

MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

41/82
20x

U.S.T.H.B

ÉCOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE D'ALGER

DÉPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

FILIÈRE D'INGÉNIEUR EN ELECTRONIQUE



PROJET DE FIN D'ÉTUDE

Thème

ÉTUDE ET RÉALISATION D'UN
ÉCHOGRAPHE EN MODE A



Proposé par :

Mer. DAHMANI Mouloud

Étudié et Réalisé par :

MEZACHE Abdelkrim

Promotion : (JUIN 1982)

ROUANE Amar

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE
BIBLIOTHÈQUE

MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

U.S.T.H.B

ÉCOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE D'ALGER

DÉPARTEMENT D'ÉLECTRONIQUE

FILIÈRE D'INGÉNIEUR EN ÉLECTRONIQUE

PROJET DE FIN D'ÉTUDE

Thème

ÉTUDE ET RÉALISATION D'UN
ÉCHOGRAPHE EN MODE A

Proposé par :

Mr. DAHMANI Mouloud

Étudié et Réalisé par :

MEZACHE Abdelkrim

Promotion : (JUIN 1982)

ROUANE Amar

DÉDICACES

- A mes parents
- A mes frères et sœurs
- A ma femme
- A Karima, Riadh, Samia et Mohamed



ABDELKARIM

- A mes parents
- A mes frères
- A mes sœurs et belles-sœurs
- A mes neveux
- A mes amis, en particulier,
HAFID, TOUFFIK, et ABDELKARIM.

FATAH.

REMERCIEMENTS

Nous tenons à exprimer nos vifs remerciements à :

- Notre promoteur M^{re} DAHMANI pour nous avoir proposé ce sujet et conseillé tout au long de notre travail.
 - M^{re} KADEM Farid, directeur de l'unité d'exploitation aéronautique, et M^{re} BENSADIA, chef de département technique pour leur aide matérielle
 - M^r BACHA ABDELHAMID, chef de division radio, pour l'aide matérielle et morale qu'il m'a cédé de déployer tout au long de notre travail, qu'il trouve ici l'expression de notre reconnaissance.
 - tout le personnel technique, de l'unité, en particulier à ABDOU et KARIM du laboratoire.
 - M^{re} DJELOUAH du département "ULTRA-SONS" du C.S.T.N pour son aide documentaire et son accueil amical.
 - M^{re} AHMIA SLIMANE pour l'aide qu'il nous a fourni.
 - M^{lle} LOUMI Saliha pour son aide à la réalisation de ce projet.
- Que tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce modeste travail trouvent ici l'expression de notre sincère gratitude.

SOMMAIRE

CHAPITRE I HISTORIQUE	1
CHAP. II INTRODUCTION	2
III NECESSITE DE L'EMPLOI des U.S	4
IV LES ULTRA-SONS	5
V EFFETS ASSOCIES à La PROPAGATION des U.S dans les SYSTEMES BIOLOGIQUES	7
V-1 introduction	7
V-2. l'effet thermique et ses Consequences	7
V-3. Microcourants acoustiques et leur Consequences.	8
V-4. Cavitation et ses Consequences	9
VI PRODUCTION DES U.S.	11
VI-1. introduction	11
VI-2. des générateurs à magnetostriction.	11
VI-3. des générateurs à electrostriction.	12
VI-4. des générateurs piezo-electriques.	13
VII PROPAGATION DES U.S	16
VII-1. introduction	16
VII-2. Attenuation des faisceaux	16
VII-3. Formation des échos.	20
VII-4. Forme du Faisceau.	24
VII-4-1 directivité	24
VII-4-2 Géométrie des faisceaux	25
VII-4-3 Pouvoir de résolution.	27
VIII ANNEXES.	

IX DESCRIPTION et CHOIX de la SONDE	28
X METHODES ECHOGRAPHIQUES	30
X-1 Introduction	30
X-2 Mode A	30
X-3 mode B	31
X-4 Mode T-M	32
X-5 Mode D	32
X-6 Conclusion.	33
XI EMETTEUR	34
XI-1 - fréquence d'émission	34
XI-2 - type d'émission	34
XI-3 - fréquence de recurrence	35
XI-4 - synoptique de l'émetteur	38
XI-5 - fonctionnement de l'émetteur	39
XI -6 - l'oscillateur.	40
XI-7 - l'horloge de commande	41
XI-8-1 mise en forme du créneau fourni par l'horloge	46
XI-8-2 mise en forme du signal délivré par l'étage tampon.	46
XI 9 - étage tampon	47
XI.10. Commutation	48
XI -11. Synchronisation	49
XI-12 adaptation.	50
XII RECEPTEUR	52
XII-1. introduction	52
XII-2. Schéma synoptique du récepteur	53

XII-3.	étage limiteur	54
XII-4.	étage préamplificateur.	55
XII 5.	Générateur de Courbe de gain	56
XII 5-1.	générateur de dent de scie et synchronisation.	57
XII 5-2	Schéma du générateur de dent de scie.	58
XII 5-3	Production du palier avant.	59
XII 5-4.	Commande du palier avant	61
XII 5-5	schéma global du générateur de fonction.	64
XIII	CONCLUSION	65
	BIBLIOGRAPHIE.	

ETUDE

THE ORIQUE

I HISTORIQUE

des premières applications cliniques des ultras-sons au diagnostic ont débutées en 1951, avec les travaux de Wild et ses collaborateurs, par l'utilisation d'un échographe fonctionnant en mode A. Une année plus tard, ils mirent au point un appareil fonctionnant en mode B.

A partir de cette date, plusieurs équipes à travers le monde ont apportées leur contribution au développement de l'échographie médicale.

Actuellement, on assiste à l'amélioration des techniques de visualisation des coupes des organes afin d'avoir une meilleure définition des phénomènes observés.

II INTRODUCTION

- Un échographe se subdivise en trois (3) parties :
- Un générateur de trains d'ondes qui excite le transducteur à des intervalles de temps réguliers.
 - Un transducteur ultrasonique, jouant le rôle d'antenne d'émission et de réception des ultrasons.
 - Un récepteur pour l'enregistrement des échos provenant du transducteur.

Schématiquement, il peut être représenté par la figure 1

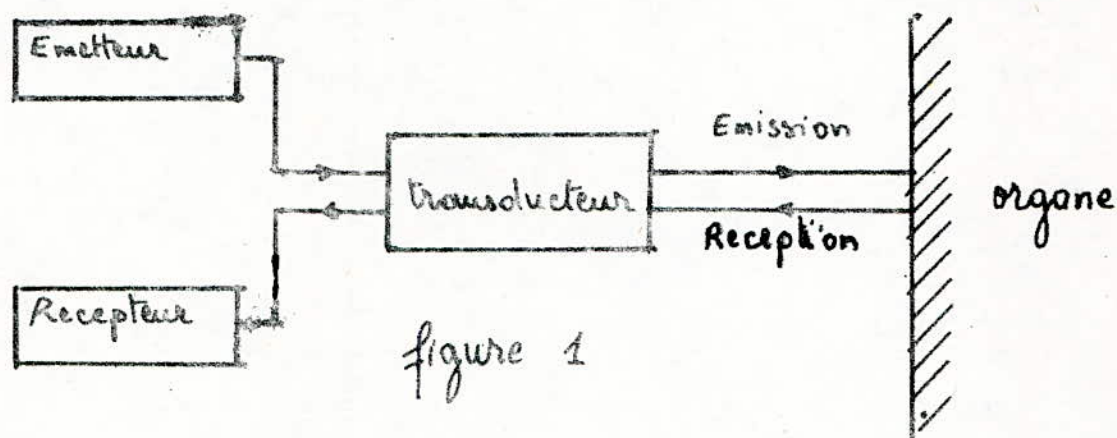


figure 1

- De l'analyse des échos, on peut tirer deux informations :
- la position de l'organe par rapport à la sonde ; ceci par la mesure du temps écoulé entre l'émission de l'onde et sa réception, correspondant à un aller et retour de l'onde.
 - l'état de l'organe, donné par l'amplitude de l'onde

L'application de l'échographie au domaine médical permet d'avoir des résultats cliniques très appréciables. Grâce au développement de la technique et des méthodes d'examen du patient, la précision du diagnostic peut atteindre les 90%.

Plusieurs modes échographiques sont actuellement utilisés :

- de mode A (Amplitude)
- de mode B (Brillance).
- de mode D (Dynamique)
- de mode TM (Temps-Mouvement)
- etc

Notre étude se limitera au mode A.

III NÉCESSITÉ DE L'EMPLOI DES ULTRA-SONS

Si les rayons X permettent d'avoir une image plane, l'échographie, avec ses différents modes, permet l'obtention des coupes, ainsi que d'images dynamiques surtout en mode TM. En outre, l'emploi répété des rayons X, surtout chez la femme enceinte présente un réel danger, alors que les examens échographiques peuvent être répétés sans aucun risque, en pédiatrie, obstétrique etc....

d'échographie permet d'étendre les procédés de radiographie pour l'observation des régions dont le contraste aux rayons X est insuffisant et la précision de la mesure peut être très grande.

Signalons d'autre part que du point de vue économique, le prix de revient d'un examen échographique est moins onéreux que celui des rayons X.

IV LES ULTRA-SONS

des ultra-sons sont des vibrations mécaniques dont la fréquence se situe au delà du seuil d'audibilité de l'être humain. Dans le cas des ondes planes (qui seront considérées tout au long de cette étude) la propagation des ondes est longitudinale puisque les molécules transmettant l'onde oscillent dans le sens de propagation de celle-ci, produisant alternativement des zones de compression et de décompression.

Une onde ultrasonore est caractérisée par

- sa fréquence f
- son amplitude A
- sa vitesse c

On notera que la vitesse de propagation dépend du milieu traversé:

$$\text{air : } c = 331 \text{ m/s}$$

$$\text{eau : } c = 1500 \text{ m/s}$$

$$\text{os : } c = 4080 \text{ m/s}$$

Pour les tissus mous du corps humain, la vitesse est estimée à 1570 m/s

L'équation de propagation de la pression P est de la forme
$$\frac{\partial^2 P}{\partial x^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 P}{\partial t^2}$$

Dans le cas d'une onde sinusoïdale de pulsation ω se propageant dans un milieu infini, sa solution est de la forme $P = A e^{i(\omega t - kx)}$ où A est l'amplitude.

complexe, $k = \frac{2\pi}{\lambda}$ le facteur d'onde.

- Energie transportée par une onde acoustique

L'énergie qui intervient lors de la propagation des ondes acoustiques à travers un milieu est de

2 formes : l'énergie cinétique des particules en mouvement et l'énergie potentielle due à la compression du milieu.

L'énergie acoustique totale instantanée, par unité de volume ou densité d'énergie totale s'écrit :

$$e = \frac{1}{2} \rho_0 v^2 + \frac{1}{2} \frac{p^2}{\rho_0 c^2} \quad [\text{J/m}^3]$$

v : vitesse des particules, p : pression

- Puissance acoustique instantanée transmise par unité d'aire.

La puissance acoustique instantanée transmise par unité de surface ou flux instantané d'énergie transmis par unité de surface est le produit : $W = p \cdot v$

- Puissance moyenne transmise par unité de surface :

Intensité acoustique $I = \frac{1}{T} \int p v dt$

pour une onde plane $I = \frac{1}{2} p_m v_m$

p_m : amplitude de la pression, v_m : amplitude de la vitesse.

- Impédance relative acoustique.

Le rapport de la pression acoustique dans le milieu à la vitesse associée aux particules est définie comme étant l'impédance relative acoustique $Z = \frac{p}{v}$ pour une onde progressive plane $Z = \rho_0 c$

V EFFETS ASSOCIÉS A LA PROPAGATION DES ULTRA-SONS DANS LES SYSTEMES BIOLOGIQUES

V.1. Introduction.

des ultra-sons de forte intensité sont susceptibles de produire une série de modifications dans les tissus biologiques. Il convenait donc de s'assurer par des études préalables de l'innocuité des irradiations ultra-sonores administrées pour l'établissement d'un diagnostic ou de la thérapie.

V.2. L'effet thermique ou calorifique et ses conséquences.

V.2.1. Origine physique: l'effet thermique des U.S est l'effet le plus utilisé dans le domaine médical et surtout en thérapie. Il correspond à la transformation de l'énergie ultrasonore en chaleur et il est d'autant plus intense que le flux ultra-sonore et l'absorption (ou l'atténuation) du milieu traversé sont plus grands.

V.2.2 Conséquence de l'effet thermique:

- des solutions de macromolécules ne sont pas modifiées car les liaisons chimiques résistent bien à la chaleur. Dans le cas des suspensions cellulaires, l'effet thermique a une action nulle pour les échauffements faibles. Dans le cas des tissus, les effets sont beaucoup plus marqués et pour des flux ultra-sonores intenses, on observe la production de lésions. Cet effet dépend des propriétés thermiques et acoustiques du milieu irradié et de sa vascularisation.

V.2.3. Utilisation thérapeutique.

des U.S peuvent pénétrer les tissus sur plusieurs centimètres avant d'être absorbés. L'effet thermique est optimum lorsque la température locale atteint 40 à 45°C et devient destructeur au dessus de 45°C. Il se superpose à un effet de massage ultrasonore et aide à soulager rhumatismes, contractures, douleurs consécutives aux amputations.

V.3. Microcourants acoustiques et leurs conséquences.

V.3.1 Origine physique:

La variation de la pression de radiation dans le milieu irradié donne naissance à des courants acoustiques continus qui s'éteignent rapidement au voisinage d'obstacles rigides ou partiellement élastiques (membrane, bulles de gaz ...)

V.3.2 Effets sur les solutions de macromolécules:

La dégradation ultrasonore des macromolécules se produit même lorsque la solution est irradiée sous vide c'est à dire en l'absence de cavitation.

V.3.3 Effets sur les cellules.

Les modifications subies par les cellules sous l'action des micro-courants sont fonctionnelles et/ou structurales. En effet, des études ont montrés que les micro-courants ont une grande influence sur les transferts de matières dans les milieux irradiés et produisent une accélération des processus chimiques.

VI-3-4 effets sur les tissus

Le site principal d'action des ultrasons sur les tissus se situerait au niveau vasculaire.

En conclusion, on peut dire que les effets associés aux microcourants sont extrêmement sensibles à la Température.

VI-4 - Cavitation et ses conséquences

VI-4-1 Origine physique

Lorsque l'amplitude de la pression acoustique devient supérieure à la force de cohésion du liquide dans lequel les ondes ultrasonores se propagent, il se produit des ruptures du réseau liquide et une formation de cavités, essentiellement autour des impuretés et des microbulles que contient tout liquide. Ces cavités se forment et se resorbent très rapidement, pratiquement à la fréquence ultrasonore, d'où le nom de cavitation transitoire. La cavitation a pour effet de transformer la densité d'énergie relativement faible d'un champ ultrasonore en une densité d'énergie très élevée au voisinage et à l'intérieur des cavités.

Citons la cavitation stable dans laquelle on fait résonner des bulles de gaz dans un liquide. Le mécanisme de production de la cavitation transitoire suggère l'existence d'un seuil d'intensité acoustique pour l'apparition de ce phénomène.

des effets dus à la cavitation résultant des températures et pressions élevées régnant au voisinage et à l'intérieur des cavités, ainsi que des ondes de choc prenant naissance lors de la résorption rapide de ces dernières.

V-4-2 Effets dus à la cavitation.

Les principaux effets dus à la cavitation sont la dégradation et dénaturations des solutions d'acides nucléiques, ainsi que les modifications d'activité biologique des enzymes et antibiotiques. Dans le cas des suspensions cellulaires, la cavitation est surtout utilisée pour extraire certains composants cellulaires ou certains enzymes. Il est possible de rompre sélectivement les membranes cellulaires sans provoquer trop de dégâts sur les substances ou organelles que l'on cherche à extraire. Enfin dans les tissus, la cavitation se traduit par l'apparition de lésions non localisées, ayant un aspect caractéristique.

V-4-3 Conclusion.

Si les effets cités ci-dessus peuvent nuire à l'organisme lorsque l'intensité sonore est grande, ils sont d'une innocuité totale lorsque l'intensité sonore est faible. En effet des études effectuées à travers le monde ont montré l'inexistence d'effet secondaire des U.S lorsque l'intensité est inférieure à 100 mw/cm^2 .

VI PRODUCTION DES ULTRASONS

VI-1 Introduction

A cause de la haute caractéristique de l'impédance relative acoustique des liquides, en comparaison avec l'air, les éléments vibrants des transducteurs destinés à être utilisés dans les liquides doivent être capable de produire de grandes forces pour de petits déplacements afin d'adopter l'impédance du liquide efficacement. Divers procédés sont utilisés pour la production des U.S dont les générateurs mécaniques ou électromécaniques et les générateurs électriques. Nous nous limiterons à l'étude des générateurs électriques dont nous distinguons les générateurs à magnétostriction, les générateurs à électrostriction et les générateurs piezo-électriques.

VI-2. Les générateurs à magnétostriction

Quand un matériau ferro-magnétique est magnétisé, certains changements se produisent dans sa structure interne et les pressions résultants dans le spécimen produisent de petits changements dans ses dimensions physiques. Ce principe est utilisé pour produire des vibrations longitudinales au moyen d'un champ magnétique alternatif.

La formule de résonance élastique du barreau est donnée par :

$$f_k = \frac{k}{2l} \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

avec f_k : fréquence du mode de vibration
 E : module de Young
 l : longueur du barreau
 ρ : densité du barreau.

Si ce type de générateur est simple, robuste, puissant et de prix peu élevé, il présente, par contre, l'inconvénient majeur pour son utilisation médicale de ne guère dépasser la fréquence de 100 kHz, en plus de sa sensibilité à la température.

