



TRAITEMENT DU SIGNAL ET SES APPLICATIONS

Nice 1<sup>er</sup> au 5 juin 1971

---

QUELQUES RESULTATS DANS L'ETUDE DES SONARS BIOLOGIQUES  
AERIENS ET MARINS PAR TRAITEMENT DU SIGNAL ET ANALYSE  
SPECTRALE.

B. ESCUDIE\*    A. HELLION\*    et    A. DZIEDZIC\*\*

---

**RESUME**

L'étude à l'aide des méthodes de Traitement du Signal a permis de mettre en évidence chez divers animaux marins l'existence de 2 types de Signaux SONAR : l'un de veille, l'autre de poursuite. D'autre part l'étude par fonction d'Ambiguïté et représentation "temps fréquence" des signaux SONAR des chauve souris explique les performances observées. De plus la structure des modulations de fréquence des signaux permet d'expliquer le fonctionnement d'un modèle de récepteur inspiré de l'oreille des chauve souris.

**SUMMARY**

Using Signal processing methods shows the existence of two kinds of SONAR Signals used by marine mammals : navigation signal and localization signal. Ambiguity function and instantaneous spectrum are very useful to explain detection's performances observed for marine and aerial mammals. The signal's frequency modulation is related to the receiver's structure used by bats.

\* Institut de Chimie et Physique Industrielles Laboratoire  
Traitement du Signal 25, rue du Plat 69 - LYON 2ème

\*\* Institut National de la Recherche Agronomique Laboratoire  
Acoustique 78 - JGUY en JOSAS



## SONARS BIOLOGIQUES

Introduction

La poursuite des travaux, dont nous avons exposé les prémisses en 1969, nous a conduit à définir avec plus de précision les performances éventuelles des signaux et des procédés de traitement qu'utilisent les SONARS BIOLOGIQUES. Dans cette optique nous employons des procédés d'analyse fins tant pour la représentation "temps" que pour la représentation "fréquence" des signaux. De plus, le calcul des fonctions d'Ambiguïté a permis d'évaluer certaines performances de ces dispositifs. Les possibilités actuelles de mesure et de simulation des SONARS BIOLOGIQUES nous ont conduit à l'emploi d'une "Représentation temps-fréquence", liée à la fonction d'Ambiguïté. Ce procédé d'étude permet de faciliter l'évaluation des performances de détection d'un modèle de récepteur à déblocage séquentiel inspiré par l'étude des circuits nerveux auditifs des chauve souris (1)(2).

I - Étude des Propriétés des Signaux de SONARS BIOLOGIQUES MARINS1 - Étude de l'émission SONAR du Phocena Phocœna (Marsouin)

L'étude systématique par passages à zéro des signaux de SONAR BIOLOGIQUE (représentation temps) avait été réalisée jusqu'ici dans le seul cas des chauve souris vespertillonidés (3). L'étude systématique par A. DZIEDZIC des différents signaux SONAR émis par Phocœna Phocœna (noté à partir d'ici Ph. Ph.) a mis en évidence l'existence "de signaux modulés en fréquence" nettement différents des "clics" utilisés dans la poursuite d'une cible (4). La répartition des passages à zéro au cours du temps  $\Delta t_k = f(t_k)$

$$\Delta t_k = t_k - t_{k-1}, \text{ avec : } k=2, 2, \dots, n$$

-  $t_k$  instants de passage à zéro dans un sens donné est représentée figure 1a. La loi d'évolution temporelle de la fréquence instantanée  $v_i(t) = 1/\Delta t_k$  s'en déduit figure 1b. Elle peut être mise sous la forme suivante :

$$v_i(t) = v_0 + \frac{\Delta v_0}{1 + \alpha(t-t_0)^2}$$

SONARS BIOLOGIQUES

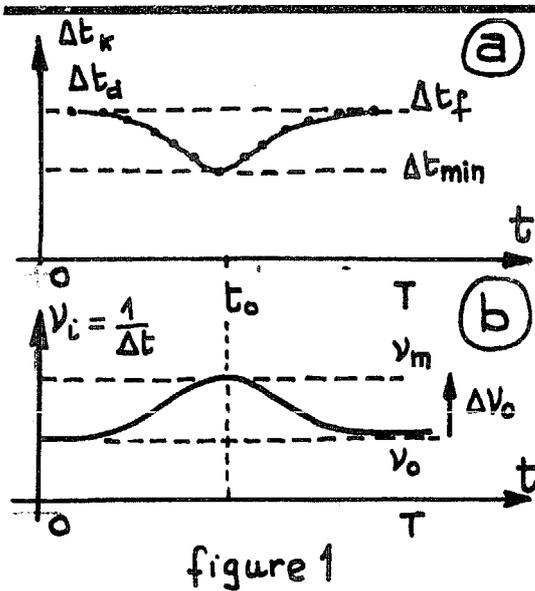


figure 1

2ms  
←→

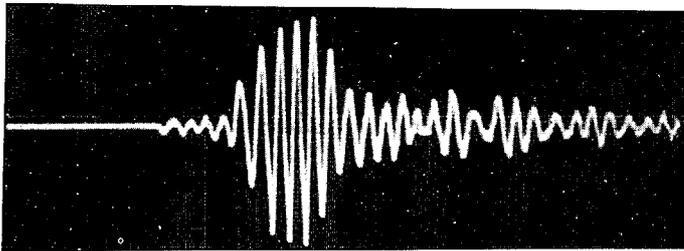


figure 2

$\nu_0$ kHz	$\Delta\nu_0$ kHz	$t_0$ ms	$T$ ms	$\Delta\nu_0/\nu_0$	$\alpha$ (Hz) <sup>2</sup>
1,8	0,45	2,7	6	0,25	$3,3 \cdot 10^6$

Afin de préciser les caractéristiques spectrales d'un tel signal nous avons employé la méthode mesure par Corrélation et Transformation de Fourier (ensemble SAiP CTR 100 - TF200). Les paramètres retenus furent les suivants :

- B bande occupée
- $\tau_0$  = premier zéro de la fonction de Corrélation
- $\tau_0 \approx \frac{T}{\mu} = \frac{1}{B}$  ,  $\mu = BT$

Au cours du séjour d'un Ph. Ph. dans un bassin neuf l'évolution de ses émissions SONAR fut la suivant (figure 3 a et b). L'évolution des paramètres  $T$ ,  $\mu$ ,  $\Delta\nu_0/\nu_0$ ,  $\tau_0 = \frac{T}{\mu}$  montre que le Ph. Ph. adapte son émission SONAR aux conditions de navigation.

Cette expression est en accord avec les mesures faites sur différents enregistrements dont un est représenté figure 2. La précision du modèle proposé est acceptable ; les erreurs relatives observées par rapport aux signaux étudiés sont nettement inférieures à 10 % (4). Les paramètres  $\Delta\nu_0, \nu_0, t_0, \alpha, T$  (durée d'émission) sont réunis dans le tableau suivant. Ces valeurs sont un exemple des valeurs observées couramment.



SONARS BIOLOGIQUES

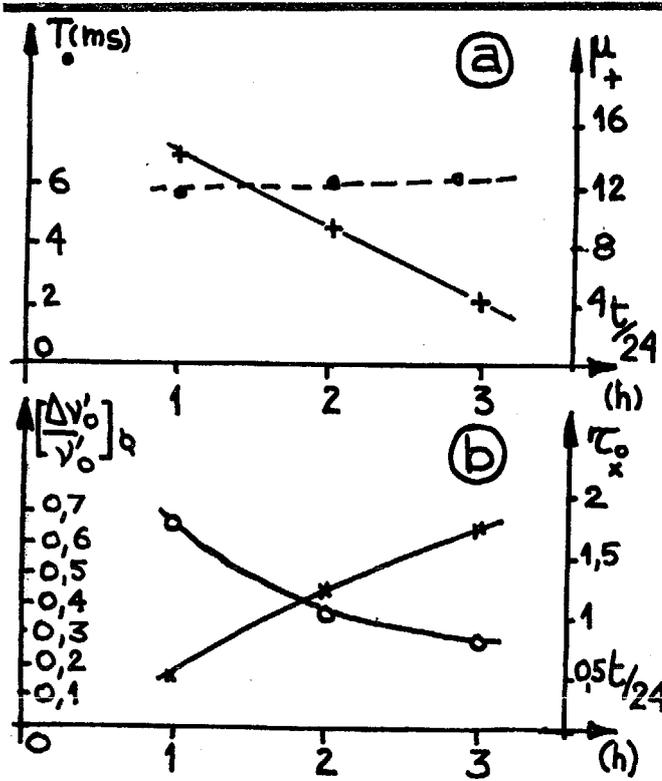


figure 3

De plus l'étude des signaux émis lors de manoeuvres d'évitement d'obstacles met en évidence la "DIVERSITE" de l'émission SONAR qui est alors formés de clics "C" et de trains modulés "MF" (4).

