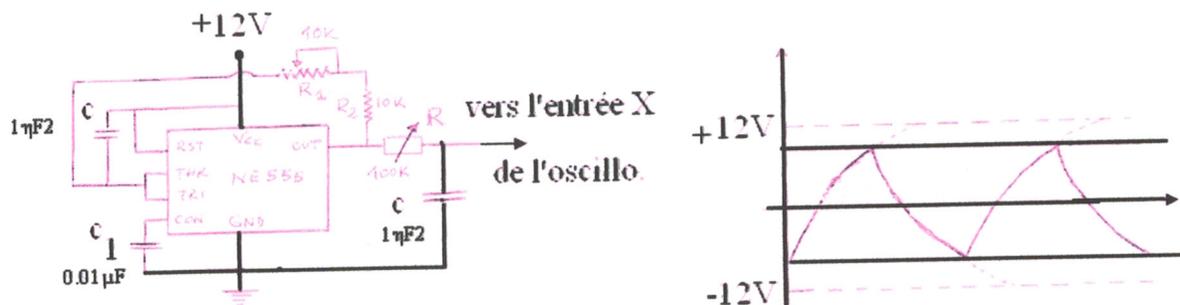


Figure 4.16: Circuit générant le signal de balayage de l'écran l'oscilloscope

Pour cela, une résistance variable de 100 KΩ et un condensateur de 1µF assurent l'opération d'intégration. Le signal issu du circuit RC, de forme triangulaire, d'amplitude variable à la

résistance R, est directement injecté au niveau de l'entrée de déclenchement externe de l'oscilloscope (TRI).

Après calibrage de la base de temps et de tension, nous observons sur l'écran, le spot balayant l'écran de l'oscilloscope en faisant un mouvement aller-retour entre les valeurs limites du signal triangulaire généré.

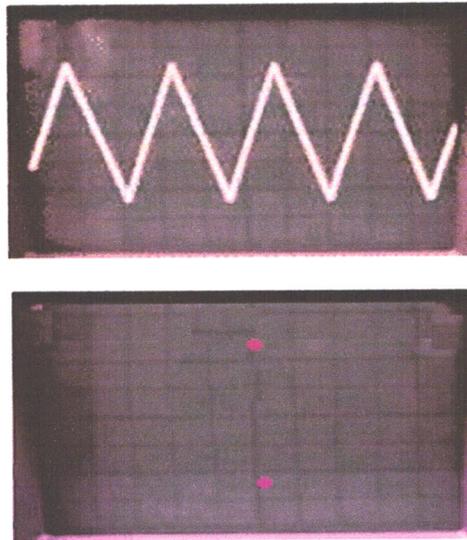


Fig.4.16a : signal de balayage de l'écran de l'oscillo. en mode simple et en mode Lissajous.

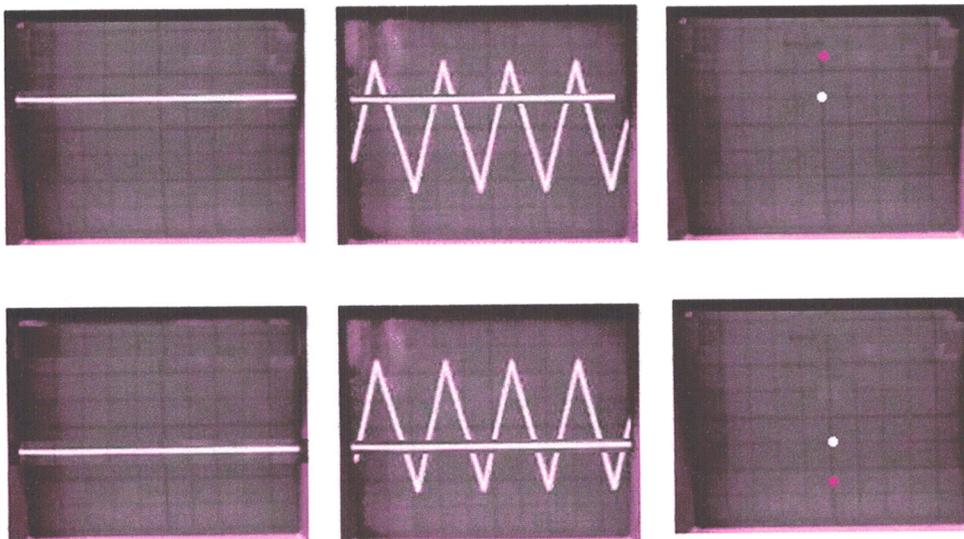


Figure 4.16b : a l'intersection entre le signal de balayage et le signal définissant la cible, un point apparaît sur l'écran de l'oscillo., pour la cible proche et la cible éloignée

A chaque fois qu'il croise la tension indiquant la localisation de l'obstacle, on remarque l'apparition d'un point fixe sur l'écran. Ce point change de position dans la zone de balayage de l'écran en fonction du mouvement de l'obstacle.

9. La chaîne de mesure relative à la portée de l'obstacle (variation d'amplitude) :

Cette chaîne fait appel au principe de détection d'enveloppe du signal ultrasonore reçu (écho). Le signal détecté est injecté à l'entrée d'un oscillateur contrôlé par la tension. Celui-ci nous délivre un signal dont la fréquence change en fonction de la position.

Ce signal est alors appliqué à travers un interrupteur (SPDT) vers le bloc de comptage et conversion digitale analogique pour être appliqué à l'entrée de l'oscilloscope.

Cette chaîne de mesure est réalisée à travers différents circuits : détection, amplification, linéarisation, VCO.

9.1. Le détecteur d'enveloppe :

Il permet la détection de l'enveloppe du signal écho reçu par réflexion de l'onde ultrasonore envoyée, au niveau du circuit de mise en forme, après réception de l'écho (figure 4.18).

Nous obtenons alors à la sortie du circuit détecteur une tension continue variant en fonction de la position de l'obstacle à l'ultrason (tension forte pour un obstacle proche et tension faible pour un obstacle éloigné).

On constate alors facilement que la tension à la sortie du détecteur décroît à l'ordre de l'exponentielle confirmant ainsi l'étude théorique, Ce qui nous fait penser à linéariser ce signal, en programmant la fonction $\log(\exp(z)) = z$ pendant le traitement numérique de l'information dans un dispositif d'acquisition et de traitement des données (exemple : ou l'ordinateur).

Cette linéarisation peut être réalisé à travers un convertisseur logarithmique configuré autour d'un amplificateur opérationnel et de composants non linéaires.

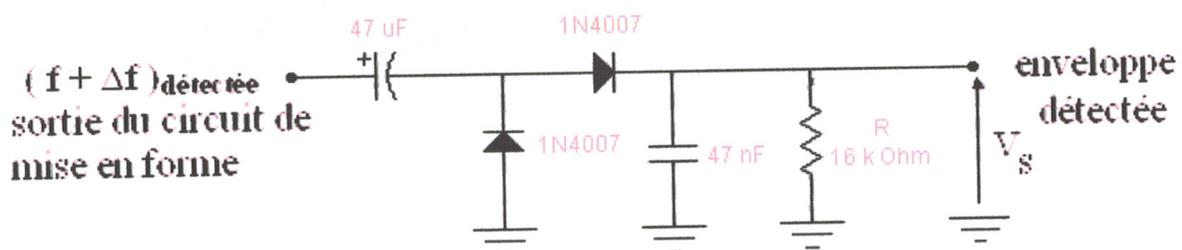


Figure 4.18: circuit détecteur d'enveloppe

9.2. Convertisseur logarithmique:

La non linéarité du signal ultrasonore résultant de son atténuation suivant exponentielle influe sur la sortie du VCO.

Divers solutions existent pour linéariser en réponse du capteur: la programmation de la fonction log de la tension de sortie à travers un calculateur ou une conversion logarithmique (figure 4.19).

Dans le cas de notre dispositif, la solution envisagée est la réalisation du convertisseur logarithmique, il demande de moyens technologiques simples (un ensemble de diode et de résistances autour d'un ampli) et résout le problème de non-linéarité posé. On obtient à sa sortie le signal de la forme: $U_m = az+b$, avec a et b des constantes et z la distance mesurée.

Le signal ainsi linéarisé est envoyé à l'entrée du VCO (voltage controlled oscillator).