VI.3. Les générateurs à électrostriction.

L'électrostriction est un phénomène de déformation qui se manifeste dans les diélectriques lorsqu'on les soumet à un champ électrique.

La déformation mécanique d est donnée par: $d = e \cdot V^2$
 avec A : coefficient piézo-électrique; e = épaisseur de la lame.
 V : tension appliquée

L'effet mécanique est proportionnel au carré de la tension appliquée; ce qui le rend indépendant du sens du champ, d'où la nécessité de polariser la substance afin d'avoir une vibration mécanique proportionnelle au champ électrique et de même fréquence.

La polarisation se fait d'une façon définitive en plaçant

la céramique dans un bain d'huile chauffé à une température supérieure à celle de Curie (100° à 200°C) en présence du champ électrique. Ensuite le bain est refroidit en maintenant constant le champ électrique. Avec un tel procédé on obtient des céramiques ayant des constantes piézo-électriques très élevées, des corps ferroélectriques les plus utilisés pour produire et détecter les U.S sont:

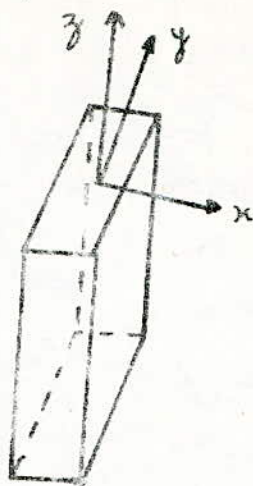
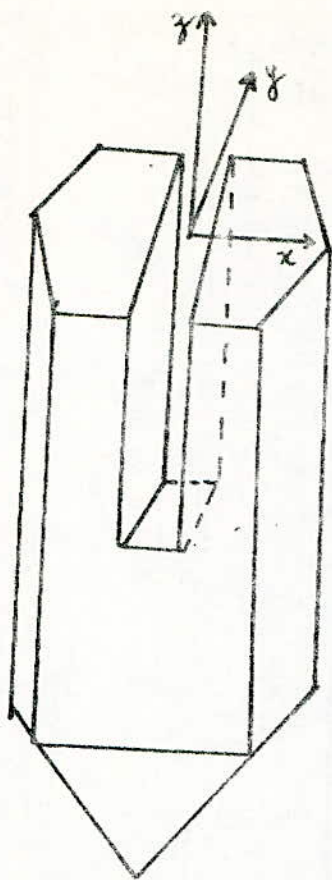
- Titanate de Barium
- Zirconotitanate de plomb.

VI - 3 des générateurs piézoélectriques.

Le quartz est de la silice SiO_2 cristallisé dans le système hexagonal. On distingue 3 axes cristallographiques.

- L'axe optique
- L'axe électrique perpendiculaire aux faces du polyèdre $y'Oy$
- L'axe mécanique $x'Ox$ passant par les arêtes.

On distingue plusieurs coupes dont la coupe X. On notera que la figure ci-dessous représente une coupe X, c'est-à-dire que les 2 plus grandes faces du quartz taillé sont perpendiculaire à l'axe x.



si un champ électrique alternatif est appliqué le long de l'axe x , les déformations mécaniques résultantes le long de l'axe y peuvent être utilisées pour produire des vibrations le long de cet axe. En particulier lorsque la fréquence du champ électrique appliqué approche la fréquence naturelle de n'importe quel mode de vibration longitudinal du quartz ; l'amplitude de la vibration mécanique devient grande. Les vibrations mécaniques de ce type de quartz ou d'autres cristaux piézo-électriques sont utilisés pour produire les vibrations mécaniques allant de 5 KHz à plusieurs centaines de KHz.

similairement, les déformations mécaniques produites le long de l'axe x sont utilisées pour produire des vibrations d'épaisseurs parallèles à cet axe.

Puisque l'épaisseur du cristal de quartz peut être inférieure à 1 mm, le mode de vibration d'épaisseur est particulièrement convenable pour les émissions d'énergies ultra-sonores à des fréquences qui dépassent 1 MHz (jusqu'à environ 10 MHz). De tels cristaux peuvent être utilisés dans le mode fondamental, l'utilisation des modes harmoniques rendent possibles les émissions ultrasoniques à des fréquences allant jusqu'à 500 MHz.

VII PROPAGATION DES ULTRA-SONS

VII.1. Introduction

Par définition, un mode de propagation est caractérisé, dans un milieu donné et à une fréquence donnée, par sa vitesse de propagation et, surtout son coefficient d'amortissement. Un troisième coefficient, de dispersion, s'introduit lorsqu'on fait varier la fréquence. Les pertes (atténuations) dans le milieu homogène sont divisées en 3 types principaux:

- Les pertes de conduction de chaleur.
- Les pertes associées aux échanges d'énergie entre molécules.
- Les pertes visqueuses résultant du déplacement relatif qui a lieu entre les différentes portions du milieu durant les compressions et les décompressions qui accompagnent les transmissions de l'onde.

VII.2. Atténuation des faisceaux.

Les intensités relatives de 2 niveaux sonores de même fréquence sont appréciées et mesurées comparativement sur une échelle logarithmique établie en décibels (dB). L'intensité ultrasonore décroît avec la distance parcourue suivant la loi:

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

$$\text{L'atténuation en dB} = 10 \log \frac{I}{I_0} = 10 \log e^{-2\alpha x}$$

$$\text{d'où } \Delta \text{dB} = 10(-2\alpha x) \log e$$

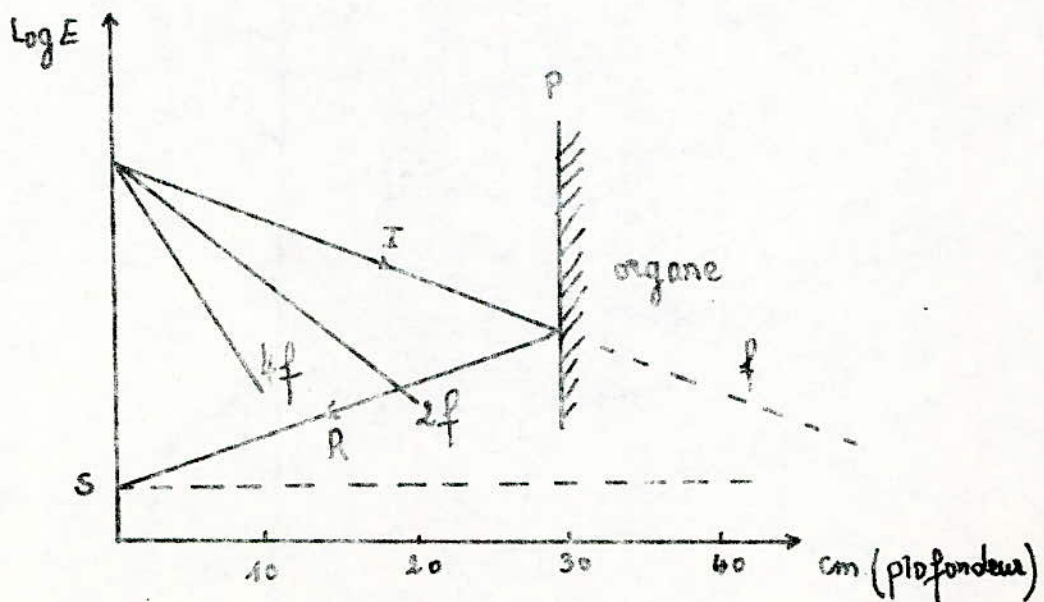
$$\Delta \text{dB} = -8,7 \alpha x$$

L'atténuation est du type exponentiel et le coefficient d'atténuation α dépend de la fréquence émise et du milieu de propagation.

Le tableau ci-dessous donne le coefficient d'atténuation de quelques milieux à une fréquence de 1 MHz.

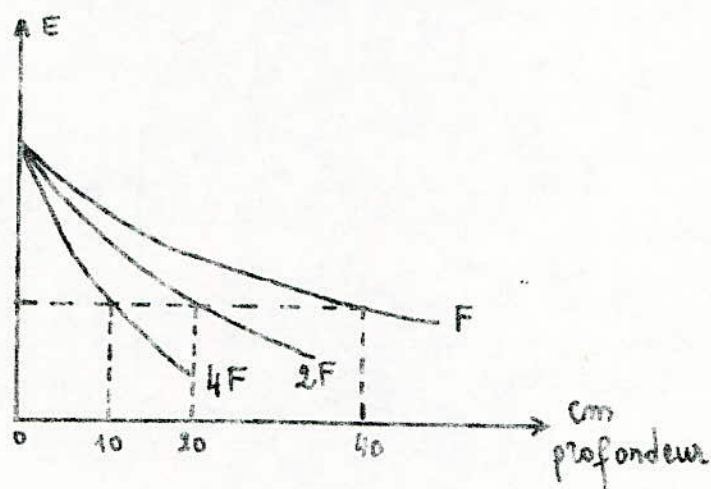
Milieu de Propagation	Coefficient d'absorption α en dB/cm.	Dépendance de la fréquence
Eau	0,0022	f^2
Sang	0,18	f
Graisse	0,63	f
Foie	0,94	f
Rein	1,00	f
OS	20,00	$f \div f^{1,5}$

L'intérêt de l'échographie nous emmène à considérer l'énergie du faisceau qui subit une atténuation équivalente à l'aller et retour. Une représentation semi-logarithmique des courbes d'atténuation est donnée par la figure ci-dessous.



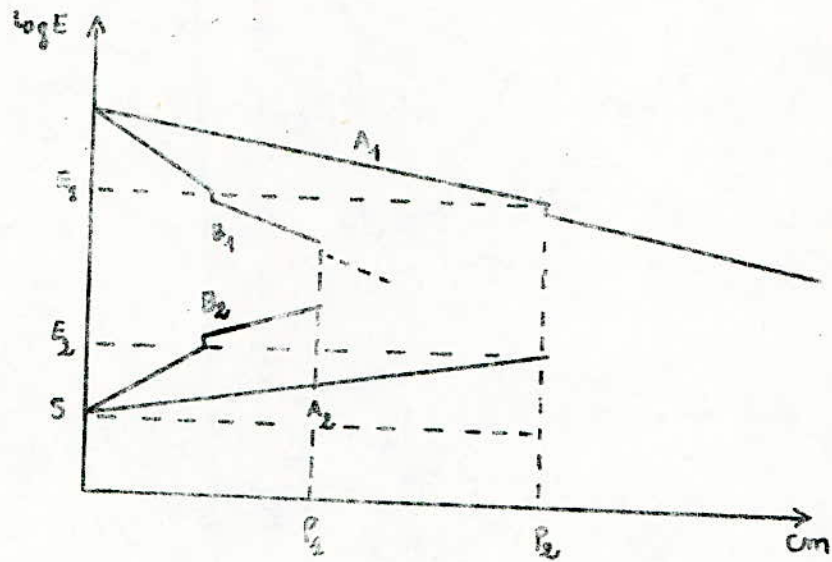
I représente l'atténuation du faisceau incident et R celle du faisceau réfléchi, cette atténuation est équivalente à l'aller et au retour. En admettant que toute l'énergie arrivant sur le plan P soit réfléchi, la position de P dépend du seuil de détection S du récepteur (portée théorique de l'appareil) au-dessous duquel les échos trop faibles ne seront plus dissociables du bruit de fond.

En conclusion, pour les tissus, doubler la fréquence revient à multiplier par 2 le coefficient d'atténuation; la portée du faisceau est alors réduite de moitié.



Deux notions importantes résultent des considérations précédentes: Les faisceaux ayant des fréquences de l'ordre de 1-2 MHz portent loin mais se dispersent rapidement, (voir géométrie des faisceaux), et ont une résolution médiocre, alors que les fréquences de l'ordre de 4 à 5 MHz ont une bonne résolution et un angle de dispersion faible mais une portée réduite.

Lorsque le faisceau se propage dans un milieu hétérogène, il traverse diverses régions dont les impédances relatives acoustiques et les coefficients d'atténuation sont différents. L'atténuation du faisceau dans ce cas est plus importante.



S: seuil de détection du récepteur.

La courbe A représente l'atténuation de l'énergie E du faisceau incident A₁ et de l'écho A₂ traversant un milieu homogène. Au plan P₁ on a réflexion partielle et l'énergie transmise $E_t = E_1 - E_2$.

La courbe B représente, le cas où le faisceau traverse un milieu non homogène. La portée P₁ du faisceau dans le milieu hétérogène est inférieure à la portée P₂ du même faisceau dans le milieu homogène.

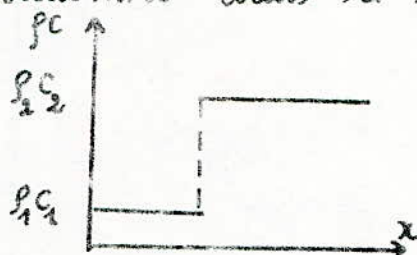
Tout faisceau ultrasonore traversant un tissu subit une absorption que nous considérons comme normale et inhérente à tous les tissus. A côté de cette absorption,

il en existe une autre propre aux tissus tumoral malin; En effet, il est maintenant bien établi que les tissus cancéreux absorbent les ultra-sons davantage que les tissus normaux ou bénins. Cette constatation constituera l'élément fondamental du diagnostic.

VII.3. Formation des échos.

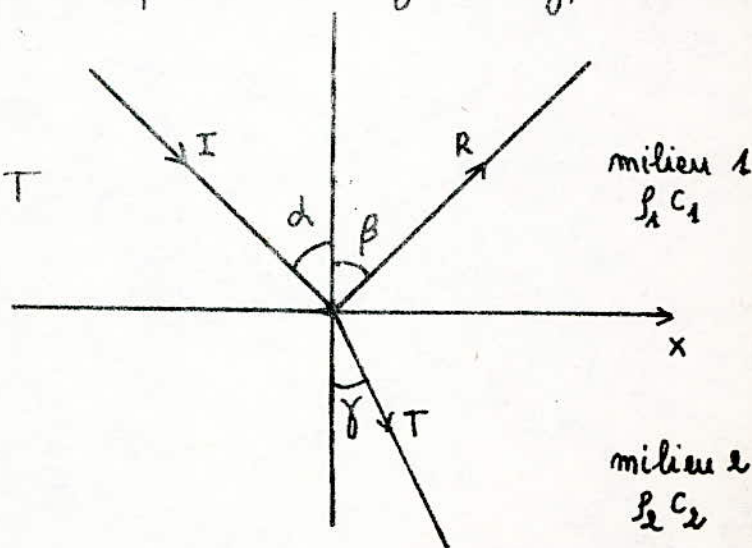
VII.3.1. La réflexion.

Si une onde acoustique rencontre un obstacle, une non uniformité sous forme d'échelon, (Variation brusque de l'impédance relative acoustique), c'est-à-dire une limite commune à 2 milieux, une partie de l'énergie est réfléchi, une autre partie est transmise dans le 2^e milieu.



Dans le milieu limité par une frontière il y a 3 types d'ondes:

- L'onde Incidente I
- L'onde réfléchi R
- L'onde réfracté (transmise) T



Il y a une parfaite analogie entre l'optique et l'acoustique.
La loi de Descartes donne:

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{c_1}{c_2} ; \quad \alpha = \beta.$$

Pour une onde incidente oblique.

Dans notre cas, afin de récupérer le maximum d'énergie retournant vers la sonde, celle-ci doit être placée de façon à avoir une incidence normale et, on a $\alpha = \beta = \gamma = 0$

L'écho correspond à un signal enregistré lorsqu'une partie de l'énergie contenue dans le faisceau incident retourne vers la sonde. Si toute l'énergie est réfléchie, aucune onde ne se propagerait au-delà de l'obstacle et cet obstacle se comporterait comme un écran. Si l'énergie réfléchie est plus faible, le faisceau est atténué au passage de l'obstacle et d'autres échos plus lointains vont pouvoir être enregistrés.

La connaissance de la vitesse moyenne de propagation du son (1570 m/s pour le corps humain), permet d'estimer par rapport à la sonde, la position de l'objet formant l'écho $x = \frac{vt}{2}$

Plusieurs conditions sont nécessaires pour que l'échographe enregistre les échos:

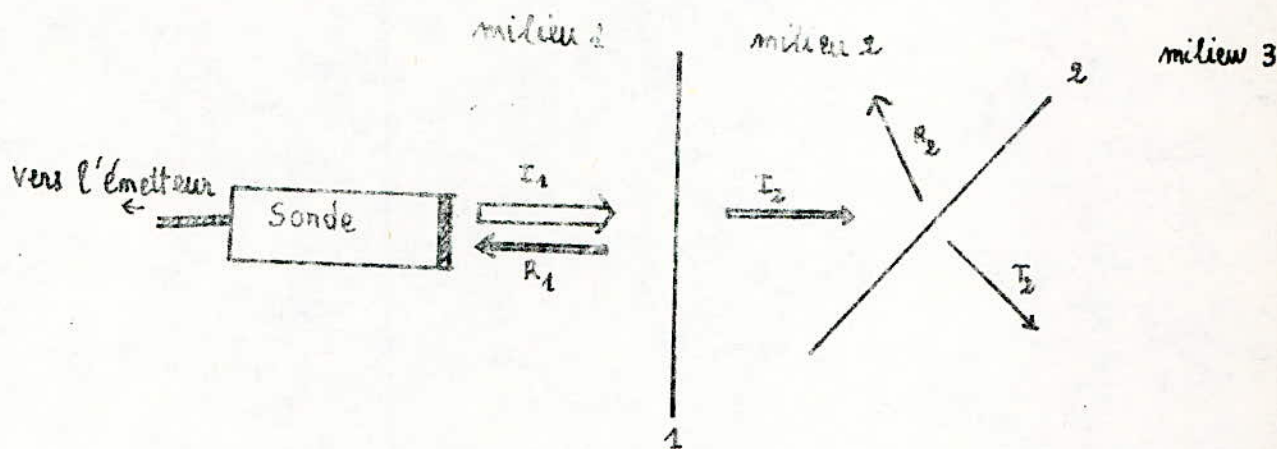
- Le milieu de propagation doit comporter des variations suffisantes d'impédance acoustique pour qu'il y ait formation d'échos.

