

12/82

lea

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE D'ALGER

Département d'Electronique et d'Electrotechnique

Filière d'Ingénieur en Electronique

PROJET DE FIN D'ETUDES

**Etude et Réalisation d'un  
Velocimètre Ultrasonore  
Sanguin à Effet Doppler  
Débit Cardiaque**



Proposé par :

Mr DAHMANI Mouloud

Etudié et Réalisé par :

BELLOUM Abdelhamid

REHOUMA Ali

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

قُلْ هَذِهِ سَبِيلِي أَدْعُو

إِلَى اللَّهِ عَلَى بَصِيرَةٍ

أَنَا وَمَنْ أَتَّبَعَنِي وَسُبْحَانَ

اللَّهِ وَمَا أَنَا مِنَ الْمُشْرِكِينَ

صدق الله العظيم

UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE

« HOUARI BOUMEDIENE »

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE D'ALGER

Département d'Electronique et d'Electrotechnique

Filière d'Ingénieur en Electronique

PROJET DE FIN D'ETUDES

**Etude et Réalisation d'un  
Velocimètre Ultrasonore  
Sanguin à Effet Doppler  
Débit Cardiaque**

Proposé par :

Mr DAHMANI Mouloud

Etudié et Réalisé par :

BELLOUN Abdelhamid

REHOUMA Ali

JANVIER 82

## Remerciements

Nous tenons à exprimer nos vifs remerciements à :

. Notre Promoteur M<sup>r</sup> DAHMANI pour nous avoir fait confiance en nous proposant ce sujet et en nous conseillant tout au long de ce travail.

. M<sup>r</sup> DJELOUAH du département "Ultrasons" (C.S.T.N) pour son aide documentaire

. M<sup>r</sup> HADJ. ATISSA BOUALEM pour son aide tout matérielle que morale

. L'équipe d'Embriem de L'HOPITAL MUSTAPHA pour sa compréhension.

. Le Département Genre Electrique de L'E.N.I.TA pour son aide matérielle

Que tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à ce modeste travail trouvent ici l'expression de notre sincère gratitude.

# TABLE DES MATIERES

CHAP. I	INTRODUCTION	4
CHAP. II	GENERALITES SUR LES U.S	6
I	PROPRIETES DES U.S.	6
a.	VITESSE	6
b.	INTENSITE	7
c.	IMPEDANCE ACOUSTIQUE	8
d.	REFLEXION ET REFRACTION	9
e.	ABSORPTION DES U.S.	12
f.	INTERFACE	13
II	TRANSDUCTEURS	13
a.	TWEETERS	13
b.	TRANSDUCTEUR A MAGNETO-STRICTION	14
c.	TRANSDUCTEUR PIEZO-ELECTRIQUE	14
d.	TRANSDUCTEUR ELECTROSTRICTIF	15
III	SCHEMA EQUIVALENT DU TRANSDUCTEUR	18
a.	GENERALITES	18
b.	ANALOGIES	19
c.	Etablissement DU SCHEMA EQUIVALENT	20
d.	IMPEDANCE DU TRANSDUCTEUR	24
IV	FORME DU FAISCEAU.	22
a.	DIRECTIVITE	23
b.	METHODE DE TRACÉ DU DIAGRAMME DE DIRECTIVITE	25
c.	FOCALISATION	26
V	RESOLUTION.	26
a.	POUVOIR DE RES. LATÉRAL.	26
b.	POUVOIR DE RES. LONGITUDINAL.	27

CHAP. III	CHOIX DES PARAMETRE ET SCHEMA SYNOPT.	28
I	UTILISATION EFFETS DES U.S. - - - - -	28
	a. EFFETS BIOLOGIQUES - - - - -	28
	b. U.S. ET MEDECINE - - - - -	34
II	EFFET DOPPLER FIZEAU - - - - -	32
III	MESURE DU DEBIT CARDIAQUE - - - - -	33
	a. BUT DE LA MESURE - - - - -	33
	b. CHOIX DE LA FREQUENCE D'EMISSION - - - - -	35
	c. PUISSANCE D'EMISSION - - - - -	36
IV	TRAITEMENT DU SIGNAL - - - - -	36
	a. CHOIX DE LA METHODE DE TRAITEMENT - - - - -	37
	b. PLACE DE NOTRE REALISATION - - - - -	38
	c. SCHEMA SYNOPTIQUE DE L'APPAREIL - - - - -	40
V	VALIDITE DE LA METHODE - - - - -	41
CHAP. IV	REALISATION. - - - - -	43
I	EMETTEUR - - - - -	43
	a. OSCILLATEUR - - - - -	43
	b. AMPLIFICATEUR - - - - -	44
	c. ADAPTATEUR - - - - -	45
II	RECEPTEUR - - - - -	46
	a. AMPLIFICATEUR H.F. - - - - -	47
	b. DETECTION - - - - -	48
	c. AMPLI. DE PUISSANCE - - - - -	49
	d. AMPLI. B.F. - - - - -	50
	e. FREQUENCOMETRE. - - - - -	51
CHAP. V	GENERALISATION - - - - -	57
I.	APPAREIL DIRECTIONNEL. - - - - -	57
II.	PERSPECTIVE - - - - -	62
III.	CONCLUSION. - - - - -	64
CHAP. VI	CONCLUSION GENERALE. - - - - -	65
	BIBLIOGRAPHIE.	

# CHAP. I     INTRODUCTION

L'une des parties les plus importantes du corps humain est l'appareil circulatoire (voir fig 1). Dans ce dernier, le cœur qui est un muscle creux (le myocarde) joue le rôle d'une pompe dans le système circulatoire. Il est composé de deux parties distinctes (Cœur gauche et cœur droit) se trouvant en série dont chacune contient deux chambres : une Oreillette et un Ventre.

En état normal, le Cœur a un rythme de 70 battements / min, c'est à dire que chaque cycle dure moins d'une seconde ; pendant lequel chaque côté du cœur pompe quelque 80 ml de sang, ce qui représente au total 5,6 l.

Le Cœur gauche assure la circulation dite systémique, c'est à dire celle de l'ensemble de l'organisme. Au moment de la contraction du ventricule gauche, la pression s'élève à environ 12 cm de mercure (pression maximum de la tension artérielle) pendant un temps très court (0,1 s), cette pression assure le cheminement du sang dans tout le réseau artériel. Dès la fermeture de la valve aortique, la pression retombe à 8 cm de mercure. Cette pression est importante car elle est maintenue pendant presque toute la durée du cycle cardiaque, elle assure la circulation dans tout le réseau systémique.

Le Cœur droit a par contre un régime de pression plus faible. La circulation se limite au réseau pulmonaire. Elle s'effectue rapidement (0,08) dans un réseau où les pertes de charges sont pratiquement nulles. C'est la raison pour laquelle une pression de 1,2 cm de mercure est suffisante pour envoyer

le sang dans les capillaires pulmonaires.

Les contractions et décontractions qui sont à l'origine de cette circulation sont dues à des impulsions électriques causées par des changements biochimiques pendant lesquelles le cœur passe par deux phases :

- **DIASTOLE** : Période de contraction d'une oreillette au cours de laquelle le ventricule se remplit.

- **SYSTOLE** : Période de contraction d'un ventricule pendant laquelle le sang est chassé vers le réseau artériel (voir fig 2).

Il apparaît donc que la fonction principale du cœur est la circulation du sang. L'importance de cette dernière réside dans le transport par le sang de l'oxygène, de métabolites énergétiques et de chaleur vers les organes consommateurs. Ils sont répartis suivant les besoins périphériques. Pour cela, les quantités transférées par unité de temps doivent pouvoir varier dans des proportions importantes, ceci est possible grâce :

- à une meilleure utilisation de la capacité de transport sanguin.
- à une répartition préférentielle du débit vers les organes actifs
- à une augmentation globale de la vitesse du sang.

On voit donc que le système cardio-vasculaire travaille comme un service mécanique, normalement sans fortes charges, sous la dépendance d'un système nerveux autonome excitant un tissu particulier le myocarde.

D'après ce qui précède, les maladies du cœur et des vaisseaux pourront avoir des conséquences très dangereuses. Elles offrent, en effet, le taux de mortalité le plus élevé dans l'éventail de la pathologie. C'est ce qui explique



Le grand intérêt porté à la connaissance de l'activité cardiaque et du débit. En effet, elle permet de déceler certains syndromes. Parmi ces derniers, nous citerons à titre d'exemples ceux qui pourraient être décelés par la mesure du débit sanguin:

- Les obstructions vasculaires
- L'artériosclérose
- Les insuffisances vasculaires

cette mesure permet donc de connaître l'état du réseau vasculaire (local ou global) et de rechercher les causes physiques, pathologiques de son dérèglement. Afin de réaliser cette mesure beaucoup de débitmètres sanguins ont vu le jour.

La discussion détaillée de ces différents procédés sortirait du cadre de notre projet. Néanmoins nous indiquerons quelques uns à titre d'exemple:

- Méthode électromagnétique: le sang est un conducteur d'électricité, il suffirait donc de créer un champ magnétique qui traverserait la partie étudiée et de mesurer la D.D.P ainsi créée, qui est proportionnelle au débit.
- Méthode thermique: le sang dissipe l'énergie calorifique par conduction et convection, il suffirait donc de mesurer la perte d'énergie entre deux points du vaisseau, à l'aide d'un thermo-couple, la perte d'énergie est proportionnelle au débit sanguin.
- Pléthysmographie: le volume des membres, lorsqu'ils sont traversés par le sang, augmente, cet accroissement est proportionnel au débit sanguin.
- Consommation d'Oxygène: le sang oxygène les différents tissus suivant les besoins, sa vitesse augmente avec l'activité de l'individu, ceci signifie que les besoins en oxygène augmentent aussi, il existe donc un lien étroit

entre la quantité d'oxygène utilisée et le débit sanguin.

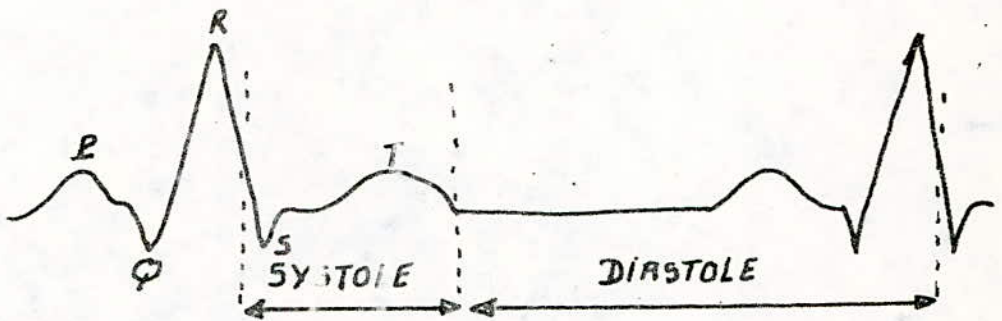
Comme nous venons de le voir, ces appareils utilisent des méthodes invasives  
ou contraignantes pour le patient. Néanmoins l'avènement des ultrasons  
a apporté une nouvelle méthode de mesure totalement atraumatique pour le  
patient. Elle est basée sur l'effet Doppler-Fizeau. Cette méthode, vu le  
développement et l'amélioration constante qu'elle connaît, apparaît comme  
celle à qui l'avenir lui appartient. Elle fera l'objet de notre projet de fin  
d'études.



fig 1:

CIRCULATION  
SANGUINE

fig 2: ECG



- P: L'onde P correspond à la contraction auriculaire
- QRS: Cette onde correspond à la contraction ventriculaire
- T: elle correspond à la repolarisation des cellules des ventricules et marque la fin de la systole ventriculaire.

GENERALITES SUR LES ULTRASONS( PROPAGATION. PRODUCTION )

Les ultrasons sont de même nature que les sons, sauf que leur fréquence de vibration est telle qu'ils sont inaudibles par l'oreille humaine (supérieure à 20 KHZ). Ce sont donc des vibrations mécaniques qui se propagent dans des milieux matériels sous forme de serie d'ondes successives. Leur propagation, à l'opposé des rayons X ou de la lumière nécessite la présence d'un support matériel. Un certain nombre de propriétés caractérisent les ultrasons et constituent leurs applications.

I) PROPRIETES DES ULTRASONSa) vitesse

La vitesse de transmission ne dépend que de la nature du milieu traversé. En effet supposons qu'une particule d'un milieu élastique soit déplacée de sa position d'équilibre par l'application d'une contrainte, suivant l'élasticité du milieu, cette particule va exercer une force plus ou moins importante sur les particules environnantes, ces dernières se mettent en mouvement à leur tour. Ce mécanisme se déplaçant de proche en proche, il en résulte qu'une déformation initiale se propage avec une vitesse finie dans le milieu.

On remarque que plus le milieu est dense, plus la vitesse est grande.

de Tableaux suivant donne quelques exemples:

MILIEU	VITESSE m/s
Air	331
Eau pure	1430
Eau de mer	1510
Graisses	1450
Tissus mous	1540 (moyenne)
Cerveau	1541
Foie	1549

MILIEU	VITESSE m/s
Acier	4561
Sang	4370
Tissus musculaires	4585
Os du crâne	4080
Plastiques	22500
Métal	5000
Tikondis. Baryum	4300

D'après ce tableau, on constate que la vitesse des ultra-sons dans les milieux biologiques est pratiquement la même que celle de l'eau. Ceci est dû au fait que le corps humain contient 80% d'eau.

### c) Intensité

Quand les sons se propagent, les particules du milieu oscillent autour d'une position d'équilibre avec une certaine vitesse qu'on appelle vitesse de la particule. Considérons que nous sommes en présence d'une onde plane progressive sinusoïdale se propageant dans une direction qui sera celle de l'axe  $x$ . Le déplacement  $b$  à l'instant  $t$  d'une particule dont la position d'équilibre est  $x$ , est donné par :

$$b = a \sin 2\pi \left( \frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right)$$

$T$ : période

$\lambda$ : longueur d'onde ;  $a$ : amplitude de déplacement de la particule.

Puisque  $\lambda = v \cdot T$  avec  $T$ : durée de l'onde.

On a alors :

$$b = a \sin \omega \left( t - \frac{x}{v} \right)$$

et la vitesse de la particule est donc :

$$\frac{db}{dt} = a \omega \cos \omega \left( t - \frac{x}{v} \right)$$

Considérons une couche de matière d'épaisseur  $dx$  et de densité  $\rho$ , sa masse

$$\text{est : } m = \rho \cdot dx$$

et l'énergie est donc donnée par :

$$dE = \frac{1}{2} \rho dx a^2 \omega^2 \cos^2 \omega \left( t - \frac{x}{v} \right)$$

En intégrant cette expression, on peut montrer que l'énergie totale contenue dans une longueur unité, par unité de surface est :

$$E = \frac{1}{2} \rho a^2 \omega^2$$

$E$  est appelée "densité d'énergie".

L'intensité acoustique est l'énergie transmise par seconde et par unité de surface, donc c'est le produit de la densité d'énergie par la vitesse de l'onde

$$I = E \cdot v = \frac{1}{2} \rho a^2 \omega^2 v$$

Elle est donnée en  $W/cm^2$ .

### c) Impédance acoustique.

Les oscillations des particules du milieu, lors de la propagation des ultrasons favorisent des régions de compression et de dépression. La pression en un point donné, est reliée à la vitesse de la particule par la relation :

$$p = \rho v \cdot \frac{db}{dt} = \rho v a \omega \cos \omega \left( t - \frac{x}{v} \right)$$

et l'amplitude est la pression acoustique

$$P = \rho v a w$$

et l'intensité ultrasonore devient  $I = \frac{1}{2} \frac{P^2}{Z}$  avec  $Z = \rho v$

D'une façon analogue à l'impédance électrique, on définit une impédance acoustique qui caractérise le milieu :

$$Z = \rho v$$

Cette impédance dépend de l'élasticité et de la masse volumique du milieu considéré. Le tableau suivant donne quelques exemples :

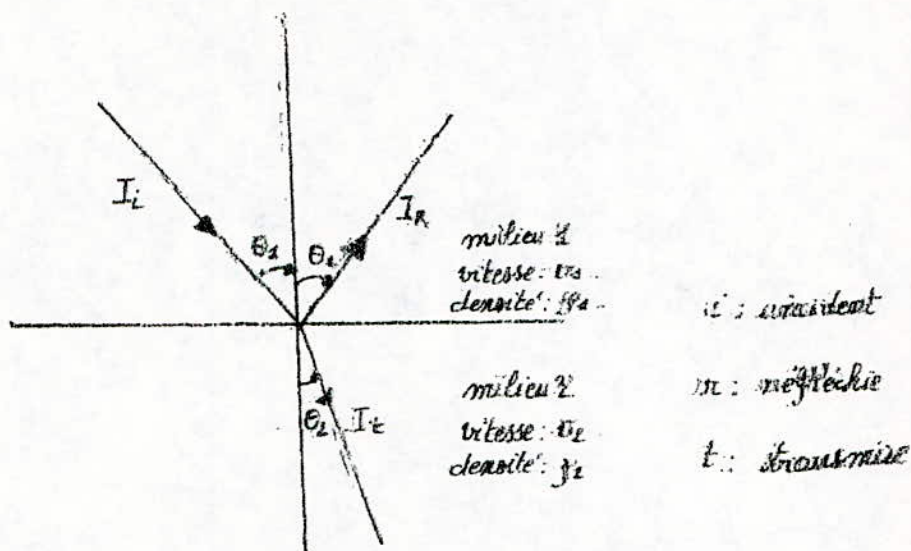
MATIERE	IMPEDANCE $\text{g/cm}^2/\text{s}$
Air (température)	0,004
Graisse	1,38
Eau	1,48
Sang	1,61
Rein	1,62

MATIERE	IMPEDANCE $\text{g/cm}^2/\text{s} \times 10^5$
Tissu mou (moyen)	1,63
Foie	1,65
Muscle	1,70
OS	7,80
Mercur	19,7

Cette impédance est petite pour les gaz, alors qu'elle est grande pour les solides et liquides.

