

UNIVERSITE D'ALGER

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

Département Economie



**THESE DE FIN D'ETUDES**

**SIMULATION DES PROCESSUS INFORMATIONNELS**

**DANS L'ANALYSEUR AUDITIF**

PROMOTION 1975



Proposé et dirigé par :  
M<sup>r</sup> V. DOLIATOVSKI

Etudié par :  
M<sup>r</sup> GOURARI Salah

//-

MA MERE ET A MON ENFANCE  
الدراسة لطفية العلوم الهندسية  
— المكتبة —  
ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE  
DE DRETTE ET D'INGENIERIE  
BIBLIOTHEQUE

" LA BONNE VOLONTE SCIENTIFIQUE CONSISTE A AVOIR LE COURAGE  
DE SE DECLARER A TOUT MOMENT CONTRE L'IDEE QU'ON AVAIT EUE,  
ET DE SE MEFIER D'UNE FACON GENERALE DE TOUT CE QUI MENACE  
DE S'ANCRER ."

*///* I E T Z C H E

(LE GAI SAVOIR)


 SIMULATION DES 
 PROCESSUS 
 INFORMATIIONNELS

DANS L'ANALYSEUR AUDITIF

TABLE DES MATIERES

- Introduction

CH. 1 - Qu'est-ce qu'un analyseur biologique ?

- 1.1 - Rôle des analyseurs dans l'activité du cerveau.
- 1.2 - Schéma structural d'un analyseur
- 1.3 - Evaluation des capacités de canalisation de l'information par le cerveau.
- 1.4 - Neurones et reseau neuronal.
- 1.5 - Amplitude de Stimulation et fréquence d'impulsation du neurone.

CH. 2 - Transformations aero-hydro-dynamique dans l'analyseur auditif.

- 2.1 - Méthodes mathématique d'analyse.
- 2.2 - Modèle de l'oreille-extérieure
- 2.3 - Modèle de l'oreille-moyenne
- 2.4 - Mode du cochlée : sections basilaires.
- 2.5 - Interprétation des résultats de la simulation.

CH. 3 - Transformations neuronales

- 3.1 - Méthodologie d'étude du reseau de neurones
- 3.2 - Reseau de neurones et reconnaissance des signaux acoustiques
- 3.3 - Simulation d'un reseau de neurones de trois couches
- 3.4 - Interpretation des résultats de la simulation.

CH. 4 - Mécanismes de l'audition et applications techniques.

- 4.1 - Système purement technique.
- 4.2 - Système bionique.

## INTRODUCTION :

L'étude, des systèmes biologiques permettant à l'homme de s'enquerir en permanence d'un certain nombre de manifestations environnantes, est de nos jours, parmi les préoccupations majeures de la science. La compréhension des processus et des structures utilisés par notre système nerveux pour la collecte, le traitement et la prise de décisions d'ordre informationnelle permettra sans aucun doute d'éclairer les cyberneticiens dans leur effort d'automatisation et de conduite optimale d'un certain nombre de tâches inhérentes à la vie quotidienne.

C'est dans cet esprit qu'est née la Biocybernetique science jeune et prometteuse permettant, par une approche inductive et déductive faites à la base d'une expérimentation souvent difficile et subtile, de parvenir à une formalisation approximative des mécanismes d'adaptation, d'auto-organisation et de prévision dont se sert notre cerveau dans l'environnement complexe et aléatoire que nous connaissons. L'ordinateur "bête et discipliné" que nous connaissons aujourd'hui pourra, ainsi bien se voir doter de systèmes fiables de reconnaissance de la parole, des images, ... et même d'une intelligence artificielle lui permettant de soulager grandement l'homme dans son effort intellectuel et physique, grâce à sa rapidité et son infatigabilité. L'importance de tels travaux ainsi esquissée, je voudrais apporter dans le cadre de ma présente thèse de fin-d'études une modeste contribution à une meilleure vulgarisation et formalisation des processus informationnels se déroulant au niveau de l'analyseur auditif, et ce avec la précieuse et bienveillante collaboration de mon promoteur M<sup>r</sup> DOLIATOVSKI qui a bien voulu mettre à ma disposition son expérience personnelle ainsi que celle de ses confrères travaillant dans le domaine de la Biocybernetique.

## CHAPITRE 1 : QU'EST - CE QU'UN ANALYSEUR BIOLOGIQUE.

### 1.1. Role des analyseurs dans l'activité du cerveau :

La notion d'analyseur synonyme dans notre langage courant d'appareil sensitif (vue, ouïe, odorat, toucher,...) revêt une importance particulière dans notre activité cérébrale.

C'est au niveau des analyseurs biologiques que s'opère le premier contact, des divers signaux physiques porteurs de l'information, qui devront subir un éventail de transformations appropriés avant de devenir intelligibles.

L'activité cérébrale n'est qu'une intégration de l'activité des différentes analyseurs et des inter-relations qui lient ces derniers.

Les signaux primaires de nature spécifique émanant du "monde sensible" sont captés à l'entrée de l'analyseur où ils sont transformés en processus d'excitation des cellules réceptives donnant sur un réseau de neurones ayant pour fonction le traitement des impulsions nerveuses porteuses de l'information en vue de leur reconnaissance et de la prise de décisions (réactions). Les images complexes résultant de la superposition d'images sonores et visuelles par exemples sont dites mixtes et attestent des liens existant entre certains analyseurs.

L'existence de plusieurs types d'analyseurs peut s'avérer comme un moyen très utile, dans l'étude de la nature et du champ de réception des informations captés par chaque analyseur et ainsi dans la compréhension des procédés utilisés par notre cerveau dans son activité intelligente et les limitations que lui imposent les analyseurs dans son rôle d'investigation des réalités environnantes. Cette vision quoiqu'un peu utopique laisse augurer de la possibilité de concevoir des systèmes cybernétiques permettant d'embrasser des phénomènes imperceptibles par les analyseurs humains et élargir en conséquence notre champ de connaissances.

## 1.2. Schéma structural d'un analyseur :

Le signal primaire de caractéristique physique déterminée (acoustique, thermique, lumineux,...) captée par l'analyseur correspondant subit un certain nombre de transformations qu'on pourra situer au sein des cinq principaux étages suivants :

- Transformateur primaire : réalise la transformation de l'énergie spécifique en énergie nerveuse présentée sous forme d'impulsions.
- Transformateur intermédiaire réalise la différentiation à l'aide d'un réseau de neurones, des propriétés de l'information réelle portée par le signal nerveux. Il a été identifié des neurones détecteurs de bout, de contraste, de corobure, de mouvement.
- Cortex : permet l'intégration des propriétés distingués au niveau du transformateur intermédiaire en vue de la formation des images spécifiques, prise des décisions reconnaissance.
- Zones associatives : permettent la constitution d'images mixtes provenant de cortex différentes telles que par exemples les images audio-visuelles résultant de la superposition d'images visuelles et sonores.
- Zone effecteur nécessaire au déclenchement des réactions induites par une cascade d'informations telle que par exemple : raisonnement, mouvement,...

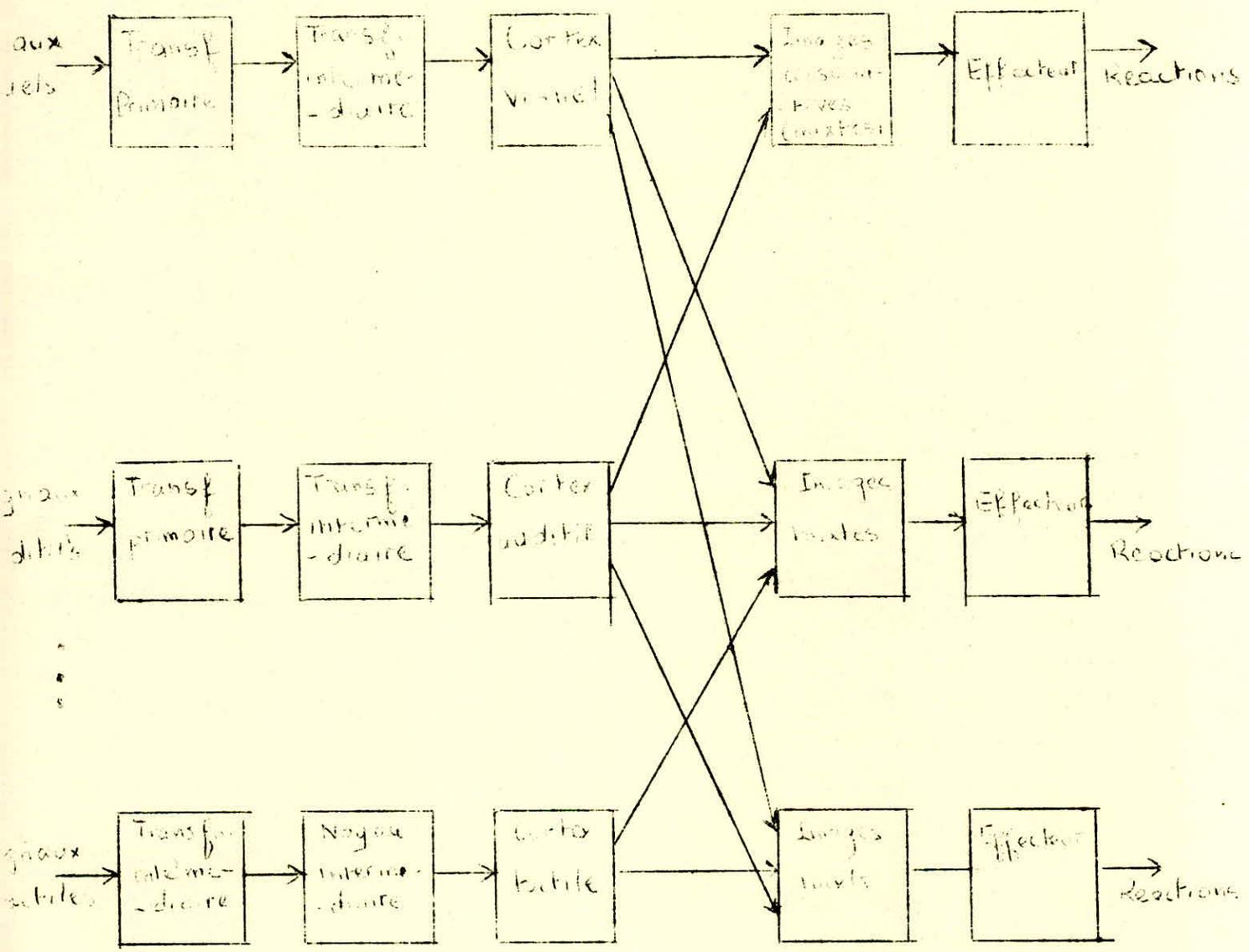


Fig. 1. Schéma structural des analyseur biologiques

### 1.3. Evaluation des capacités informationnelles du cerveau :

On définit en Théorie de l'information la quantité d'information contenu dans un symbole K par :  $I_K = \log_2 \frac{1}{P_K}$  où  $P_K$  est la probabilité d'apparition du symbole K.

Si le symbole K est contenu dans une chaîne de n symboles constituant une communication élémentaire on a  $\sum_{i=1}^n P_i = 1$  et la quantité d'information totale sera :  $I_t = \sum_{i=1}^n P_i \log_2 \frac{1}{P_i}$

Exemple : la quantité d'information contenu dans le symbole 3 sera :

$I = \log_2 10 = 3,32$  bits car la probabilité d'apparition du chiffre

3 est  $P = \frac{1}{10}$  en supposant qu'on travaille en base 10.

Soit une communication : 3, 332, 5.....

1000 symboles.

La probabilité d'apparition du chiffre 3 est  $P = \frac{1}{1000} \times \log_2 10^{1000} = 3,32$  bits au sein de cette chaîne

Les recherches menées sur les flux informationnelles à travers les analyseurs biologiques ont mis en évidence le pouvoir de ces derniers à compresser le volume de l'information et à réduire la redondance.

Cette compression est évaluée comme le rapport :  $r = X/Y$  où X : quantité d'inf. à l'entrée de l'analyseur.

Y : quantité d'info. à sortie de l'analyseur.

Pour l'analyseur visuel on a trouvé  $r = \frac{2^{37000}}{10^6} = 10^{12000}$  ce qui exprime que l'analyseur visuel est capable de reconnaître  $10^{12000}$  variantes d'une image visuelle bien définie.

. Pour l'homme le flux d'information d'entrée et de sortie a été évalué respectivement à  $54 \cdot 10^6$  bits/seconde et 100 bits/sec le rapport de compression pour l'ensemble du système nerveux sera :

$$\frac{64 \cdot 10^6}{100} = 64 \cdot 10^4 .$$

. En outre le nombre de fibres d'entrée et de sorties s'élève respectivement à  $1,3 \cdot 10^6$  et  $7 \cdot 10^4$ .

Comme chaque nerf ne peut occuper que l'un des deux états excités ou non excité qu'on symbolisera en binaire (1 ou 0), un simple calcul (suite géométrique) nous donnera le nombre maximale d'excitations Possibles pour les fibres d'entrée :  $2^{1,3 \cdot 10^6 - 1} = 2^{1,3 \cdot 10^6}$   
de sortie :  $2^{7 \cdot 10^4 - 1} = 2^{7 \cdot 10^4}$

Ces chiffres "astronomiques" illustrent bien la large éventail d'information auquel peu accéder notre système nerveux.

#### 1.4. Neurones et réseaux de neurones :

Description et propriétés formels du neurone :

Il est hors de notre propos d'entrer dans les considérations biochimiques qui régissent le fonctionnement du neurone, cependant il est scientifiquement légitime d'en donner une idée formelle simplifiée qui pour une première approche sera largement satisfaisante.

. Le neurone est un microsysteme physique dont la fonction principale est d'intégrer au niveau d'une cellule de transition dite synapse, l'ensemble des signaux d'entrée véhiculés par les dendrites pour transférer en sortie un signal résultant qui sera canalisé par l'axone.