- Le faisceau doit atteindre la zone réfléchissante.

- L'énergie du signal réfléchi doit être suffisante pour

parvenir à la sonde.

- La réflexion doit se faire en direction de la sonde sur une surface quasiment perpendiculaire à l'axe de propagation du faisceau, sinon le signal réfléchi est atténué ou perdu (fig. 1)



Au niveau de la première interface le faisceau est à incidence normale, la réflexion se fait vers la sonde; au niveau de l'interface 2, le faisceau incident est oblique, le faisceau réfléchi ne parvient pas vers la sonde et aucun écho n'est enregistré.

VII.3-2. L'impédance relative acoustique Z

La réflexion sonore se produit lorsque les conditions de propagation entre 2 milieux changent brutalement. Les caractéristiques de propagation pour un milieu donné sont résumées dans l'impédance acoustique Z .

$$Z = \frac{P}{v} \quad P: \text{pression} \quad ; \quad v = \text{vitesse du son.}$$

Pour une onde plane progressive Z est réelle $Z = \rho c$.

Nous donnons quelques valeurs des Impédances relatives acoustiques

air : 42.8

Graisse : $1,38 \cdot 10^6$

eau : $1,48 \cdot 10^6$

Rein : $1,62 \cdot 10^6$

foie : $1,65 \cdot 10^6$

muscle : $1,70 \cdot 10^6$

os : $7,00 \cdot 10^6$

tissu mou : $1,63 \cdot 10^6$

Sang : $1,61 \cdot 10^6$

$$[Z] = \frac{\text{kg}}{\text{m}^2 \cdot \text{s}} \quad (\text{ou Rayleigh}).$$

On définit le coefficient de réflexion et de transmission énergétique, dans le cas des réflexions normales on a :

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

Avec I_i , I_R , et I_t sont respectivement, l'intensité acoustique incidente, réfléchie et transmise. En posant $q = \frac{Z_2}{Z_1}$

$$R = \left(\frac{q-1}{q+1} \right)^2 \quad t = \frac{4q}{(q+1)^2}$$

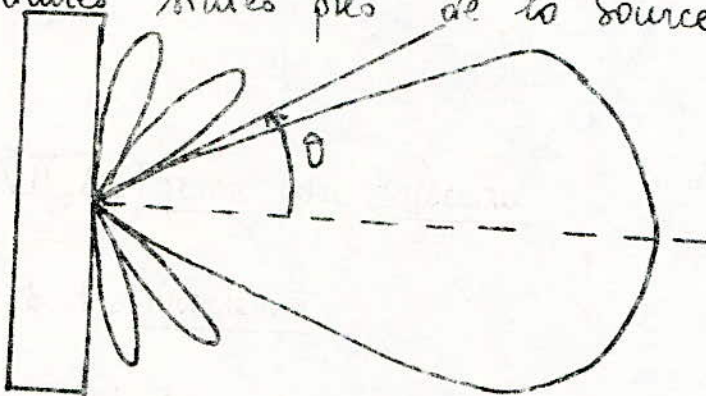
Si on remplace q par $\frac{1}{q}$ les relations ci-dessus ne sont pas affectées à partir de là on conclut que R et T ne sont pas fonction du sens de propagation.

Dans l'organisme, formé principalement de milieu aqueux, le faisceau rencontrant brusquement un milieu d'impédance acoustique très différente, comme l'air, l'os ou des calcifications, va subir une réflexion très importante. La détectabilité d'une lésion tumorale, par exemple, dépendra en grande partie du niveau de son impédance acoustique par rapport aux tissus voisins.

VII.4. Forme du faisceau.

VII.4.1. Directivité.

Comme toute antenne, un transducteur électrostatique possède un diagramme de rayonnement. Sa directivité dépend de sa forme géométrique et de la longueur d'onde. Les transducteurs utilisés ont la forme d'un petit disque qu'on peut assimiler à un piston plat, il présente un diagramme de rayonnement qui est composé d'un lobe principal et de plusieurs lobes secondaires situés près de la source.



Théoriquement, l'intensité est nulle pour un angle polaire θ donné par : $\sin \theta = 0,61 \frac{\lambda}{a}$ donc un faisceau de largeur 2θ .

En pratique, une intensité absolument nulle n'est jamais observée, et il est de coutume de définir la directivité d'une source sonore par le facteur de directivité $D = \frac{I_0}{I_{ref}}$ d'où on définit aussi l'indice de directivité d , appelé aussi gain directionnel.

$$d = 10 \log D = 10 \log \frac{I_0}{I_{ref}}$$

Avec I_0 : l'intensité axiale mesurée à une distance r de la source et I_{ref} : est une intensité de référence arbitraire définie par: $I_{ref} = \frac{W}{4\pi r^2}$ où $W = \iint I \cdot ds$ est la puissance totale émise par la source.

VII 4.2. Géométrie des faisceaux.

On peut toujours décomposer une onde de forme quelconque en une somme d'ondes planes. Mais, suivant la fréquence, on obtiendra des ondes planes avec plus ou moins de facilité.

L'émission sonore n'est utilisable que dans le volume de l'espace où se trouve contenue la plus grande partie de l'énergie émise; la forme de ce volume définit le faisceau.

Le faisceau comprend deux zones:

- la distance D (près de la source) formant la zone de Fresnel, et, qui est grossièrement cylindrique, est liée au diamètre du cristal ($\phi = 2a$), à la fréquence d'émission (F) et à la vitesse (V) de propagation du son par la formule suivante:

$$D = \frac{\phi^2 \cdot F}{4 \cdot V} = \frac{4 a^2}{4} \cdot \frac{1}{\lambda} = \frac{a^2}{\lambda}$$

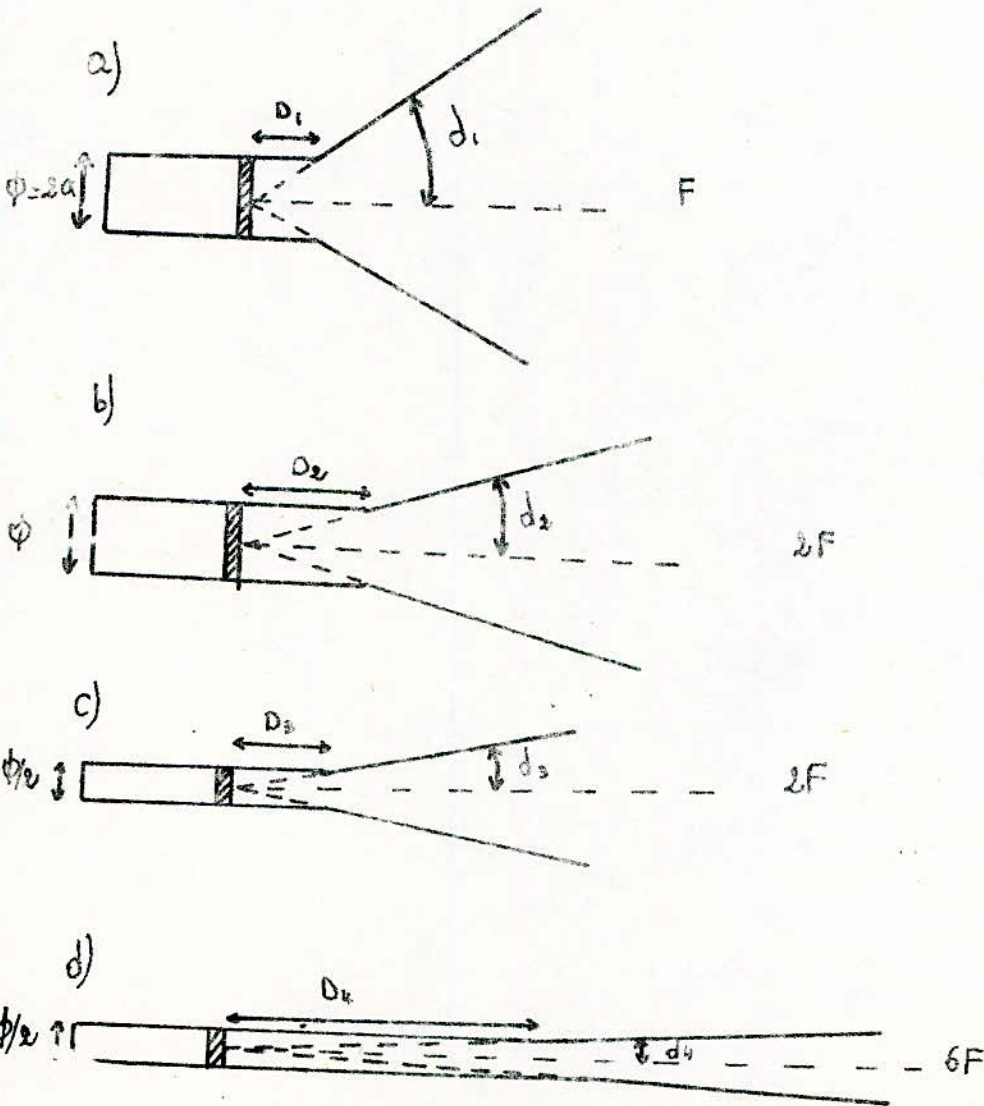
$\phi = 2a$, a : Rayon de la source.

Pour des sources ultra-sonores planes de dimensions finies, l'intensité est maximale suivant l'axe de la source, elle décroît jusqu'à s'annuler et passe ensuite par des maxima secondaires.

- la 2^e zone est appelée ouverture du faisceau qui est l'angle formé par les droites passant par le centre de la source et le premier zéro de l'intensité.

L'ouverture du faisceau est appelé aussi, angle de dispersion d , ou zone de Fraunhofer, est conique, dépend des mêmes paramètres de la 1^o zone par la formule.

$$\sin d = \frac{1,22 \lambda}{\phi F} = \frac{1,22 \lambda}{2a} = 0,61 \frac{\lambda}{a}$$



Ces schémas montrent l'influence sur la géométrie du faisceau du diamètre du cristal (ϕ) et de la fréquence (F), pour un même milieu.

a) Le faisceau de fréquence F comporte deux zones :
L'étendue de la première zone (Fresnel) est D , l'angle de dispersion de la deuxième zone (Fraunhofer) est d .

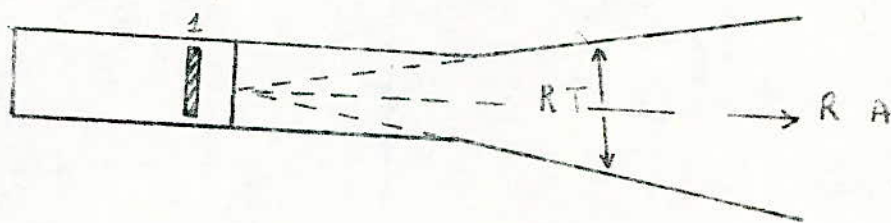
b) L'augmentation de la fréquence ($2F$) augmente D et réduit d .

c) La réduction du diamètre ($\phi/2$) réduit D et augmente d .

d) L'effet néfaste du petit diamètre ($\phi/2$) est, dans ce cas, compensé par une importante augmentation de la fréquence ($6F$).

VII.4-3 Pouvoir de résolution.

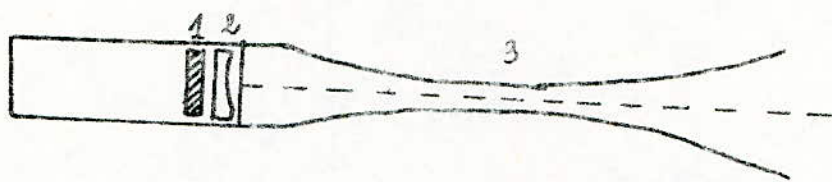
1. Dans l'axe du faisceau, deux objets rapprochés ne peuvent être identifiés séparément en échographie que s'ils sont séparés par une distance équivalente à quelques multiples de la longueur d'onde (c'est-à-dire de l'ordre de grandeur du train d'ondes émis à chaque impulsion).



La résolution axiale, RA , dépend de la longueur du train d'ondes émis à chaque impulsion; la résolution standard est de 2 ou 3 λ .

la résolution transversale R-T est déterminée avant tout par le diamètre du faisceau.

2. Dans un axe perpendiculaire au faisceau, c'est avant tout le diamètre du faisceau (conditionné par la fréquence, le diamètre du cristal et l'éloignement à la sonde) qui détermine, avant la longueur d'onde, la finesse de l'information échographique; les faisceaux les plus étroits étant les plus résolutifs. Des images les plus fines seront obtenues en plaçant contre le cristal une lentille acoustique qui pince le faisceau, corrigeant partiellement la divergence inévitable.



La focalisation des faisceaux par l'adjonction à la céromique (1) d'une lentille de focalisation (2) permet de réduire localement le diamètre du faisceau dans la zone focale (3).

Les caractéristiques de la zone pincée (zone focale) dépendent de plusieurs paramètres: rayon de courbure de la lentille, diamètre du cristal, et fréquence émise.

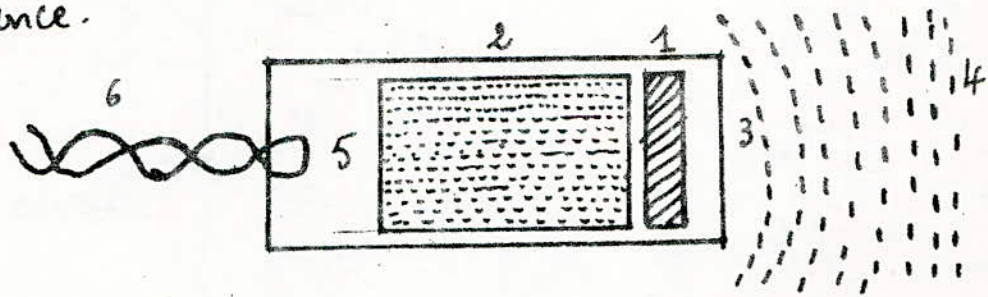
Une zone focale est définie par son diamètre, son étendue et la position de son centre par rapport à la sonde (distance focale).

IX DESCRIPTION ET CHOIX DE LA SONDE

de cristal (ou céramique) est contenu dans une sonde (ou capteur). Une des faces du cristal est immobilisée par un bloc amortisseur destiné à réduire l'importance de sa résonance, ce qui a pour conséquence lors de chaque stimulation électrique brève, de réduire le plus possible la longueur du train d'onde émis à 2 ou 3 périodes, voire moins.

Le cristal est un disque dont l'épaisseur est un multiple de la demi-longueur d'onde λ (quelques $\lambda/2$).

Cette faible épaisseur rend compte de la fragilité des céramiques. Chaque cristal émet dans une petite bande de fréquence; La fréquence dominante, sur laquelle est accordé le cristal, est la fréquence nominative de la sonde. Il existe une sonde différente pour chaque fréquence.



- | | |
|---------------------------------|-----------------------------|
| 1 - Céramique piezo-électrique; | 4 - Faisceau sonore |
| 2 - Bloc amortisseur | 5 - Support |
| 3 - Fenêtre de la sonde | 6 - Connexions électriques. |

Il ressort de la formule donnant l'angle de dispersion d de la zone de Fraunhofer, qui est : $\sin d = 1,22 \frac{V}{\phi F}$, que la réduction du diamètre de la sonde augmente l'angle de dispersion et rend par ailleurs plus délicat l'emploi d'une lentille de focalisation. De même, l'augmentation de la fréquence, tout en améliorant la résolution, réduit considérablement la portée du faisceau. Ainsi, l'idéal serait de disposer de sondes de faible diamètre et de fréquence élevée pour avoir une excellente résolution théorique.

L'opérateur dispose de plusieurs sondes réalisées à partir de compromis, permettant les performances de pénétration et de résolution désirées, adaptées aux diverses explorations.

Donc, trois paramètres sont à considérer dans le choix d'une sonde en échographie.

- la fréquence
- le diamètre de la sonde.
- les caractéristiques de focalisation.

X METHODES ECHOGRAPHIQUES

X-1. Introduction.

des techniques échographiques appliquées en médecine, dérivent pour la plupart des méthodes mises au point pour le contrôle non destructif des matériaux, le sonar sous-marin et le radar.

X-2. Mode A (Amplitude)

X.2.1. Principe :

d'intensité de chaque écho est appréciée par l'amplitude du pic de déflexion électrique. La position des échos par rapport à la sonde est mesurée en centimètres; l'analyse se fait à partir de la sonde émettrice-réceptrice le long de l'axe de propagation du faisceau.

X.2.2. Intérêt du mode A :

Ce mode est toujours réalisé comme premier temps de réglage des appareils avant l'étude en mode TM ou B.

Ses principales applications sont :

- écho-encéphalographie : mesure de la position de la ligne médiane du cerveau, détection des hématomes et des tumeurs.
- + Ophtalmologie : mesure de dimensions de l'œil, recherche de corps étrangers, détection des décollements de rétine, des hématomes et des tumeurs.

- obstétrique : Mesure du diamètre biparietal du fœtus...
- Vasculaires : Estimation des dimensions transversales des vaisseaux
- Echographie en général : Analyse fine des échos dans une région suspecte, diagnostic différentiel entre milieu homogène et milieu hétérogène.