#### d) Réflexion et Réfraction.

Les lois de la réfraction et de la réflexion sont comparables à celles de l'optique. À la frontière entre deux milieux différents, l'onde ultrasonore est partiellement réfléchi et réfractée.



à la frontière entre les deux milieux, on doit vérifier que la composante normale à la surface,  $\frac{db}{dt}$  de la vitesse de la particule doit être continue et que la variation de pression  $p$  doit être continue. Ceci est traduit par les équations suivantes:

$$(1) \left(\frac{db}{dt}\right)_i \cos \theta_1 + \left(\frac{db}{dt}\right)_r \cos \theta_1 = \left(\frac{db}{dt}\right)_t \cos \theta_2$$

$$(2) p_i + p_r = p_t$$

puisque  $p = \rho v \frac{db}{dt}$  alors l'équation (2) devient

$$(3) \rho_1 v_1 \left(\frac{db}{dt}\right)_i - \rho_1 v_1 \left(\frac{db}{dt}\right)_r = \rho_2 v_2 \left(\frac{db}{dt}\right)_t$$

Le signe négatif du second terme indique que la direction de propagation de l'onde réfléchi est inversée. Si on élimine entre (1) et (3)  $\left(\frac{db}{dt}\right)_t$  on aura:

$$\left(\frac{db}{dt}\right)_i \cos \theta_1 + \left(\frac{db}{dt}\right)_r \cos \theta_1 = \frac{z_2}{z_1} \left[ \left(\frac{db}{dt}\right)_i - \left(\frac{db}{dt}\right)_r \right] \cos \theta_2$$

d'où l'on tire:

$$\left(\frac{db}{dt}\right)_r \left(\frac{db}{dt}\right)_i = \frac{z_2 \cos \theta_2 - z_1 \cos \theta_1}{z_2 \cos \theta_2 + z_1 \cos \theta_1} = r$$



de même en éliminant  $\left(\frac{dl}{dt}\right)_n$  entre (2) et (3) on a :

$$\left(\frac{dl}{dt}\right)_t \left/ \left(\frac{dl}{dt}\right)_i \right. = \frac{2 Z_1 \cos \theta_1}{Z_2 \cos \theta_2 + Z_1 \cos \theta_2} = t$$

sous incidence normale on a  $\theta_1 = 0$ , donc  $\theta_2 = 0$

$$r \text{ et } t \text{ deviennent } r = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \text{ et } t = \frac{2 Z_1}{Z_1 + Z_2}$$

Si  $I_i$ ,  $I_R$  et  $I_t$  sont les énergies des ondes incidentes, réfléchie et transmise. On a alors :  $I_i = I_R + I_t$  avec  $I = \frac{1}{2} \rho v \left(\frac{dl}{dt}\right)^2$

d'où l'on définit les coefficients de réflexion  $R$  et de transmission  $T$  en énergie qui ont respectivement pour expression :

$R = \frac{I_R}{I_i} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_1 + Z_2)^2}$
$T = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4 Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$

$$\text{avec } R + T = 1$$

Des équations ci-dessus on voit évidemment que si  $Z_2 = Z_1$ , il n'y a pas d'onde réfléchie et que la transmission est complète. Il est évident que la perte d'énergie, due à la réflexion, d'ondes sonores incidentes normales à l'interface de deux milieux, dépend uniquement des impédances acoustiques spécifiques des deux milieux. Il est alors nécessaire d'avoir le meilleur contact acoustique possible entre le transducteur et le milieu.

### e) Absorption des Ultrasons

La propagation des ultrasons est toujours accompagnée d'une perte d'énergie due à plusieurs paramètres : viscosité, conduction thermique, ...

- cette absorption est caractérisée par la formule :

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

$I_0$  : Intensité en  $x=0$

$\alpha$  : Coefficient d'atténuation en dB/cm ou Neper/m.

En réalité l'absorption n'est pas le seul facteur d'atténuation, il y en a d'autres dus au phénomène de diffusion et à la divergence du faisceau.

On peut écrire que :  $\alpha = \alpha_a + \alpha_{div} + \alpha_{diff}$ .

$\alpha_{div}$  provient de la déviation d'une partie de l'énergie due à l'inhomogénéité du milieu traversé, elle est faible aux fréquences élevées.

à 1 MHz  $\alpha_{div} \approx 10^{-2}$  dB/cm.

Le Tableau qui suit donne quelques exemples d'atténuation à une fréquence de 1 MHz

Matière	Coeff. d'Absorption $\alpha$ en dB/cm	dépendance de $\alpha$ à la fréquence
Eau	0,0022	$f^2$
Sang	0,18	$f$
Graisse	0,63	$f$
Foie	0,94	$f$
Rein	1,00	$f$
Os	20,00	$f \div f^{1,5}$

En conclusion, dans les milieux biologiques on a:

$$\alpha = \alpha_0 f^\beta \quad \text{avec } 1,1 < \beta < 2$$

On remarque que les os ont un coefficient d'absorption très élevé, il serait donc difficile de les traverser.

### f) Interface

L'émission des ultrasons à travers un corps nécessite l'utilisation d'une interface et ceci pour deux raisons:

- le phénomène de réflexion
- l'absorption par l'air qui est élevée pour les hautes fréquences

Il est donc important d'éliminer la couche d'air entre le transducteur et le corps étudié. En passant de l'air aux tissus le coefficient de réflexion est

$$R = 1$$

Donc il y a réflexion totale; pour y remédier à cet inconvénient, on utilise le plus souvent un gel aqueux comme interface.

## II) TRANSDUCTEURS

Un transducteur, appelé aussi haut-parleur ou traducteur est un dispositif qui transforme une énergie en une autre. - Ceux qui nous intéressent, transforment l'énergie électrique en énergie acoustique; Dans le commerce il en existe une grande variété:

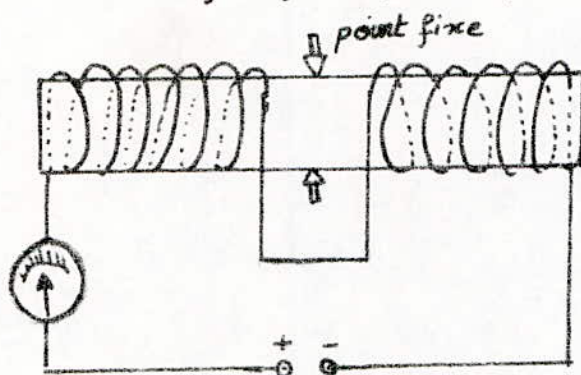
### a) Tweeters

- C'est un haut-parleur qui travaille dans les aigus. Certains ont une bande passante qui dépasse les 20 KHz; ils sont donc capables de

travailler en ultrasons.

### b) Transducteurs à Magnéto-striction. (voir fig 1)

La magnéto-striction est la propriété qu'ont certains métaux (le fer et notamment le nickel) ou certains alliages (fer-cobalt-uranium par ex) de se contracter lorsqu'ils sont placés dans un champ magnétique. Ils transforment les oscillations du champ magnétique en oscillations sonores ou ultrasonores. Les fréquences atteintes par ce procédé sont relativement modérées, encore qu'avec des barres de certains oxydes, on puisse dépasser 120 kHz.



Barreau de nickel entouré d'un bobinage produisant un champ magnétique.

fig 1

### c) Transducteur piezo-électrique

La piezo-électricité est la capacité qu'ont certains corps de transformer la pression mécanique en tension électrique et inversement. De plus il y a proportionnalité entre les deux formes d'énergie. Les transducteurs qui utilisent cet effet sont composés de lame de cristaux de quartz, tourmaline ou sel de rochelle. Ces cristaux piezo-électriques possèdent un ou plusieurs axes polaires. En tournant de  $180^\circ$  autour d'un de ses axes, le cristal prend une nouvelle configuration, différente de la précédente. Pour construire un transducteur, il conviendra de tailler une lame dans la matière piezo-électrique suivant une direction

bien déterminée. De plus l'épaisseur de la lame doit être égale à :

$$l = (2k+1) \frac{\lambda}{2}$$

où  $\lambda$  est la longueur d'onde des ultrasons dans le cristal considéré. Si cette condition n'est pas remplie, il y aura compensation entre les déformations internes et aucune variation extérieure. Comme pour le rayon, la construction d'un tel transducteur est faite délicate, de plus on ne peut pas avoir la forme désirée.

#### d) Transducteur électrostrictif

Le phénomène d'électrostriction ne produit lorsqu'on soumet des substances isolantes déterminées à l'action d'un champ électrique. On constate alors une variation des dimensions proportionnelle au carré de la tension appliquée :

$$d = e A V^2$$

A : Coefficient piezo. électrique.

e : épaisseur de la lame.

Ce phénomène se différencie de la piezo-électricité par la faiblesse des déformations qu'il engendre. En effet pour une épaisseur de lame de 1 cm et une tension de 1000 V, on aura respectivement pour une lame de verre et une lame de quartz

$$d = e A V^2 = 0,44 \cdot 10^{-11} \text{ cm} \quad (A = 0,44 \cdot 10^{-17})$$

$$d = e A V^2 = 2,13 \cdot 10^{-10} \text{ cm} \quad (A = 2,13 \cdot 10^{-10})$$

Neanmoins certaines substances de fabrication récente font exception à cette règle et présentent au contraire une amplitude de déformation beaucoup plus grande. Il en est ainsi du titanate de baryum et du fluorure de plomb.

Pour conférer à ces matériaux une structure céramique, on ajoute des

impuretés contrôlées. Pour le titanate de Baryum, on ajoute le plus souvent du titanate de Plomb.

### Ceramique

Le titanate de Baryum est formé de petits cristaux (après effritement et ontassement) liés les uns aux autres. Ils sont orientés dans toutes les directions. Lorsque l'on applique un champ électrique intense (995 KV) à une température inférieure au point de Curie, ces cristaux s'alignent préférentiellement dans sa direction. Après suppression de ce champ, ils gardent leur nouvelle position. Après ce traitement, si on applique un champ électrique alternatif, la ceramique réagit comme une lame piezo-électrique, sa déformation (plus grande) serait proportionnelle à la tension appliquée et inversement. En tant que matériaux transducteurs, le titanate de Baryum présente beaucoup d'avantages sur le quartz. Il coûte bien moins cher et on peut aisément le fabriquer en lui donnant une forme quelconque. De plus c'est le champ initial qui détermine son axe polaire. Le titanate de Baryum a une faible impédance électrique ( $\approx 50 \Omega$ ) par rapport à celle du quartz; une faible tension suffira pour l'exciter. Ainsi pour obtenir la même intensité acoustique, il faudrait 1000V pour le quartz et 100V pour le titanate de Baryum. Ce dernier a un module de piezo-électricité qui est environ 100 fois plus grand que le quartz; cela permet un accord à la résonance beaucoup moins critique que celui du quartz. Le titanate de Baryum présente cependant un inconvénient, son rendement est assez faible, mal connu, probablement supérieur à 50%; comme pour le quartz, la lame doit avoir une épaisseur

égale à  $(2k+1)\frac{\lambda}{4}$ .

### Limite physique d'utilisation

- Ces limites sont imposées par les propriétés physiques du matériau.

Pour le titanate de baryum on a

\* Température de Curie : c'est la température à laquelle les propriétés piezo. électriques disparaissent, elle est égale à  $120^\circ\text{C}$ .

\* Champ coercitif : c'est le champ électrique continu de polarisation inverse au champ de polarisation qui appliqué à la céramique annule ses propriétés piezo. électriques.

\* Rigidité électrique : c'est la tension de claquage de la céramique, elle est de l'ordre de quelques KV/cm.

### Réalisation du transducteur

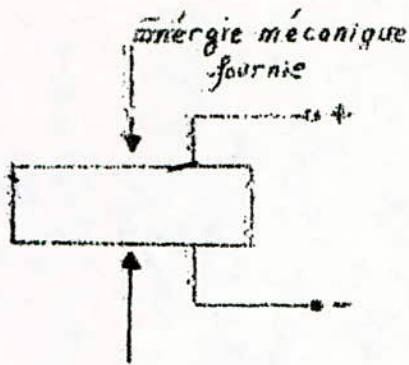
des transducteurs qui utilisent cet effet sont très utilisés en médecine. Ils sont composés de lames de céramique amorties mécaniquement de façon à lui conférer une large bande passante nécessaire à la bonne résolution des échos. Le plus souvent l'amortissement est obtenu en chargeant la face arrière de la céramique par un milieu alabastré (par ex: résine chargée de particules métalliques). Pour assurer l'adaptation entre le gel aqueux et le transducteur, on peut déposer sur la face de sortie

de la céramique une lame en résine dont l'épaisseur est :  $(2k+1)\frac{\lambda}{4}$

L'impédance caractéristique de la lame est  $Z_0 = \sqrt{Z_1 Z_2}$  (voir Théorie Hyperfréquences).

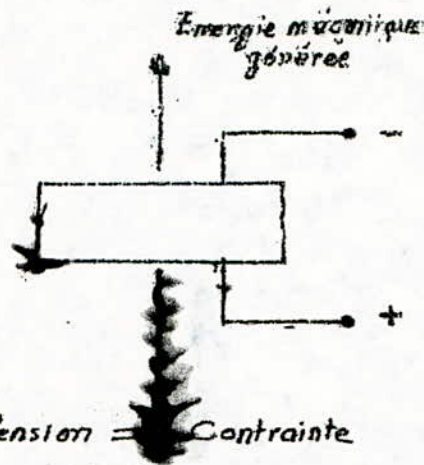
$Z_1$  : impédance acoustique de la céramique.

$Z_2$  : impédance acoustique du gel aqueux.



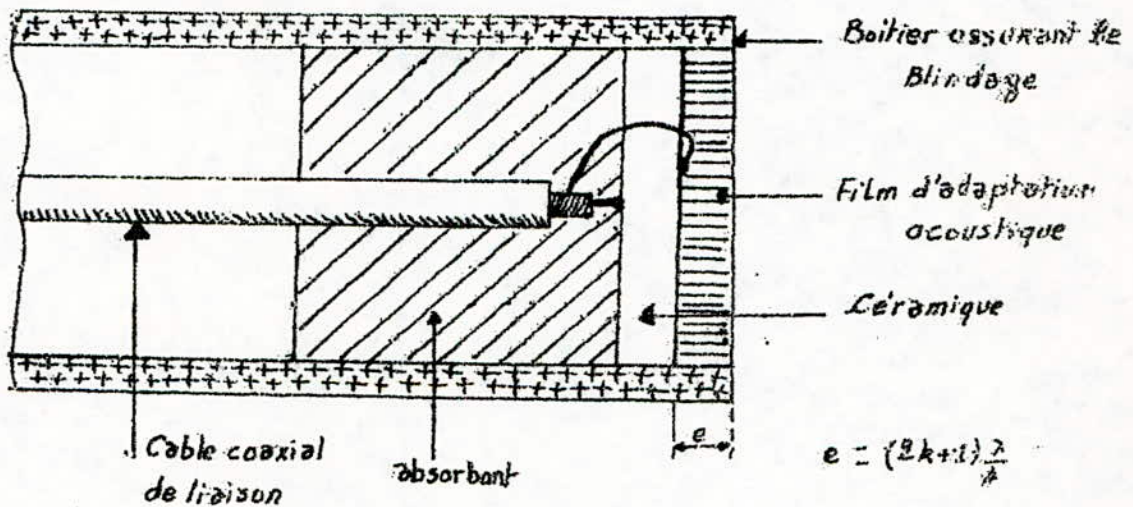
- Contrainte  $\Rightarrow$  Tension

- effet piézoélectrique.

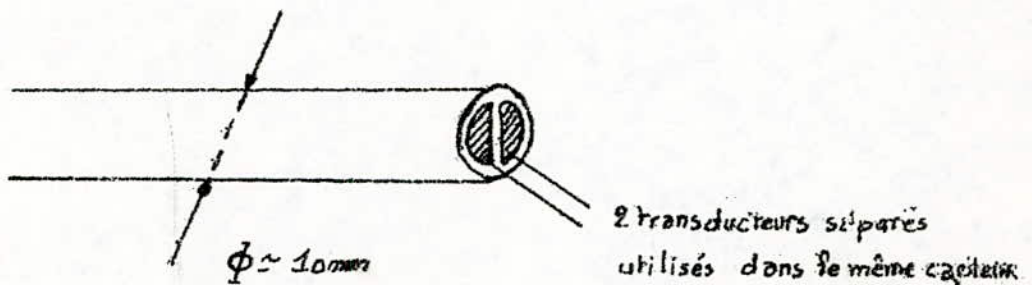


Tension = Contrainte

- effet piézoélectrique inverse.



- Coupe d'un transducteur.



- Capteur à 2 transducteurs.



Cette adaptation n'est malheureusement parfaite que pour une seule fréquence. Suivant les utilisations, on peut trouver un, deux ou plusieurs transducteurs logés dans un même capteur (voir fig.).

### III.) SCHEMA EQUIVALENT DU TRANSDUCTEUR.

#### a) Généralités

Un transducteur électroacoustique, de par sa définition même est du point de vue énergétique, un transformateur hybride se caractérisant à la fois par des équations électriques et des équations mécaniques. Une représentation sommaire peut être donc faite à l'aide d'un quadripôle (fig 1.1) d'un côté les grandeurs mesurées sont les tensions  $u$  et l'intensité  $i$ , de l'autre côté ce sont la force extérieure  $F$  provoquant le mouvement et la vitesse vibratoire  $v$ .

