



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : REGUIEG SARRA et OUFFA KHADIDJA

REALISATION D'UNE AIDE AUDITIVE

Soutenu le 26 septembre 2016 devant le Jury

Mr.	DIB NABIL	MAA	Université de Tlemcen	Président
Mme	BAAKAK YETTOU NOUR EL HOUDA	MCB	Université de Tlemcen	Examineur
Mr	HAMZA CHERIF LOTFI	MCB	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2015-2016

Remercîment

Ce mémoire de fin d'étude n'aurait jamais pu être réalisé sans la Contribution de nombreuses personnes à qui nous souhaiterons témoigner nos reconnaissances.

Tout d'abord nous tenons à remercier ALLAH le tout puissant de nous aider à arriver de faire cette expérience et de réaliser ce modeste travail.

Un grand merci également à Monsieur CHOURFA YAZID qui nous donne l'idée pour réaliser cette expérience.

Aussi nous tenons à remercier Mr HAMZA CHERIF LOTFI qui nous a accompagné durant toute la période de notre expérience et toute l'équipe du laboratoire GBM d'université ABOU BAKR BLKAID qui nous ont accueilli dans leurs environnement. Spécialement à Mr BELKACEM & Mr BOUMEDIENNE Pour sa présence et son soutien.

Remerciements A notre maître et président de projet de fin d'étude. Vous nous avez honorés d'accepter avec grande sympathie de siéger parmi notre jury de thèse. Veuillez trouver ici l'expression de notre grand respect et nos vifs remerciements.



DEDICACE

Je remercie ALLAH le tout puissant d'avoir exaucé mon vœu de réaliser ce projet de fin d'étude.

Je dédie ce modeste travail en premier lieu à mes très chers parents.

Je dédie également ce projet à mon cher mari GHOUL AHMED aussi à mes frères : MOHAMED, HOUSSINE, MAHEDI, ABED EL MOUMEN.

Je tiens remercier Mr OUFFA LAKHDER pour son soutien et leur encouragement pendant toute la durée de préparation de ce projet .Aussi à toute la famille REGUIEG, OUFFA, GHOUL.

Je tiens énormément à remercier mes chers amies de cette promotion d'instrumentation biomédical pour leur encouragement et leurs aides, sans oublier mes chers copines : Souhila, Sakina, Soumia, Hanane & chahrazad pour les précieux moments qu'on a passé.

Enfin, je voudrais dédie cette mémoire à toute personne ayant participé de loin ou de près à la réalisation de ce projet.

REGUIEG SARRA

DEDICACE

Je remercie ALLAH le tout puissant d'avoir exaucé mon vœu de réaliser ce projet de fin d'étude.

Je dédie ce modeste travail en premier lieu à mes très chers parents.

Je dédie également ce projet à mes frères : SALAH EL DIN, ZAKARIA, WALID et spécialement à ma petite sœur SARAH

Je tiens remercier toute la famille OUFFA, YACHE, GHOUL, krari.

Je tiens énormément à remercier mes chers amis de cette promotion d'instrumentation biomédical pour leur encouragement et leurs aides, sans oublier mes chers copines : Souhila, Hizia, Yassamine, Doaa, Hanane & chahrazad, Sakina, Saaida, Besma, Imane, Fatima, Imane OUFFA, Fatiha, Rabiaa pour les précieux moments qu'on a passé.

Enfin, je voudrais dédie cette mémoire à toute personne ayant participé de loin ou de près à la réalisation de ce projet.

OUFFA KHADIDJA

Sommaire :

Résumé:	9
Introduction générale :	10
Chapitre 01 : Anatomie& physiologie de l'oreille.	11
1.1Introduction :	11
I. Anatomie et physiologie de l'oreille :	12
1.2 Structure de l'oreille :	12
1.2.1 L'oreille externe :	12
1.2.1.1Le pavillon :	13
1.2.1.2 Le conduit auditif externe :	13
1.2.2L'oreille moyenne :	13
1.2.2.1 Le tympan :	13
1.2.2.2 La caisse du tympan :	13
1.2.2.3Les deux fenêtres :	14
1.2.2.4 La mastoïde :	14
1.2.2.5 La trompe d'eustache :	14
1.2.3L'oreille interne :	14
1.2.3.1Le vestibule :	15
1.2.3.2 Les trois canaux semi-circulaires :	15
1.2.3.3 L'aqueduc du vestibule :	15
1.2.4Le système auditif central :	16
1.3 Physiologie de l'oreille :	17
1.3.1Introduction :	17
1.3.2Ouïe et l'équilibre :	17
1.3.3Physiologie de l'audition :	17
1.3.4Propriétés du son :	17
1.3.5 L'oreille est un « scanner d'ondes sonores » :	19
1.3.5.1Le rôle d'un capteur :	19
1.3.5.2 Le rôle d'un transmetteur :	19
1.3.5.3Le rôle de codage :	20
1.3.5.4 Le rôle d'interpréteur :	20