X.3. Mode B (Brillance)

X.3.1 Principe : Les informations obtenues après balayage représentent des coupes planes composées de points, (ou échos), d'intensité variable (allant du noir au blanc en passant par les gris). L'épaisseur de la coupe est égale à la largeur du faisceau utilisé (intérêt des sondes focalisées). La mobilité de la sonde permet de construire dans l'espace une infinité de plans de coupes d'orientation très variés. La coupe est construite en enregistrant tant que dure le balayage. L'image de la coupe est entretenue sur l'écran vidéo grâce à un tube mémoire. Pour réaliser une autre coupe, il est nécessaire d'effacer l'image précédente.

X.3.2. Intérêt du mode B : Par la grande finesse des images obtenues et la largeur du champ d'exploration, c'est l'examen de base en échographie abdominal et obstétrical

X.4. Mode T-M (Temps-Mouvement).

X4.1. Principe : Les informations obtenues en mode A sont étudiées en fonction du temps par un balayage horizontal permanent de l'écran vidés. Ainsi les structures mobiles sont représentées par des courbes et les structures immobiles par des droites.

L'échelle des gris est applicable au mode TM.

Le passage du mode B au mode T-M se fait en appliquant sur les plaques de déviations horizontales, une tension de balayage à la place du signal de positionnement de la sonde.

X4.2. Intérêt du mode T-M : C'est le mode d'exploration le plus souvent utilisé en cardiologie. Il est très utile pour détecter l'activité cardiaque et les mouvements du fœtus en échographie obstétricale.

X.5. Mode D (Dynamique).

X5.1. Principe : Dans ce mode, le balayage manuel de la sonde est remplacé par un balayage automatique, électronique ou mécanique. L'information obtenue est permanente, caractérisée par la fusion d'une multitude d'images B.

X5.2. Intérêt du mode D : Le mode D est utilisé pour l'exploration des structures mobiles, en particulier, en cardiologie, et en obstétrique.

C'est un moyen de débrouillage en échographie abdominale, permettant d'identifier rapidement les principaux repères anatomiques et de dépister les structures anormales.

X.6. Conclusion:

des techniques échographiques ont eu un développement extrêmement rapide au cours de ces dernières années, avec les nombreuses améliorations techniques pouvant donner à ces méthodes atraumatiques d'explorations une qualité suffisante pour assurer leur large diffusion.

REALISATION

PRACTIQUE

XI EMETTEUR

XI-1. Fréquence d'émission

on a déjà vu dans la partie théorique que la résolution d'une sonde croît avec la fréquence, alors que l'atténuation du faisceau augmente et la profondeur à atteindre diminue. De ces avantages et inconvénients, on réalise un compromis en fixant la fréquence de travail à $f = 2,25 \text{ MHz}$.

XI-2. Type d'émission

Il existe 2 méthodes d'émission et réception des U.S en échographie. La première consiste à émettre de façon continue et recevoir de la même manière. Pour cela, on utilise 2 sondes: l'une pour émettre l'autre pour recevoir.

La deuxième méthode, consiste à émettre pendant un temps très court et recevoir les échos pendant un temps beaucoup plus long que le temps d'émission. Pour cela on utilise la même sonde pour émettre et recevoir les U.S. Cette même méthode est divisé en 2 types d'émissions:

- Emission d'un train d'ondes
- Emission monoimpulsives

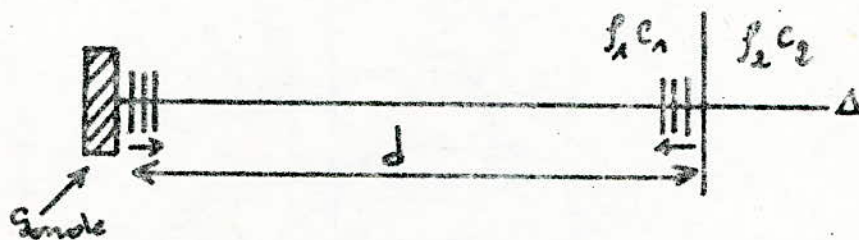
En émettant un train d'ondes, on excite le transducteur à sa fréquence de résonance d'où l'émission d'un maximum d'énergie. Le type d'émission ne demande donc pas une grande amplitude de la tension d'excitation, pas contre, son pouvoir de résolution est même bon que dans le cas de l'émission monopulsée, mais on peut pallier à cet inconvénient en réduisant le temps d'émission.

L'émission pulsée permet d'obtenir un bon pouvoir de résolution mais elle demande une plus grande amplitude du signal d'excitation.

Pour la réalisation on a choisi le premier type d'émission.

III. 3. Fréquence de résonance ; durée d'émission.

Lorsqu'une onde plane rencontre une limite commune à 2 milieux perpendiculaire à la direction de propagation Δ , elle est réfléchiée et reviendra donc à son point d'origine après avoir parcouru une distance $2d$



Si v est la vitesse de propagation, la durée t du trajet (aller et retour) est $t = \frac{2d}{v}$. Pratiquement on connaît v , on mesure t ce qui permet de déduire $d = \frac{v \cdot t}{2}$. En utilisant des trains d'impulsions courts le problème qui se pose est alors de choisir la durée :

- * t_1 de chaque train d'impulsions (temps d'émission)
- * t_2 séparant 2 trains d'impulsions (période de récurrence)



Le choix résulte de la profondeur que l'on veut explorer et de la précision que l'on souhaite obtenir. Dans les tissus mous, la vitesse ultra-sonore est de l'ordre de 1570 m/s

Supposons que l'on veuille atteindre les organes situés à une distance $d = 50$ cm de la sonde, la distance parcourue par le signal, aller et retour, est de 1 m d'où

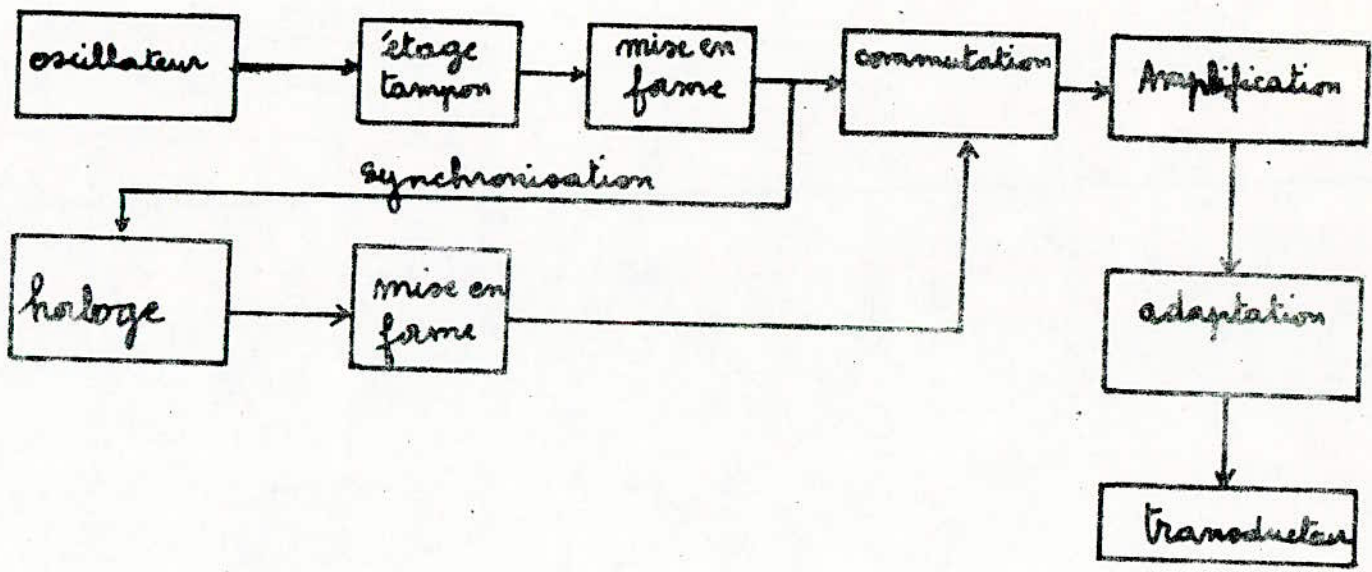
$$t_2 = \frac{1}{1570} = 630 \mu s$$

L'émetteur doit avoir une période de récurrence supérieure à 630 μs pour permettre aux échos, provenant d'une profondeur de 50 cm, de parvenir à la sonde avant qu'il n'y ait une nouvelle émission.

De son côté, la précision conditionne la durée maximale de chaque train d'impulsions; supposons qu'on veuille une résolution de 1 cm ce qui correspond à un trajet aller et retour de 2 cm; soit une durée d'émission :

$$t_1 = \frac{2 \cdot 10^{-2}}{1570} \approx 12,7 \mu s$$

Donc, pour que le train d'impulsions émis puisse donner une précision de 1 cm, il devra avoir une durée inférieure à 12,7 μs .



XI-5 - fonctionnement de l'émetteur

L'oscillateur délivre des sinusoïdes à la fréquence f_0 correspondant à la fréquence de résonance du transducteur

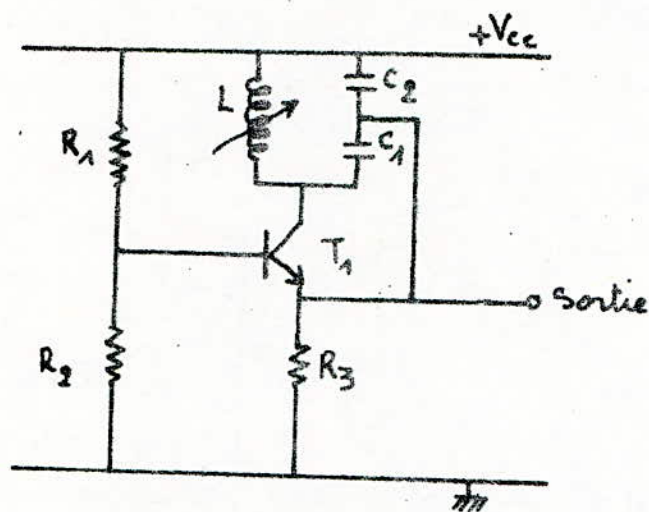
L'étage tampon isole l'oscillateur des étages suivants et permet d'avoir un signal permettant d'attaquer la porte de mise en forme.

L'horloge délivre un créneau de $1 \mu s$ toutes les $1 ms$. Cette horloge est synchronisée par l'oscillateur

Les signaux provenant de l'horloge, après une mise en forme, sont appliqués à une porte logique autorisant le passage des créneaux provenant de l'oscillateur, toutes les $1 ms$ pendant $1 \mu s$ vers l'étage d'amplification

XI.6. L'oscillateur

c'est un oscillateur Colpitts à circuit accordé et à couplage électrostatique. Il présente une bonne stabilité en fréquence lorsque la tension d'alimentation varie. Son schéma est le suivant



La résistance d'émetteur et le pont de polarisation assurent la stabilisation thermique. Le réglage de la fréquence f_0 est réalisé à l'aide de la bobine à inductance variable.

$$V_{cc} = 5V \quad I_c \approx 2,5 \text{ mA}$$

$$R_1 = 1,5 \text{ k}\Omega$$

$$R_2 = 2,7 \text{ k}\Omega$$

$$R_3 = 560 \Omega$$

$$L = \text{variable autour de } 100 \mu\text{H}, C_1 = C_2 = 100 \text{ pF}$$

$$T_1 : 2N2222A$$

à la sortie on a $V_s = 3,2V$

L'accord de l'oscillateur doit se faire lorsqu'il est en charge puisque sa fréquence f_0 à vide est :

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \left(1 + \frac{r}{2R_E} \frac{C_1 \cdot C_2}{C_1 + C_2} \right) \quad C = \frac{C_1 \cdot C_2}{C_1 + C_2}$$

la charge de l'oscillateur se mettant en parallèle avec R_E fera varier f_0 .

~~III~~ - L'horloge de commande

4.4

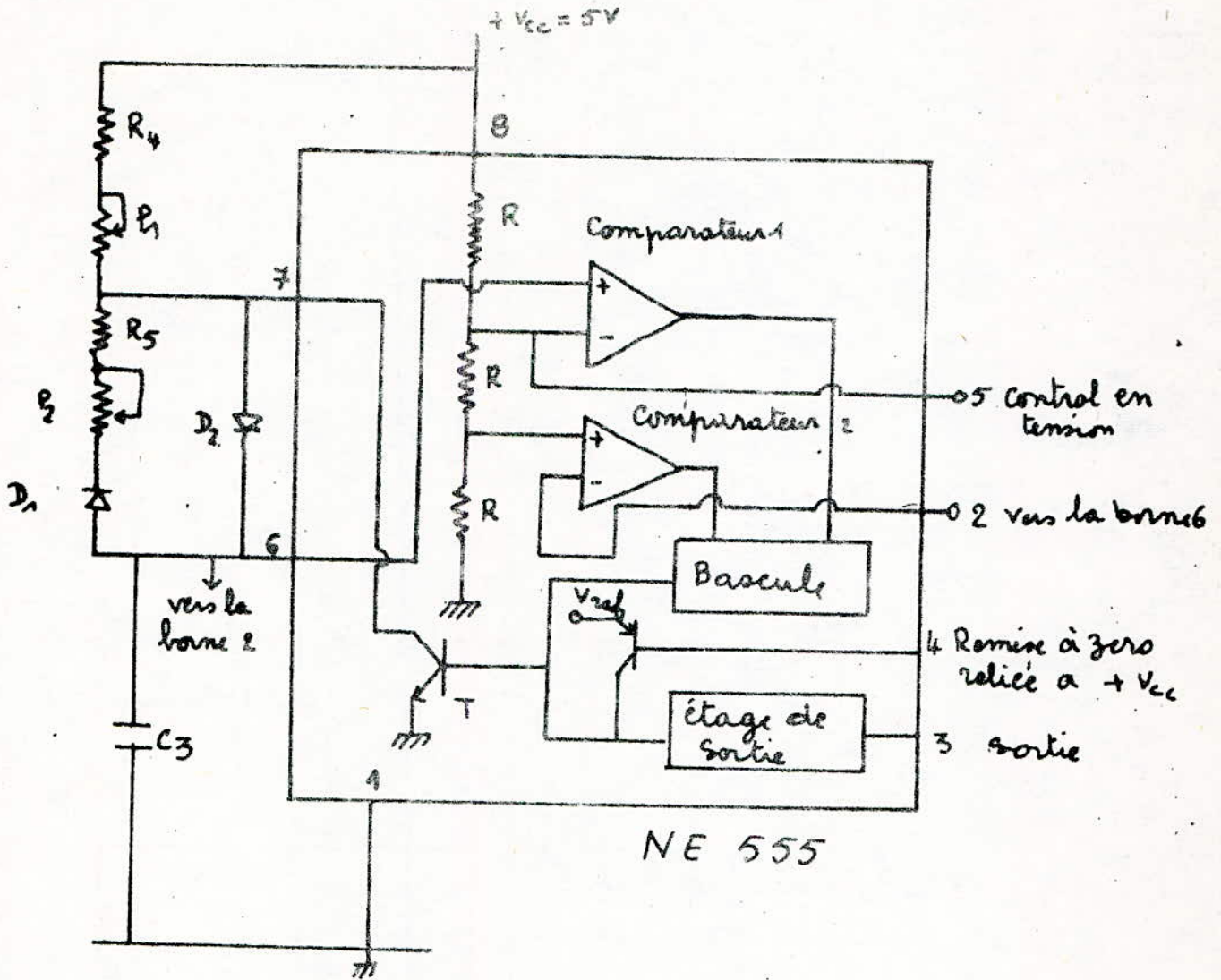
L'horloge est réalisée à l'aide du CI NE 555 qui présente parmi ses caractéristiques :

une dérive en température 50 ppm/C°

une dérive due à la tension d'alimentation de 0,01%/V

La fonction de l'horloge est d'autoriser le passage des impulsions provenant de l'oscillateur vers l'amplificateur pendant la microseconde. son schéma est le suivant :

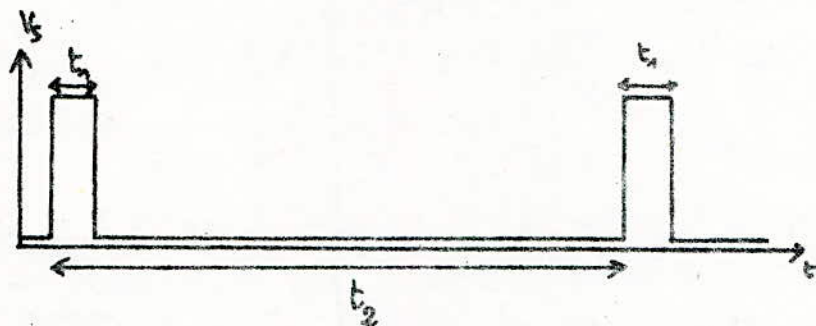
XI.7.1. schéma de l'horloge NE555 monté en multivibrateur astable



XI-7-2. fonctionnement

Lorsque la tension V_c aux bornes du condensateur C_3 , qui se charge à travers $P_1 + R_6$ atteint $\frac{2}{3}$ de V_{CC} , la bascule change d'état, débloque le transistor T et C_3 se décharge à travers $(R_5 + P_2)$ et T

