

7/96

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التربية الوطنية

MINISTERE DE L'EDUCATION NATIONALE

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات
BIBLIOTHEQUE — المكتبة
Ecole Nationale Polytechnique

PROJET DE FIN D'ETUDES

SUJET

Etude d'une Prothèse Auditive

Proposé par :
M^{elle} M.GUERTI

Etudié par :
O. HAMRI
H. SAYOUD

Dirigé par :
M^{elle} M.GUERTI

PROMOTION 95-96

E.N.P 10, Avenue Hassen Badi - EL HARRACH - ALGER

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التربية الوطنية

MINISTERE DE L'EDUCATION NATIONALE

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات
BIBLIOTHEQUE — المكتبة
Ecole Nationale Polytechnique

PROJET DE FIN D'ETUDES

SUJET

Etude d'une Prothèse Auditive

Proposé par :
M^{lle} M.GUERTI

Etudié par :
O. HAMRI
H. SAYOUD

Dirigé par :
M^{lle} M.GUERTI

PROMOTION 95-96

E.N.P 10, Avenue Hassen Badi - EL HARRACH - ALGER

DEDICACE

Je dédie ce modeste ouvrage

- à mon père qui...
- à ma mère...
- à mes chers frères...
- à la petite adorable...
- à mon binôme...
- à tous mes amis

Qu'ils puissent trouver en ces pages l'expression de ma profonde gratitude.

Quaride

Remerciements

Au terme du présent travail, nous tenons à adresser nos vifs remerciements à Melle. M. GUERTI, initiatrice du projet, qui a su nous guider, et soutenues tout le long de notre travail.

Nous tenons à remercier les membres du jury qui ont accepté de nous honorer de leur présence.

Nous ne manquerons pas de remercier chaleureusement l'ensemble du personnel de l'O.N.A.A.P.H. et particulièrement Melle. BOUKHROUFA et M. SELMI, qui n'ont ménagé aucun effort pour nous aider à accomplir notre tâche, et mener à bien notre travail; qu'ils trouvent en ces quelques lignes l'expression de notre profonde gratitude.

Nous remercions M. HADDADI pour son aide précieuse et ses conseils judicieux.

Pour finir nous remercions M. C. BOUBAKIR et Melle. K. SAADA pour leur présence continue.

TABLE DES MATIERES



INTRODUCTION GENERALE	01
CHAPITRE 1	GENERALITES SUR LE SON
1-Introduction	03
2-Définitions	04
3-Phénomènes de propagation	04
4-Paramètres du son	07
CHAPITRE 2	ETUDE DE L'OREILLE
1-Introduction	10
2-Anatomie et physiologie de l'oreille	11
3-L'audition	14
4-L'audiométrie	16
Conclusion	20
CHAPITRE 3	LES CIRCUITS DE LA PROTHESE
1-Introduction	21
2-Caractéristiques acoustiques des appareils de prothèses auditives	22
3-Généralités sur l'amplification	22
4-Le transistor	25
5-Amplification à base de transistors	28
6-Etage PUSH-PULL	30
7-La compression	36
8-Les circuits de tonalité	47
9-Le microphone	51
10-La bobine d'écoute	57
Conclusion	58
CHAPITRE 4	L'APPAREILLAGE
1-Introduction	59
2-Les caractéristiques de la prothèse auditive	60
3-Réglages des données audiométriques	61
4-Adaptation mécanique	62
5-Adaptation précise	63
6-Les coudes acoustiques	63
Conclusion	67

CHAPITRE 5	CONCEPTION D'UNE PROTHESE
1-Introduction	68
2-L'amplification à liaison directe	69
3-Réglages d'intensité	71
4-Circuits de compression	72
5-Les circuits intégrés	73
6-Comparaison entre le fonctionnement d'une oreille saine et une oreille appareillée	73
Conclusion	76
CONCLUSION GENERALE	77
ANNEXES	

INTRODUCTION GENERALE

La plupart des patients qui ont besoin d'un aide-auditif, ont l'une ou l'autre forme de déficience auditive. Les déficiences auditives de perception sont celles auxquelles la médecine ne peut remédier actuellement, alors que diverses surdités de transmission peuvent être guéries entièrement ou partiellement grâce à de subtiles techniques opératoires.

Les malades qui souffrent de surdité par défaut de transmission et qui ne peuvent être guéris devront recourir à l'aide-auditif.

L'aide-auditif est sous sa forme actuelle, un appareil électronique qui amplifie les sons de telle façon qu'il puisse compenser partiellement ou intégralement, le manque d'acuité auditive de la plupart des personnes atteintes de surdité.

Les premiers appareils mis sur le marché en 1920 étaient grands, lourds, à forte consommation et à amplification faible [3]. En 1940, la situation s'améliore grâce à l'emploi des tubes miniatures. Avec l'apparition des transistors en 1954, les dimensions des prothèses ont été considérablement réduites et l'amplification améliorée.

Pour étudier les différents aspects d'une prothèse auditive, il est nécessaire d'expliquer brièvement le domaine de l'audiométrie et de rappeler les notions fondamentales des circuits électroniques.

Notre Projet de Fin d'Etudes (P. F. E.) comporte cinq chapitres.

Le premier chapitre fait l'objet d'un rappel sur les principales notions de l'acoustique et les paramètres d'un son qui nous seront utiles par la suite dans notre travail.

Dans le deuxième chapitre , nous présentons l'anatomie de l'oreille et son fonctionnement . Nous définissons aussi l'audiométrie qui mesure le degré de surdité d'une personne .

L'étude des différents circuits qui constituent la prothèse auditive est faite dans le chapitre trois . Nous montrons le rôle de chaque circuit dans la correction auditive .

Le chapitre quatre donne le principe d'appareillage d'un sujet grâce aux applications qui se dégagent de l'audiométrie , nous citons également les différents types de prothèse auditive qui existent sur le marché .

Dans le dernier chapitre , nous proposons une approche générale d'un circuit d'une prothèse auditive , en faisant une étude comparative entre une oreille saine et une oreille appareillée.

CHAPITRE 1

GENERALITES SUR LE SON

1 - INTRODUCTION

Le son fait partie de notre vie , même si nous n'en apprécions que rarement toutes les fonctions .Il est nécessaire avant toute chose de définir le son ainsi que la partie de la science relative aux vibrations qui est l'acoustique .

2- Définitions

2-1- Définition de l'acoustique

L'acoustique est une partie de la science physique relative à l'étude des vibrations , elle traite la production , la propagation et la perception du son . L'acoustique montre que la nature physique du son consiste en la propagation des vibrations oscillatoires.

2-2 Définition du son

Le son est une vibration de l'air ou tout autre milieu élastique . Le son doit être transmis dans un milieu matériel élastique qui sert de support aux vibrations , ainsi les ondes sonores ne se propagent pas dans le vide (absence de l'air).

Le son perçu est associé à un mouvement oscillatoire d'un système vibrant . Il n'est pas un phénomène immédiat et est simulé dans l'espace . Sa vitesse de propagation est finie.

Dans l'air la vitesse de propagation du son est de 340 m / s .

Dans un milieu élastique différent de l'air , la vitesse de propagation est souvent plus grande .

Dans l'eau elle est de 1360 m / s .

Dans le fer elle est de 4760 m / s .

3- Phénomène de propagation

Dans l'air, les ondes sonores se propagent dans toutes les directions . La source sonore communique son mouvement aux particules de l'air qui se trouve à proximité , ce mouvement est transmis de particules en particules juxtaposées. (fig.1.1) .

Ainsi, en réalité , la vibration de l'air est une compression et une dilatation de celui-ci en synchronisme avec les vibrations de la source sonore.

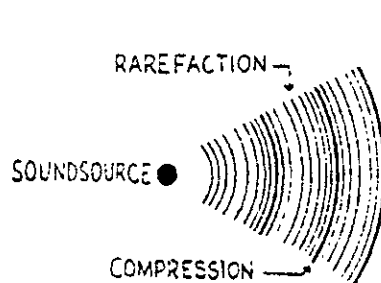


fig.1.1: Propagation du son .

Sur les lignes où l'air est comprimé, la pression est plus élevée que la normale, alors que dans une zone de dilatation la pression est plus basse.

Lorsque la source cesse de vibrer, l'air revient à son état primitif et la propagation des vibrations des particules de l'air cesse aussi. C'est pour cette raison que l'air est dit milieu élastique.

3-1- Acoustique physique

On distingue deux grandeurs caractérisant une onde sonore:

- La pression sonore (P)
- La vitesse de vibration sonore (V)

Pour une onde qui se propage dans un milieu, ces deux grandeurs sont liées par la relation suivante:

$$P / V = \rho c \quad (1 - 1)$$

c : est la vitesse de propagation de l'onde dans ce milieu. [m/s].

ρ : est la densité du milieu. [kg/m^3].

ρc : est l'impédance acoustique caractérisant le milieu de propagation.

3-2- Equation de propagation de l'onde

L'équation de propagation de l'onde plane suivant une direction "x" est définie par :

$$\delta^2 P / \delta x^2 - (1/c)^2 \cdot \delta^2 P / \delta t^2 = 0 \quad (1 - 2) \quad \text{Equation de pression.}$$

$$\delta^2 V / \delta x^2 - (1/c)^2 \cdot \delta^2 V / \delta t^2 = 0 \quad (1 - 3) \quad \text{Equation de vitesse.}$$

La solution générale de ces équations est sous la forme :

$$P(x,t) = \Phi_p(t - x/c) + \Phi_p(t + x/c) \quad (1 - 4)$$

$$V(x,t) = \Phi_v(t - x/c) + \Phi_v(t + x/c) \quad (1 - 5)$$

On constate que la solution de ces deux équations contient deux termes:

- Le premier terme exprime l'onde incidente
- Le deuxième terme exprime l'onde réfléchie.

Φ_p et Φ_v dépendent toutes les deux de la forme de l'onde.

3-3- Pression acoustique

En un point de l'air soumis à un son, la pression de l'air fluctue "f" fois par seconde autour d'une valeur moyenne qui est la pression atmosphérique.

Cette fluctuation est appelée pression acoustique, elle est donnée par :

$$P^2_{\text{eff}} = 1/T \int_0^T P^2(t) dt \quad (1-6)$$

Il convient de distinguer entre la pression instantanée et la pression efficace qui sont deux notions différentes .

-La pression instantanée représente la valeur de la pression acoustique constamment variable au cours d'un cycle .

-La pression efficace elle , est constante pour un son continu , elle détermine l'intensité de la sensation .

Il ne faut pas non plus confondre la puissance acoustique et l'intensité acoustique .

La puissance acoustique est la quantité d'énergie acoustique qu'une source sonore émet pendant une unité de temps . Elle se mesure en Watt (W).

L'intensité acoustique est la quantité d'énergie acoustique traversant pendant l'unité de temps , une unité de surface perpendiculaire à la direction de propagation de l'onde . Elle est mesurée en Watt par mètre carré (W/ m²) .

3-4 Types de vibrations

Il existe deux types de vibrations :

- Vibrations régulières
- Vibrations irrégulières .

Les vibrations régulières sont perçues comme étant des sons musicaux agréables.

Les vibrations irrégulières sont les cris , les bruissements , les craquements , etc.

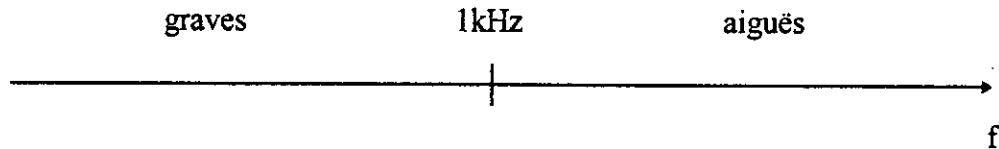
Dans la catégorie des vibrations régulières il y a un son particulier . Il est continu, régulier et se répète de façon périodique . C'est le son sinusoïdal . Une telle vibration n'existe pas dans la nature mais présente une grande importance .Ceci parce que toute vibration régulière , non sinusoïdale peut être constituée par l'addition d'un certain nombre de vibrations sinusoïdales grâce à la théorie de J.FOURRIER.

De plus il est très facile de calculer certaines propriétés des vibrations sinusoïdales et d'en déduire les propriétés des sons complexes . Ces mêmes propriétés qui ne peuvent être calculées directement , nous permettent d'observer et d'analyser les sons complexes .

On dit qu'un son est grave si sa fréquence fondamentale est inférieure à 1kHz

Un son est aigu si sa fréquence fondamentale est supérieure à 1kHz

On constate que contrairement à la fréquence d'un son, sa hauteur est une impression subjective et ne peut être mesurée.



4-3- Le timbre

Le timbre est un paramètre des sons complexes. C'est une quantité **subjective** qui dépend de la richesse d'un son en harmoniques. Le timbre est représenté par un spectre de fréquence.

Il nous permet de distinguer entre deux sons ayant la même fondamentale mais une composition spectrale différente.

Un son est d'autant plus agréable qu'il est riche en harmoniques.

4-4-L'intensité (1)

L'intensité sonore dépend de la pression efficace. Elle est proportionnelle à l'amplitude des vibrations. c'est une quantité subjective qui ne peut être mesurée directement.

La valeur minimale standard de la pression efficace tout juste audible par une oreille normale est de 2×10^{-4} dyne / cm² (2).

Cette valeur est appelée **seuil d'audibilité**. L'oreille est donc un organe très sensible.

La valeur maximale de pression à laquelle la perception du son ne provoque pas de sensation de douleur, est appelée **seuil de douleur**.

(1) L'intensité est appelée aussi sonie de son

(2) 1 dyne / cm² = 10^{-6} Bar.

Une vibration sinusoïdale "pure" peut être produite par un oscillateur. Elle peut être produite aussi par un instrument qui s'appelle le Diapason (fig.1.2.)

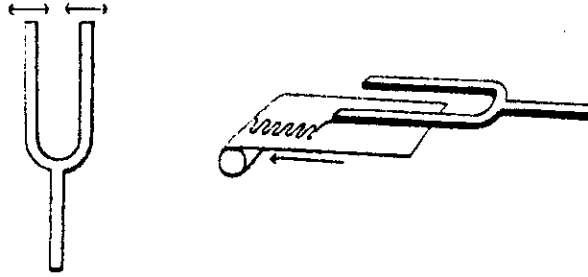


fig.1.2 : Le diapason.

Le son produit par le diapason , se propage dans l'air donnant naissance à des ondes sonores . Ces dernières sont en synchronisme avec la source (diapason).

Si nous mesurons la pression de l'air en un point donné , nous constatons que celle-ci croît et décroît en fonction du temps de façon sinusoïdale.

4-Paramètres du son

Un son est caractérisé par quatre paramètres :

- La fréquence fondamentale .
- La hauteur.
- Le timbre.
- L'Intensité.

4-1- La fréquence fondamentale

La fréquence fondamentale est le nombre de cycle par seconde . Son unité est le Hertz (Hz) . C'est une quantité physique , elle est **mesurable** avec précision .

Un son sinusoïdal possède une seule fréquence . Le son complexe , qui est la superposition de plusieurs sons purs , possède une fréquence fondamentale et des harmoniques qui sont des multiples entiers de la fréquence fondamentale .

4-2- La hauteur (1)

La hauteur dépend de la fréquence du son , elle lui donne sa tonalité (grave ou aiguë).

(1) Hauteur est appelé aussi tonie de ton qui est le degré de hauteur d'un son , d'une voix, d'un son, d'un instrument , etc...

Les notions de seuil d'audibilité et de douleur seront expliquées dans le chapitre suivant .

Le rapport du seuil de douleur au seuil d'audibilité est de l'ordre de 10^6 . D'où l'intérêt de mesurer en unité logarithmique.

Le décibel (dB)

Le décibel n' est pas une unité de mesure mais un rapport entre une quantité mesurée et un niveau de référence . C'est une quantité **relative** .

$$(1) \quad \text{quantité en dB} = n \log \frac{\text{quantité mesurée}}{\text{quantité fixe}}$$

Lorsque les quantités mesurées sont des énergies "n", sera égale à 10, et il sera égal à 20 si les quantités mesurées étaient des pressions.

L'unité physiologique de sensation de hauteur du son dual au décibel est le **mel**.

1000 mels coïncident avec 1000 Hz , en dehors de cette valeur les écarts deviennent plus importants.

Nous avons dit auparavant que le rapport du seuil de douleur au seuil d'audibilité était de l'ordre de 10^6 . En décibel la gamme audible est la suivante:

$$20 \log 10^6 = 120 \text{ dB}$$

La gamme audible en pressions sonores est de 120 dB . ceci signifie qu'un son qui provoque **une sensation de douleur** , est plus intense de 120 dB qu'un son à peine audible .

(1) Le décibel est un logarithme relatif à base 10
 $n \log (x) = n \text{Log} (x) / \text{Log} 10$
où $\text{Log}(x)$ est le logarithme absolu (népérien).

CHAPITRE 2

ETUDE DE L'OREILLE

1 - INTRODUCTION

Le médecin et le malade plus encore , exigeant une information instrumentale , demandent la certitude, qu'ils sont en droit de trouver dans l'application des sciences exactes aux méthodes diagnostiques .

L'audition n'a pas échappé à cette évolution , les audiomètres , permettant de tracer des audiogrammes qui matérialisent la surdité et en définissent les limites , rendent ainsi en quelque sorte l'audition concrète .

Avant de mesurer la fonction auditive et de tenter de définir les normes des tests à utiliser , il est nécessaire d'étudier l'appareil auditif et son fonctionnement .

2- Anatomie et physiologie de l'oreille

L'anatomie étudie la structure et la forme des êtres organisés ainsi que les rapports des différents organes , par contre la physiologie étudie les fonctions des êtres vivants.

L'oreille humaine est un organe de l'audition et de l'équilibration, elle est divisée anatomiquement en trois parties , qui sont l'oreille externe , l'oreille moyenne et l'oreille interne ; parfois les physiologistes préfèrent diviser l'oreille en deux parties:

-La partie conductrice :

Cette partie comprend les oreilles externe et moyenne .

-La partie perceptrice :

Elle comprend le reste de l'oreille interne , le nerf auditif et la partie du cerveau qui est finalement chargée de la perception du son .

2-1- L'oreille externe

L'oreille externe est constituée par le pavillon et le conduit auditif (fig.2.1) .

2-1-1- Le pavillon

C'est la partie située en dehors de la tête , il a une armature cartilagineuse et possède un relief particulier , son rôle est de capter les sons et de les renforcer pour les transmettre au conduit auditif , mais il n'a pas une fonction bien importante dans la perception du son .

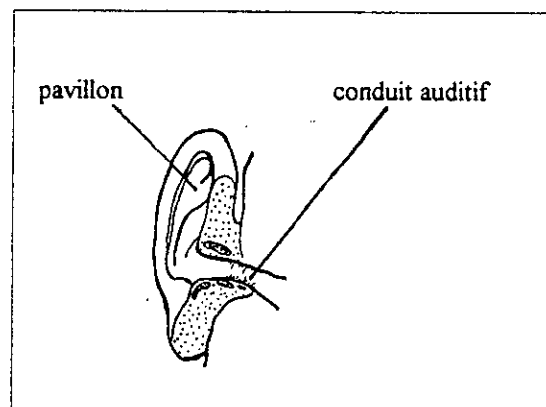


fig.2.1:oreille externe

2-1-2-Le conduit auditif

C'est le canal à travers lequel est conduit le son de l'extérieur vers l'oreille moyenne , il a des dimensions moyennes normales de 7 mm de diamètre et de 25 mm de profondeur , il a une fonction de protection pour l'oreille moyenne .

2-2- L'oreille moyenne

Il y a d'abord le tympan , qui se trouve au bout du conduit auditif , le tympan est une membrane conique dont le sommet est excentré et situé vers l'extérieur , l'angle du sommet de ce cône est de 120° , la surface du tympan est d'environ 90 mm^2 , son épaisseur est d'un dixième de millimètre . Le tympan isole la cavité de l'oreille moyenne du conduit auditif .

2-2-1- La chaîne des osselets

La chaîne des osselets comprend le marteau, l'enclume et l'étrier, les trois osselets attachés de façon plus ou moins flexible l'un à l'autre. Leur fonction est de conduire le son frappant le tympan vers l'oreille interne.

- Le marteau est un osselet dont le poids est d'environ 2 mg.

-L'enclume est un osselet dont le poids est d'environ 30 mg.

-L'étrier dont le poids est à peu près le même que celui du marteau possède une platine dont la surface est d'environ 3 mm^2 , sur les osselets s'insèrent deux petits muscles puissants qui réduisent les amplitudes des oscillations, ainsi ils protègent l'oreille interne contre les vibrations violentes. De cette façon est améliorée la réception des sons aigus par diminution de l'effet de masque des sons graves.

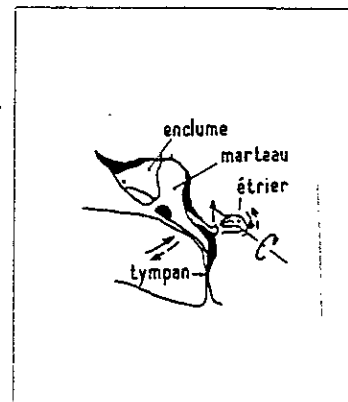


fig. 2.2: L'oreille moyenne

2-2-2- Les fenêtres

Nous distinguons deux fenêtres :

-La fenêtre ovale :

L'étrier a une platine qui s'encastre dans la fenêtre ovale, qu'elle ferme hermétiquement, bouchant ainsi l'oreille interne qui est remplie de liquide.

- La fenêtre ronde :

Se meut en opposition de phase avec la fenêtre ovale, car elles sont toutes deux en contact avec le même liquide.

2-2-3- La trompe d'EUSTACHE

Elle réunit la cavité du tympan au pharynx, l'ouverture occasionnelle de la trompe d'EUSTACHE est nécessaire pour l'équilibration des sons dans les deux oreilles.

2-3- L'oreille interne

Elle est constituée de trois parties formant le labyrinthe osseux :

2-3-1- Les canaux semi-circulaires

Sont trois arceaux creux formant les trois plans spatiaux, ils contribuent au maintien de l'équilibre du corps au repos et en mouvement.

2-3-2- Le vestibule

Il a sa face externe en rapport avec la caisse du tympan par l'intermédiaire de la fenêtre ovale .

2-3-3- La cochlée (le limaçon)

Elle est divisée en trois compartiments par deux membranes , la membrane basilaire qui sépare la cochlée en deux rampes , supérieure et inférieure .

-La rampe supérieure est divisée par la deuxième membrane appelée membrane de REISSNER en deux rampes :

* Rampe vestibulaire :

Remplie d'un liquide (périlymphe) .

* Rampe médiane :

Remplie d'un liquide (endolymphe) .

-La rampe inférieure (rampe tympanique) est remplie de périlymphe . Au dessus de la membrane basilaire se trouve l'organe de Corti sur lequel sont situées les cellules ciliées qui sont à l'origine des influx observés dans les fibres du nerf auditif . (fig.2.3.)

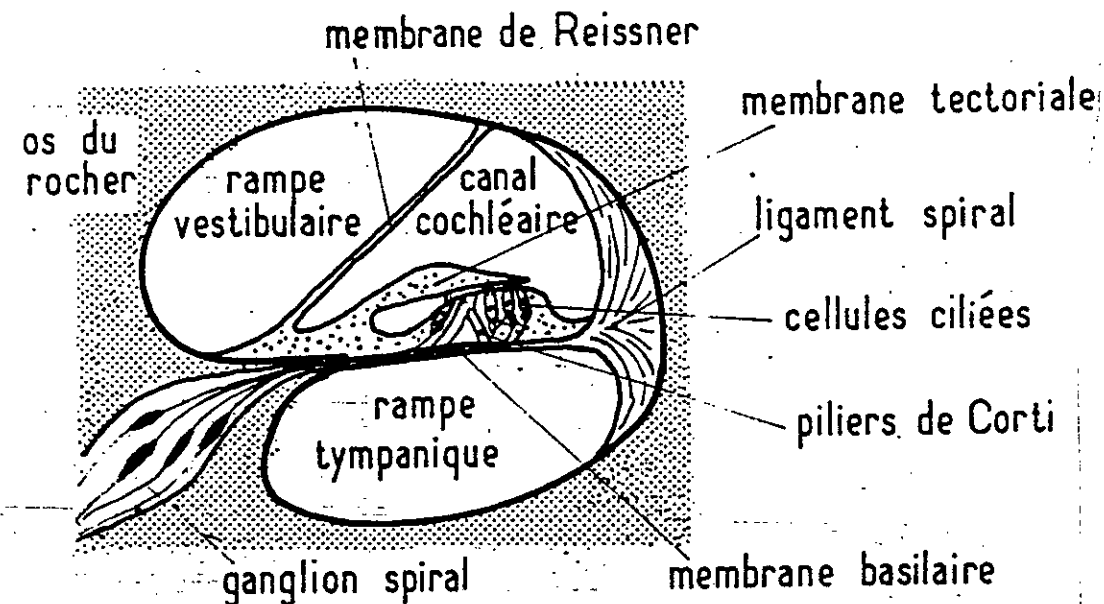


Fig 2.3. : La cochlée .