Nous avons vérifié expérimentalement le modèle de signal proposé, en calculant une expression analytique du signal

émis. Ce signal étant sinusoïdal les différentes définitions de

$v_i(t)$  se confondent : (5)

$$v_i(t) = \frac{1}{\Delta t_k} = \frac{1}{2\pi} \frac{d\Phi}{dt}, \quad S(t) = A \Pi_T(t - \frac{T}{2}) \sin \Phi(t)$$

d'où 
$$S(t) = \frac{A}{\sqrt{\alpha}} F_T(t) \sin 2\pi ( \text{Arctg} \sqrt{\alpha}(t-t_0) + \text{Arctg} \sqrt{\alpha} t_0 )$$

avec  $F_T(t) = F(t) \Pi_T(t)$  "enveloppe" du signal qui peut varier légèrement d'un animal à un autre. Le calcul numérique de la Transformée de Fourier de S et de sa DSE\* a fourni le résultat représenté figure 4a. Ce résultat en accord avec les mesures obtenues (4). Nous avons ensuite calculé la fonction d'Ambiguïté de S à l'aide de l'expression générale suivante :

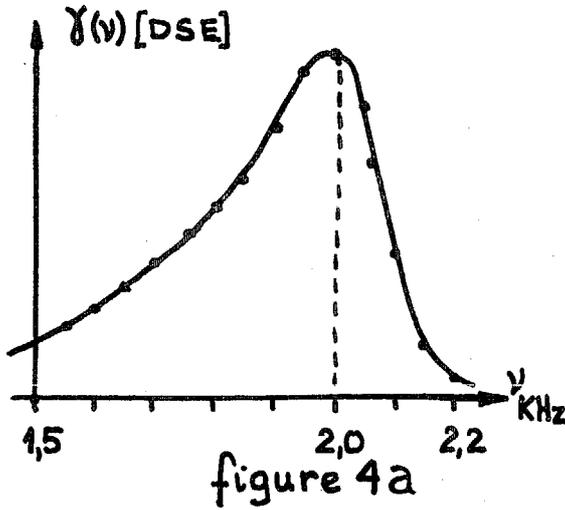
$$I_S(\tau, \epsilon) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) s((1+\epsilon)t - \tau) dt$$

$\epsilon = 1 - k = \frac{2v_R}{c}$

\* Densité Spectrale Énergétique



SONARS BIOLOGIQUES



- $V_R$  vitesse radiale
- $c$  célérité du son dans l'eau

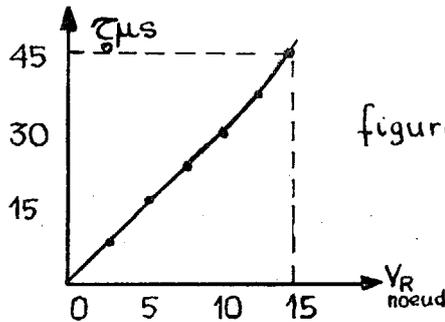
En effet "l'épanouissement spectral"  $(\Delta v'_0/v_0) = 0,45$  ne permet pas de faire l'hypothèse couramment admise pour le calcul de

l'effet Doppler sur des signaux à bande étroite (6). Le calcul a été effectué dans le domaine suivant :

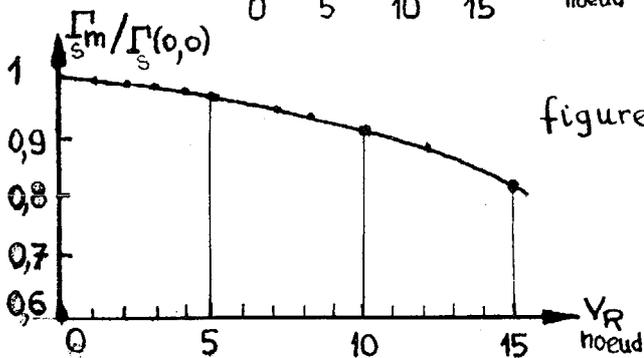
$$0 \leq |\tau| \leq 6 \text{ ms}$$

$$0 \leq |V_R| \leq 15 \text{ noeud}$$

Les figures 4b 4c représentent le lieu du maximum absolu de dans le plan et la variation de ce maximum avec :



$(\tau_0, V_R)$   
coordonnés du point  
de cote  $\frac{\Gamma_m}{\Gamma_s} \leq \frac{\Gamma(0,0)}{\Gamma_s}$



On remarque que pour  $V_R = 15$  noeud, la perte sur par rapport à est inférieure à 0.8 dB. De plus le

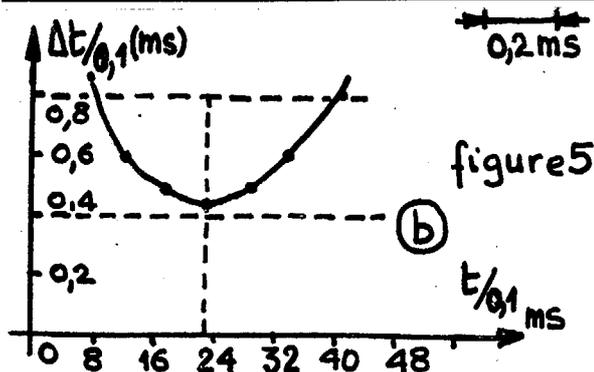
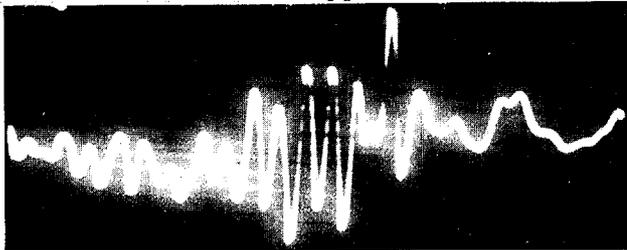


SONARS BIOLOGIQUES

déplacement du maximum n'excède pas 45 soit . Il semble donc que pour la gamme de retard et de vitesse considérée le comportement de ce signal soit assez satisfaisant. En effet les performances de ce signal, à la prise de contact, apparaissent comme lentement variables dans la gamme de vitesse considérée. Une étude plus complète de cette Surface d'Ambiguïté est actuellement en cours.

1b - Remarques au sujet de l'émission du Tursiops truncatus : (noté T.b)

L'étude par passage à zéro de la "Représentation temps" des Signaux émis par Ph. Ph. sont assez encourageants. Peu d'études publiées exposent des résultats semblables pour le Tursiops. C'est pourquoi nous avons utilisé cette technique pour étudier quelques enregistrements faits en Octobre 1970 par A. DZIEDZIC. L'étude des fonctions d'Ambiguïté de tels signaux avait été tentée dès 1966 par F. AUDOIN (7). Ces travaux avaient mis en évidence une surface d'Ambiguïté  $I_s(\tau, k)$ , ayant une forte parenté avec celle des signaux modulés en fréquence utilisés en SONAR et RADAR. Il apparaissait dès lors intéressant de mettre en



évidence ces modulations. L'étude a porté sur une séquence de signaux émis par l'animal approchant une cible, la bande passante de l'enregistrement étant limitée à 30KHz. La figure 5a,b, représente un groupe pris dans ces signaux et l'étude des passages à zéro d'un clic " ".

## SONARS BIOLOGIQUES

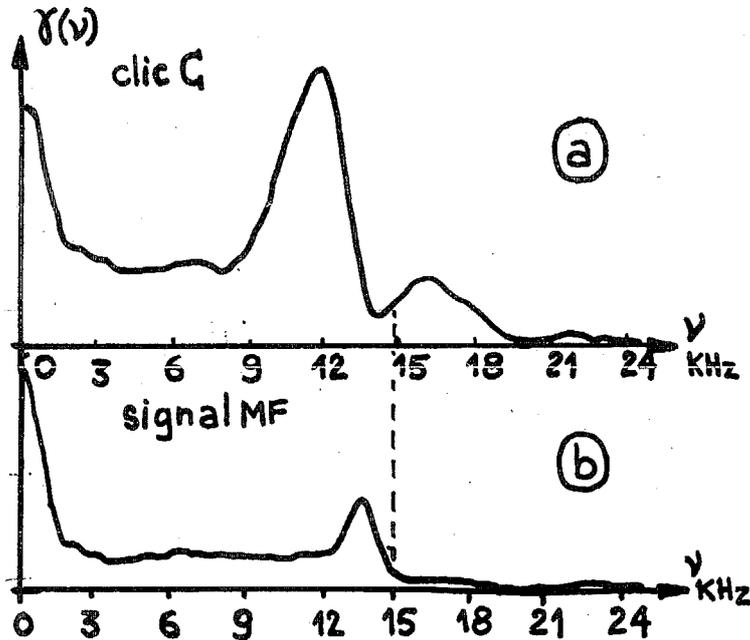


figure 6

On a remarqué parmi les groupes l'existence

- d'un clic "C" classique avec modulation de fréquence
- d'un "train modulé" "MF" du même type que celui observé chez Ph. Ph. (4).

L'étude des densités spectrales confirme ce point de vue, comme le montre la figure 6a, b. Les paramètres caractéristiques sont :

Signal C	T durée (ms)	$\nu_0$ KHZ	B KHZ
	<b>0,4</b>	<b>12</b>	<b>21</b>
Signal MF	<b>0,6</b>	<b>13</b>	<b>15</b>

Ces premiers résultats confirment le point de vue et les travaux de NORRIS et al sur les émissions du *Tursiops gilli*, (8) Une étude plus complète s'impose pour finir de déterminer les performances en détection d'une telle émission.



## SONARS BIOLOGIQUES

## II - Etude des Signaux des SONARS BIOLOGIQUES AERIENS

2 a - Etude spectrale des signaux des Vespertillionidés :  
Simulation des Signaux.

A la différence des mammifères marins les chauves-souris Vespertillionidés (Myotis, Epseticus fuscus, Lasiurus borealis, ...) émettent des signaux de durée de l'ordre de la milliseconde contenant de 40 à 400 périodes ou plus d'une onde fortement modulée en fréquence. Le tableau résume les principales caractéristiques de ces émissions.