Lorsque la tension V_c atteint $\frac{1}{3}$ de V_{CC} , la bascule change d'état bloque le transistor T et C_3 se charge à travers $P_1 + R_6$ et le cycle recommence. à la sortie 3, on aura un signal de la forme :



t_1 est ajustable à l'aide de P_1 $0,9 \mu s \leq t_1 \leq 5 \mu s$

t_2 est ajustable à l'aide de P_2 $20 \mu s \leq t_2 \leq 3 \text{ ms}$

la tension de référence V_{R_1} du comparateur 1 est $V_{R_1} = \frac{2R}{2R+R} V_{CC} = \frac{2}{3} V_{CC}$

la tension de référence V_{R_2} du comparateur 2 est :

$$V_{R_2} = \frac{R}{2R+R} V_{CC} = \frac{1}{3} V_{CC}$$

calcul de la durée de t_1 correspondant au passage de $V_{c3} = \frac{1}{3} V_{cc}$ à $V_{c3} = \frac{2}{3} V_{cc}$

pour $t = t_0$ on a $V_c = \frac{1}{3} V_{cc}$

l'équation de charge de V_{c3} est $V_{c3} = V_{cc} \left[1 - \frac{2}{3} e^{-\frac{t_1}{(R_4 + P_1)C_3}} \right]$
jusqu'à $V_{c3} = \frac{2}{3} V_{cc}$ on aura

$$\frac{2}{3} V_{cc} = V_{cc} \left[1 - \frac{1}{3} e^{-\frac{t_1}{(R_4 + P_1)C_3}} \right]$$

$$t_1 = (R_4 + P_1)C_3 \ln 2.$$

calcul de t_2 correspondant au passage de $V_{c3} = \frac{2}{3} V_{cc}$
à $V_{c3} = \frac{1}{3} V_{cc}$

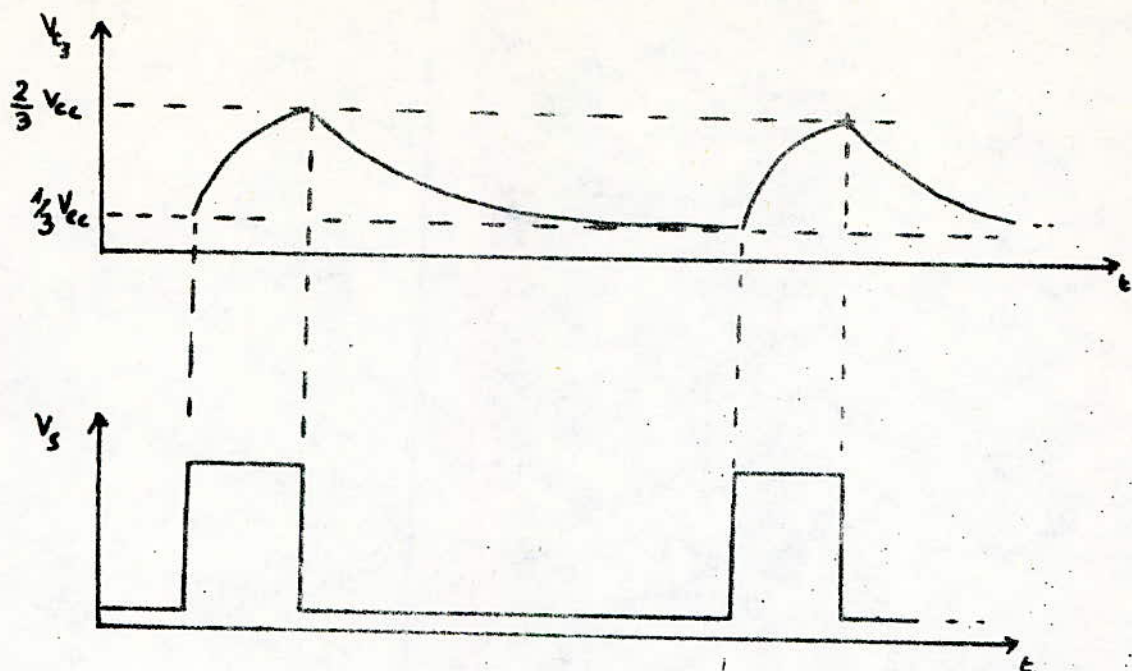
on a pour $t = t_0$ $V_{c3} = \frac{2}{3} V_{cc}$

l'équation de décharge est $V_{c3} = V_{cc} \left[1 - \frac{1}{3} e^{-\frac{t_2}{(R_5 + P_2)C_3}} \right]$

jusqu'à $V_{c3} = \frac{1}{3} V_{cc}$ $\frac{1}{3} V_{cc} = V_{cc} \left[1 - \frac{1}{3} e^{-\frac{t_2}{(R_5 + P_2)C_3}} \right]$

$$t_2 = (R_5 + P_2)C_3 \ln 2.$$

le diagramme donnant la relation entre la tension aux bornes de C_3 et la tension de sortie est le suivant :



valeur des composants :

$$R_4 = 470 \Omega$$

$$R_5 = 10 \text{ k}\Omega$$

$$P_1 = 5 \text{ k}\Omega$$

$$P_2 = 4,7 \text{ M}\Omega$$

$$D_1 = 1N4148$$

$$D_2 = 1N4151$$

$$C_3 = 1 \text{ nF}$$

ou tantale

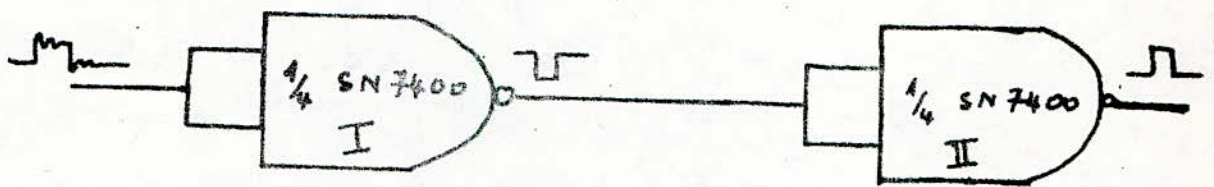
la diode D_2 doit présenter une résistance inverse très grande et le condensateur C_3 doit avoir une fuite très faible

X-8.1. mise en forme du creneau fourni par l'horloge

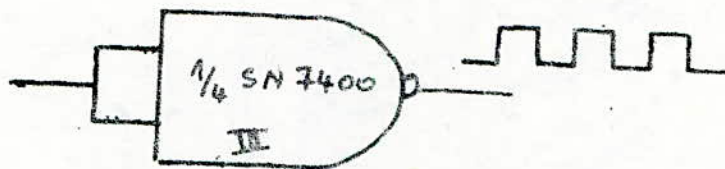
Bien que le NE 555 presente des caracteristiques tres bonnes les signaux presentent de legeres suroscillations :



l'utilisation de 2 portes Nand du CI SN 7400 permet de les reduire



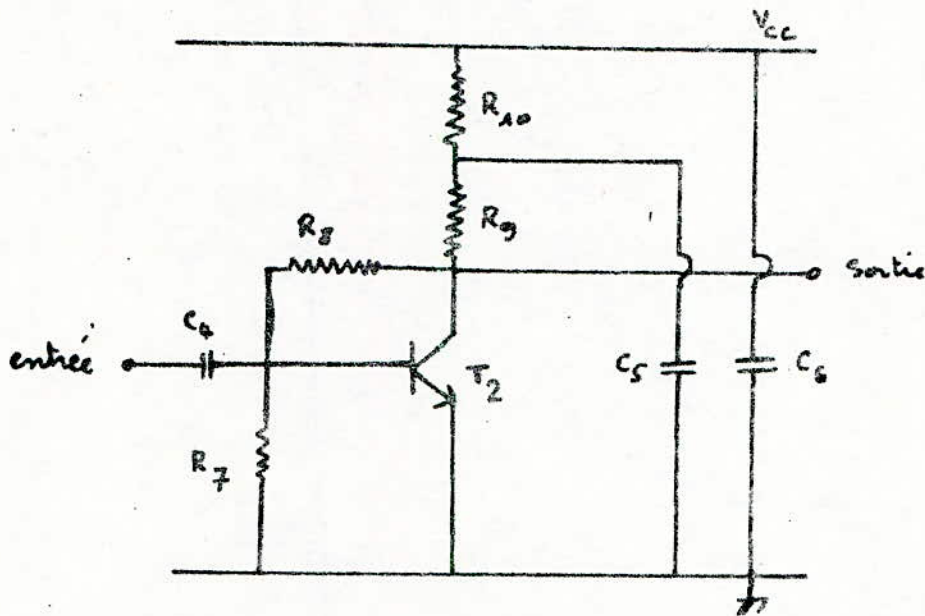
XI 8.2. mise en forme du signal delivre par l'etage tampon



à la sortie de la porte 3 on a des signaux carres à la fréquence f_0 de l'oscillateur

XI.9. stage tampon

L'étage tampon permet d'isoler l'oscillateur du reste du montage et d'avoir un niveau correcte pour attaquer la porte. son schéma est le suivant :



T_2 est polarisé en classe B, R_{10} , C_5 et C_6 permettant d'éliminer les signaux parasites véhiculé par l'alimentation

valeur des éléments :

$$R_7 = 2,5 \text{ K}\Omega \quad R_8 = 10 \text{ K}\Omega \quad R_9 = 560 \Omega$$

$$R_{10} = 47 \Omega \quad C_5 = 0,8 \mu\text{F} \quad C_6 = 0,1 \mu\text{F}$$

$$T_2 : \text{SFT 1714 A}$$

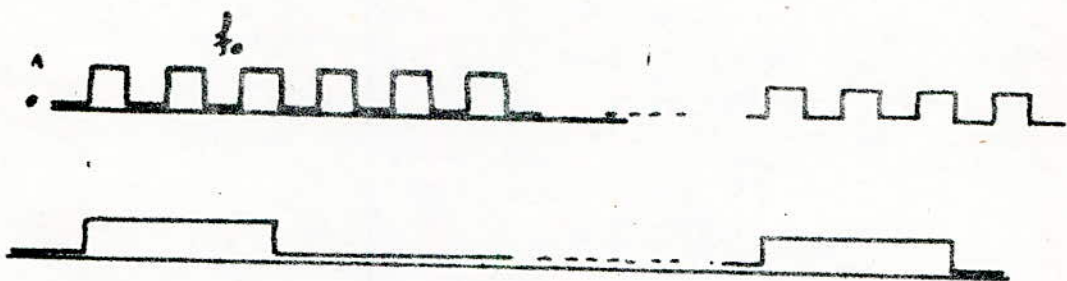
$$V_{CC} = 5 \text{ V}$$

$$V_{CE} \approx 0 \text{ V}$$

$$I_c \approx 0,5 \text{ mA}$$

XI.10. Commutation

La 4^e porte du CI SN 7400 est utilisée pour commuter le signal c'est à dire permettre le passage des impulsions à la fréquence f_0 pendant la microseconde le signal provenant de la porte III est appliqué à l'une de ses entrées, le signal provenant de la porte II est appliqué à l'autre entrée.

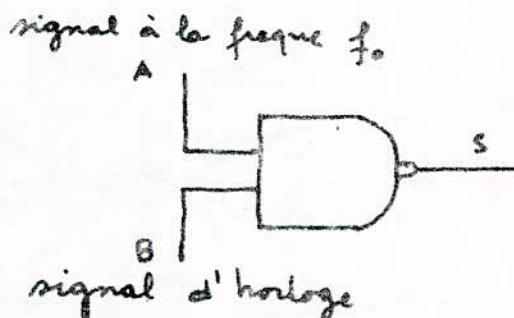


le signal à la sortie est :



la porte IV fonctionne suivant la table de vérité

A	B	S
0	0	1
0	1	1
1	0	1
1	1	0

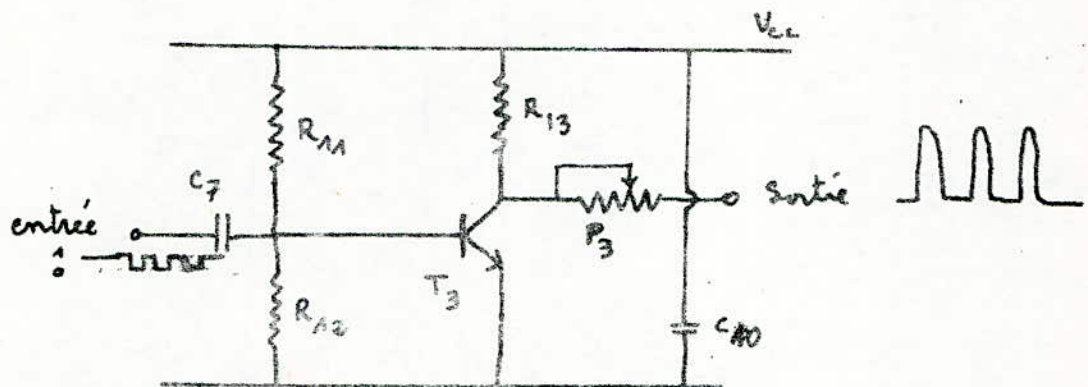


XI-11. synchronisation

Le signal de mise en forme, est injecté dans l'horloge à travers la borne 5, servant de contrôle en tension, afin que l'horloge et l'oscillateur démarrent en même temps. (modification de la tension de référence du comparateur)

Amplification

A la sortie de la porte NAND servant de commutateur on obtient un train d'impulsion d'amplitude $\approx 5V$ ce qui nécessite une amplification. Le schéma de l'amplificateur est le suivant :



L'amplificateur est polarisé à la limite de la saturation son gain en charge est 10. T_3 est monté en émetteur commun

$$R_{11} = 47 \text{ k}\Omega$$

$$R_{12} = 2,7 \text{ k}\Omega$$

$$R_{13} = 820 \Omega$$

$$T_3 : 2N2222A$$

$$V_{cc} = 25V$$

$$C_7 = 1 \mu F$$

$$C_{10} = 22 \mu F$$

$$I_c = 30 \text{ mA}$$

$$V_{ce} = 0,4V$$

C_7 étant pour le découplage de l'alimentation

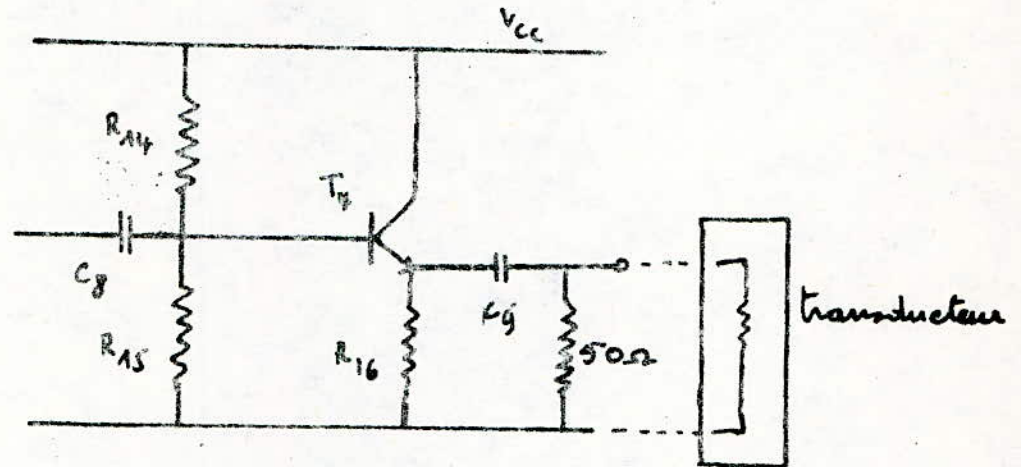
P_3 permet d'avoir une tension à la sortie variable entre

3 et 15V

XI-12 - Adaptation

afin d'attaquer le transducteur qui présente une impédance faible, on adapte la sortie de l'émetteur.

l'étage d'adaptation est constitué par un collecteur commun son schéma est le suivant



$$V_{cc} = 25V$$

$$V_{ce} = 10V$$

$$I_c = 15mA$$

$$R_{14} = 2,7k\Omega$$

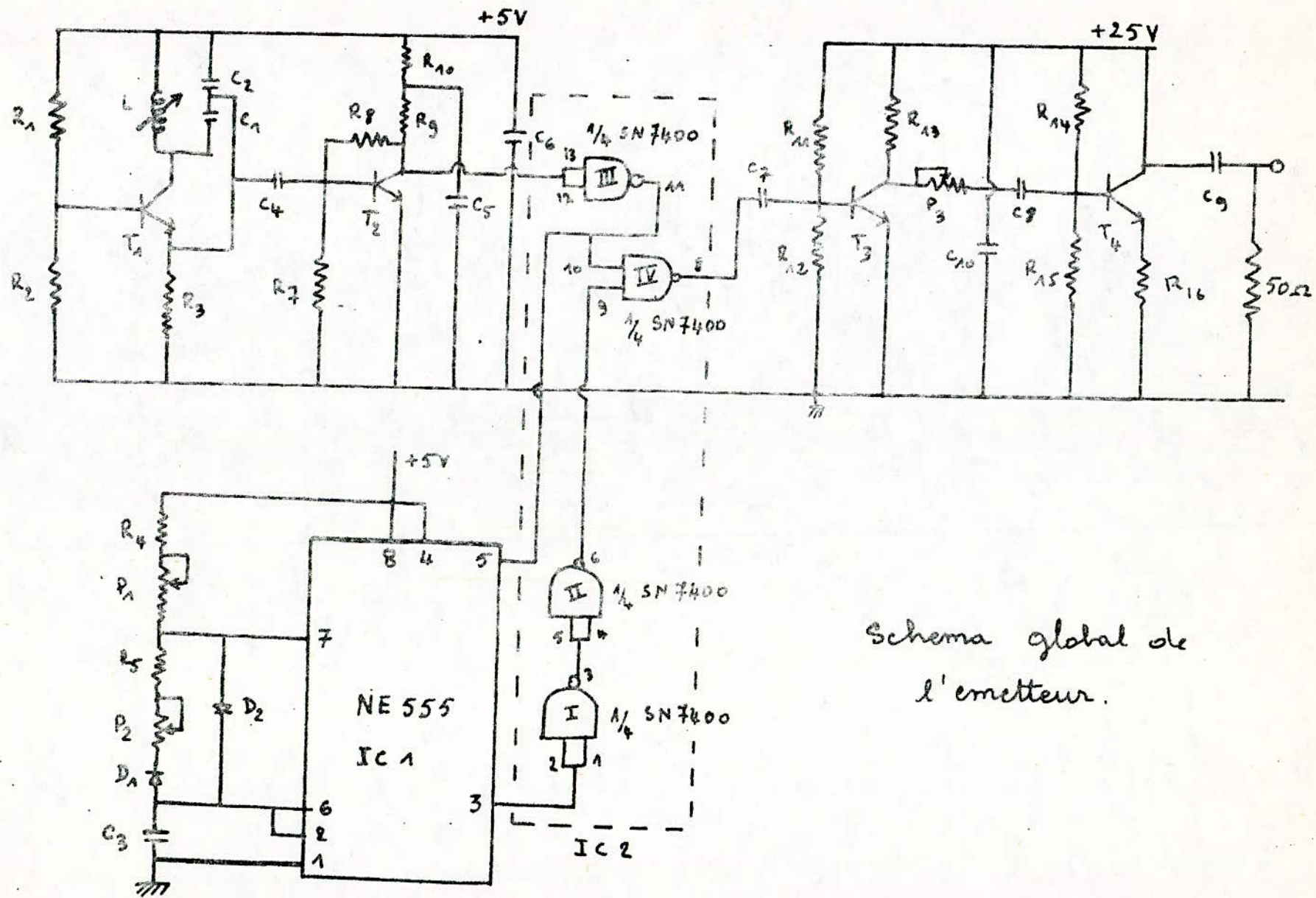
$$R_{15} = 3,3k\Omega$$

$$R_{16} = 1k\Omega$$

$$C_8 = 47mF$$

$$C_9 = 47mF$$

le signal obtenu aux bornes de R_{16} est variable entre 3. et 15V au moyen de P_3 placé à la sortie de l'étage d'amplification.