1.3.6	La transduction du son est un processus à plusieurs étapes :	20
1.3.7	Excitation des cellules sensorielles ciliées dans l'organe spiral :	21
1.3.8	Voie auditive :	21
1.3.8	L'oreille et l'équilibration :	22
	Physiologie de la surdité :	22
1.4.1	Définition :	22
1.4.2	Classification de la surdité :	22
1.4.3	Classification des surdités selon le niveau lésionnel :	23
1.4.4	La surdité de transmission :	23
1.4.5	Les surdités de perception :	23
1.4.6	Les surdités mixtes :	23
1.4.7	Traitement général de la surdité :	23
II.	L'Exploration fonctionnelle auditive :	25
2.1	Introduction :	25
2.2	Les explorations fonctionnelles :	25
2.3	Objectifs des explorations fonctionnelles :	25
2.4	Les examens cliniques :	25
2.4.1	Acoumétrie : épreuves de RINNE et de WEBER.	25
2.4.1.1	L'épreuve de WEBER :	25
2.4.1.2	L'épreuve du RINNE :	26
2.4.2	Otoémissions acoustiques OEA :	26
2.4.3	Audiométrie :	27
2.4.3.2	Audiométrie tonale :	27
2.4.4.3	Audiogramme vocale :	27
	Chapitre 02 : Approche théorique de la prothèse auditive.	29
2.1	Introduction :	29
2.2	Expertise avant appareillage :	30
2.3	Les Appareils auditifs :	31
2.3.1	Structure d'un appareil auditif :	31
2.3.2	Les réglages à disposition de l'utilisateur se présentent sous trois formes :	32
2.3.3	Déroulement de l'appareillage :	34
2.3.4	Expertise après appareillage :	34
2.3.5	Accessoires auditifs :	34
	Chapitre 03 : Approche théorique.	36

3.1Explication du schéma bloc et les étage du circuit utilisé :	36
3.1.1Introduction :	36
3.1.2Etage de détection :	37
3.1.1.1Câblage d'un microphone à électret :	38
3.1.1.2Principe de base :	38
3.1.1.3 Alimentation d'une capsule à trois pattes - Câblage N°1 :	38
3.1.1.4Alimentation d'une capsule à trois pattes - Câblage N°2 :	39
3.1.1.5Valeur des composants (pour capsules à deux ou trois pattes) :	39
3.1.1.6Amélioration possible :	40
3.1.2Etage de pré amplification :	40
3.1.2.1Polarisation du microphone :	40
3.1.2.2Gain du montage :	40
3.1.3Etage d'amplification :	43
Chapitre 04 : Approche pratique	45
4.1Introduction :	45
4.2Description du schéma électrique :	46
Flèche rouge : l'étage de détection	46
Flèche vert : l'étage de pré-amplification	46
Flèche bleue : l'étage d'amplification	46
4.3Etage de détection :	46
4.4Etage de préamplification :	47
4.5Etage d'amplification :	49
4.6 Remarque :	52
Simulation avec le programme ISIS :	52
.....	54
4.7 Conclusion :	55
Conclusion générale :	56

Table des figures :

Chapitre 01 : Anatomie & physiologie de l'oreille.

Figure 1.1 : structure de l'oreille externe	12
Figure 1.2: les osselets.....	14
Figure 1.3 : le vestibule et les canaux semi-circulaires	15
Figure 1.4 : l'organe de Corti et les cellules ciliées.....	15
Figure 1.5 : des amplitudes des hautes et faibles fréquences/ son aigu et son grave.....	18
Figure 1.6 : les rôles de l'oreille.	20
Figure 1.7 : l'équilibre dans l'oreille interne.....	22
Figure 1.8: Traitement générale de la surdité	24
Figure 1.9 : l'épreuve de Weber.	26
Figure 1.10 : l'épreuve de RINNE.....	26
Figure 1.11: courbe de réponse des sujets normo-entendant et malentendant.....	27

Chapitre 02: Approche théorique de la prothèse auditive.

Figure 2.1 : Expertise avant appareillage	30
Figure 2.2: Appareils contour d'oreille	32
Figure 2.3 : appareils intra-auriculaires.....	33
Figure 2.4 : modèle d'appareille auditive commerciale.	35

Chapitre 03 : Approche théorique.