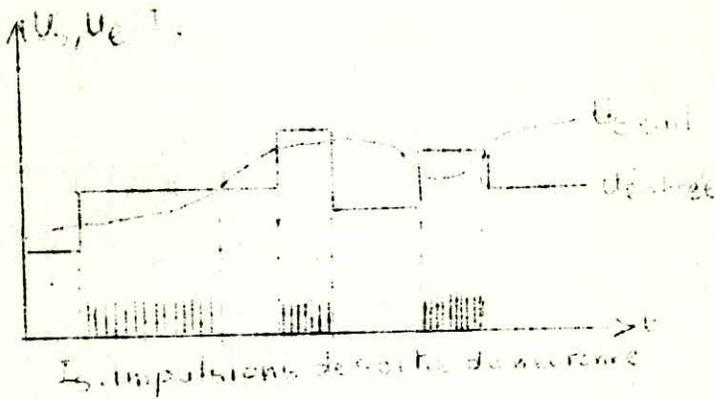


Schéma de réponse du neurone à un signal d'entrée  $U_e$



Schéma fonctionnel de neurone

**Liaisons des neurones :**

Le neurone peut recevoir des signaux informationnels de sources différentes et diriger son signal de sortie vers des éléments fonctionnels divers. Ces liaisons peuvent être résumées dans le tableau ci-après.

ENTREE

- cellule réceptive
- neurone
- neurone

SORTIE.

- neurone
- neurone
- fibre musculaire ou glande.

### Reseaux de neurones et interactions neuronales :

. Le neurone est le véhicule principal des signaux informationnels du cerveau, ainsi que l'élément actif des diverses transformations que subissent ces signaux. Aussi pour l'étude, du traitement des informations par le système nerveux, il va falloir considéré le neurone non seulement comme élément isolé mais comme s'insérant dans le complexe structure neuronale et saisir de ce fait les interactions qui s'exercent entre les neurones ainsi que la finalité de tels reseaux dans le reconnaissance des images par notre cerveau.

. Chaque neurone peut avoir de 10 à 10.000 connexions avec les autres, ce qui constitue des réseaux de neurones qui selon G. POLIAKOV sont organisés suivant les 3 niveaux ci - après :

- niveau des mécanismes réflexifs élémentaires
- niveau d'analyse et de détection des propriétés des images réelles réfléchies par les signaux nerveux.
- niveau des mécanismes de synthétisation et d'intégration du cortex pour l'évaluation du contexte de chaque information et l'amorce des réactions inhérentes.

### Champ réceptif - Inhibition laterale :

Chaque signal porteur d'une information induit à son entrée dans le réseau neuronal un champ réceptif reflétant la mosaïque des neurones effectivement excités par ce signal. Les dimensions de ce champ dépendent de l'amplitude du signal d'entrée. Les sous-signaux  $e_i$  créés à travers le champ réceptif seront chacun caractérisé par un poids  $w_i$  ( $-1 < w_i < 1$ ) déterminé par la synapse  $i$  à laquelle aboutit  $e_i$ .

Soit  $w_i^+$  : le poids correspondant à  $e_i$  au niveau de la synapse d'excitation  $i$ .

Soit  $w_i^-$  : ..... d'inhibition

En supposant qu'un certain nombre de  $e_i$  transformés convergent vers la même synapse  $S$  de seuil  $T$  alors :

$$S = \begin{cases} \sum w_i^+ e_i - \sum w_i^- e_i & \text{si } \sum w_i^+ e_i - \sum w_i^- e_i \geq T. \\ 0 & \text{si } \sum w_i^+ e_i - \sum w_i^- e_i < T. \end{cases}$$

L'apparition du champ réceptif est lié au phénomène d'inhibition latérale au pouvoir de sommation en espace et en temps des divers types de neurones interconnectés. Chaque type de signal se trouve ainsi caractérisé par une certaine distribution spatio-temporelle des synapses excitées ce qui permettrait la détection de bon nombre de propriétés comme l'on conclut les expériences faites par : hercher, Kelley, LETVIN et MATWOWA mettant en évidence des neurones détecteurs de courbure, de contraste, de mouvement.

Le réseau neuronal jouerait le même rôle que le prisme de verre dans l'analyse du spectre lumineux en permettant l'extraction de tout un ensemble de sous-informations, leur intégration et le déclenchement des réactions les plus précises. De nombreux modèles mathématiques ont été proposés pour cerner de manière quantitative le phénomène d'inhibition latérale on notera le suivant tiré de [1] :

$$r_p = l_p - \sum_{j=1}^n k_{pj} (r_j - r_{pj}) \text{ avec } p = 1, \dots, n \text{ (Reseau de } n \text{ neurones)}$$

$r_p$  = fréquence d'impulsation du neurone  $p$  lorsque les  $(n-1)$  neurones auxquels il est lié sont excités.

$l_p$  = fréquence d'impulsation du neurone  $p$  lorsqu'il est le seul à être excité.

$k_{pj}$  = coefficient d'inhibition laterale entre les neurones  $p$  et  $j$ . (dépend de la distance entre  $p$  et  $j$  :  $k_{pj} \quad 0,2$ )

$r_j$  = fréquence d'impulsation du neurone  $j$  quand il est excité tout seul.

$r_{pj}$  = fréquence d'impulsation minimum du neurone  $j$  nécessaire à l'inhibition des autres neurones.

1.5. Amplitude de stimulation et fréquence d'impulsation du neurone.

Les recherches menées sur le neurone ont montré que ce dernier augmente sa fréquence d'impulsation en fonction de l'amplitude, du stimulus selon la formule suivante :

$$F(e) = a \log_{10} e + b$$

où  $e$  : amplitude de stimulation du neurone

$F(e)$  : fréquence de génération des impulsions nerveuses par le neurone  $a$  et  $b$  constants liés par :  $e_{\min} 10^{(tr - b/a)}$

et  $e_{\max} = 10^{(t_{\max} - b/a)}$ .

avec  $t_{max}$  : fréquence d'impulsion maxi du neurone

(valeur asymptotique).

$t_r$  : fréquence d'impulsion mini (au repos).



caractéristique  
logarithmique  
(10/10)

Caractéristique  $f = f(x)$

- P R E A M B U L E -

Ayant donné dans les pages précédentes une esquisse générale de l'organisation structurale d'un analyseur biologique et de son rôle dans l'activité globale du système nerveux, nous voudrions donner dans ce qui suit, en guise d'illustration, une vision simplifiée des mécanismes de traitement du signal accoustique par l'analyseur auditif.

Pour accomplir cette étude nous avons été contraintes, de part la disparité et le manque de sources d'informations suffisamment sérieuses pour ce type d'investigation, à opter pour une approche simple du problème ce qui nous a évité de nous lancer trop loin dans des spéculations douteuses et de dépasser les limites de capacité de traitement de l'ordinateur mis à notre disposition pour les besoins de l'étude. Compte-tenu de ce que nous venons de dire nous commencerons l'étude, par une présentation du système auditif périphérique (siège des transformations aero - hydro - dynamique) caractérisé par trois grandes étages dont on étudiera partiellement les caractéristiques d'amplitude et de phase ; après quoi nous aborderons un second chapitre où on examinera à travers un réseau de neurones de 3 couches l'évolution de la distribution d'amplitude en fonction de la fréquence du signal de sortie du dernier étage du système auditif périphérique enfin dans un dernier chapitre de synthèse on discutera des possibilités de transposition des mécanismes utilisés par l'analyseur auditif pour la conception d'un éventuel système technique de reconnaissance des sons et pour cloturer le tout nous donnerons en guise de conclusion un certain nombre de réflexions pouvant contribuer à l'avenir au perfectionnement et des idées et des outils de travail nécessaire à l'exploration du domaine de la biocybernétique.

CHAPITRE 2 : SYSTEME AUDITIF PERIPHERIQUE

Le système auditif peripherique siège des transformations aero hydrodynamiques peut être considéré comme constitué par trois principaux étages décrites par le schéma suivant :



2.1. Méthodes mathématiques d'Analyse :

2.1.1. Notion de fonction de transfert :

Les phénomènes se déroulant au sein de l'analyseur auditif étant de nature vibratoire il nous sera utile de rappeler l'intérêt du calcul symbolique dans l'étude des équations différentielles



soit un système vibratoire réalisant la transformation d'une entrée Y en une sortie X.

X et Y étant supposés fonction du temps t. L'équation différentielle liant Y à X sera de la forme générale suivante :

$$A_0 \frac{d^n x(t)}{dt^n} + A_1 \frac{d^{n-1} x(t)}{dt^{n-1}} + \dots + A_{n-1} \frac{dx(t)}{dt} + A_n x(t) = y(t) \quad (1)$$

si n = 1 le système est dit du 1er ordre.

n = 2 ----- 2ème -----

n = 3 ----- 3ème -----

Soit  $p \in \mathbb{C}$  on aura d'après (1)

$$A_0 \int e^{pt} \frac{d^n x}{dt^n} dt + A_1 \int e^{pt} \frac{d^{n-1} x}{dt^{n-1}} dt + \dots + A_n \int e^{pt} x(t) dt = \int y(t) \cdot e^{pt} dt \quad (2)$$

posons  $\int e^{pt} x(t) dt = \bar{x}(p)$  image par la transformation de la place de  $x(t)$

et  $\int e^{pt} y(t) dt = \bar{y}(p)$  image par la transformation de la place de  $y(t)$

En utilisant les propriétés de la transformation de Laplace il découle de (2) l'équation suivante :

$$\begin{aligned} A_0 \left\{ p^n \bar{x}(p) - \left[ p^{n-1} x(0) + p^{n-2} x^{(1)}(0) + \dots + x^{(n-1)}(0) \right] \right\} + \\ + A_1 \left\{ p^{n-1} \bar{x}(p) - \left[ p^{n-2} x(0) + p^{n-3} x^{(1)}(0) + \dots + x^{(n-2)}(0) \right] \right\} + \dots + \\ + A_{n-1} \left\{ p \bar{x}(p) - x(0) \right\} + A_n \bar{x}(p) = \bar{y}(p) \quad (3) \end{aligned}$$

L'équation (3) est dite équation image de l'équation diff. (1)

Connaissant pour  $t = 0$  les conditions initiales  $x(0), x'(0), \dots, x^{(n-1)}(0)$

$$\text{on aura } \bar{x}(p) = \frac{\Psi_{n-1}(p)}{\Psi_n(p)} + \frac{\bar{y}(p)}{\Psi_n(p)}$$

$\Psi_n$  obtenu de (3) étent 1 polynome de degré neu p.

$\Psi_{n-1}$  " " " " (n-1)

si  $x(0) = x'(0) = \dots = x^{(n-1)}(0) = 0 \Rightarrow \psi_{n-1}(p) = 0$  et on aura

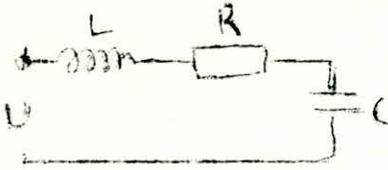
$$\bar{x}(p) = \frac{\bar{y}(p)}{\psi_n(p)} \quad \frac{\bar{x}(p)}{\bar{y}(p)} = 1/\psi_n(p) \quad (1/\psi_n(p)) \text{ est dite fonction}$$

de transfert de  $\Omega$ .

Connaissant ainsi  $y(t)$  on déterminera  $\bar{y}$  d'où  $\bar{y}(p) = \bar{y}(p)/\psi_n(p)$  ce qui nous donnera  $\bar{y}(p)$  après quelques transformations permettant la lecture du tableau d'images de la transformation de la place. Dans le cas d'un problème tel que le notre, la détermination de la fonction de transfert d'un étage donné nécessite le choix de  $n$  et des coefficients  $A_i$  permettant d'approximer au mieux les résultats obtenus par la mesure expérimentale directe.

Ce travail est de ce fait expérimentale et théorique aussi il est hors de notre propos de concevoir des fonctions de transfert vue notre incapacité de mener les expériences physiologiques nécessaires. Nous nous contenterons de tester les fonctions de transfert déjà établis et de comparer les résultats qu'ils fournissent aux mesures expérimentales en notre possession. Les fonctions de transfert qu'on aura à utiliser illustrent en générale des équations différentielles du 2ème ordre ce qui permet de construire les modèles électriques (R;L;C) capable de simuler l'étage en question en ce sens que :

la capacité C	traduit le phénomène physique d'élasticité.
la résistance R	" " de frottement (résistance)
l'inductance L	" " d'inertie.



L'équation d'un tel circuit fonction du temps :

$$L \frac{d^2 Q}{dt^2} + R \frac{dQ}{dt} + \frac{Q}{C} = U$$

ou  $Q$  = quantité d'électricité (coulomb)

$L$  en henry (h),  $C$  = farad (f),  $R$  = Ohm ( )

Calcul de l'amplitude et de la phase d'un signal de sortie :

$$\underline{s}(p) = \tilde{F}(p) \quad \text{où } p = j\omega, \quad \omega = 2\pi \cdot f, \quad f = \text{fréquence.}$$

$$E(p) \quad \tilde{F}(p) = \text{fonction de transfert.}$$

$$|S(p)| = |F(p)| \cdot |E(p)|, \quad | \quad | = \text{module du nombre complexe, considéré}$$

si  $S = \text{PRES} + j \text{PIMS}$ ,  $j^2 = -1$  alors  $S = \sqrt{\text{PRES}^2 + \text{PIMS}^2}$

$$\text{PHAS} = \text{Arctg} (\text{PIMS}/\text{PRES}) \text{ en radians.}$$

## 2.12/ Méthodes informationnelles :

De telles méthodes servent à estimer la quantité d'information contenue ou transmise par un système.

a/ Quantité d'information maximale transmise par 1 connexion nerveuse : Si on considère que chaque impulsion est un symbole élémentaire d'information, alors chaque impulsion transporte un bit. Si  $T_s$  est l'intervalle entre deux impulsions  $T_s \in [T_r, T_m]$

$T_r$  : valeur mini de  $T_s$  et  $T_m$  : valeur maxi de  $T_s$ .

Si  $n = (T_m - T_r) / \Delta T$  est le nombre de valeurs que peut prendre  $T_s$  en supposant que ces  $n$  valeurs sont équiprobables la quantité d'information véhiculée par un neurone est égale à  $\log_2 n$  bits par

définition le nombre moyen d'impulsion par seconde sera si  $T_s = \frac{T_m + T_r}{2}$   $\frac{1}{T_s} = \frac{2}{T_m + T_r}$  La capacité d'une connexion nerveuse

est de  $C = \frac{2}{T_m + T_r} \times \log_2 n$  bits /seconde.