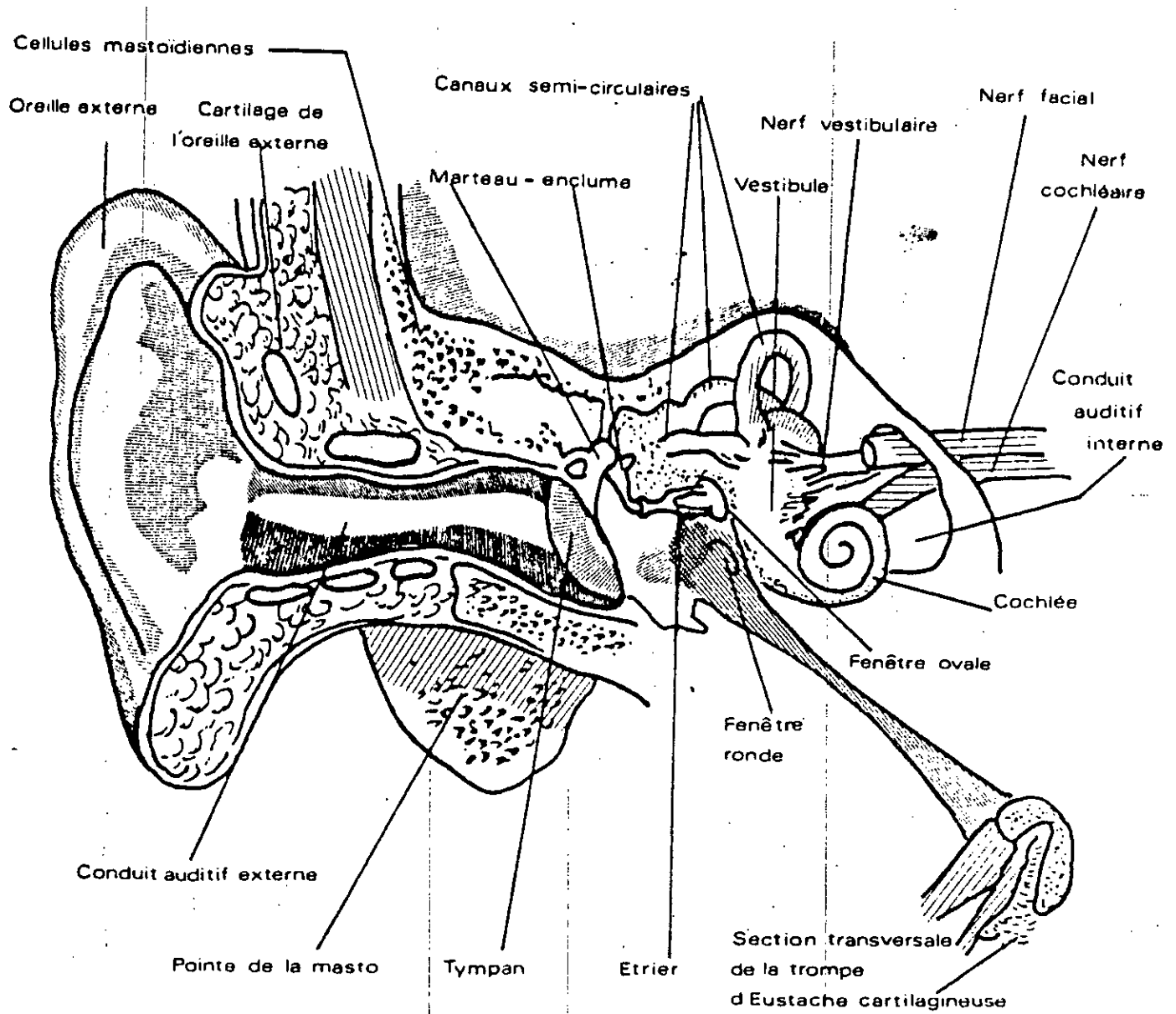


Photo de l'oreille.

Extrait : « Précis d'orthophonie » de P. PIAJOUX, M. VAITAT, G. FREYSS, F. LEGENT, J. SOUDANT et coll. © 1975 Masson et Cie, Paris.

3- L'audition

3-1- Définition

L'audition est la faculté d'entendre et recevoir des phénomènes sonores . Ouïr est à la fois recevoir une information traduite du physique à partir de vibrations d'intensité acoustique , l'adaptation en un message qu'on appelle influx nerveux et intégrer ce message en l'identifiant à une structure dont on a en conscience par conditionnement . [6]

3-2- Organisation fonctionnelle du système auditif

Le pavillon est le conduit auditif externe guidant les ondes sonores jusqu'au tympan . Les vibrations acoustiques mettent alors en mouvement le tympan , qui forme la frontière externe de l'oreille moyenne . Ces vibrations sont transformées par la chaîne des osselets , en ondes de pression dans les liquides remplissant l'oreille interne (cochlée). [4]

Les vibrations de pression font entrer en vibrations la membrane basilaire qui effectue une analyse fréquentielle du message sonore incident. Les récepteurs sensitifs (cellules ciliées) situées le long de cette membrane , convertissent les mouvements en informations électrochimiques qui déclenchent les influx nerveux dans les fibres du nerf auditif. [4]

Les influx sont ensuite transmis au système nerveux central par les fibres nerveuses afférentes . C'est là que le message sonore codé est réellement intercepté. [4]

Jusqu'à maintenant nous n'avons envisagé que des sons se transmettant par air et par l'oreille moyenne , c'est ce que l'on appelle **voie aérienne**

Les ondes sonores qui font vibrer le tympan atteignent également le crâne . Ces vibrations du crâne sont transmises directement au limaçon : **conduction osseuse**

L'organigramme qui vient après montre ces deux voies .(fig. 2.4)

L'oreille ne différencie des niveaux et des fréquences qu'en deçà de certaines limites , chez l'homme ces limites s'étendent de 20 Hz à 20 kHz , les fréquences situées au dessous de 20 Hz sont des infrasons , les fréquences supérieures à 20 kHz sont appelées ultrasons .

3-3- Seuil d'audibilité

la pression d'un son tout juste audible est de 10^{-16} W/cm^2 à 1000 Hz, on constate que l'oreille n'est pas également sensible à des sons de différentes fréquences , par exemple un son à 200 Hz est à peine audible , alors que la pression sonore atteint 10^{-16} W/cm^2 ..

Le seuil d'audibilité a été déterminé pour des sons de diverses fréquences la courbe obtenue (fig. 2.5.) est appelée seuil d'audibilité , elle s'étend de 20 Hz à 20 kHz

Pour obtenir la courbe d'égale sensation , on procède de la même manière pour des sensations différentes (20 dB , 40 dB ,....., 120 dB).

Le seuil de douleur est obtenu pour la sensation de 120 dB .

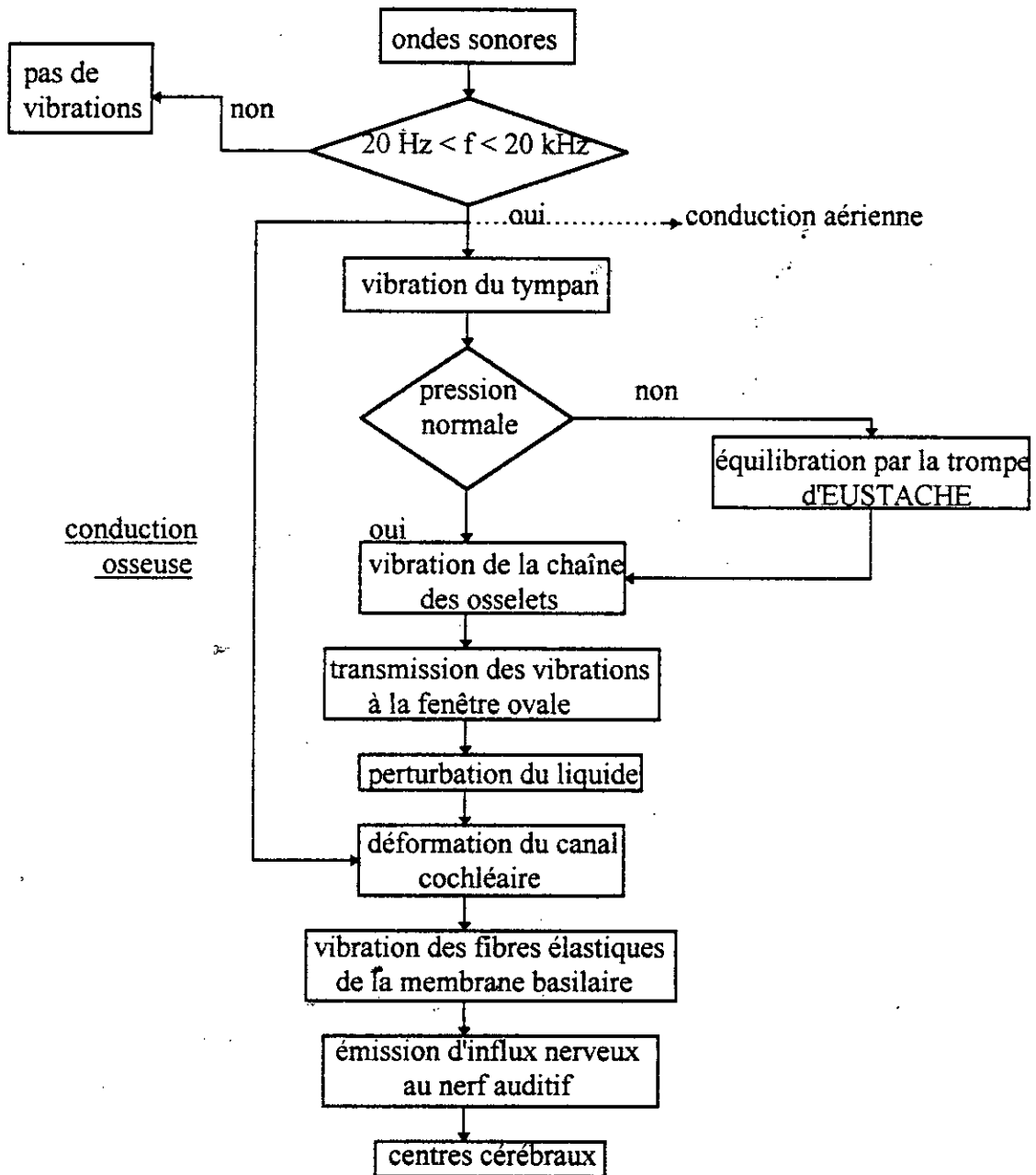


fig.2.4.
Mécanisme de transmission du son dans l'oreille.

physique dB

seuil de douleur

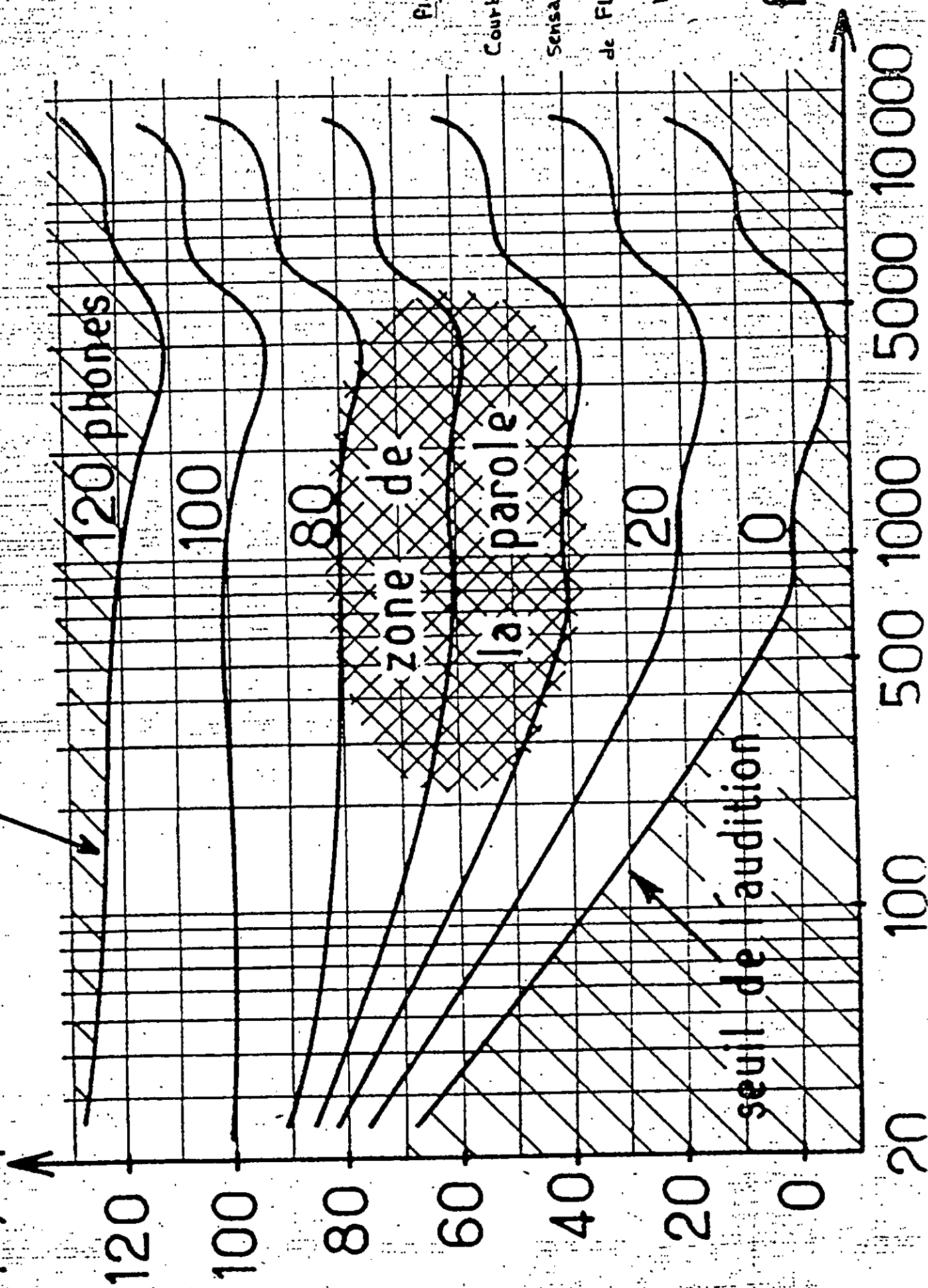


Fig 2.5

Courbes d'égale

Sensation sonore

de FLETCHER et

MUNSON.

fréquence

Hz

4- L'audiométrie

4-1 Définition

L'audiométrie est la partie de l'audiologie qui étudie les principaux procédés permettant de déterminer la perte d'audition d'un patient , et les possibilités d'y remédier au moyen d'un aide-auditif .

Avant de procéder à des mesures audiométriques , il faut s'assurer que le canal auditif est dégagé , sinon les résultats obtenus seront erronés.

L'audiométrie doit se faire dans un local exempt de bruit et ceci pour deux motifs :

- Eliminer l'influence des bruits extérieurs.
- Eviter de distraire l'oreille du patient.

Il existe deux sortes d'examens audiométriques qui sont l'examen tonal et l'examen vocal .

4-2 L'examen tonal (sons purs)

Il permet de présenter de manière simple le niveau de pression acoustique en décibel relevé, auquel l'oreille atteinte comparée à une oreille saine perçoit les sons sinusoïdaux (purs) de fréquence variable (125 Hz à 8000 Hz), l'échelle des fréquences étant logarithmique.

Cette mesure est complétée judicieusement par la détermination du seuil de douleur auquel la pression acoustique rend désagréable pour l'oreille atteinte la perception des sons présentés [3] .

Pour cela , le patient est placé confortablement assis dans une position telle qu'il ne puisse voir les cadrans de l'audiomètre , deux mesures seront effectuées : aérienne et osseuse .

4-2-1 La conduction aérienne

Elle est mesurée grâce à un casque à deux écouteurs calibrés; le test s'exécute oreille par oreille , le 1000 Hz est choisi comme premier stimulus , à partir du 0 dB , l'intensité est augmentée de 5 en 5 dB jusqu'à la réponse du sujet , cette manoeuvre est recommencée deux ou trois fois pour vérification . Les fréquences aiguës sont ensuite étudiées de la même manière : 2000 Hz , 4000 Hz , enfin 8000 Hz . puis les graves : 500 Hz , 250 Hz et 125 Hz . Le seuil obtenu est appelé " seuil pathologique " , l'aire comprise entre le seuil pathologique et le seuil d'audibilité d'une oreille normal : " seuil physiologique " est appelée la perte auditive .

4-2-2- La conduction osseuse

Les écouteurs sont remplacés par des vibreurs placés derrière le pavillon sur la surface externe du bloc mastoïdien , l'audiomètre est commuté de "aérien" à " osseux ". On recherche le seuil suivant , la méthode indiquée pour la voie aérienne . fig. 2.6 .

L'audiométrie tonale ne donne pas une idée complète de ce qui reste comme acuité auditive pour les trois raisons suivantes :

- L'audition est essayée avec des son purs qui sont rares ou même ne se présentent jamais dans la vie pratique .
- La détermination du seuil d'audibilité ne donne aucune information sur ce qui se passe en deçà de celui-ci .
- L'audiométrie tonale est une méthode subjective , puisqu'elle dépend de la coopération du patient .

4-3- L'examen vocal

Il sert à vérifier l'intelligibilité de la parole , ceci peut être réalisé à l'aide de mots mono ou polysyllabiques . L'audiogramme permet de révéler le pourcentage de mots correctement compris , compte tenu du niveau de pression acoustique établi .

La fig. 2.7. donne les quatre types de courbes d'audiométrie vocale .

Ce test n'est pas entièrement libre de l'influence qu'exerce le degré de culture ni de connaissance en vocabulaire du patient examiné .

L'audiogramme vocal donne une indication supplémentaire sur l'amplification d'entrée de l'appareil avec le niveau de pression acoustique le plus bas possible , auquel les mots tests ont été le mieux compris . De plus , en partant du tracé de la courbe qui rend compte de la compréhension des mots sur l'audiogramme vocal , on peut en déduire le circuit de compression approprié .

4-4- L'audiomètre

C'est un appareil de mesure qui émet des sons d'intensité allant de 0 dB à 120 dB avec un pas de 5 dB et des fréquences allant de 125 Hz à 8000 Hz avec un pas d'une octave à savoir : 125 Hz - 250 Hz - 500 Hz - 1000 Hz - 2000 Hz - 4000 Hz et 8000 Hz .

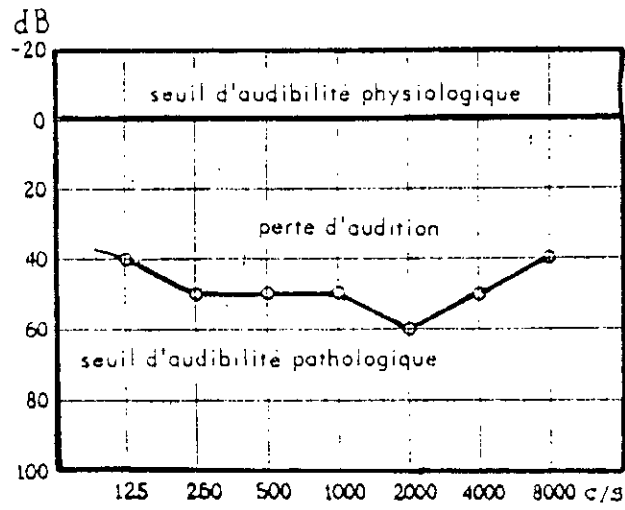


Fig 2.6: Audiogramme tonal.

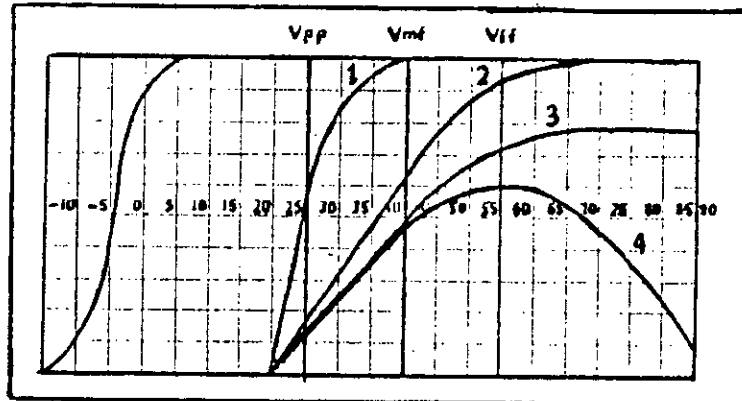


Fig 2.7: Audiogramme vocal.

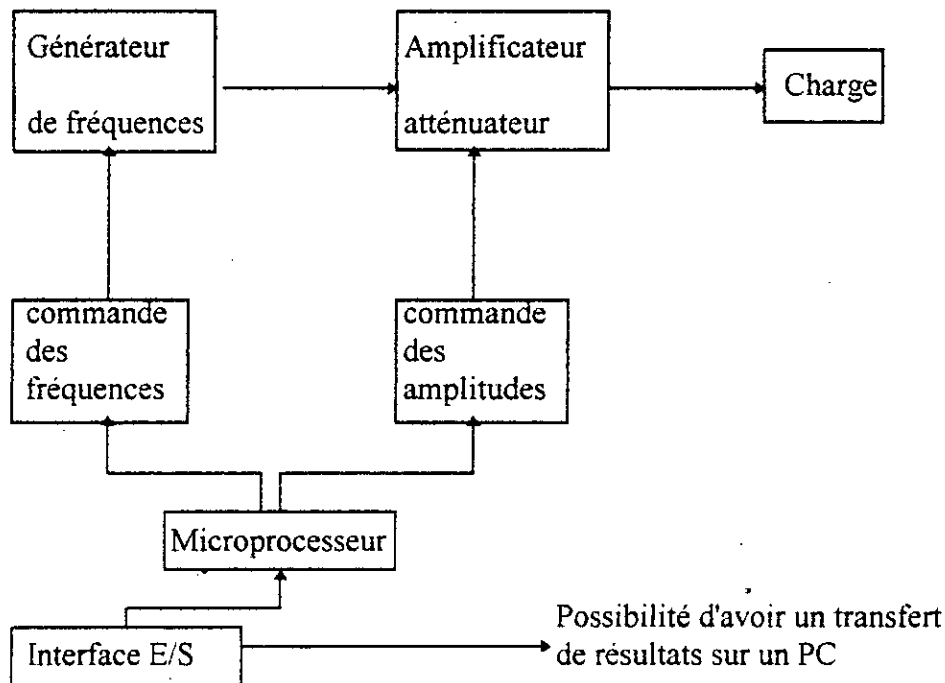


fig. 2.8 : Schéma synoptique d'un audiomètre .

4-5- Classification des surdités

4-5-1- Classification audiométrique

Le calcul du seuil de la perte auditive se fait sur les fréquences conversationnelles : 500-1000-2000 Hz .

On ajoute les valeurs en dB et l'on divise la somme par trois .

Toute fréquence non perçue est comptée à 120 dB de perte .

seuil de la perte auditive	Type de surdité	Réaction du sujet
Seuil < 20 dB	-Auditions normales ou subnormales.	-Aucune difficulté de perception de la parole .
Seuil compris entre 20 et 40 dB	-Déficiences auditives légères .	-Les éléments de la parole courante ne sont pas tous identifiés .
Seuil compris entre 40 et 70 dB	-Déficiences auditives moyennes .	-Le seuil vocal se situe dans la zone d'intensité de la parole normale .
Seuil compris entre 70 et 90 dB	-Déficiences auditives sévères .	-Seule la parole de forte intensité est perçue.
Seuil > 90 dB	-Déficiences auditives profondes .	-Aucune parole perçue .

Tableau n° 1 : Classification audiométrique des surdités .

4-5-2- Classification auditive verbale

-Classification T.P basée sur les normes du test phonétique . (pourcentage de phénomènes non identifiés).

-Classification I.N basée sur les mesures du test d'intelligibilité (pourcentage de mots reconnus).

La classification auditive verbale se fait en quatre catégories .

Catégorie	T . P	I . N	Appareillage
1	Moins de 5 %	Plus de 95 %	Appareillage simple
2	5 à 20 %	90 à 50 %	Appareillage courant
3	20 à 40 %	50 à 20 %	Appareillage difficile
4	Au delà de 40 %	Moins de 20 %	Appareillage spécial.

Tableau n° 2 : Classification verbale des surdités.

Et plus généralement on peut distinguer deux types de surdités :

-Surdités de transmission

Elles intéressent le conduit auditif , le tympan et les osselets , pour ce type de surdité , il existe toujours une solution médicale ou chirurgicale .

-Surdités de perception

Elles correspondent à une lésion de la cochlée ou du nerf auditif , dans ce cas l'aide-auditif est le seul remède .

CONCLUSION

L'oreille possède une grande finesse de discrimination des sons ,dans les trois dimensions, temps , fréquence et intensité , et ceci dans une large gamme : une centaine de décibels en intensité, une dizaine d'octaves en fréquences et une durée pratiquement indéfinie .

La différence entre le seuil d'audibilité et le seuil pathologique mesuré en audiométrie tonale nous donne la perte auditive .

Cette indication sera complétée par l'audiométrie vocale qui donne le pourcentage d'intelligibilité .

La classification audiométrique des surdités est la méthode la plus utilisée et la plus efficace en audiométrie .

La classification auditive verbale est moins fréquente , parce qu'elle n'est pas libre de l'influence qu'exerce le degré de culture ni de connaissances en vocabulaire du patient examiné .

CHAPITRE 3

LES CIRCUITS DE LA PROTHESE

1 - INTRODUCTION

En présence d'hypoacusies (1), lorsque thérapeutiques chirurgicales et médicamenteuses ne peuvent être utilisées, la solution réside en la prothèse auditive.