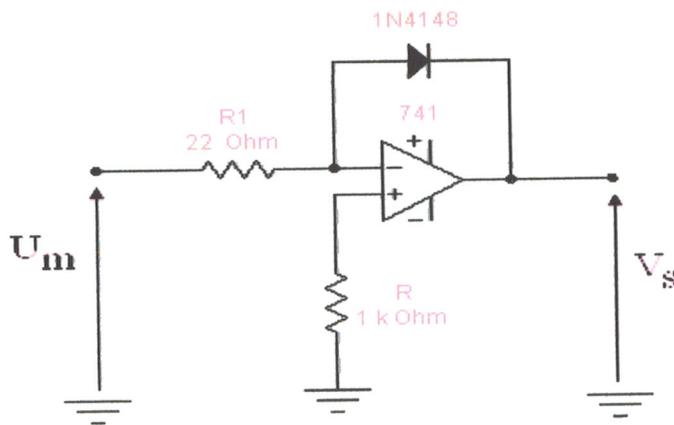


Figure 4.19 : un convertisseur logarithmique à base d'AOP

9.3. Oscillateur contrôlé par une tension :

La tension U_m correspondant à la portée d'un obstacle par rapport à la source d'émission est appliqué à l'entrée d'un intégrateur et transformée suivant la formule d'intégration en un signal triangulaire :

$V = -\frac{1}{RC} \int U_m dt$ ayant une amplitude de 5V, car le comparateur utilisé est à collecteur ouvert, donc due à l'intégrateur (1^{er} étage) du VCO (figure 4.20).

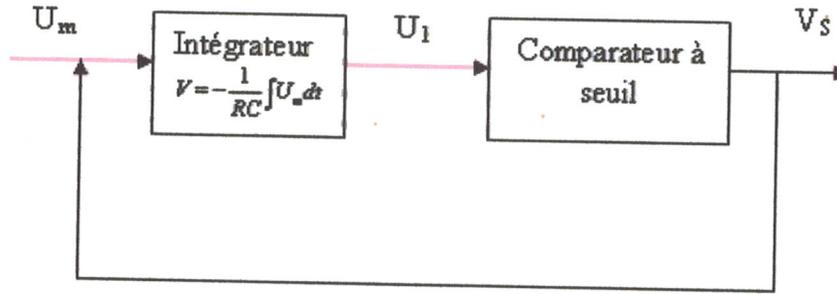


Figure 4.19 : asservissement du VCO

L'étage suivant n'est autre qu'un comparateur ayant pour rôle de comparer le signal triangulaire né au niveau du premier étage à la tension de référence continue et variable. Le comparateur a un gain élevé, ce qui nous permettra d'obtenir un signal carré avec des fronts raides et une amplitude avoisinant les +5V parce qu'on a utilisé une résistance « pull up » à sa sortie (figure 4.22).

Ce signal est réinjecté à l'entrée de l'intégrateur en passant par un amplificateur par le fait qu'on veut asservir la sortie du VCO à son entrée.

Les tensions U_m étant faibles, cela nécessite la présence d'un sommateur à la sortie du détecteur d'enveloppe pour pouvoir ramener des tensions continues dans le domaine des tensions supérieures à +5V en incrémentant aux valeurs initiales une tension continue de seuil fixé à +5V afin de pouvoir fonctionner d'une façon linéaire (figure 4.21). La zone de linéarité étant [5 ; 6.8]

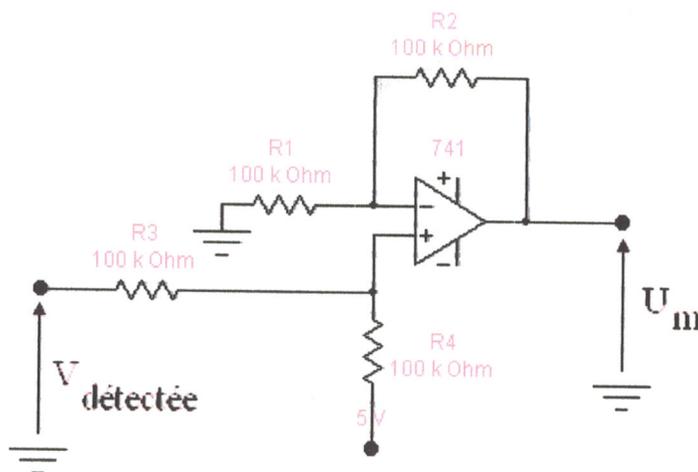


Figure 4.21 : sommateur précédant le VCO

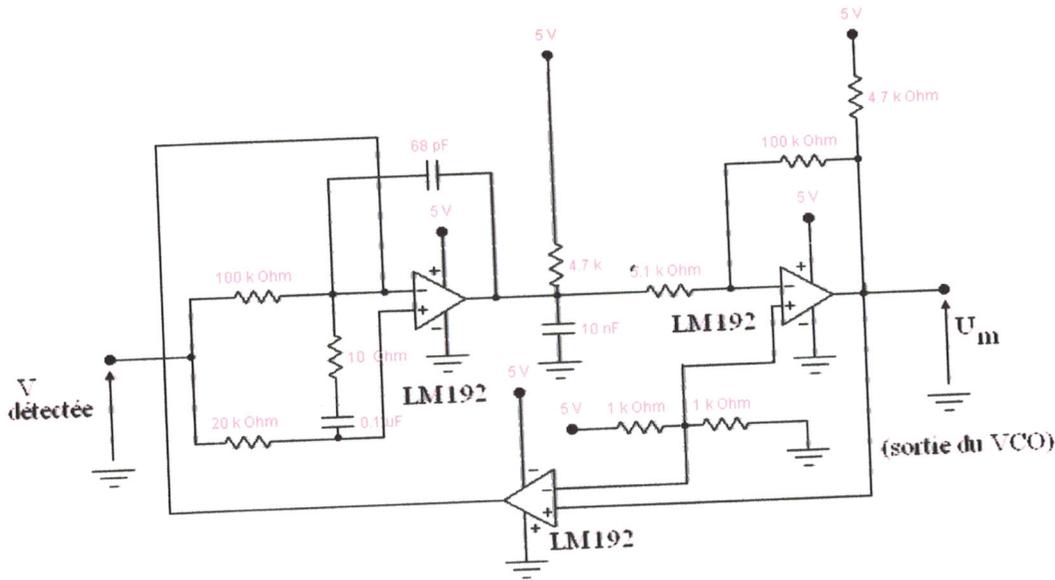


Figure 4.22 : Le bloc oscillateur contrôlé par la tension continue

Le train d'impulsions ainsi généré à la sortie du VCO est appliqué à l'entrée du compteur et subit le même processus de traitement pour nous délivrer à la sortie du convertisseur digitale-analogique, un signal analogique.

Ce signal nous informe sur la portée de la cible à travers sa visualisation en mode Lissajous, sur l'écran d'un oscilloscope synchronisé avec le dispositif.

10. Conclusion :

L'étude approfondie des différents composants électroniques utilisés dans la réalisation du dispositif ultrasonique a fait l'objet de ce chapitre.

Nous avons proposé des circuits capables de remplir la fonction des différents blocs du schéma bloc général du dispositif proposé dans le chapitre précédant. Ceci nous a permis de faire un lien entre l'étude théorique et la réalisation du dispositif. En fait, les circuits retenus pour la réalisation de notre dispositif a fait suite l'étude théorique discutée en chapitre III : ce choix étant fait selon les critères de performances, de coût et surtout de la disponibilité des composants dans les magasins de composants électroniques du département d'électronique.

*Proposition de Travaux
Pratiques*

1. But du TP:

Le but de ce TP est de permettre l'étude et la compréhension du principe de fonctionnement d'un dispositif ultrasonographie en Mode A.

Cette étude est faite à travers des mesures et la compréhension des différents circuits constituant un dispositif ultrasonique.

2. Le principe de ultrasonographie:

L'ultrasonographie est une méthode d'imagerie médicale utilisant les ondes ultrasonores qui ont une très bonne directivité et le pouvoir de se réfléchir à l'interface de milieux ayant des impédances acoustiques différentes (Anonyme, 2007b).

Plusieurs procédés sont employés pour obtenir une image ultrasonique ou échographique. Ils sont tous basés sur le même principe :

Le signal d'émission de quelques millièmes de seconde est émis par un transducteur ultrasonique. Une partie de l'énergie est réfléchi sur chaque interface et est transformée en signal électrique par la sonde qui fonctionne en émission et en réception. Les échos sont détectés par un oscillographe. Les temps mesurés sont directement proportionnels à la profondeur ou à l'épaisseur des organes rencontrés par le faisceau (figure 1).

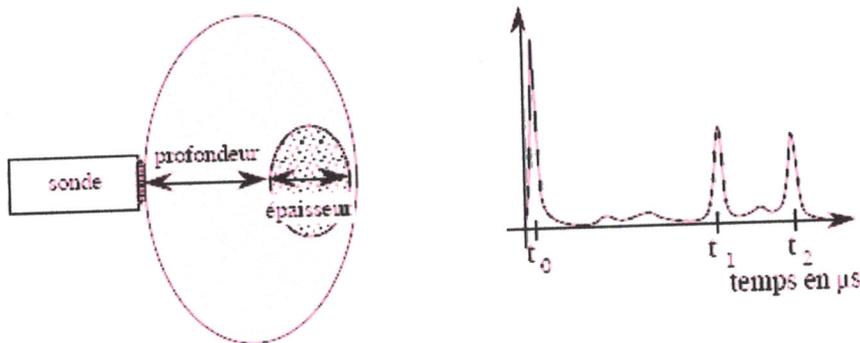


Figure 1 : principe de l'échographie

Si v est la célérité de l'onde, $prof = \frac{t_1 - t_0}{2} \cdot v$ et $ép = \frac{t_2 - t_1}{2} \cdot v$ avec $prof$ désignant profondeur

et $ép.$, l'épaisseur.