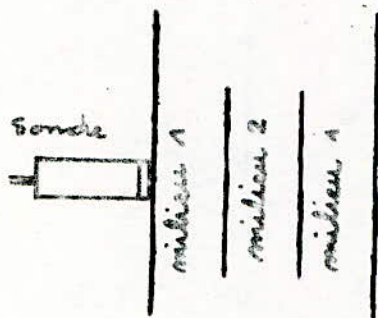
Schema global de l'emetteur.

RECEPTEUR

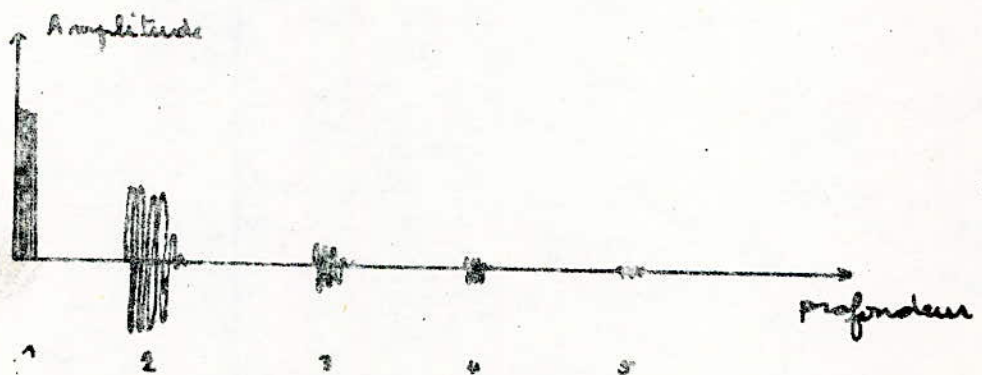
II.1 Introduction

Les échos provenant de la sonde ont une amplitude de quelques millivolts donc il est nécessaire de les amplifier afin de pouvoir les visualiser convenablement sur un oscilloscope. Cette amplification doit se faire suivant une courbe de correction variable dans le temps. En effet considérons le schéma suivant :

La région traversée par le faisceau ultra-sons est composée à titre d'illustration de 2 milieux :



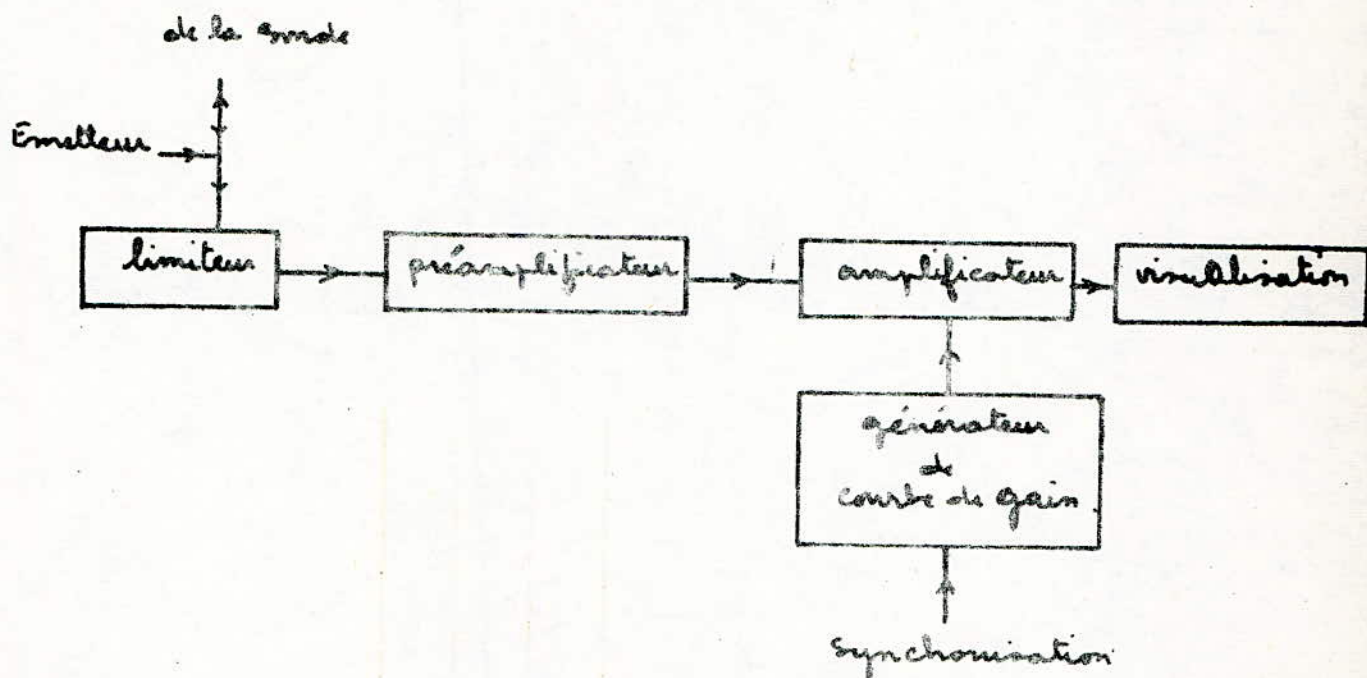
Les échos retournant vers la sonde seront très atténués et ont la forme suivante.



- 1: écho de référence ; 2: début du milieu 1
3: début du milieu 2 ; 4: fin du milieu 2
5: fin du milieu 1.

de ce schéma se dégage la nécessité d'atténuer les échos proches et d'amplifier d'avantage les échos lointains.

2. Schéma synoptique du récepteur

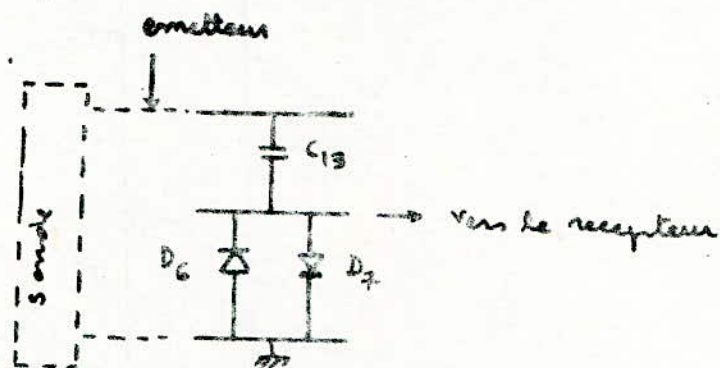


La sonde étant reliée à la fois à l'émetteur et au récepteur il est nécessaire de prémunir l'entrée du récepteur d'un étage limiteur d'amplitude ensuite les signaux provenant du transducteur sont préamplifiés puis amplifiés suivant la courbe d'amplification fournie par le générateur de courbe lui-même synchronisé par l'horloge.

XII 3 Etage limiteur.

Le récepteur étant directement relié à la sortie de l'émetteur à travers la sonde il est nécessaire d'empêcher que toute la tension provenant de l'émetteur ne soit appliquée intégralement à l'entrée du préamplificateur. pour cela on dispose d'un limiteur à l'entrée du récepteur.

schéma du limiteur



La tension mesurée aux bornes des diodes, est de l'ordre de 2 volts lorsque l'émetteur est en fonctionnement.

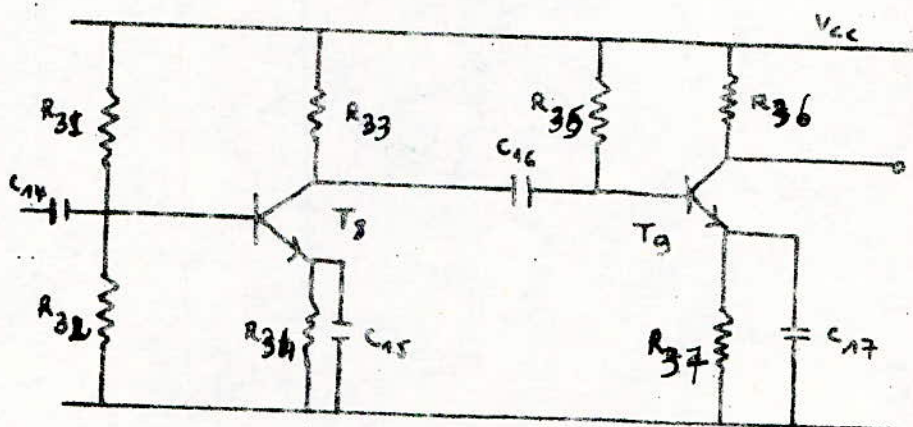
$$C_{13} = 470 \text{ pF}$$

$$D_6 = D_7 : 1N4151.$$

XII. 4^e étage préamplificateur.

L'étage préamplificateur est constitué de T_8 et T_9 montés en émetteur commun. Le courant de collecteur de T_8 et T_9 sont respectivement de 1 mA et 2 mA afin de diminuer le bruit. à la fréquence de travail ils ont un gain en tension de 10.

T_8 ayant pour $V_{CE} \approx 0V$ et T_9 $V_{CE} \approx 3V$



$$R_{31} = 190\text{K}\Omega \quad R_{32} = 39\text{K}\Omega \quad R_{33} = 1\text{K}\Omega$$

$$R_{34} = R_{36} = R_{37} = 1\text{K}\Omega \quad R_{35} = 156\text{K}\Omega$$

$$C_{14} = C_{16} = 10\text{mF} \quad C_{15} = C_{17} = 0,1\text{mF}$$

$$T_8 : T_9 : 2N2222A$$

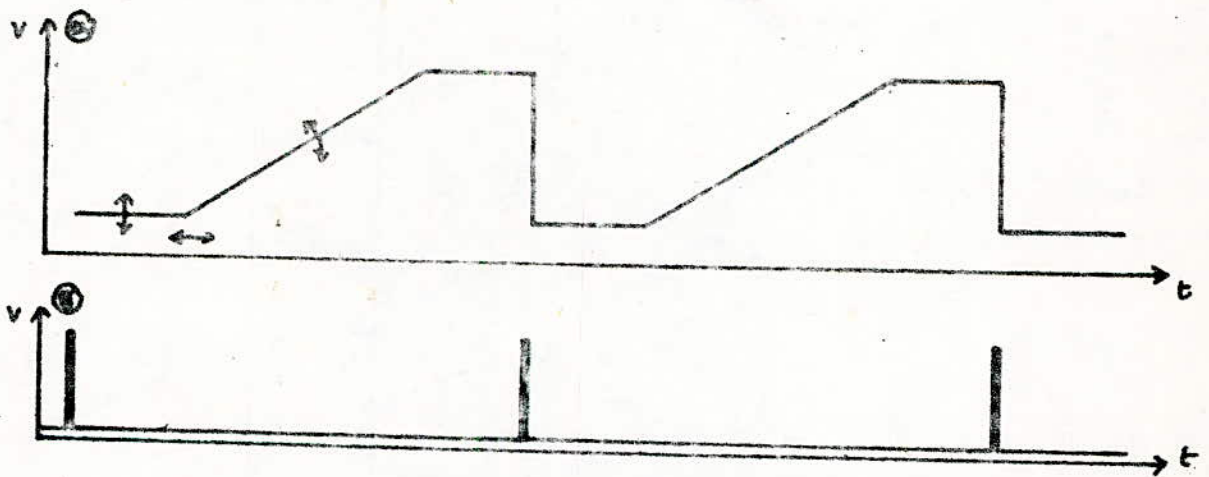
$$V_{CC} = 13V \quad I_{C_8} = 1\text{mA} \quad I_{C_9} = 2\text{mA}$$

III 5s generateur de courbe de gain

La fonction est de générer une courbe qui commandera l'étage d'amplification. Atténuation des signaux forts et amplification d'avantage des signaux faibles. la courbe désirée est obtenue par plusieurs étapes

- génération d'une dent de scie linéaire à pente variable et synchronisée par l'horloge de commande de l'émetteur.
- création du palier avant (atténuation des signaux forts).
- possibilité de commande du palier avant.

soit d'obtenir à la sortie du generateur le signal ci-dessous en parfaite synchronisation avec l'horloge



(a) courbe de gain, les flèches indiquent le sens de variation de la courbe

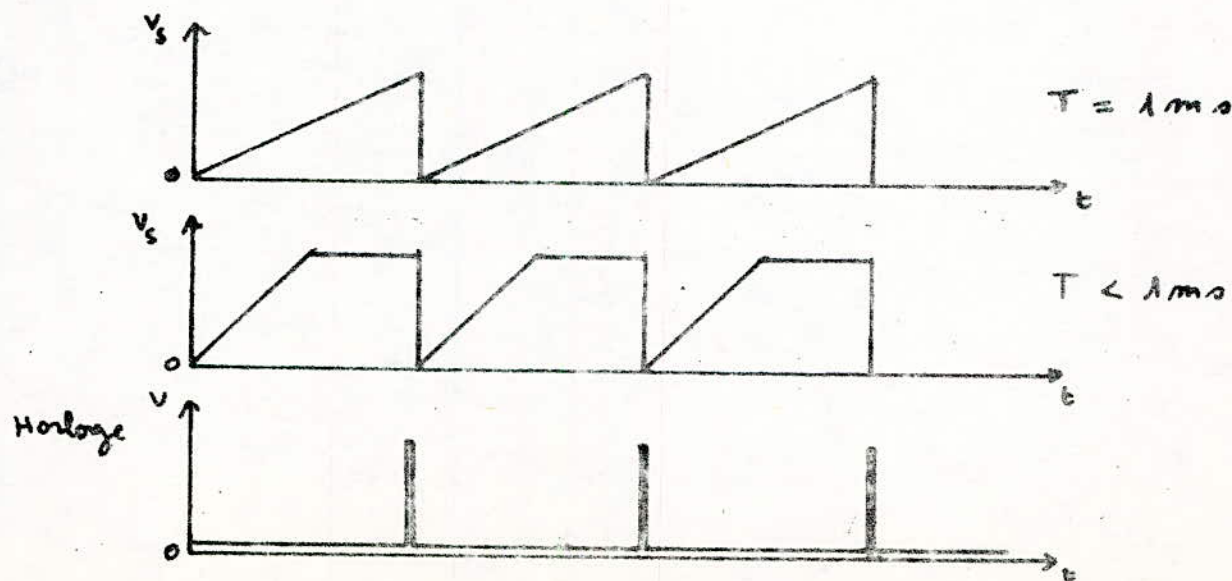
(b) signal d'horloge.

XIII 9. A Générateur de dent de scie et synchronisation

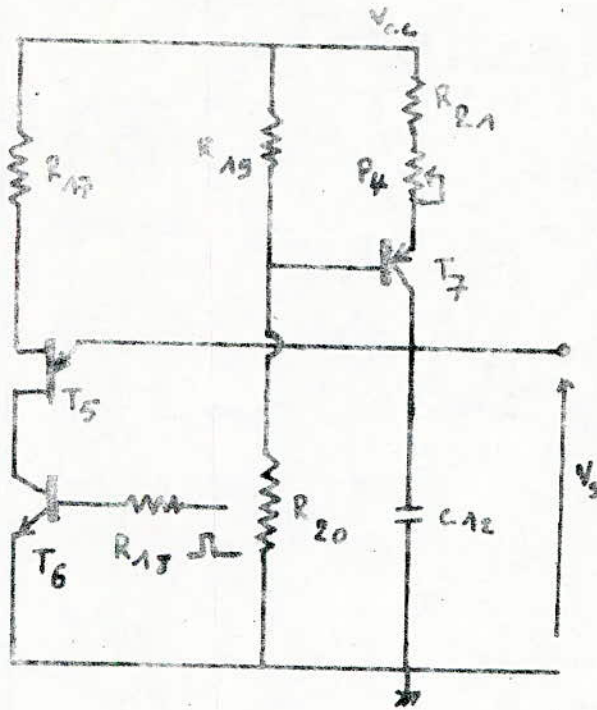
Le générateur de dent de scie est construit autour d'un transistor UJT (T_5). Le condensateur C_{12} se charge à travers le générateur de courant constitué par le transistor T_7 . Lorsque la tension $V_{C_{12}}$ atteint la tension de pic de l'UJT celui-ci est prêt pour autoriser la décharge de C_{12} à travers T_6 mais la décharge n'aura lieu que lorsque T_6 est saturé c'est à dire lorsque l'impulsion provenant de l'horloge débloque ce dernier T_6 .