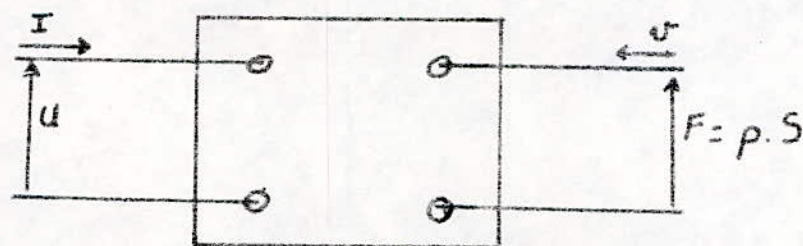


fig (1.1)

La transformation d'énergie électrique en énergie acoustique utilise un intermédiaire mécanique, on peut donc décomposer le quadripôle précédent

en trois parties suivant le schéma (fig 1.2) dans lequel les transformateurs séparant les différentes parties indiquent qu'il y a changement de forme d'énergie.



fig(1.2)

### b) Analogies

Le schéma équivalent du transducteur est un circuit électrique à deux pôles dont les composants représentent chacune des trois parties de figure (1.2).

Pour trouver un équivalent de la partie mécanique et de la partie acoustique du transducteur, on utilise les analogies électromécaniques et électroacoustiques.

ci-dessous est donné le tableau complet des correspondances entre les grandeurs mécaniques - acoustiques et électriques.

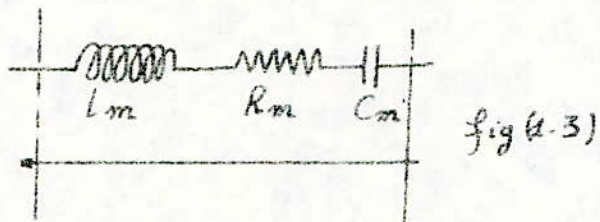
Mécanique	Electrique	Acoustique
Masse $m$	Inductance $L$	—
frottement $R_m$	Resistance $R$	Rayonnement $R_R$
Raidcur $S$	inverse Capacité $\frac{1}{C}$	—
Elasticite $e$	Capacité $C$	—
vitese $v$	courant $i$	vitese vibratoire $v$
Force $F$	potentiel $e$	pression $P$
Impedance $\frac{F}{v}$	impedance $\frac{e}{i}$	impedance $\frac{P}{v}$

c) Etablissement du schéma équivalent.

- Analogie Electro. mécanique

Le cristal, sans l'effet de la tension, voit son épaisseur varier, cette variation dépend d'un certain nombre de paramètres : masse, élasticité, Résistance de frottement.

Le schéma équivalent est donc :



- Analogie Electro. acoustique

D'après le tableau précédent on a :

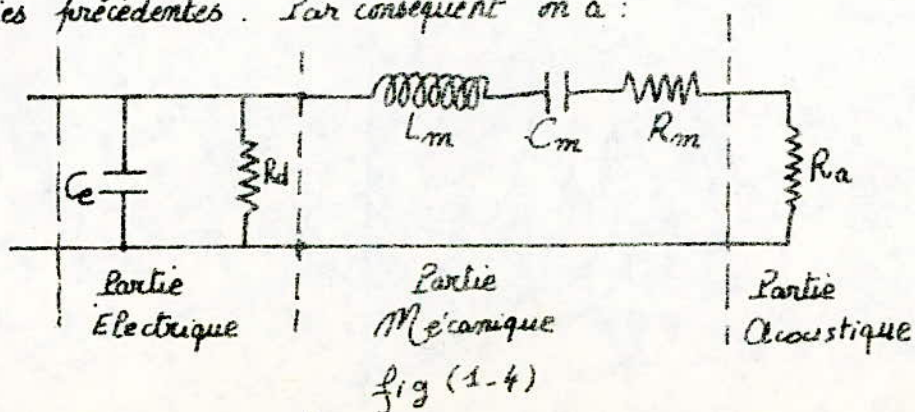
- pression acoustique  $P \rightarrow$  tension  $e$

- impédance acoustique  $\frac{P}{v} \rightarrow$  impédance  $\frac{e}{i}$

L'Analogie électro-acoustique peut être représentée par une résistance  $R_a$

- Schéma équivalent du transducteur

Le schéma équivalent global est constitué par les différentes analogies précédentes. Par conséquent on a :



$C_e$  : Correspond à la capacité entre les électrodes du Cristal

$R_d$  : Correspond aux pertes diélectriques dans le cristal.

#### d) Impédance du transducteur

##### - Résonance

En considérant le schéma électrique équivalent du transducteur (fig 1.4) dans lequel on néglige les pertes diélectriques. L'impédance de la branche série s'écrit :

$$Z_e = (R_m + R_a) + j \left( L_m \omega - \frac{1}{C_m \omega} \right)$$

Le cristal est à la résonance lorsque la fréquence d'excitation est celle de la résonance série correspondant à :

$$\omega_R = \sqrt{\frac{1}{L_m C_m}}$$

L'impédance passe par un minimum, elle n'est constituée que de la partie résistive. En pratique on considère qu'elle est égale à 50  $\Omega$  d'Énergie rayonnée est maximum puisque les vibrations mécaniques ont une amplitude maximale à la résonance.

##### - Antirésonance

On observe aussi une fréquence d'antirésonance plus élevée.

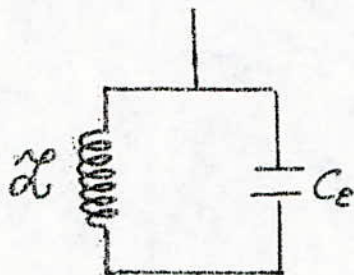
Dans ce cas les éléments  $L_m$  et  $C_m$  en série qui ont pour valeur :

$$\tilde{L} = \omega L_m \left( 1 - \frac{1}{L_m C_m \omega^2} \right)$$

avec  $\frac{1}{L_m C_m \omega^2} < 1$

se comportent comme une inductance équivalente  $\tilde{L}$  qui forme avec la capacité  $C_e$ , et en négligeant  $(R_m + R_a)$ , le circuit branchon

représenté dans la figure (1.5)



Son admittance est telle que :

$$Y = j\omega C_e - j \frac{1}{L\omega}$$

La fréquence d'antirésonance est donc la fréquence de résonance du circuit

bouclé :

$$\omega_a = \frac{1}{\sqrt{L C_e}}$$

à la fréquence d'antirésonance, le circuit présente une impédance très élevée et l'énergie rayonnée est minimale car on est loin de la fréquence propre du transducteur.

En conclusion, donc, pour obtenir le rayonnement maximum d'énergie il faut exciter le transducteur avec sa fréquence propre.

## IV > FORME DU FAISCEAU

De la même façon qu'une antenne, un transducteur électro-acoustique possède un diagramme de rayonnement. Sa directivité dépend des paramètres suivants :

- la longueur d'onde
- le rayon de la céramique (les céramiques sous forme de disque sont les plus utilisées.)

Le diagramme de rayonnement possède un lobe principal et des lobes secondaires (fig 4.1). Ces derniers ont généralement une intensité inférieure à 15% de celle du lobe principal.

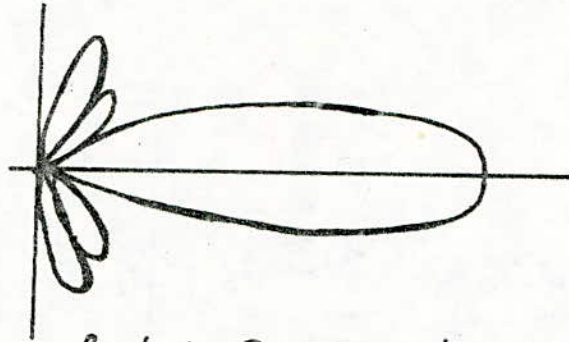


fig 4.1 : Diagramme de rayonnement d'une source US.

### a) Directivité

Le faisceau ultrasonore a une forme assez complexe. Il est composé d'un champ proche où les rayons sont pratiquement parallèles et d'un champ lointain où existe une divergence (fig 4.2). Le champ proche est appelé zone de Fresnel, il est donné par la formule:

$$D \approx \frac{a^2}{\lambda}$$

$a$ : rayon de la ceramique

$\lambda = \frac{v}{f}$  longueur d'onde du faisceau.

Le champ lointain ou zone de Fraunhofer a un angle de divergence égal à:

$$\sin \theta \approx 0,61 \frac{\lambda}{a}$$

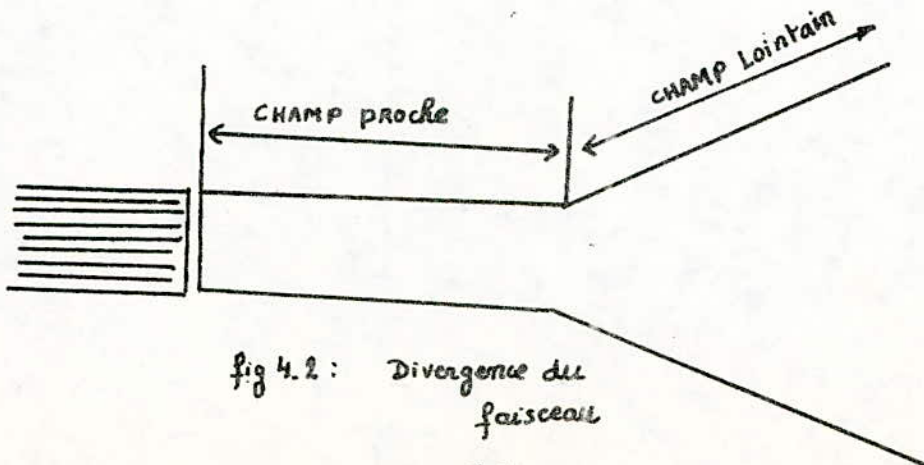


fig 4.2 : Divergence du faisceau

Le tableau ci-dessous résume ces deux formules :

Fréquence (MHz)	Longueur d'onde (cm)	Diamètre (cm)	Longueur champ proche (cm)	Angle de Divergence (degrés)
1	1,5	1	1,6	10,5
1	1,5	2	6,6	5,2
1	1,5	3	15,0	3,5
2	0,75	2	13,3	2,6
3	0,50	2	20,0	1,8
5	0,30	2	33,3	1,0

D'après ce qui précède, nous pourrions tirer deux conclusions essentielles :

- 1. Quand  $\lambda$  diminue, la zone de Fresnel s'accroît et la divergence diminue
  - 2. Quand le diamètre de la céramique diminue, le champ proche diminue et la divergence augmente.
- L'Index de directivité qui relie la fréquence, le rayon de la céramique à l'intensité ultrasonore est donné par :

$$A = 10 \log_{10} K = 20 \log_{10} \frac{2\pi a}{\lambda}$$

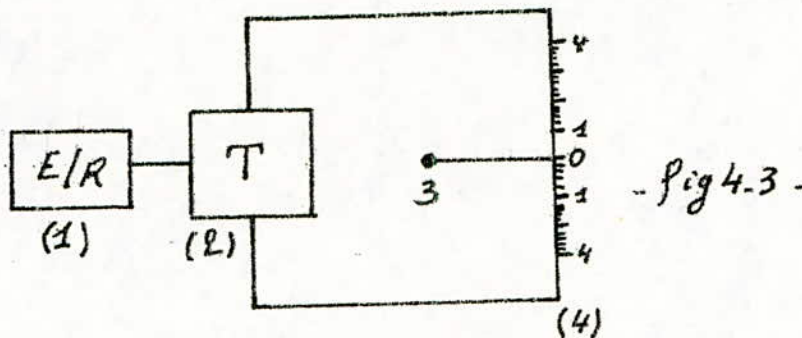
$$\text{avec } K = \frac{I_0}{I_{\text{moy}}} = \left(\frac{2\pi a}{\lambda}\right)^2$$

où  $I_0$  : Intensité ultrasonore suivant l'axe du transducteur

$I_{\text{moy}}$  : Valeur moyenne de l'intensité calculée sur toutes les directions de l'espace.

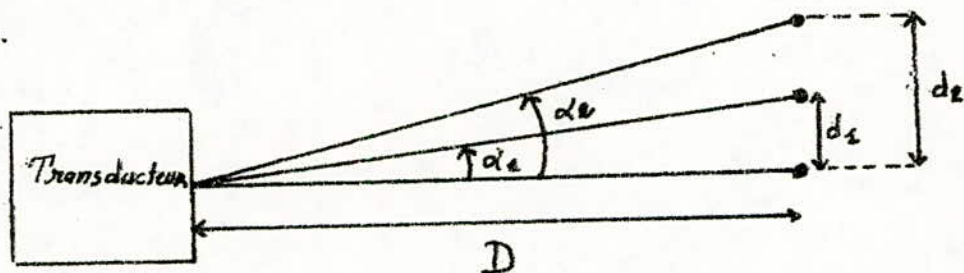
B.) Méthode de Tracé du diagramme de directivité d'un bras de phase.

- Montage expérimental (fig 4.3)



1. Emetteur. Recepteur d'ultrasons
2. Transducteur
3. Pointe fine utilisée en tant que réflecteur
4. Reglet gradué déterminant la position de la tige.

Quand l'onde ultrasonore incidente arrive sur la pointe de la tige métallique une partie de cette onde est réfléchi. L'Intensité acoustique est maximum ( $I_0$ ) quand la tige métallique est dans l'axe du transducteur (incidence normale), en faisant varier la position de la tige métallique comme indiqué fig 4.4 on peut obtenir les variations de l'intensité acoustique en fonction de l'angle d'incidence.

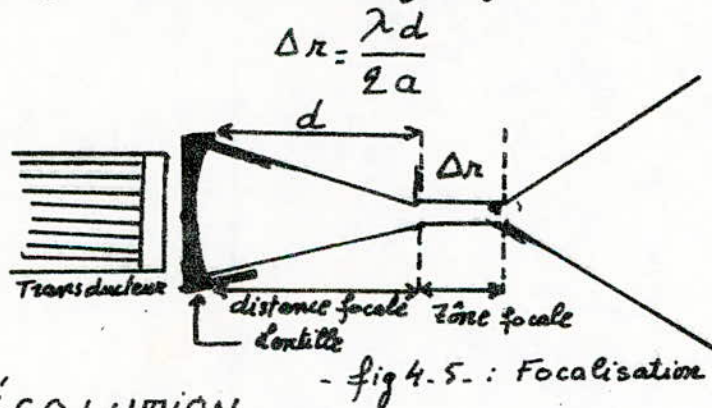


- $\tan \alpha_1 = \frac{d_1}{D} \Rightarrow \text{Arctg} \frac{d_1}{D} = \alpha_1 \rightarrow \text{Correspond à } I_1$
- $\tan \alpha_2 = \frac{d_2}{D} \Rightarrow \text{Arctg} \frac{d_2}{D} = \alpha_2 \rightarrow \text{Correspond à } I_2$
- $\alpha = 0 \rightarrow \text{Correspond à } I_0 \text{ (maximum)}$



## c) Focalisation

Dans certaines applications, notamment médicales, un champ ultrasonore divergent peut introduire beaucoup d'erreurs, lors d'une mesure ou de la visualisation d'un objet. Pour dépasser cette difficulté, on pourra corriger la forme du faisceau par focalisation, et ceci à l'aide d'une lentille de la même manière qu'en optique. Une lentille acoustique se présente en général sous forme d'une mince couche de plastique que l'on place devant la céramique. En utilisant une surface concave, le faisceau est focalisé le long d'une zone étroite, appelée zone focale, où il y a augmentation de l'intensité acoustique; passé cette zone le faisceau diverge (voir fig 4.5). Pour une distance focale  $d$  (distance séparant la céramique du foyer), On aura une zone focale :



## V > RÉSOLUTION

### a) Pouvoir de définition latéral

C'est la capacité du système d'identifier deux points situés perpendiculairement à l'axe de propagation de l'onde. Cette identification dépend donc de la largeur du faisceau qui est en fonction entre autres de la fréquence et du rayon de la céramique (voir fig 5.1). Les sondes convergentes améliorent cette définition dans une zone précise et connue. Néanmoins cette résolution est

Les objets moins fins que la résolution longitudinale.

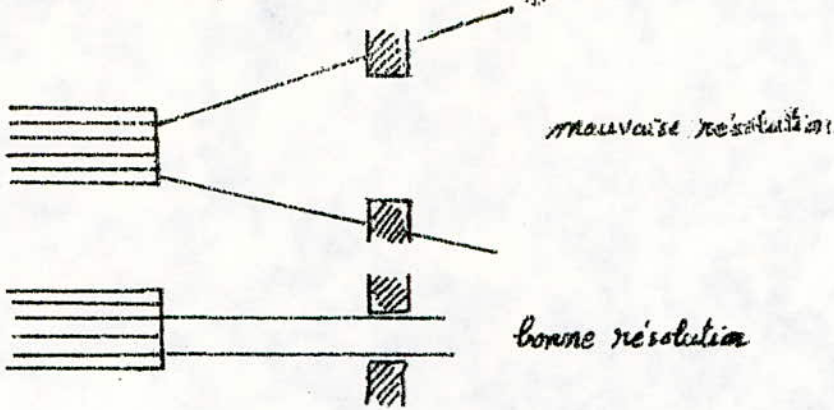
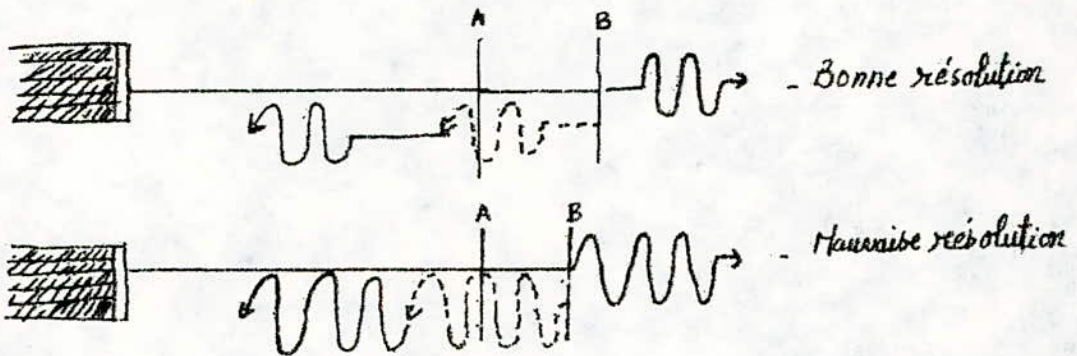


Fig 5-1 - : Résolution latérale.