Le dénominateur 2 correspond bien entendu à l'aller et au retour de l'onde

(Coequyt, 2005).

2.1. Les différents modes de l'ultrasonographie:

2.1.1. Ultrasonographie en mode A ou d'amplitude :

C'est la première des techniques ultrasonographiques utilisées (Anonyme, 2007b). Actuellement, son domaine se réduit à l'œil. Au tout début, le mode A a permis de détecter le déplacement de l'écho-médian du cerveau (la ligne interhémisphérique) lors des tumeurs, hématomes, abcès.... (Figure 2).

Il explore de façon unidimensionnelle, selon l'axe du faisceau, les obstacles, les changements d'impédance rencontrés. On mesure le temps, c'est-à-dire la distance entre ces pics, et aussi leur amplitude traduisant le type d'obstacle et d'atténuation du faisceau dans les tissus traversés.

En effet, la mesure de la distance entre deux points est une mesure du temps :

$$D = \frac{t_1 - t_2}{2} * \text{vitesse US}$$

Le temps mis pour l'aller-retour des ultrasons de la sonde au 1^{er} point (A) est : t_1 et celui mis entre la sonde et le 2^{ème} point (B) (milieu du cerveau=écho médian) est : t_2

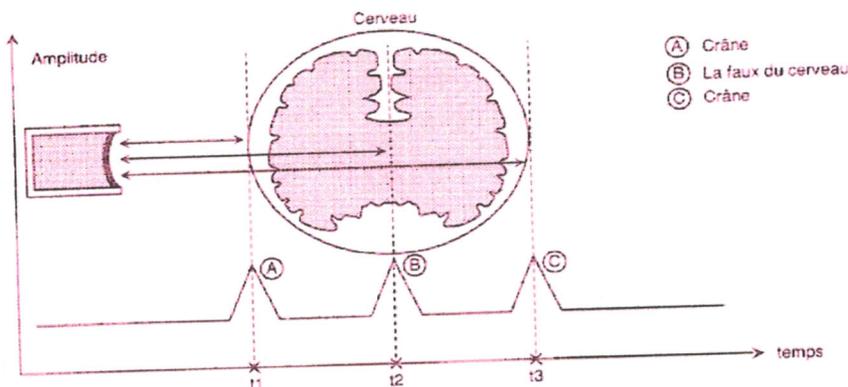


Figure 2 : l'échographie en mode A

2.1.2. Ultrasonographie en mode B ou ultrasonographie de brillance :

Dans ce mode d'exploitation, les différents échos sont représentés, en fonction du temps, sous forme de points lumineux en principe d'autant plus brillants que le coefficient de réflexion est plus grand.

La brillance du point est proportionnelle à l'amplitude de l'écho. Les échos les plus intenses sont codés en blanc, l'absence d'écho est codée en noir (Coequyt, 2005).

Pour cela, il est nécessaire d'amplifier le signal reçu afin de compenser l'atténuation de l'onde par absorption. Cette amplification sera d'autant plus grande que le temps qui sépare l'émission de l'onde de la réception de l'écho sera long. Comme en échographie A, les

structures peuvent être localisées à partir de la mesure du temps entre l'émission et la réception (Anonyme, 2007c).

Il existe deux types d'ultrasonographie en mode B. L'une est à faible vitesse, elle ne permet que des échographies d'objets quasiment statiques au cours du temps. Le procédé ne permet pas d'obtenir des images nettes de structures qui se modifient rapidement au cours du temps. L'autre est à grande vitesse, dite ultrasonographie en temps réel.

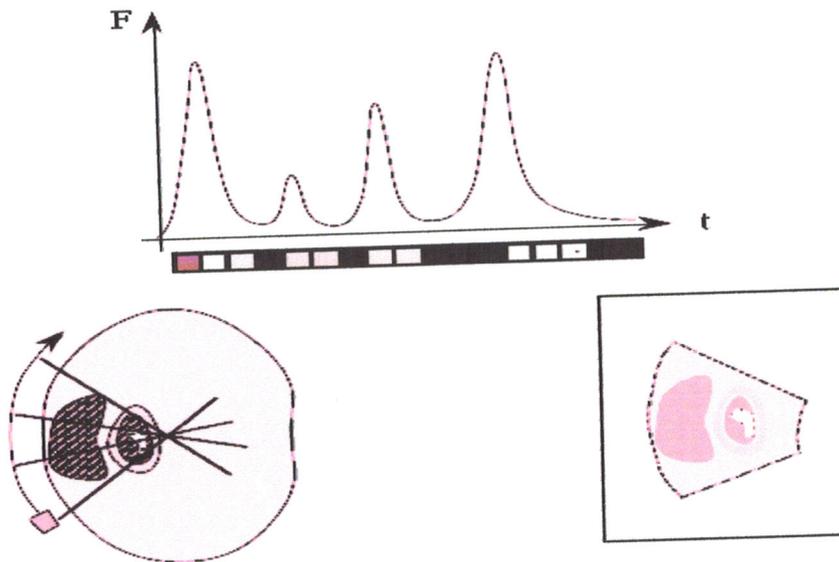


Figure 3 : Mode B et balayage électronique

L'une des techniques utilisée dans ce 2^{ème} type d'échographie est le balayage électronique linéaire (figure 3).

L'ultrasonographie B à balayage électronique linéaire est particulièrement bien adaptée à l'étude des organes à mouvements rapides, elle dite *dynamique*. Cette technique échographique est de plus en plus employée. Elle est simple, rapide, sans danger et donne des images tomographiques de bonne qualité. Elle est très utilisée dans les investigations des tissus mous et idéale pour suivre le déroulement d'une grossesse (Anonyme, 2005b).

Il existe d'autres modes d'ultrasonographie : le mode TM (time motion) ou le mode C qui sont en voie de développement.

Les matériels actuels fonctionnent au choix en mode, A, B et TM, préférentiellement dans les deux derniers modes. Plusieurs sondes sont proposées pour adapter la fréquence d'émission à la profondeur et à l'échogénicité de l'organe à explorer.

2.2. Le schéma bloc du dispositif ultrasonographique :

Il se divise en deux grandes parties : la partie émission et la partie réception (figure 3).

Au niveau de l'émission, il existe deux systèmes : un pour l'émission continue et un autre pour l'émission pulsée.

A ces deux types d'émission, deux types de chaînes de réception correspondantes existent. La sélection de ces modes de fonctionnement se fait à base de switch.