On peut chercher la valeur optimale de  $T_m$  comme étant celle qui maximise  $C$  posons  $T_m = m \Delta T$  et  $T_r = r \Delta T =$   $C = \frac{2}{\Delta T(m+r)} \log_2 (m-r)$ .

$$\frac{dC}{dm} = \left( \frac{2}{\Delta T} \log_2 e \right) \left( \frac{1}{m+r} - \frac{\log_e (m-r)}{m+r} \right) = 0 \quad \text{ou} \quad \frac{m+r}{m-r} = \ln (m-r)$$

donc pour  $T_r = 1$  m sec et  $\Delta T = 0,05$  m. sec on trouve  $T_m = 2$  m sec et

$$C_{\max} = 2900 \text{ bits/s}$$

$\Delta T = 0,05$  m. sec étant le temps moyen de réponse d'une synapse.

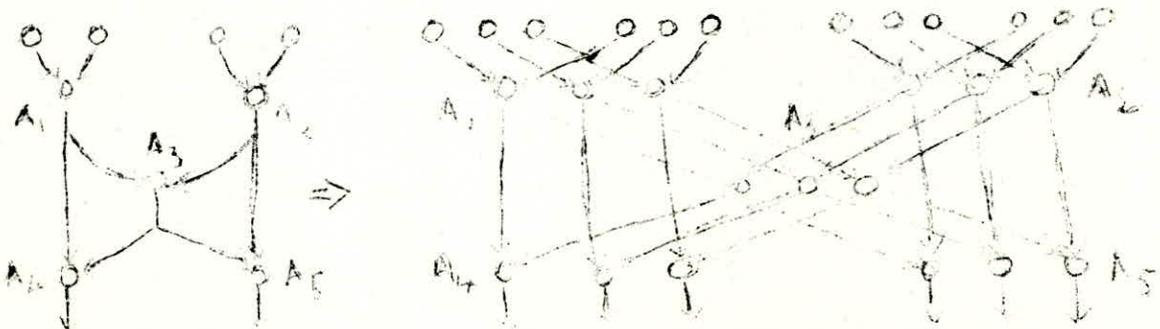
b/ Automates fiables à partir de composants non fiables :

(Théorie de VON-NEUMANN) Ces concepts sont bas sur la représentation formelle du neurone.

Un réseau de neurones est une composition de neurones.

Le principe de l'augmentation de la fiabilité d'un réseau de neurones consiste en l'augmentation de la redondance c.ad. de l'enrichissement d'une structure par l'accroissement du nombre de liaisons :

Ainsi une structure neuronale remplissant une fonction donnée est dupliquée plusieurs fois ceci en prévision d'un mauvais fonctionnement de l'une des parties nous illustrons cette idée sur un moyen de construction d'un réseau redondant pour le calcul de la fonction de Sheffer :



Redondance = 3

Sortie  $y = f(1,0) = f(0,1) = 1$                       Redondance  $n = 3$   
 $y = f(0,0) = f(1,1) = 0$   
 1 excitation, 0 : rien

## 2.2. Modèle de l'oreille extérieure :

généralités : spectre sonore perçu par l'oreille humaine :  
 infra-sons  $< 10$  hz                      20.000 hz : ultra sons.

Def. du décibel :  $1 \text{ db} = 20 \log_{10} \frac{I}{I_0}$ ,  $I_0$  : amplitude de référence

Ex :  $I_0$  amplitude correspondant à 20 hz.

un son pur : son produit par une vibration unique donc une seule fréquence.

un son complexe : son pur + harmoniques (dont la fréquence est un multiple entier de la fréquence du son pur).

### 2.21. Fonction de transfert du canal extérieur .

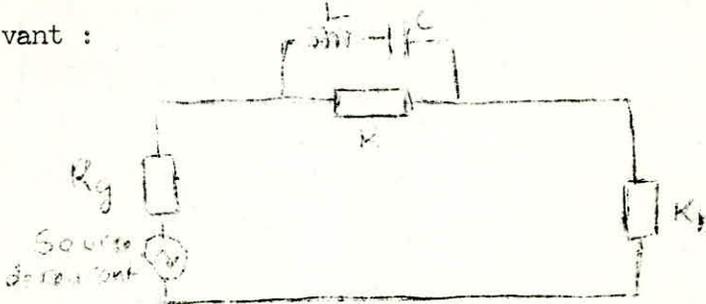
$$\frac{S_1(p)}{S_0(p)} = \frac{1 + p T_1 + p^2 T_0^2}{1 + p T_2 + p^2 T_0^2}$$

avec  $T_0 = 40$  m. sec

$T_1 = 60$  m. sec

$T_2 = 15$  m. sec. et  $p = j\omega$  (pulsation complexe,  $\omega = 2\pi f$ )

Le circuit électrique (R,L,C) simulant cette fonction de transfert est le suivant :



Les mesures d'amplitude et de phase en fonction de la fréquence effectués sur le canal extérieur ont permis d'aboutir à partir du choix de  $R_g$  et  $R_n$  aux formules de calcul de  $R$ ,  $L$  et  $C$  ci après :

$$L = \frac{2 \cdot R_n}{\pi f_0} \quad , \quad C = \frac{1}{8 \pi f_0 R_n} \quad \text{et} \quad R = R_n \quad \text{où} \quad f_0 = 4\,000 \text{ hz}$$

En effet pour les fréquences se situant autour de 4 000 hz le canal extérieur assure parfaitement son rôle de concentration du signal acoustique et de ce fait la présence de  $f_0$  dans les expressions de  $L$  et  $C$  est nécessaire.

Quant à  $R_g$  et  $R_n$  l'expérience montre que  $R_g = R_n = 2 \text{ k}$  offre une bonne approche des caractéristiques du canal extérieur.

2.22. Calcul des caractéristiques d'amplitude et de phase du canal extérieur :

pour un signal d'entrée  $S_0 = e^{j\omega t}$

$$S_1(j\omega) = \frac{1 + j\omega T_1 + (j\omega)^2 T_0^2}{1 + j\omega T_2 + (j\omega)^2 T_0^2} \times e^{j\omega t} \quad \text{prenons le module on aura}$$



## b/ Programme de calcul

```

DIMENSION AMPLI (330), PHAS (330)
IMP = (numero du peripherique d'impression utilise par l'ordinateur)
I = 0
DO 1 K = 10, 110, 50
  IF (K - 10) 2, 3, 2
3 IPAS = K
  IFBAS = 10
  IFHAU = 1000
  GOTO 6
2 IF (K - 60) 4, 5, 4
5 IPAS = K - 10
  IFBAS = 1050
  IFHAU = 5000
  GOTO 6
4 IPAS = K - 10
  IFBAS = 5100
  IFHAU = 20 000
6 DO 7 IFR = IFBAS, IFHAU, IPAS
  A = 1. - 0. 0016 * (6.28 * IFR) * 2)
  D = A 2 + 0.000 2 * (6.28 * IFR) * 2)
  DN = (A 2 + 0.0009 * (6.28 * IFR) * 2)
  PRE 1 = DN/D
  PIM 1 = (0.045 * A * 6.28 * IFR)/D
  I = I + 1
  AMPLI (I) = SQRT (PRE 1 2 + PIM 1 2)
  PHAS (I) = ATAN (PIM 1/PRE 1)
7 CONTINUE.
WRITE (IMP)99)
99 FORMAT (5 x, 'CARACTERISTIQUES D'AMPLITUDE ET DE PHASE
DU CANAL EXTERIEUR'//)

```

```

WRITE (IMP, 100) (AMPLI (J), J = 1,330
100 FORMAT (33 (1 x, 10 (F 10.8, 2 x)/))
WRITE (IMP, 101) (PHAS (J), J = 1,330)
101 FORMAT (33 (1 x, 10 (F 6.3, 2 x)/))
END

```

### 2.3 Modèle de l'oreille-moyenne :

Généralités : les vibrations aéro-dynamiques du canal extérieur se transmettent par le biais de la membrane tympanale à la chaîne des osselets de l'oreille moyenne jusqu'à la membrane ovale du cochlée.

- la force  $F_1$  s'exerçant sur la membrane tympanale s'exprime par:  $F_1 = p_1 S_t$  avec  $p_1$  : pression sur le tympan et  $S_t$  = surface de la membrane tympanale.
- la force  $F_2$  actionnant la membrane ovale du cochlée est donnée par  $F_2 = p_2 S_0$

avec  $p_2$  = pression sur la fenêtre ovale et  $S_0$  = surface de la membrane ovale

En supposant que l'énergie de  $F_1$  est intégralement transmise à la membrane ovale on aura :

$$F_2 \cdot l_1 = F_1 \cdot l_2$$

Et les vitesses des membranes seront reliés par

$$U_t \cdot l_1 = U_0 \cdot l_2$$

Ceci va nous permettre d'estimer les résistances de transfert des vibrations dues au degré d'élasticité de chacune des membrane

$$Z_t = P_1 / U_t \quad \text{élasticité du tympan}$$

$$Z_0 = P_2 / U_0 \quad \text{élasticité de la fenêtre ovale.}$$

$$\frac{Z_t}{Z_0} = \frac{P_1}{U_t} \times \frac{U_0}{P_2} = \frac{S_0}{S_t} \times \frac{l_1^2}{l_2^2}$$

Les mesures expérimentales ont donné pour :  $l_2/l_1 = 21,3$

$$S_t = 0,55 \text{ cm}^2 \text{ et } S_0 = 0,032 \text{ cm}^2 \quad Z_0 = 29 Z_t$$

Cette grande élasticité de la fenêtré ovale par rapport à celle du tympan illustre bien le rôle d'adaptateur d'impédance de l'oreille moyenne qui de part sa position charnière entre l'oreille extérieure et le cochlée doit être en mesure de s'adapter sans dégâts aux vibrations qui lui sont transmises par le tympan et de les transformer afin qu'elle puissent être supportés par le cochlée. Le système des os sans inertre jusqu'à 1000h Z assure l'adaptation de l'amplitude du signal et l'introduction par son inertre d'un déphasage sans lequel le cochlée ne pourrait remplir son rôle de propagateur <sup>des</sup> vibrations hydrodynamiques.

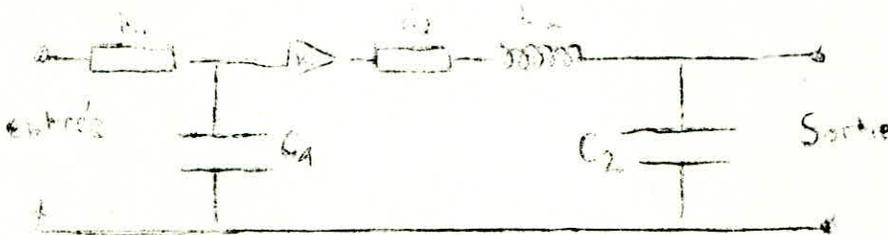
2.31. Fonction de transfert de l'oreille-moyenne :

$$\frac{S_2(p)}{S_1(p)} = \frac{C_0}{(p+a) \sqrt{(p-a)^2 + b^2}}$$

avec  $C_0 = 5 \cdot 10^{11}$

$$b = 2a = 2n. 1500 \text{ rd/sec. et } p = j\omega$$

Le circuit électrique simulant cette fonction de transfert est le suivant :



Rentrée  $\rightarrow R_2$  et R sortie  $\leftarrow R_1$

Les mesures expérimentales effectués sur les caractéristiques de l'oreille moyenne ont permis d'estimer à partir du choix arbitraire de  $R_1$  et  $R_2$  les autres paramètres par les formules ci-après :

$$C_1 = 1/1,5 \text{ M } R_1 \text{ (M}^F\text{)}, L_2 = R_2/50 \text{ (H)}$$

$$C_2 = 1/3,75 \text{ M } R_2 \text{ (M}^F\text{)}, K \text{ étant un coefficient d'amplification.}$$

pour  $R_1 = 10 \text{ K}$  et  $R_2 = 19 \text{ K}$  on trouve ainsi :

$$C_1 = 0,02 \text{ F}, L_2 = 2 \text{ Henry et } C_2 = 500 \text{ P. F.}$$

2.3.2. Calcul des caractéristiques d'amplitude et de phase de l'oreille moyenne pour un signal d'entrée  $S_1 = e^{j\omega t}$ .