### 6) Pouvoir de définition longitudinal (ou axiale)

C'est la plus petite distance séparant deux objets situés dans la direction de l'axe de la sonde et qui sont identifiables. Elle est fonction de la longueur des émissions émises. Par conséquent plus l'impulsion sera courte, plus la résolution sera meilleure. Néanmoins elle ne peut être supérieure à la longueur d'onde ultrasonore utilisée (voir fig 5. 2). Elle peut être de l'ordre du mm et sera d'autant meilleure que la fréquence des ultrasons est élevée.



(Fig 5. 2) : Résolution Longitudinale

# CHOIX DES PARAMÈTRES

ET

## SCHEMA DE PRINCIPE.

- Comme on l'a vu dans l'introduction, il existe plusieurs méthodes pour mesurer le débit. Notre projet portera sur l'étude et la réalisation d'un appareil fournissant des renseignements sur la vitesse du débit cardiaque utilisant les ultrasons et l'effet Doppler. Cet appareil est appelé vélocimètre ultrasonore ou fluxmètre ultrasonique.

### I > UTILISATION ET EFFETS DES ULTRA-SONS.

L'utilisation des ultrasons en médecine doit tenir compte d'un certain nombre de facteurs : effets qu'ils produisent, absorption etc...

#### -a> Effets Biologiques

Quand les ultrasons inter-agissent avec la matière, il ya toujours un transfert d'énergie. d'énergie absorbée, produit des effets biologiques variables. Ces derniers peuvent être très dangereux : dénaturation des protéines, dommages musculaires, dommages nerveux....

Les raisons de ces effets biologiques peuvent être cornés en :

- Production de chaleur : elle est due à l'absorption de l'énergie ultrasonore par les tissus traversés. Cet échauffement des tissus peut être bénéfique dans le traitement de certaines affections musculaires ou rhumatismales.

Le Tableau ci. dessous donne quelques valeurs

Intensité	Elevation initiale de la Température en °K/sec	
	1 MHz	10 MHz
1 W/cm <sup>2</sup>	0,05	0,5
20 mW/cm <sup>2</sup>	0,001	0,01

Remarque : D'après ce petit tableau, on voit que la température augmente avec la fréquence et avec le temps d'exposition. Pour le diagnostic médical, le temps d'exposition ne peut excéder quelques minutes et les fréquences utilisées sont comprises entre 1 et 15 MHz, par conséquent il n'y a aucun danger. On considère généralement qu'au dessus de 44°C l'échauffement des tissus peut entraîner des dommages irréversibles.

- Action Chimique : Dans certaines conditions, on peut observer des scissions de certaines molécules, améliorant ainsi la finesse des dispersions de certaines émulsions, néanmoins parfois les ultrasons provoquent des coagulations.

- Action Mécanique : La propagation d'une onde ultrasonore donne lieu à des régions de compression et de dépression au sein du milieu traversé.

En outre les liquides intra-cellulaires subissent au sein de ces régions des dissociations qui donnent lieu à l'apparition de bulles gazeuses. - C'est ce qu'on appelle : Cavitation (formation de cavité vide ou de bulles gazeuses).

C'est à la surface de ces bulles, que des phénomènes électriques engendrent les effets chimiques que nous avons vu précédemment.

il ya deux types de cavitation :

- une cavitation stable.
- une cavitation transitoire

Dans une cavitation stable, les bulles une fois formées persistent et entrent en résonance avec les ondes vibratoires.

Dans une cavitation transitoire, les dimensions des bulles croissent continuellement jusqu'à ce qu'elles deviennent instables et qu'elles éclatent. L'énergie libérée sous formes d'ondes de choc est capable de détruire le milieu environnant. Pour produire cet effet de cavitation, il est nécessaire d'utiliser de très fortes intensités à de faibles fréquences. Pour une fréquence de 1 MHz, ce nivel se situe aux environs de  $500 \text{ mW/cm}^2$ ; c'est à dire beaucoup plus haut que les valeurs utilisées en Diagnostic médical.

Conclusion: Toutes les études effectuées à ce jour n'ont pas permis de mettre en évidence des effets biologiques sur les tissus, lorsque les fréquences utilisées étaient de quelques MHz, avec des intensités inférieures à  $100 \text{ mW/cm}^2$  (Rapport de L'OMS, "Working-Group on the Health aspects of exposure to ultrasonic radiation" Fev 77). - Cependant la plus part des expérimentations furent faites sur les animaux et l'extrapolation à l'homme n'est pas évidente. Pour ces raisons, les instruments de diagnostic utilisent des intensités inférieures à  $50 \text{ mW/cm}^2$ . On pourra donc les considérer comme sans effet. Cependant la prudence exige de ne pas être absolument définitif sur cette question très importante. En effet de subtils changements biochimiques ou génétiques peuvent à long terme être découverts.

## b) ultrasons et Médecine

Comme on l'a vu précédemment, l'atténuation croît rapidement avec la fréquence, par contre la divergence du faisceau diminue; en première approximation, l'atténuation dans les tissus humains est de l'ordre de  $1 \text{ dB/cm/MHz}$ . Ceci nous amène à réaliser un compromis entre la profondeur de pénétration et la directivité du faisceau. Pour ces raisons les fréquences généralement utilisées sont:

- 1 à 2,25 MHz pour les examens de foie et d'obstétrique
- 2,25 à 3,5 MHz pour les Reins.
- 5 MHz pour les Seins.
- 5 à 15 MHz pour l'ophtalmologie.

De plus on a vu, que nous ne devons pas dépasser une certaine puissance d'émission de peur de porter atteinte aux tissus. Ces puissances dépendent de l'effet recherché, du temps d'exposition, du mode d'émission; les valeurs suivantes donnent un aperçu:

Discipline	Intensité $\text{W/cm}^2$
Chirurgie	$> 10$
Thérapeutique	$1 \div 3$
Diagnostic	$0,001 \div 0,100$

## II) EFFET DOPPLER. FIZEAU

- C'est une loi générale de la mécanique acoustique; cette loi annonce que lorsqu'une onde est réfléchi par un objectif en mouvement, sa fréquence est influencée par la vitesse relative du réflecteur mobile. La fréquence de l'onde réfléchi se différencie de l'onde incidente d'une quantité  $\Delta f$  due à l'effet Doppler. Elle a pour expression

$$\Delta f = f \frac{v}{c} \cos \theta$$

$f$ : fréquence de l'onde émise

$c$ : vitesse de propagation de l'onde dans le milieu considéré.

$v$ : vitesse de l'objectif en mouvement.

$\theta$ : Angle entre la direction de propagation des ultrasons et la direction de la vitesse de l'objectif.

Il est à noter que la fréquence de l'onde réfléchi est supérieure ou inférieure à la fréquence émise  $f$  selon que la direction du mouvement rapproche ou éloigne le mobile de l'émetteur.

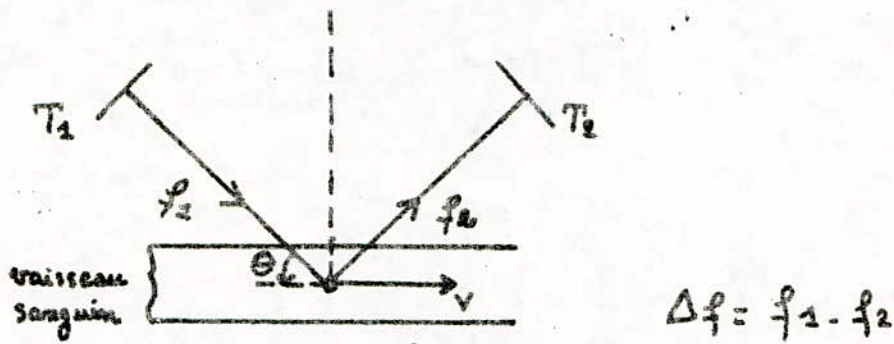
Dans notre cas (figs); il ya cumul de deux effets Doppler, le mobile réflecteur (globules rouges) jouant tour à tour le rôle d'émetteur et de récepteur. La formule devient:

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

ou  $v$ : vitesse du sang.

Connaissant  $\theta$ , on pourra écrire  $\Delta f = k v$

Nous constatons que la connaissance de  $\Delta f$ , nous informe sur la vitesse sanguine



$T_1$ : Transducteur émetteur

- fig 2.1 -

$T_2$ : Transducteur récepteur

### III > MESURE DU DEBIT CARDIAQUE

La mesure du débit cardiaque ne peut se faire qu'au niveau de la crosse aortique ou le tronc de l'artère pulmonaire ( tous deux traversés par la totalité du débit cardiaque ). Dans notre cas on a choisi la crosse aortique car elle offre des avantages de modalités pratiques : l'angle  $\theta$  peut être supposé nul . Le transducteur placé suivant la figure (B.1) émet un faisceau d'ultrasons tangent à l'écoulement sanguin dans la crosse aortique . En plus sur 90% des sujets, le faisceau d'ultrasons atteindra la crosse aortique en ne traversant que des tissus mous, de cette manière on évitera l'obstacle des côtes et des poumons qui ont un coefficient d'atténuation très élevé .

Dans ce qui suit on tentera de parler de l'importance de cette mesure et du choix de la fréquence.

#### a) But de la mesure:

La mesure du débit cardiaque fournit des données qui



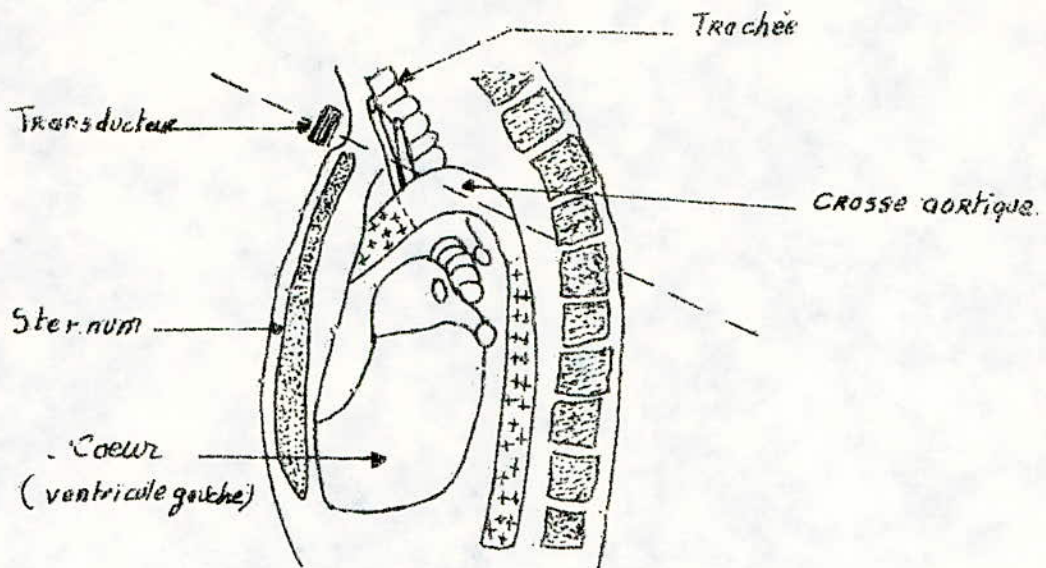


Fig 1.a. . Technique de mesure du débit cardiaque.

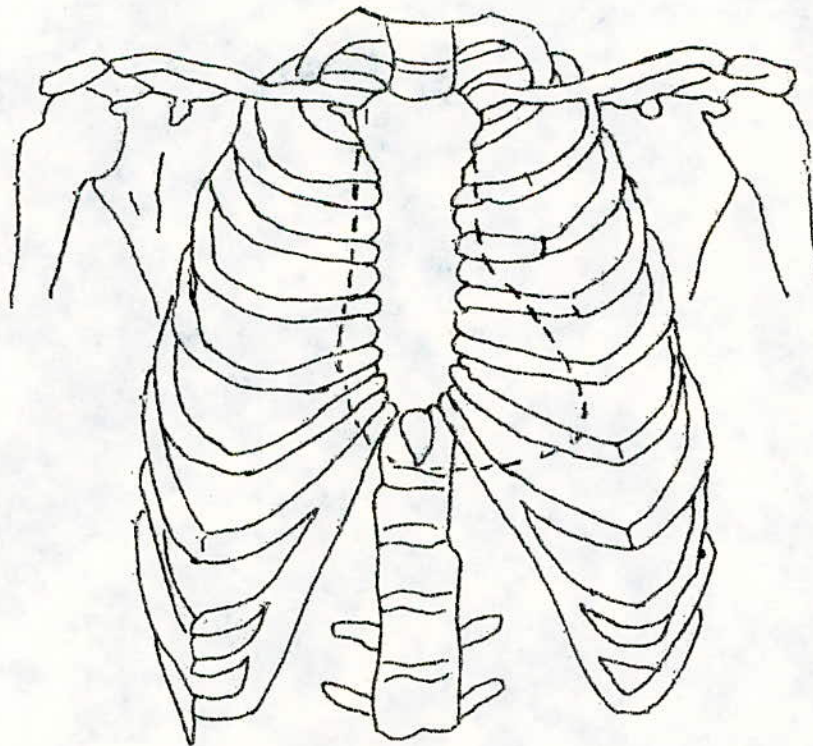


Fig 1.b. . Position du coeur par rapport aux côtes.

permettent de deceler certains syndromes affectant le reseau vasculaire dans son ensemble et de rechercher les causes eventuelles de son derangement.

Cette mesure fournit de nombreux renseignements, nous en citerons :

- de fonctionnement de la valve aortique
- de dynamique de contraction myocardique (volume d'ejection systolique, contractibilite' myocardique)
- des Obturations vasculaires.

Par les informations qu'elle donne, cette mesure prend une grande importance en diagnostic et en surveillance en pathologie cardio-vasculaire.

#### b) Choix de la fréquence d'émission

Pour atteindre la crosse aortique, les ultrasons doivent traverser une dizaine de cm de tissus mous presents entre cette derniere et le transducteur. mais parcours n'est gene' par aucun os. L'attenuation dans les tissus mous est de  $1 \text{ dB/cm/MHz}$ . Donc pour une distance de 20cm (aller-retour). L'attenuation sera de quelques  $20 \text{ dB/MHz}$ . On voit donc que si la fréquence augmente, l'attenuation augmente, mais la divergence du faisceau diminue. Le choix de la fréquence est lie' a' un compromis entre l'attenuation et la divergence. Pour ne pas compromettre gravement ces deux parametres, on a choisi une fréquence de  $2 \text{ MHz}$  d'ou l'attenuation totale sera de quelques  $40 \text{ dB}$ .

$$\text{L'attenuation est définie comme : } dB = 10 \log_{10} \frac{I_0}{I}$$

$$\text{et comme : } I = \frac{1}{2} \rho a^2 \omega^2 v$$

$$\text{d'ou l'attenuation de l'amplitude : } dB = 20 \log_{10} \frac{A_0}{A}$$

$I_0$ : Intensité à l'émission

$A_0$ : Amplitude à l'émission

Le tableau suivant nous donne quelques rapports d'Intensité et d'Amplitude en fonction de l'Atténuation.

dB	Rapport d'Intensité	Rapport d'Amplitude
60	1.000.000	1.000
50	100.000	320
40	10.000	100
30	1000	32

### c) puissance d'émission.

Nous avons vu précédemment que la puissance émise ne doit pas dépasser  $100 \text{ mW/cm}^2$ . En supposant que nous avons un transducteur de surface  $1 \text{ cm}^2$  et de rendement  $50\%$ . On a:

$$\text{le rendement } \eta = \frac{I \cdot S}{P}$$

$I$ : intensité sonore ( $\text{W/cm}^2$ )

$$\text{avec } P = \frac{V_{\text{eff}}^2}{R}$$

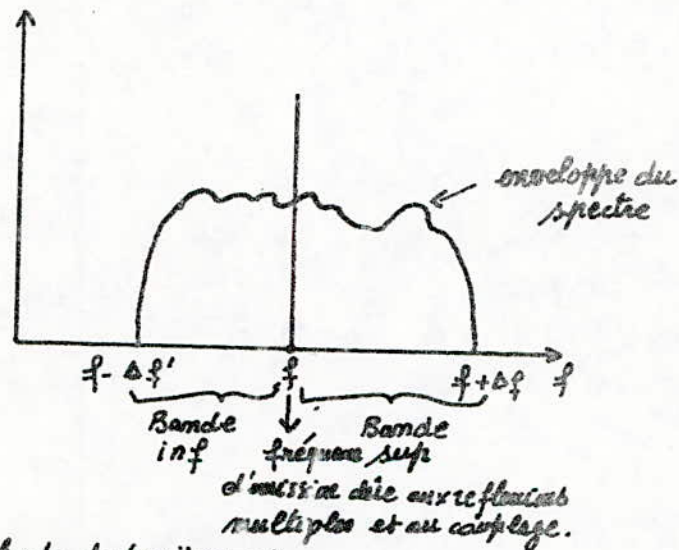
$R \approx 50 \Omega$  (résistance équivalente du transducteur)

On tire la tension d'excitation du transducteur, dont l'amplitude est donc  $V = 4,5 \text{ V}$ .