	T (ms)	$v_i(t)$	$\frac{v_d - v_f}{v_f}$	$\mu = BT$	Nombre de périodes
Myotis L.	3	hyperbolique	2,00	160	115
Lasiurus b.	4	$\frac{v_0}{a + \text{Log}(t-t_0)}$	2,00	210	200
Epseticus f.	2,5	hyperbolique	1,00	80	60

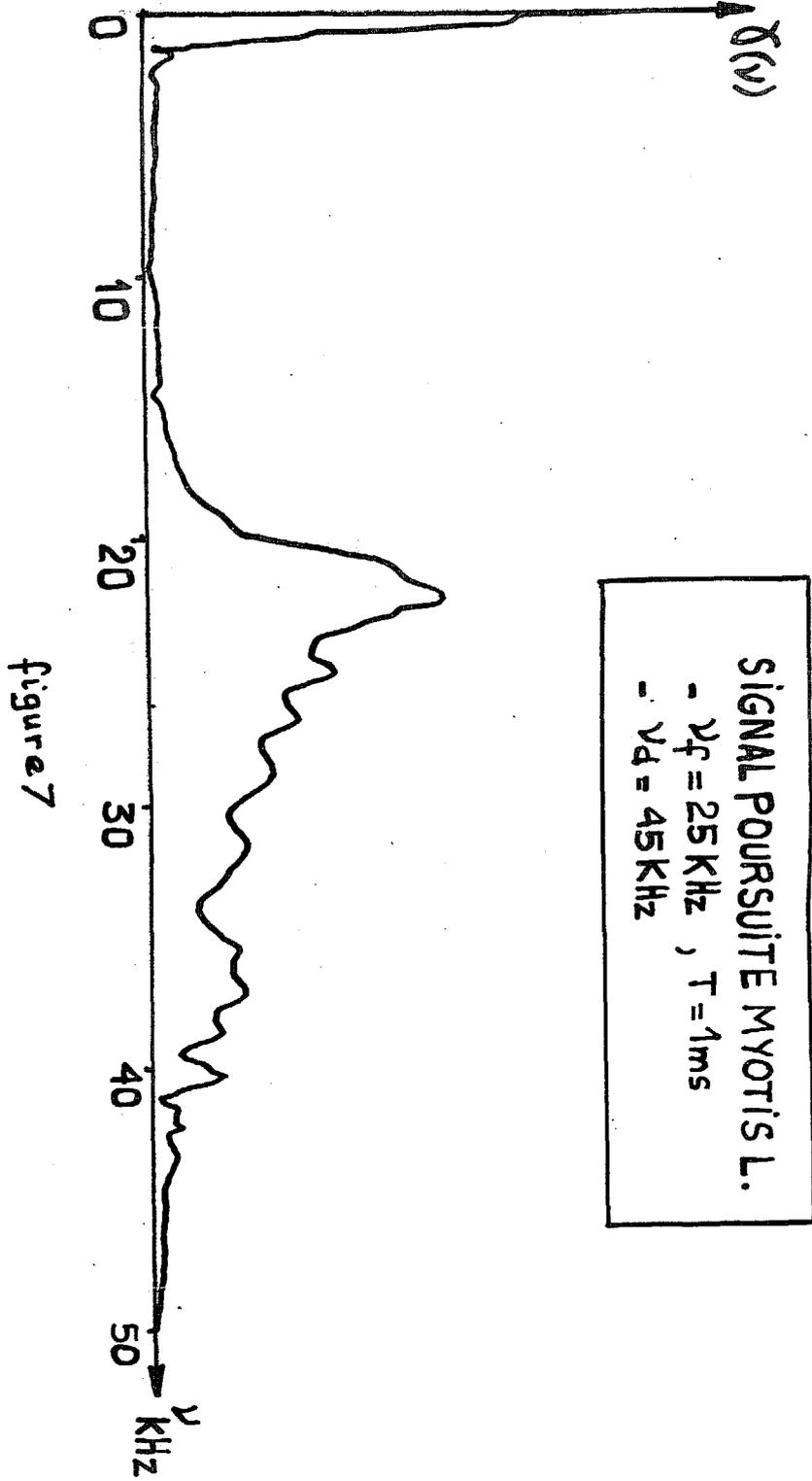
L'emploi d'un générateur à modulation de fréquence que nous avons réalisé, nous a conduit à confirmer les résultats de D. CAHLANDER afin de tester la qualité de la simulation réalisée (3). Le matériel d'émission et de réception est celui utilisé par J.A. SIMMONS (9). De plus afin d'obtenir des signaux le plus proche possible des signaux naturels nous excitons avec le signal artificiel un système résonnant, comme l'a proposé J.D. PYE (10). Cependant pour obtenir une simulation très fine nous utilisons un transformateur accordé d'amortissement et d'induction mutuelle réglables (11)

Cette technique nous a permis de confirmer les résultats de J.A. SIMMONS (12). En effet SIMMONS a montré sur les chauves-souris Epseticus fuscus que la résolution en distance pratique correspond à un retard  $\tau_0$  :  $\tau_0 = 66 \mu s \rightarrow d \approx 1 \text{ cm}$   
Or SIMMONS avait signalé que P.M. WOODWARD chiffrait la résolution en distance avec la quantité  $\tau_0 = 1/B$ . La simulation de l'émission et le calcul de la fonction de corrélation a conduit à une valeur de  $\tau_0 = 64 \mu s$ .

La figure 7 représente une analyse spectrale d'un signal de poursuite de Myotis simulé avec l'appareil (11).