$$S_2(j\omega) = \frac{C_0}{(j\omega + a) \sqrt{(j\omega - a)^2 + 4a^2}} \times e^{j\omega t} \text{ prenons le module on aura}$$

$$|S_2(j\omega)| = \frac{C_0}{(j\omega + a) (a^2 - \omega^2 + 4a^2 - 2a j\omega)} \times |e^{j\omega t}|$$

$$|S_2(j\omega)| = \frac{C_0}{j\omega (5a^2 - \omega^2) + a (5a^2 - \omega^2) + 2a\omega^2 - 2a^2 j\omega}$$

$$= \frac{C_0}{(5a^3 + a\omega^2) + j\omega (3a^2 - \omega^2)}$$

Posons  $C = 5a^3 + a\omega^2$  et  $E = (3a^2 - \omega^2)\omega$

$$|PRE 2| = C/(C^2 + E^2) \text{ et } |PIM 2| = (-E)/(C^2 + E^2)$$



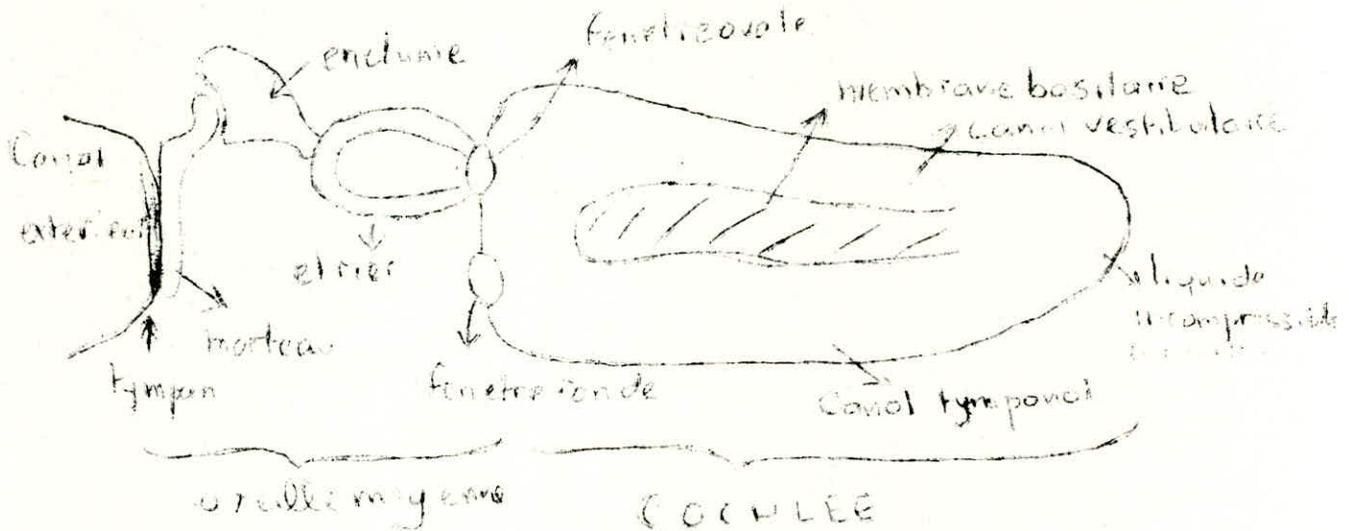
```

4 IPAS = K - 10
  CFBAS = 5100
  IFHAU = 20 000
6 DO 7 IFR = IFBAS, IFHAU, IPAS
  C = 5 * ((3.14 * 1500) + (3.14 * 1500) * ((6.28 * JFR) * 2))
  E = (3 * ((3.14 * 1500) * 2) * ((5.28 * IFR) * 2)) * 6.28 * IFR
  D2 = C * 2 + E * 2
  PRE 2 = C/D2
  PIM 2 = (-E)/D2
  CONST = 5. * (10 ** 11)
  I = I + 1
  AMPLI (I) = (SORT (PRE 2 * 2 + PIM 2 * 2)) * CONST
  PHAS (I) = ATAN (PIM 2/PRE 2)
7 CONTINUE
  WRITE (IMP, 99)
99 FORMAT (5 x, 'CARACTERISTIQUES D'AMPLITUDE ET DE PHASE DE
          L'OREILLE MOYENNE'//)
  WRITE (IMP, 100) (AMPLI (J), J = 1, 330)
100 FORMAT (33 (1 x, 10 (F 10.8, 2 x)/))
  WRITE (IMP, 101) (PHAS (J), J = 1, 330)
101 FORMAT (33 (1 x, 10 (F 6.3, 2 x)/))
  END.

```

2.4 Modèle du cochlée : membrane basilaire.

Généralités : L'organe du cochlée de par son contenu liquide et les vibrations hydromécaniques dont il est le siège va permettre la transformation du signal acoustique en signal nerveux qui sera traité par le réseau de neurones.



Les vibrations mécaniques imprimés à la fenêtré ovale par le système des osselets se propagent au sein du liquide incompressible du cochlée faisant vibrer ainsi la membrane basilaire. Le phénomène de vagues entretenues au sein du liquide entre la fenêtré ovale et la fenêtré ronde entraine l'enroulement et le déroulement continu de la membrane basilaire qui va de par ses formes géométriques (épaisseur, largeur, longueur) et les propriétés électrochimiques du liquide où elle flotte, fonctionner selon le principe des résonateurs échelonnés en ce sens que pour une fréquence donnée seule une partie de la membrane basilaire va vibrer de manière appréciable.

Cette constatation faite par les expérimentateurs nous amène à considérer que la membrane basilaire est constituée d'un certain nombre de sections répondant chacune à un spectre de fréquence bien déterminé.

La notion de sections basilaires a permis d'établir conformément aux résultats expérimentaux des modèles de fonction de transfert permettant de simuler le modèle de section basilaire.

## 2.41. Fonction de transfert d'une section basilaire.

$$\frac{S_{21}}{S_2} = \frac{1}{1 + j F}$$

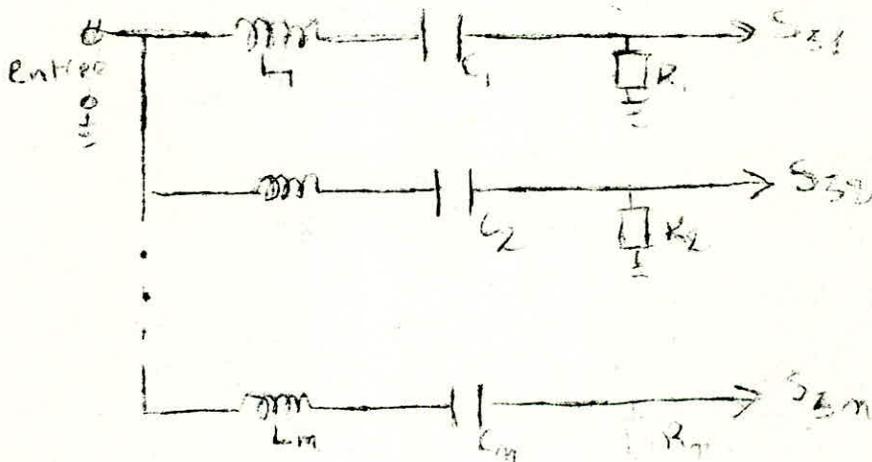
$$\text{avec } F = Q \cdot \left( \frac{\text{IFR} - \text{IFRESO}}{\text{IFRESO}} \right)$$

IFR = fréquence du signal d'entrée à la section i.

IFRESO = fréquence de résonance de la section i.

Q = facteur de qualité, estimée à  $Q = 2 \sqrt{1}$ .

Le schéma électrique simulant n sections basilaires est le suivant:



L'estimation de la distribution des fréquences de résonances à travers la longueur de la membrane basilaire a été faite par Greenwood à l'aide de la formule ci-après :

$$\text{IFRESO} = b \cdot (e^{+ a/M (1-x)} - 1) \quad (1)$$

où  $b = 165,4 \text{ h z}$

$$a = 0,05 \text{ mm}^{-1}$$

$l = 35 \text{ mm}$  (longueur de la membrane basilaire)

$$m = 0,43429.$$

$x$  étant l'abscisse correspondent à IFRESO sur la membrane basilaire.

La dérivée de (1) est négative pour  $x \in ]0, 35[$  ce qui prouve que



La décroissance de IFRESO en fonction de  $x$  étant de nature exponentielle, le balayage de l'intervalle  $]0, 35[$  ne pouvant être réalisé de manière continue pour un traitement sur ordinateur, il est parfaitement légitime de supposer que la distribution de IFRESO suit une progression géométrique et de prendre nombre fini  $N$  de sections basilaires.

estimation des paramètres  $L_i$  et  $C_i$

soient  $L_1$  et  $C_1$  choisis arbitrairement et  $f_1, f_N$  le spectre de fréquence

à étudier, posons  $f_i$  ( $i = 1, N-1$ ) fréquence de résonance de la section  $i$ .

$$f_N = f_1 \cdot r^{N-1} \quad r = \sqrt[N-1]{\frac{f_N}{f_1}} \quad \text{raison de la progression géométrique}$$

$$f_{i+1} = r f_i \quad \text{posons } \frac{1}{r} = d \quad f_i / f_{i+1} = d$$

$$f_i = f_1 / d^{i-1} \quad f_1 / f_i = d^{i-1} = \frac{L_i C_i}{L_1 C_1}$$

$$\text{d'où on tire } L_i = d^{i-1} L_1$$

$$C_i = d^{i-1} C_1$$

Quant à  $R_i$  l'expérience montre que  $R_i = 180 \text{ } \omega_i$  offre une bonne approximation du modèle de section basilaire

D'autre part pour une bonne approche des caractéristiques de phases fournies par l'expérience on sera amené à introduire un retard de phase supplémentaire par la formule  $\text{RETFAS} = 6,28 \times \text{IFR} \times T$  où  $T = 3/(8 \cdot \text{IFRESO})$  est le temps de réponse de la section  $i$  considéré. En outre nous définissons la bande passante d'une section donnée par  $\text{IBANPA} = \text{IFRESO}/Q$  en ce sens que seul le spectre de fréquence conservé dans au moins 70 % de son amplitude peut induire une stimulation appréciable du réseau de neurones. Pour la simulation nous avons choisi  $N = 20$  ce qui nous donne  $d = 2$ .

2.42 Calcul des caractéristiques d'amplitude et de phase de chacune des sections basilaires pour un signal d'entrée  $S_2 = e^{j\omega t}$

$S_{3i} = \frac{1}{1 + jF} \times e^{j\omega t}$  signal de réponse de la section  $i$ .

$$|S_{3i}| = \left| \frac{1 - jF}{1 + F^2} \right| \cdot |e^{j\omega t}|$$

posons  $G = 1 + F^2$   
 PRE  $\beta = 1/G$   
 PIM  $\beta = (-F)/G$ .

Alors :  $\text{AMPLI } \beta = \sqrt{\text{PRE } \beta^2 + \text{PIM } \beta^2}$  et  $\text{PHAS } \beta = \text{Arctg} (\text{PIM } \beta / \text{PRE } \beta)$   
 -RETFAS, nous aurons à l'aide du programme FORTRAN suivant la réponse en amplitude et en phase de chacune des 20 premières sections pour le spectre 10 - 20000 h Z

a/ Algorithme de calcul :

On se donne une section  $i$  et à l'aide des formules ci-dessus on balayera la bande 10 - 2000 h Z avec les pas suivantes :

10 - 100 h Z on prendra comme pas IPAS = 10  
 1050 - 5000 h Z ..... = 50  
 5100 - 20.000 h Z ..... = 100

Les réponses de chaque section seront rangés dans les tableaux AMPLI (330)  
 et PHAS (330)

b/ Programme de calcul .

```

DIMENSION AMPLI (330), PHAS (330)
IMP = (n° de l'imprimante utilisée).
DO 13 N = 1,20
I = 0
IFRESO = 20 * (2 * (0.5 * (N-1)))
IBANPA = IFRESO/2
IFRBA = IFRESO - IBANPA/2
IFRHO = IFRESO - IBANP/2
DO 1 K = 10,110, 50
IF (K-10) 2,3,2
3 IPAS = K
IFBAS = 10
IFHAU = 1000
GOTO 6
2 IF (K-60) 4, 5, 4
5 IPAS = K-10
IFBAS = 1050
IFHAU = 5000
GOTO 6
4 IPAS = K - 10
IFBAS = 5100
IFHAU = 20 000

```

```

6 DO 7 IFR = IFBAS, IFHAU, IPAS
F = (IFR/IFRESO - IFRESO/IFR) * 2.
G = 1. + F * 2
PRE 3 = 1./G
PIM 3 = (-F)/G
I = I + 1.
AMPLI (I) = SORT (PRE 3 * 2 + PIM 3 * 2).
RETFAS = IFR * 6.28 * (3./ (8. * IFRESO))
PHAS (I) = ATAN (PIM 3/PRE 3) - RETFAS.
7 CONTINUE.
1 CONTINUE.
WRITE (IMP, 99) N, IFRBA, IFRHO, IFRESO, IBANPA
99 FORMAT (1 x 'SECTION N =' I2, 2X, 'IFRBA =' I5 2X, 'IFRHO =' I5, 2X,
          'IFRESO =' I5, 2X, 'IBANPA =' I5)
WRITE (IMP, 100) (AMPLI (J), J = 1, 330)
100 FORMAT (33(1X, 10 (F 10.8, 2X)/))
WRITE (IMP, 101) (PHAS (J), J = 1, 330)
101 FORMAT (33 (1X, 10 (F 6.3, 2X)/))
13 CONTINUE.
END.

```

2.5 Simulation intégrale du système auditif périphérique pour un signal d'entrée  $S_0 = e^{j\omega t}$ .

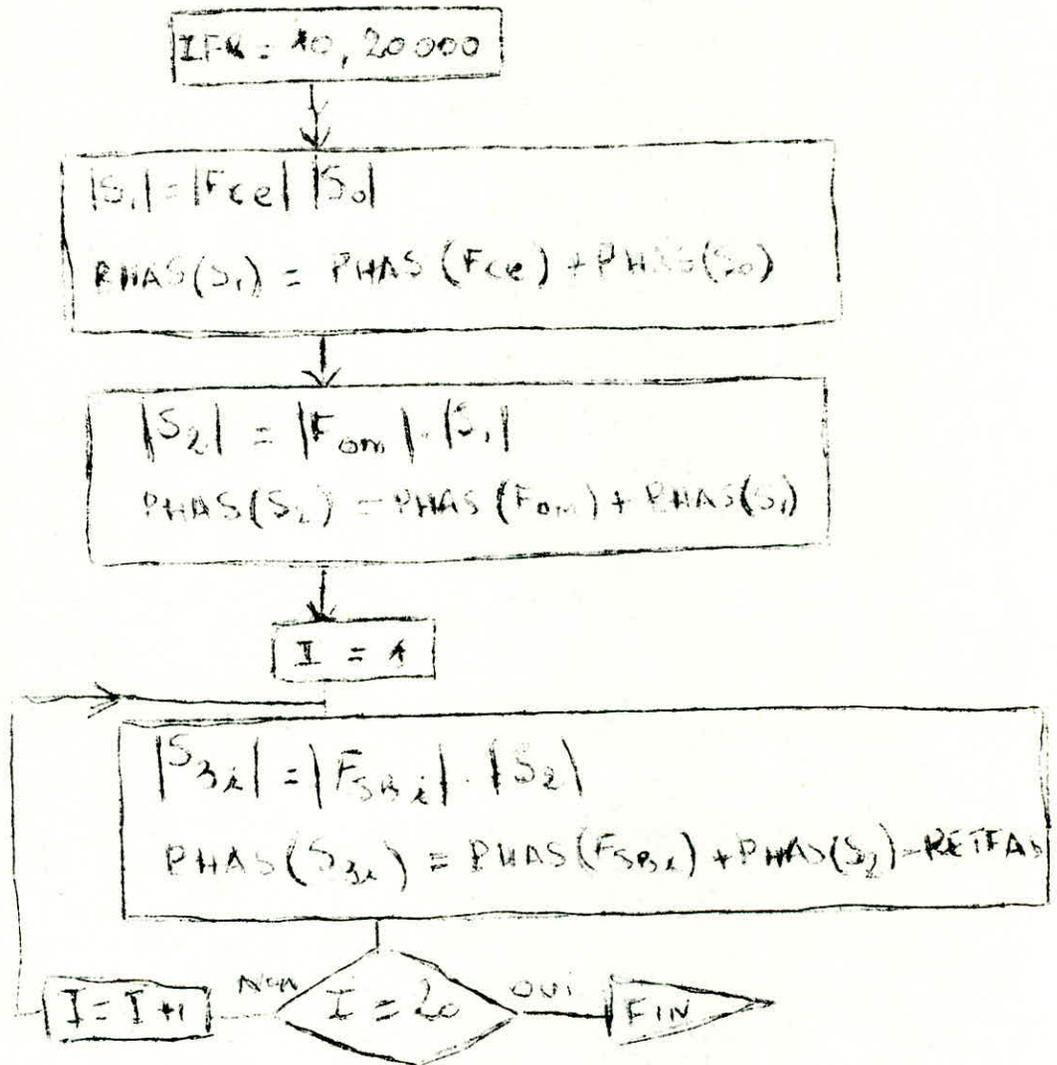
Soient :  $F_{ce}(j\omega)$  : fonction de transfert du canal extérieur

$F_{o.m}(j\omega)$  : \_\_\_\_\_ de l'oreille moyen

$F_{SB_i}(j\omega)$  : fonction de transfert de la section basilaire i.



a. Organigramme.



b/ Programme FORTRAN simulant globalement les 3 étages du système auditif périphérique.