## IV) TRAITEMENT DU SIGNAL

À la réception on reçoit une onde sonore rétrodiffusée par les globules rouges ainsi que d'autres ondes dues aux réflexions multiples

sur les tissus et les parois du vaisseau ainsi qu'au couplage capacitif et sonne entre les deux transducteurs. Mais avons donc un battement entre deux fréquences voisines  $f$  et  $f + \Delta f$ , contenant l'information utile qui est le glissement de fréquence  $\Delta f$  dû à l'effet Doppler. Le glissement peut être positif ou négatif suivant le sens de l'écoulement du sang. Nous aurons donc un spectre de fréquences constitué de deux bandes latérales s'étalant de part et d'autre de la fréquence d'émission (voir fig 4-1).



a) choix de la méthode de traitement

Pour traiter ce signal deux méthodes apparaissent:

- 1. traitement avec résolution de signe de  $\Delta f$ .
- 2. traitement sans résolution de signe de  $\Delta f$ .

La première méthode appelée Doppler Directionnel est assez complexe, elle consiste soit dans le traitement séparé de chaque bande ou dans la recherche du signe relatif de chaque bande (voir fig 4-1a). Elle donne la vitesse en fonction du temps avec sens relatif d'écoulement.

La seconde méthode, appelée Doppler non directionnel, est celle qu'on a choisie pour notre réalisation. Elle donne la vitesse absolue en fonction du temps (voir fig 4. 2b); mais en s'y référant à un tracé type de la vitesse, on pourra recueillir les mêmes informations que le Doppler directionnel. D'autres raisons nous ont motivé pour ce choix:

- La Méthode directionnelle exige une technique de précision et utilise pour cela un nombre d'étages double que la son directionnelle; Elle est moins économique.

- Nos difficultés personnelles: temps imparti, difficultés d'obtenir les composants, de réaliser les circuits imprimés etc...

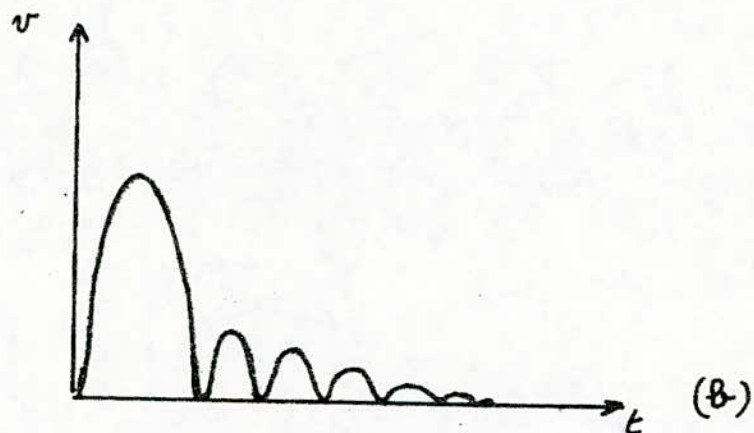
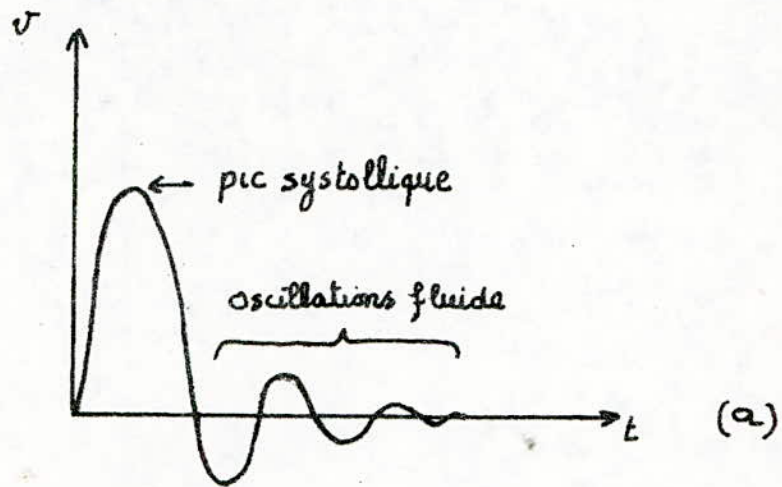
#### b) Place de notre réalisation

Comme tout choix dépend d'un besoin déterminé, nous tenons à préciser la place de notre réalisation dans le gabarit d'appareils Doppler existants. Ces derniers diffèrent selon le type de malade examiné ainsi selon la spécialisation du médecin:

- Pour le médecin généraliste qui a pour rôle de soigner les maladies courantes et de détecter celles qui demandent l'appel d'un spécialiste, utilisera plus volontiers un appareil simple d'émission d'un signal sonore.

- Pour le spécialiste qui lui doit approfondir l'analyse de la maladie aura recours à l'étude des courbes de vélocité; un appareil non directionnel peut lui suffire.

- Pour le chirurgien, l'utilisation au cours d'intervention d'un appareil directionnel donnant un signal auditif, la courbe de vitesse instantanée et complétée d'un module d'affichage digital, lui sera très bénéfique.

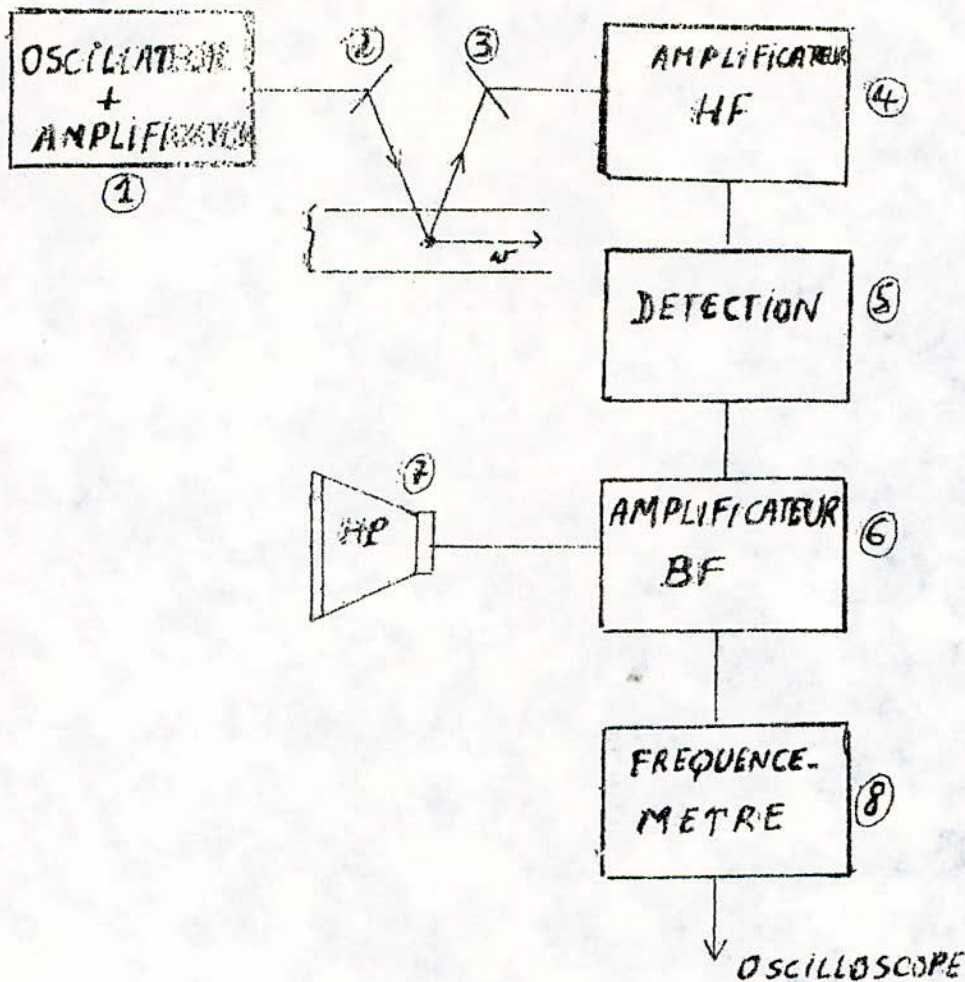


(a) : donnée par un appareil directionnel

(b) : donnée par un appareil non directionnel

(fig 4.2) : Courbes de vitesse sanguine

c) Schéma Synoptique de l'appareil réalisé.



Principe de fonctionnement :

Un signal électrique ayant une fréquence de 2 MHz (1) est émis en permanence le transducteur émetteur (2). Comme nous l'avons déjà dit plus haut, après propagation dans les tissus, l'onde sonore est rétrodiffusée par les globules rouges du sang et est reçue finalement par le transducteur récepteur (3).

Après amplification du signal HF reçu (4) et détection (5), le signal basse fréquence obtenu est amplifié puis envoyé sur un Haut-parleur (6) et (7).

Ce qui permet à l'opérateur de réaliser une analyse spectrale auditive très riche en renseignements. Par ailleurs ce signal est envoyé sur un fréquencemètre (8) afin de s'attarder sur un Oscilloscope (ou Enregistreur) et éditer ainsi la courbe de vitesse instantanée.

## - V. -> VALIDITÉ DE LA MÉTHODE

D'après ce qui précède, on pourra disposer ainsi d'un merveilleux outil permettant de mesurer d'une façon totalement atraumatique la vitesse du sang. Le besoin existe en effet, d'une méthode rapide, sûre et non invasive permettant d'évaluer l'effet d'une thérapeutique. Néanmoins ce n'est pas si simple.

- d'obstacle majeur est le fait que l'on ne connaît pas avec précision l'angle  $\theta$ . on ne peut faire que des approximations ( $\theta \approx 0$ ).
- la direction des ultrasons n'est pas linéaire, ceci est dû aux multiples réfractions en effet les tissus n'ont pas la même impédance acoustique. La direction des ultrasons peut être considérée brisée proche de la ligne droite.
- Il est difficile d'éviter l'influence d'autres vaisseaux traversant le faisceau ultrasonore ainsi que les artefacts provenant de réflexions sur des structures mobiles (cœur, artères) dues au mouvement des parois des vaisseaux.
- l'onde ultrasonore se réfléchit sur des particules ayant des vitesses différentes apparaissant et disparaissant dans le champ du transducteur. Par conséquent nous aurons à chaque instant plusieurs  $\Delta f$  de valeurs différentes, ce qui perturbe la mesure.

Ces difficultés montrent que la mesure ne peut être exacte. Ceci n'est pas

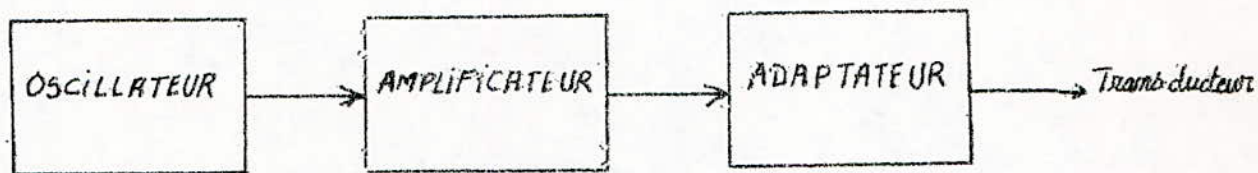


on fait trop grave, car le médecin se préoccupe en fait assez peu de la valeur réelle de la vitesse qui varie d'un individu à un autre (selon l'âge, le sexe, la corpulence...)  
mais par contre, il est intéressé par la forme de la courbe de variation de la vitesse du sang en fonction du temps. Malgré le fait que la courbe recueillie est homothétique de la courbe réelle, la méthode est néanmoins baptisée "velocimétrie".

# I) EMETTEUR

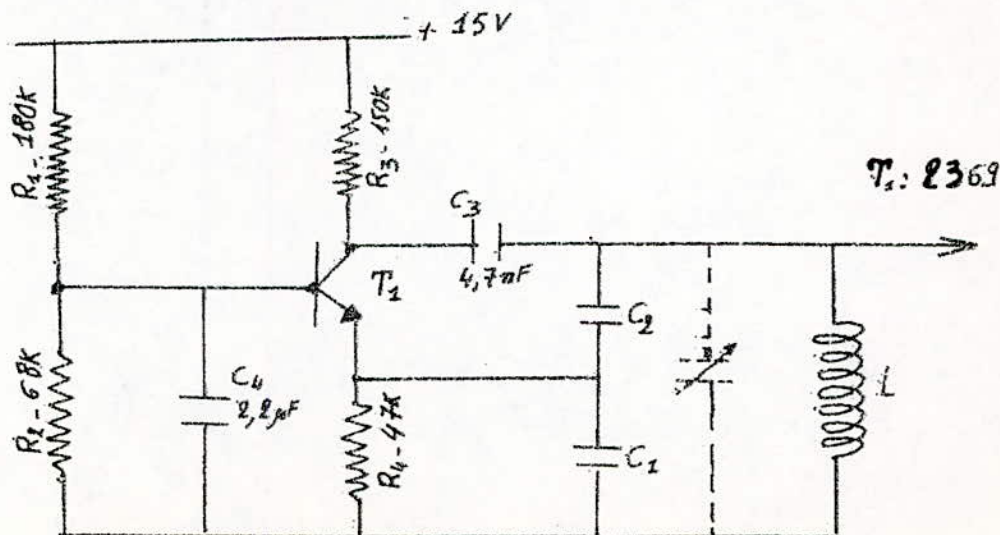
La fonction globale de l'émetteur est de générer un signal électrique capable d'exciter le transducteur avec la puissance voulue. Ce signal, d'après le chapitre précédent doit avoir une fréquence de 2 MHz, avec une amplitude maximale de 4,5V.

Le schéma synoptique de l'émetteur réalisé est donné par la figure suivante:



## a) OSCILLATEUR

Pour réaliser l'oscillateur nous avons utilisé la configuration Colpitts Base commune pour sa bonne stabilité en fréquence.



La fréquence des oscillations est donnée par la relation :

$$f_0 = \frac{1}{4\pi^2 L} \left( \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right)$$

Le point de fonctionnement a été choisi à :

$$I_C = 1 \text{ mA}$$

$$V_{CE} = 2 \text{ V}$$

En prenant :

$$L = 330 \mu\text{H}$$

$$C_1 = 270 \text{ pF}$$

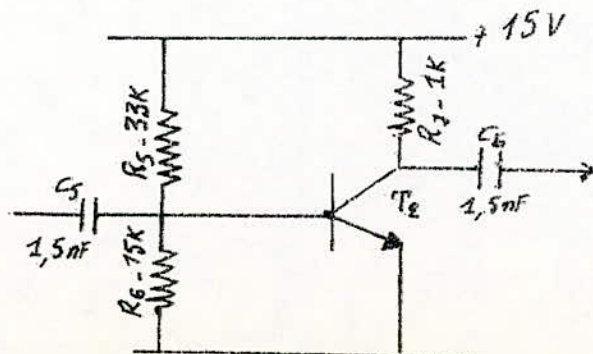
$$C_2 = 22 \text{ pF}$$

Nous obtenons un signal sinusoïdal de fréquence  $f_0 \approx 2,2 \text{ MHz}$  avec une amplitude de 0,7 V.

Remarque : Etant donné que la fréquence de résonance de la céramique est donnée à 10% : il serait judicieux d'ajouter une capacité variable de quelques pF pour ajuster la fréquence d'oscillation.

## B) AMPLIFICATEUR

Cette opération est réalisée par le transistor  $T_2$  monté en émetteur commun et polarisé en classe A.



$T_2$ : 2N2222

Le point de repos du montage a été obtenu comme suit :

$$I_c = 8 \text{ mA}$$

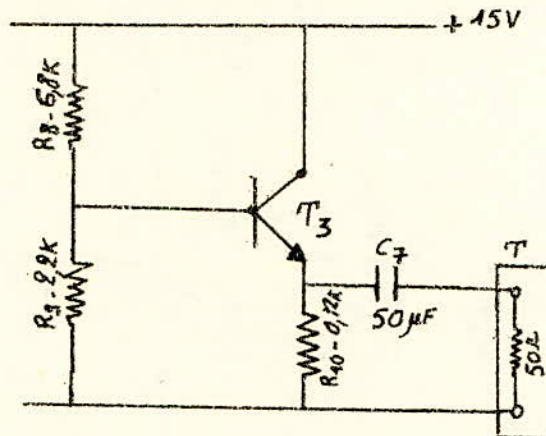
$$V_{CE} = 7 \text{ V.}$$

Le gain de l'Amplificateur réalisé (sans charge) est égal à 26 dB.

### c) ADAPTATEUR.

L'adaptation entre l'amplificateur et le transducteur est réalisée par le transistor

$T_3$  monté en collecteur commun.