Le potentiomètre P_3 monté en résistance variable permet le réglage du temps de charge de C_{12} donc ajuste la pente de la dent de scie.

A la sortie on a une dent de scie synchronisée par l'horloge. La période propre du générateur est $T \leq 1ms$ soit :



5.2 Schema du generateur de dent de scie



$$V_{cc} = 9V$$

$$R_{17} = R_{19} = 330\Omega$$

$$R_{18} = 220\Omega$$

$$R_{20} = 3,9k\Omega$$

$$R_{21} = 1k\Omega$$

$$P_4 = 50k\Omega$$

$$C_{12} = 4,7mF$$

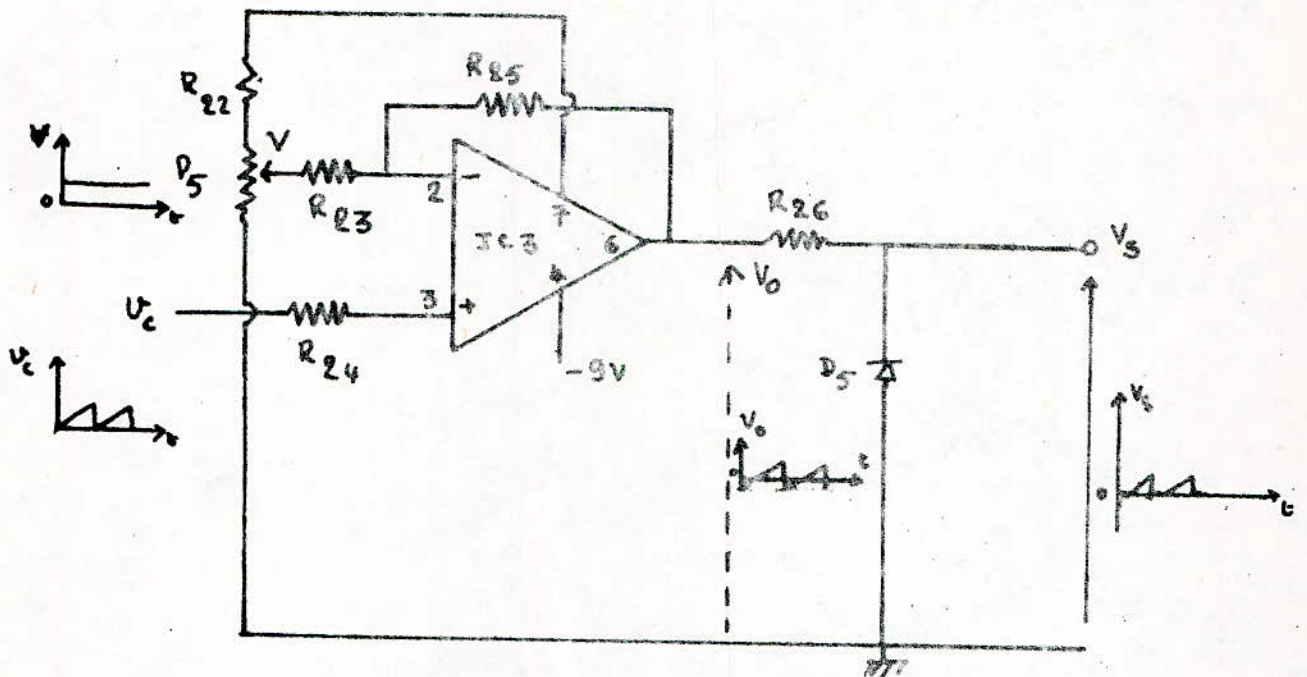
$$T_5 : 2N2646$$

$$T_6 : 2N2222A$$

$$T_7 : 2N396T$$

II.5.3 Production du pallier avant

Son principe repose sur le fait d'introduire la dent de scie v_c à l'entrée non inverseuse d'un amplificateur opérationnel et lui retrancher une tension positive v constante dans le temps et ajustable à l'aide de P_5 ; Ensuite d'éliminer la partie négative du signal de sortie. son schéma est le suivant:



$I_{c3} : \mu A 741$

$P_5 = 50 \text{ k}\Omega$

$R_{22} = 50 \text{ k}\Omega$

$R_{23} = R_{25} = R_{26} = 10 \text{ k}\Omega$

$R_{24} = 56 \text{ k}\Omega$

v est variable entre 0 et 4,5 V permet de déplacer le pied de la pente.

Calcul de la tension de sortie V_o de l'amplificateur de différence

L'entrée inverseuse et l'entrée non inverseuse de l'ampli op sont considérées comme étant au même potentiel par rapport à la masse. Ce potentiel est fixé par la tension V_c qui se retrouve à travers R_{24} à l'entrée non inverseuse

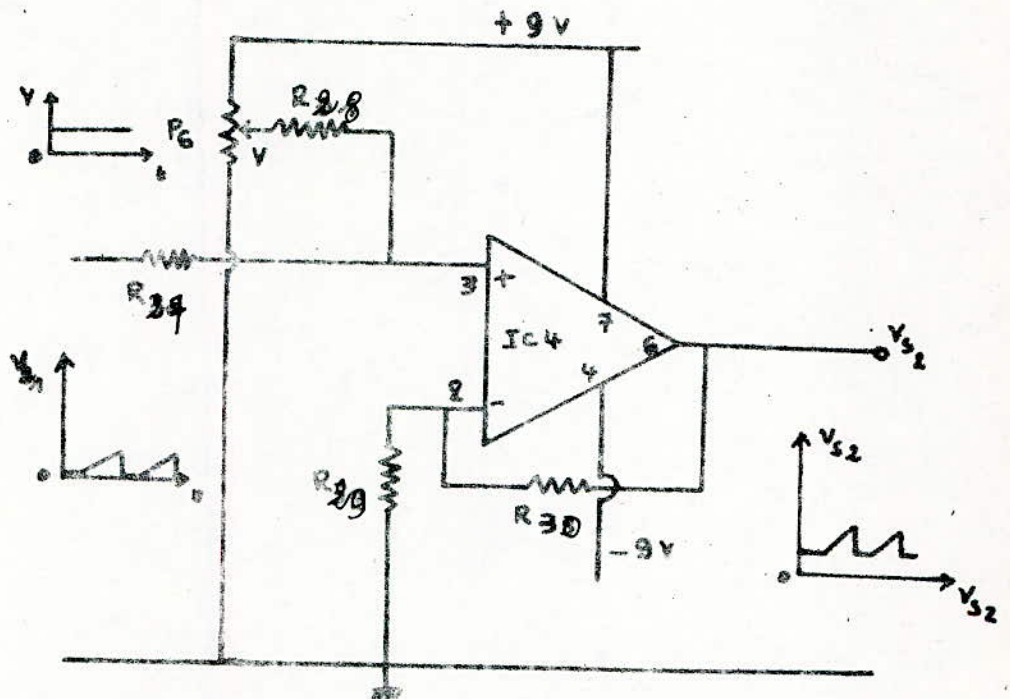


avec $R_{25} = R_{23}$

$$V_o = 2V_c - V$$

5.4 Commande du palier avant.

on utilise pour cela un amplificateur operationnel monté en sommateur non inverseur. on fait la somme du signal provenant de l'etage précédent et d'une tension constante dans le temps et ajustable à l'aide de P_6 son schema est le suivant :



$$\text{on a } V_{S2} = R_{30} \left(\frac{V}{R_{28}} + \frac{V_{S1}}{R_{29}} \right) = V + V_{S1}$$

IC4 : $\mu A741$

$$R_{27} = R_{28} = R_{29} = R_{30} = 10 \text{ k}\Omega$$

$$P_6 = 50 \text{ k}\Omega$$

tension de sortie V_{s2} de l'étage sommateur.

le potentiel à l'entrée inverseuse est

$$V_- = \frac{R_{29}}{R_{29} + R_{30}} V_{s2} = \frac{V_{s2}}{2} \quad \text{avec } R_{29} = R_{30}$$

en notant la tension de l'entrée non inverseuse V_+ on a :

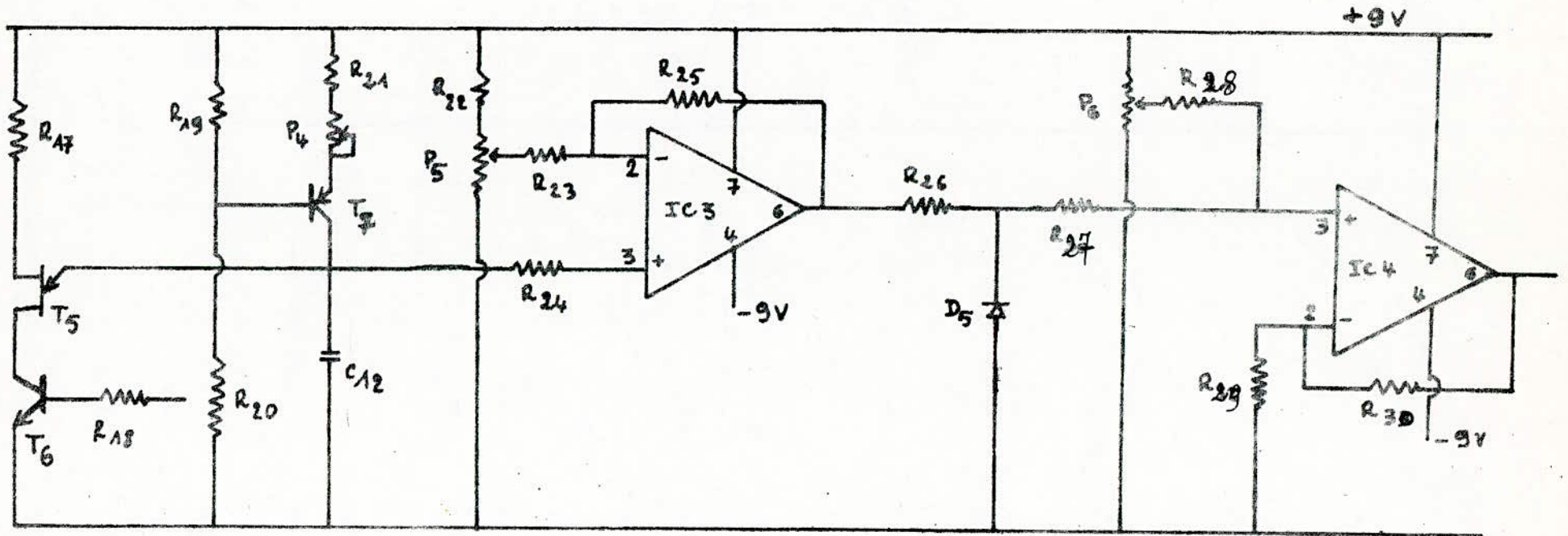
$$\frac{V - V_-}{R_{28}} + \frac{V_{s1} - V_+}{R_{27}} = 0 \quad \text{avec } R_{28} = R_{27} \text{ on a :}$$

$$V + V_{s1} - 2V_+ = 0$$

en considérant les 2 entrées au même potentiel on a :

$$V_- = V_+ \quad \text{et} \quad V_{s2} = V + V_{s1}$$

-63-



XII 5.5 Schema global du générateur de fonction.

CONCLUSION

Notre projet de fin d'études consistait à réaliser un échographe en mode A; cela suppose un minimum de documentation et de composants. Pour ce qui est de la documentation et vu que le domaine de l'électronique médicale est assez récent la documentation est vraiment rare. De là plusieurs difficultés se sont apparues surtout en ce qui concerne l'étude de la puissance émise par notre émetteur avec le type de signal qu'on génère. En plus du manque de documentation, un autre problème s'est posé à nous; c'est l'absence des caractéristiques de la sonde utilisée, (mis à part sa fréquence), c'est-à-dire la nature de la ceramique utilisée, tension d'excitation, son impédance à la résonance, son facteur de transmission, son rendement etc.... Donc de ceci nous proposons, dans un projet de fin d'études à venir, que soit amélioré ce point. Du point de vue pratique on aurait voulu réaliser l'amplification avec correction de gain, mais malheureusement il nous manquait un Ampli-op. qui monte en fréquence malgré nos nombreuses tentatives d'avoir cet ampli. Et, c'est à notre avis la 2^e améliorations à apporter à cette réalisation qui, malgré ces 2 inconvénients, présente certains points positifs comme la réalisation d'un émetteur, avec le type d'émission le plus difficile à réaliser, avec des performances atteignant les performances des appareils professionnels utilisés dans le commerce.

ANNEXES

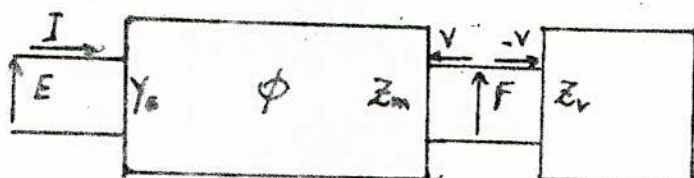
SCHEMA ELECTRIQUE EQUIVALENT DU TRANSDUCTEUR (1)

Par définition, du point de vue énergétique, un transducteur est un transformateur hybride caractérisé par des équations électriques et des équations mécaniques. Il peut être représenté par un quadripôle ayant 2 entrées électriques où les grandeurs mesurées sont la tension E et le courant I , et, 2 sorties mécaniques où les grandeurs mesurées sont la force F provoquant le mouvement et la vitesse vibratoire V .



La transformation de l'énergie électrique en énergie acoustique se fait par l'intermédiaire de la partie mécanique.

En représentant la partie acoustique par l'impédance acoustique Z_v on aura:



Si une tension alternative E est appliquée à l'entrée, alors un courant I circulera tel que: $I = Y_e E - \phi V$ (1)

où Y_e est l'admittance d'entrée correspondant à $V=0$

ϕ facteur de transformation liant le courant produit par l'effet piézo-électrique, dans le côté électrique en court-circuit du transducteur, c'est-à-dire pour $E=0$, à la vitesse V qui le produit dans le côté mécanique.

Inversement si une force alternative F est appliquée au côté mécanique du transducteur on a: $F = \phi E + Z_m V$ (2)

(1) Ref: Fundamentals of Acoustics

où Z_m est l'impédance mécanique de court-circuit correspondant à $E=0$, ϕ est le facteur de transformation reliant la force créée par l'effet piezo-électrique dans le transducteur quand son mouvement est bloqué; c'est-à-dire pour $V=0$

En plus, la force mécanique qui s'exerce sur la surface S du transducteur doit être liée à la vitesse V des particules du milieu adjacent par l'expression $Z_r = \frac{F}{-V}$ (3)

où Z_r est l'impédance mécanique de radiation chargeant ce dernier. Dans cette équation $-V$ est utilisée pour représenter la vitesse positive dans le fluide associé avec la force positive F dans le transducteur en accord avec la définition de Z_r .

On combine les équations (1), (2), et (3) pour éliminer F et V

$$I = Y_E \cdot E - \phi V$$

$$\left. \begin{aligned} F &= -Z_r V \\ F &= \phi E + Z_m V \end{aligned} \right\} \Rightarrow V = - \frac{\phi E}{Z_r + Z_m}$$

$$\text{et } I = Y_E \cdot E + \frac{\phi^2 E}{Z_r + Z_m}, \text{ en posant } Y_I = \frac{I}{E} = Y_E + \frac{\phi^2}{Z_r + Z_m}$$

où Y_I est l'admittance électrique d'entrée du transducteur. Cette équation montre que l'admittance d'entrée est la somme de l'admittance Y_E et de l'admittance motiionnel défini par:

$$Y_M = \frac{\phi^2}{Z_r + Z_m}$$

En formulant maintenant les expressions généralisées pour les termes de l'avant-dernière question.

Y_E est représentée par R_0 en parallèle avec C_0
 C_0 correspondant à la capacité entre les électrodes du cristal.

R_0 correspondant aux pertes diélectriques dans le cristal

$$Y_E = \frac{1}{R_0} + jC_0 \omega$$

d'impédance mécanique Z_m du transducteur peut être représentée par : $Z_m = R_m + j\left(m\omega - \frac{s}{\omega}\right)$.

où R_m est la résistance associée aux pertes mécaniques dans le cristal ou dans les connexions.

m est la masse (effective) de l'élément vibrant et s la raideur. Finalement, la charge représentée, Z_r , est largement résistive et peut être représentée par sa partie réelle R_r .