SONARS BIOLOGIQUES





SONARS BIOLOGIQUES

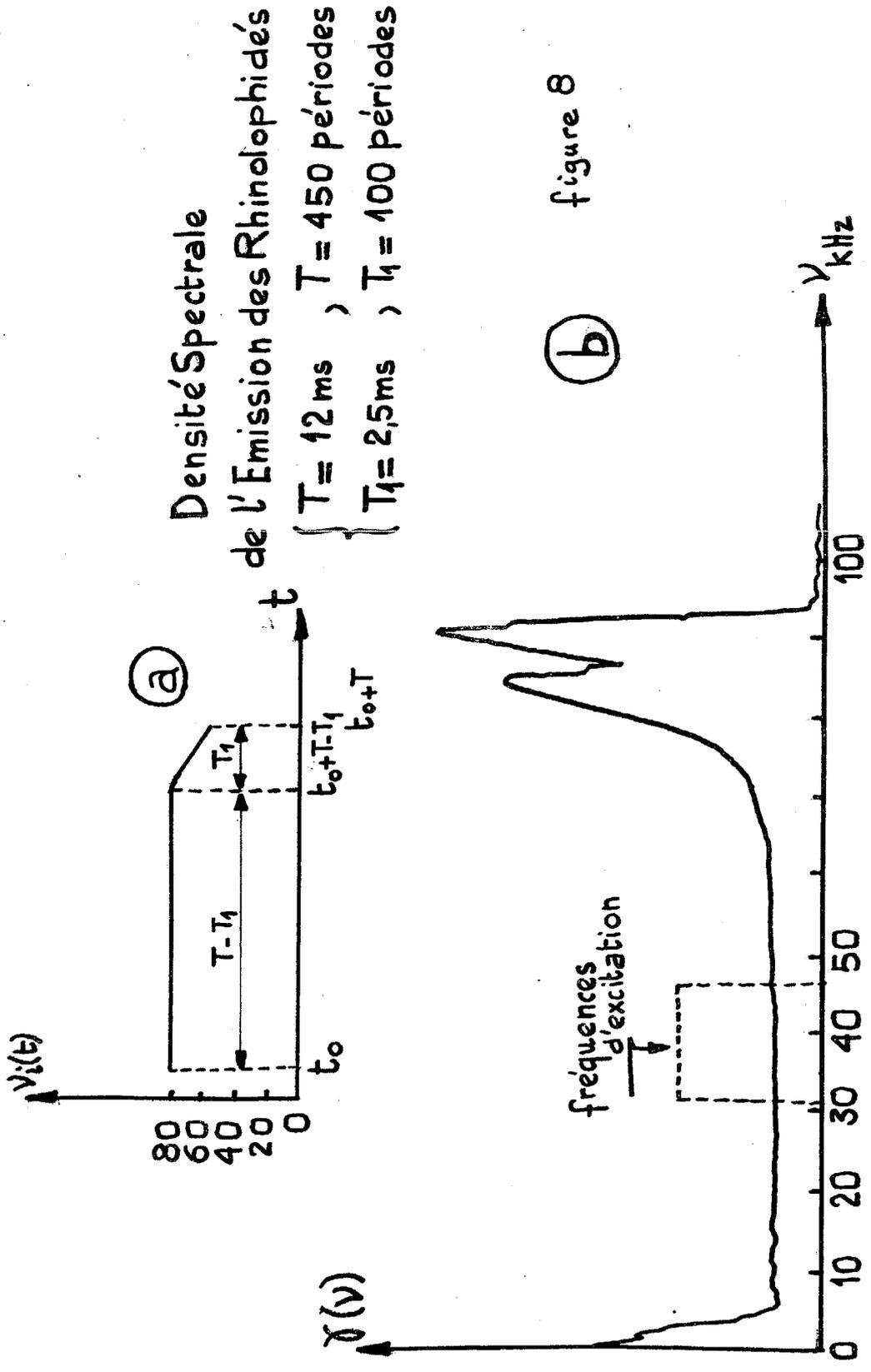


figure 8

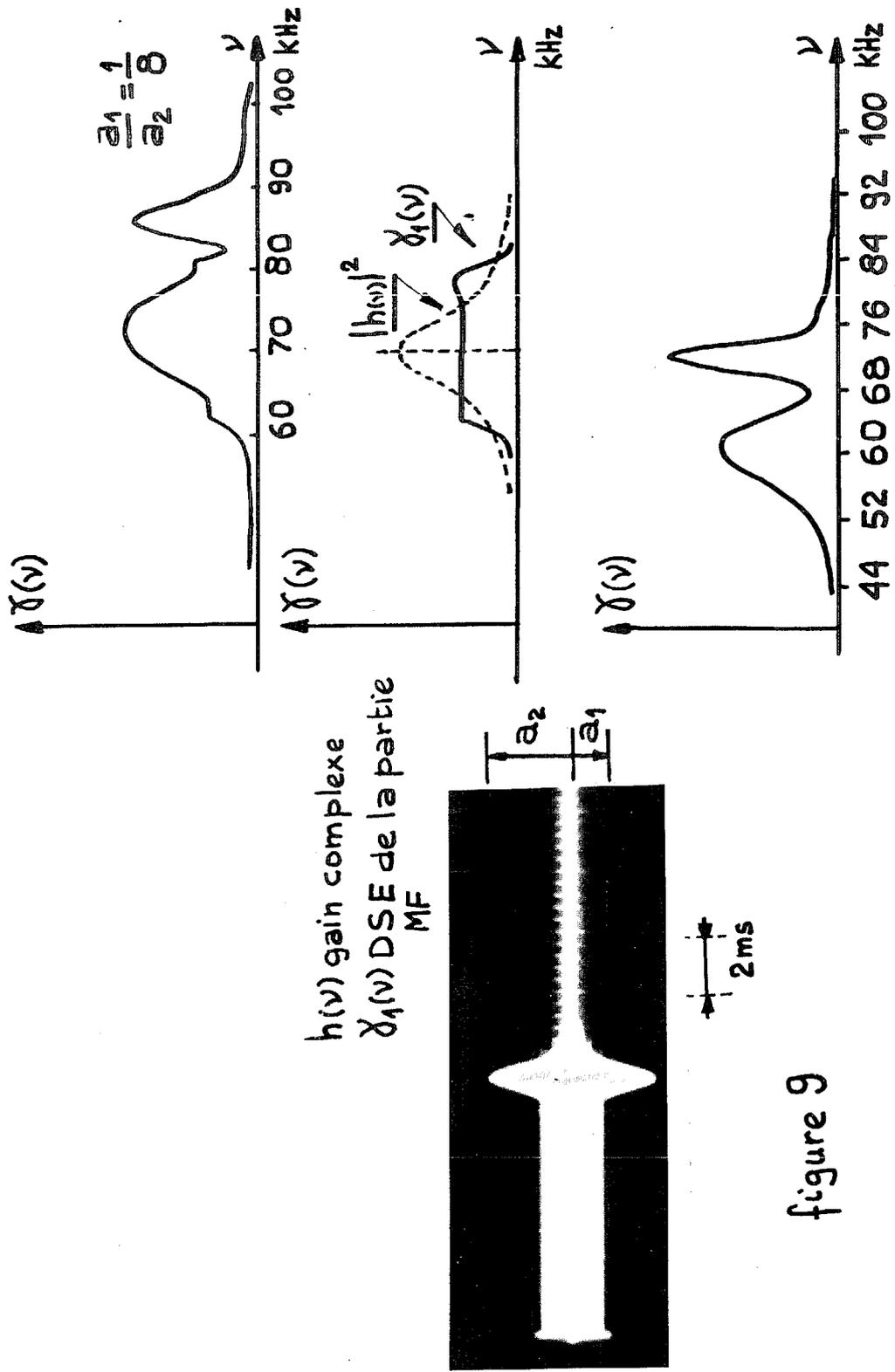


figure 9





## SONARS BIOLOGIQUES

2 b - Etude des Rhinolophidés :

L'émission des Phinolophidés est d'un autre type. La loi de modulation en fréquence et la DSE du signal de veille sont représentées sur la figure 8 a et b. Dans certains cas le signal peut être non sinusoïdal vu l'existence d'un harmonique 2, qui peut même devenir prépondérant (13). La simulation a été effectuée en bloquant la modulation pendant  $\frac{4T}{5}$  et en utilisant une modulation hyperbolique sur  $\frac{T}{5}$ . Cette durée  $T_1 = \frac{T}{5}$  étant brève la modulation devient linéaire. Le transformateur accordé extrait l'harmonique 2 de fréquence  $\nu_0 = 80$  KHz. La figure 9 montre l'allure de la densité spectrale sous différentes conditions pour le signal de veille en vol (13):

$$10 \leq T \leq 30 \text{ ms}$$

$$\nu_0 \approx 80 \text{ à } 100 \text{ KHz}$$

$$\nu_f = \nu_0 - \Delta\nu, \quad \Delta\nu \approx 20 \text{ à } 25 \text{ KHz}$$

L'étude de la fonction d'autocorrélation montre au voisinage de l'origine une évolution rapide due à la partie MF puis en suite une évolution quasisinusoïdale. A ce propos H.U. SCHNITZLER avait formulé l'hypothèse suivante: La partie "fréquence pure" permet au cours du vol (vitesse  $v$  par rapport au sol) la mesure de l'effet Doppler entachant les échos fixes et partant permet la discrimination des échos mobiles. Ceci semble se confirmer en utilisant la définition de la résolution "Doppler" due à P.M. WOODWARD(14) :

$$\phi_0 = \frac{2\nu_r \nu_0}{c}$$

$$\Delta\phi = \frac{1}{T} = 100 \text{ Hz}$$

$$\Delta\nu_r = \Delta\phi \frac{c}{2\nu_0} = 2,1 \text{ cm/s}$$

Il y aurait alors "identification" de tous les échos mobiles de vitesse radiale  $\approx 2,1$  cm/s au minimum. Quant à la partie "Modulée en fréquence" elle fournit une résolution théorique en distance(14):

$$\tau_0 = \frac{1}{B} = 50 \mu\text{s}$$



## SONARS BIOLOGIQUES

2.c - Comparaison de la "tolérance au Doppler" des signaux de Myotis lucifugus et Thinolophe :

Dans ce paragraphe nous utiliserons quelques remarques récentes faites au sujet de "l'invariance" et de la "tolérance" au Doppler des signaux des Myotis(15). En effet la loi de modulation :  $v_i(t) = \frac{v_0}{1+at}$  est théoriquement "invariante" en présence de Doppler. Nous allons comparer à l'aide d'un travail dû à A.W. RTHACZEK ce signal à la partie "MF" de l'émission du Rhinolophe(16). Nous avons vu que cette partie était à modulation quasi linéaire. Nous chiffrerons, selon A.W. RTHACZEK, la tolérance au Doppler par le facteur  $q$  :

$$q = \frac{\partial^2 |\chi|}{\partial \tau \partial \phi} \cdot \frac{1}{\frac{\partial^2 \chi^2}{\partial \tau^2} \cdot \frac{\partial^2 |\chi|^2}{\partial \phi^2}}$$

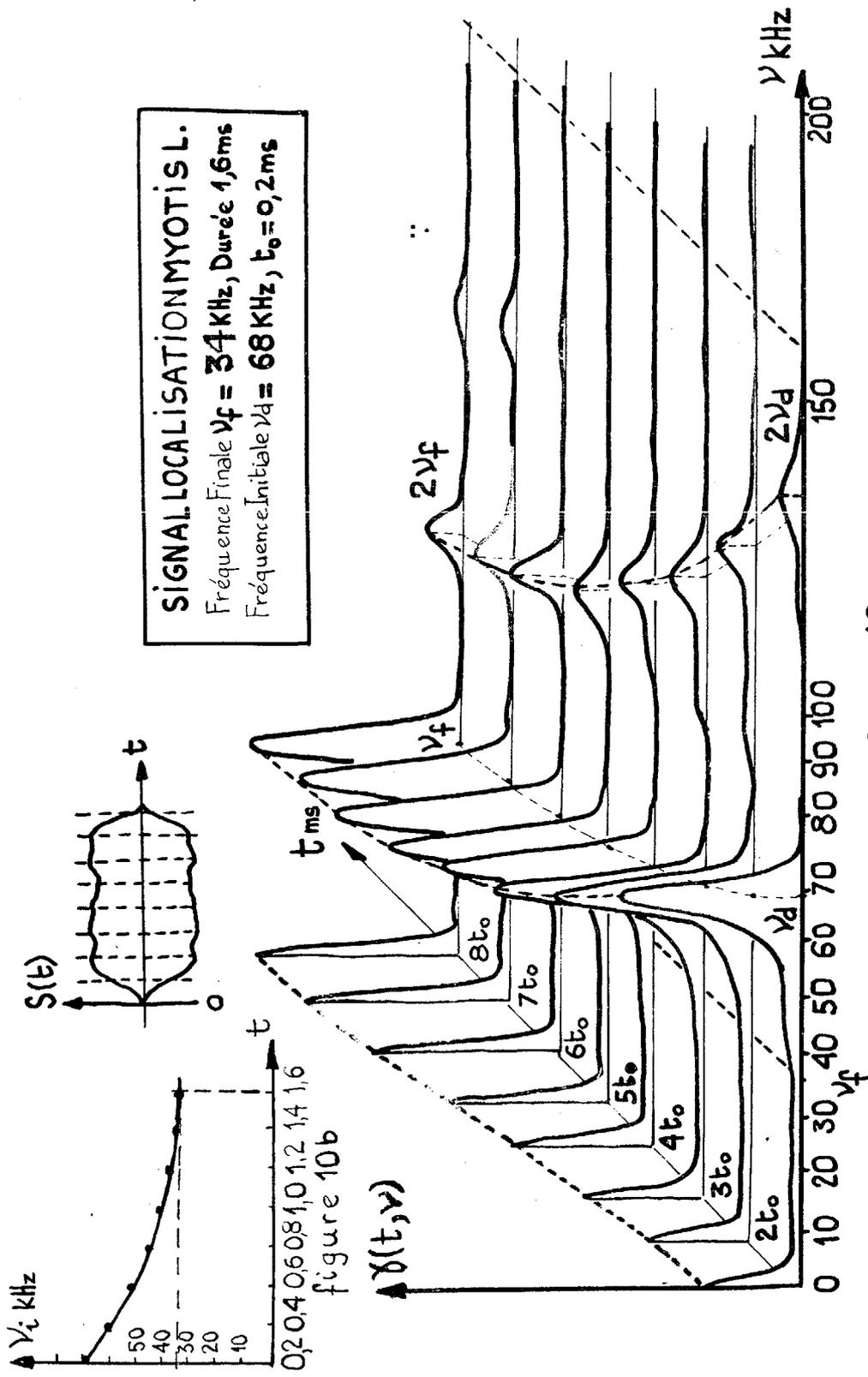
En utilisant le réseau de courbe donnant :  $(1-q)^{-1/2} = f(\frac{v_0}{B}|K_1|T)$  avec  $v_0/B$  rapport entre la translation spectrale faisant passer de l'amplitude complexe au signal analytique, et B bande occupée,  $K_1$  pente de la modulation logarithmique,  $T_1$  durée d'émission il vient :

	$v_0/B$	$ K_1 T_1$	$(1-q)^{-1/2}$
Myotis	$\approx 0$	2	100
Rhino	4	0,1	100

Il semble donc que la tolérance au Doppler de cette partie "MF" soit grande et du même ordre que celle observée chez Myotis lucifugus. La partie "FP" servirait alors à des mesures de discrimination d'échos mobiles selon l'hypothèse de SCHNITZLER,

Afin de préciser complètement les performances d'une telle émission nous en avons calculé l'expression théorique de la fonction d'Ambiguïté. Celle-ci comporte 4 termes :  $\chi_2(\tau, \phi)$  relatif à la tranche modulée\*, et  $\chi_{12}$  et  $\chi_{21}$  interambiguïtés entre ces 2 signaux. Ces termes font apparaître un "mur dans le plan  $(\tau, \phi)$  situé sur une droite dont la pente est fixée par la loi de modulation en fréquence.