Le point de repos étant fixé à :

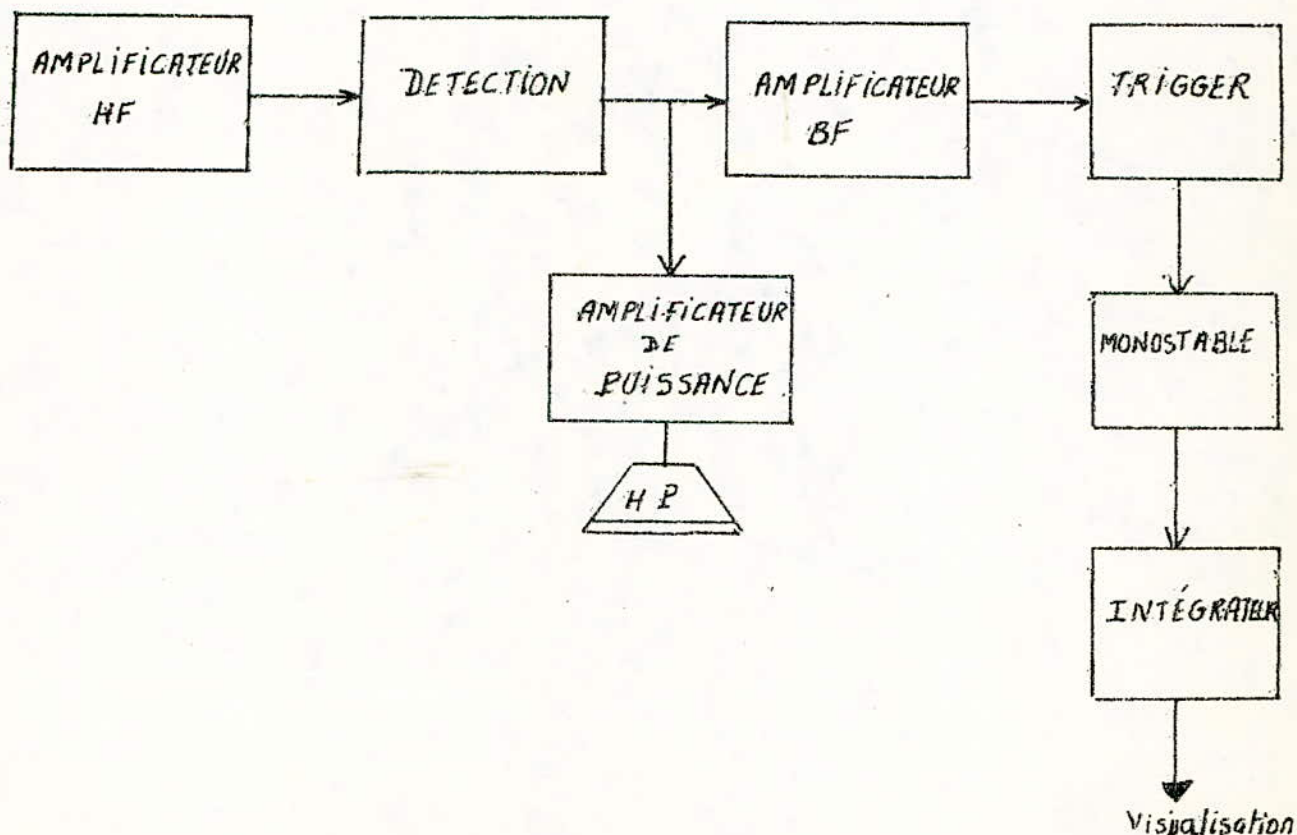
$$I_c = 65 \text{ mA}$$

$$V_{CE} = 7 \text{ V}$$

Le signal obtenu aux bornes de la charge de 50Ω (représentant le transducteur) a une amplitude de 4,2 V.

## II > RECEPTEUR

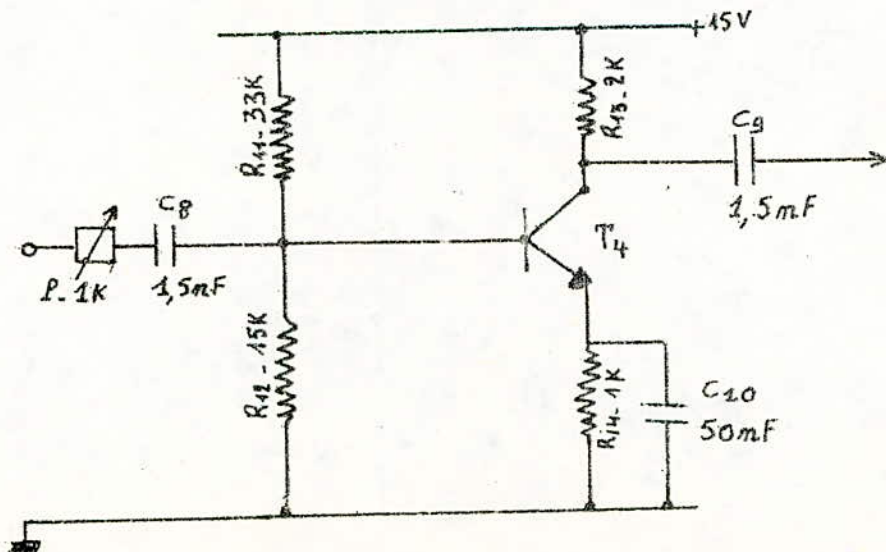
Dans les chapitres précédents, nous avons montré que c'est l'onde réfléchie qui contient les informations relatives à la vitesse sanguine. La première tâche du récepteur est donc de capter le signal acoustique "porteur de l'information" puis de le convertir en un signal électrique qui se prête plus facilement au traitement, cette opération est réalisée à l'aide d'un transducteur dans lequel cette fois l'effet piézo-électrique inverse est utilisé. L'information telle qu'elle est recueillie aux bornes du transducteur (après conversion) ne peut être exploitée sans un traitement préalable. Le schéma synoptique du récepteur est donné par la figure suivante :



## Fonctionnement

Le signal d'entrée est composé de deux signaux électriques, l'un de fréquence  $f_1 = 2 \text{ MHz}$  et d'amplitude  $A_1$  d'une centaine de mV (100 à 300), dû au couplage entre les deux transducteurs, ainsi qu'aux réflexions multiples sur les structures fixes, l'autre de fréquence  $f_2 = 2 \text{ MHz} \pm \Delta f$  et d'amplitude  $A_2$  de quelques dizaines de mV (10 à 30) dû à l'écoulement sanguin (et porteur de l'information utile). Comme  $A_1 \gg A_2$  à la sortie de l'Amplificateur HF, nous obtenons un signal modulé en Amplitude, dont la fréquence de modulation est la fréquence Doppler  $\Delta f$  et l'amplitude de la tension modulatrice est  $A_2$ . Par conséquent après détection d'amplitude, on obtient un signal électrique audible, dont le spectre de fréquence est compris entre 0 et 4,5 KHz (ceci pour des vitesses d'écoulement de 0 à 150 cm/s c'est à dire pour des vitesses habituelles en débitmétrie sanguine). Ce signal d'une part est envoyé sur un amplificateur de puissance et d'autre part est amplifié en vue de l'amener à un niveau suffisant pour attaquer le fréquencemètre afin d'être visualisé sur un écran d'oscilloscope.

### -a) AMPLIFICATEUR



$T_4: 2N2222$

Le point de polarisation a été fixé à :

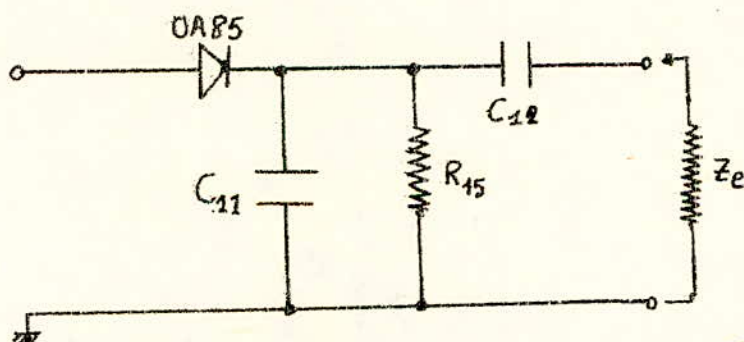
$$I_c = 4 \text{ mA}$$

$$V_{CE} = 5 \text{ V}$$

L'amplificateur présente un gain d'environ 32 dB dans la zone de travail. Le potentiomètre de 1 k $\Omega$  placé à l'entrée de l'amplificateur nous permet d'éviter la saturation.

### b) DETECTION

Nous avons dit plus haut, que la détection se fait en modulation d'amplitude afin de recueillir l'enveloppe du battement représentant le signal  $\Delta f$  qui est l'image de la valeur de la vitesse sanguine



La cellule  $R-C_{11}$  représente un filtre passe-bas de fréquence de coupure :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC_{11}} \quad \text{avec } R = Z_e \parallel R_{15}.$$

Les valeurs de  $R$  et de  $C_{11}$  doivent satisfaire aux deux conditions suivantes :

.. condition HF :

$$f_0 > \frac{1}{2\pi R C_{11}}$$

.. Condition BF :

$$f < \frac{1}{2\pi R C_{11}}$$

ou  $R = R_{15} \parallel Z_e$

avec  $Z_e \approx 1 \text{ k}\Omega$  (Résistance d'entrée de l'amplificateur BF).

.. cette double condition est parfaitement réalisable puisqu'on a :

$$f_0 = 2 \text{ MHz}$$

$$f_{\text{max}} = 4,5 \text{ KHz}$$

En prenant :

$$R_{15} = 5 \text{ k}\Omega$$

$$C_{11} = 22 \text{ nF}$$

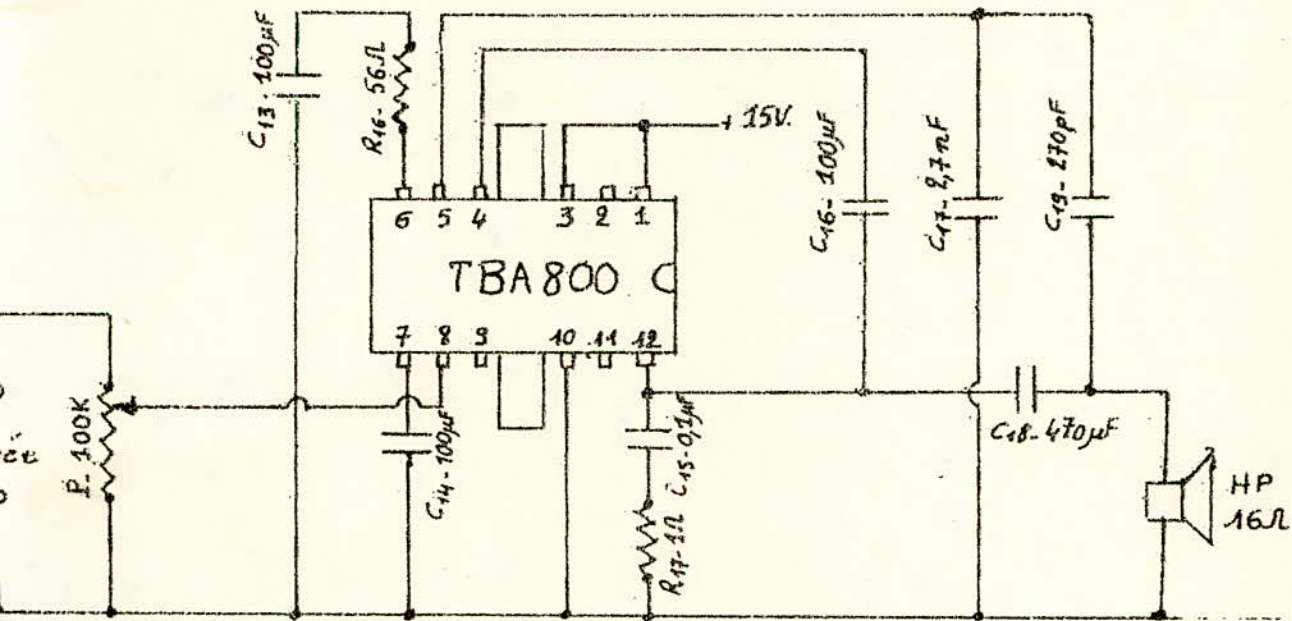
Nous obtenons une fréquence de coupure :

$$f_c = 7 \text{ KHz.}$$

### -c) AMPLIFICATEUR DE PUISSANCE.

Cette fonction sera réalisée par le TBA 800 qui est un amplificateur de puissance intégré pouvant fournir à sa sortie une puissance de 5W.



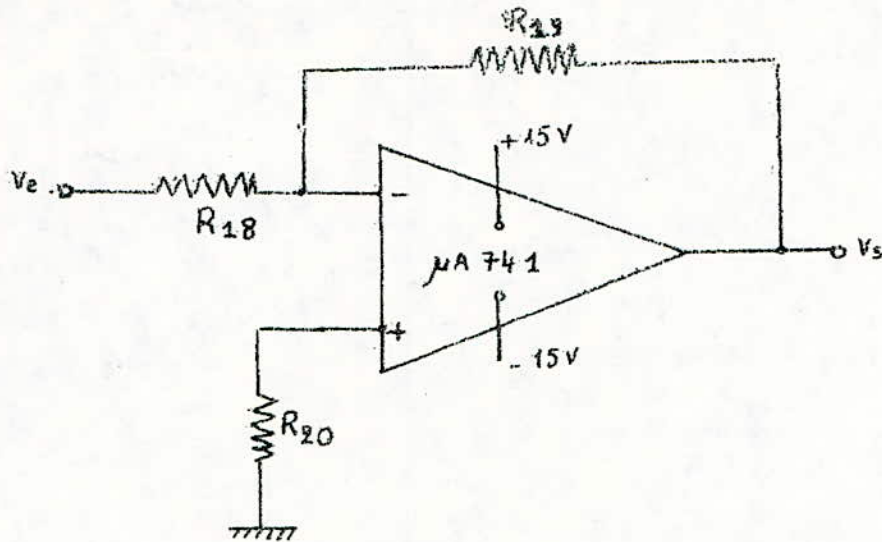


Le signal présent à l'entrée du TBA 800 est de quelques dizaines de mV. Le potentiomètre de 100K permet de doser le signal d'entrée, car ce dernier ne doit pas dépasser 80 mV qui est l'amplitude maximale admissible. Les capacités  $C_{17}$  -  $C_{19}$  servent à définir la bande passante, dans notre cas elle s'étend de 40 Hz à 20 kHz.

#### d) AMPLIFICATEUR B.F

L'amplicateur B.F sert à amener le niveau du signal recueilli à la sortie du détecteur à un niveau suffisant afin d'attaquer un Trigger de Schmitt.

On utilise pour cela un amplificateur opérationnel avec contre-réaction. (voir fig suivante).



Le gain de l'amplificateur réalisé est égal à 40 dB.

$$R_{18} = 1 \text{ k}\Omega$$

$$R_{19} = 100 \text{ k}\Omega$$

$$R_{20} = \frac{R_{19} \cdot R_{18}}{R_{19} + R_{18}} = 1 \text{ k}\Omega$$

L'impédance d'entrée du montage est égale à 1 k $\Omega$ , son impédance de sortie est égale au maximum 200  $\Omega$ .

La bande passante s'étend de 0 à 10 kHz, ce qui nous permet de filtrer les signaux HF parasites.

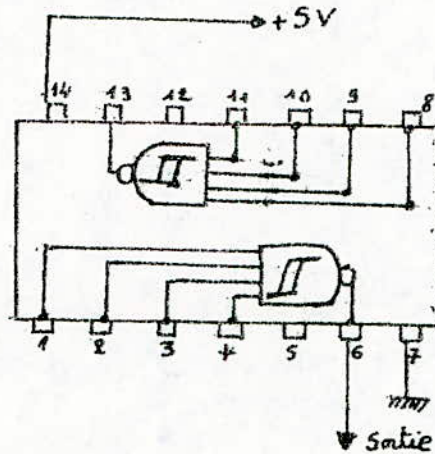
### e) Fréquence mètre

Le fréquencimètre joue le rôle d'un convertisseur fréquence-tension. Il est constitué d'un trigger de Schmitt transformant le signal analogique en un signal carré, d'un monostable

donnant à sa sortie des impulsions de durée et d'amplitude constantes et d'un intégrateur donnant la courbe recherchée.

## TRIGGER

Pour réaliser cette fonction on a utilisé le circuit intégré SN7413



1, 2, 3, 4 : entrées

6 : sortie

14 :  $V_{cc} = 5V$

7 : masse

## MONOSTABLE

Pour réaliser le monostable on a utilisé le circuit intégré SN74221. La durée de l'état haut des impulsions délivrées par le monostable est égale à :

$$T = 0,7 R_{21} C_{20}$$

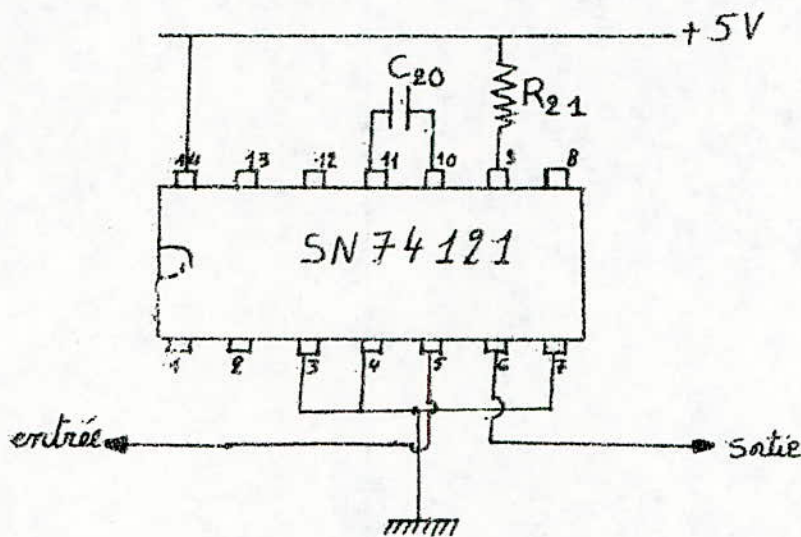
Pour assurer un fonctionnement sûr du monostable on a choisi :

$$\tau = 52 \mu s$$

avec  $R_{21} = 15 k\Omega$

$$C_{20} = 5 nF$$

Cette constante de temps est 4 fois plus petite que la période des impulsions d'attaque, on a  $f_{max} = 4,5 kHz \Rightarrow T = 0,22 ms$ .



### INTÉGRATEUR

Le but de l'intégrateur est de nous fournir à sa sortie une tension proportionnelle à la fréquence du signal d'entrée, donc à la vitesse des bang.

à l'entrée de l'intégrateur on a des impulsions de durée constante ( $\tau = 52 \mu s$ ) et de fréquence variable ( $\omega = 4,5 kHz$ ).