Figure 3.1 : étage de détection.....	37
Figure 3.2 : les microphones à électrets	37
Figure 3.3 : micro électret 2 fils.	38
Figure 3.4 : Alimentation d'une capsule à trois pattes.	38
Figure 3.5 : Alimentation d'une capsule à trois pattes.....	39
Figure 3.6 : câblage d'un micro à électret	40
Figure 3.7 : Schéma électrique	41
Figure 3.8 : le schéma électrique utilisé	43

Chapitre 04 : Approche pratique

Flèche rouge : l'étage de détection.....	46
Flèche vert : l'étage de pré-amplification.....	46
Flèche bleu : l'étage d'amplification.....	46
Figure 4.1 : le circuit utilisé.....	46
Figure 4.2 : étage de détection.....	46
Figure4.3 : étage de pré-amplification.....	47
Figure4.4 : le circuit imprimé réalisé.....	48
Figure 4.5 : le circuit analogique réalisé.....	48
Figure 4.6 : le signal obtenu par un oscilloscope.....	49
Figure 4.7 : étage d'amplification.....	49
Figure 4.8: le circuit d'amplification réalisé	50
Figure 4.9 : le circuit imprimé	50
Figure 4.10 : le circuit analogique réalisé.....	51
Figure 4.11 : signal de sortie et le signal de l'amplification.....	51
Figure 4.12 : signal de pré-amplification.....	52
Figure 4.13 : signal d'amplification	53
Figure 4.14 : signal d'amplitude en fonction de la fréquence des voix humaines	54

Résumé:

Appareil d'aide auditive est un petit gadget électronique qui est apte ou derrière l'oreille pour améliorer son audition et, par conséquent la capacité de communication des travaux de recherche porter sur la conception et le développement d'un dispositif d'aide auditive par un pré-amplificateur; un signal acoustique ramassé à l'aide d'un microphone à condensateur. L'amplificateur audio (circuit intégré) est configuré de manière à produire une amplification audio qui est converti en signal audio par le biais d'un casque d'écoute. Conception des équations ont été utilisées pour calculer les paramètres physiques du circuit. Après la conception. Les recommandations ont été proposées pour améliorer encore.

Mots-clés: aide auditive, signaux acoustiques, pré-amplificateur, condensermicrophone.

Abstract:

Hearing aid device is a small electronic gadget that is fit in or behind the ear to improve one's hearing and consequently communication ability. This research work involves the design and development of a hearing aid device with pre-amplifier; an acoustic signal picked-up using a condenser microphone. TDA TLO82 IC is configured to produce an audio amplification which is converted to audio signal through a headphone. Design equations were employed to calculate the physical parameters of the circuit.

Keywords: hearing aid, acoustic signal, pre-amplifier, condensermicrophone.

Introduction générale :

Les êtres¹ humains sont très sensibles aux stimulus. L'odeur d'une miche de pain chaud nous met l'eau à la bouche. Un coup de tonnerre nous fait sursauter. Notre système nerveux ne cesse de capter et d'interpréter des stimulus.

On nous apprend généralement que nous avons cinq sens : le toucher, le goût, l'odorat, la vue et l'ouïe. En réalité, le toucher résulte de l'activité des récepteurs sensoriels simples, nous sommes dotés du sens de l'équilibre dont les récepteurs sont situés dans l'oreille, avec ceux de l'ouïe. Les récepteurs de ce que l'on appelle communément le toucher sont disséminés dans la peau et sont pour la plupart des terminaisons nerveuses modifiées de neurones sensitifs, alors que les récepteurs sensoriels spécifiques de l'odorat, du goût, de la vue et de l'ouïe sont des cellules réceptrices à proprement parler. Ces cellules sont regroupées dans la tête et elles occupent des endroits précis, soit dans les organes des sens (les yeux et les oreilles), soit dans des structures épithéliales bien délimitées (les calicules gustatifs et l'épithélium de la région olfactive).

La parole est en premier lieu un moyen de communication dont la performance est entièrement axée vers la capacité auditive de l'homme. Elle repose sur le principe d'un instrument à vent et comprend un conduit (trachée, bronches) à travers lequel l'air s'écoule dans la cavité formée de la bouche et des fosses nasales en empruntant la fente limitée par les cordes vocales qui peuvent être mises en vibration.

Le grand éventail des variations oratoires s'explique par le fait que de nombreux muscles peuvent entrer en jeu et modifier considérablement à la fois la pression du courant d'air (puissance sonore de la voix), la tension des cordes vocales, l'ouverture et la forme de la glotte (fréquence fondamentale de la voix) de même que la dimension et la forme de la cavité (timbre, formants).

Chapitre 01 : Anatomie & physiologie de l'oreille.

1.1 Introduction :

L'oreille est un organe essentiel et fragile dans le corps humain, elle est responsable de l'audition et la communication entre les personnes et le milieu extérieur (organe de l'ouïe) aussi, elle assure l'équilibre du corps humain.