\*  $\chi_1(\tau, \phi)$  relatif à la tranche à fréquence pure "FP"



**SIGNAL LOCALISATION MYOTIS L.**  
 Fréquence Finale  $\nu_f = 34$  KHz, Durée 1,6ms  
 Fréquence Initiale  $\nu_i = 68$  KHz,  $t_0 = 0,2$ ms

figure 10 a

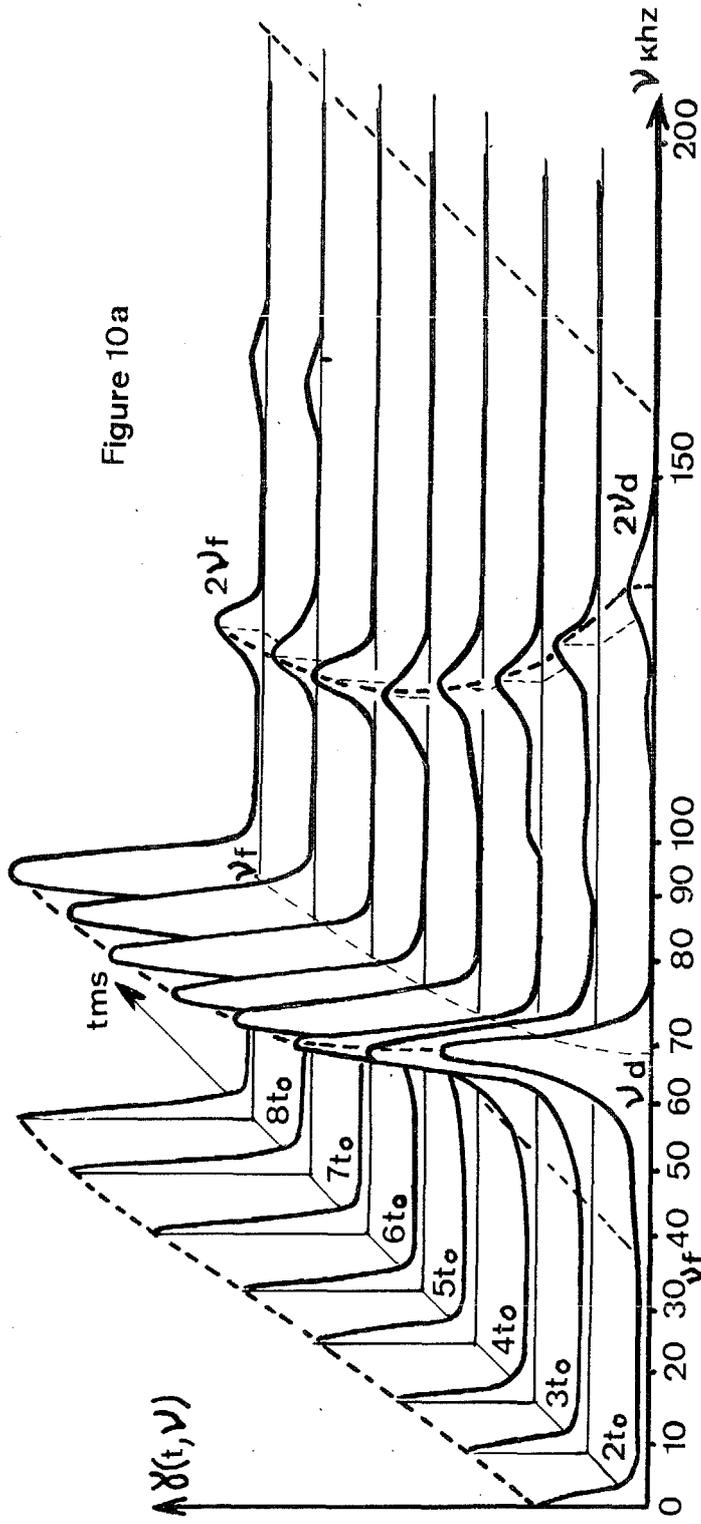


Figure 10a

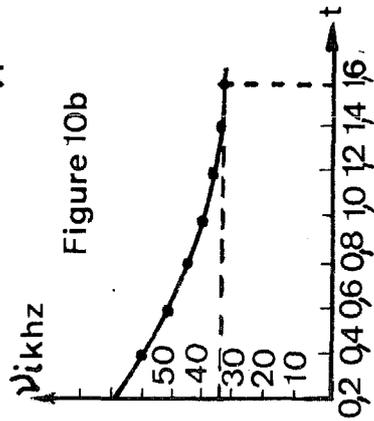
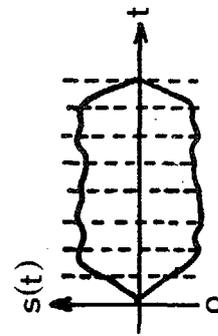


Figure 10b



SIGNAL LOCALISATION MYOTIS L.  
 fréquence finale  $\nu_f = 34 \text{ kHz}$ , durée  $16 \text{ ms}$   
 fréquence initiale  $\nu_d = 68 \text{ kHz}$ ,  $t_0 = 0,2 \text{ ms}$



SONARS BIOLOGIQUES

2 d - Etude des émissions SONAR à l'aide de la Représentation temps fréquence.

L'emploi de la Représentation "temps fréquence" appelée couramment "spectre instantané" permet un contrôle commode des modulations de fréquence. Parmi les différentes définitions de cette grandeur nous utilisons celle due à C.H. PAGE(17). Cette grandeur peut être commodément mesurée à l'aide d'un corrélateur et d'un transformateur de Fourier :

$$\begin{cases} \rho(t, \nu) = \frac{\partial}{\partial t} |s(t, \nu)|^2 \\ s(t, \nu) = \int_{-\infty}^t s(\theta) e^{-2\pi i \nu \theta} d\theta \\ \Gamma_s(t, \tau) = \int_{-\infty}^t s(\theta) s(\theta - \tau) d\theta, \rho(t, \nu) = \frac{\partial}{\partial t} \{TF \Gamma_s(t, \tau)\} \end{cases}$$

Appelons :

$$\begin{cases} \gamma_1(t, \nu) \hat{=} \Gamma_s(t, \tau) \\ \gamma_1(t_0, \nu) \hat{=} \Gamma_s(t_0, \tau) \\ \gamma_1(t_0 + \Delta t, \nu) \hat{=} \Gamma_s(t_0 + \Delta t, \tau) \end{cases}$$

nous appelons :

$$\gamma(t, \nu) = \frac{\Delta \gamma_1}{\Delta t} \hat{=} \frac{1}{\Delta t_0} \int_{t_0}^{t_0 + \Delta t} s(\theta) s(\theta - \tau) d\theta$$

quantité facilement calculable à l'aide d'un corrélateur fonctionnant en "porte" sur la durée [t<sub>0</sub>, t<sub>0</sub>+Δt]. La quantité Δt sera choisie en fonction de la résolution fréquentielle Δν et compte tenu de la relation d'incertitude (18). Remarquons avec A.W. RIHACZEK que les lois de modulation ν<sub>i</sub>(t) nous conduisent à définir deux paramètres caractéristiques : (19)

B<sub>d</sub> bande dynamique liée à la pente de modulation

- T<sub>r</sub> temps de relaxation:

Dans le cas d'une modulation hyperbolique la figure montre l'évolution de B<sub>d</sub> et de T<sub>r</sub> au cours du temps.

La représentation "temps fréquence" du signal de localisation de Myotis lucifugus (figure 10 a) conduit aux résultats suivants :

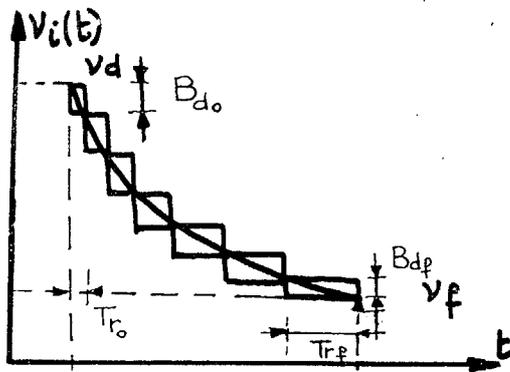


figure 11

$$\begin{cases} t=0 & \nu_d = 68 \text{ KHz} \\ t=T=1,8 \text{ ms} & \nu_f = 34 \text{ KHz} \end{cases}$$

d'où  $\nu_i(t) = \frac{\nu_d}{1+k_1 t}$ ,  $k_1 = 0,566 \text{ KHz}$

La loi d'évolution de ν<sub>i</sub>(t) est représentée fig.10 b; Elle confirme la précision de la loi de modulation

Remarquons que la D.S.E. d'une tranche  $[mt_0, mt_0 + \Delta t]$  reste d'allure constante pour les différentes valeurs de  $m$ , et notons l'aspect fortement concentré de cette densité spectrale. Ce point est très important pour l'étude du modèle de récepteur déduit du système auditif de la chauve-souris,

### III - Etude d'un modèle de Récepteur à division de bande et déblocage séquentiel :

#### 1 - Généralités sur le récepteur acoustique des chauves-souris et un modèle bionique :

Les résultats présentés par A. GRINNELL au congrès de Frascati et différentes études dues à N. SUGA sur le système auditif des chauves-souris avaient suggéré à H. MERMOZ un procédé de détection d'un signal modulé en fréquence noyé dans un bruit

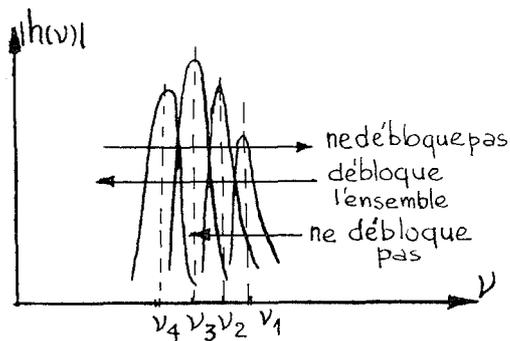


figure 12

La figure montre la courbe de réponse de certaines cellules nerveuses excitées par des signaux modulés en fréquence. Seules les modulations de fréquence DECROISSANTES permettent le déblocage

complet d'un groupe de cellules (1). D'autre part les études de N. SUGA montrent que la courbe de réponse moyenne (mesurée sur 500 ou 600 cellules) est très proche de celle d'un circuit résonnant de surtension  $Q=7$  à  $8$  (20) (21). Ces données conduisent au modèle de récepteur représenté figure 13. C'est un dispositif de détection d'un signal dans un bruit par "division de bande et déblocage séquentiel programmé". La figure montre le fonctionnement des seuils avec mémoire  $\Sigma_{\ell}$ . Le temps de mémoire de chaque seuil est égal à  $T-t_{\ell}$ , où  $t_{\ell}$  est l'instant où  $v_i(t_{\ell}) = v_{\ell}$  fréquence d'accord du filtre de rang  $\ell$ . L'ensemble des circuits logiques ET permet le programme de déblocage dans l'ordre  $(v_1, v_2, \dots, v_n)$  décroissant.