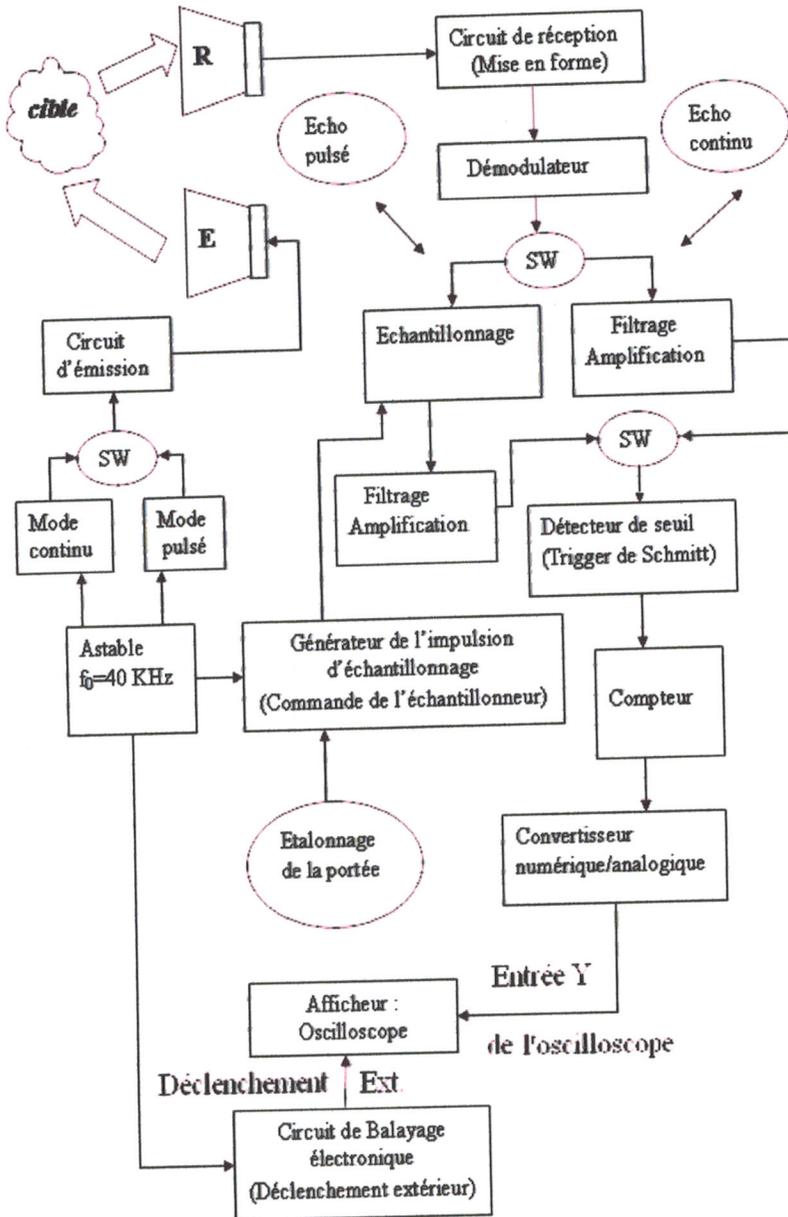


Figure 3 : schéma bloc du dispositif

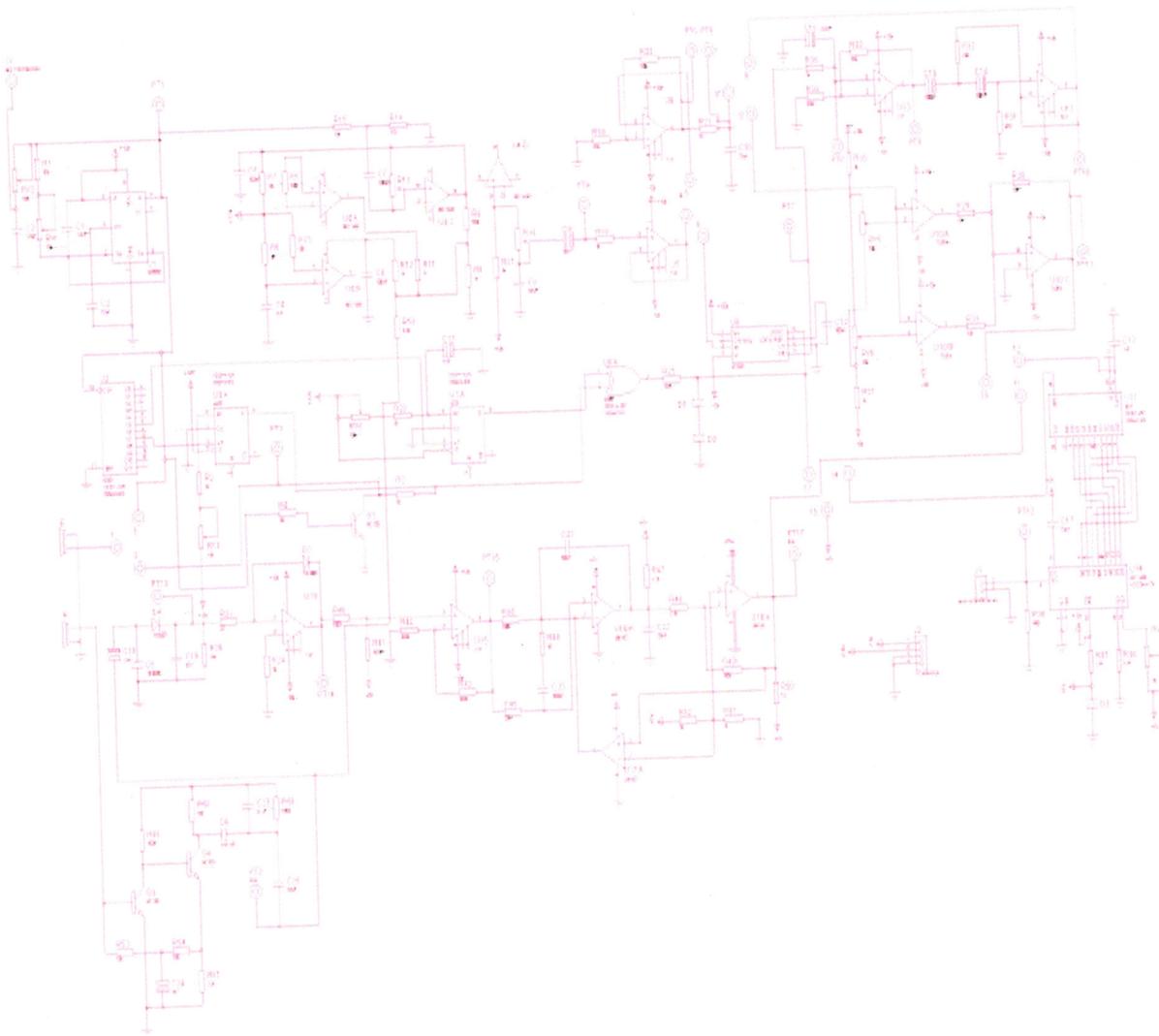


Figure 4 : schéma électrique du dispositif ultrasonique

3. Manipulation :

3.1. Matériels utilisés :

- Dispositif ultrasonographique
- Oscilloscope
- Générateur symétrique de tension continue

3.2. Mesures et questions :

1. Identifier les différents points de tests sur le dispositif ultrasonographique (figure 4).
2. Expliquer le fonctionnement du dispositif ultrasonographique à partir du schéma bloc Proposé (figure 3).
3. Décrire le principe de l'émission en continu et en pulsé. Matérialiser le à l'aide d'un diagramme temporel.
4. Expliquer brièvement la génération de l'impulsion de la ligne de commande de l'échantillonneur et montrer son importance en fonction de la variation de sa largeur

(fenêtre).

5. Etudier les différentes méthodes de synchronisation de l'oscilloscope avec un dispositif.

Mesures sur le dispositif :

Le dispositif ultrasonographique doit être alimenté sur ses deux entrées avec les tensions -12V et +12V, les sorties PT₁ et J₃ doivent être connectées aux entrées Y₁ et DECL. EXT de l'oscilloscope. Régler la valeur de la résistance variable de l'astable principal de sorte qu'il délivre un signal carré de fréquence 40 KHz mesurable sur le point test PT₁.

6. Faire changer de position à un obstacle déposé devant les capteurs ultrasoniques (d = 0, 5, 10, 15, 20, 30, 40 et 50 cm), et relever l'allure des courbes des points de tests PT₁, PT₃, PT₄, PT₅ et PT₁₂ en mode continu et pulsé, tracer la courbe $f(V) = d$.

7. Faire de même pour le PT₁₁ (en continu).

8. Visualiser sur l'oscilloscope le signal de sortie analogique final en fonction du signal de synchronisation en mode d'affichage simple et en Lissajous.

9. discuter ce que vous obtenez comme résultats et tirer en une conclusion.

Conclusion générale
et
Perspectives

Au terme de cette modeste contribution à l'étude et à la réalisation d'un dispositif décrivant le principe de l'ultrasonographie, il convient de récapituler les résultats obtenus et les conclusions qu'ils impliquent.

L'ultrasonographie utilise un principe simple qui est la réflexion d'ondes ultrasonores par les tissus. Deux facteurs influencent cette réflectivité : l'impédance acoustique des tissus et l'angle d'incidence de l'onde. Un capteur ultrasonore envoie un faisceau d'ultrasons dans la zone du corps à explorer. Ces ultrasons sont rendus plus informatifs grâce à l'effet Doppler.

Le signal reçu peut être traité de différentes façons selon l'information recherchée (vitesse, position, localisation de la cible, etc.).

Le manque de capteur opérant dans le domaine médical nous a poussé à utiliser celui ayant les spécificités de l'émission dans l'air.

Nous avons pu constater que la localisation et la mesure de la vitesse d'un obstacle dans le champ d'opération du capteur ultrasonore n'est pas chose aisée.

En fait, le dispositif ainsi réalisé permet à l'utilisateur d'étudier les deux modes d'émission : le pulsé et le continu.

Dans le mode pulsé, le dispositif fonctionne avec des fenêtres d'impulsion variables et réglables à travers des résistances variables, ce qui nous permet de modifier beaucoup de paramètres, telles que la profondeur de pénétration et la fréquence de répétition. En outre, il permet de faire un compromis en cas d'aliasing.

Durant la réalisation, nous avons, avec attention, développé deux chaînes de traitement pour les données acquises dans les deux modes de fonctionnement.

L'un des éléments clés de notre montage demeure sa synchronisation avec l'oscilloscope. Ce dernier est déclenché extérieurement à l'aide d'un signal triangulaire.