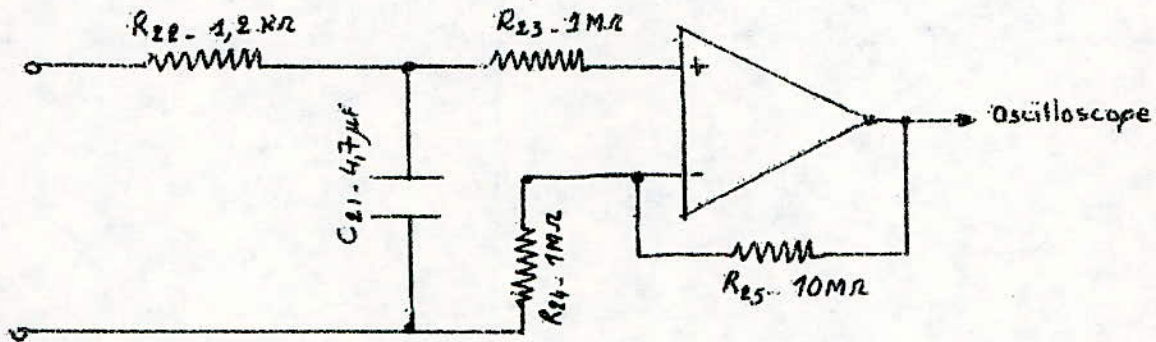
En prenant :  $R_{22} = 1,2 k\Omega$

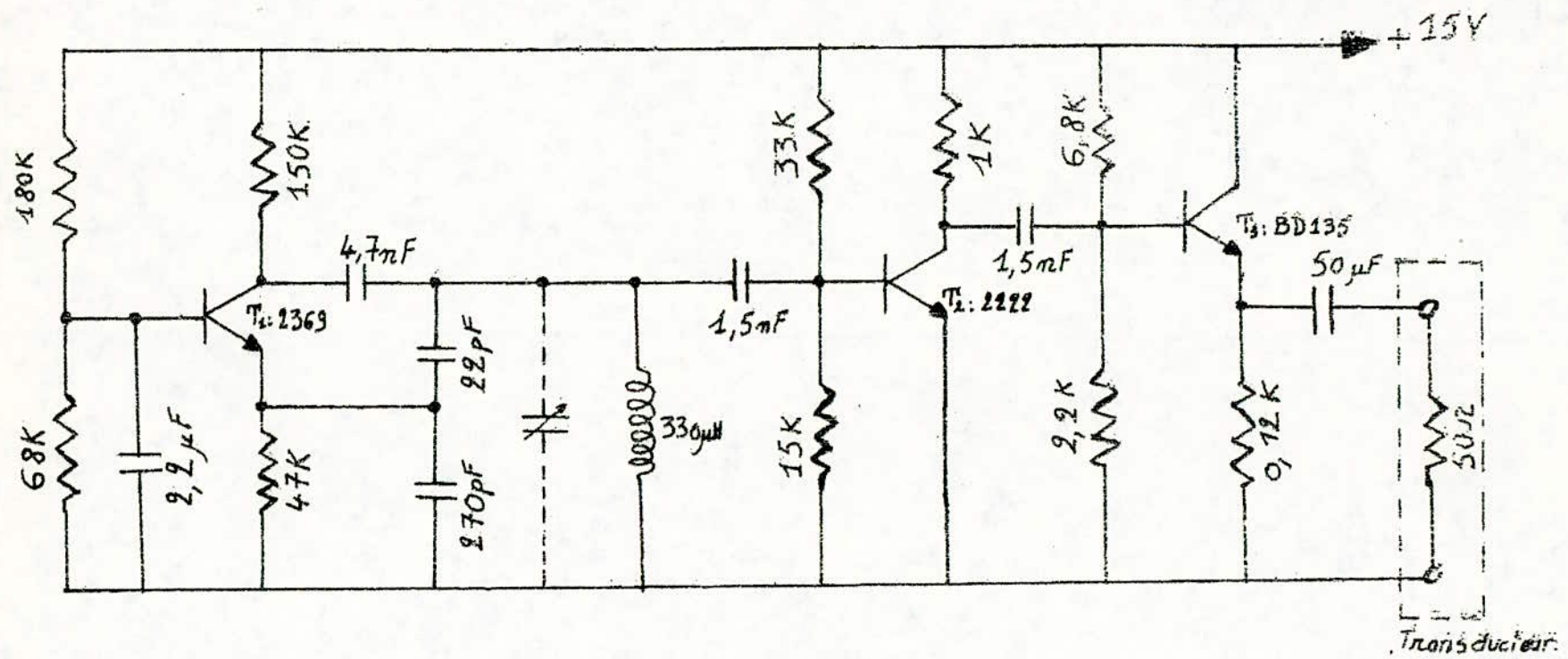
$$C_{21} = 4,7 \mu F$$

On a  $T = R_{22} \cdot C_{21} = 5,64 ms$

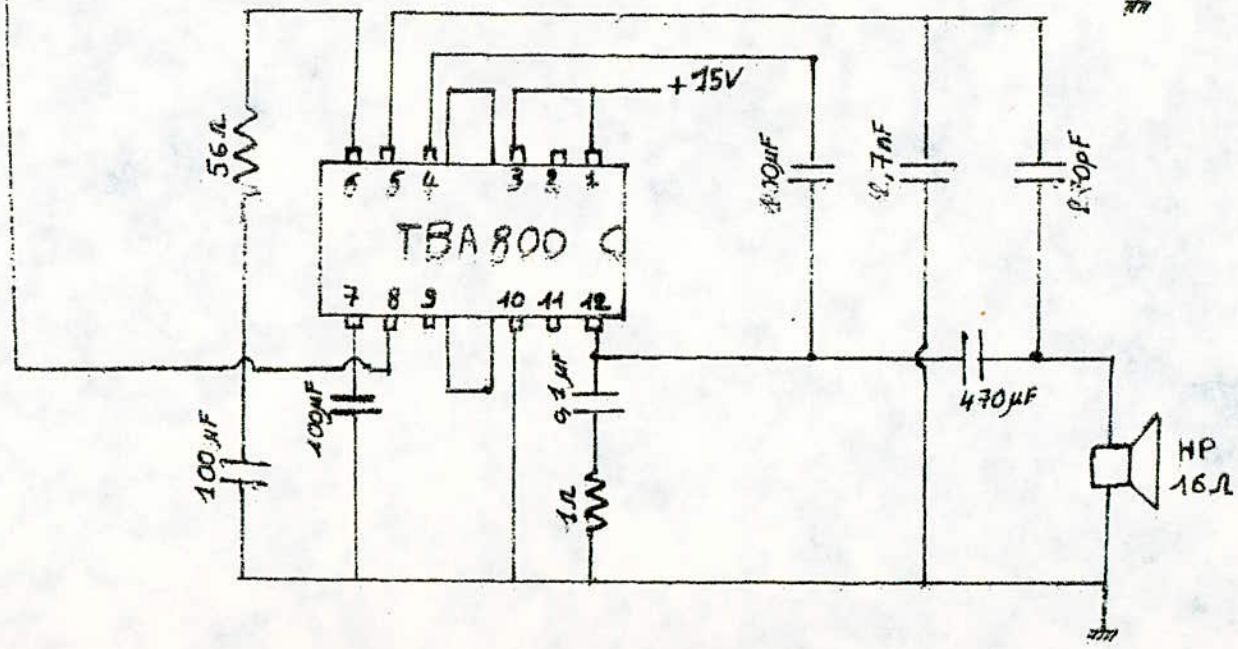
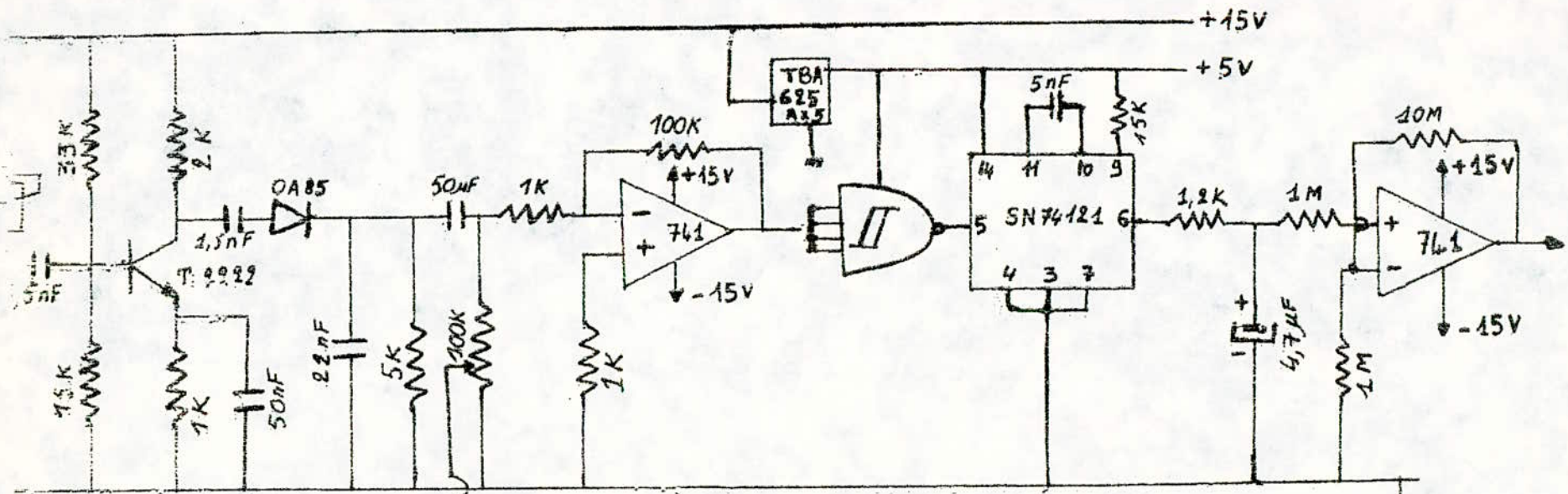
donc  $\tau \ll T$  (condition d'intégration).

Avec ces valeurs nous obtenons un niveau de sortie supérieur à la fréquence des impulsions ; mais assez faible, pour cela on a ajouté un étage amplificateur à la sortie de l'intégrateur.





- SCHEMA DE L'ÉMETTEUR -



SCHEMA DU RECEPTEUR.

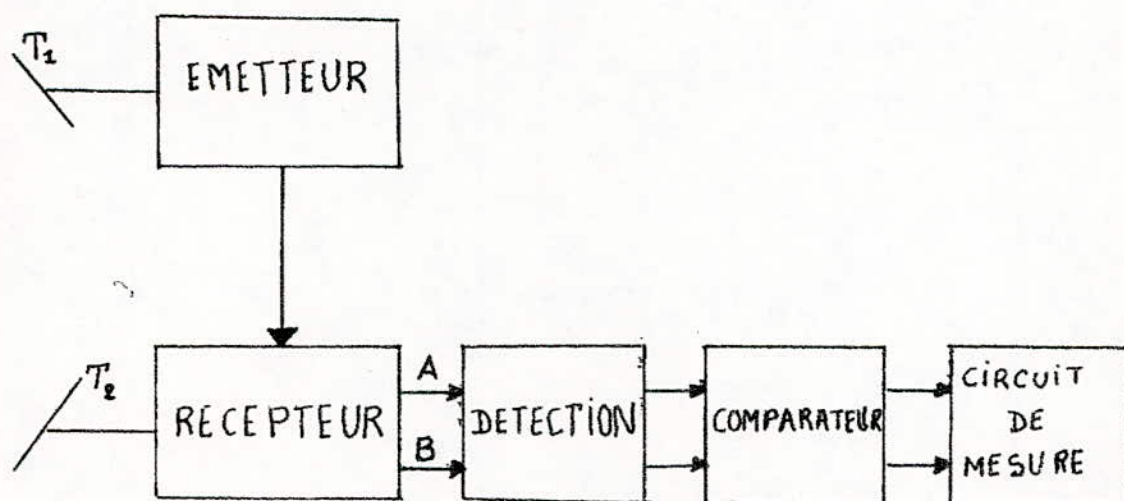
## CHAP V

# GÉNÉRALISATION

La non directionnalité de l'appareil qu'on a étudié limite son champ d'application car il donne seulement la valeur absolue de la vitesse en fonction du temps sans résolution de signe. Nous tenterons dans ce qui suit de proposer et de commenter le schéma synoptique d'un appareil directionnel pouvant être utilisé dans l'étude des courbes de vélocité de la majorité des artères et vaisseaux.

### I) APPAREIL DIRECTIONNEL

L'appareil que nous proposons doit garder les qualités du débitmètre non directionnel : stabilité absolue du zéro, facilité d'emploi, contrôle auditif permanent du signal doppler sur HP. Le schéma Bloc de l'appareil est :





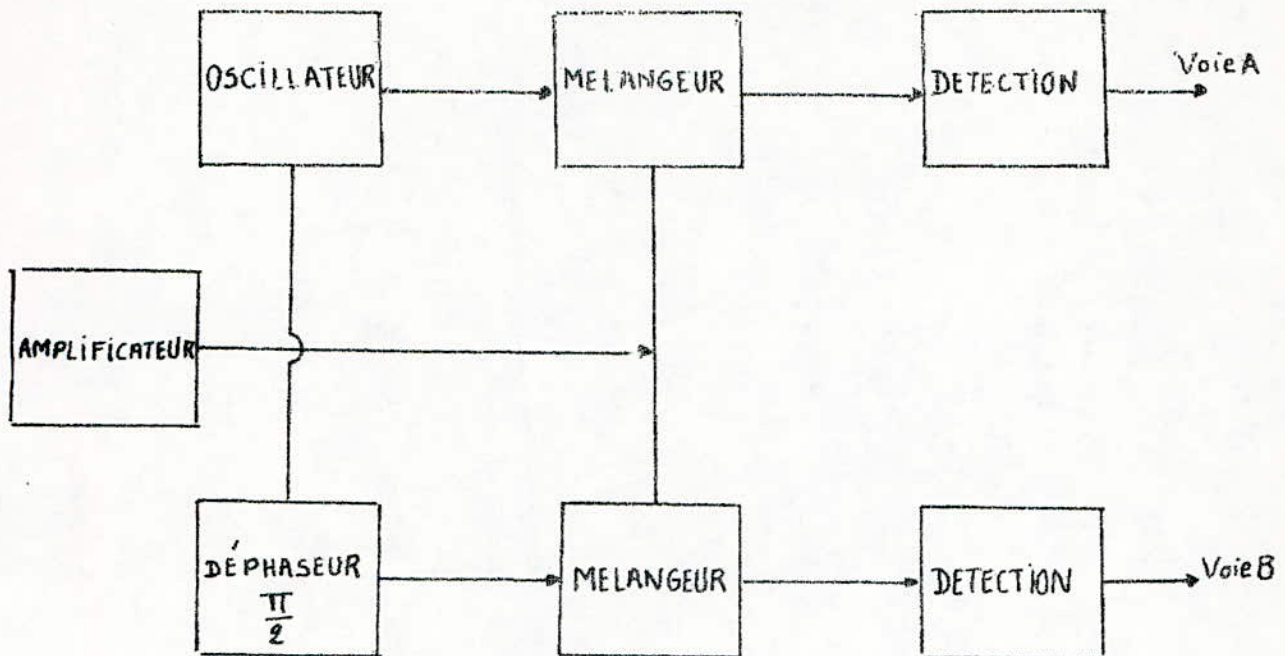
La réception compare deux voies A et B. Les signaux BF recueillis après détection sont déphasés l'un par rapport à l'autre. Après comparaison de ces deux signaux, nous obtenons une impulsion soit sur la voie A ou la voie B et ceci suivant le sens d'écartement du sang. Le circuit de mesure qui suit permet la constitution d'un signal électrique dont l'amplitude varie comme la vitesse du sang.

#### a) EMETTEUR

Afin d'étudier la plupart des vaisseaux et artères et ceci tout en évitant les différents artefacts dus à d'autres structures, nous pourrions utiliser les fréquences moyennes comprises dans la gamme médicale des ultrasons : 2 à 15 MHz ; en effet 2 MHz est utilisé pour les examens des vaisseaux assez profonds, tandis que la fréquence de 15 MHz est utilisée pour les artères qui sont à ras-peau (5 à 15 MHz : ophtalmologie). Ces considérations nous amenant à choisir les fréquences de 4 et 8 MHz qui donnent à l'appareil un champ d'application plus vaste.