En autre emploi possible de la grille est l'analyse spectrale des "échos forts". Le système fonctionne alors en "identificateur de cibles" c.a.d. qu'il effectue des "classifications"



SONARS BIOLOGIQUES

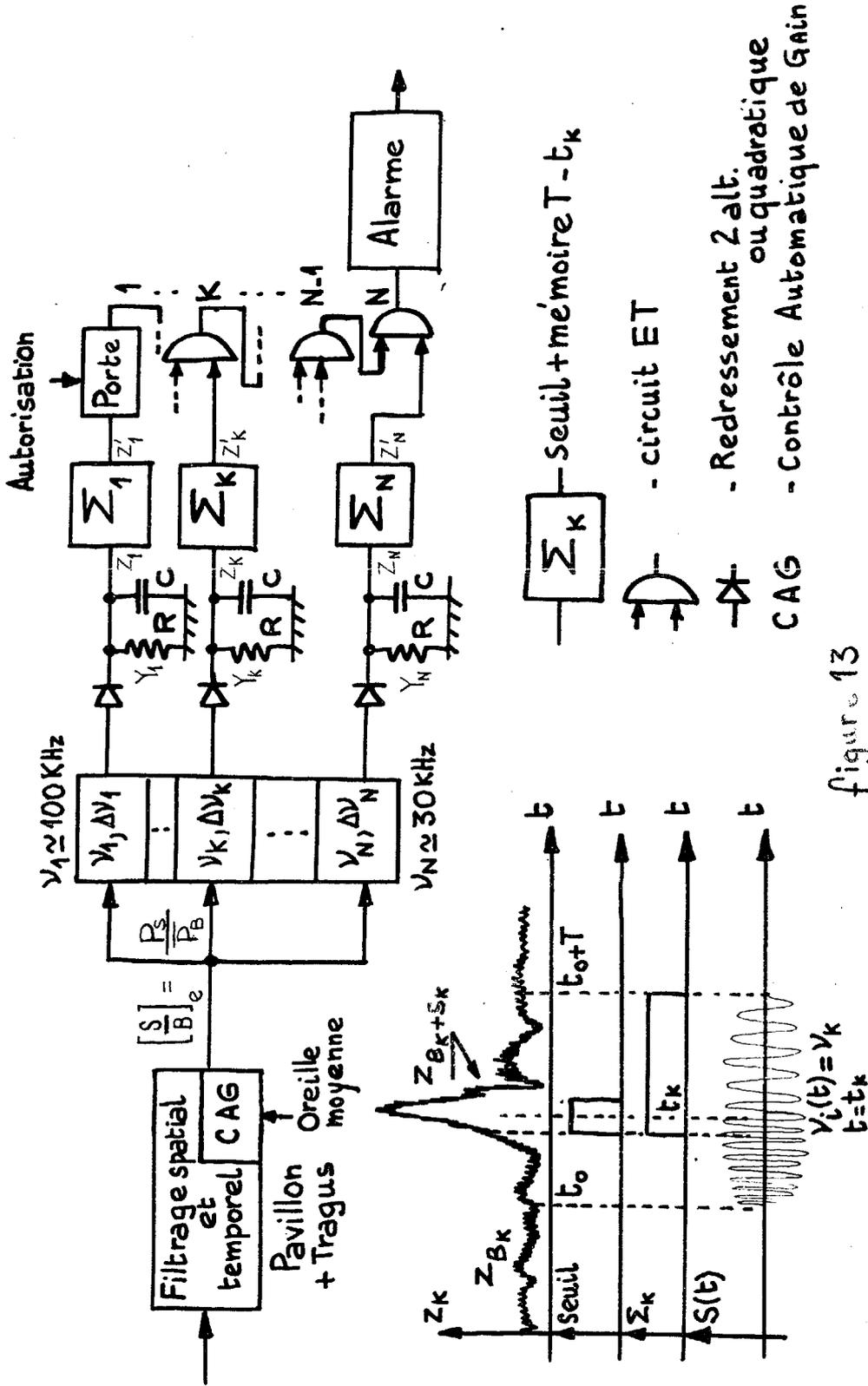


figure 13



SONARS BIOLOGIQUES

des échos reçus.

2 - Essais d'estimation des performances de détection :

2 a - Hypothèses faites :

Nous avons fait pour tenter ce calcul quelques hypothèses simplificatrices. Chaque filtre est supposé de gain complexe d'allure gaussienne :

$$|h(\nu - \nu_l)|^2 = H_l e^{-\frac{(\nu - \nu_l)^2}{2\Delta\nu_l^2}}$$

Le coefficient  $H_l$  traduit la loi de variation du module du gain en fonction de la fréquence. Ces coefficients sont déduits de la courbe d'audibilité de la chauve-souris *Myotis lucifugus*. Tenant compte de la remarque faite à propos de la représentation "temps fréquence"  $\delta(t, \nu)$  du signal émis par l'animal nous voyons que chaque filtre de rang  $l$  approche "le filtre adapté" à la tranche  $t_l \pm \Delta t$  excitant ce filtre. Le bruit est supposé gaussien et l'ensemble "filtre, détection, intégration" correspond à un filtre adapté à un signal de temps d'arrivée inconnu, et permettant l'estimation de ce temps (22).

Nous supposons en outre pour les calculs qui suivent, que les filtres se comportent en "filtres disjoints", c'est à dire que les bruits  $B_l$  seront décorrélés. Nous verrons que cette hypothèse est acceptable pratiquement.

2 b - Essai d'estimation de A probabilité de fausse alarme :

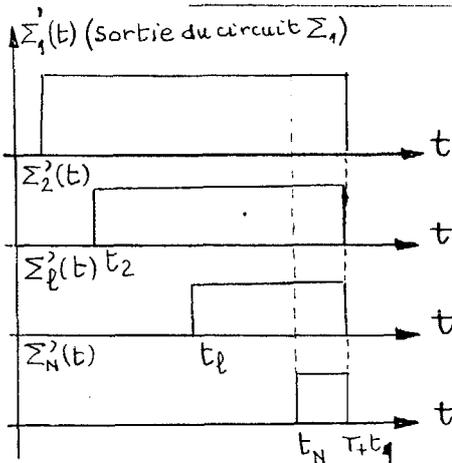


figure 14

Compte tenu du schéma de déblocage temporel (figure 14) il faut calculer les quantités suivantes :

$$Z_B = Z(\text{Sabsent})$$

$$\alpha_1 = \Pr[Z_{B_1} > \Sigma_1] \text{ fausse alarme simple}$$

$$\alpha_2' = \Pr[Z_{B_2} > \Sigma_2 / t \in [t_2, T]]$$

$$\alpha_l' = \Pr[Z_{B_l} > \Sigma_l / t \in [t_l, T]]$$

$$\alpha_N' = \Pr[Z_{B_N} > \Sigma_N / t \in [t_N, T]]$$



SONARS BIOLOGIQUES

La probabilité de fausse alarme globale A s'exprimera par le produit de ces quantités. Les quantités  $Z_B$  sont indépendantes les unes des autres, étant de nature gaussienne, comme on le montre pratiquement selon la loi démontrée par B. PICINBONO (23)

$$A = \alpha_1 \prod_{\ell=2}^N \alpha'_\ell (\Delta \nu_\ell, \Sigma_\ell, \gamma_0)$$

$\gamma_0$  étant la densité spectrale du bruit à l'entrée  $\gamma_B(\nu) = \gamma_0, \forall \nu \in B$  bande du signal valant B.