L'appareillage auditif consiste à choisir une prothèse convenable afin de corriger l'hypoacousie, compenser la perte auditive, en amplifiant dans les limites confortables le son perçu et ne jamais traumatiser, quelque soit l'importance de l'intensité sonore.

La conception d'un tel appareil impose donc l'usage de systèmes d'amplificateurs, réglables et complexes. La prothèse auditive moderne est un amplificateur électronique inséré entre un microphone et un écouteur.

On doit donc étudier l'amplification et les différents systèmes de réglage de la prothèse auditive.

Quand doit-on proposer une prothèse auditive ?

On peut proposer un appareillage, chaque fois qu'il existe une déficience auditive sans qu'il y ait de chances raisonnables d'obtenir une amélioration par un traitement médical ou chirurgical.

On considère en théorie, que la gêne auditive débute lorsque le seuil moyen atteint 24 dB. On peut donc songer à ce stade à un appareillage.

(1) Hypoacousie : c'est la diminution de l'acuité auditive.

2-Caractéristiques acoustiques des appareils de prothèse auditive

Certaines des caractéristiques acoustiques doivent être déterminées avec précision:

2-1- Le gain acoustique

C'est la différence (en dB) entre les niveaux de pression des transducteurs d'entrée et de sortie .On classe selon la valeur moyenne de leur gain acoustique maximal les appareils en appareils à gain faible , à gain moyen et à gain élevé .

2-2- La courbe de réponse nominale

Elle exprime la variation du niveau acoustique de sortie en fonction de la fréquence , le niveau acoustique d'entrée étant maintenu constant et égale à 60 dB et le gain acoustique de l'appareil ayant été réglé pour la fréquence de référence 1000 Hz à la valeur :

- * 25 dB pour les appareils à gain faible ,
- * 40 dB pour les appareils à gain moyen ,
- * 60 dB pour les appareils à gain élevé .

2-3- La courbe de niveau acoustique de saturation

Elle donne la variation de niveau acoustique de sortie, le niveau acoustique d'entrée étant maintenu constant et égale à 100 dB et le gain de l'appareil étant réglé à sa valeur maximale .

Cependant il est utile de préciser que le choix de la courbe de réponse et de gain prothétique s'effectue d'après des audiogrammes relevés pendant les examens audiométriques (cf. Chap.2 . §4).

Donc l'appareil de correction auditive que nous devons proposer doit satisfaire les caractéristiques annoncées ci-dessus .

La conception d'un tel appareil impose tout d'abord la connaissance des circuits amplificateurs élémentaires , ensuite on passe au montage que nous allons proposer .

3- Généralités sur l'amplification

3-1- Structure d'un montage électronique

L'amplificateur est un dispositif de liaison qui permet de rendre compatibles des circuits de puissances très différentes . [2]

C'est une sorte d'interface entre un élément capteur et un élément

récepteur(fig. 3-1)

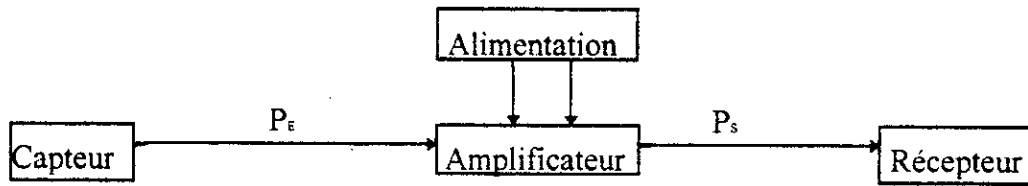


fig.3-1 : L'amplificateur.

P_e : représente la puissance d'entrée.

P_s : représente la puissance de sortie.

Le capteur est un élément de commande de faible puissance et pourra être de divers types : magnétique , piézo-électrique , électrodynamique , etc.....

Le récepteur qui est l'organe de puissance , peut être un haut- parleur , un écouteur , un relais , etc....

Un amplificateur est caractérisé par le rapport entre la puissance de sortie et la puissance d'entrée . Ce rapport est appelé amplification en puissance A_p

$$A_p = \frac{P_s}{P_e} \quad (3-1)$$

Cette quantité , étant généralement grande , on utilise l'unité logarithmique :

$$G_p = 10 \log A_p \quad (3-2)$$

3-2- Régime de fonctionnement

Un amplificateur est assimilé à un quadripôle

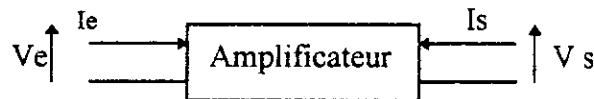


fig. 3.2

Les sens des courants et des tensions sont suivant la convention des électroniciens (fig3.2).

Lorsque les tensions et les courants ne dépendent pas du temps, on dit que le système est en régime continue, l'état de fonctionnement de l'amplificateur est appelé état de repos.

Les grandeurs principales caractéristiques correspondantes sont représentées par des lettres en majuscules indicées par une lettre en majuscule.

Mais généralement les grandeurs caractéristiques dépendent du temps et le système est alors en régime variable.

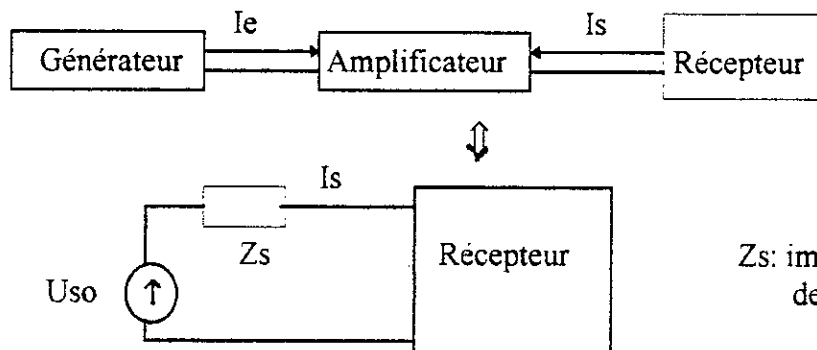
Les valeurs instantanées de ces grandeurs seront représentées par des lettres en minuscules indicées par une lettre en majuscule.

3-3- Impédance d'entrée - Impédance de sortie

L'impédance d'entrée est par définition le rapport entre l'amplitude de la variation de la tension d'entrée et l'amplitude de la variation du courant d'entrée.

$$Z_e = U_e / I_e \quad (3.3)$$

Pour définir l'impédance de sortie nous allons l'illustrer (fig3.3)



Z_s : impédance de sortie de l'amplificateur

fig.3.3

3-4- Courbe de réponse en fréquence des gains

On définit:

Av l'amplification en tension

$$A_v = U_s / U_e \quad (3.4)$$

Ai l'amplification en courant

$$A_i = I_s / I_e \quad (3.5)$$

Ainsi que:

$$G_v = 20 \log |A_v| \quad (3.6)$$

$$G_i = 20 \log |A_i| \quad (3.7)$$

La courbe représentant G en fonction de la pulsation est appelée courbe du gain. Cette courbe a généralement un maximum qui peut être un palier étroit. Cette valeur maximale est notée " G_{max} ".

La bande passante d'un amplificateur est l'ensemble des pulsations pour lesquelles :

$$G_{\max} - 3\text{dB} \leq G \leq G_{\max}$$

Les amplificateurs sont classés suivant deux critères:

- Leur utilisation ;
- Leur courbe de réponse .

Suivant l'utilisation il y a les amplificateurs de tension ou de courant qui portent souvent le nom de **préamplificateur** , ou bien les amplificateurs de puissance qui travaillent en régime de grands signaux , ils devront être conçus pour introduire le minimum de distorsion.

4- Le transistor

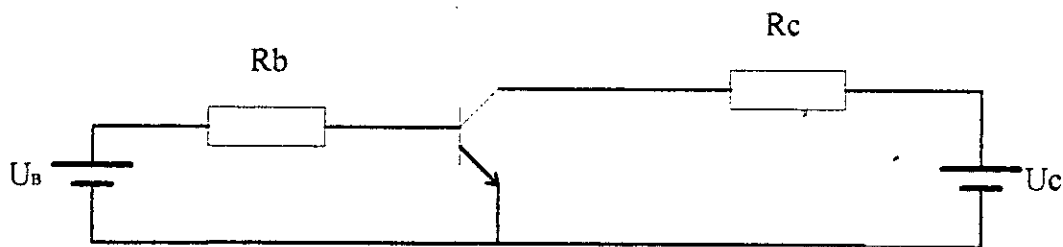


fig.3.4 : Le transistor.

Le transistor est le composant de base dans la structure d'un amplificateur.

Nous nous limiterons à l'étude du transistor bipolaire.

4-1- Détermination du point de repos

Le point S_0 est le point de repos du transistor pour une polarisation déterminée.

Les points S_s et S_b représentent respectivement l'état saturé et bloqué du transistor. (fig.3.10) .

4-2- Stabilisation thermique

Dans le cas d'un montage émetteur commun ,le courant de base et celui du collecteur sont liés par la relation suivante :

$$I_c = \beta_0 I_B + (\beta_0 + 1) I_{C_{B0}} \quad (3.8)$$

Où β_0 est un coefficient , grand devant 1 et $I_{C_{B0}}$ est le courant des porteurs minoritaires.

Si la température augmente, le courant $I_{C_{B0}}$ augmente aussi et ne devient plus négligeable devant I_c et I_E . Par la suite la température augmente et entraîne de nouveau l'augmentation de $I_{C_{B0}}$ ceci peut détruire le transistor.

Si ΔI_c est la variation du courant collecteur suite à une augmentation de la température, cette variation est due essentiellement à celle de $I_{C_{B0}}$ et de V_{BE} .

On définit les facteurs de stabilisation "S" et "S'" tels que :

$$\Delta i_c = S \Delta I_{C_{B0}} + S' \Delta V_{BE} \quad (3.9)$$

$$S = \frac{\Delta i_c}{\Delta I_{C_{B0}}} \quad \left| \begin{array}{l} V_{BE} = \text{cte} \end{array} \right.$$

$$S' = \frac{\Delta i_c}{\Delta V_{BE}} \quad \left| \begin{array}{l} I_{C_{B0}} = \text{cte} \end{array} \right.$$

La stabilité sera d'autant plus grande que les facteurs de stabilisations S et S' seront plus petits.

Il y a plusieurs procédés qui permettent la stabilisation thermique parmi eux il y a la stabilisation par une résistance d'émetteur. (fig. 3.5)

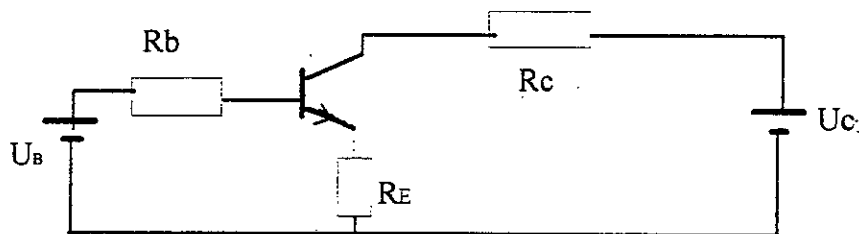


fig.3.5; stabilisation par résistance d'émetteur.

D'après [2] , les facteurs de stabilisation seront :

$$S = \frac{\beta_0 + 1}{1 + \frac{\beta_0 R_E}{R_B + R_E}} \quad (3.10)$$

$$S' = \frac{\beta_0}{R_B} \cdot \frac{1}{1 + \frac{(\beta_0 + 1) R_E}{R_B}} \quad (3.11)$$

Ce procédé permet la stabilisation thermique, mais il limite les performances en régime variable.

Pour palier cet inconvénient, on place une capacité dite de découplage en parallèle à R_E .

4-3- Etude d'un transistor en régime de petits signaux

4-3-1- Définition

Lorsque les variations d'une grandeur, par rapport à sa valeur au repos, ont de très faibles amplitudes, on dit que le système travaille en régime de petits signaux.

Dans ces conditions, la caractéristique d'entrée et celle de transfert peuvent être assimilées à des segments de droite parallèles passant par les points de repos.

On dit que le transistor travaille en régime linéaire.

4-3-2- Schéma équivalent d'un transistor bipolaire (monté en émetteur commun) en BF

En régime de petits signaux, le schéma équivalent d'un transistor est donné sur la figure suivante. (fig. 3.7).

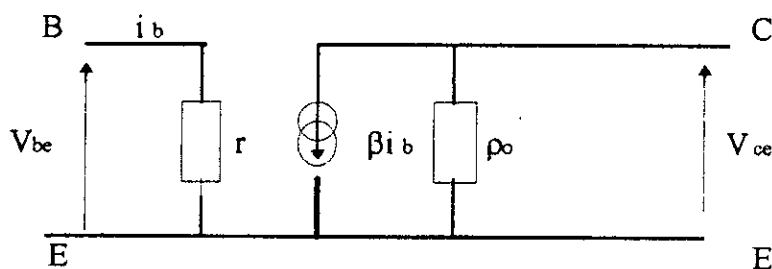


fig. 3.7 : Schéma équivalent d'un transistor en BF.

r : la résistance d'entrée du transistor.

β : le gain en courant.

po: la résistance de sortie du transistor à entrée vide ($i_b = 0$).

5- Amplification à base de transistors

Le schéma équivalent du transistor simplifie le calcul des paramètres de l'amplification : le gain , les impédances d'entrée et de sortie , etc...

5-1- Calcul des paramètres de l'amplification

Pour calculer les paramètres de l'amplification on utilise le schéma équivalent hybride du quadripôle chargé par Z_c . (fig. 3.8)

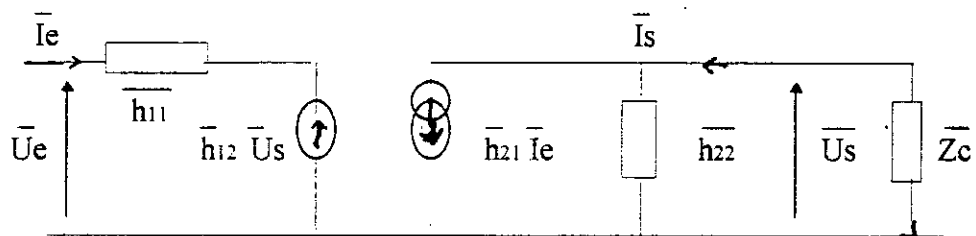


fig. 3.8

D'après [2] l'amplification en courant et l'amplification en tension sont données respectivement par :

$$\bar{A}_i = \frac{\bar{I}_s}{\bar{I}_e} = \frac{\bar{h}_{21}}{1 + \bar{h}_{22} \bar{Z}_c} \quad (3.12)$$

$$\bar{A}_v = \frac{\bar{U}_s}{\bar{U}_e} = - \frac{\bar{h}_{21} \bar{Z}_c}{\bar{h}_{11} \bar{Z}_c + \Delta \bar{h}} \quad (3.13)$$

où :

$$\Delta \bar{h} = \bar{h}_{11} \bar{h}_{22} - \bar{h}_{21} \bar{h}_{12}$$

- L'impédance d'entrée Z_e :

$$Z_e = \frac{\bar{U}_e}{\bar{I}_e} = \frac{\bar{h}_{11} + \bar{Z}_c \Delta \bar{h}}{1 + \bar{h}_{22} \bar{Z}_c} \quad (3.14)$$

-L'impédance de sortie Z_s :

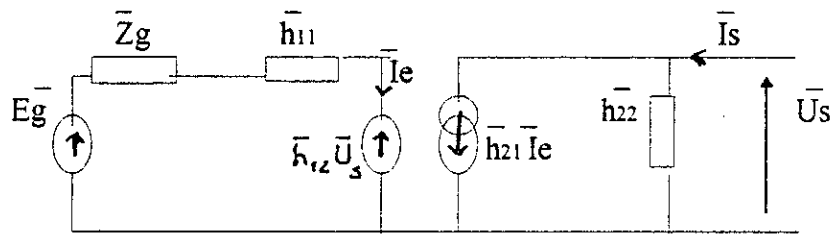


fig. 3.9

Pour calculer Z_s , il suffit de calculer $\frac{U_s}{I_s} \Big|_{E_g = 0}$;

on trouve :

$$\bar{Z}_s = \frac{\bar{Z}_g + \bar{h}_{11}}{\Delta \bar{h} + \bar{h}_{22} \bar{Z}_g} \quad (3.15.)$$

Dans les expressions des paramètres précédents les termes h_{ij} sont les éléments de la matrice hybride du quadripôle d'amplification .

5-2- Types d'amplificateurs

On distingue deux types d'amplificateurs:

- Amplificateurs travaillant avec des signaux de faibles amplitudes ; ce sont les amplificateurs de courant ou de tension .

-Amplificateurs travaillant avec des signaux de grandes amplitudes ; ce sont les amplificateurs de puissance .

Parmi les amplificateurs de puissance , on trouve plusieurs classes , suivant la position du point de repos S_0 sur la droite de charge (Δ). (fig. 3.10)

-Classe A

Le point S_0 appartient au segment $S_s S_b$.

-Classe B

Le point S_0 se situe sur S_b . En régime variable , le transistor ne conduit qu'une demi-période . Notons que I_c est presque nul et la consommation est faible .

-Classe AB

Le point S_0 se rapproche de S_b sans l'atteindre .

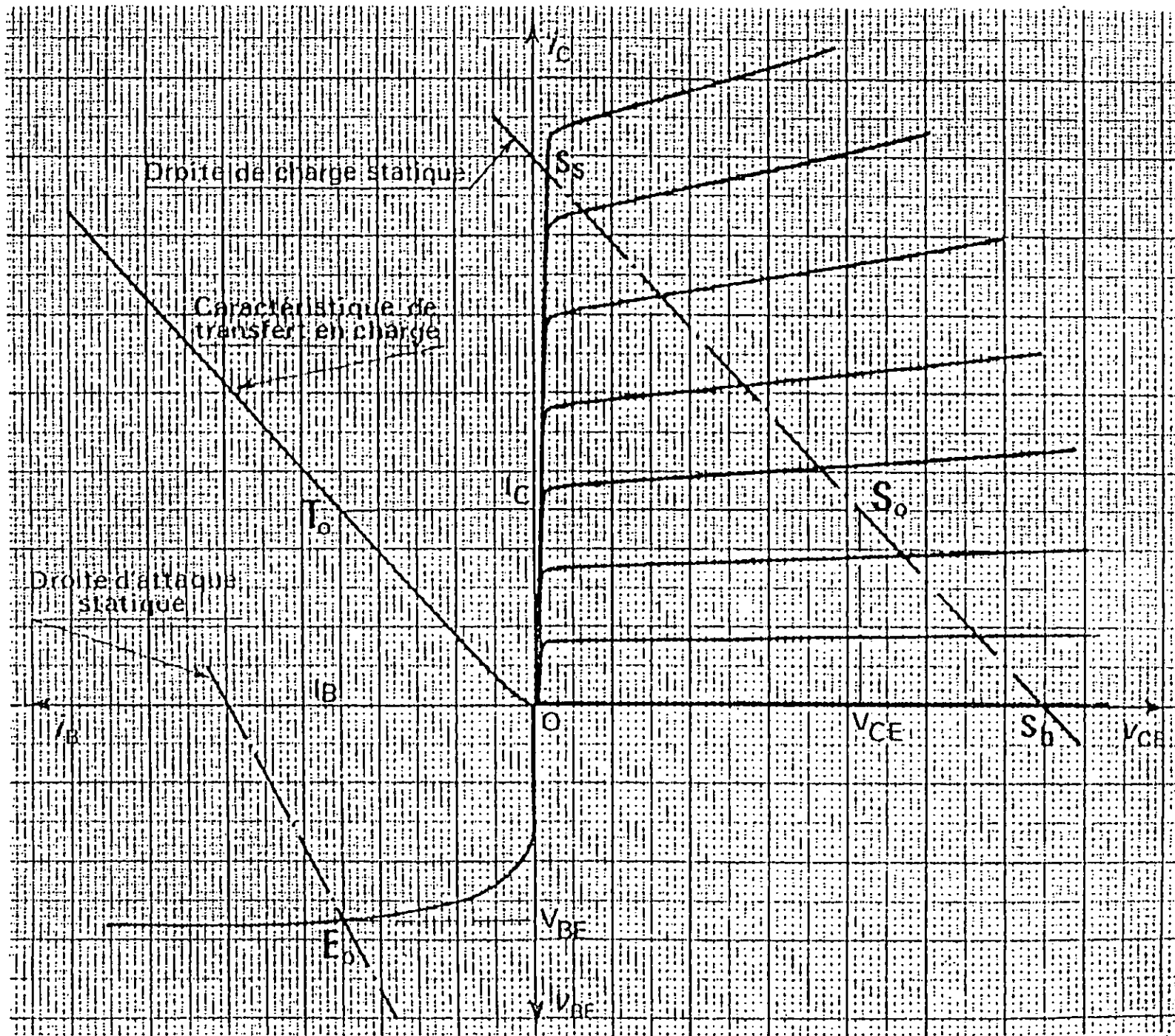


fig. 3.10
Caractéristiques
du
transistor.

-Classe C

Lorsque la jonction émetteur-base est polarisée en inverse , le fonctionnement est dit de classe C . Ce type de fonctionnement est utilisé en émission haute fréquence .

-Classe D

Il consiste à faire fonctionner l'étage de puissance en commutation .

Le dernier étage d'un amplificateur doit être capable de fournir au récepteur la puissance nécessaire à son fonctionnement , et comme il est traversé par des signaux de grandes amplitudes , son fonctionnement ne peut être parfaitement linéaire .

Le montage le plus simple comporte un seul transistor qui fonctionne en classe A , on peut aussi utiliser un étage à deux transistors avec un montage particulier que l'on appelle PUSH-PULL , que nous allons étudier par la suite .

6- Etage PUSH-PULL

Le montage PUSH-PULL est utilisé souvent en classe B pour avoir un rendement plus élevé (il peut atteindre 78,5 %) , ainsi l'énergie demandée à l'alimentation est plus faible , de plus , comme l'alimentation est réglée à $I_B=0$, la puissance fournie par l'alimentation est nulle quand aucun signal n'est appliqué à l'entrée , cette propriété est d'une grande importance pour les prothèses auditives qui doivent demeurer en permanence et en service , la pile ne débitant pas pendant l'attente [5] .

6-1- Principe de fonctionnement

L'étage PUSH-PULL est constitué d'un nombre pair de transistors (dans notre cas deux transistors) , leurs caractéristiques doivent être parfaitement maîtrisées afin d'obtenir un maximum de performances .

6-1-1- L'étage DRIVER

Cet étage est destiné à fournir au PUSH-PULL de sortie deux tensions égales , mais à chaque instant en opposition de phase . C'est un amplificateur à simple étage qui , le plus souvent , doit délivrer une puissance importante [5] .

Etudions le fonctionnement de cet étage qui est appelé aussi étage d'attaque .
(fig.3.11)

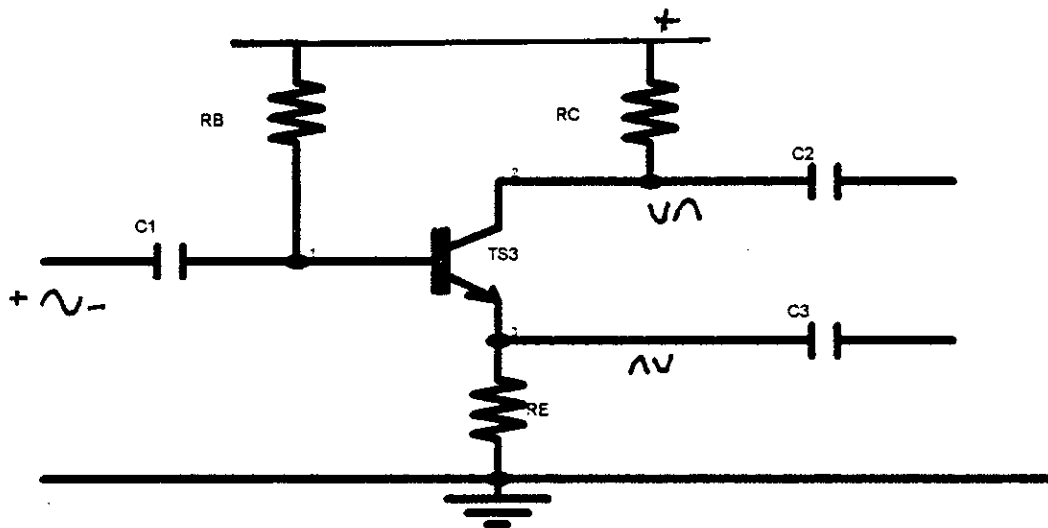


fig. 3.11 : L'étage DRIVER

L'étage DRIVER assure l'attaque de l'étage PUSH-PULL suivant le processus suivant :

- * Présenter le signal dynamique en deux informations symétriques .
- * Injecter alternativement le signal dans l'intervalle base-émetteur de TS₁ et TS₂
- * Le DRIVER est un transistor NPN , en émetteur commun .
- * Au plan statique: le collecteur est chargé par R_c, R_E assure la stabilité thermique et la base est polarisée par R_B
- * au plan dynamique : le DRIVER délivre simultanément deux signaux opposés en phase et d'égale amplitude (R_c = R_E).

6-1-2- L'étage PUSH-PULL

TS₁ et TS₂ sont en repos statique , proche du CUT-OFF

Les bases TS₁ et TS₂ reçoivent au même instant les signaux modulés du DRIVER .