L'audition repose sur la synergie de toute une série d'éléments qui composent les trois parties de l'oreille : l'oreille externe, l'oreille moyenne, l'oreille interne

Chacun des éléments joue un rôle spécifique qui participe à la transmission et à la perception des sens.

- L'oreille externe : le pavillon et le conduit auditif
- L'oreille moyenne : le tympan et les osselets
- L'oreille interne : qui permet l'équilibre du corps humain et sa structure est extrêmement complexe

I. Anatomie et physiologie de l'oreille :

1.2 Structure de l'oreille :

1.2.1 L'oreille externe :

L'oreille externe se constitue d'une lame fibro-cartilagineuse appelée pavillon et d'un conduit auditif externe. Ce dernier se compose d'une partie cartilagineuse et d'une partie osseuse.

La captation, la localisation, l'amplification, la protection et le transfert sont les cinq rôles importants de l'oreille externe.

La localisation des sources sonores est possible grâce à la distance inter-orale (distance entre les 2 oreilles d'environ 18 cm). Suivant l'azimut de la source, l'onde sera réceptionnée avec un retard sur l'oreille controlatérale permettant ainsi à l'individu de juger de la distance, de l'angle et de l'origine de la source.

De plus, l'effet de diffraction de la tête va générer une différence d'intensité entre les deux oreilles complémentaires au paramètre temporel. Cette aptitude est capitale pour la compréhension notamment dans les milieux bruyants car elle engendre une focalisation plus rapide sur la voix du locuteur.

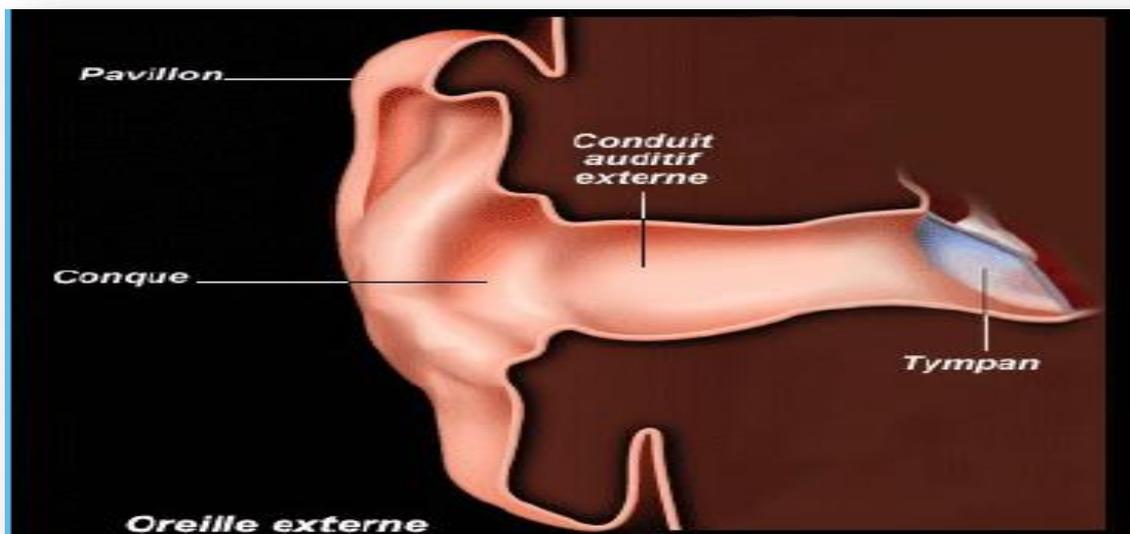


Figure1.1 : structure de l'oreille externe

La forme cylindrique du conduit auditif externe, les deux coudes, les sécrétions des glandes cérumineuses en périphérie procurent une protection à la membrane tympanique, ainsi qu'aux osselets de l'oreille moyenne.

1.2.1.1 Le pavillon :

Le pavillon est la partie externe et visible de l'oreille, est une expansion lamelleuse, plissé sur elle-même armée de fibrocartilage qui lui donne sa fixité, sa rigidité, sa forme et sa direction .il servi à identifier des individus, possède de nombreuses configuration extérieurs, sont l'hélix, l'anthélix, le tragus et la conque, endroit où s'ouvre le conduit auditif externe.

Il contient plusieurs parties qui sont :

- Le muscle de tragus
- Les grands et les petits muscles de l'hélix
- Le muscle de l'anti tragus dans la partie antérieur du pavillon
- Les muscles transverse et oblique dans la partie postérieure

1.2.1.2 Le conduit auditif externe :

C'est un canal, appelé aussi « cavum », d'un diamètre très variable (de 4 à 10 mm). et de longueur moyenne de 25 mm, il présente deux courbures physiologiques, une postéro-antérieure, et une supéro-inférieure.