DIMENSION AMPLI (330), PHAS (330), AMPLI 1 (330), PHAS 1 (330)

IMP = (numero du peripherique d'impression de l'ordinateur)

L = 0

12 L = L + 1

DO 13 N = 1,20

```

I = 0
DO 1 K = 10, 110, 50
IF (K - 10) 2, 3, 2
3 IPAS = K
IFBAS = 10
IFHAU = 1000
GOTO 6
2 IF (K - 60) 4, 5, 4
5 IPAS = K - 10
IFBAS = 1050
IFHAU = 5000
GOTO 6
4 IPAS = K - 10
IFBAS = 5100
IFHAU = 20 000
6 DO 7 IFR = IFBAS, IFHAU, IPAS
IF (L-1) 9, 8, 9
9 IF (L-3) 10, 11, 10
8 A = 1. - 0.0016 * ((6.28 * IFR) * 2)
D = A * 2 + 0.0002 * ((6.28 * IFR) * 2)
DN = (A * 2 + 0.0009 * ((6.28 * IFR) * 2))
PRE 1 = DN/D
PIM 1 = (0.045 * A * 6.28 * IFR)/D
I = I + 1
AMPLI (I) = SORT (PRE 1 * 2 + PIM 1 * 2)
PHAS (I) = ATAN (PIM 1/PRE 1)
GOTO 7
10 C = 5 * ((3.14 * 1500) * 3) + (3.14 * 1500) * ((6.28 * IFR) * 2)
E = (3 * ((3.14 * 1500) * 2) - ((6.28 * IFR) * 2)) * 6.28 * IFR
D2 = C * 2 + E * 2
PRE 2 = C/D2
PIM 2 = (-E)/D2

```

```

CONST = 5. * (10. * 11)
I = I + 1.
AMPLI (I) = (SORT (PRE 2 * 2 + PIM 2 * 2)) * CONST * AMPLI (I)
PHAS (I) = ATAN (PIM 2/PRE 2) + PHAS (I)
GOTO 7.
11 IFRESO = 20 * (2 * (0.5 * (N-1)))
F = (IFR/IFRESO - IFRESO/IFR) * 2.
G = 1. + F * 2
PRE 3 = 1./G
PIM 3 = (-F)/G
I = I + 1.
AMPLI 1 (I) = (SORT (PRE 3 * 2 + PIM 3 * 2)) * AMPLI (I)
RETFAS = IFR * 6.28 * (3./(8. * IFRESO))
PHAS 1 (I) = ATAN (PIM 3/PRE 3) + PHAS (I) - RETFAS
7 CONTINUE
1 CONTINUE
IF (L-3) 21, 22, 21.
21 WRITE (IMP, 100) (AMPLI (J), J = 1, 330)
100 FORMAT (33 (1X, 10 (F 10.8, 2X)/))
WRITE (IMP, 101) (PHAS (J), J = 1, 330)
101 FORMAT (33 (1X, 10 (F 6.3, 2X)/))
GOTO 12
22 WRITE (IMP, 102) (AMPLI 1 (J), J = 1, 330)
102 FORMAT (33 (1X, 10 (F 10.8, 2X)/))
WRITE (IMP, 103) (PHAS 1 (J), J = 1, 330)
103 FORMAT (33 (1X, 10 (F 6.3, 2X)/))
13 CONTINUE
END.

```

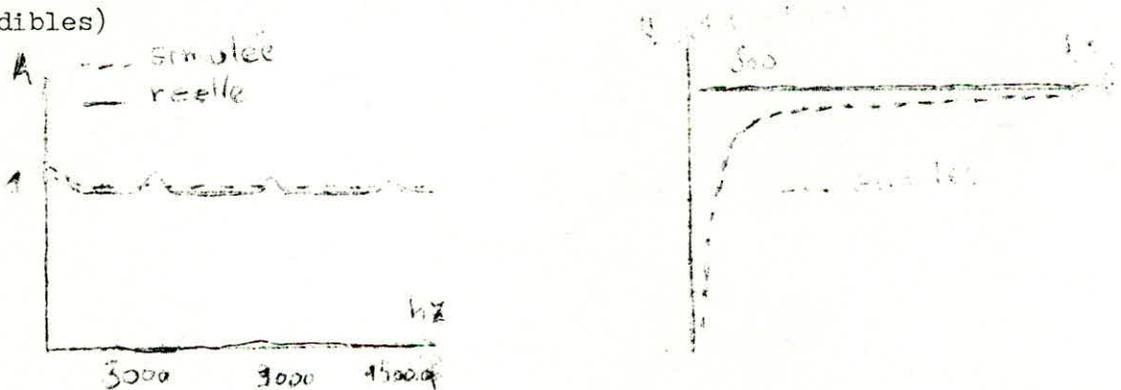
## 2.5 Interpretation des résultats de la simulation :

L'absence de données expérimentales chiffrées nous conduit à nous contenter dans notre interprétation, des caractéristiques expérimentales données sous forme graphique.

### 2.51 Cas du canal extérieur

Le modèle théorique (simulé par notre fonction de transfert) offre une bonne approche de la caractéristique d'amplitude expérimentale, à l'exception des légers pics d'amplitudes mesurés pour les fréquences se situant autour de 3000, 9000 et 15 000 h Z.

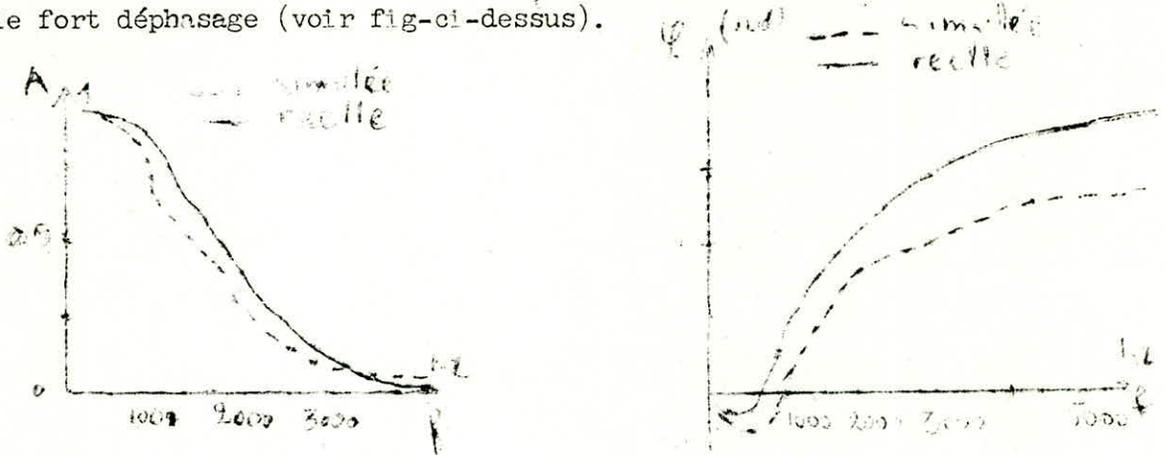
En ce qui concerne la caractéristique de phase on ne peut malheureusement pas faire de comparaison faute de données expérimentales les caractéristiques qu'on a obtenues pour le canal extérieur ( cf. fig. ci-dessus) illustrent bien le rôle de ce dernier dans la collecte et la concentration des sons (bonne conservation de l'amplitude du signal d'entrée et faible déphasage pour toutes les valeurs du spectre des fréquences audibles)



### 2.52. Cas de l'oreille moyenne :

Les réponses théoriques et expérimentales du système des os traduisent une décroissance vers zéro de l'amplitude à mesure que la fréquence augmente et un déphasage tendant asymptotiquement vers  $\pi/2$  à mesure que la fréquence croît.

Ceci parait en conformité avec la réalité en ce sens que l'inertie mécanique du système des osselets croit avec la fréquence ce qui atténue l'amplitude et amplifie le temps de propagation des vibrations mécaniques d'où le fort déphasage (voir fig-ci-dessus).



### 2.53. Cas du cochlée

L'étude du cochlée se ramène à celle des sections basilaires, chaque section étant caractérisée par une fréquence de résonance, qui se traduit dans la caractéristique par un pic d'amplitude et un déphasage approximativement nul.

Pour les fréquences de résonances l'amplitude d'entrée est conservé, alors qu'autour de cette fréquence de résonance on note une atténuation d'amplitude.

Ces réponses de la membrane basilaire sont dues à ses caractéristiques variables le long de sa longueur.

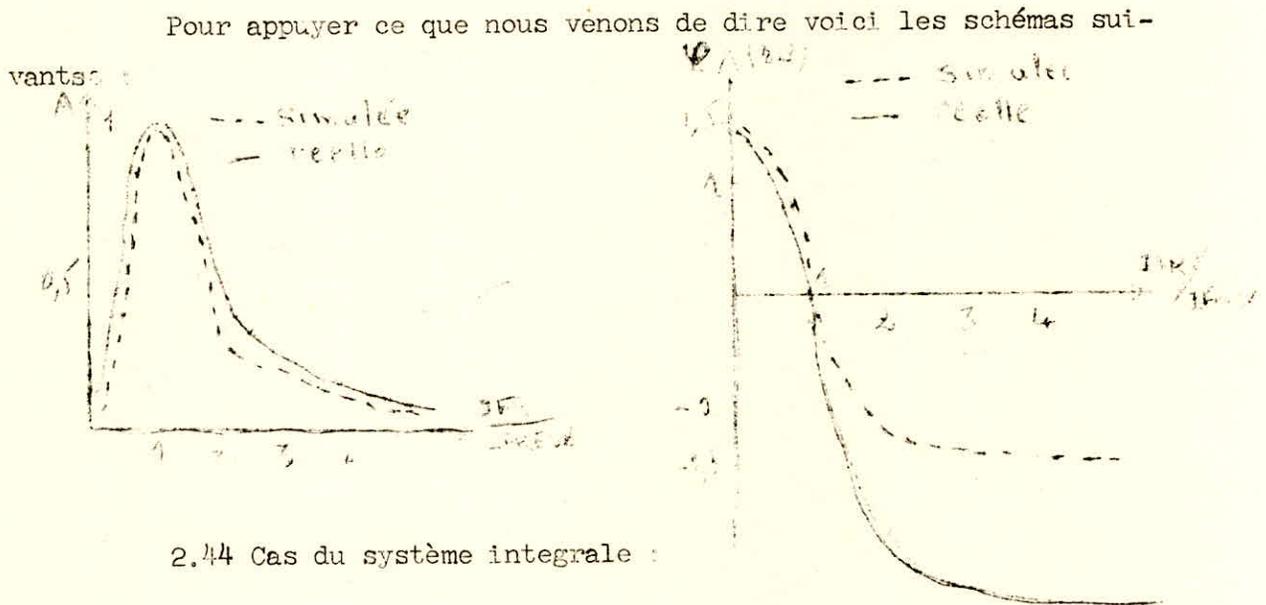
$$l(x) = (0,019 + 0,009 x) \text{ cm : largeur}$$

$$m(x) = 10^{-5,31 + 0,5 x} \text{ grammes : masse.}$$

$$k(x) = 10^{5,07 - 0,94 x} \text{ dyn/cm}^2 \text{ . élasticité}$$

$x$  étant l'abscisse considérée sur la membrane basilaire dont la longueur est de l'ordre de 40 mm.

Le nombre de sections (20) qu'on a considéré dans notre présente étude est loin d'égaliser celui rencontré dans la réalité ce qui affecte la qualité de l'étude sans toutefois nous empêcher de saisir le rôle de la membrane basilaire et peut être par induction la fonction de celle-ci dans le reconnaissance des sons par le reseau de neurones se trouvant presque à la sortie de la membrane basilaire.



#### 2.44 Cas du système integrale :

En ce qui concerne la simulation globale de l'ensemble des 3 étages du système auditif peripherique on peut noter ce qui suit :

- Pas de grande modification au sein de l'oreille moyenne (rôle presque neutre du canal extérieur pour amplitude et phase).
- Attenuation de l'amplitude de resonance à mesure que la fréquence augmente ceci explique bien la faible sensibilité de notre oreille aux sons de hautes fréquences.
- Conservation de la place du maximum de reponse de la membrane basilaire pour les basses fréquences de resonance et existence d'un faible décalage de place pour les hautes fréquences de resonance (cette anomalie pour les hautes fréquences serait due au nombre limité de sections considérées). Cette propriété permet déjà de penser à une codification (distinction) des fréquences à travers l'absence de leur max d'amplitude le long de la membrane basilaire (reconnaissance spatiale).

- Pour les signaux compliqués (melanges de plusieurs fréquences : harmoniques) la distribution spatiale des pics d'amplitude et leur répartition dans le temps seraient à la base de la reconnaissance faite au niveau du réseau de neurone.

## CH.3 : TRANSFORMATIONS NEURONNALES

Nous voudrions procéder dans le cadre du présent chapitre à une étude sommaire d'un réseau de neurones.