Seule l'alternance positive déclenchera le transistor correspondant TS₁ par

exemple , TS2 sera alors bloqué . (fig. 3.12)

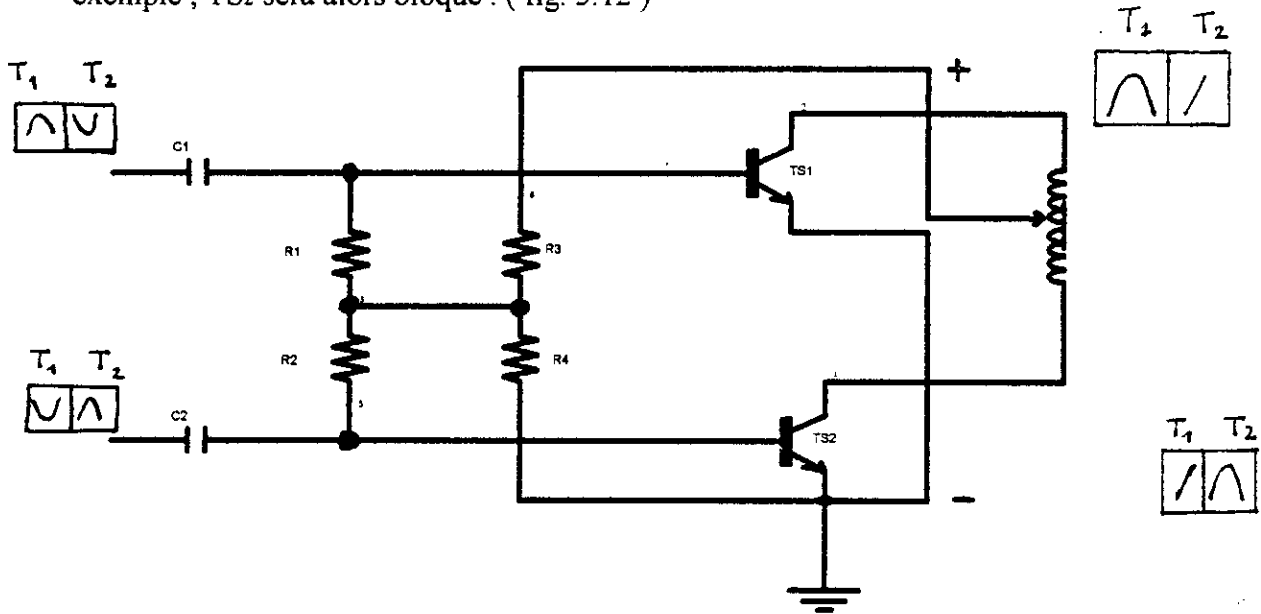


fig. 3.12 : L'etage Push-Pull.

TS1 conduit , la polarisation de la base s'accroît , I_c circule dans la branche collecteur TS1 vers la moitié du primaire supérieur , ensuite vers le point milieu et enfin vers la borne positive de la batterie .

Le cycle suivant , lors de l'intervention du signal d'attaque , le processus se renverse , TS1 se bloque , TS2 conduit .

I_c circule dans la branche du collecteur TS 2 , vers la moitié du primaire inférieur ensuite vers le point milieu et enfin vers le (+) de la batterie .

En fin du cycle complet du travail de TS 1 et TS 2 , le signal se reconstitue , amplifié , aux bornes de l'écouteur .

La fig. 3.13 montre le cheminement du signal .

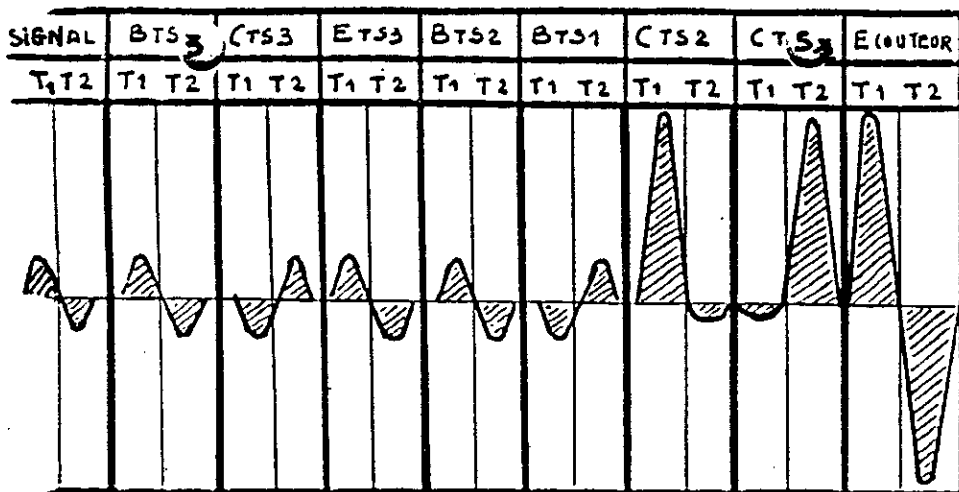


fig. 3.13 : Cheminement du signal.

La classe B que nous venons d'examiner est synonyme du CUT-OFF , pour des raisons que l'on va examiner par la suite , la polarisation n'est pas nulle , mais voisine du CUT-OFF , cette classe intermédiaire est la classe AB.

Dans ce cas , on peut donc imaginer que le transistor ne sera passant dans le sens base-collecteur que si la barrière de jonction correspondante est dépassée ou équilibrée **potentiellement** , le point de repos proche du CUT-OFF réalise cette situation . Chaque alternance amplifiée se raccordera ainsi parfaitement à la suivante . (fig. 3.14)

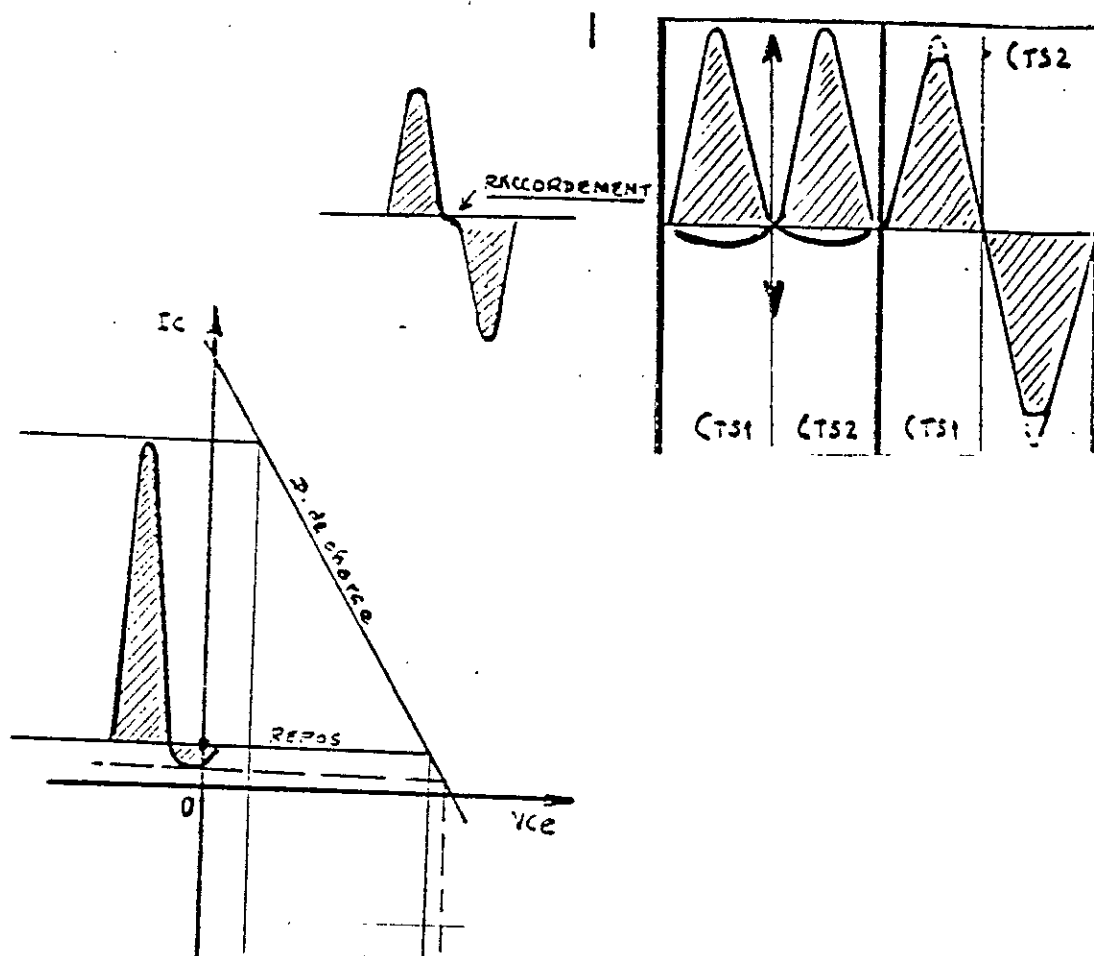


fig.3.14

Ainsi on évite la distorsion de raccordement .

* Remarque:

La situation choisie pour le transistor lui donne une grande disponibilité dynamique pour l'alternance préférentielle , mais la reproduction de l'autre alternance ne sera pas nulle . Il en résulte une perte de gain globale en puissance , mais une amélioration de la qualité de reproduction , par annulation des crêtes d'amplitudes toujours suspectes de distorsion .

La prothèse auditive (première approche) .

L'utilisation d'un appareil de correction auditive doit compenser la perte auditive.

Examinons la fig. 3.15 qui représente le principe de la prothèse auditive .

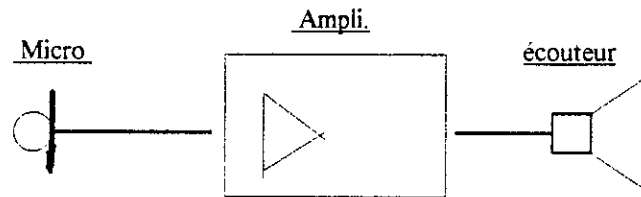


fig. 3.15 : Principe de la prothèse .

Pour rendre possible l'amplification du son , il faut d'abord transformer les ondes sonores en vibrations électriques , c'est le rôle du microphone .

Ces vibrations (tensions) électriques sont amplifiées par un amplificateur à transistors et les tensions obtenues à la sortie de l'amplificateur sont retransformées en ondes sonores au moyen de l'écouteur . (fig. 3.16)

-Trois étages formant le préamplificateur de tension , son rôle est de dimensionner le signal d'entrée .

- Le quatrième étage est un amplificateur de puissance appelé étage de sortie . A sa sortie le signal obtenu est appliqué à l'écouteur .

Ce sont quatre transistors NPN montés en émetteur commun . Les trois préamplificateurs TS_1 , TS_2 , et TS_3 sont respectivement chargés par R_2 , R_5 et R_{10} , leur valeur étant élevée . Les résistances de base sont respectivement R_1 , R_4 et R_9 .

R_4 assure la polarisation de la base de TS_2 et ne joue aucun rôle dans sa stabilisation , c'est pour cette raison que l'on a introduit R_8 .

R_7 contribue à la diminution du gain dynamique de TS_2 .

R_1 et R_2 constituent une contre-réaction pour TS_1 et TS_3 . Une augmentation des courants collecteur de TS_1 et TS_3 entraîne la diminution de V_{CE} la tension de collecteur car :

$$V_{CE} = V_{CC} - R_c I_c$$

Et comme I_B diminuera aussi du fait que :

$$I_B = V_{CE} / R_B (R_1 , R_9)$$

IL entraînera la diminution de I_c . Ceci constitue une stabilité, elle est certaine car les résistances de charge de TS_1 et TS_3 sont grandes devant R_1 , R_9 les résistances de base.

Le quatrième étage a une impédance de l'ordre de 100Ω . La base de TS_4 est polarisée par R_{11} , sa stabilité est assurée par la résistance d'émetteur R_{12} .

C_1, C_5, C_8, C_9 sont des condensateurs de liaison leur impédance devient faible pour des fréquences voisines de 1 KHz .

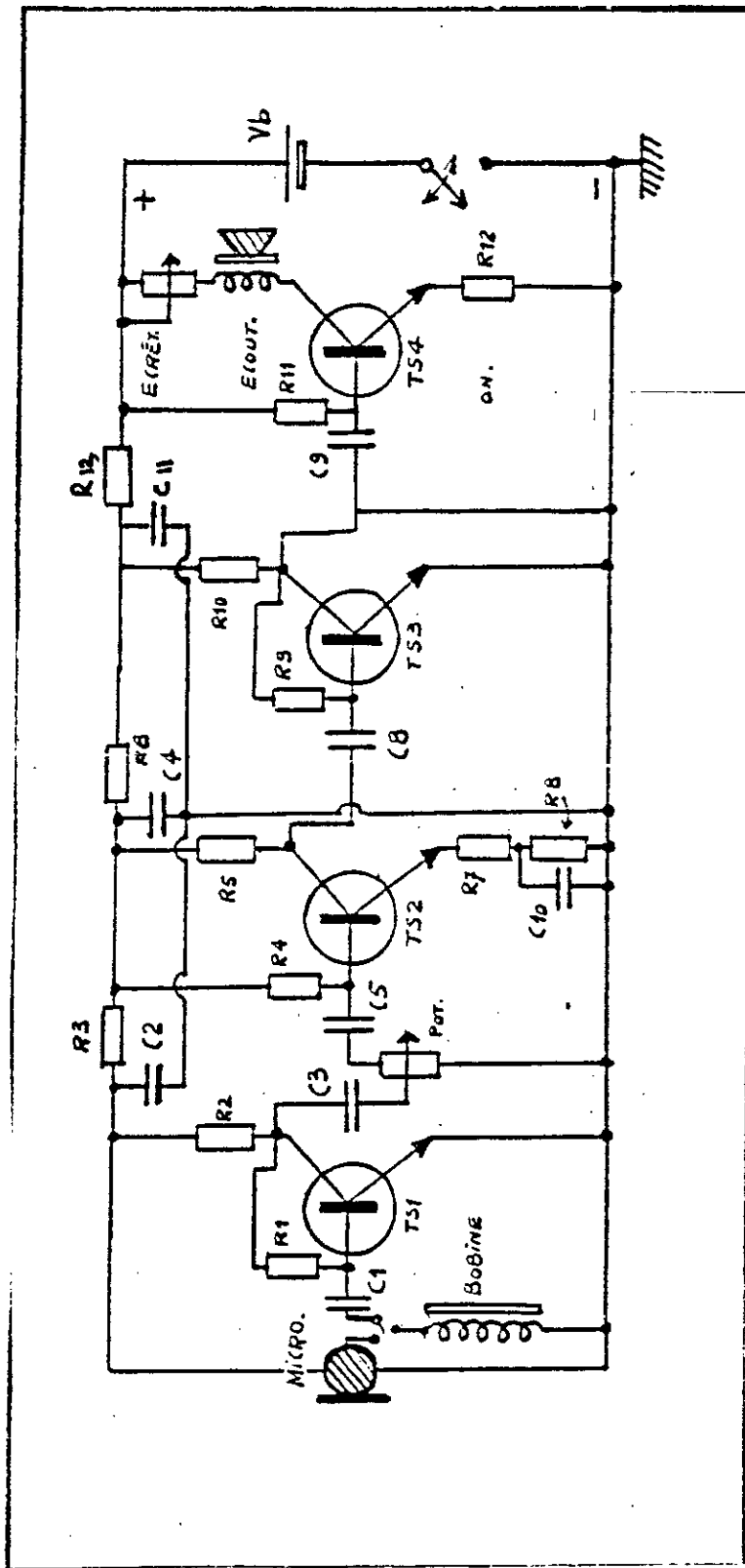


Fig 3.16 : Schéma de la première approche.

7- La compression

Si on pense amplifier directement le domaine de la parole , on risque de trouver certaines plages en dehors de la dynamique soit vers les basses intensités soit les grandes intensités . C'est une mauvaise adaptation .

Pour réduire ces différences de niveau de pression acoustique on a recours à la technique de compression du volume sonore d'entrée pour réduire le volume sonore à la sortie de la prothèse auditive . Le principe répond toujours aux diverses finalités de la compression :

- mise en service au-delà d'un certain niveau ;
- réduction calibrée des variations d'amplitude ;
- possibilité de dépendance fréquentielle ;
- prise en conséquence des paramètres temporels ;
- boucle de compression enserrant plusieurs étages amplificateurs .

7-1- Compression par une diode

On doit connecter à l'amplificateur déjà proposé , à quatre étages , un circuit qui permet de maintenir la dynamique linéaire des informations conversationnelles confortable et la compression des signaux violents ou traumatisants . Pour cela on propose le schéma de la fig. 3.17 .

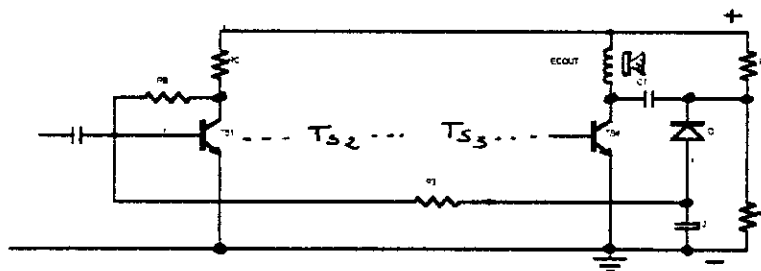


fig. 3.17 : Compression par une diode .

La situation de diode bloquée neutralise la compression , elle conditionne l'amplification linéaire .

Lorsque la diode est passante , elle filtre et conserve les alternances négatives qui vont charger C_2 . R_1 et R_2 constituent un pont de résistance qui fixe le **niveau de déclenchement** du système compresseur . Cette polarisation positive paralyse le circuit tant qu'une tension négative de même valeur absolue ne libère le système et autorise la conduction de " D " .

Une fois le niveau de déclenchement atteint , C_2 se décharge à travers R_3 dans la base de TS_1 , cette décharge modifie en moins la polarisation de base , les performances de l'amplificateur seront diminuées.

Les performances du montage de compression dépendent de C_2 . La tension continue de compression est développée à ses bornes , et sa capacité est choisie en relation avec la durée d'action de la compression sur l'émission vocale . donc la compression n'agit pas immédiatement . Le temps mis par le condensateur pour se

charger est appelé **temps d'attaque** . A l'inverse le temps mis par le condensateur pour se décharger qui correspond à l'effacement de la compression est le **temps de retour** .

Lorsque le temps d'attaque n'est pas suffisamment court pour éviter tout risque de traumatisme , on a recours à l'écrêtage .

* Particularités du montage de compression proposé :

Après l'étude du montage de compression par une diode on peut remarquer que :

- C₂ reste l'élément essentiel du montage ;
- la compression enserre tout l'amplificateur ;
- la tension de compression est continue ;
- la compression subit les variations de l'impédance de l'écouteur , elle est donc périodique .

Pour améliorer les performances de la compression , de nouveaux circuits ont été conçus .

7-2-Le contrôle automatique du Gain (C.A.G.)

La propriété essentielle de la compression est de minimiser le gain de l'amplificateur . Plus le signal d'entrée augmente , plus la compression est active et plus le gain diminue : c'est le C.A.G.

Actuellement , c'est un circuit dont le principe de fonctionnement répond très généralement à un phénomène de contre-réaction dynamique . Deux signaux modulés , l'un issu de l'entrée , l'autre du compresseur , s'additionne en opposition de phase . ainsi , à l'encontre du précédent montage , le C.A.G. exploite les paramètres dynamiques de l'étage amplificateur . La tension de commande de la compression n'agit pas sur la polarisation du transistor d'entrée (TS₁) mais sur l'amplitude du signal d'attaque , et l'élément fondamental n'est plus un condensateur mais un transistor . (fig. 3.18) .

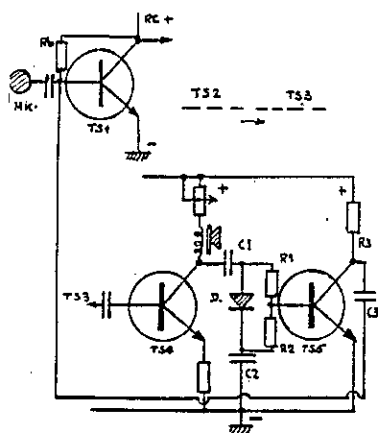


fig. 3.18 : Le C.A.G.

La diode " D " dans ce cas-là conduit pour les alternances positives pour charger C₂, TS₅ est bloqué. Lorsque le niveau de déclenchement est atteint, C₂ se décharge à travers R₂ dans la base de TS₅, qui le débloque.

Le pont R₁-R₂ est un diviseur potentiométrique, son rôle est de calibrer l'amplitude des signaux dynamiques qui attaque TS₅ et que celui-ci amplifie.

Le signal à la sortie de TS₅ est en opposition de phase par rapport au signal à l'entrée de TS₁ (signal microphonique). C'est la somme algébrique entre ces deux modulations qui sera appliquée à la base de TS₁ (fig. 3.19).

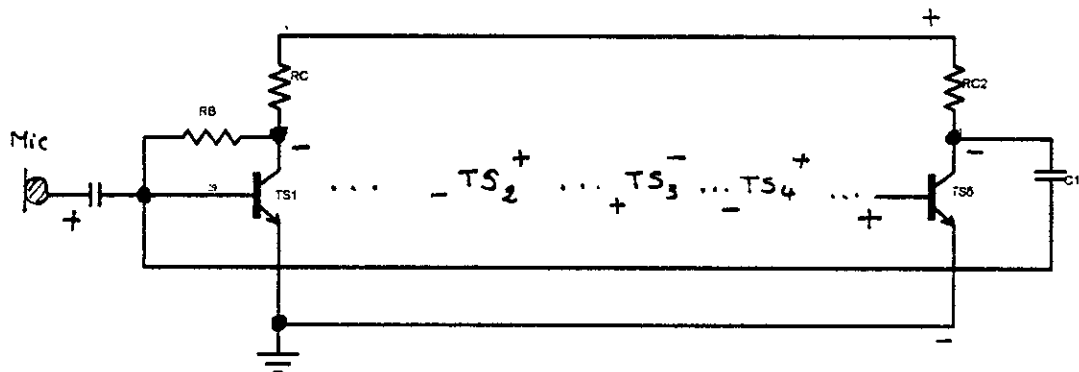


fig. 3.19 : Signaux appliqués à TS₁.
Les particularités du C.A.G. sont les suivantes :

- l'action du C.A.G. utilise les propriétés dynamiques du transistor .
- les temps d'attaque et de retour dépendent de la capacité du condensateur C₂ .

7-3-L'action de la compression sur l'information sonore

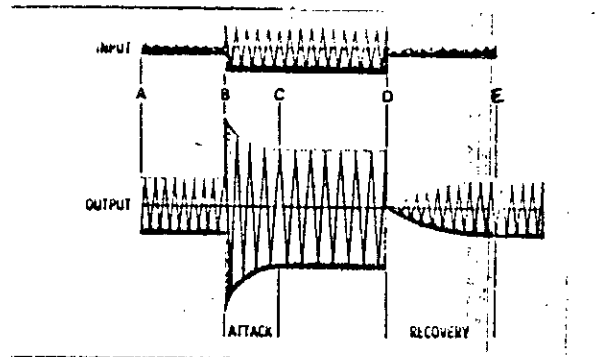


fig. 3.20. Action de la compression.

L'illustration sur la fig. 3.20 montre le schéma d'un son reproduit par une prothèse auditive à compression de A à B, le son reçu est constant, son intensité est modérée. En B, le son est soudainement augmenté, et de B à C, il se passe un certain temps avant que la régulation automatique ait réduit le gain. Cette période est appelée **temps d'attaque** (de déclenchement). La réduction du gain opérée correspond à un **facteur de compression**.

Au point D, L'impact du son fort disparaît et le système automatique doit réajuster le gain à son niveau d'origine. Cette période de rétablissement du point D à E est appelée **temps de retour**.

Le facteur de compression et les temps de retour et d'attaque sont les caractéristiques principales de la compression que nous allons détailler.

7-3-1- Le facteur de compression (CR) ou (CF)

Le facteur de compression représente l'échelle de réduction des variations dynamiques traduites par l'appareil de correction auditive. C'est le quotient du rapport [1].

La caractéristique de transfert s'infléchit au point de déclenchement (fig. 3.21) appelé aussi point d'inflexion.

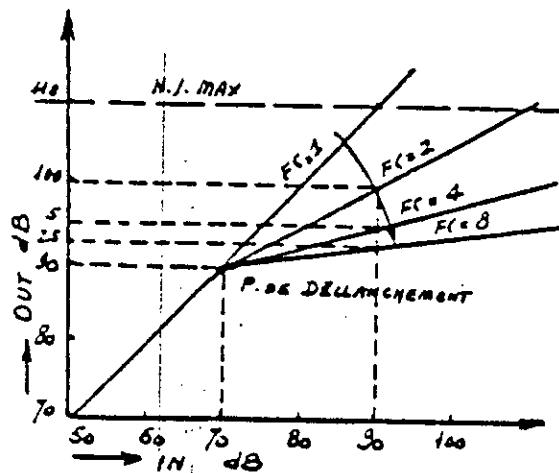


fig3.21. Caractéristique de transfert.

Cette caractéristique tend à devenir parallèle à l'axe de " l' input " avec l'augmentation du facteur de compression.

Le niveau de déclenchement dépend du :

- niveau du signal d'entrée,
- gain apporté par la partie amplificatrice.

On peut avoir trois cas de figure :

*Le même niveau de sortie maximal sera toujours atteint avec toujours le même niveau maximal d'entée. Le niveau de déclenchement glisse sur la caractéristique de transfert. (fig. 3.22).