Le conduit auditif externe se divise en deux parties :

- La première externe est cartilagineuse.
- La deuxième partie interne est osseuse et lisse.

1.2.2 L'oreille moyenne :

L'oreille moyenne est comprise entre l'oreille externe et l'oreille interne

Elle se compose de : tympan, la caisse du tympan, les osselets et les deux fenêtres .aussi, la mastoïde et la trompe d'Eustache sont considérées comme des annexes de l'oreille moyenne

L'oreille moyenne est tapissée d'une couche d'épithélium, du tissu conjonctif et d'une couche sous muqueuse.

1.2.2.1 Le tympan :

Le tympan est une membrane fine de 1 cm et de diamètre divisée en deux parties : la pars Tensa et la pars Flaccida.

1.2.2.2 La caisse du tympan :

C'est une cavité remplie d'air, elle se compose de 03 osselets : le marteau, l'enclume et l'étrier.

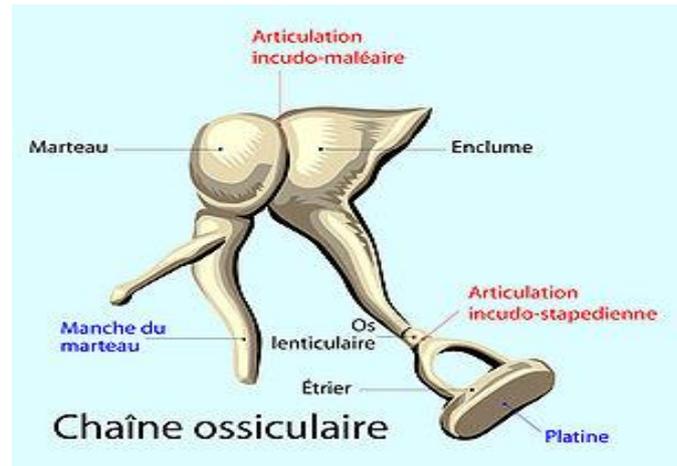


Figure1.2: les osselets

1.2.2.3 Les deux fenêtres :

Permettent à la caisse de tympan de communiquer avec l'oreille interne

- Fenêtre ovale ou appelée aussi fenêtre vestibulaire : elle fait un lien entre la chaîne ossiculaire et la rampe vestibulaire de la cochlée
- Fenêtre ronde ou fenêtre cochléaire, fait le lien entre la rampe tympanique de l'oreille interne et la caisse du tympan.

1.2.2.4 La mastoïde :

Les cavités mastoïdiennes sont creusées dans l'épaisseur de la partie mastoïdienne de l'os temporel. Elles sont de nombre variable, elles communiquent directement avec la caisse tympanique, en arrière de laquelle elles sont situées.

1.2.2.5 La trompe d'eustache :

Est un conduit ostéo-cartilagineux comportant une musculature dont la contraction permet de mettre en communication la caisse tympanique avec le pharynx.

1.2.3 L'oreille interne :

Est une des parties de l'oreille, qui contient l'organe de l'ouïe, mais aussi le système vestibulaire, organe de l'équilibre, responsable de la perception de la position angulaire de la tête et de son accélération. Se présentant sous forme d'escargot, la cochlée va transformer les sons en signaux électriques qui seront transmis ensuite au cerveau. L'oreille interne est remplie d'un liquide, appelée l'endolymphe, et composée de cellules ciliées.

Le labyrinthe osseux.

- Labyrinthe postérieur (osseux) comprenant,

1.2.3.1 Le vestibule :

Le vestibule est un organe sensoriel méconnu, pilier de l'équilibre, 6ème sens caché dans l'oreille interne. Cette cavité creusée dans l'os de la base du crâne constitue un véritable labyrinthe abritant à la fois l'appareil de l'audition (ou cochlée en forme d'escargot) et l'appareil vestibulaire (appelé vestibule).



Figure1.3 : le vestibule et les canaux semi-circulaires

1.2.3.2 Les trois canaux semi-circulaires :

Les canaux semi-circulaires sont les outils principaux de détection des mouvements et des rotations du corps. Ils sont disposés de façon orthogonale, c'est-à-dire perpendiculaire les uns aux autres.

1.2.3.3 L'aqueduc du vestibule :

Canal osseux qui s'ouvre à la face interne du vestibule en dehors et au niveau de la face postérieure de la pyramide pétreuse en dedans.

Labyrinthe antérieur comprenant :

- La cochlée.
- L'organe de Corti.