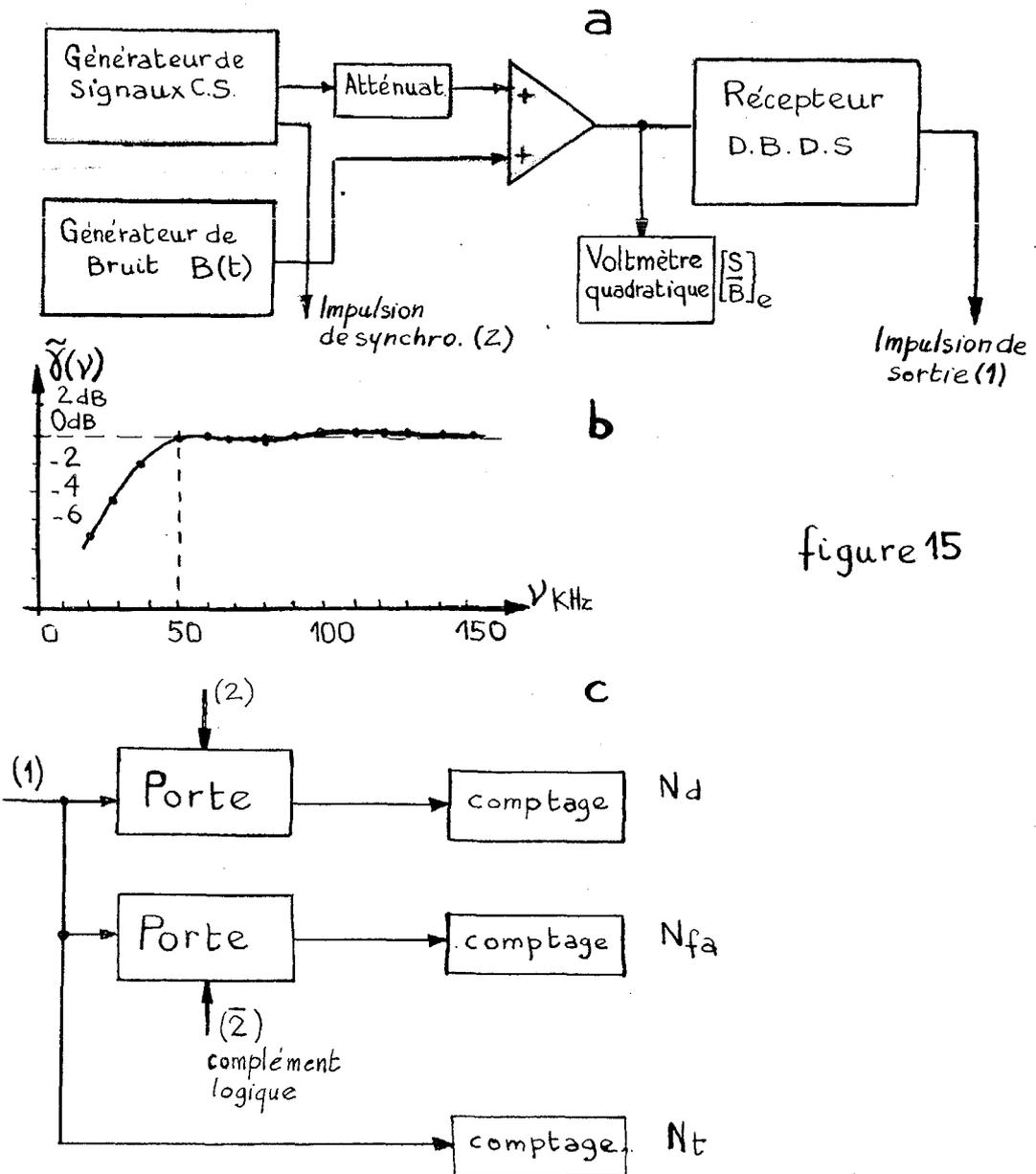


figure 15



## SONARS BIOLOGIQUES

Pour calculer  $\alpha'_l$  il faut tenir compte de la loi des passages au seuil  $\Sigma_l$  de la variable aléatoire  $Z_{Bl}$ . Le bruit est supposé gaussien en effet il est dérivé d'un bruit gaussien altéré par traitement non linéaire puis filtré en basse fréquence. Ce filtrage RC ayant une fréquence de coupure nettement plus faible que la bande occupée par  $\gamma_{Z_{Bl}}(\nu)$  ce bruit tend vers un bruit gaussien (23). Il vient :

$$\alpha'_l = \Pr[Z_{Bl} > \Sigma_l, t \in [t_l, T]] = p_0(z_{Bl}) e^{-\frac{\Sigma_l^2}{2\sigma_{Bl}^2}(T-t_l)}$$

avec 
$$p_0(z_{Bl}) = 2\pi \left[ \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} \nu^2 \gamma_{Z_{Bl}}(\nu) d\nu}{\int_{-\infty}^{+\infty} \gamma_{Z_{Bl}}(\nu) d\nu} \right]^{1/2}, \quad (T-t_l) \ll \frac{1}{p_0(z_{Bl})}$$

Le calcul de  $\gamma_{Z_{Bl}}(\nu)$  est un calcul classique en détection quadratique :

$$Y_B = Y(\text{Sabsent}) \quad \begin{cases} \gamma_{Z_{Bl}}(\nu) = \gamma_{Y_{Bl}}(\nu) |h_I(\nu)|^2, & h_I(\nu) = \frac{1}{1 + 2\pi i \nu RC} \\ \gamma_{Y_{Bl}}(\nu) = \gamma_{B_l}(\nu) * \gamma_{B_l}(\nu) = G(\nu) \end{cases}$$

avec :

$$\gamma_{B_l}(\nu) = \gamma_0 H_l^2 \exp\left[-\frac{(\nu - \nu_l)^2}{2\Delta\nu_l^2}\right]$$

La formule montre que chaque facteur  $\alpha_1$  ou  $\alpha'_l$  peut être relativement grand mais il est borné par l'unité. Comme A est exprimé par leur produits avec  $N = 6$ , ce nombre sera faible, comme le montre l'exemple suivant :

$$\alpha_1 = 0,1, \quad \alpha'_l = 0,1 \quad \forall l$$

$$A = 10^{-6}$$

Ce sont les valeurs des seuils  $\Sigma_l$  et des constantes de temps RC qui fixent  $\alpha_1$  et  $\alpha'_l$  à  $\Delta\nu_l$  connu ( $Q = \text{cte}$ ). Le choix des seuils se fait en fonction du  $\left[\frac{S}{B}\right]$  obtenu au point  $Z_l$  sur chaque filtre. Ce choix détermine la probabilité de détection.

2 c - Essai d'estimation approchée de  $\beta = P_d$  probabilité de détection :

Le signal est supposé présent ; son début coïncide avec l'instant  $t_0$ . Si le rapport  $\left[\frac{S}{B}\right]_l$  est suffisant pour franchir le seuil  $\Sigma_l$  (fixé) il y aura des déblocages successifs. Les filtres étant supposés spectralement disjoints et les bruits  $Z_{Bl}$  gaussiens et indépendants on peut admettre en première approximation :

$$\beta = \prod_{l=1}^N \beta_l \quad \beta_l \text{ probabilité de détection sur la voie } l.$$



## SONARS BIOLOGIQUES

Si on admet que chaque filtre réalise une approche du filtre adapté à la tranche de signal qui l'excite on a :

$$\left[ \frac{S}{B} \right]_{Y_\ell} \leq E_{S_\ell} \cdot \frac{1}{\delta_0}, \quad E_{S_\ell} \text{ énergie de la tranche de } S(t) \text{ excitant le filtre de rang } \ell.$$

et on peut utiliser le réseau  $P_d = P_d[S_B, \alpha]$  valable pour le filtre adapté (24). Sur la durée  $\Delta t$  de la tranche de signal considéré on admet que la modulation est linéaire ce qui permet un calcul commode de  $E_{S_\ell}$ .

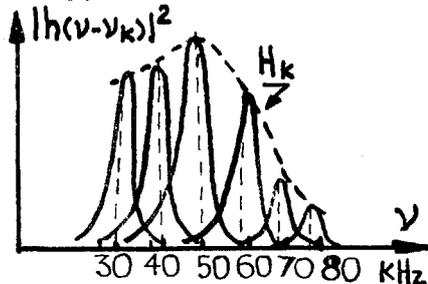
$$\beta_\ell = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \sqrt{\frac{\delta_0}{E_{S_\ell}}} \int_{-\infty}^{+\infty} e^{-\frac{x^2}{2E_{S_\ell}}} dx$$

$$\beta = \prod_{\ell=1}^N \beta_\ell$$

### 3 - Réalisation expérimentale et mesure de quelques performances :

#### 3 a - Réalisation expérimentale :

L'ensemble des 6 filtres a été réalisé à l'aide de 6 amplificateurs opérationnels bouclés sur des doubles T pontés. La surtension a été réglée à  $Q = 8$ . L'ensemble des courbes de réponse est représenté figure 16. Les circuits de redressement sont du type deux alternances et les valeurs de R et C choisies sont :



$$R = \quad C =$$

L'ensemble de déblocage logique a été réalisé en logique intégrée. Un commutateur automatique permet l'échantillonnage des sorties  $Y_\ell$  à l'instant de leur valeur maximale.

Le réglage du mélange signal plus bruit se fait par additionneur alimenté par le générateur de signaux et un générateur de bruit figure 14 a. La figure 14b représente la densité spectrale du bruit entre 30 et 150 KHz. La figure 15 montre un oscillogramme du bruit résiduel après redressement et filtrage, dont on a vérifié le caractère gaussien.

#### 3 b - Effets dus aux filtres :

La figure 17 a, b, c... représente le signal d'entrée et la sortie de 5 filtres dont les fréquences d'accord sont indiquées. On remarque que le signal de sortie est nettement plus "étroit" que le signal d'entrée (figure 17c en particulier). La figure 18 montre l'effet du filtrage pour un rapport  $\left[ \frac{S}{B} \right]_\ell$  de l'ordre