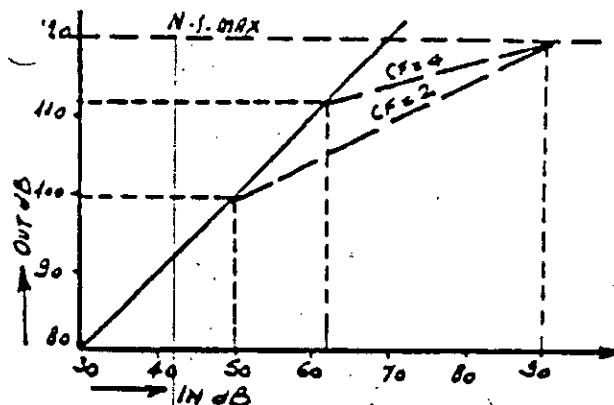


fig. 3.22

* Le point de déclenchement est commun pour tous les facteurs de compression (fig. 3.23)

Il y a une relation entre le choix du CR et le niveau de sortie maximal . Plus les valeurs de CR sont élevées , plus l'amplification est pénalisée .

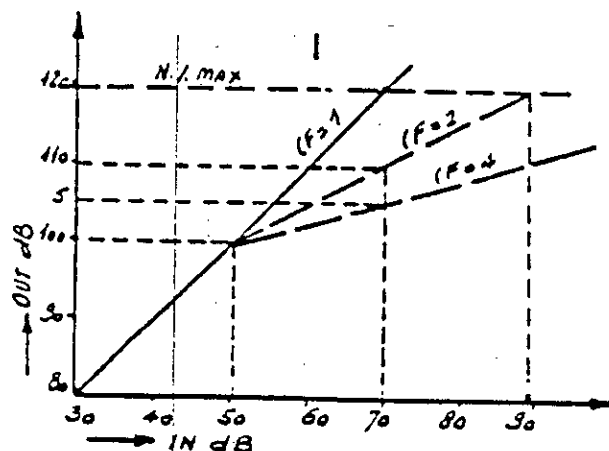


fig.3.23

Compromis entre le point de déclenchement et le niveau de sortie maximal .

* Le niveau de déclenchement est le même quelque soit le facteur choisi .

Le niveau de sortie maximal est constant pour tous les CR adoptés . (fig.3.24-a).

Il faut rappeler que le facteur de compression , niveau de sortie et le point de compression sont interdépendants .

Comparaison entre les trois versions proposées

Pour le premier cas de figure , il faut connaître les particularités du système par rapport à chaque cas prothétique (le point de déclenchement qui correspond au facteur de compression choisi) .

La deuxième version n'est pas la meilleure solution pour asservir une prothèse auditive , car dans le cas d'un CR important l'amplification est pénalisée .

Enfin la troisième , ne pénalise pas le gain prothétique puisque la variation de celui-ci est compensé par le réglage du volume de l'appareil .

Calcul et choix du facteur de compression

On se base sur les résultats du test vocal (cf chap. 2 § 4.3) ceci pour plusieurs raisons :

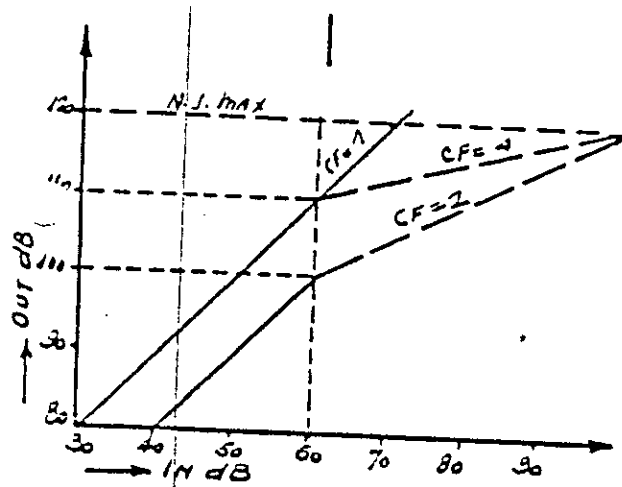


fig 3.24-a

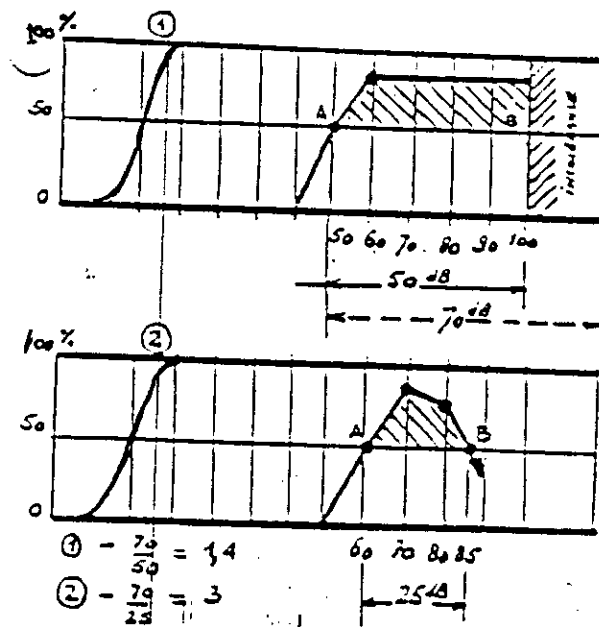


fig 3.24-b : Calcul du CR à partir de l'audiogramme vocal.

- le comportement de l'oreille face aux variations dynamiques du message vocal ;
- le pouvoir discriminatoire ;
- la disponibilité des restes auditifs et la motivation .

La fig.3.24-b représente deux types d'audiogramme vocal .

Pour le premier , la partie délimitée entre 50 % et l'inconfort est de 50 dB alors que pour une courbe vocale d'un sujet normal est de 70 dB.

Le facteur de compression dans ce cas est :

$$CR = 70 / 50 = 1,4$$

Vue la valeur de CR proche de "1" on peut se passer d'un circuit de compression .

La deuxième courbe de la fig. 3.24-b est celle d'une surdité de perception . Les variations dynamiques sont très tassées .

La partie exploitable en intensité est entre A et B soit 25 dB , nous donne un CR de :

$$CR = 70 / 25 = 3$$

7-3-2- Action conjointe du temps de retour et du facteur de compression

L'information acoustique que nous recevons journellement est , très schématiquement , composée de deux grandeurs mesurables :

-l'ambiance

Que l'on apprécie suivant les circonstances , faible , moyenne , intense , gênante , masquante .

-le signal

Ayant un niveau supérieur au niveau ambiant , pour une bonne émergence et une valeur favorable du rapport signal sur bruit .

Prenons à titre d'exemple le mot "retard" composé par deux phonèmes :

-|Rφ| : d'une dynamique de 10 dB , au dessus du niveau ambiant de 50 dB .

- $|taR|$: d'une dynamique de 20 dB au dessus de $|R\phi|$ (30 dB par rapport à l'ambiance) (fig. 3.25)

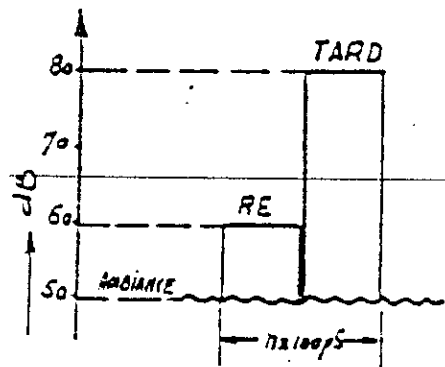


fig3.25

Les réglage du C.A.G. seront calibrés respectivement :

- un facteur de compression égal à 2 (CF2).
- Un temps de retour rapide ou lent .(fig. 3.26)

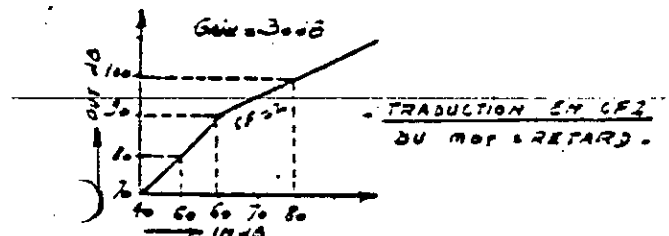


fig3.26

7-3-2-1- Temps de retour rapide

Le niveau de $|R\phi|$ passe de 50 dB à 60 dB dans ce cas l'amplification reste linéaire .

Le niveau de $|taR|$ fait passer l'intensité de 60 à 80 dB , 20 dB dépassent le point de déclenchement . A ce moment la compression prend en charge l'intégrité de l'information (signal + ambiance) , c'est à dire :que le gain va subir une diminution globale , suivant le choix du facteur .

- ce qui va entraîner une baisse de niveau général ;

Soit : $20 \text{ dB} / 2 = 10 \text{ dB}$ (fig. 3.27)

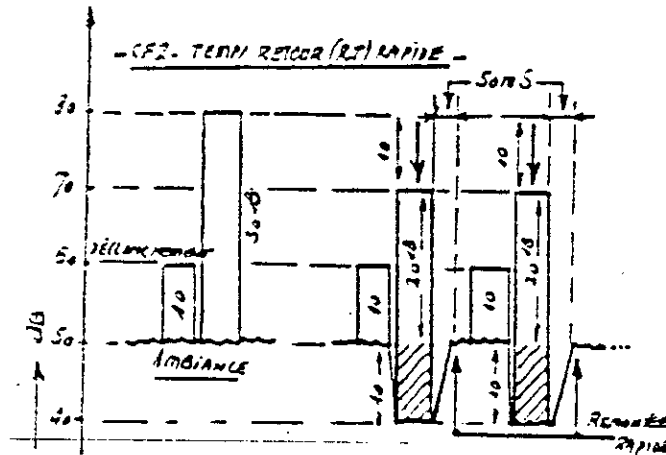


fig3.27

Pour un facteur 3, 4 ou 5 le glissement serait plus accentué :

(CF=3) : $20 / 3 \approx 7 \text{ dB}$; $20 \text{ dB} - 7 \text{ dB} = 13 \text{ dB}$

(CF=4) : $20 / 4 \approx 5 \text{ dB}$; $20 \text{ dB} - 5 \text{ dB} = 15 \text{ dB}$

(CF=5) : $20 / 5 \approx 4 \text{ dB}$; $20 \text{ dB} - 4 \text{ dB} = 16 \text{ dB}$.

Lorsque l'on adopte un temps de retour rapide (40 à 50 ms), son effet se fera peu sentir sur l'interprétation dynamique en facteur 2 , ce laps de temps est à la même échelle de rapidité qu'une production naturelle de phonèmes vocaux . (fig. 3.28 .)

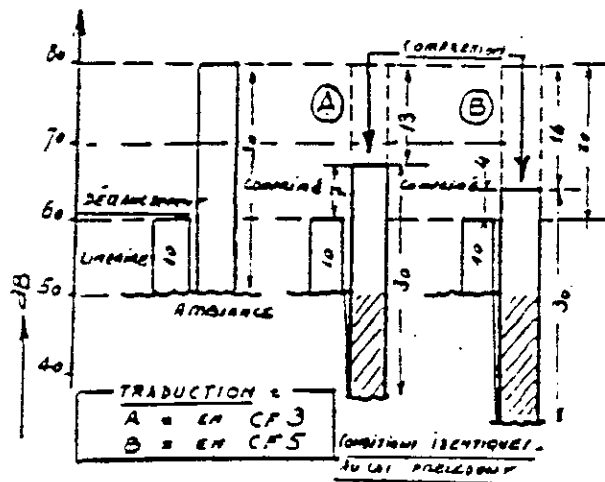


fig. 3.28

7-3-2-2- Temps de retour lent

Lorsque le temps de retour est allongé (100 à 500 ms), l'appareil de correction auditive n'a plus la possibilité de récupérer ces facultés amplificatrices initiales particulièrement au moment de l'apparition de l'information suivante . Il en résulte une position du seuil d'ambiance abaissé , et des niveaux respectifs des phonèmes également diminués . (fig. 3.29).

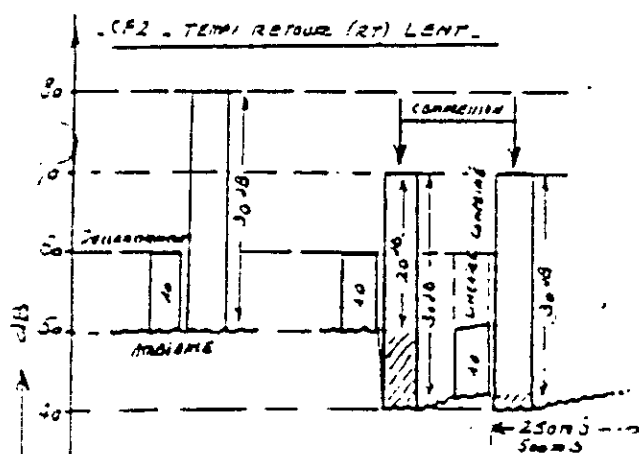


fig. 3.29

Il existe une certaine compatibilité entre le choix du facteur de compression et les différentes valeurs de temps de retour .

Les impératifs prothétiques décident de la valeur du facteur CR , ceci , en relation avec l'audiogramme vocal .

Le temps de retour , très personnalisé est proposé en fonction du comportement du malentendant , de son cadre de travail et de son mode de vie .

7-3-3- Temps d'attaque

Il est indispensable pour que la réduction du gain soit effective . Il constitue une des qualités essentielles des circuits C.A.G. , et doit être le plus court possible afin de garantir une part du confort d'adaptation .

7-3-4- Détermination du temps de retour et du temps d'attaque

Le temps de retour et le temps d'attaque dépendent des constantes de temps des

circuits RC associés à la ligne de compression (. fig. 3.30).

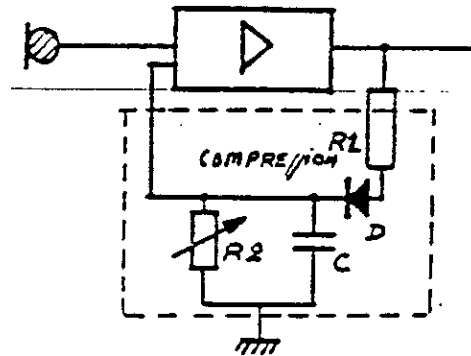


fig3.30 : Circuit de Compression

Le temps d'attaque s'identifie par exemple aux valeurs de la résistance R_L et du condensateur C . La constante de temps est courte .

Les caractéristiques du temps de retour dépendent de l'ensemble $C-R_2$, si l'on rend variable un des éléments du circuit , le temps de retour peut être réglable par exemple de 40 à 300 ms .

7-4-Relation entre compression et fréquence

La fig. 3.31 représente deux compressions avec bouclage différents .

Le premier , la compression étant bouclée sur l'amplificateur entier , est reliée à l'écouteur en sortie dont l'impédance dépend de la fréquence , elle dépendra aussi de la fréquence .

Par contre le deuxième est bouclé sur l'étage préamplificateur seulement , la compression sera stable est indépendante de la fréquence , mais aussi indépendante des signaux aigus à l'entrée du microphone .

La conception électronique de la compression et sa situation dans l'amplificateur va résoudre ce problème .

On sait que la tonalité détermine la forme générale de la courbe de réponse .

Si les réglages électriques de la tonalité sont pris en charge par la boucle du C.A.G. , celui-ci en subira l'influence et conditionnera , dans une large mesure le comportement de l'appareil de correction auditive à l'encontre des formes sonores aiguës(fig. 3.32) .

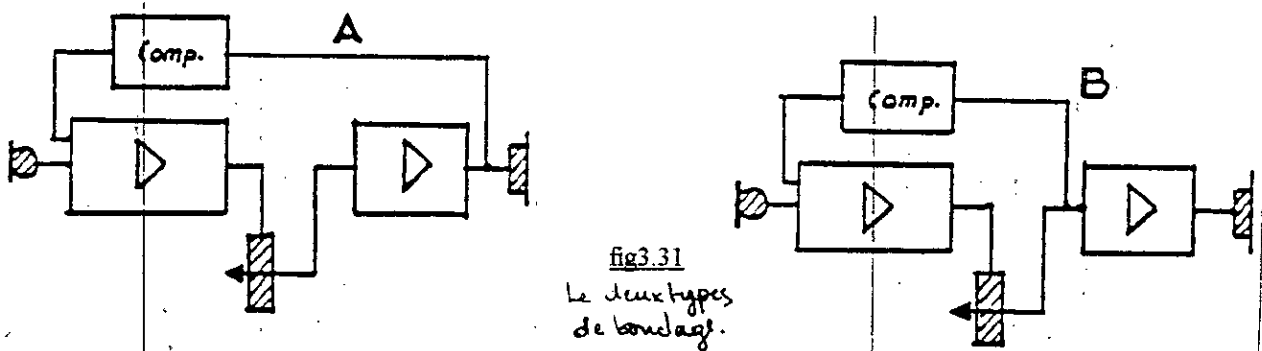


fig3.31
Les deux types
de bouclage.

7-5-Action conjointe des réglages de volume et de limiteur

Reprenons le schéma de l'appareil équipé du circuit C.A.G. de la troisième version. Tout d'abord examinons l'action du potentiomètre.

L'évolution graphique de la caractéristique à partir des variations de réglage de volume permet de simuler des lignes de points communs, parallèles, ce qui correspond pour un réglage inférieur du potentiomètre, à une translation vers la droite du point de déclenchement du compresseur. (fig. 3.33-a).

Quant au limiteur, son action se fait sentir par un glissement du point de déclenchement de haut en bas parallèlement à l'axe "out-put" (fig. 3.33-b).

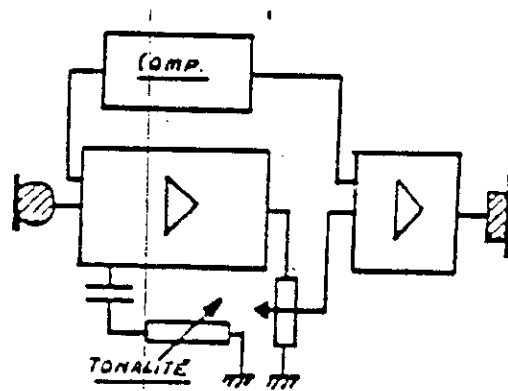


fig. 3.32 : Le potentiomètre.

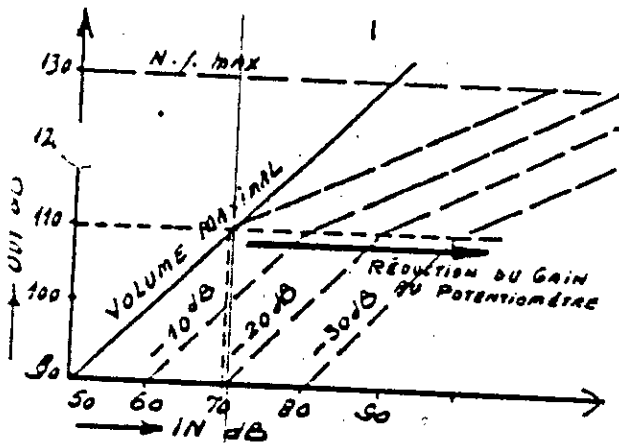


fig. 3.33-a

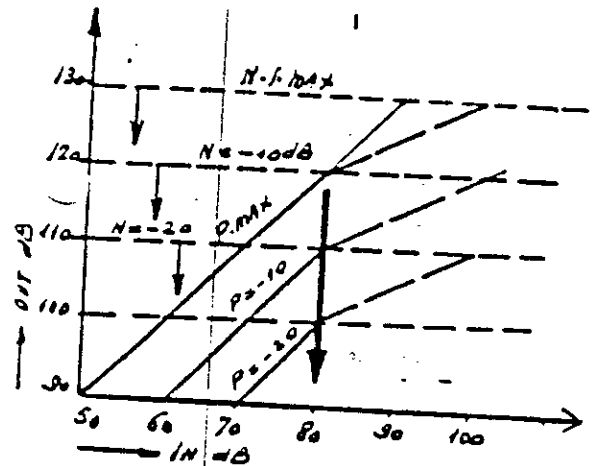


fig. 3.33-b

L'action du potentiomètre
et du limiteur

8- Circuit de tonalité

Les pertes auditives se différencient d'un sujet à un autre par leur importance et la plage de fréquence où elles se situent . Il faut donc proposer des circuits qui permettent d'agir sur les performances fréquentielles de l'appareil de correction auditive .

Pour cela on introduit des circuits de tonalité , qui contiennent des condensateurs . Ils sont soit à tonalité grave (passe-bas) ou à tonalité aiguë (passe haut) .

Nous allons donner quelques exemples de circuits de tonalité .

La fig. 3.34 représente un circuit de tonalité à condensateur , monté en parallèle à la charge (l'écouteur) pour filtrer les fréquences aiguës . C'est un filtre passe bas .

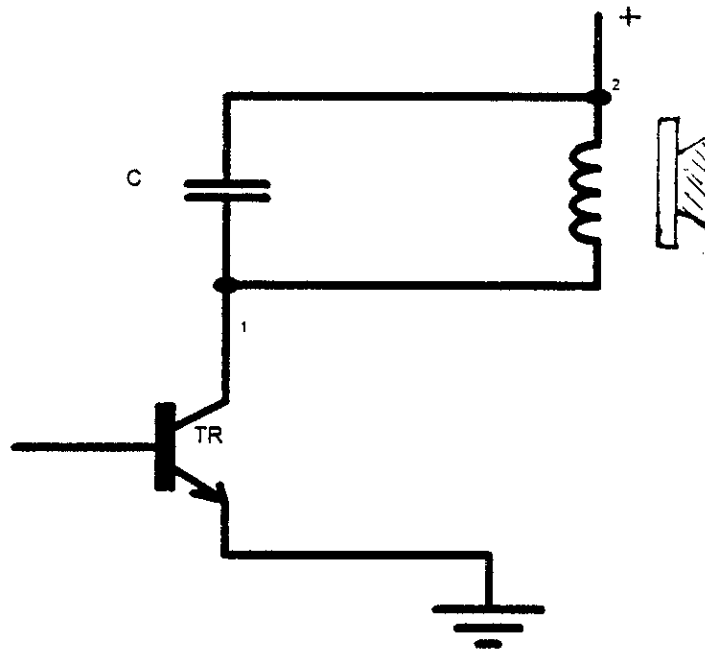


fig. 3.34 ; circuit de tonalité 1.

Le même condensateur peut être monté entre le collecteur et l'émetteur du transistor de sortie (fig. 3.35) pour le même résultat .

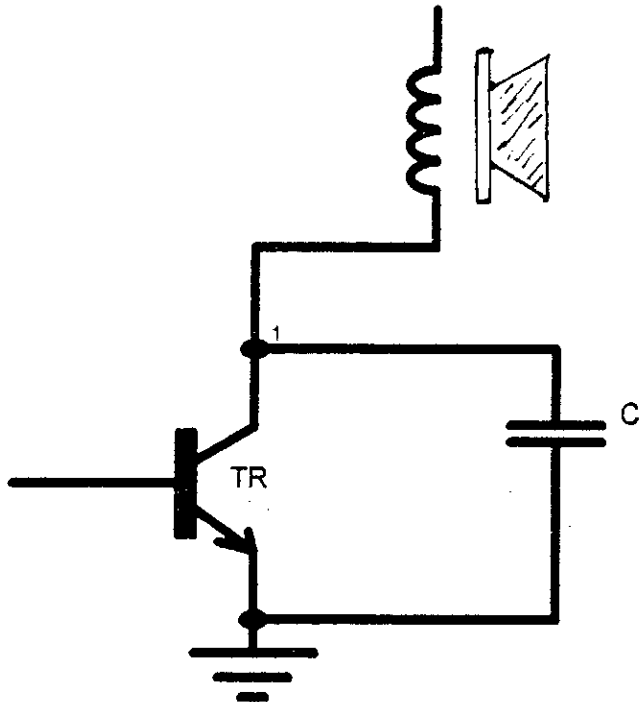


fig. 3.35 ; Circuit de tonalité 2.

La fig. 3.36 nous montre un montage de tonalité réglable grâce au potentiomètre R , et la fig. 3.37 montre sa réponse . En augmentant la valeur du potentiomètre R , l'atténuation des fréquences aiguës augmente .

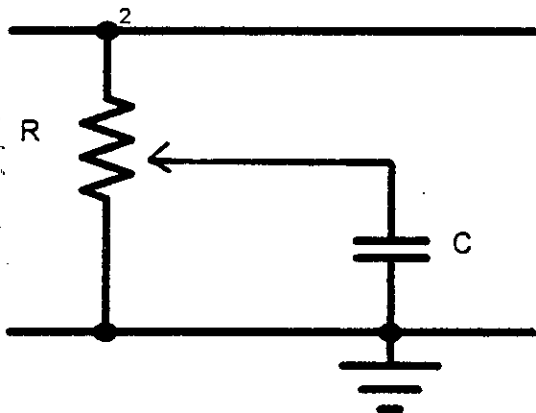


fig. 3.36 :
Circuit de tonalité 3

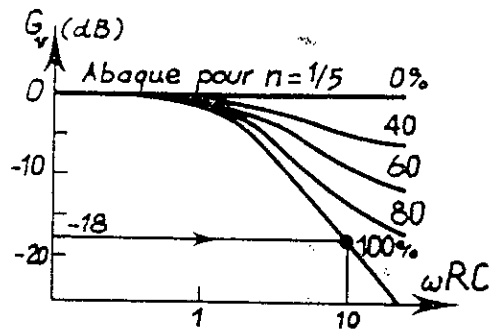


fig. 3.37 : Réponse du circuit
de tonalité 3.