#### b) RECEPTEUR

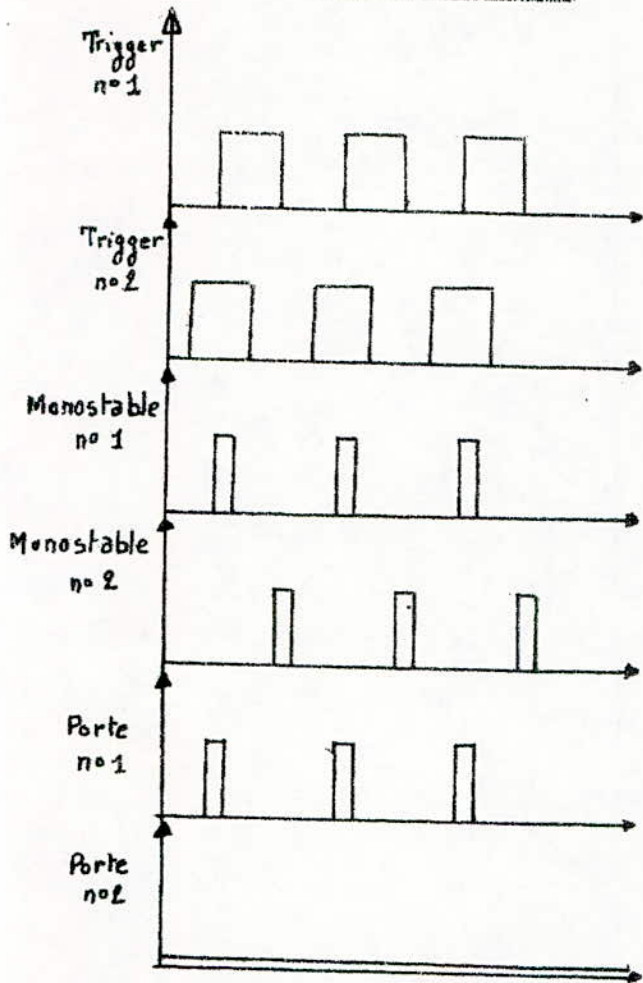
Le signal réfléchi, après amplification, est envoyé sur deux mélangeurs où il est mélangé avec deux tensions issues de l'oscillateur et déphasées l'une par rapport à l'autre de  $\frac{\pi}{2}$ . De cette façon on obtient après détection deux signaux sur la voie A et B de même fréquence mais déphasés l'un par rapport à l'autre positivement ou négativement suivant le sens du vecteur vitesse, c'est à dire suivant le signe de la variation de fréquence. (voir figure suivante).



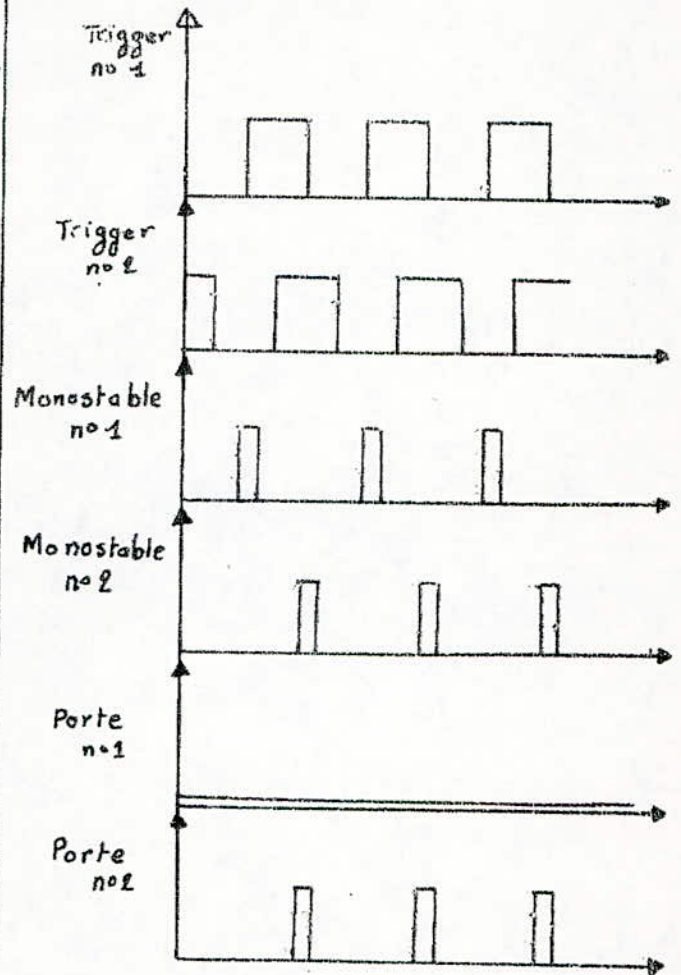
### c) COMPAREUR

Les signaux Doppler obtenus sont envoyés après amplification sur deux triggers de Schmitt. Le Trigger n° 1 commande deux monostables dont l'un déclenche au front de montée et l'autre au front de descente du signal donné par le trigger. Les impulsions identiques et déphasées de  $180^\circ$  ainsi obtenues sont envoyées sur deux portes ET dont l'ouverture est commandée par le trigger n° 2. Pour un sens de déplacement donné de l'obstacle réfléchissant, les impulsions ne peuvent traverser que l'une des deux portes. Nous avons donc suivant le signe relatif de la vitesse, des impulsions sur la voie A ou B. (voir fig suivante)

\* 1<sup>er</sup> cas :  $\Delta f > 0$



2<sup>eme</sup> cas :  $\Delta f < 0$



#### d) - CIRCUIT DE MESURE

des impulsions délivrées par les portes 1 et 2 sont intégrées afin de constituer un signal électrique, partielle image des variations de vitesse.

Ensuite elles sont appliquées à un amplificateur différentiel pour la constitution du signal électrique final.

à la sortie de l'amplificateur différentiel, on a ajouté un amplificateur inverseur qui servira à corriger le signe du signal sortant.

Remarque : Le circuit de mesure peut être complété de 3 dispositifs annexes pour la mise en valeur des informations recueillies, En effet on pourra avoir  $V_+$ ,  $V_-$  et  $V_m$ .

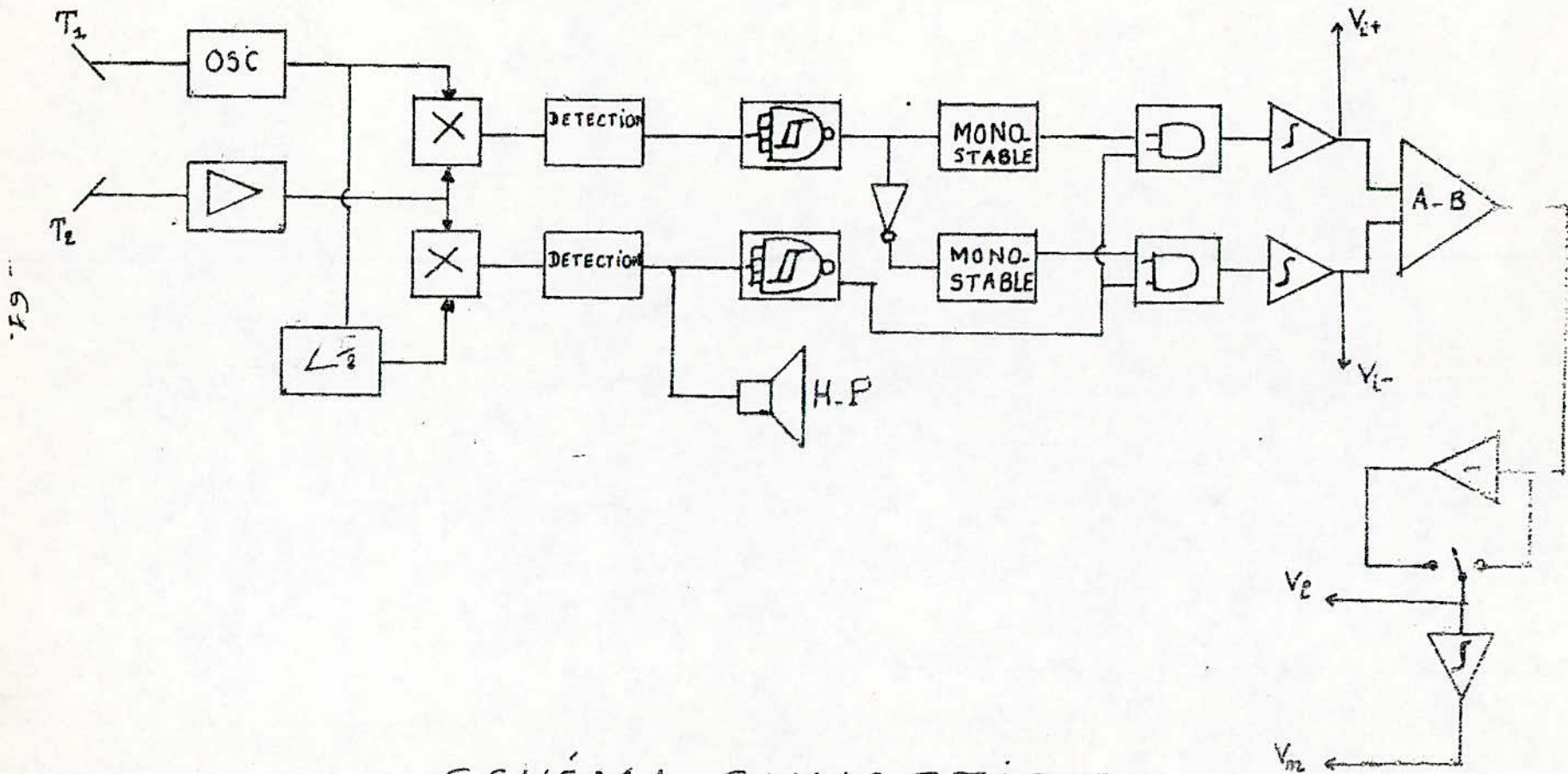
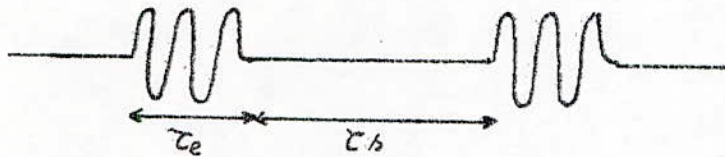


SCHÉMA SYNOPTIQUE

- APPAREIL DIRECTIONNEL -

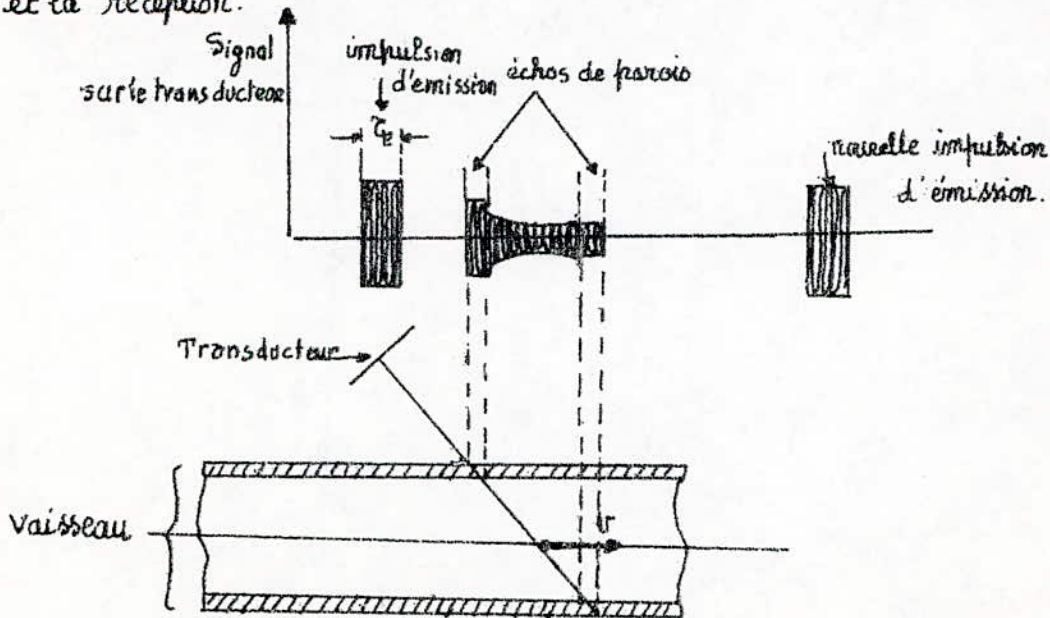
## II) PERSPECTIVE

Le procédé que nous avons commenté précédemment ne permet pas la mesure du diamètre du vaisseau, ainsi que l'étude point à point du profil de vitesse sur la section du vaisseau, pour cette raison certaines recherches se font actuellement autour de la construction d'un appareil Doppler "pulsé", c'est à dire qu'il utilise à l'émission des trains d'onde avec une fréquence de récurrence de 10 à 20 KHZ.

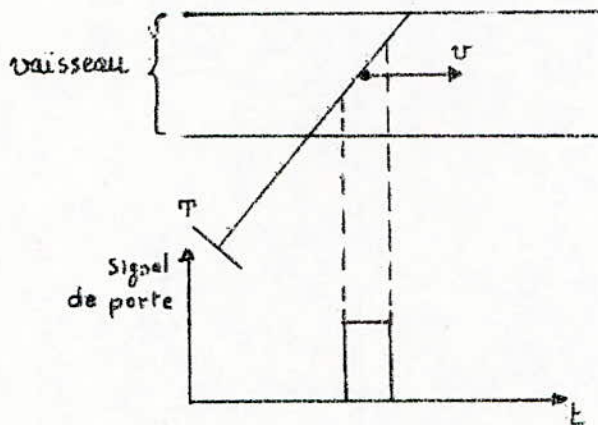


$$F_R = \frac{1}{T_e + T_s}$$

Pendant le temps  $T_s$ , un switch électronique permet de passer à la position réception car un seul transducteur peut être utilisé pour l'émission et la réception.



En mesurant le temps deparant les échos de parois on pourra connaître la géométrie du vaisseau. De plus en décodant à l'aide d'un système à porte le signal reçu on pourra étudier point à point le profil de vitesse sur une section du vaisseau.



L'information valide par la porte est extraite par des circuits assez semblables à ceux décrits plus haut pour les appareils "continus".

Ces appareils, encore du domaine du laboratoire, ont permis des travaux très intéressants sur les prothèses valvulaires cardiaques ou sur les prothèses vasculaires qui ont ainsi pu être l'objet de nombreuses améliorations.

Des appareils Doppler « pulsés » très sophistiqués permettent même le relevé automatique et rapide de ces profils en utilisant simultanément plusieurs portes, réparties sur le diamètre du vaisseau étudié, au lieu d'une seule que l'on déplace.

### III > CONCLUSION

L'utilisation de l'effet Doppler pour la mesure de la vitesse circulatoire à l'aide des ultrasons permet de connaître le flux artériel ou veineux instantané et d'avoir par le même biais des renseignements extrêmement précieux notamment sur l'existence de frimo circulatoires.

De plus, par ce moyen on pourra étudier les mouvements des fransio cardiaques, les contractions d'estomac, les vibrations des cordes vocales et d'une manière générale tous les phénomènes dynamiques dont la vitesse est de l'ordre du cm/s.

En obstétrique, ce procédé nous permet de diagnostiquer très tôt et sans risques les grossesses jémellaires, de mettre en évidence toute souffrance foetale ayant une incidence sur le rythme cardiaque mais aussi plus simplement faire entendre le cœur de son enfant à la future maman! Enfin l'obtention du signal Doppler maximum facilite le repérage des vaisseaux pour une mesure éventuelle de pression systolique et ceci à tous les niveaux.

Ce procédé paraît très intéressant en pathologie et en obstétrique. Il semble qu'il deviendra, sous peu, d'utilisation courante dans l'étude de l'hémo-dynamique et qu'il aura une place importante dans le monitoring.

## CONCLUSION GÉNÉRALE

Notre travail comme vous l'avez pu le constater a été divisé principalement en deux parties: ETUDE et RÉALISATION.

L'étude nous a permis de connaître ou l'on pourra faire une mesure assez correcte de la vitesse du "débit cardiaque" et ceci après avoir étudié l'effet Doppler et les propriétés des ultrasons: propagation, détection et effets biologiques; les considérations tirées de cette étude nous ont amené à fixer le choix des paramètres de l'appareil réalisé.

La Réalisation, à l'opposé de l'étude nous a posé beaucoup de problèmes du au manque flagrant de moyens techniques (Catalogue de Caractéristiques; composants, maquettes d'essai et...) qui nous ont beaucoup limité dans le choix des solutions. L'émetteur et le récepteur réalisés sont composés de montages relativement simples, mais qui lors des essais nous ont fourni des résultats acceptables. Nous regrettons beaucoup de n'avoir pu expérimenter l'appareil ainsi réalisé et ceci est lié à l'absence de Transducteurs électroacoustiques.

Nous avons terminé notre travail en proposant un schéma synoptique complet d'un appareil donnant la vitesse du sang avec résolution de signe. Nous espérons que les personnes intéressées trouveront dans ce travail les éléments essentiels pour une réalisation plus complète, ainsi que pour une exploitation beaucoup plus efficace des ultrasons dont le très vaste domaine d'application s'étend aux activités diverses.



# BIBLIOGRAPHIE

- U.S. DE HAUTE INTENSITÉ - APPLICATIONS INDUSTRIELLES  
B. BROWN - DUNOD.
- TECHNIQUES ULTRASONORES  
P. HEMARDINQUER - CHIRON. PARIS.
- STIMULATION CARDIAQUE  
JACQUES TREMOLIERES - COLLECTION ELECTRONIQUE - APPL. MEDI.
- PROJET DE FIN D'ETUDES : EMETTEUR-RECEPTEUR A U.S. POUR LE CONTRÔLE NON  
DESTRUCTIF DES MATÉRIAUX... ENITA JUIN 81.
- TECHNIQUE DE L'INGENIEUR (ELECTRONIQUE MÉDICALE ET PROPAGATION DES U.S.)
- SESSIONS DE FORMATION PRATIQUE A L'ÉCHOTOMOGRAPHIE EN TEMPS RÉEL  
PHYSIQUE (TOME I) SOCIÉTÉ KONTRON  
- 1980 -
- COURS D'ECHOGRAPHIE - UNIVERSITÉ DES SCIENCES ET DE TECHNOLOGIE  
DE COMPIEGNE - FEVRIER 80.
- INTERVENTION DE LEANDRE POURCELOT - "FACULTÉ DE MEDECINE - TOURS"  
AU CONGRÈS DE GÉNIE BIOLOGIQUE ET MÉDICAL DE NANCY  
- 30 JUIN - 5 JUILLET 1969 -
- NOUVELLE PRESSE MÉDICALE 11 NOV 72 N° 40
- ELECTRONIQUE. APPLICATIONS N° 2 et 10
- ELECTRONIQUE MEDICALE N° 35