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

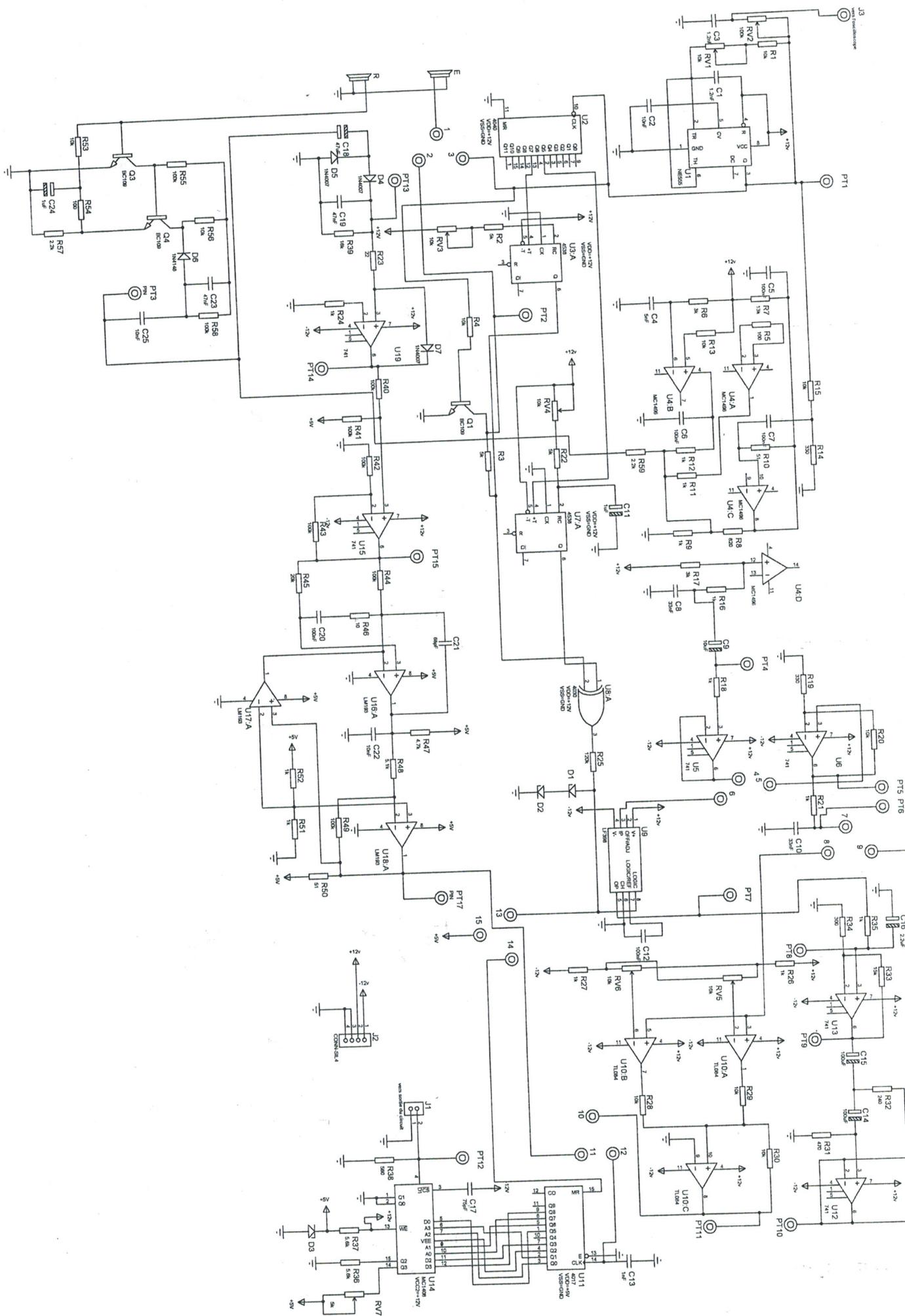
Le dispositif peut être enrichi par ajout d'un deuxième capteur au niveau de la réception, permettant la détermination de la température d'un milieu donné, les prévisions météorologiques ainsi que l'angle de vision de l'obstacle avec précision (Dondon & Roman, 2004).