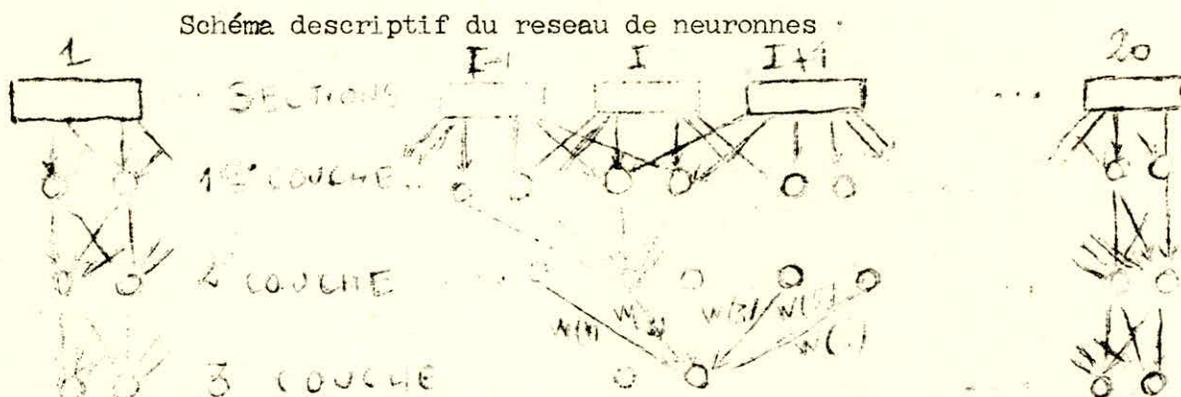
## 3.1 Méthodologie d'étude du réseau de neurones

## 3.1.1. Description du réseau et mode d'inervation.

Pour un signal de fréquence déterminée nous aurons à l'aide des fonctions de transfert du système auditif périphérique la distribution d'amplitude à la sortie des 20 sections basilaires qu'on a considérées. En suite vue notre ignorance sur le véritable rôle des organes intermédiaires (ganglions spirale, cellules ciliées..) entre les sections basilaires et le réseau de neurones, nous supposerons que l'amplitude de sortie de chacune des sections basilaires sera injectée aux six neurones avoisinantes avec des poids différentes dépendant (comme le prouve l'expérience) de la distribution spatiale de chaque neurone par rapport à la section source d'amplitude.

Nous considérons pour des commodités de traitement qu'à chaque section correspond deux neurones qui seront innervés de manière radiale par les trois sections environnantes ; ceci pour la 1ère couche de neurone . En ce qui concerne les deux autres couches (2ème et 3ème) nous supposerons qu'elles sont constituées chacune du même nombre de neurones (c, a, d 40) et que le calcul de la distribution d'amplitude de sortie de chacune des couches se fera en considérant que chaque neurone reçoit de manière radiale (symétrique) cinq amplitudes d'entrée avec chacune un coefficient de poids spécifique.

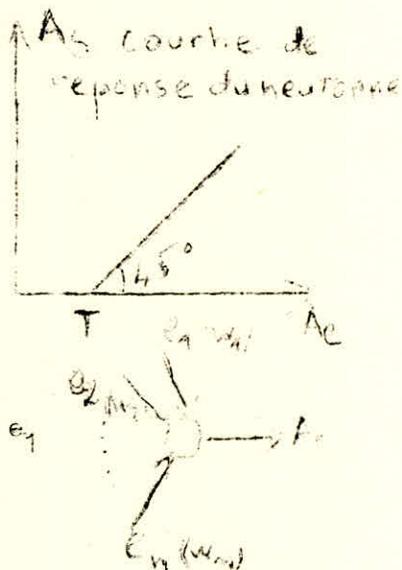
Le nombre réduit de neurones de notre modèle du réseau de neurones est loin d'égaliser celui rencontré dans la réalité aussi nous devrions ne pas tenir compte des réponses données par ce réseau pour les extrémités du réseau (les deux 1ère et dernières neurones) et tenter d'extrapoler les résultats de ce modèle réduit pour une éventuelle interprétation des véritables mécanismes de reconnaissance des signaux par le réseau de neurones.



### 3.12 Réponse en amplitude du neurone

- Pour une amplitude d'entrée  $A_e$  un neurone de seuil de potentiel  $T$  répondra par une amplitude de sortie  $A_s$  donnée par la courbe ci-contre. Soient  $e_i$  l'amplitude d'entrée d'un signal  $i$ ,  $w_i$  son poids ( $-1 < w_i < 1$ ) et  $T$  le seuil du neurone alors

$$A_s = \begin{cases} \sum_i w_i e_i - T & \text{si } \sum_i w_i e_i > T \\ 0 & \text{si } \sum_i w_i e_i < T \end{cases} \quad e_2 \quad e_1$$



- Estimation du seuil de potentiel  $T$  :

on a convenu de prendre comme seuil de réponse  $T$  des neurones appartenant à une même couche la valeur minimale dans la distribution d'amplitude de sortie de la couche précédente.

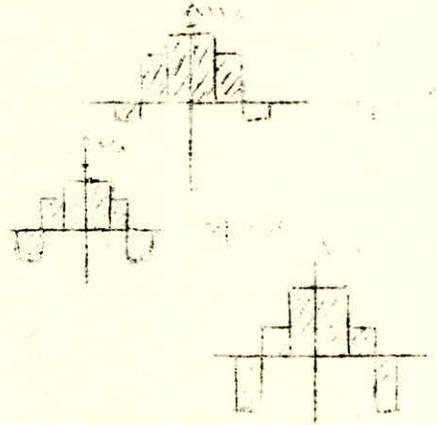
### 3.13 Choix des paramètres de fréquences et de poids pour la simulation

Compte tenu des moyens informatiques limités dont nous disposons nous menerons l'étude du réseau de neurones pour dix valeurs représentatives de la fréquence et pour les 3 ensembles de coefficients de poids ci-après :

$$W(J) = \{-2.2, 0.7, 0.9, 0.9, 0.7, -0.2\}$$

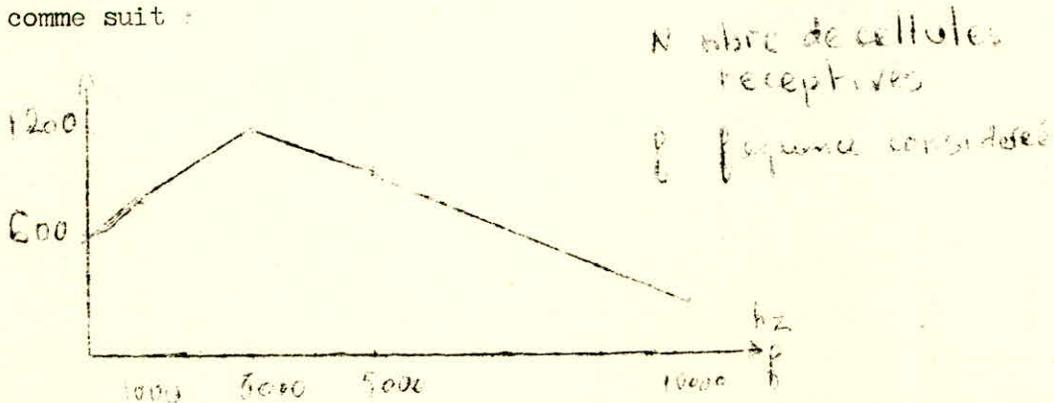
$$W(J) = \{-0.5, 0.5, 0.8, 0.8, 0.5, -0.5\}$$

$$W(J) = \{-0.8, 0.4, 0.9, 0.9, 0.4, -0.8\}$$



### 3.2. Rôle du réseau de neurones dans la reconnaissance des signaux acoustiques.

Comme nous venons de le constater dans les paragraphes précédents la notion de section basilaire est déterminante en ce sens que c'est au niveau de cette dernière que s'effectue la codification des fréquences, et que c'est de la densité de distribution de ces sections sur la membrane basilaire que va dépendre la capacité et la qualité de distinction de notre large spectre de perception (20-20000 h Z). Le nombre de cellules réceptives sur la membrane basilaire a été évaluée à environ 25000 distribués comme suit :



Le maximum de cellules correspond aux fréquences se situant autour de 3000 Hz ce qui confirme la bonne perception des sons se trouvant dans cette bande de fréquence.

Dans notre simulation on a considéré que 20 sections c. od. un rapport de qualité de 20/25000 à 1/12000 et qui fait que notre étude ne peut que fournir des explications générales sans grande précision. De même le nombre des neurones primaires a été évalué à environs 20000 ce qui est dans les proportions du nombre de cellules réceptives et permet de ce fait un bonne reconnaissance des sons.

L'existence d'un pic d'amplitude à travers la membrane basilaire pour chaque valeur de fréquence constituerait un mode de codification spatiale des signaux en ce sens que chaque pic d'amplitude sera projeté sur le réseau de neurones ce qui engendrerait au niveau de celui-ci une distribution d'amplitude (champ réceptif) spécifique au signal acoustique primaire.

Cette distinction des caractéristiques d'amplitude (modification spécifique de l'amplitude au niveau de chaque étage des système. auditif périphérique) de phase et de fréquence de chaque signal primaire trouve son achèvement dans le réseau de neurones.

Les sous champs réceptifs induites au niveau des réseau primaire par chaque signal de fréquence déterminée sont intégrés au niveau du cortex où ils engendrent les réactions inhérentes (prise de décisions). Les mécanismes de reconnaissances se déroulant au niveau du cortex sont mal connus, nous tenterons dans notre conclusion générale de faire l'ébauche d'un essai d'explication de tels mécanismes.

Le seul fait acquis dans l'étude de l'analyseur auditif est ce pouvoir de reconnaissance des fréquences par la membrane basilaire par une distribution spécifique d'amplitude et son éventuel rôle dans la reconnaissance des sons par le réseau de neurones.

### 3.3. Simulation d'un réseau de neurones de 3 couches :

Le programme FORTRAN ci après permet le calcul de la distribution d'amplitude à la sortie de chaque couche de neurones.

a/ Programme de calcul dans le cas d'un signal pour (sans harmoniques)

$$S_0 = e^{j\omega t}$$

```

DIMENSION A (20), AN (3,40), AMPLI (10), IFR (10), W (6)
IMP = (numero du peripherique d'impression de l'ordinateur)
DATA (W(J), J = 1,6)/liste des poids  $w_i$  choisis/
DATA (IFR (J), J = 1,10)/ liste des 10 fréquences choisis/
DATA (AMPLI (J), J = 1,10)/liste des amplitudes de sortie de l'oreille
                                moyenne pour chacun des fréquences ci-dessus/

DO 79 L = 1,10
DO 1 M = 1,3
SEUIL = 100. (valeur de comparaison pour le calcul du seuil)
IF (M-1) 2, 3, 2
3 DO 77 N = 1, 20
IFRESO = 20 * (2 * (0.5 * (N-1)))
F = (IFR (L)/IFRESO - IFRESO/IFR (L)) * 2.
G = 1. + F * * 2
PRE 3 = 1./G
PIM 3 = (-F)/G.
A (N) = (SORT (PRE 3 * * 2 + PIM 3 * * 2)) * AMPLI (L)
IF (A (N). LE. SEUIL) SEUIL = A (N)

```

Calcul de la  
distribution  
d'amplitude  
(I) à travers les  
20 sections et  
détermination  
du seuil de la  
1<sup>re</sup> couche

```

77 CONTINUE
DO 72 K = 1,20
IF (K-1) 103, 104, 103
104 AN (M,K) = A (K) * W (3) + A (K + 1) * W (1) - SEUIL
AN (M,K + 1) = A (K) * W (4) + A (K + 1) * W (2) - SEUIL
103 IF (K - 20) 106, 105, 106
105 AN (M, 2 * K) = A (K) * W (4) + A (K-1) * W (6) - SEUIL
AN (M, 2 * K-1) = A (K) * W (3) + A (K-1) * W (5) - SEUIL
GOTO 72
106 AN (M, 2 * K-1) = A (K) * W (3) + A (K-1) * W (5) + A (K+1) * W (1) - SEUIL
AN (M, 2 * K) = A (K) * W (4) + A (K-1) * W (6) + A (K+1) * W (2) - SEUIL
72 CONTINUE
GOTO 33
2 DO 7 N = 1,40
IF (AN (M,N) .LE. SEUIL) SEUIL = AN (M,N)
7 CONTINUE
DO 75 I = 1,40
IF (I-1) 15, 14, 15
14 AN (M,I) = AN (M-1, I) * W (3) + AN (M-1, I+1) * W (2) + AN (M-1, I+2) * W (1) - SEUIL
15 IF (I-2) 16, 17, 16
17 AN (M,I) = AN (M-1, I) * W (3) + AN (M-1, I-1) * W (5) + AN (M-1, I+1) * W (2) + AN (M-1, I+2) * W (1) - SEUIL
16 IF (I-39) 18, 19, 18
19 AN (M,I) = AN (M-1, I-1) * W (5) + AN (M-1, I) * W (3) + AN (M-1, I-2) * W (6) + AN (M-1, I+1) * W (2) - SEUIL
18 IF (I-40) 20, 21, 20
21 AN (M,I) = AN (M-1, I-2) * W (6) + AN (M-1, I-1) * W (5) + AN (M-1, I) * W (3) - SEUIL
GOTO 75
20 AN (M,I) = AN (M-1, I-2) * W (6) + AN (M-1, I-1) * W (5) + AN (M-1, I) * W (3) + AN (M-1, I+1) * W (2) + AN (M-1, I+2) * W (1) - SEUIL

```

Calcul de la  
reponse en  
amplitude  
de la 1<sup>ere</sup>  
couche

Calcul des reponses  
en amplitude des  
2<sup>es</sup> et 3<sup>es</sup> couches

```

75 CONTINUE
33 DO 73 J= 1,40
IF (.AN (M,J) .LE.0.) AN (M,J) = .0
73 CONTINUE
1 CONTINUE
WRITE (IMP, 99)
99 FORMAT (2X, 'REPONSE DES COUCHES DE NEURONES')
WRITE (IMP, 120) (W (J), J = 1,6), IFR (L), AMPLI (L), SEUIL
120 FORMAT (1X, 'POIDS-Wi', 2X, 6(F3.1,2X), 2X, 'IFR' = I5, 2X, 'AMPLI ='
F 8.5 , 2X, 'SEUIL' = F 8.6)
WRITE (IMP, 121) (A (J), J = 1,20)
121 FORMAT (2 (1X, 10 (F 10. 7, 1X)/))
WRITE (IMP, 122) ((AN (M, J), J = 1,40), M = 1,3)
122 FORMAT (3 (4 (1X, 10 (E 11.4, 1X)/)/))
79 CONTINUE.
END.