En remplaçant ces expressions dans l'équation donnant Y_I on aura,

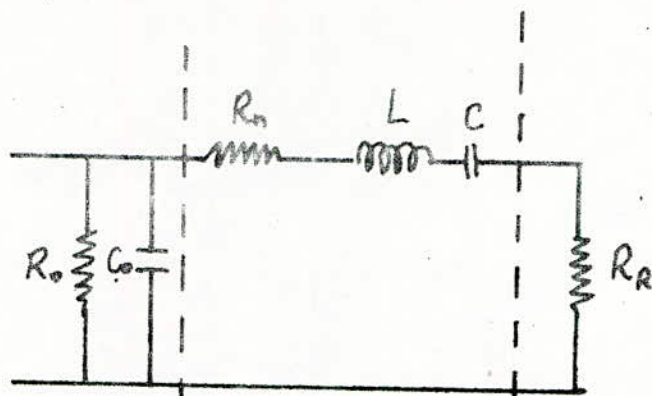
$$Y_I = \frac{1}{R_0} + j\omega C_0 + \frac{\phi^2}{R_r + R_m + j\left[\omega m - \frac{s}{\omega}\right]}$$

En posant

$$R_R = \frac{R_r}{\phi^2}, \quad R_m = \frac{R_m}{\phi^2}, \quad L = \frac{m}{\phi^2} \quad \text{et} \quad C = \frac{\phi^2}{s}$$

$$Y_I = \frac{1}{R_0} + j\omega C_0 + \frac{1}{R_R + R_m + j\left[L\omega - \frac{1}{C\omega}\right]}$$

D'où le schéma électrique équivalent :



Partie électrique Partie mécanique Partie acoustique.

Quand une tension est appliquée à l'entrée du transducteur, seulement la puissance dissipée par R_R du schéma équivalent est convertie en radiation acoustique. La puissance dissipée dans la résistance R_n est convertie en chaleur par les pertes mécaniques du cristal. La résistance de rayonnement R_R est donnée par: $R_R = \frac{\rho_0 c_0 S}{\phi^2}$ (Ω).

$\rho_0 c_0$ Impédance relative acoustique du milieu en contact avec la surface vibrante du transducteur.

S : Surface du transducteur.

La puissance dissipée par le cristal dans le milieu adjacent est: $W = \frac{E^2}{R_R}$

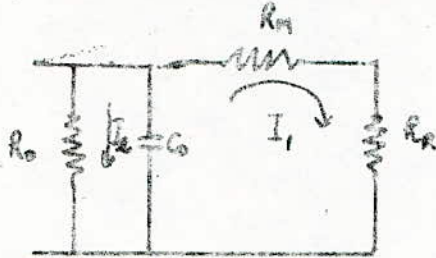
Remarquons que pour le quartz la résistance R_n est faible devant R_R .

Remarquons également que la puissance émise par le transducteur dépend du milieu en contact avec la lame de quartz.

En comparant les impédances relatives: — de l'air $\rho c = 428 \text{ Rayl}$
— glycerine $\rho c = 2,5 \cdot 10^6 \text{ Rayl}$.

On définit le rendement électroacoustique d'un transducteur piézo-électrique représenté par le circuit électrique comme étant le rapport de la puissance dissipée dans la résistance de rayonnement R_R sur la puissance totale consommée dans R_R , R_m , et R_o .

A la résonance, le schéma se réduit à :



$$P_{R_R} = R_R I_1^2 \quad P_{R_o} = R_o I_2^2 \quad I_1 = \frac{R_o}{R_R + R_m} I_2$$

$$P_{R_R} = \frac{R_R R_o}{(R_R + R_m)^2} I_2^2 \quad P_{R_m} = R_m I_1^2 = R_m \frac{R_o^2}{(R_R + R_m)^2} I_2^2$$

$$\eta = \frac{P_{R_R}}{P_{R_o} + P_{R_m} + P_{R_R}} = \frac{\frac{R_R R_o}{(R_R + R_m)^2}}{\frac{R_o R_o}{(R_R + R_m)^2} + R_o^2 + R_m \frac{R_o^2}{(R_R + R_m)^2}} = \frac{R_R R_o^2}{R_o R_o^2 + R_o (R_R + R_m)^2 + R_m R_o^2}$$

$$= \frac{R_R R_o}{R_R R_o + (R_R + R_m)^2 + R_m R_o} = \frac{R_R R_o}{R_R R_o + R_R^2 + R_m^2 + 2 R_R R_m + R_m R_o}$$

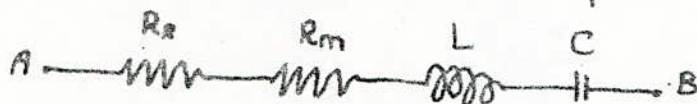
Donc

$$\eta = \frac{R_R R_o}{(R_R + R_m)(R_R + R_m + R_o)}$$

Facteur de Qualité d'un transducteur piezo-électrique. (1)

Par analogie avec les circuits électriques, on définit le facteur de qualité pour un transducteur piezo-électrique.

Considérons la partie mécanique et acoustique du transducteur



$$V_L = Z_L i = jL\omega i$$

$$V_{AB} = Z_{AB} i = \left[(R_R + R_m) + j \left(L\omega - \frac{1}{C\omega} \right) \right] i$$

$$\frac{V_L}{V_{AB}} = \frac{Z_L}{Z_{AB}} = \frac{jL\omega}{(R_R + R_m) + j \left(L\omega - \frac{1}{C\omega} \right)}$$

à la résonance $L\omega_0 = \frac{1}{C\omega_0}$

$$Q = \frac{L\omega_0}{R_R + R_m}$$

$$\text{or } L = \frac{\rho l^3}{2\phi^2}, \quad R_R = \frac{\rho_0 c_0 l}{\phi^2}, \quad f_0 = \frac{c}{4l}$$

c : vitesse du son dans le sens de l'épaisseur du Quartz.

si par exemple, on considère que le transducteur est constitué de quartz $R_R \gg R_m$, on obtient:

$$Q = \frac{\frac{\rho l^3}{2\phi^2} \cdot \pi \frac{c}{4l}}{\frac{\rho_0 c_0 l}{\phi^2}} = \frac{\pi \rho c}{4 \rho_0 c_0}$$

Remarquons que Q dépend de l'impédance caractéristique du milieu dans lequel vibre le transducteur.

Supposons que le milieu adjacent est de la glycerine, on a:

Ref: Fundamentals of acoustics

$$\rho_0 C_0 = 2,5 \cdot 10^6 \text{ Rayl.}$$

ρC pour les vibrations transversales du quartz $1,53 \cdot 10^7 \text{ Rayl.}$

$$Q = \frac{3,14 \cdot 1,53 \cdot 10^7}{4 \cdot 2,5 \cdot 10^6} \approx 4,8$$

Si ce même transducteur vibre dans l'air: $\rho_0 C_0 = 415 \text{ Rayl.}$

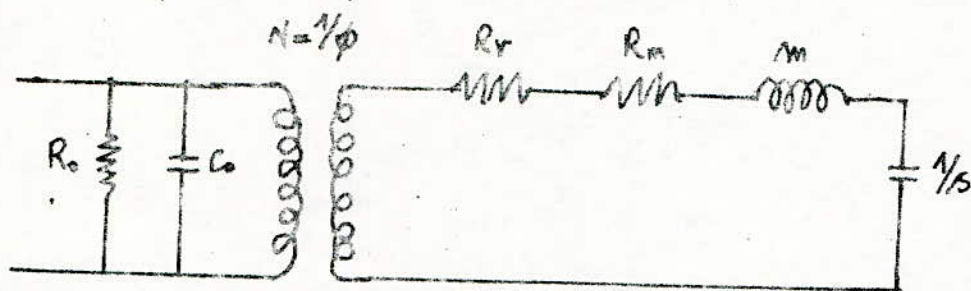
$$Q = \frac{3,14 \times 1,53 \cdot 10^7}{4 \times 415} = 28955$$

Ceci montre que la courbe de résonance du transducteur lorsqu'il vibre dans un milieu dont l'impédance caractéristique est grande est plate et que la bande passante est grande.

des méthodes générales d'analyse de réseau peuvent être utilisées pour prévoir le comportement du transducteur piézo-électrique. On notera que l'équation donnant l'admittance d'entrée électrique,

$$Y_I = \frac{1}{R_0} + j\omega C_0 + \frac{\phi^2}{R_r + R_m + j\left[\omega m - \frac{S}{\omega}\right]}$$

peut-être représentée par le circuit suivant :



Quand ce circuit est utilisé, le transformateur a un rapport de transformation de $1/\phi$ et les valeurs indiquées des éléments électriques sont maintenant identiques à leurs valeurs

mécaniques m , $1/S$, R_m , et R_r .

Remarquons que la raideur S n'est pas constante lorsque la fréquence varie, par exemple en basse fréquence.

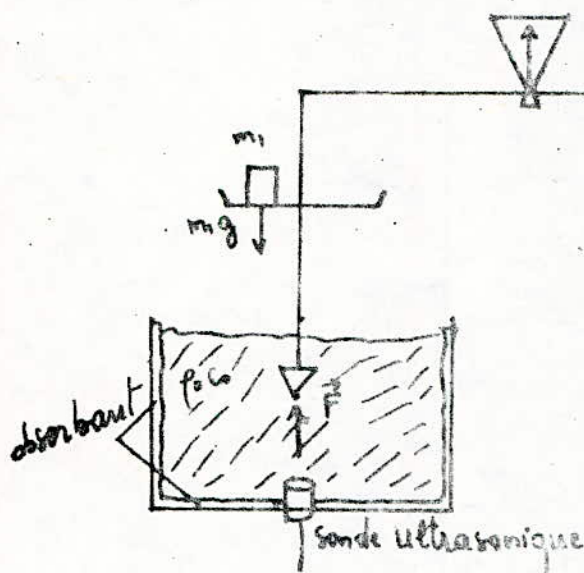
$$S = \frac{S}{l S_{22}} \quad \text{et à la résonance} \quad S = \frac{n^2 \pi^2 S}{8 l S_{22}}$$

Méthode de vérification de l'intensité acoustique. (2)

• Nous avons vu que l'intensité ultrasonore émise par la sonde doit être inférieure à 100 mW/cm^2 .

Pour la vérification plusieurs méthodes sont utilisées dont le radiomètre à balance.

La sonde est placée au fond d'un récepteur rempli de liquide et dont les parois sont tapissées par un corps absorbant les U.S. Le liquide ayant une impédance caractéristique voisine de celle des tissus mous (figure ci-dessus).



$$P_r = \frac{F}{S} = D E_0$$

où D est un coefficient qui dépend de la nature et de la forme de l'obstacle.

$D = 1$ pour un obstacle parfaitement absorbant, normal au faisceau ultrasonore.

$D = 2$ pour un obstacle parfaitement réfléchissant, normal au faisceau U.S.

$D = 2 \cos^2 \theta$ si le réflecteur parfait fait un angle θ avec le faisceau incident. Soit F la force exercée par la pression de radiation sur l'élément de la balance plongé dans le liquide est équilibré par la masse m_2 .

A l'équilibre on a: $F = P \cdot S = D S E_0 = D S \frac{I}{v} = m_1 g$.

(2) Ref: Technique de l'Ingénieur.

Impédance du transducteur en fonction de la fréquence.

Résonance

La fréquence de la résonance mécanique est celle de la branche série du schéma électrique équivalent.

$$Z_m = R_m + j \left(L\omega - \frac{1}{C\omega} \right) \quad \text{on a } \omega_r = \sqrt{\frac{1}{LC}}$$

A cette fréquence, le rendement et la puissance de sortie acoustique sont maximales pour une tension d'entrée donnée.

Antirésonance.

La fréquence d'antirésonance est définie par:

$$\left(L\omega_a - \frac{1}{C\omega_a} \right) = \frac{1}{C_0\omega_a}$$

qui peut être écrite sous la forme: $\left(\frac{\omega_a}{\omega_r} \right)^2 = 1 + \frac{C}{C_0}$

A cette fréquence, les réactances des parties mécaniques et électriques sont égales en module et de signe opposé, par conséquent si aucun terme résistant n'était présent; c'est-à-dire si le transducteur n'était pas chargé ($Z_R = 0$), l'admittance d'entrée serait égale à zéro.

Comportement du transducteur à la réception. (1)

Nous avons représenté le transducteur par un quadripôle régi par les équations:

$$I = Y_E \cdot E - \phi V \quad (1)$$

$$F = \phi E + Z_m V \quad (2)$$

À la réception $I = 0$ et $V = \frac{Y_E \cdot E}{\phi} = \frac{E}{Z_E \cdot \phi}$

en remplaçant dans (2) on a:

$$F = \phi E + \frac{Z_m}{Z_E} \frac{E}{\phi} = \phi E \left[1 + \frac{Z_m}{Z_E \phi^2} \right]$$

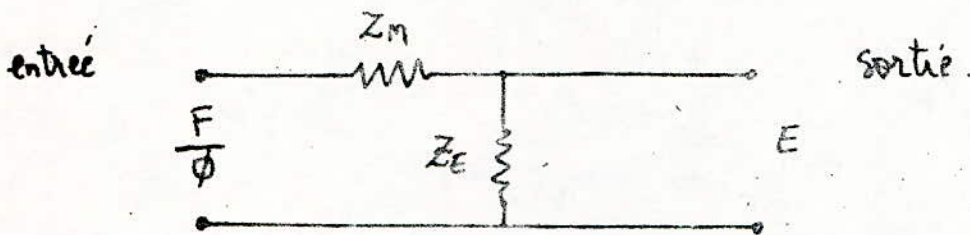
On remplace $\frac{Z_m}{\phi^2}$ par Z_M .

$$F = \phi E \left[1 + \frac{Z_M}{Z_E} \right]$$

d'où:

$$E = \frac{F}{\phi} \left[\frac{Z_E}{Z_E + Z_M} \right]$$

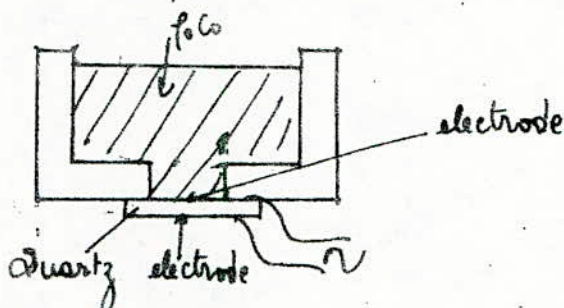
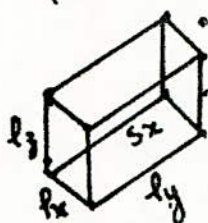
Ce qui peut-être représenté par le circuit.



Ref (1) Fundamentals of Acoustics

Etude comparative de la puissance émise par un quartz coupe X, et la céramique. (1)

Supposons que l'on veuille transmettre une intensité acoustique de 50 mW/cm^2 avec une lame de quartz coupe X de surface $S = 1 \text{ cm}^2$ et d'épaisseur 1 mm , montée comme l'indique la figure ci-dessous, émettant dans un milieu adjacent qui est la glycérine. d'impédance relative de cette dernière est: $\rho_0 c_0 = 2,5 \cdot 10^6 \text{ Rayl}$.



Calculons la tension alternative de fréquence f_0 nécessaire pour irradier cette intensité I . On a $I = \frac{P}{S} \Rightarrow P = I \cdot S$ ($P = \frac{50 \text{ mW} \cdot 1 \text{ cm}^2}{1}$)

$$P = 50 \text{ mW}$$

le facteur de transformation du quartz est: $\phi = \frac{2 e_{11} S_x}{l_x}$

$$\text{avec } e_{11} = 0,17 \text{ C/m}^2$$

$$\phi = \frac{2 \times 0,17 \cdot 10^{-4}}{10^{-3}} = 0,034 \text{ C/m}$$

$$E = \sqrt{\frac{\rho_0 c_0 S_x W}{\phi^2}} = \frac{\sqrt{\rho_0 c_0 S_x W}}{\phi} = \frac{\sqrt{2,5 \cdot 10^6 \cdot 10^{-4} \cdot 50 \cdot 10^{-3}}}{0,034} = \frac{\sqrt{2,5 \cdot 5}}{0,034} = 103,98 \text{ V}_{\text{eff}}$$

Soit maintenant la même lame montée de la même façon mais confectionnée à partir du titanate de barium polarisé dans le sens des vibrations.

$e_{11} = 16 \text{ C/m}$ soit, environ, 100 fois celle du quartz.

ref(1): Fundamentals of Acoustics

$$\phi = \frac{2 \epsilon_{11} S_x}{l_x} = \frac{2 \times 16 \cdot 10^{-4}}{10^{-3}} = 3,2 \text{ C/m}$$

$$E = \sqrt{\frac{p_0 \epsilon_0 S_x W}{\phi^2}} = \frac{\sqrt{p_0 \epsilon_0 S_x W}}{\phi} = \frac{\sqrt{2,5 \cdot 10^6 \cdot 10^{-4} \cdot 50 \cdot 10^{-3}}}{3,2} = 1,10 \text{ Veff}$$

Donc, pour produire la même intensité, en considérant les pertes nulles pour le quartz, et, le rendement de la céramique aux environs de 50%, la tension nécessaire pour le quartz est très supérieure à celle du titanate de barium.

la résistance de rayonnement du quartz est:

$$R_R = \frac{p_0 \epsilon_0 S}{\phi^2} = \frac{2,5 \cdot 10^6 \cdot 10^{-4}}{(0,034)^2} = 216 \text{ k}\Omega$$

Pour le titanate de barium elle est de:

$$R_R = \frac{2,5 \cdot 10^6 \cdot 10^{-4}}{(3,2)^2} = 24 \Omega$$

BIBLIOGRAPHIE

- Guide pratique d'échographie abdominal
J. TABOURY
- Guide pratique d'ultrasonographie mammaire
M. ROMBAUT, E. PLUYGERS
- Fundamentals of acoustics
KINSLER, FREY
- Techniques échographiques
L. POURCELOT
- Radiologie ultrasonore - Phénomènes associés à la propagation
des U.S. dans les systèmes biologiques - Nocivité ultrasonore.
R. ZANA.
- Projet de fin d'études : Etude et Réalisation d'un vélocimètre U.S.
Sanguin à effet Doppler - débit Cardiaque.
A. BELLOUM, A. REHDUMA. (ENPA - Janvier 82)
- Technique de l'ingénieur. - ULTRASONS
C. GAZANHES (E. 2960).