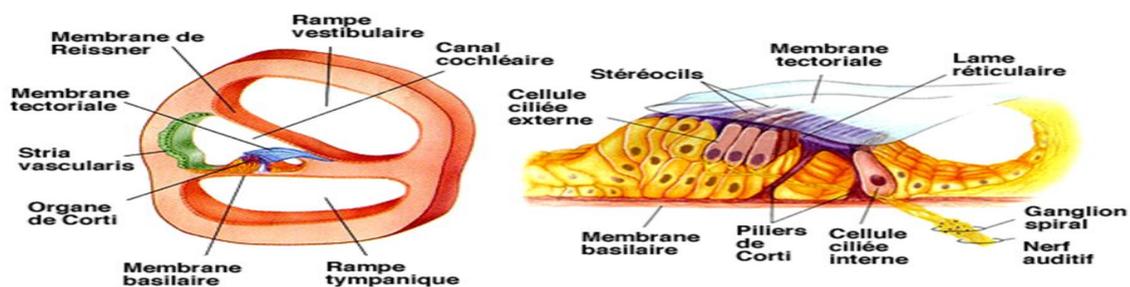


Figure1.4 : l'organe de Corti et les cellules ciliées

1.2.4 Le système auditif central :

L'origine du système auditif central se trouve au niveau du ganglion spinal de Corti regroupant toutes les fibres nerveuses pour aller jusqu'au cerveau qui recueille et interprète l'information acoustique.

Les voies auditives afférentes traversent plusieurs relais par les voies auditives primaires et secondaires du tronc cérébral au cortex. A l'inverse, les fibres efférentes partent des aires auditives pour délivrer l'information jusqu'au ganglion spinal.

La voie auditive primaire est constituée de 3 relais centraux effectuant à chaque étage un travail de décodage et d'interprétation.

Le nerf auditif entre dans le tronc cérébral dans lequel le noyau cochléaire effectue un premier relais, où un décodage fréquentiel en intensité et en durée est réalisé. Le second relais qui est le complexe olivaire supérieur croise la ligne médiane pour monter au cerveau puis au niveau du colliculus inférieur. La localisation spatiale est permise grâce à ces deux relais.

Enfin, le corps genouillé au niveau du thalamus sera la dernière portion de la voie auditive primaire. Ce message sera ensuite mémorisé et discriminé par le cortex auditif.

1.3 Physiologie de l'oreille :

1.3.1 Introduction :

Afin d'étudier l'anatomie de l'oreille, il est indispensable de savoir le phénomène physio acoustique de l'audition, dans le but d'expliciter : le stimulus sonore et la perception auditive, les récepteurs auditifs, le codage du son et l'élaboration du son au niveau central.

1.3.2 Ouïe et l'équilibre :

De prime abord, les mécanismes de l'ouïe et de l'équilibre paraissent fort rudimentaires.

En effet, les mécanorécepteurs de l'oreille interne sont stimulés lorsque les liquides dans lesquels ils baignent sont agités. Pourtant, l'ouïe humaine capte un extraordinaire éventail de sons, et les récepteurs de l'équilibre fournissent continuellement des informations à plusieurs structures du système nerveux sur la position et les mouvements de la tête. Bien que les organes de l'ouïe et de l'équilibre à l'intérieur de l'oreille soient structurellement associés, leurs récepteurs respectifs réagissent à des stimulus différents et ils sont activés indépendamment les uns des autres. (C'est ce qui explique que les personnes sourdes sont capables de garder leur équilibre).

1.3.3 Physiologie de l'audition :

le mécanisme de l'audition humaine peut se résumer en une seule phrase : le son produit dans l'air des vibrations qui frappent le tympan, qui ébranle une chaîne d'osselets, qui poussent le liquide de l'oreille interne contre des membranes, qui créent des forces de cisaillement tirant sur des cellules sensorielles ciliées, qui stimulent les neurones à proximité, qui engendrent des influx aboutissant au cerveau, qui interprète ces influx et nous entendons ! Nous reviendrons sur chacune des étapes de cet enchaînement, mais auparavant nous allons considérer le son, stimulus de l'audition.

1.3.4 Propriétés du son :

Contrairement à la lumière, qui peut se propager dans le vide (et notamment dans l'espace interplanétaire), le son ne se transmet que dans un milieu élastique. Alors que la vitesse de la lumière est d'environ 300 000 Km/s, celle du son dans l'air sec n'est que de 331 m/s.

Un éclair est presque instantanément visible, mais le son qu'il produit (le tonnerre) met un certain temps à atteindre l'oreille. (En comptant les secondes qui s'écoulent entre l'éclair et le coup de tonnerre et en multiplient le résultat par 331, on obtient la distance en mètres à laquelle se trouve l'orage). La vitesse du son est constante dans un milieu uniforme, elle est plus grande dans les solides que dans les gaz, y compris l'air.