```

mise au point des  
reponses de chaque  
couche

b/ Cas d'un Signal composé du mélange de deux fréquences.

Le programme permettant ce calcul sera obtenu en remplaçant  
la phase (I) du programme précédent par ce qui suit :

```

3 DO 77 N = 1,20.
IFRESO = 20 * (2 * (0.5 * (N-1)))
F1 = (IFR (K)/IFRESO - IFRESO/ IFR (K) ) * 2.
F2 = (IFR (L)/IFRESO - IFRESO/ IFR (L) ) * 2.
G1 = 1. + F1 * 2
G2 = 1. + F2 * 2
PRE 31 = 1./G1
PRE 32 = 1./G2
PIM 31 = (-F1)/G1
PIM 32 = (-F2)/G2

```

```

A (N) = (SQRT (PRE 31 * 2 + PIM 31 * 2)) * AMPLI (K) +
        SQRT (PRE 32 * 2 + PIM 32 * 2) * AMPLI (L)
IF (A (N). LE. SEUIL) SEUIL = A (N)
77 CONTINUE

```

K et L étant les indices des deux fréquences mélangés on supprimera dans le programme précédent la boucle L ainsi que l'instruction WRITE d'étiquette 120.

### 3.4. Interprétation des résultats de la simulation

#### 3.41 Cas d'un signal pur $S_0 = e^{j\omega t}$

Nous commenterons dans ce qui suit les réponses des couches de neurones pour des fréquences et des ensembles de poids fixés. (voir courbes sur papier millimetre).

Nous remarquons en général la présence d'un pic d'amplitude correspondant à la fréquence du signal  $S_0$  et ce au niveau de chacune des trois couches. En outre à mesure qu'on pénètre dans les couches internes (2ème et 3ème) le pic d'amplitude s'accroît de plus en plus entraînant un rétrécissement du spectre de fréquence se trouvant autour de la fréquence considérée, approximativement à l'image de celui correspondant au facteur de qualité  $Q = 2$ . ( $\Delta f_{0,7} = \text{IFRESO}/Q$ ). Nous observons aussi une atténuation du pic d'amplitude à mesure que la fréquence croît. Pour chacune des distributions de poids suivants nous noterons ce qui suit :

a/  $W (J) = (-0.2, 0.7, 0.9, 0.9, 0.7, -0.2)$  cet ensemble de poids est caractérisé par une faible inhibition latérale (-0.2) ce qui s'est traduit lors de la simulation par une forte amplitude de pic et des sous-pics (correspondant aux fréquences de résonances des sections autres que celle englobant le signal considéré  $S_0$ ) peu prononcés.

b/  $W(J) = (0.5, 0.5, 0.8, 0.8, 0.5, -0.5)$  cet ensemble de poids se caractérise par une inhibition latérale moyenne entraînant une amplitude de pic moyenne et un plus grand retrecissement du champ réceptif donc une meilleure distinction du signal. Les sous-pics sont plus aigus.

c/  $W(J) = (-0.8, 0.4, 0.9, 0.9, 0.4, -0.8)$  cet ensemble de poids se distingue par sa forte inhibition latérale introduisant une faible amplitude de pic, un plus grand retrecissement de champs réceptif et des sous-pics s'estompant à mesure que l'on s'enfonce dans les couches internes ce qui accroît le pouvoir de codification des fréquences du réseau et réduit l'effet peut être disparate des sous-pics dans le cas d'un son pur.

### 3.42. Cas d'un signal mélange de deux fréquences multiples.

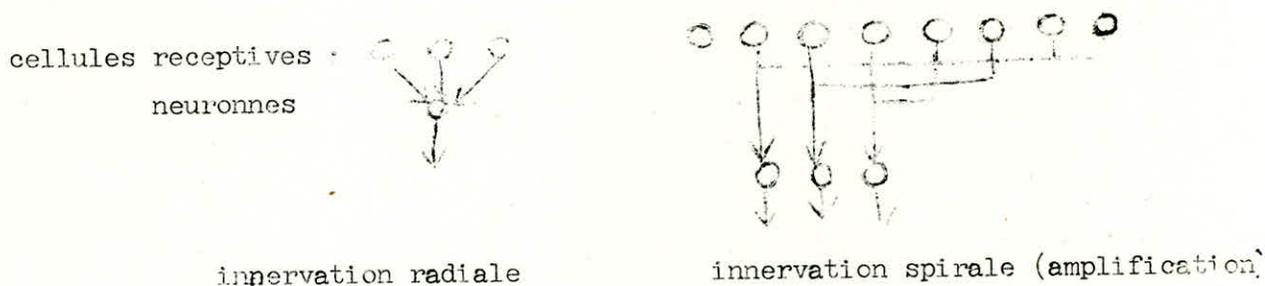
Nous avons mis en évidence l'existence de deux grands pics correspondants aux deux fréquences harmoniques du signal. Ceci confirme bien la capacité du réseau de neurones d'analyser les signaux compliqués. Pour ce qui est des ensembles de poids les mêmes remarques que celles notées dans 3.41 peuvent être faites (voir courbes sur papier millimétré)

3.43. Conclusion : La simulation qu'on a réalisé pour le réseau de neurones appelle les commentaires suivants :

- Les faibles amplitudes de sortie de la membrane basilaire pour les hautes fréquences sont dûes en partie au nombre réduit de section (20) qui fait que le spectre 5000 - 15 000 h Z ne dispose que de quatre sections alors que par exemple le spectre 100 - 1000 h Z bénéficie de 7 sections.
- Cette anomalie fait que notre modèle ne peut assurer une bonne codification des hautes fréquences tassés dans un très petit nombre de sections.

Maintenant en ce qui concerne le modèle réelle la diminution de l'amplitude de sortie de la membrane basilaire pour les hautes fréquences serait compensé par un mode spéciale d'innervation dite "spirale" permettant une assez bonne reconnaissance des hautes fréquences et surtout la distinction d'un mélange de fréquences basses et de fréquences hautes.

. Mode d'innervation - Schéma :



Le mode d'innervation du réseau de neurones est mal étudié malgré son rôle fonctionnel déterminant dans la création des champs réceptifs spécifiques.

- L'existence réel de sous pics d'amplitude pour les fréquences avoisinants celle du signal primaire perçu, pourrait être à l'origine de notre capacité de mémorisation en ce sens que par "adaptation physiologique" un son de caractéristique fréquentielle donnée peut engendrer par les sous-pics qu'il crée au sein du réseau de neurones une cascade de souvenirs. Il s'agit là d'une explication trop intuitive, vu l'état actuel de nos connaissances embryonnaires sur le système nerveux, mais, elle présente toutefois l'avantage d'ouvrir une nouvelle voie de recherche pour la bonne compréhension du pouvoir prodigieux de notre système nerveux. Nous essaierons dans la conclusion générale de reprendre cette idée.

CHAPITRE 4.MECANISMES DE L'AUDITION ET LEURS  
APPLICATIONS TECHNIQUES.

Nous nous proposons d'exposer dans le present chapitre deux methodes de reconnaissance de la parole : l'une de conception purement technique l'autre s'inspirant des mecanismes biologiques de l'audition.

## 4.1. Systeme technique de reconnaissance de la parole :

La plupart des systemes de reconnaissance de la parole utilisés dans les laboratoires fonctionnent suivant le principe suivant :

A l'entrée la parole est transformée en signal électrique qu'on amplifie pour le diriger vers des filtres de fréquences. La sortie de chaque filtre est ensuite quantifiée discrettement dans le temps ce qui permet la constitution d'une matrice de sortie  $F \times T = A_{ij}$

$$A_{ij} = \begin{array}{c|cccc} & \Delta t_1 & \Delta t_2 & \dots & \dots & \Delta t_r \\ \hline \Delta f_1 & a_{11} & a_{12} & \dots & \dots & a_{1r} \\ \Delta f_2 & a_{21} & a_{22} & \dots & \dots & a_{2r} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \Delta f_k & a_{k1} & a_{k2} & \dots & \dots & a_{kr} \end{array}$$

$a_{ij}$  = quantification donnée par un convertisseur analogique digital (CAD) à l'amplitude de sortie du filtre  $i$  ( $F_i$ ) à l'instant  $\Delta t_j$

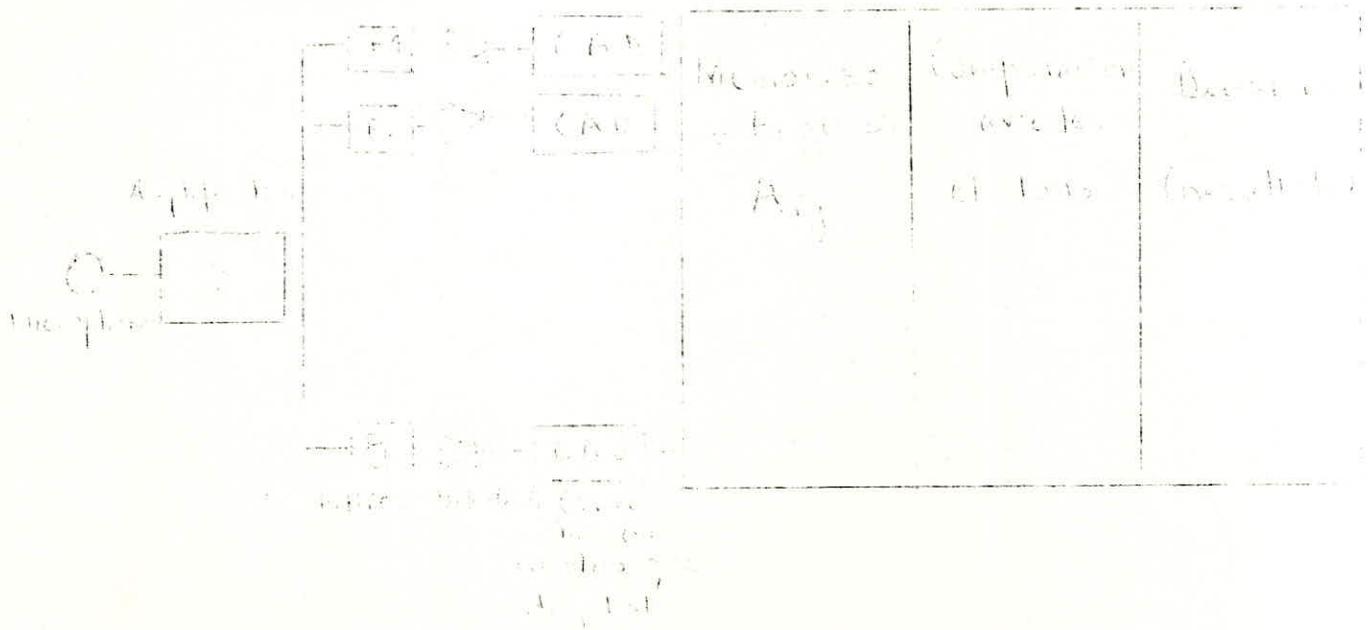
chaque filtre de fréquence étant caractérisé par une bande passante  $\Delta f$ .

L'ALGORITHME DE TRAITEMENT EST LE SUIVANT :

- On mémorise  $A_{ij}$ .
- On compare les colonnes proches (correspondent chacune à un moment discret du temps) si elles sont égales c'est qu'il s'agit d'un signal stationnaire (un seul type de son se répétant dans le temps) donc on réduit la redondance: (en éliminant sur n colonnes analysées <sup>car</sup> (n-1) colonnes). On aboutit à une matrice  $A_{ij}$  plus compacte donc plus simple à traiter.
- On normalise l'amplitude  $a_{ij}$  en divisant chaque  $a_{ij}$  par la somme des  $a_{ij}$  ( $\sum_{ij} a_{ij}$ ). On obtient une matrice  $A_{ij}$  normalisée.
- On définit  $\psi_k = (a_{ij} / \sum_{ij} a_{ij}) \cdot a_{ij}^k$   
où  $a_{ij}^k$  est l'étalon numero k relatif au filtre i au moment  $t_j$ .  
On calcule ainsi pour chaque  $a_{ij}$  l'ensemble des valeurs  $\psi_k$  possibles.  
soit  $\psi_r = \max_k \psi_k$  alors  $a_{ij}$  symbolise l'image étalon  $a_{ij}^r$ .

Remarque : Cette méthode repose sur l'existence de  $\{a_{ij}^k\}$  images étalons suffisamment complète et fiable d'où sa complexité et la médiocrité des résultats qu'elle fournit. Un algorithme pour la reconnaissance de dix mots a été conçu par Mr. DOLIATOVSKI, comme application de cette méthode, et a donné une fiabilité de reconnaissance de 96,4 %.