La fig. 3.38 est un filtre réglable permettant de relever ou d'atténuer les fréquences aiguës .

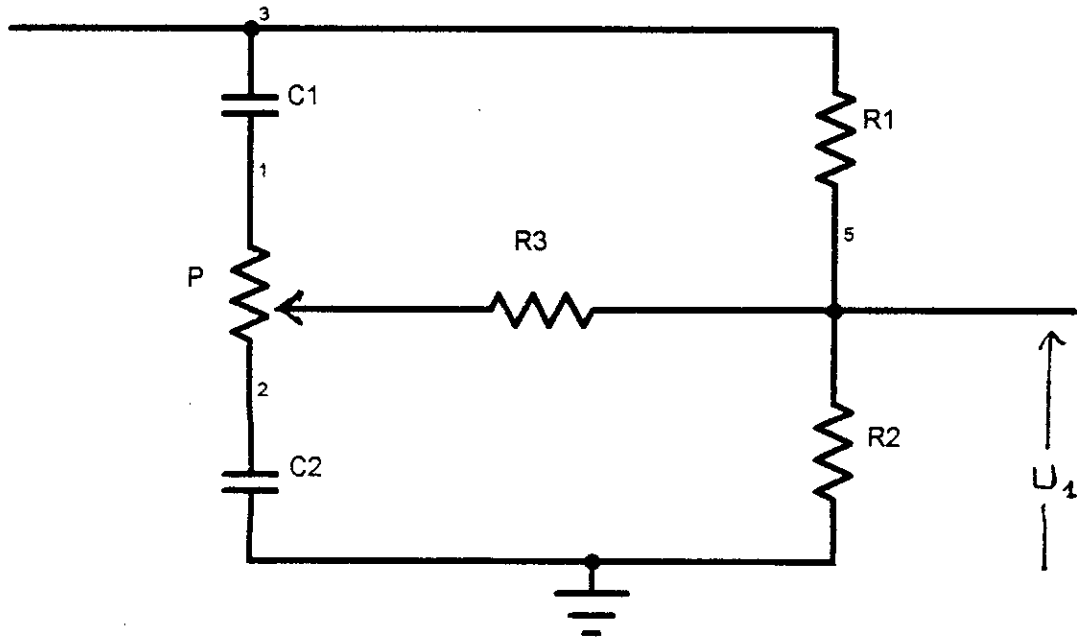


fig. 3.38 : Circuit de tonalité 4.

-Lorsque le circuit du potentiomètre P est au milieu , le circuit est un simple atténuateur par

le rapport :

$$\frac{R_2}{R_1 + R_2}$$

-Si le curseur se confond avec l'extrémité de C₁ , et sachant que :

$$P \gg R_1 \text{ et } R_2$$

$$R_3 \ll R_1 \text{ ou } R_2$$

R₁ est court-circuité par C₁ en fréquences aiguës le signal en U₁ n'est pas atténué .

Par contre aux fréquences graves , le signal est bloqué par C₁ et atténué en U₁ par le pont (R₁ , R₂).

-Le curseur est ramené à l'autre extrémité , la situation s'inverse . Aux fréquences élevées R₂ est pratiquement court-circuitée, le signal est fortement atténué , contrairement aux fréquences basses .

Pour calculer les éléments de ce montage on commence par R₂ .

R_2 ne doit pas dépasser le dixième de la résistance d'entrée de l'étage amplificateur suivant .

La valeur de R_1 dépend de l'atténuation qu'on veut avoir .

R_3 est de faible valeur , peut être supprimée.

P doit être $10.(R_1 + R_2)$.

Les valeurs de C_1 et C_2 déterminent la fréquence de coupure du filtre , elle est de l'ordre de 10 KHz.

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} \quad (3-16)$$

La fig.3.39 représente un filtre qui relève ou atténue les fréquences graves . ($P_2 \gg R_1 + R_2$).

Les cellules $R_1 C_3$ et $R_2 C_4$ déterminent la fréquence de coupure basse (f_c) .

-Le curseur est relié à l'extrémité de R_1 , court-circuite C_3 . Aux fréquences élevées

($f \gg f_c$), U_1 est atténué par le rapport $\frac{R_2}{R_1 + R_2}$ à la sortie .

$f < f_c$, U_1 est relevé de la même proportion .

-Le curseur est relié à l'extrémité de R_2 , c'est C_4 qui est court-circuité .

Les fréquences élevées sont peut atténuées par le facteur $\frac{R_2}{R_1 + R_2}$

Les fréquences basses sont plus atténuées par le facteur $\frac{P_2 + R_2}{P_2 + R_1 + R_2}$

Les valeurs de R_1 , R_2 et P_2 sont déterminées de la même manière que pour le montage précédent .

La fréquence de coupure est de l'ordre de 100 Hz.

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_3} = \frac{1}{2\pi R_2 C_4} \quad (3.17)$$

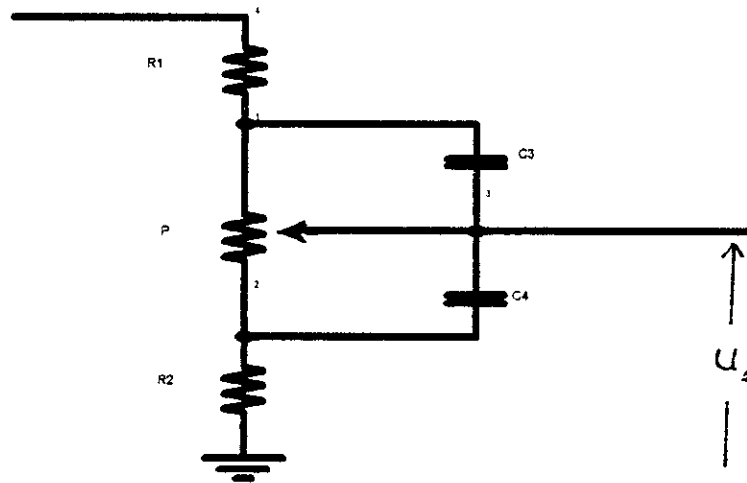


fig3.39 Circuit de tonalité 5.

9 - Le microphone

Le microphone est un capteur électroacoustique qui assure la conversion du signal acoustique au signal électrique [6]. Il est représenté par le symbole de la fig. 3.40

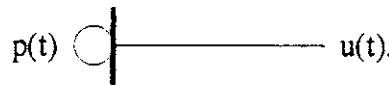


fig. 3.40 : Symbole du microphone.

où

- p(t) est la pression acoustique en un point de référence du microphone .
- u(t) la tension aux bornes du microphone .

Les applications très différentes, entraînent une grande diversité des microphones . Les exigences portent sur les performances électroacoustiques , la sensibilité , la réponse transitoire , le coût , etc...

La sensibilité est définie par le rapport de la tension aux bornes du microphone à la pression acoustique . Elle doit être indépendante de la fréquence , donc aussi plate que possible .

Les microphones utilisés dans les prothèses auditives sont des microphones de communication pour lesquels , l'intelligibilité de la parole a une haute sensibilité , une grande robustesse , un faible encombrement et un bas prix sont primordiaux .

le schéma de la fig. 3.41 représente une coupe de la cartouche d'un microphone à condensateur .

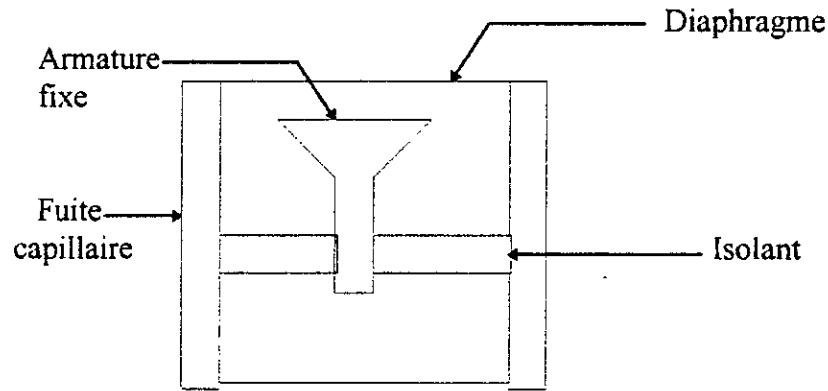


fig.3.41 : Coupe de la cartouche d'un microphone à condensateur .

Les variations de la pression acoustique s'appliquent sur le diaphragme , une armature mince et flexible qui joue le rôle de l'armature mobile du condensateur .

L'autre armature fixe , sur laquelle se pose une feuille d'électret (fig. 3.41) est percée de trous dans un but d'amortissement . Les mouvements de diaphragme provoquent des déplacements de l'air à travers ces trous donc une dissipation d'énergie .

Cet amortissement est utilisé pour contrôler l'amplitude de la résonance du diaphragme et permet d'apporter une correction à la réponse haute fréquence . Une fuite capillaire permet l'égalisation de la pression moyenne entre les deux faces de la membrane . Elle détermine la réponse mécanique basse fréquence et joue un rôle de protection contre les variations de la pression atmosphérique .

On peut distinguer trois types de microphones capacitifs :

le microphone d'instrumentation à polarisation externe , le microphone d'instrumentation à électret et le microphone d'usage courant à électret.

9-1- Microphones d'instrumentation à polarisation externe

Le circuit électrique équivalent de l'ensemble microphone à polarisation externe

et préamplificateur associé est donné par la fig. 3.42

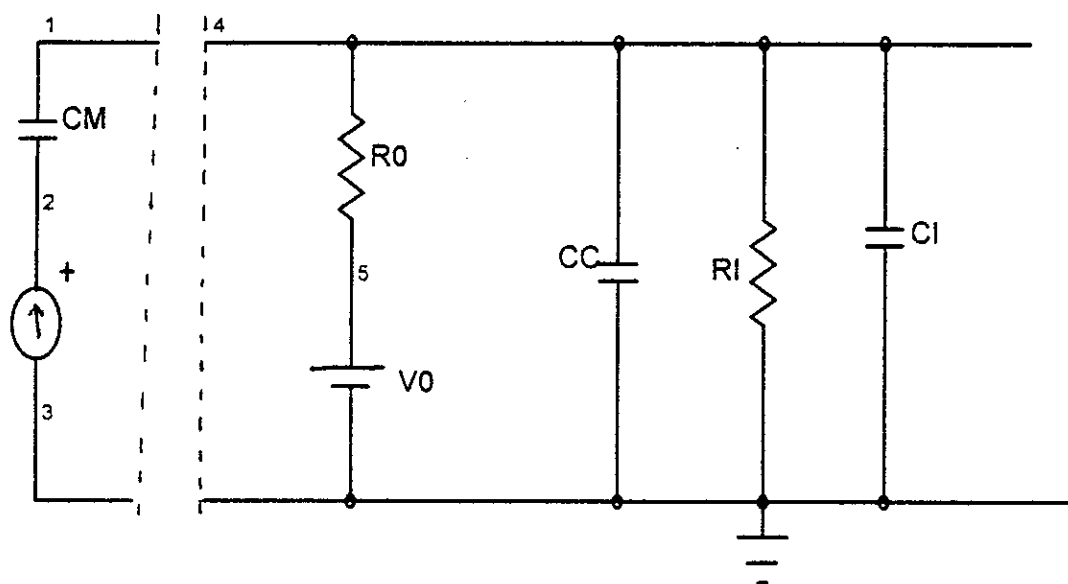


fig. 3.42 : Schéma équivalent du microphone.

- C_m : capacité de la cartouche microphonique ,
- V_0 : tension de polarisation ,
- R_0 : capacité de la connexion ,
- R_i et C_i : impédance d'entrée du préamplificateur ,
- V_0 : tension variable aux bornes du microphone ,
- V : tension variable à l'entrée de l'amplificateur .

On pose $R_T = R_0 // R_i$ et $C_T = C_m + C_c + C_i$

On réalise généralement des montages tels que la constante de temps $R_T C_T$ soit grande devant la période de variation de la pression sonore . [6] .

La relation entre la pression P et la tension V_0 aux bornes du condensateur est

donc représentée par le schéma équivalent de la fig. 3.43 .

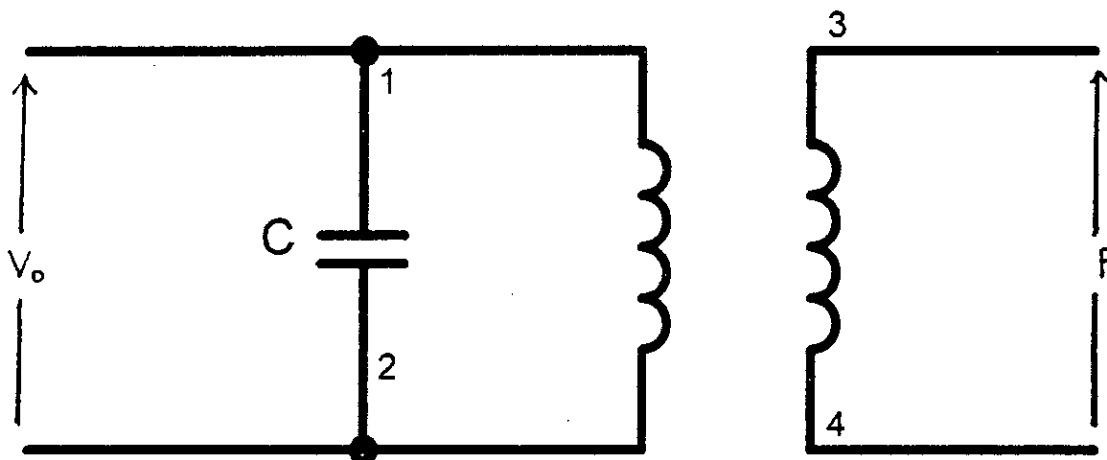


fig. 3.43 : schéma équivalent.

$$V_0 = \frac{P}{\sqrt{\omega^2 R^2 + (\omega r^2 - \omega^2) M^2}} \frac{V_0}{Ax_0} \quad (3.16) \quad \text{avec} \quad \omega^2 r = \frac{1}{MC}$$

M : masse acoustique du diaphragme ,
 C : $C_2 // C_D$ (C_D : capacité acoustique du diaphragme) ,
 R : résistance de l'écoulement d'air à travers les orifices de l'armature fixe ,
 x_0 : distance entre les armatures au repos ,

A : Surface du microphone .

Selon la pulsation ω on observe (fig. 3.44) :

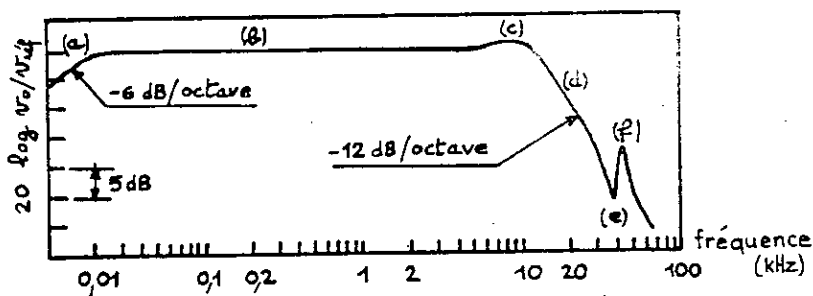


fig. 3.44 : Réponse du microphone .

$$- \omega \ll \omega_r : \quad \mathcal{V}_0 \approx P \cdot \frac{C V_0}{A x_0} \quad (\text{région b}) \quad (3.19)$$

$$- \omega = \omega_r : \quad \mathcal{V}_0 = P \cdot \frac{C V_0}{A x_0} \cdot \frac{1}{R \omega_r} \quad (\text{région c}) \quad (3.20)$$

$$- \omega \gg \omega_r : \quad \mathcal{V}_0 \approx P \cdot \frac{V_0}{A x_0 M \omega^2} \quad (\text{région d}) \quad (3.21)$$

On remarque dans la gamme auditive la réponse en fréquence est plate et ne dépend pas de la fréquence.

9-2- Microphones d'instrumentation à électret

Les électrets sont des diélectriques à polarisation permanente. Il peuvent être utilisés dans les microphones à condensateur pour créer le champ électrique en remplacement de tension de polarisation [6].

-La tension de polarisation équivalente est donnée par :

$$V_0 = -x_0 E \quad (3.22)$$

E : champ électrique (fig. 3.45)

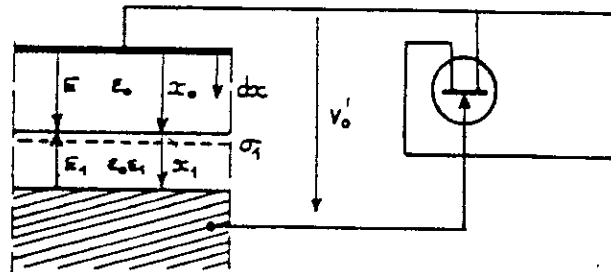


fig3.45. Les champs électriques

ϵ : permittivité électrique d'électret ,
 x_1 : l'épaisseur de la feuille d'électret,
 x_0 : l'épaisseur de la couche d'air ,
 δ_1 : densité de charge de la face externe de la couche d'air ,

$$\text{On a : } E \approx \frac{-\delta_1 x_1}{\epsilon_0 (x_1 + \epsilon_1 x_0)} \quad (3.23)$$

La tension V_0 se calcule en remplaçant V_0 dans l'équation , la sensibilité S du microphone à électret dans la zone où la réponse en fréquence est constante [6] :

$$S = \frac{C}{A} \frac{\delta_1 x_1}{\epsilon_0 (x_1 + \epsilon_1 x_0)} \quad (3.24)$$

9-3- Microphone à électret d'usage courant

Le diagramme de ces microphones est une feuille de Téflon métallisée sur la surface externe .

La sensibilité S de ces microphones s'écrit [6] :

$$S = \frac{C_2}{A} \frac{\delta_1 x_1}{\epsilon_0 (x_1 + \epsilon_1 x_0)} \quad (3.25)$$

9-4- Comparaison entre divers microphones à condensateur

Les microphones à polarisation externe et à électret ont des caractéristiques voisines (bande passante , sensibilité) . Leur seule différence réside dans la sensibilité à la température , elle est meilleure dans les microphones à électret .

Les microphones à électret d'usage général ont une mauvaise sensibilité .

* Remarque

On constate que le microphone d'instrumentation à électret convient parfaitement aux prothèses auditives .

10- La bobine d'écoute

Afin d'élargir les possibilités de l'appareil de correction auditive , on peut prévoir l'utilisation de la bobine d'écoute . Elle constitue un secondaire de transformateur virtuel.

Ainsi lorsqu'elle se trouve placée dans un champ magnétique variable généré par une bobine incidente telle que :

- un écouteur téléphonique ,
- une radio ou un téléviseur .

l'intérêt de la bobine est un bon rapport signal sur bruit .
On couple les deux transducteurs (microphone et bobine) par un commutateur (fig. 3.16).

CONCLUSION

Pour un gain prothétique élevé , l'étage de sortie est du type classe B et le branchement du CAG sera après le potentiomètre .

Pour un gain moyen à faible , l'étage de sortie est du type A le CAG est branché avant le potentiomètre .

L'écrêtage intervient dans le cas où le temps d'attaque est trop long .

Le calibrage de la tonalité détermine la courbe de réponse de l'appareil .

CHAPITRE 4
L'APPAREILLAGE

1- INTRODUCTION

L'aide qu' un appareil de correction auditive peut donner à un patient dépend de **l'appareillage** .

Il faudra avoir beaucoup de connaissance et d'expérience avant de l'entreprendre , et surtout il faut qu'il y ait une grande compréhension entre le malade et l'audioprothésiste . Le dernier doit connaître l'origine de la surdité du patient ainsi que sa nature en lui faisant subir les examens tonal et vocal .

Ce n'est qu'à partir de ce moment que l'audioprothésiste pourra faire un choix provisoire d'une aide auditive " disponible " .

2- Les catégories de prothèses auditives

Les appareils auditifs peuvent être classés en cinq catégories [3] :

- * appareils de poche , dits boîtiers,
- * contours de l'oreille ,
- * lunettes auditives ,
- * appareils intra-auriculaires ,
- * appareils auditifs logeables dans le conduit auditif .

2-1- Appareils de poche ou " boîtiers"

Les utilisateurs de ces appareils sont avant tout les enfants et les personnes malhabiles , pour lesquels le port d'appareils miniatures derrière l'oreille , ou à l'intérieur de celle-ci , peut s'avérer difficile . A l'aide du "boîtier" , on peut parvenir à une amplification considérable (fig. 4.1) .

2-2- Contours d'oreille

Ces appareils peuvent servir à appareiller presque la totalité des déficiences de l'ouïe (fig. 4.2) . A l'intérieur de ce groupe , et en fonction de l'équipement technique utilisé , on peut distinguer trois types d'appareils :

- * les appareils de petite dimension , pratiquement esthétiques , présentant une amplification faible mais aussi un modèle de réglage simple , destinés aux nombreux cas de troubles auditifs naissants .
- * Les appareils au volume certes légèrement supérieur , mais aux possibilités techniques plus nombreuses , pour couvrir l'ensemble des cas de déficience moyenne .
- * Les appareils de haute qualité , aux possibilités de réglage multiples , dotés de systèmes de régulation électroniques , pour corriger efficacement les incapacités auditives sévères ainsi que les lésions neurosensorielles complexes . Leur domaine d'amplification se situe dans un ordre de grandeur pouvant atteindre 80 dB .

2-3-Appareils intra-auriculaires

Ces appareils sont peu visibles , valables pour les "petites surdités" , l'amplification étant assez réduite ; elle se situe dans un ordre de grandeur pouvant aller jusqu'à 50 dB . Grâce à leur excellentes propriétés de transmission , les appareils intra-auriculaires permettent une perception des sons largement équivalente à la normale (fig. 4.3) .