Le son est une perturbation de la pression, une alternance de zones de haute pression et de zones de basse pression _causée par un objet vibrant et propagée par les molécules du milieu. Prenons l'exemple du son émis par un diapason. Si l'on frappe la gauche du diapason, ses branches se déplacent d'abord vers la droite et créent une zone de haute pression de ce côté en comprimant les molécules d'air. Puis, en rebondissant,

les branches compriment l'air à gauche du diapason, et la pression s'en trouve réduite à droite (puisque la majeure partie des molécules d'air de cette zone ont déjà été poussées plus loin vers la droite)

En vibrant de droite à gauche, le diapason produit une série de zones de compression et de raréfaction, c'est-à-dire une onde sonore, qui se propage dans toutes les directions. Toutefois chaque molécule d'air ne vibre que sur une courte distance, car elle heurte d'autres molécules et rebondit. Comme les molécules qui déplacent vers l'extérieur donnent de l'énergie cinétique aux molécules qu'elles heurtent, l'énergie est toujours transférée dans la direction qu'emprunte l'onde sonore. Par conséquent, l'énergie de l'onde diminue avec le temps et la distance, et le son s'éteint.

On peut représenter graphiquement une onde sonore sous la forme d'une courbe en S, ou onde sinusoïdale, dont les crêtes sont formées par les zones de compression et les creux, par les zones de raréfaction d'un tel graphique se dégagent deux propriétés physiques du son, soit la fréquence et l'amplitude.

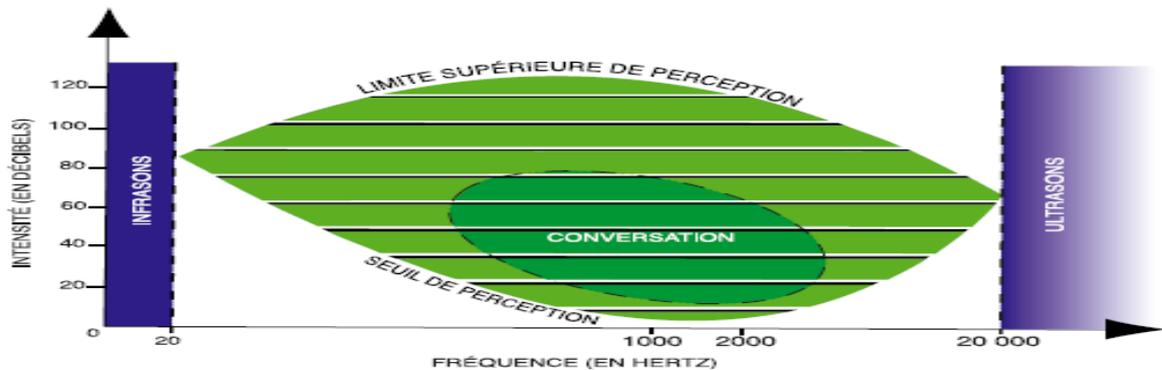


Figure 1.5 : des amplitudes des hautes et faibles fréquences/ son aigu et son grave.

➤ La fréquence :

Est le nombre d'ondes qui passent par un point donné en un temps donné. L'onde sinusoïdale d'un son pur est périodique : autrement dit, ses crêtes et ses creux se répètent à des distances définies. La distance entre deux crêtes consécutives (ou deux creux consécutifs) est appelée « longueur d'onde », et elle est constante pour un son donnée. Plus la longueur d'onde est courte, plus la fréquence du son est élevée.

L'ouïe humaine est sensible aux fréquences de 20 à 20 000 ondes par secondes ou Hertz (Hz), et plus particulièrement aux fréquences de 1500 à 4000 Hz, parmi lesquelles elle peut distinguer des différences de l'ordre de 2 à 3 Hz. La fréquence d'un son correspond pour nous à sa :

- Hauteur : plus la fréquence est élevée, plus le son est aigu

Un diapason produit un son pur (simple) ne possédant qu'une seule fréquence, tandis que la plupart des sons sont composés de plusieurs fréquences. Cette caractéristique du son appelée « Timbre », nous permet de reconnaître une note de musique, qu'elle soit chantée par une soprano ou jouée sur un piano, c'est le timbre qui donne aux sons et à la musique leur richesse et leur complexité.