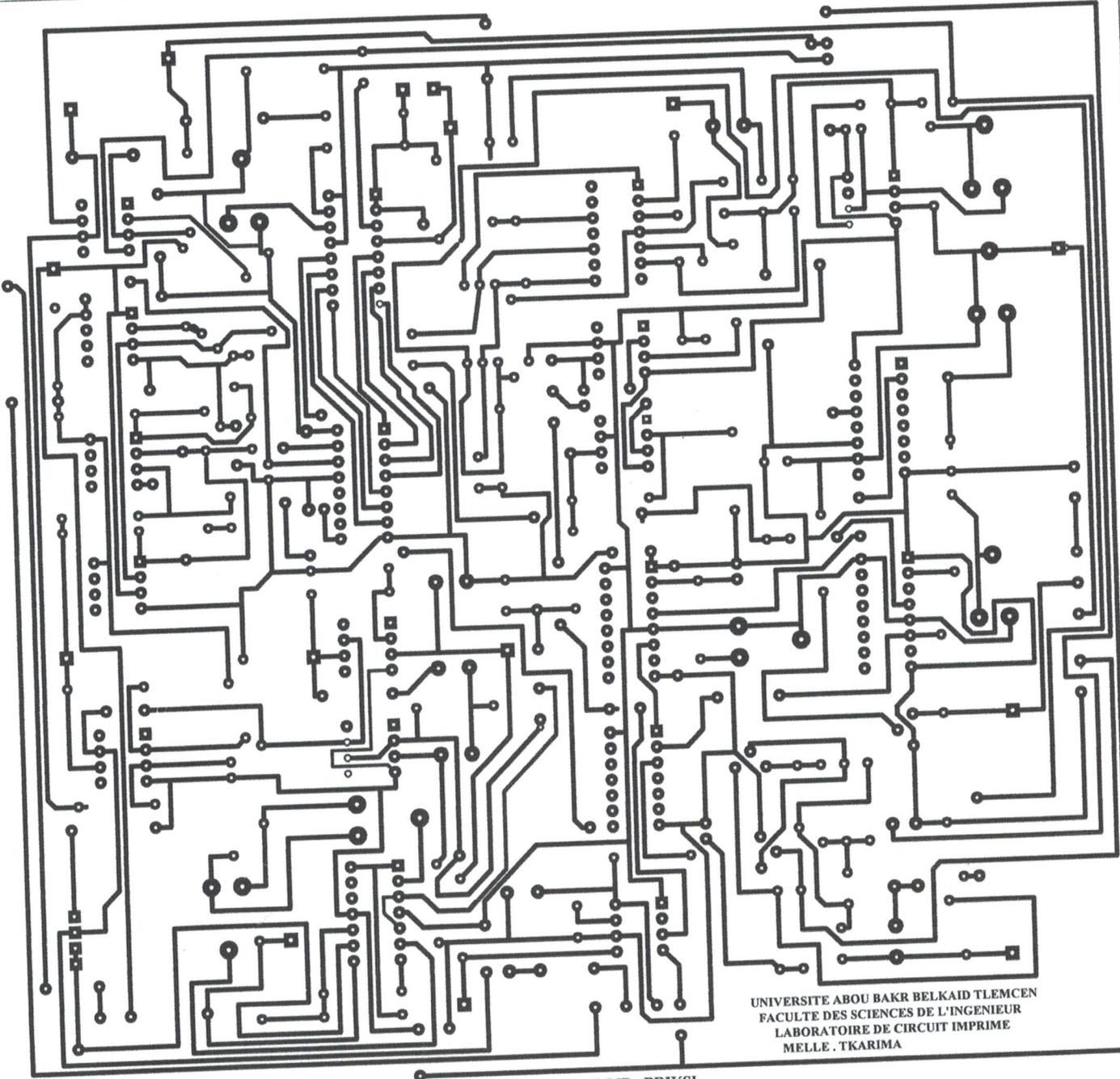
Références Bibliographiques

- Anonyme, 2007a** – Ultrasons. Wikipédia, l'encyclopédie libre. [en ligne : <http://fr.wikipedia.org/wiki/ÅULTRASONS>. Dernière mise à jour 7 février 2007].
- Anonyme, 2007b** - Echographie. Wikipédia, l'encyclopédie libre [en ligne : <http://fr.wikipedia.org/wiki/ÅEchographie>. Dernière mise à jour 24 février 2007].
- Anonyme, 2007c** - Physique : les ultrasons – applications - l'échographie. Les T.P.E. – série S -Sciences-physiques [en ligne : [www.ac-versailles.fr/tpe/serie- s/sapplication.htm#4image](http://www.ac-versailles.fr/tpe/serie-s/sapplication.htm#4image)]
- Babes, V. ; 1983** - Mesures électriques. 2^{ème} édition. Coll. Le cours de physique. Ed. OPU. Alger. np
- Ben Ahmed, N. & Malti, S. ; 1993** - Mesure de la vitesse et de la portée d'un mobile par effet Doppler. Mém. Ing. ELN. Univ. ABB. Tlemcen. [sous la direction de **Bereksi F., Professeur à l'Université ABB de Tlemcen**]. 110p.
- Belkaid, R. & Mehtari, W. C.; 1994** - Utilisation de l'effet Doppler en mode pulsé pour la mesure de la vitesse et de la portée d'un obstacle. Mem. Ing. ELN. Univ. ABB. Tlemcen. [sous la direction de **Bereksi F., Professeur à l'Université ABB de Tlemcen**]. 73p.
- Cathey Jimmie, J. ; 2002** - Circuits et systèmes électroniques. 2^{ème} édition. Coll. Shaum's. Ed. Dunod. Paris. 347p.
- Caubarrere, J.L. ; Fourny, J. & Ladjouze, H.; 1999** - Electricité et ondes. Coll. Le cours de Physique. Ed. OPU. Alger. 269p.
- Dicko, A. & Ould ahmedoune, M. ; 2006** - Etude d'un dispositif de vélocimétrie Doppler : Le BIDI1. Mém. Ing. EBM. Univ. ABB. Tlemcen. [Sous la direction de **Bereksi F., Professeur à l'Université ABB de Tlemcen**]. 76p.
- Dondon, Ph. & Roman, P. ; 2004** – Radar de poursuite et de mesure à ultrasons. Travaux Pratiques de l'ENSICA Toulouse. 12p. [en ligne : <http://www.enseirb.fr/~dondon/index.html>. Page consultée le 02 février 2007].
- Du Bois, R. ; 1996** - Structure et applications des émetteurs et des récepteurs. Ed. Presses Polytechniques et universitaires romandes. Lausanne. 339p.
- Dutreix, J. ; Desgrez, A. ; Bok, B. & Vinot, J.-M. ; 1997** - Biophysique des radiations et imagerie médicale. 4^{ème} édition. Coll. Abrégés. Ed. Masson. Paris. 287p.
- Guerin, F. & Cartoux, N. ; 1999** - Effet Doppler. Infos radiologie suisse [en ligne : www.info-radiologie.com. Consulté en février 2007].
- Giron, J. & Joffre, F. ; 1993** - Bases physiques et évolution de l'imagerie radiologique. Collection Abrégés. Ed. Masson. Paris. 249p.

- Hervé, B. ; Paul, S. & Francis, L. ; 2000** - Introduction à l'électronique et ses applications en instrumentation. Ed. Tec. & Doc. Lavoisier. pp287-298.
- Krempelsauer, E. ; 1992** - Apprenez la conception de montages électroniques avec les amplificateurs opérationnels. 1^{ère} édition. Coll. Elektor. Ed. Publitronic. 109p.
- Kribeche, A. ; 2005** - Détection et analyse des signaux ultrasonores d'un dispositif Doppler multicapteurs pour le suivi de l'activité fœtale. Thèse. Doct. Sc. Biophysique médicale; Univ. Tours. [Sous la direction de **Pourcelot, L.**, et de **Denis, S.**, Professeurs à l'Université de Tours]. 135p.
- Korso, I. ; 2006** - Réalisation d'un banc d'essai pour ultrason : comme application la mesure du débit respiratoire. Mem. Ing. EBM. Univ. ABB. Tlemcen. [Sous la direction de **Bereksi F.**, Professeur à l'Université ABB de Tlemcen]. 91p.
- Tran-Tien Lang; 1992** - Electronique des systèmes de mesures, mise en œuvre des procédés analogiques et numériques. 2^{ème} édition. Coll. mesures physiques. Ed. Masson. 383p.
- Tran-Tien Lang; 1996** - Electronique analogique des circuits intégrés. Coll. Enseignement de l'électronique. Ed. Masson. Paris. 389 p.
- Laugier, P. ; 2001** - Industrialisation et commercialisation. Diagnostic Médical Systems CNRS Laboratoire d'imagerie paramétrique (LIP). Montpellier. pp9-10.
- Malvino, A. P. ; 2002** - Principes d'électronique. 6^{ème} édition. Coll. sciences sup. Ed. Dunod. Paris. pp: 769-770.
- Melki, P. ; Cornud, F. ; Atlan, E. ; Boyer, J.-C. & Moreau, J.-F. ; 2001** - Echo-Doppler vasculaire et viscéral. Coll. Imagerie médicale Diagnostic. Ed. Masson. Paris. 281p.
- Pérez, J-P. ; Lagoute, C. ; Bouhours, S. & Fourniols, J-Y. ; 2006** - Electronique : fondements et applications. Coll. Campus. Ed. Dunod. Paris. 868p.
- Trémolières, J. ; 1966** - Electronique et Médecine. Ed. Radio. Paris. 294p.
- Richard, B. ; 2004** - Cours de Biophysique. Université de Paris VI. [en ligne : www.upmc.fr].
- Roux, E.; Buchs, N.; & Gabay, C.; 2001** - Apport de l'échographie dans les rhumatismes abarticulaires. N°2473. Magazine de santé suisse. [en ligne : <http://titan.medhyg.ch/mh/formation/www.medhyg.ch>]
- Solacroup, J.C. ; Sainte-Anne, H. ; Grenier, N. & Tripode, P. ; 2006** - Imagerie ultrasonore. [en ligne : www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/BASES/BA003_cv_rb_1.html. Consulté en février 2007].
- Wells ; 1969** - PNT. Physical Principles of Ultrasonic Diagnosis. Ed. Academic Press. London.

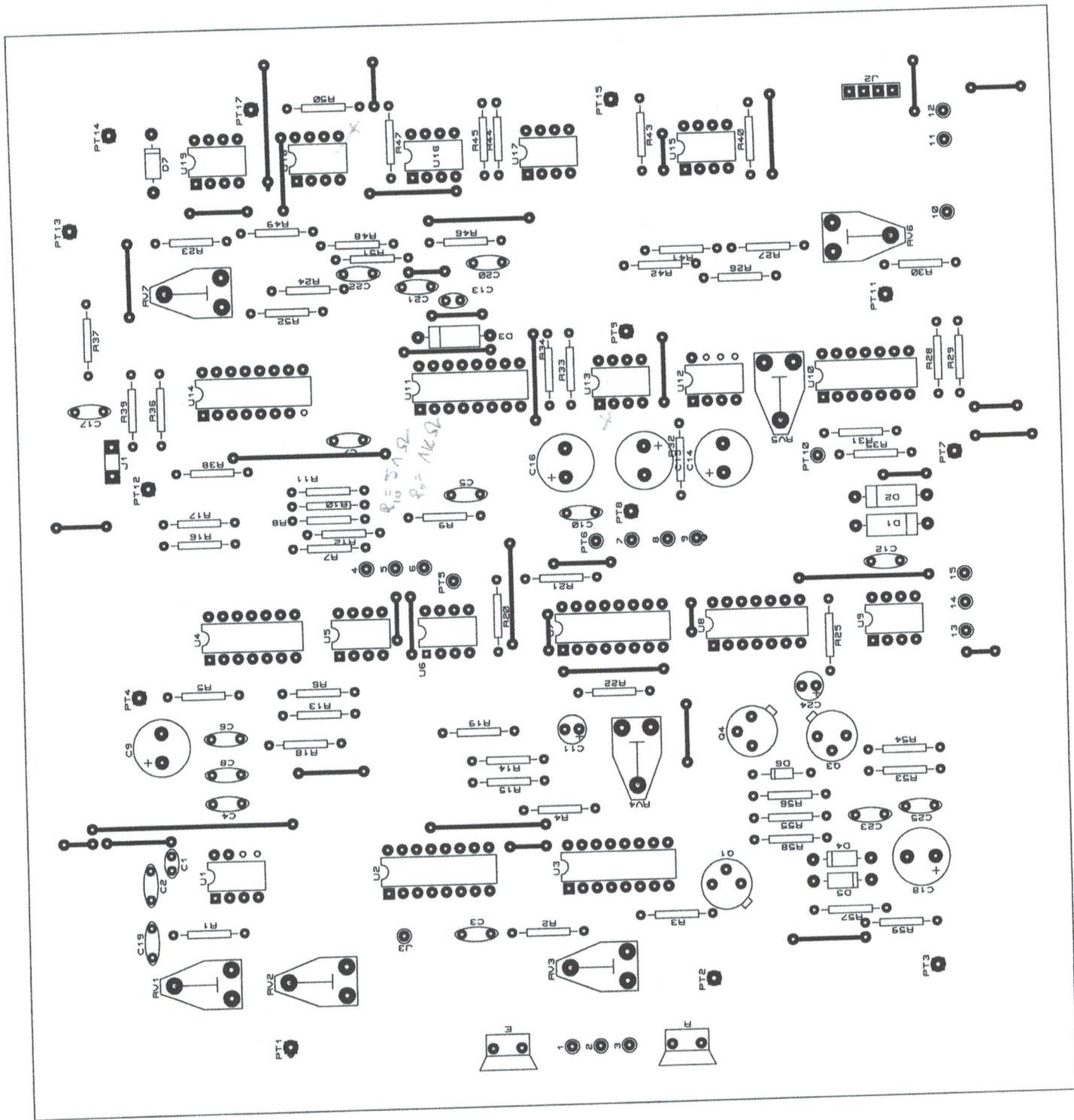
Annexes





UNIVERSITE ABOU BAKR BELKAID TLEMCEN
FACULTE DES SCIENCES DE L'INGENIEUR
LABORATOIRE DE CIRCUIT IMPRIME
MELLE . TKARIMA

ENCADREUR MR . BRIKSI
ETUDIANT:DAOU SEYDOU



FICHES TECHNIQUES

RS
data

Ultrasonic transducers

A range of two transducers operating at 40kHz approximately and designed for ultrasonic transmission and reception. The ultrasonic transmitter, 307-351 is capable of emitting 106dB (0dB = 2×10^{-6} μ bar) and the receiver 307-367 has a sensitivity of -65dB (0dB = 1/ μ bar/V/metre).