SCHEMA D'UN TEL SYSTEME :

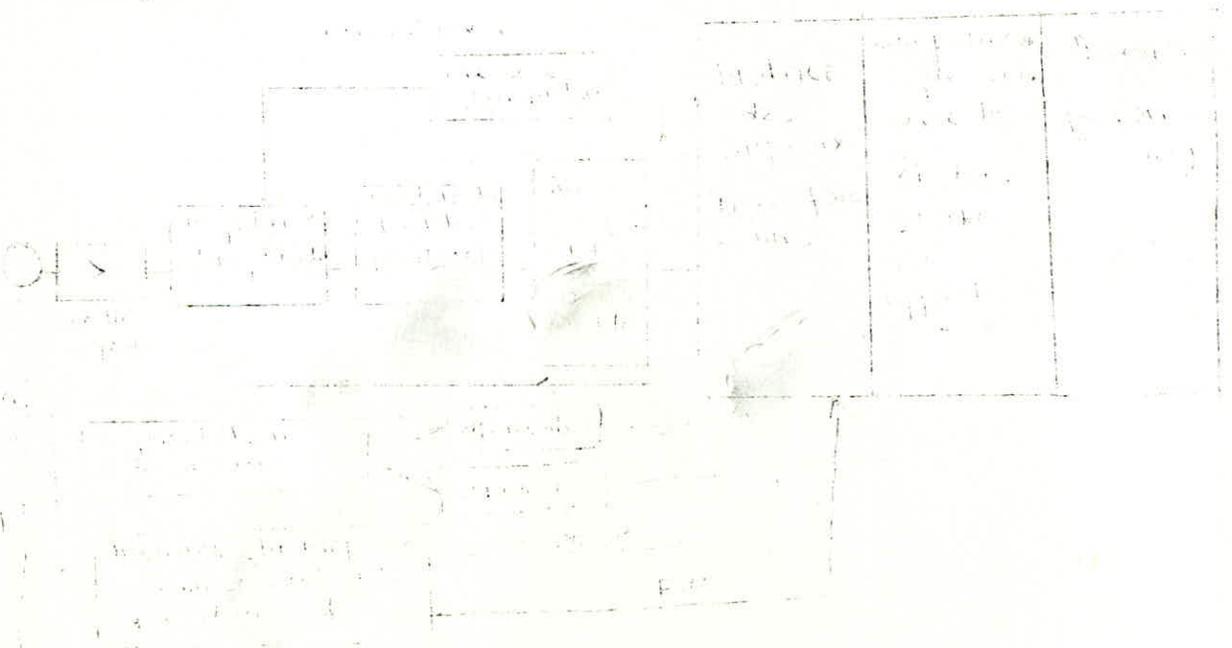


## 4.2 Système bionique :

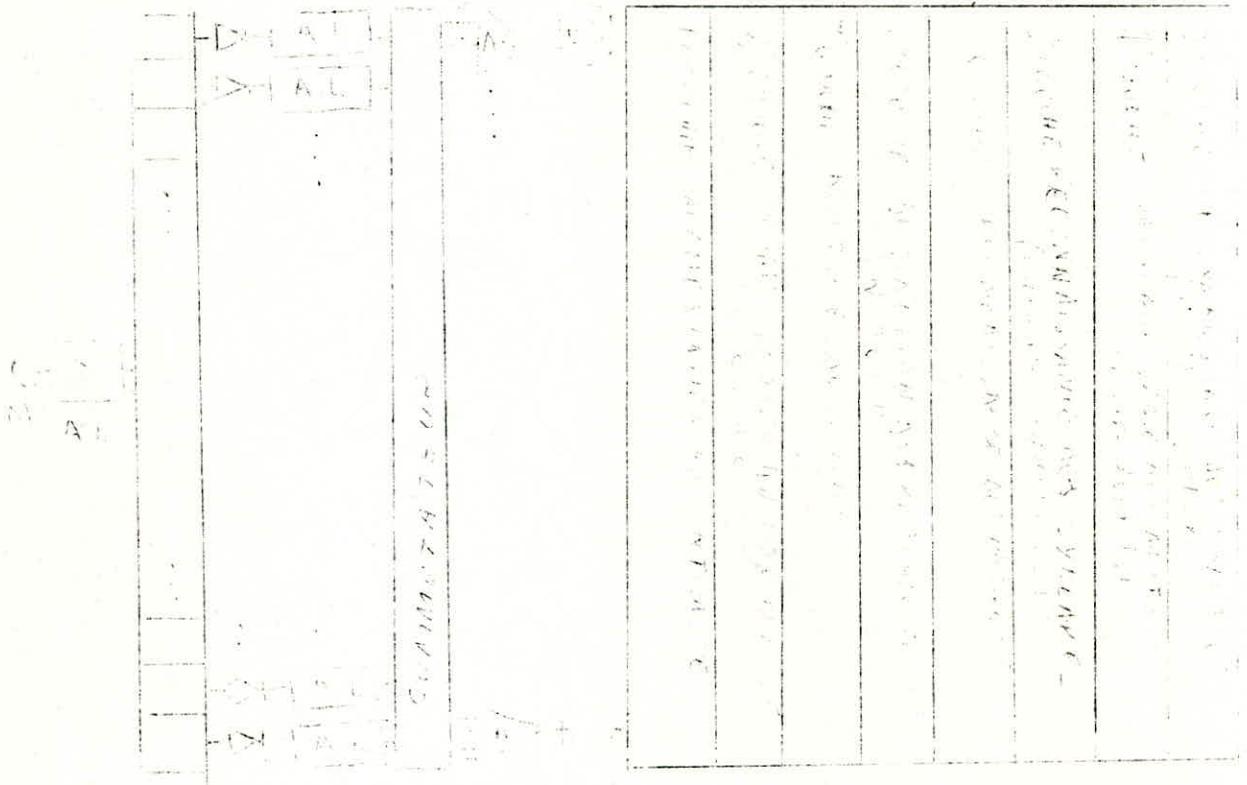
Nous présenterons dans le cadre de ce paragraphe une méthode de reconnaissance basé sur la simulation des mécanismes auditifs et développé par Mr. V. DOLIATOVSKI. dans ses livres et pratique du traitement de l'information et 'Processus Informationnels dans le système auditif'.

L'intérêt de l'approche biocybernetique du problème de la reconnaissance de la parole réside dans le fait qu'en comparaison avec les systèmes purement techniques exposés dans le paragraphe précédent, les méthodes s'inspirant des mécanismes biocybernetiques de l'audition ont le privilège de permettre la reconnaissance de signaux non stationnaires (parole humaines) donc l'atteinte d'une plus grande perfection et efficacité dans la reconnaissance des signaux complexes.

Cette reconnaissance est basée sur une segmentation de la parole en phonemes, syllabes, mots, phrases ; et exige de ce fait une structuration hierarchique avec liaisons inverses de l'automate de reconnaissance. Ces liaisons inverses allant des étapes superieures aux étapes inferieures doivent permettre la régulation du fonctionnement des blocs. inferieures pour le bon fonctionnement technologique et décisif du système. Nous donnerons pour ce le schéma général des divers blocs d'un modèle technique d'analyseur auditif :



Dans le système auditif réel le nombre de couches de neurones participant au traitement des signaux a été évalué à sept (7) nous donnerons ci-dessous un modèle d'automate hierarchique disposant de 8 niveaux de traitement :



M. ...  
 A. ...  
 ...  
 A. ...  
 C. E. ...

Les principaux blocs réalisant cet automate sont les suivantes :

a/ Amplification :

. Caractéristique de fréquence

. Caractéristique d'amplitude :



Comme nous le remarquons la bande passante d'un tel amplificateur est de l'ordre de 10000 h Z ce qui permet à l'automate de couvrir une bonne partie des fréquences audibles.

b/ Filtre de fréquence :

Chaque filtre joue le rôle d'une section basilaire en ne laissant passer qu'une bande de fréquence spécifique ce qui constitue une première étape dans la différentiation des signaux complexes (mélange de plusieurs fréquences).

Chaque filtre est construit à base de deux cirantes (R,C)  
 Les éléments  $C_3$ ,  $C_4$  et  $R_6$  suppriment les hautes fréquences,  
 $R_4$ ,  $R_5$  et  $C_5$  les basses fréquences.

Donc par un choix judicieux des valeurs de R et C il est possible de parvenir à la selection des bandes passantes les plus importantes dans l'analyse fréquentielle des signaux accoustiques.

Chaque filtre sera aussi caracterisé par une fréquence de resonance donnée par  $f_0 = \frac{1}{2N} \sqrt{\frac{C_3 + C_4}{C_3 C_4 C_5 R_4 R_5}}$

La bande passante et le facteur de qualité de perception Q dépendent du coefficient d'amplification k du filtre selon la formule :

$$2 \Delta f = \frac{4 f_0}{k}$$

c/ Synthèse :

Chaque filtre constitue un canal de fréquence soit n filtres avec les bandes passantes  $\Delta f_1$ ,  $\Delta f_2$ , ...,  $\Delta f_n$  et les tensions à leurs sorties  $u_1(t)$ , ...,  $u_n(t)$ .

Chaque signal  $u_i(t)$  sera caracterisé par une courbe en fonction du temps t donc une surface fonction de la fréquence, de l'amplitude et du temps S(f, A, t). La superposition des surfaces correspondents aux n signaux  $u_i(t)$  mettra en évidence des pics d'amplitude se mouvant dans le temps.

Donc si on se place à un instant  $t$  la surface résultant, des  $n$  surfaces engendrés par  $u_i(t)$ , est caractérisée par des irrégularités (maximum local, minimum local) qui ne sont que le reflet des propriétés informationnelles des signaux injectés à l'entrée de l'automate.

Pour distinguer les propriétés d'un signal  $u_i(t)$  nous procéderons aux comparaisons suivantes :

$$y_j^i = \begin{cases} 1 & \text{si } u_i > u_j \\ 0 & \text{si } u_i < u_j \end{cases} \text{ pour } i \text{ fixé et tous les } j \neq i$$

Chaque signal  $u_i$  sera déterminé par  $(n-1)$  valeurs  $y_j^i$ .

Cette fonction sera réalisée par un amplificateur différentiel équipé d'un système de comparaison avec seuil (secteur)

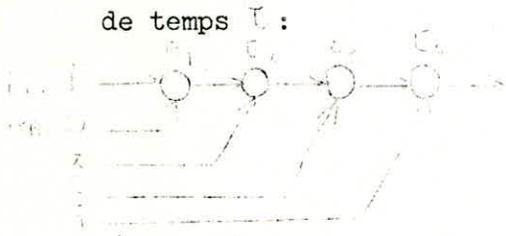
$$u_s = k(u_i - u_j).$$



amplificateur-différentiel

Ainsi le signal  $u_i$  pour lequel les  $(n-1), y_j^i$  seront égaux à 1 sera reconnu, c a d transféré à l'entrée du premier des 8 niveaux hiérarchiques simulant les 7 couches de neurones du système auditif.

Le traitement ne pouvant se faire instantanément le décodage en temps des propriétés de l'information se fera comme suit à des intervalles de temps  $T$  :



$E_1, E_2, E_3, E_4, \dots$  éléments logiques réalisent la comparaison des signaux  $u_i$ , l'entrée  $i$  garde la valeur d'amplitude du signal  $u_i$  pendant la période  $T$  si au cours de cette période les entrées  $j \neq i$  donnent tous en sortie  $y_j^i = 1$  on a réponse à la sortie du bloc de filtrage de détection et d'intégration numéro  $i$ .

### C O N C L U S I O N :

La méthode bionique que nous venons d'exposer est jusqu'à présent insuffisamment élaborée car elle nécessite comme on peut le constater une étude approfondie des caractéristiques de la parole humaine pour la définition des bandes de filtrages les plus adéquates pour la reconnaissance des phonèmes de base de la parole, et de leur intégration pour la constitution des mots et des phrases.

Tout cela nécessite la prise en considération d'un ensemble de paramètres physiques qui contrairement aux éléments biologiques s'adaptent mal aux mécanismes de régulations par liaisons inverses que nécessitent la reconnaissance d'un phénomène aussi complexe que la parole.

Les progrès dans ce domaine demeurent ainsi liés aux possibilités offertes par la technologie électronique et à l'enrichissement de nos connaissances sur le système nerveux.

## CONCLUSION GENERALE.

Nous voudrions avant de mettre fin à cette étude donner dans ce qui suit l'ébauche d'un certain nombre de réflexions personnelles pouvant concourir à la bonne compréhension des mécanismes de traitement des informations par notre système nerveux.

Le traitement de l'information par le cerveau repose sur la capacité des analyseurs de différencier de manière "raffinée" chaque information et de l'insérer dans le contexte spatio-temporel qui était le sien au sein de la multitude d'informations primaires perçues.

Ce phénomène serait à l'origine de notre capacité de simuler abstraitement par la pensée des événements déjà vécus par le biais d'une information "clef" jouant le rôle de stimulus dans le déclenchement de la cascade d'informations qu'on qualifie communément parfois de "raisonnement" et qui n'est en réalité que l'incarnation des "manifestations de notre environnement naturel et social"

Pour expliquer ce pouvoir de notre cerveau, de nous faire revivre à volonté des séquences d'images antérieures, constituant une réplique fidèle et invariante (dans sa disposition spatio-temporel) des modèles d'images de la réalité environnante, on admet que notre cerveau est doté d'une mémoire où viennent se loger toutes les informations que nous percevons ; mais jusqu'à présent les investigations des physiologistes n'ont pas permis la localisation de cette zone mémoire ni la compréhension des mécanismes biophysiques régissant la mémorisation.

Aussi il est légitime d'avancer l'hypothèse suivante sur les mécanismes de la "mémorisation".

Un ensemble d'informations en séquence et de nature physique différentes induisent au niveau des analyseurs correspondants des signaux nerveux qui seront différenciés, intégrés au niveau des cortex correspondants et transmis vers les zones associatives chaque séquence d'images engendre des champs réceptifs spécifiques au sein des reseaux de neurones et ce par adaptation physiologique conditionnée par la répétition et l'intensité de cette séquence dans le temps.

En faisant l'hypothèse (confirmée dans la simulation de notre modèle du reseau de neuronne) selon laquelle toute information de support physique déterminé crée des sous pics d'amplitudes couvrant un large spectre de fréquence et en supposant l'existence dans les reseaux superieurs (cortex, zones associatives) de mode d'innervations spéciaux permettant à ces sous pics de jouer le rôle de code de déclenchement (clef) de toute les séquences contenant cette information ; on pourrait dire que la mémorisation n'est autre qu'un phénomène d'adaptation neurophysiologique permettant par l'exercice à chaque séquence d'informations de se frayer un "chemin spécifique" au sein du reseau de neurones.

Quant à la prise de décisions (sensations, actions, ...) qui constitue la véritable finalité de la reconnaissance des images et qui fait de l'homme un être "intelligent" et "conscient" elle serait fonder sur la comparaison, sumulée par la pensée, d'une situation présente et de situations corrélatives déjà vécues, se traduisant par le biais de nos sens et de nos reflexes, en un mélange de sensations et d'actions physiques et intellectuelles.

L'étude que nous venons de mener sur l'analyseur auditif étant parvenue à terme, nous voudrions nous excuser auprès de nos lecteurs des erreurs et des dans de langages qui se seraient involontairement infiltrés dans notre texte vue la complexité et la nouveauté du sujet que nous avons eu à traiter.

Avant de terminer, qu'il me soit permis de formuler, à l'intention de tous ceux qui ont contribué directement ou indirectement à ma formation, l'expression de mes plus vifs remerciements et de ma plus haute reconnaissance.

G O U R A R I - S A L A H

le 9

J U I N 1 9 7 5 .

*Gourari*