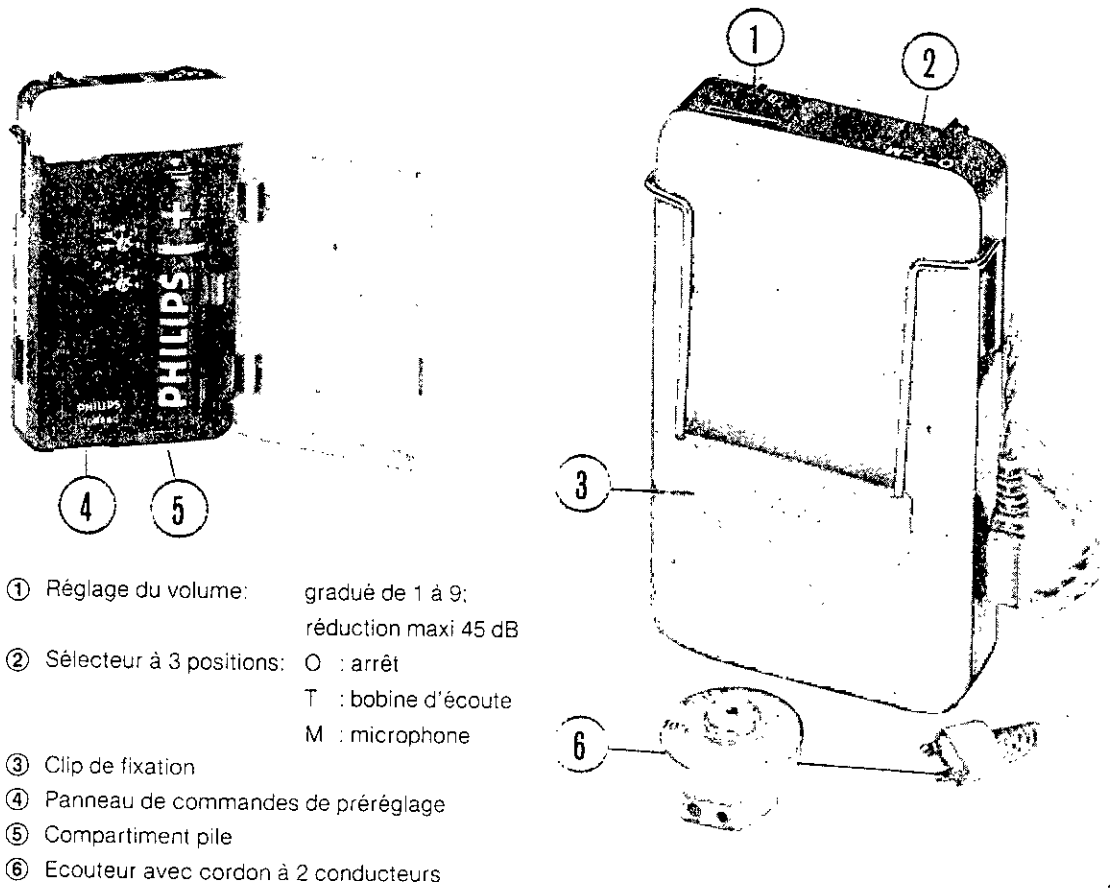


fig. 4.1

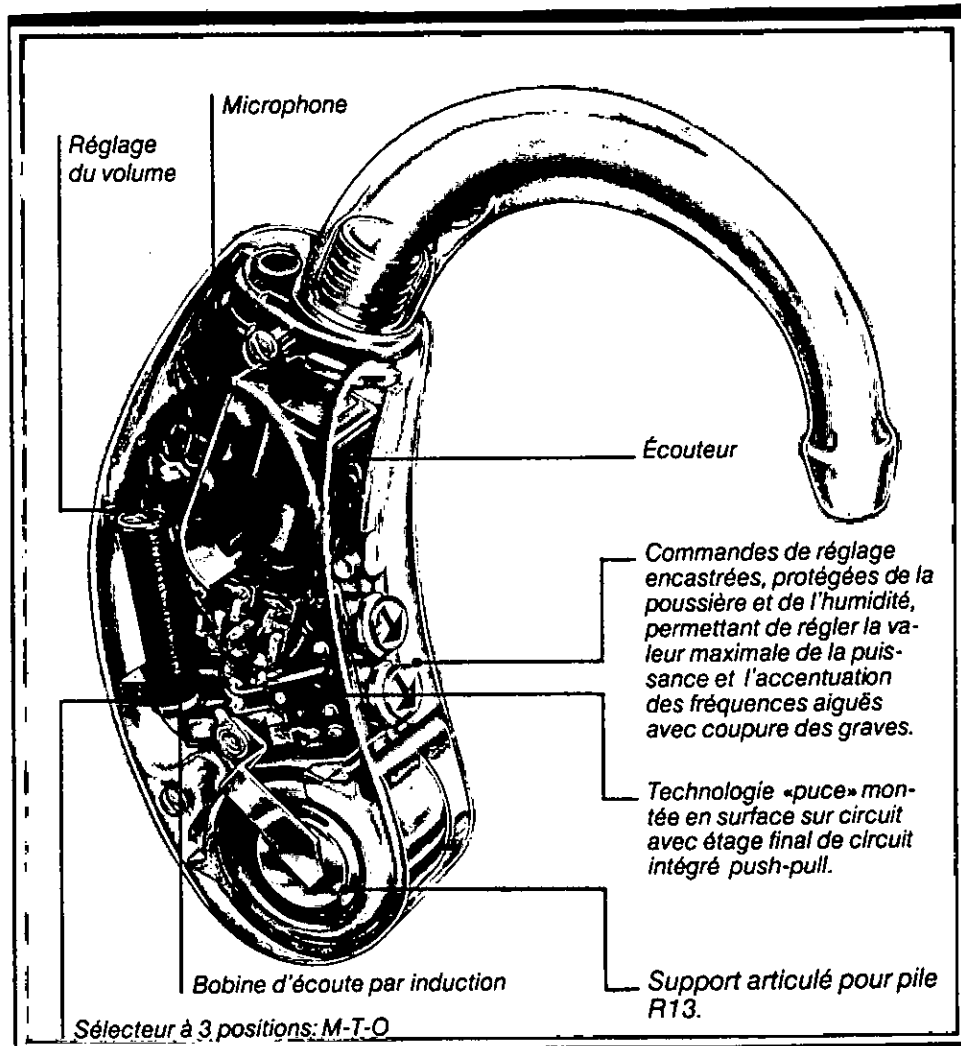


Fig. 4.2

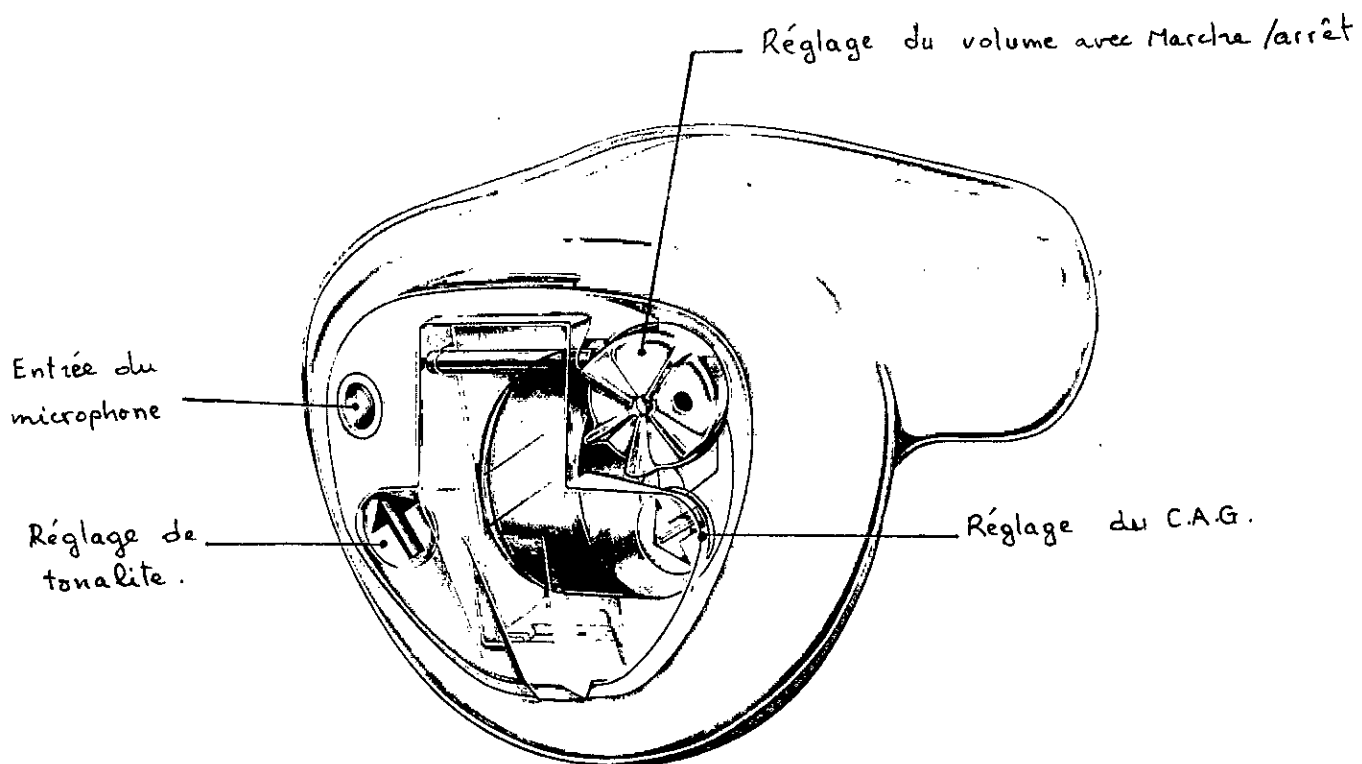


fig 4.3



Fig. 4.4

* Modules intra-auriculaires

Le module intra-auriculaire , représente la plus petite prothèse auditive fabriquée en série , intégralement logeable à l'intérieur de la conque de l'oreille.

* appareils intra-auriculaires

Dans ces appareils , les divers éléments électro-techniques sont assemblés de nouveau à chaque fois , puis adaptés dans le creux de la conque de l'oreille .

2-4- Lunettes auditives

Le groupe visé pour l'appareillage en lunettes auditives est constitué , bien entendu , par celui des porteurs de lunettes ou lorsqu'il importe que le microphone soit pratiquement éloigné de l'élément reproducteur . La présentation des lunettes auditives s'est sensiblement améliorée .

2-5- appareils auditifs logeables dans le conduit auditif

Il s'agit , d'aller encore plus avant dans la voie de la miniaturisation des contours d'oreille afin de faire des appareils intra-auriculaires en s'efforçant de loger toute la partie technique dans le conduit auriculaire , c'est à dire entre l'extrémité externe du canal auriculaire , pour une part du volume restant , et le tympan . Ces appareils miniatures sont dénommés " appareils intra-conduit " .

3- Réglage des données audiométriques

Après que l'audioprothésiste ait pris l'audiogramme tonal et vocal du patient , il peut déterminer le gain acoustique nécessaire pour la correction auditive , en appliquant la règle $\frac{1}{2}$ de W. BERGER , qui a été mise en application après des statistiques effectuées en 1977 [3] . A partir des courbes de l'examen tonal , on applique une règle de calcul qui affirme que la parole de l'homme doit être relevée de la moitié environ de la perte du seuil d'audition pour pouvoir être comprise correctement par le malentendant . C'est ainsi qu'est née la désignation "règle $\frac{1}{2}$ " dans la littérature .

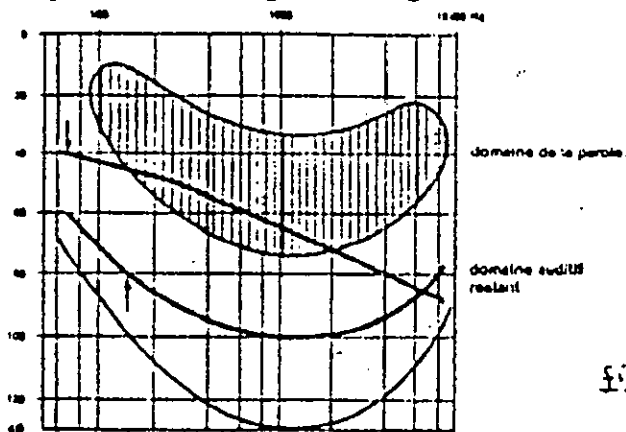


fig. 4.5 : Amplification de la parole.

Le langage normal est d'abord amplifié , ce qui se traduit par un décalage vertical (fig. 4.5) , selon l'amplification choisie , le domaine de la parole peut se trouver en

trouver en dehors de la dynamique individuelle (sous le seuil d'audition ou sur le seuil de douleur). Si cela se présente , on doit changer les niveaux de pression acoustique donc comprimer . Le domaine de la parole est réduit et s'adapte parfaitement au domaine auditif restant (fig.4.6) .

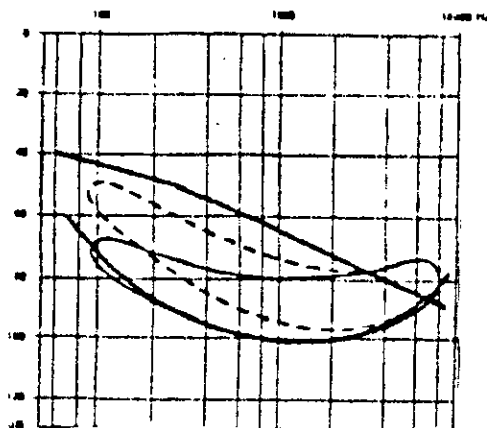


fig.4.6 : Adaptation du domaine de la parole .

Les trois paramètres qui sont l'amplification , la compression et la réponse fréquentielle grâce à la tonalité décrivent en gros le choix porté sur une prothèse auditive spécifiée.

La fig. 4.6 montre comment le facteur de compression et le réglage de la tonalité peuvent améliorer l'adaptation du domaine de la parole.

4- Adaptation mécanique

Une fois l'appareil réglé aux données audiométriques du patient , on procède à l'adaptation mécanique . Pour cela il faut disposer d'un embout pour relier l'appareil .

L'embout auriculaire est une pièce maîtresse entre l'oreille du patient et une partie intégrante de l'appareillage audioprothétique et ne saurait en être dissocié .

Il sert de guide pour amener le son dans le conduit auditif . Il supporte l'écouteur , il va de soi que l'embout doit s'emboîter de tel sorte qu'il ne bouge pas lors d'un brusque mouvement de la tête . Il en résulte que tous les embouts doit être fait "sur mesure" .

-On obtient ce résultat en prenant une empreinte du conduit auditif du patient avec un matériau parfaitement souple (silicone) . Il faut agir avec un maximum de soin en enfonçant le matériau et en le reliant une fois qu'il aura séché .

-cette empreinte est moulée puis façonner avec précision de sorte que l'embout satisfasse les conditions suivantes :

- * la forme doit être telle que la qualité du son ne soit que très peu affectée .

- * l'embout doit être " étanche" pour éviter toute fuite d'air , sinon par l'effet du couplage de la sortie à l'entrée , donnera un sifflement désagréable (l'effet Larsen) .

La forme définitive de l'embout sera telle que l'écouteur ne soit pas en contact direct avec la peau pour éviter toute irritation .

un embout long très obstruant donne une grande puissance et laisse passer les fréquences graves , contrairement à l'embout court qui n'amplifierait que les fréquences aiguës .

Il est évident que cette structure mécanique supplémentaire fait apparaître des résonances et modifie l'impression sonore . Les fabricants s'efforcent de réduire au minimum l'influence de cette structure en apportant des modifications sur les appareils .

Parmi les solutions qui existent , il y a les coudes acoustiques qui seront développés plus loin .

Néanmoins il faut procéder à une correction de la prothèse en l'adaptant de manière précise sur le patient .

5- Adaptation précise

Vu que les différents systèmes de réglage , à savoir la compression , la tonalité et l'écrêtage , s'influencent mutuellement , il est bon d'observer une certaine suite dans les opérations , pour des raisons d'ordre technique .

- * On commence par régler la tonalité . On s'efforce de présenter surtout les fréquences graves . La meilleure discrimination de la parole s'obtient avec des aiguës marquées , mais l'appareil risque d'être abandonné par le patient vu sa sonorité " métallique " . Le réglage des graves correspond au repère de réglage " N " pour "normal " sur la prothèse ;
- * On règle la limitation de l'amplification maximale ;
- * On règle l'écrêtage ;
- * La compression se choisit en analysant l'audiogramme vocal (cf chapitre 3 § 7-3-1) ;
- * Réglage fin de la tonalité .

6- Les coudes acoustiques

Malgré les développements dans les circuits électroniques qui nous ont permis de corriger de nombreux types de pertes auditives , il existe encore un groupe important d'utilisateurs potentiels dont la nature de leur perte auditive rend l'appareillage pratiquement impossible .

Pour ces sujets a été créé le coude acoustique qui offre une solution simple et très efficace pour trois types de pertes auditives .

- Perte auditive affectant uniquement les fréquences supérieures à 2 KHz (fig. 4.7),

- Perte auditive en pente de ski inversée (fig. 4.8) ,

6-2- Le coude acoustique passe-bas

Il est destiné pour le deuxième type de surdité . Les sujets souffrant d'une telle maladie présentent un problème pour l'appareillage . Car en principe leurs canaux devraient rester ouverts pour utiliser leur audition normale aux hautes fréquences .

Ce type d'appareillage ne permet pas d'obtenir une amplification suffisante aux basses fréquences qui fuiront par le canal ouvert .

La fig. 4.12 montre le domaine d'application de ce type de coude acoustique .

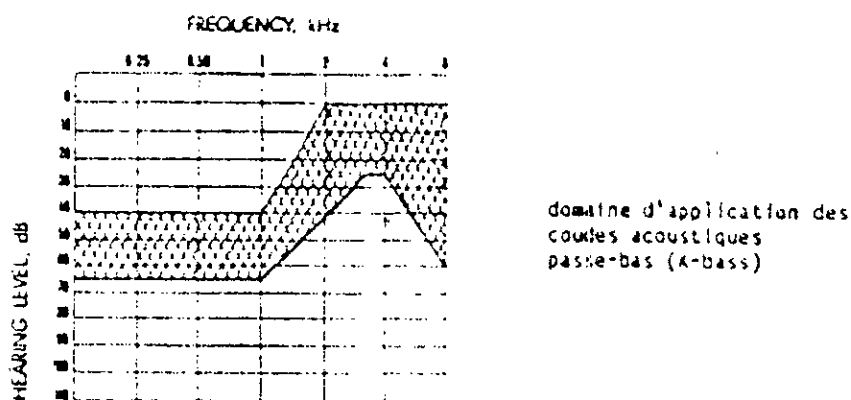


fig.4.12.

Pour de meilleurs résultats , ce coude acoustique est associé à un embout particulier muni d'un tube spécial passe-bas de 0,86 mm de diamètre sur 12 des 15 derniers mm du conduit acoustique , les trois derniers mm ont un diamètre plus grand qui servent de " piège à cérumen " .

Cet embout a pour effet de décaler la résonance de 500 à 300 Hz (fig. 4.13) .

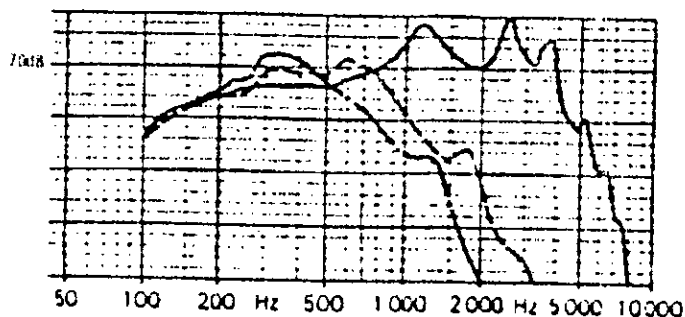


fig.4.13.

Une insertion profonde du tube permet d'augmenter l'amplification des basses fréquences . En l'enfonçant d'environ 14 à 16 mm par rapport à l'entrée du canal , le gain peut être amélioré de 8 à 10 dB .

6-3- Le coude acoustique à filtre de bande

Ce coude a été conçu pour des sujets dont l'audition est quasi-normale dans une bande de fréquence étroite située autour de la fréquence 2 KHz et une perte de l'audition faible à modérée aux autres fréquences .

Un appareillage classique amplifierait excessivement la zone de 2 KHz et provoquerait des problèmes d'intolérance ce qui conduit à l'abandon de la prothèse par le malade .

Un filtrage convenable obtenu par le coude acoustique passe-bande, dont le domaine d'application est donné sur la fig. 4.14 , permet de modifier la courbe de réponse de la prothèse auditive.

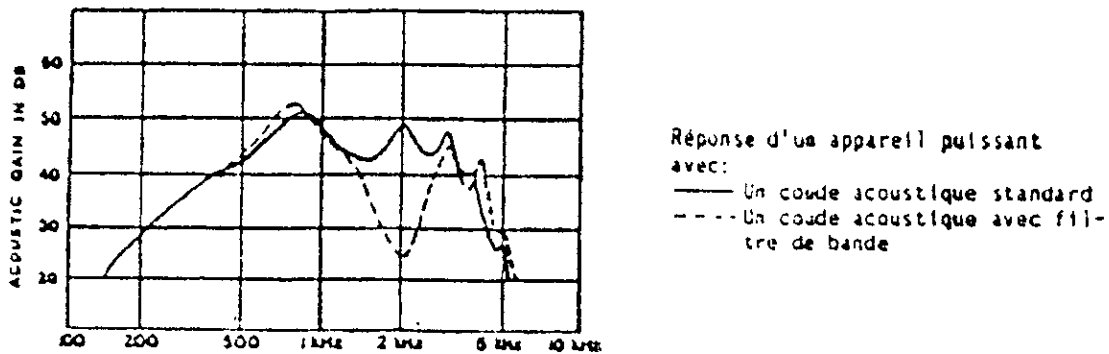
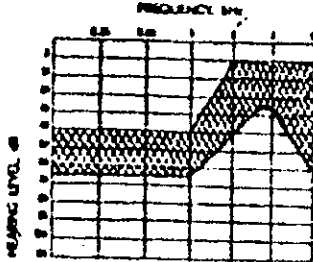
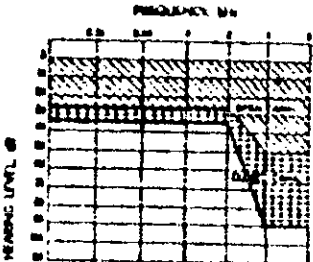
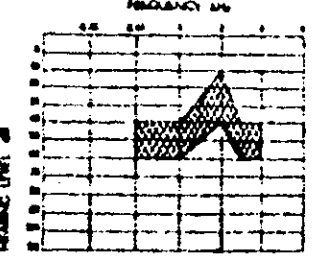


fig.4.14.

Le tableau n°3 résume les principales informations nécessaires à l'application de chacun de ces coudes acoustiques .

PERTE AUDITIVE	COUDE ACOUSTIQUE	COMMENTAIRES
	<p>K-Bass (passe-bas)</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Régler le niveau maximal de sortie à 130 dB pour des pertes allant jusqu'à 65 dB à 500 et 1000 Hz. 2. Régler le niveau maximal de sortie à 115 dB pour des pertes de 40 à 50 dB à 500 et 1000 Hz. 3. Le tube de l'embout doit être inséré le plus profondément possible afin d'obtenir le plus grand gain d'insertion aux basses fréquences.
	<p>Passe-haut</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Si la perte à 4000 Hz est supérieure à 50 dB, une configuration plus fermée de l'embout peut être nécessaire. 2. Le tube de l'embout doit avoir une profondeur d'insertion très faible (entre 4 et 8 mm), afin de pouvoir atteindre un gain d'insertion plus élevé, et de réduire les risques de Larsen.
	<p>Filtre de bande</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Si le filtrage à 2000 Hz est trop important, il est possible d'adoucir la réponse en insérant un filtre à la sortie du coude acoustique. 2. Si l'on désire un effet de filtrage à une fréquence autre que 2000 Hz, un embout Macrae spécial peut être construit.

CONCLUSION

Après avoir cité la démarche à suivre pour appareiller un malade , on peut constater que le procédé n'est pas des plus simple . Il exige une parfaite entente entre le patient et l'audioprothésiste .

Ainsi le patient doit être disponible et coopératif avec l'audioprothésiste pour que celui-ci puisse déterminer le type d'appareil et les réglages nécessaires et convenables pour un appareil réussi.

CHAPITRE 5

CONCEPTION D'UNE PROTHESE

1 - INTRODUCTION

Dans le chapitre 3 , nous avons expliqué le fonctionnement de chaque circuit et son rôle dans la prothèse , à partir de cette étude nous proposons un schéma synoptique puis un montage complet de la prothèse auditive et nous établissons une comparaison entre le fonctionnement d'une oreille saine et une oreille appareillée .

2- L'amplificateur à liaison directe

Pour les circuits amplificateurs, la liaison adoptée entre les étages est du type R.C ; Pour que l'impédance du condensateur soit négligeable il faut que sa capacité soit grande. Le choix d'une capacité importante n'est toujours pas la meilleure solution, puisque la dimension des condensateurs va à l'encontre de la miniaturisation nécessaire.

Il est possible d'assurer des liaisons directes sans condensateur entre deux transistors à condition que les tensions de repos (V_{BE} et V_{CE}) soient assurées. Comme la tension V_{BE} ne dépasse pas quelques dixièmes de Volts, les deux bornes base et émetteur sont sensiblement au même potentiel ($V_B \approx V_E$). [5].

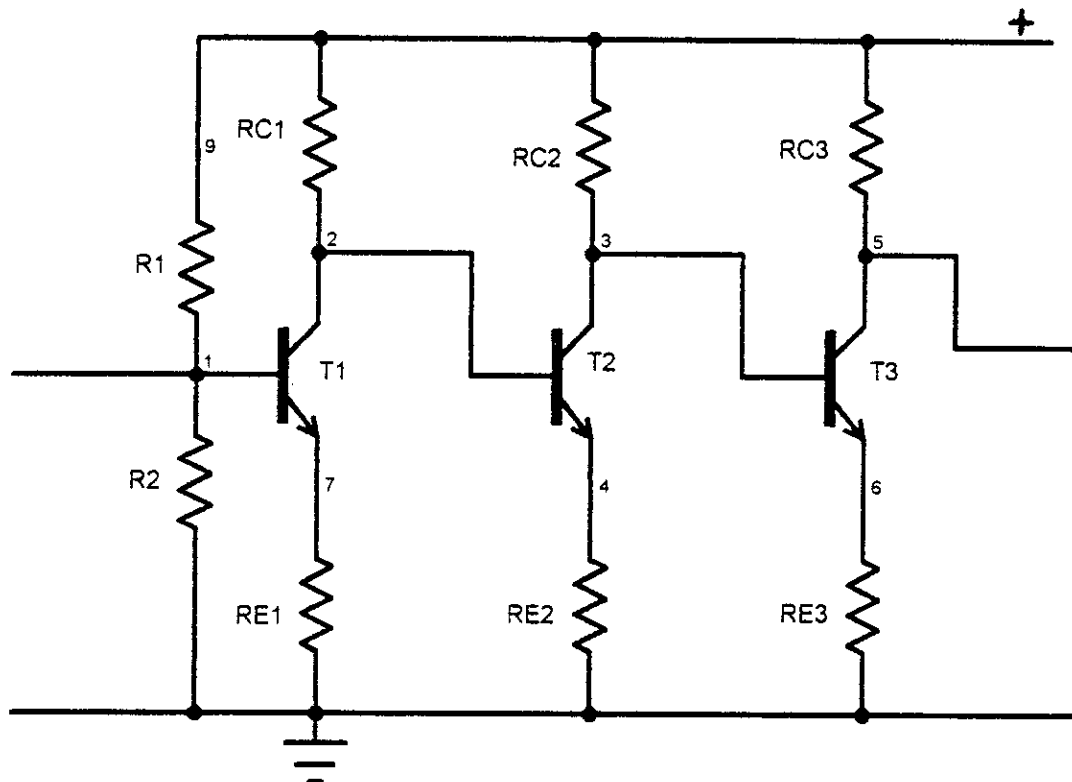


fig. 5.1 : Le préamplificateur.

2-1- Etude statique du préamplificateur

La tension d'alimentation se répartit en trois tensions [5] :

$$E_c = R_c I_c + V_{CE} + R_E I_E \quad (5.1)$$

- $R_c I_c$ doit être suffisante pour permettre l'amplification
- V_{CE} est imposée par le choix du point de repos de la caractéristique du transistor.
- $R_E I_E$ est d'autant plus grande que R_E est grande.