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

Characteristics

Item	Unit	307-351	307-367
Transmitting sensitivity	S _t	dB*1	106
Receiving sensitivity	M _r	dB*2	-65
Resonant frequency (transmitting)	F _{TSV}	kHz*3	40±1
Resonant frequency (receiving)	F _{RMV}	kHz*4	40±1
Directional angle	θ	°	Approx. 30
Maximum input voltage	V _{IRMS}	V	20
Impedance	Ω	Approx. 500	Approx. 30k
Capacitance	nF	1100±20%	
Pulse rise time	msec.	2.0	0.5
Maximum input voltage for pulse operation	V _{P,0}	60	-
Temperature range	°C	-20 to +60	
Transmitting selectivity	Q _{SV}	Approx. 70	-
Receiving selectivity	Q _{RMV}	-	Approx. 60

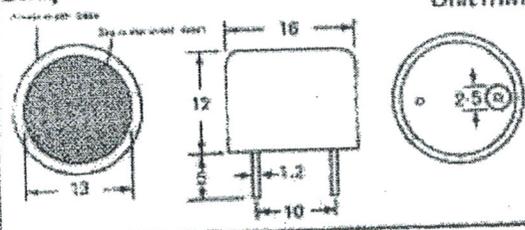
*1 0dB = 2×10^{-6} μ bar

*2 0dB = 1V/ μ bar

*3 Frequency where transmitting sensitivity is maximum

*4 Frequency where receiving sensitivity is maximum

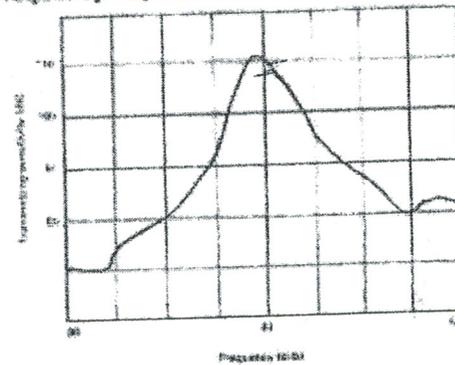
Shape and dimensions



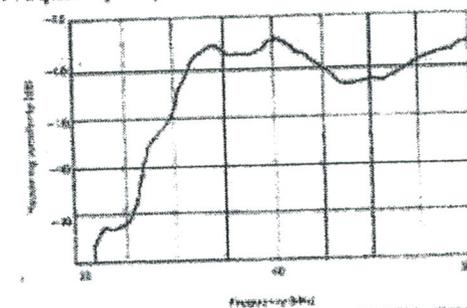
Applications

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

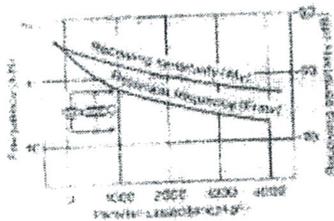
Frequency response (transmitting)



Frequency response (receiving)



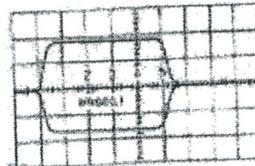
Effect of parallel capacitance



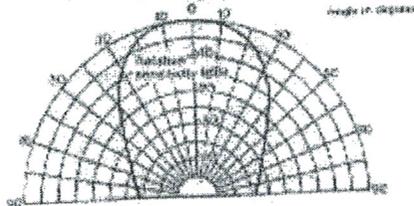
Pulse response (transmitting)



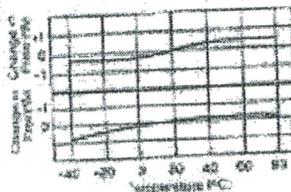
Pulse response (receiving)



Directional radiation pattern



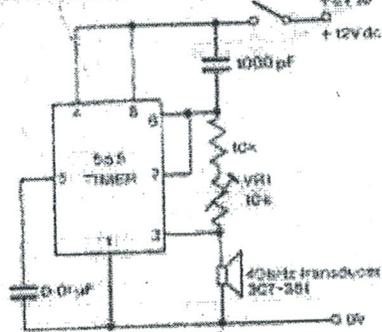
Temperature characteristics TRANSMITTER & RECEIVER



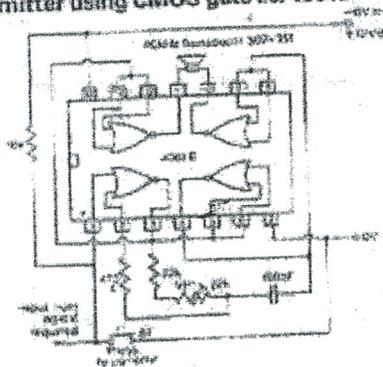
The following circuits show how the transducers may be used in remote control applications. Either of the transmitter circuits may be used with the receiver. The frequency of oscillation is adjusted by means of VR1 for maximum sensitivity. The CMOS circuit

allows direct interfacing with logic circuitry. In the receiver VR2 is adjusted for maximum sensitivity. Note: The relay energises when a signal is received from the transmitter.

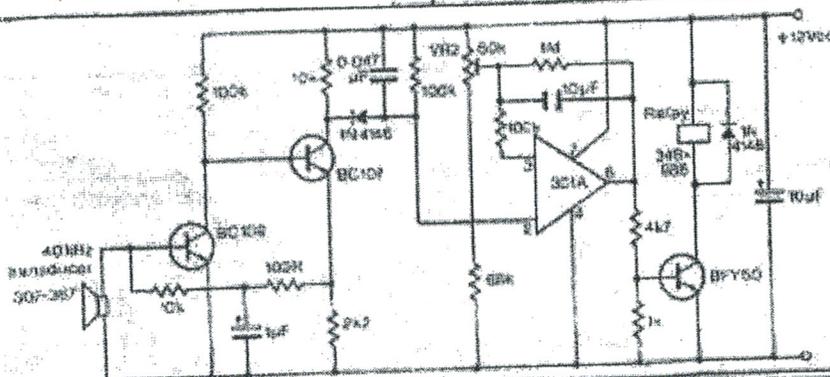
Transmitter using 555 timer i.c.



Transmitter using CMOS gate i.c. 4001B



Receiver



LF198/LF298/LF398, LF198A/LF398A Monolithic Sample-and-Hold Circuits

General Description

The LF198/LF298/LF398 are monolithic sample-and-hold circuits which utilize BI-FET technology to obtain ultra-high dc accuracy with fast acquisition of signal and low droop rate. Operating as a unity gain follower, dc gain accuracy is 0.002% typical and acquisition time is as low as 6 μ s to 0.01%. A bipolar input stage is used to achieve low offset voltage and wide bandwidth. Input offset adjust is accomplished with a single pin, and does not degrade input offset drift. The wide bandwidth allows the LF198 to be included inside the feedback loop of 1 MHz op amps without having stability problems. Input impedance of $10^{10}\Omega$ allows high source impedances to be used without degrading accuracy.

P-channel junction FET's are combined with bipolar devices in the output amplifier to give droop rates as low as 5 mV/min with a 1 μ F hold capacitor. The JFET's have much lower noise than MOS devices used in previous designs and do not exhibit high temperature instabilities. The overall design guarantees no feed-through from input to output in the hold mode, even for input signals equal to the supply voltages.

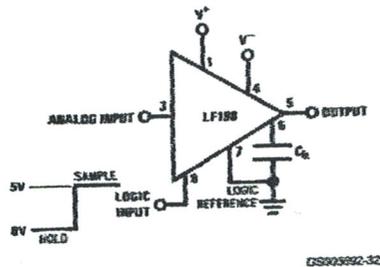
Features

- Operates from ± 5 V to ± 18 V supplies
- Less than 10 μ s acquisition time
- TTL, PMOS, CMOS compatible logic input
- 0.5 mV typical hold step at $C_H = 0.01 \mu$ F
- Low input offset
- 0.002% gain accuracy
- Low output noise in hold mode
- Input characteristics do not change during hold mode
- High supply rejection ratio in sample or hold
- Wide bandwidth
- Space qualified, JM38510

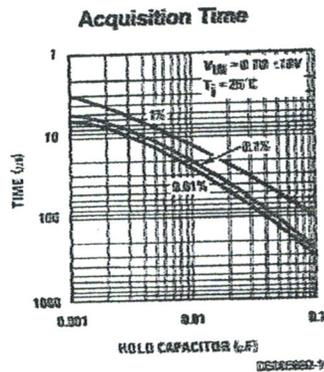
Logic inputs on the LF198 are fully differential with low input current, allowing direct connection to TTL, PMOS, and CMOS. Differential threshold is 1.4V. The LF198 will operate from ± 5 V to ± 18 V supplies.