## SONARS BIOLOGIQUES

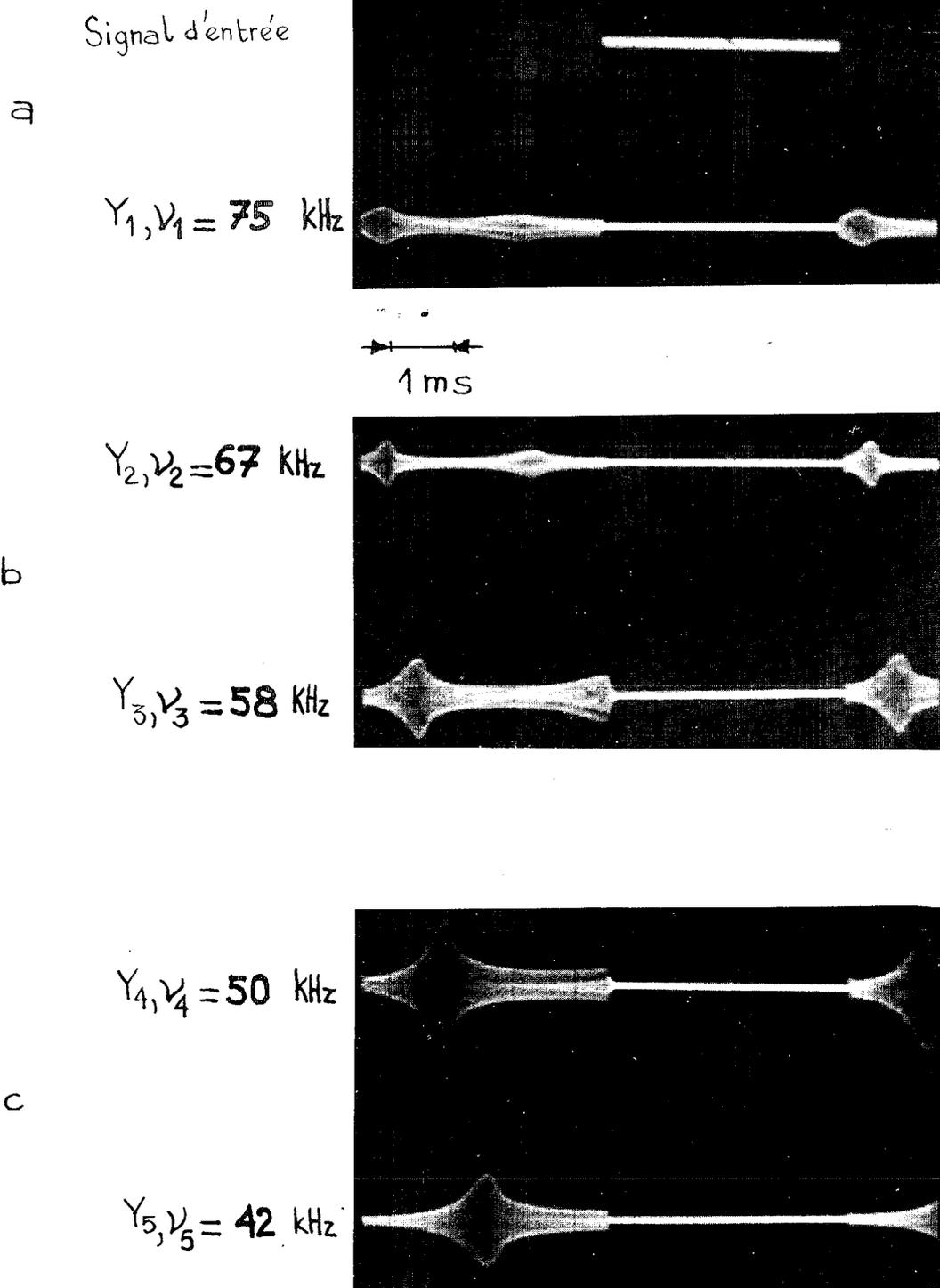
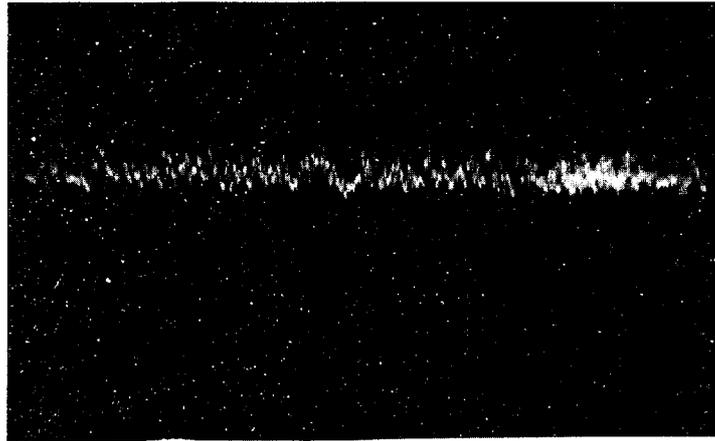


figure 17



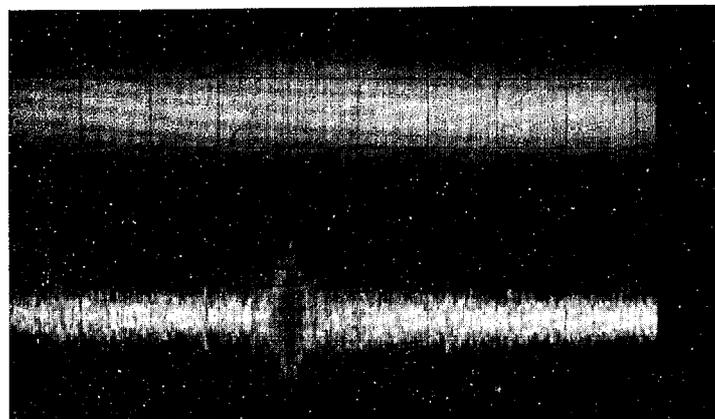
SONARS BIOLÓGIQUES

figure 15

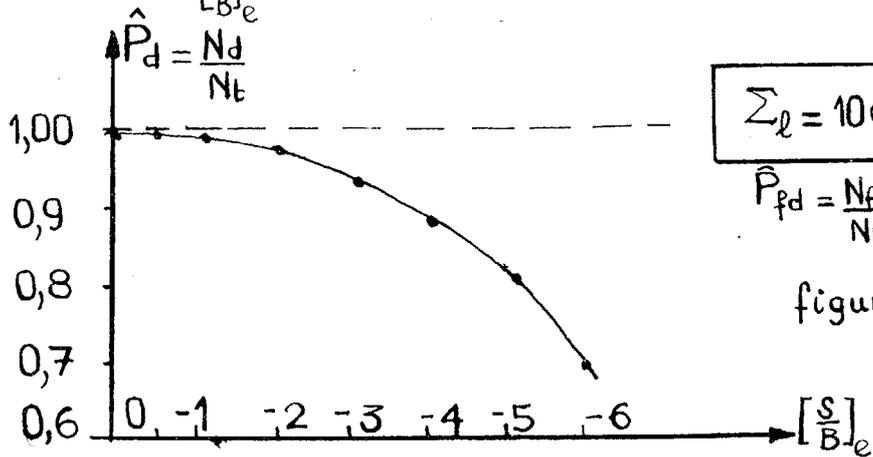


4ms

figure 18 <sup>Y<sub>4</sub></sup>



$(S+B)_e$   
 $\left[\frac{S}{B}\right]_e = -2\text{dB}$



$$\sum_l = 10\sigma_{B_l} \quad \sigma_{B_l} = \sigma_{Y_{B_l}}$$

$$\hat{P}_{fd} = \frac{N_f}{N_t} < 10^{-4}$$

figure 19



## SONARS BIOLOGIQUES

de -2dB, pour le filtre n° 4.  $\nu_4 = 50 \text{ KHz}$ ,  $\Delta\nu_4 = 6 \text{ KHz}$ .

### 3 c - Essais d'estimation des Performances de détection :

Ces mesures de probabilité de détection et de fausse alarme ont été conduites sur des durées de 5 mn avec une cadence de répétition du signal voisine de 100 Hz. La figure 19 résume des mesures préliminaires. Ces mesures semblent en accord avec l'approche faite en 32b et 32c sur  $P_{fa}$  et  $P_d$ . La technique utilisée consiste à compter les impulsions détectées cohérentes avec l'impulsion de synchronisation du générateur, et à compter entre 2 signaux les impulsions de fausse alarme. Sur des durées excédant 5 mn (15 à 30 mn) le taux de fausse alarme observé est nul. Ceci n'est que l'ébauche d'une plus vaste étude portant sur les performances de détection de cet appareil en présence de bruit et de réverbération. Le dispositif de mesure de  $P_{fa}$  et  $P_d$  est représenté figure 15 c.

### CONCLUSION :

Les méthodes de Traitement du Signal et d'Analyse spectrale ont permis de mettre en évidence chez deux mammifères marins l'emploi d'un SONAR diversifié : signaux de veille ou navigation, signaux de localisation et poursuite. De plus il apparait que ce SONAR s'adapte aux conditions de navigation et emploie une modulation de fréquence assez performante.

L'emploi de la Représentation Temps Fréquence et la fonction d'Ambiguïté ont permis de mettre en évidence les modulations de fréquence utilisées par les chauves-souris et de confirmer certains points de vue sur les performances SONAR de leurs émissions. L'étude du système auditif des chauves-souris a conduit à la réalisation d'un récepteur à division de bande et déblocage séquentiel. Ce récepteur semble doué de performances assez remarquables pour la détection d'un signal écho dans un bruit. Seule la poursuite de ces études permettra d'approcher les méthodes de Traitement si performantes qu'utilisent les SONARS BIOLOGIQUES.

### REMERCIEMENTS :

Nous tenons spécialement à remercier Monsieur H. MERMOZ directeur Scientifique du Laboratoire DSM pour l'intérêt



## SONARS BIOLOGIQUES

---

qu'il a bien voulu nous manifester en maintes occasions. Remercions également Messieurs REYNARD et DRUTEL pour la part importante qu'ils ont prise dans la réalisation du récepteur à déblocage.

BIBLIOGRAPHIE :

- (1) A. GRINNEL Col. OTAN SONARS ANIMAUX Frascati p.451 t 1 1966
- (2) H. MERMOZ " " " " p.482 t 1 1966
- (3) D. CAHLANDER " " " " p.1052 t 2 1966
- (4) A. DZIEDZIC et al. à paraître ACOUSTICA 1971
- (5) A. BLANC-LAPIERRE et al. Publ. Sc. Univ. Alger B p 17 t1 1955
- (6) B. ESCUDIE 5ème Congr. Int. Cybernétique Namur p.218 1967
- (7) F. AUDOIN Rap. Tech. CFTH/Contrat DRME n° 179/66 1967
- (8) K. NORRIS et al. Col. OTAN SONARS ANIM. Frascati p.409t2 1966
- (9) J.A. SIMMONS Communication privée 1970
- (10) J.D. PYE Col. OTAN SONARS ANIM. Frascati p43 t 1 1966
- (11) B. ESCUDIE et al. à paraître Revue d'Acoustique n° 4 1971
- (12) J.A. SIMMONS Congr. Int. Comport. Anim. Amsterdam 1970
- (13) H.U. SCHNITZLER Col. OTAN SONARS ANIM. Frascati p.69 t 1 1966
- (14) P.M. WOODWARD Probability and Information theory P.P.Ed. 1953
- (15) R.A. ALTES EL.TITLEBAUM J.A.S.A. p.1014 vol. 48 n° 4 1970
- (16) A.W. RIHACZEK Proc. IEEE p.849 vol. 54 n° 6 1966
- (17) CH.PAGE Jour. Appl. Phys. vol 23 n° 1 p.103 1952
- (18) D.GABOR Jour. I.R.E. Radio. section p.429 1946
- (19) A.W. RIHACZEK IEEE Trans. Inf. Th. vol. IT 14 n° 3 1968
- (20) N. SUGA Jour. Physiol. 179 p.26 à 53 1965
- (21) N. SUGA Jour. Physiol. 181 p. 671 à 700 1965
- (22) O. MACCHI Annales Télécom. t 25 n°7-8 p. 312 1970
- (23) B. PICINBONO Thèse doctorat ès Sc. Univ. Alger 1960
- (24) M. CARPENTIER Radar Concepts nouveaux DUNOD Ed. 1966