Pour les circuits d'entrée on a :

$$V_{B1M} = E_B - R_B I_B = V_{BE} + R_{E1} (I_c + I_B) \approx R_{E1} I_c \quad (5.2)$$

avec : $E_B = E_C R_2 / (R_1 + R_2)$ (5.3)

$R_B = R_1 R_2 / (R_1 + R_2)$ (5.4)

$V_{B2M} = V_{C1M} = V_{CE} + R_{E1} I_C \approx R_{E2} I_C$ (5.5)

2-2- Etude dynamique du préamplificateur

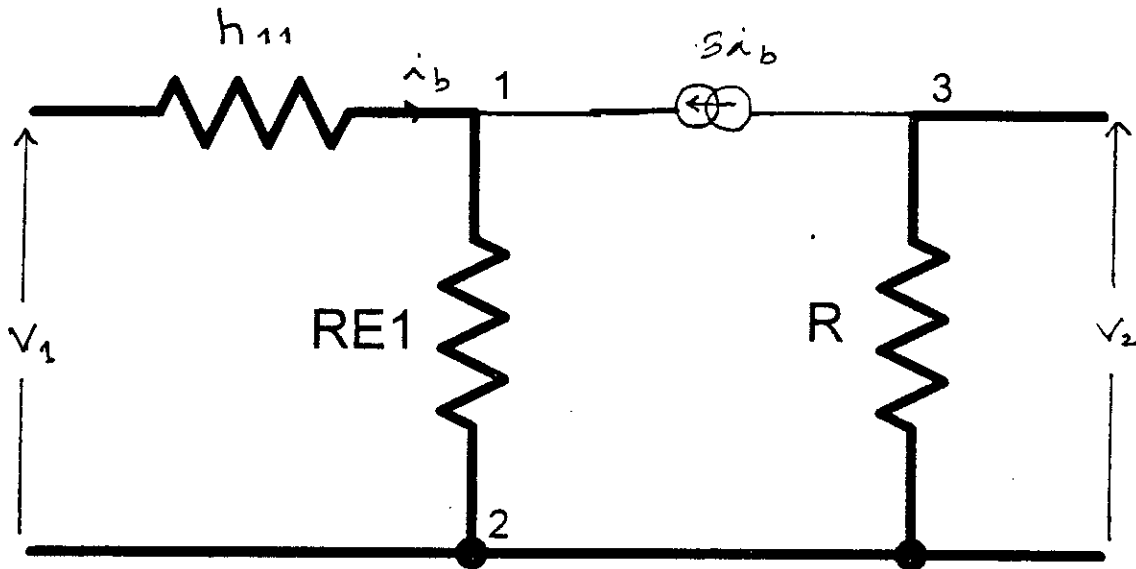


Fig. 5.2 : Schéma équivalent

La résistance d'entrée du premier étage est :

$$R_{e1} = V_1 / I_B = h_{11} + R_{E1} (\beta + 1) \approx \beta R_{E1} \quad (5.6)$$

La résistance de charge R a pour expression :

$$R = V_1 / (\beta R_{E2}) = \frac{R_{C1} \beta R_{E2}}{R_{C1} + \beta R_{E2}} \approx R_{C1} \quad (5.7)$$

comme $V_2 = -\beta R I_B$ il vient :

$$A = \frac{V_2}{V_1} \approx - \frac{R_{C1}}{R_{E2}} \quad (5.8)$$

le gain est indépendant des paramètres internes du transistor .

3- Réglage d'intensité

comme nous avons affaire à un circuit à liaison directe, le réglage d'intensité sonore ne peut être obtenu que par une contre-réaction dynamique (fig. 5.3).

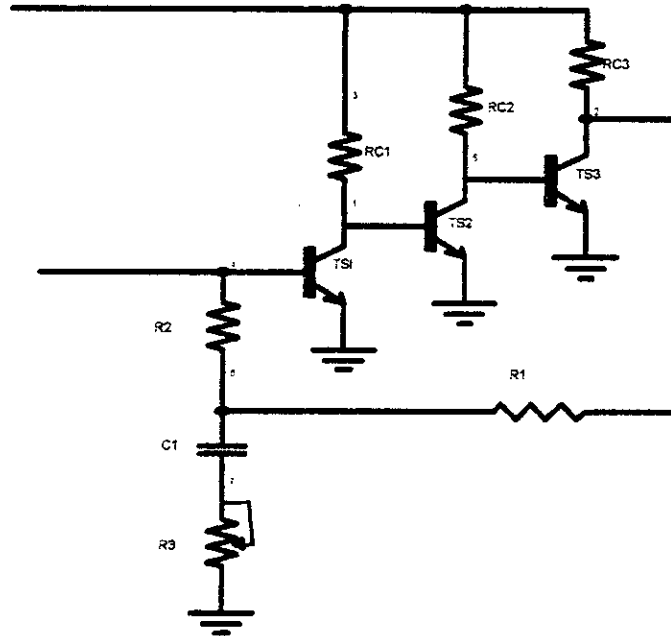


fig. 5.3 : Réglage d'intensité

R1 et R2 assurent une polarisation de base de TS1 et forment une contre-réaction.

Si le gain en boucle ouverte est A_o , le gain en boucle fermée est A_v .
Alors :

$$A_v = \frac{A_o}{1 + A_o B} \quad (5.9)$$

où B est le taux de tension de sortie ramenée à l'entrée

$$B = \frac{R_3}{R_1 + R_3} \quad (5.10)$$

Si $R_3 \gg R_1$ le gain est faible

et si $R_3 \ll R_1$ le gain est élevé.

4- Circuit de compression

Le circuit CAG est connecté sur la bande de contre-réaction dynamique (fig5.4).

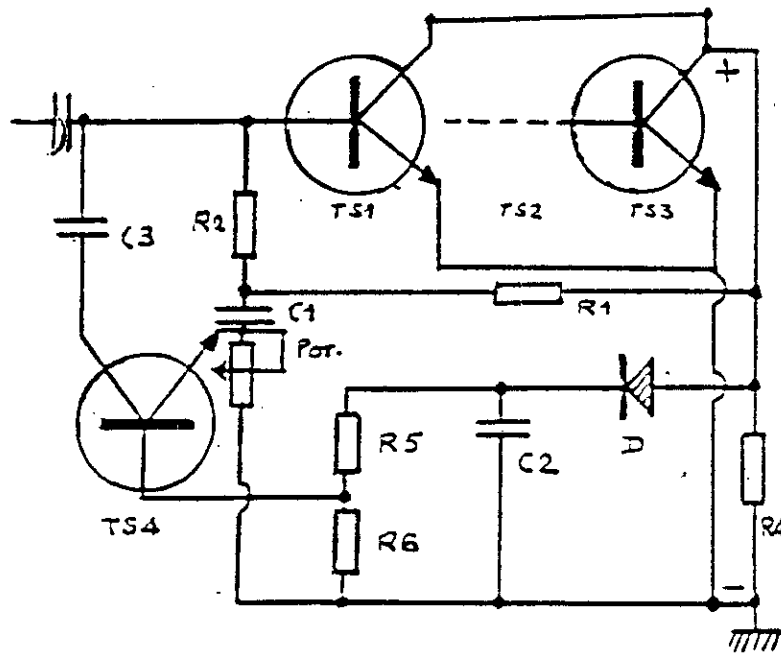


fig. 5.4 : Bouclage de la compression

En régime modulé , les variations V_{CE} de TS3 apparaissent aux bornes de R_4 . A partir d'une certaine amplitude , la diode "D" conduit pour les alternances positives , chargeant C_2 en fonction de sa constante de temps .

Le pont R_5 , R_6 , permet de fixer la tension de polarisation de base .

L'émetteur et le collecteur de TS5 sont connectés aux bornes de R_2 par l'intermédiaire de C_1 .

La résistance de sortie de TS5 est en parallèle sur R_2 en régime dynamique par l'intermédiaire de C_1 et C_3 .

R_s est très grande quand TS5 est bloqué , la résistance équivalente à $R_s // R_2$ sera pratiquement égale à R_2 .

Car :

$$R_s // R_2 = \frac{R_2 R_s}{R_s + R_2} = \frac{R_2}{1 + R_2/R_s} \approx R_2 \quad (5.11)$$

Lorsque TS4 conduit , R_s diminue , la valeur de $(R_s // R_2)$ prend une valeur faible , le taux de contre-réaction dynamique augmente , le gain du circuit s'amenuise , le CAG contrôle les signaux de grande amplitude .

Après cette étude , on peut proposer un schéma d'une prothèse auditive donnée sur la fig. 5.6 , elle comporte toutes les fonctions citées auparavant .

5- Les circuits intégrés

La discrétion des appareillages impose une grande miniaturisation de tous les éléments des fabrications de grandes qualités de type individuel , enfin la prise en compte de certains paramètres tels que :

- le rapport signal / bruit ,
- les compressions multi-bandes ,

la rapidité de réaction des systèmes automatiques .

exigent des circuits intégrés .

5-1- Avantages d'utilisation des circuits intégrés

-La compacité d'intégration réduit l'encombrement , il en résulte un poids et un volume réduits , une consommation plus faible et une meilleure tenue en température .

-L'intégration est aisée pour les semi-conducteurs , certaines résistances et des condensateurs de très faibles valeurs, elle n'est pas possible pour les inductances .

-Les standards de conception , la répétitivité des stades de fabrication et la grande série prévue diminuent le prix de revient .

-La possibilité de regrouper les amplificateurs , les filtres , le CAG en circuits intégrés .

6- Comparaison entre le fonctionnement d'une oreille saine et une oreille appareillée

6-1- Fonctionnement d'une oreille saine

La chaîne ossiculaire représente un système **adaptateur d'impédance** , s'il n'y avait pas ce système , 1/1000 de l'énergie acoustique serait seulement transmise ce qui correspond à une perte de 30 dB.

L'accroissement de sensibilité procuré par l'oreille moyenne représente un gain pour l'audition des sons faibles , mais peut constituer un danger lorsque le son est très intense . **Le système de réglage de l'adaptation** composé de deux muscles : le muscle tenseur de tympan et le muscle de l'étrier , neutralise la vibration transmise à la chaîne ossiculaire , l'action des deux muscles est en partie réflexe.

6-2- Fonctionnement d'une oreille appareillée

La prothèse amplifie les sons non perçus , et protège l'oreille dans le cas des sons intenses grâce à la compression et à l'écrêtage .

* Remarque

Malgré l'évolution des circuits électroniques qui remplacent quelques fonctions de l'oreille , l'aide auditive reste un appareil imparfait , car la forme de la vibration sonore n'est pas toujours parfaitement reproduite pendant la transformation des sons en vibrations électriques.

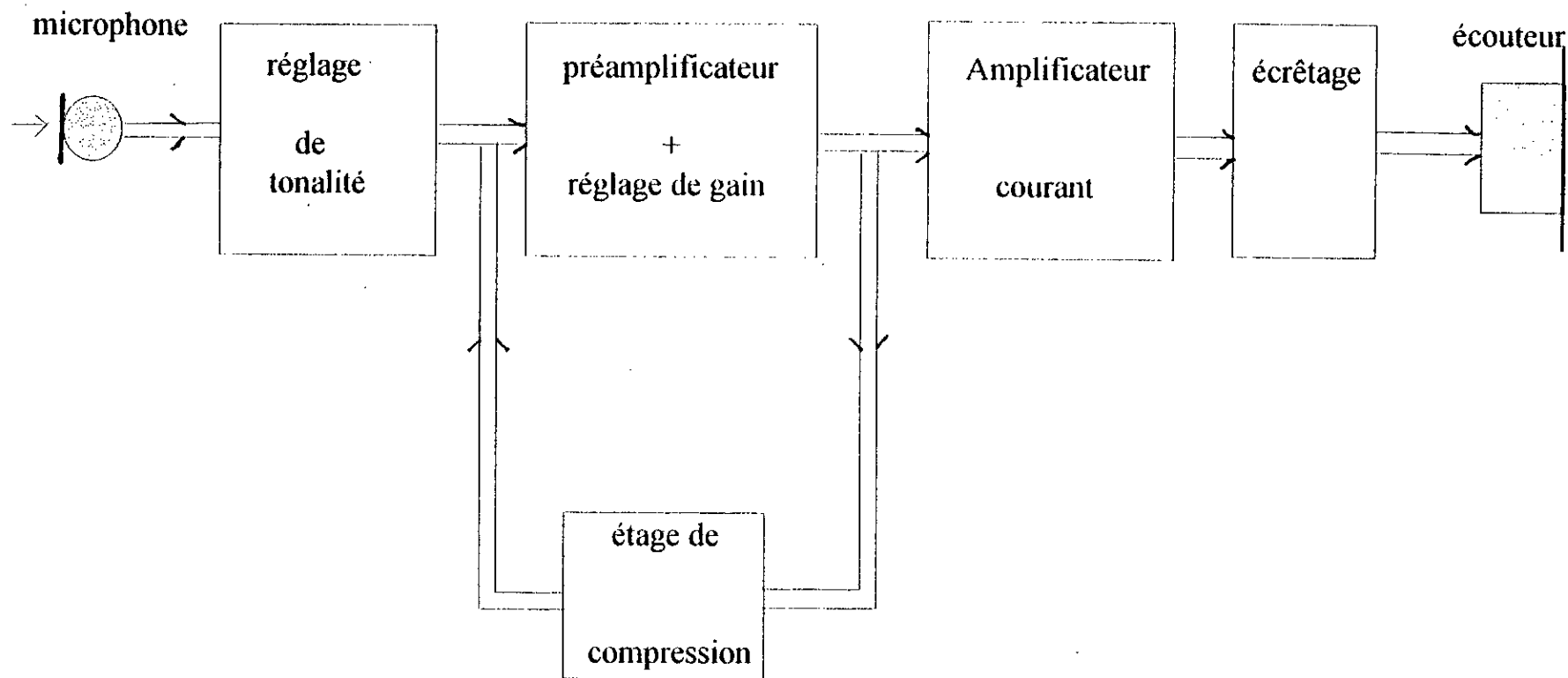


fig. 5.5 : Schéma synoptique d'une prothèse auditive.

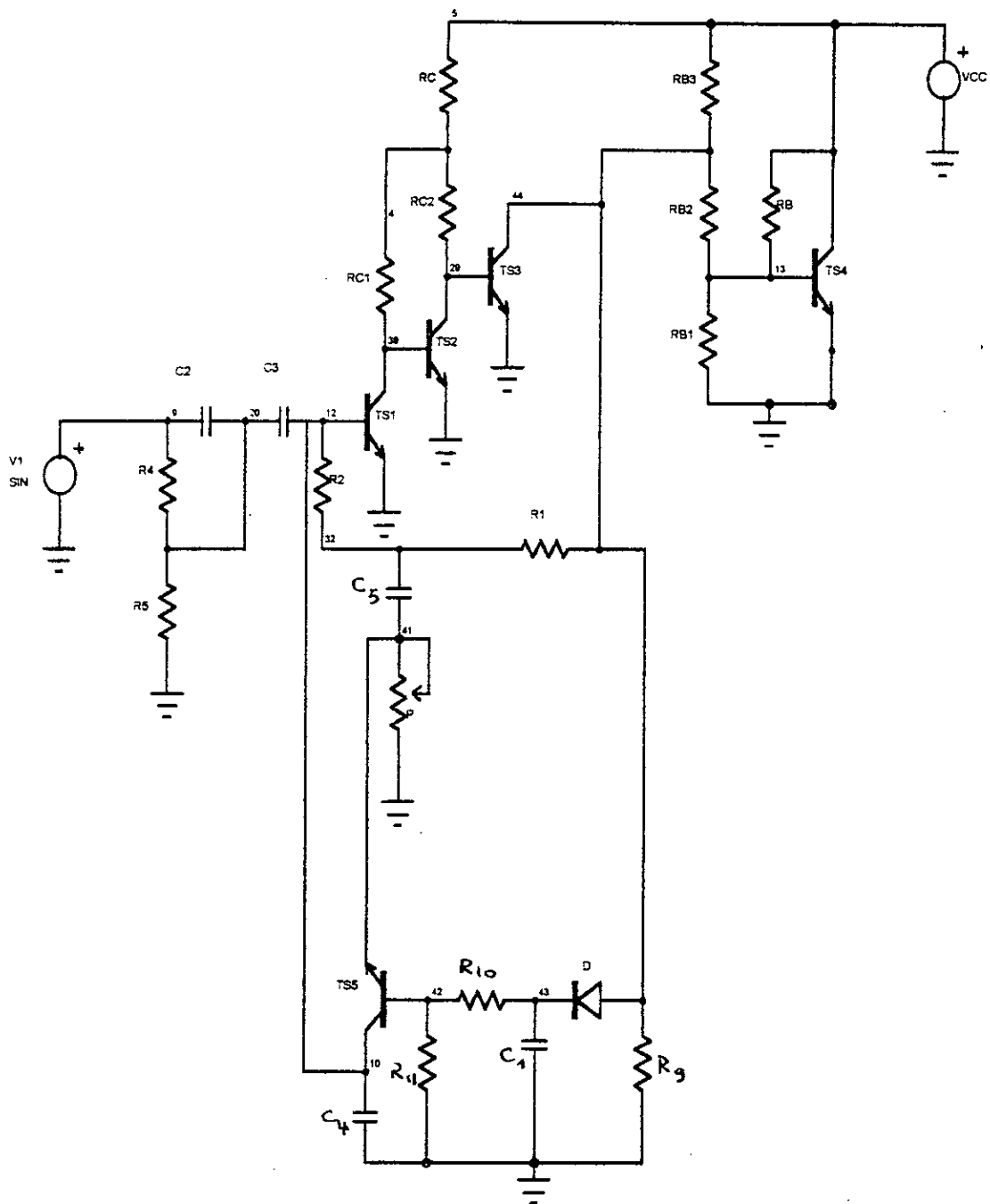


fig.5.6: Schéma électrique d'une prothèse.

CONCLUSION

La conception d'une prothèse auditive nécessite l'emploi des circuits intégrés , pour répondre aux conditions de faible consommation et de discrétion demandées .

Malgré les performances obtenues , la prothèse auditive ne peut jamais jouer le rôle d'une oreille qui est un organe complexe .

Conclusions Générales

La connaissance de l'appareil auditif humain fonctionnement est indispensable, elle permet de déterminer les pathologies qui seront traitées ou appareillées.

Dans le cas où le port d'un aide-auditif est le seul remède, on doit effectuer des examens audiométriques qui permettent de :

- mesurer la perte auditive grâce à l'examen tonal.*
- déterminer le facteur de compression à l'aide d'un examen vocal.*

A partir des données audiométriques obtenues, nous avons conçu un appareil amplificateur équipé d'un système de contrôle automatique du gain et de circuits de réglage et de tonalité.

A la suite de cette étude, nous avons constaté que :

-Les examens audiométriques réalisés en Algérie manquent beaucoup de précision ce qui engendre un mauvais choix de l'appareil.

-L'aide auditif n'est jamais parfait; ceci est dû aux limitations imposées en pratique à la fois aux poids et aux dimensions des appareils.

Pour remédier à ces lacunes, nous envisageons :

-La conception des circuits intégrés à l'aide de programmes ordinateurs afin d'obtenir une meilleure réponse en fréquence, un temps d'attaque optimum, une faible tension d'alimentation et un encombrement plus réduit.

-L'utilisation d'un micro-ordinateur pour les mesures audiométriques relié directement à l'audiomètre.

Nous tenons à signaler que durant notre travail de recherche, nous avons rencontré plusieurs contraintes dues au manque de documentation dans le domaine de l'audioprothèse.

Nous avons essayé de faire de notre travail, un document détaillé sur la prothèse auditive, ceci afin d'aider les étudiants des prochaines promotions à comprendre et à approfondir les principes d'appareillages et de conception. Il restera à continuer le chemin en apportant des améliorations.

Annexe

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
buée	bile	bouée	abbé	balle	bille	brin	bol	bois	tube
ride	dors	rôle	sud	soude	doute	drap	rade	dard	dalle
foc	fil	fente	fausse	nef	faine	faïlle	touffe	faute	four
agis	sage	tige	joute	change	longe	sauje	gène	gîte	jante
vague	gaine	grain	dogue	gage	gave	langue	raide	ganse	gaz
crac	cru	cave	acquis	trou	tasse	molle	étang	cahot	caisse
lobe	boule	bulle	ville	malle	seul	sotte	roule	élan	folle
mieux	mule	somme	mare	tonne	ami	mille	mise	amas	mainte
natte	bonne	maine	noce	mur	chêne	naine	année	mine	saine
col	cale	preux	appas	peur	pré	pire	pile	père	nappe
fort	rive	bord	route	rampe	front	pure	sort	tronc	pris
soupe	sol	rouille	cil	puce	sur	suer	masse	passe	soute
tonte	tempe	sîte	fête	cot	crin	tante	bac	tord	rite
vèle	fauve	saue	veule	vite	vol	rêve	fève	voix	bave
nage	phase	oser	chaise	rance	ruse	vase	pince	pèse	bouse
souche	chatte	chance	hache	mouche	louche	mèche	manche	buche	riche
rogne	règne	gagne	souille	filie	bagne	teigne	saigne	paille	peigne

tableau I : *Listes phonétiques*

10 Groupes de 17 éléments

3 Phonèmes par élément

50 Phonèmes par liste

1	2	3	4	5
lac	laide	soif	rite	ligue
dance	bile	dalle	nuque	ronde
poule	mare	rire	tome	vigne
cire	taupe	songe	guêpe	sort
fève	sens	laisse	coule	dur
malle	chute	boîte	dites	code
rince	jade	lourd	muse	lave
tank	crime	rame	sonde	riche
rampe	prose	tôle	troupe	traîne
panne	vente	coeur	canne	nasse

Tableau II : *Listes des mots monosyllabiques utilisées en test d'intelligibilité*

1	2	3	4	5
le bouchon	le râteau	le souci	le congé	le grillon
souper	donjon	tripot	mouton	terrain
rondin	segent	balai	roseau	soulier
grumeau	crémier	vallon	frelon	gazon
réduit	niveau	saindoux	lapin	faisceau
glaçon	refrain	brigand	traité	billet
réchaud	veston	rouleau	caillot	rabais
coffret	fordan	défi	radis	plateau
gamin	bûcher	bambin	batôn	cordon
clavier	cachot	secret	ruban	ticket

Tableau III : *Listes des mots disyllabiques utilisées en test d'intelligibilité*

LEXIQUE

- **Audiogramme** : est un tracé qui représente le déficit auditif (en décibels) pour les sons purs en fonction de la fréquence.

- **Audiologie** : l'audiologie est le champ de travail de plusieurs disciplines scientifiques qui intéresse la mesure et le traitement des troubles de l'audition.

- **Cochlée** : la cochlée est une cavité creusée dans l'os temporal en forme de coquille d'escargot; elle renferme la partie du labyrinthe qui contient les organes récepteurs essentiels de l'audition.

- **Conduction aérienne** : la conduction aérienne est le processus par lequel le son arrive à l'oreille interne en passant par l'air du conduit auditif externe qui forme une partie de la voie de passage.

- **Conduction osseuse** : la conduction osseuse est le processus par lequel le son arrive à l'oreille interne en passant par les os du crâne.

- **Courbes d'égaux sensation** : sont des tracés qui représentent les rapports du niveau de pression sonore et de la fréquence nécessaire pour donner une sensation donnée chez un auditeur normal.

- **Déficit auditif (surdité)** : le déficit auditif pour un son donné est la différence (en décibels) entre le seuil de ce son chez le malade et le seuil normal pour ce son.

- **Intelligibilité** : le pourcentage d'intelligibilité (ou d'articulation) d'un système de communication est le pourcentage des unités vocales par un ou plusieurs locuteurs et comprises correctement par un ou plusieurs auditeurs.

- **Mastoïde** : l'apophyse mastoïde est rattachée à l'os temporal, elle se dirige vers le bas, en arrière du conduit auditif externe.

- **Os du crâne** : les os du crâne sont cette partie du squelette qui renferme le cerveau.

- **Phonétique** : la phonétique est la science de la description et de l'analyse des sons du langage.

- **Sensation** : on admet qu'une sensation se produit quand un sujet répond d'une façon appropriée à la présentation d'un stimulus.

- **Seuil d'intelligibilité** : le seuil vocal de l'intelligibilité est le niveau auquel la voix doit être présentée pour que l'auditeur puisse répéter correctement 50% des mots.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] **PHILIPS**, " The science of hearing ", **1991**
- [2] **COEUR D'ACIER**, " Electronique ", **1980**, Tome II
- [3] **PHILIPS**, " Guide de référence rapide des prothèses auditives "
- [4] **J.M DOLMAZON**, " Contribution aux recherches sur l'appareil auditif. Elaboration et exploitation d'un modèle de fonctionnement du systeme périphérique", **1980**
- [5] **F.MILSANT**, " Cours d'électronique : Amplification, Tome III, Eyrolles **1969**
- [6] **J.C LAFON**, " Le teste phonétique et la mesure de l'audition " ,**1964**
- [7] **News, Ideas, High Technology acoustics**, n° 4, **1987**
- [8] **J. HIRSH**, " la mesure de l'audition", Presse universitaire de france, **1956**
- [9] **J. GUIBERT**, "La parole: comprehension et synthèse par les ordinateurs, **1979**
- [10] **M. KUNT**, " Traitement de la parole ", Presse Polytechnique Romande, **1987**
- [11] **M. Rossi**, " Electroacoustique ", **1986**
- [12] **K. SAADA et Z. SELLAH**, " Realisation d'un audiometre assistée par micro-ordinateur " **1995**
- [13] **J.S. LIENARD**, " Les Processus de la Communication parlée ", **MASSON 1977**
- [14] **PHILIPS**, " Courier de l'audioprothèse "
- [15] **G. ASCH**, " Les capteurs en instrumentation industrielle ", **1987**

-O-