An "A" version is available with tightened electrical specifications.

Typical Connection and Performance Curve

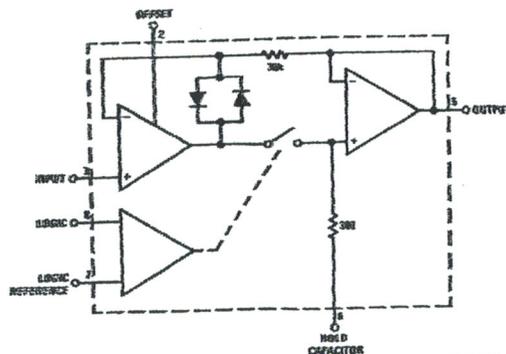


DS005692-32



DS005692-36

Functional Diagram



DS005692-1

LF198/LF298/LF398, LF198A/LF398A Monolithic Sample-and-Hold Circuits

MC1508-8/1408-8

8-bit multiplying D/A converter

DESCRIPTION

The MC1508/MC1408 series of 8-bit monolithic digital-to-analog converters provide high-speed performance with low cost. They are designed for use where the output current is a linear product of an 8-bit digital word and an analog reference voltage

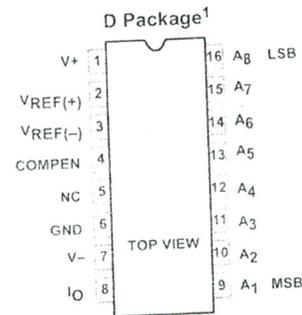
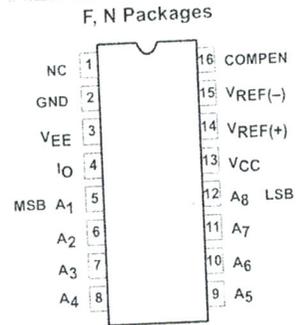
FEATURES

- Fast settling time — 70ns (typ)
- Relative accuracy $\pm 0.19\%$ (max error)
- Non-inverting digital inputs are TTL and CMOS compatible
- High-speed multiplying rate 4.0mA/ μ s (input slew)
- Output voltage swing +0.5V to -5.0V
- Standard supply voltages +5.0V and -5.0V to -15V
- Military qualifications pending

APPLICATIONS

- Tracking A-to-D converters
- 2 1/2-digit panel meters and DVMs
- Waveform synthesis
- Sample-and-Hold
- Peak detector
- Programmable gain and attenuation
- CRT character generation
- Audio digitizing and decoding
- Programmable power supplies
- Analog-digital multiplication
- Digital-digital multiplication
- Analog-digital division
- Digital addition and subtraction
- Speech compression and expansion
- Stepping motor drive modems
- Servo motor and pen drivers

PIN CONFIGURATIONS



NOTE:
1. SO and non-standard pinouts.

ORDERING INFORMATION

DESCRIPTION	TEMPERATURE RANGE	ORDER CODE	DWG #
16-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	-55 to +125°C	MC1508-8F	0582B
16-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	0 to +70°C	MC1408-8F	0582B
16-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	0 to +70°C	MC1408-8N	0406C
16-Pin Small Outline (SO) Package	0 to +70°C	MC1408-8D	0005D

8-bit multiplying D/A converter

MC1508-8/1408-8

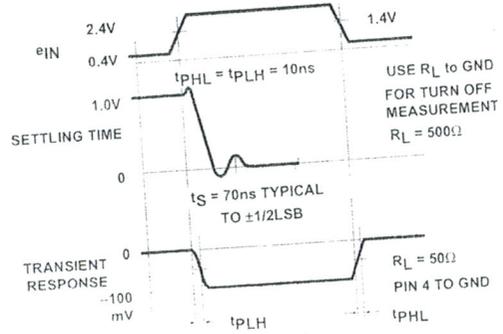
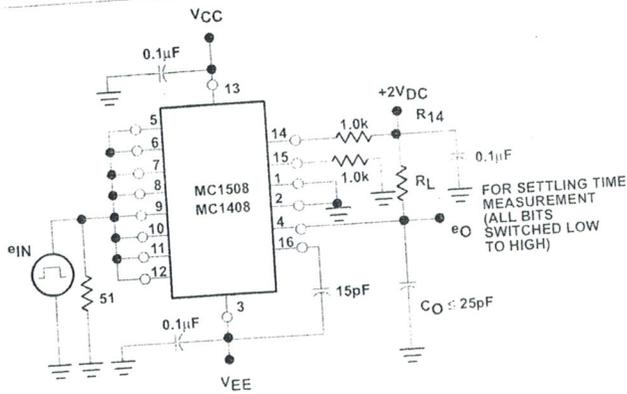
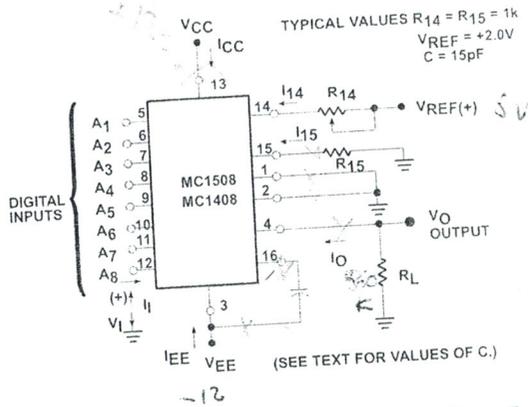


Figure 4. Transient Response and Settling Time



V_i AND I_i APPLY TO INPUTS A_1 THROUGH A_8

THE RESISTOR TIED TO PIN 15 IS TO TEMPERATURE COMPENSATE THE BIAS CURRENT AND MAY NOT BE NECESSARY FOR ALL APPLICATIONS

$$I_O = K \left[\frac{A_1}{2} + \frac{A_2}{4} + \frac{A_3}{8} + \frac{A_4}{16} + \frac{A_5}{32} + \frac{A_6}{64} + \frac{A_7}{128} + \frac{A_8}{256} \right]$$

where $K = \frac{V_{REF}}{R_{14}}$

and $A_N = "1"$ IF A_N IS AT HIGH LEVEL
 $A_N = "0"$ IF A_N IS AT LOW LEVEL

Figure 5. Notation Definitions

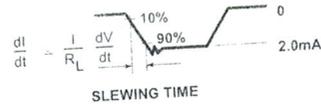
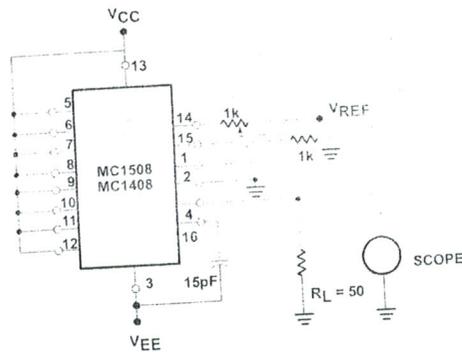


Figure 6. Reference Current Slew Rate Measurement

Résumé :

Le dispositif ultrasonique réalisé est un système électronique décrivant le principe de l'ultrasonographie. Il est né grâce aux progrès de la physique à travers la découverte des ultrasons et de l'effet Doppler.

L'étude théorique montre que le système conçu peut fonctionner suivant deux modes : le continu et le pulsé. Elle nous permet de comprendre le problème d'ambiguïté en fréquence et en profondeur, du en grande partie à la fréquence de répétition de l'onde ultrasonore.

La réalisation du dispositif porte sur l'utilisation de différents circuits intégrés accomplissant des opérations telles que : la mise en forme du signal, l'amplification, la démodulation, le filtrage,...

Le traitement des signaux recueillis se fait de façon analogique et le résultat s'affiche sur l'écran d'un oscilloscope préalablement lié au dispositif

Une synchronisation du système de mesure avec l'oscilloscope à travers le balayage électronique nous permet une visualisation de la position de l'obstacle en temps réel.

L'ultrasonographie est utilisé dans différents domaines :

- En médecine pour le diagnostic des maladies cardiovasculaires (l'échocardiographie, le scanner, échographie...),
- En météorologie, pour les prévisions du temps,
- Et enfin dans les radars pour le contrôle de la circulation, l'espace aérien ou détecter la présence des navires sur la mer.

Mots-clés : Ultrasons, effet Doppler, émission continue, émission pulsée, balayage électronique, synchronisation, oscilloscope