- L'amplitude : ou hauteur, des crêtes de l'onde sinusoïdale indique l'intensité d'un son, laquelle est liée à son énergie, c'est-à-dire aux différences de pression entre ses zones de compression et ses zones de raréfaction
- La force : la force d'un son correspond à notre interprétation subjective de son intensité. Notre champ auditif est extrêmement étendu : du bruit d'une épingle qui tombe à celui d'un sifflet à vapeur, l'intensité du son se multiplie par 100 billions, c'est pourquoi on mesure l'intensité (et la force) des sons à l'aide d'une unité logarithmique appelée décibel (dB). Sur un audiomètre médical, le début de l'échelle des décibels est arbitrairement fixé à 0 dB, soit le seuil de l'audition (sons à peine audibles) pour l'oreille normale. Chaque augmentation de 10 dB représente un décuplement de l'intensité sonore. Ainsi, un son de 10dB renferme 10 fois plus d'énergie qu'un son de 0 dB, et un son de 20 dB possède 100 fois (10×10) plus d'énergie qu'un son de 0 dB. Toutefois, une augmentation de 10 dB ne représente qu'un doublement de la force du son. En d'autres mots, la plupart des gens diraient qu'un son de 20 dB leur paraît 2 fois plus fort qu'un son de 10 dB, Le champ auditif normal (échelonné des sons à peine audibles aux sons juste en dessous du seuil de la douleur) couvre plus de 120 dB (le seuil de douleur se situe à 130 dB).
- L'exposition fréquente ou prolongée à des sons de plus de 90 dB cause une perte auditive importante. En Amérique du Nord, les gens qui travaillent dans un milieu où le bruit dépasse 90 dB doivent porter des protecteurs auditifs. Ce chiffre prend tout son sens lorsqu'on considère qu'une conversation normale se situe aux environs de 50 dB, le bruit de fond dans un restaurant animé à 70 dB et la musique rock amplifiée à 120 dB ou plus, soit bien au-dessus de la limite de danger de 90dB.

1.3.5 L'oreille est un « scanner d'ondes sonores » :

- Elle capte les ondes sonores.
- Elle traduit les sons en codes secrets (formés d'impulsion électriques).
- Elle transmet le message codé au cerveau qui entend.

Ce sont les rôles de l'oreille :

1.3.5.1 Le rôle d'un capteur :

L'onde sonore arrive dans le pavillon de l'oreille externe jusqu'au tympan (quand une onde sonore pénètre dans l'oreille, elle fait vibrer le tympan).

1.3.5.2 Le rôle d'un transmetteur :

Le tympan met en mouvement le marteau, l'enclume, l'étrier (l'ensemble des osselets), les muscles par contraction amplifient ou limitent la transmission. si le muscle n'a pas le temps d'amortir le choc, le mouvement est transmis sans atténuation, un choc très violent peut crever le tympan (surdité de transmission).

1.3.5.3 Le rôle de codage :

Si le tympan résiste, c'est le codeur qui va être saturé, il peut être endommagé ou détruit c'est la destruction du système de codage qui entraîne une surdité de perception (exemple : la surdité professionnelle).

1.3.5.4 Le rôle d'interpréteur :

Suivant la culture linguistique, musical, etc...le cerveau est entraîné à distinguer des sons très proches, à reconnaître des associations de sons particulières, c'est la parole, la musique

Dans le travail, le cerveau se sert des sons ou des bruits pour reconnaître si une machine fonctionne bien.

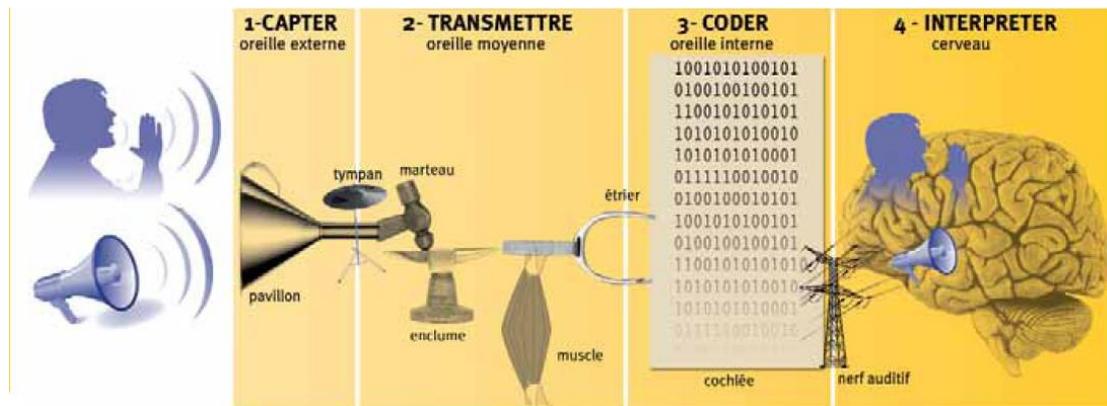


Figure 1.6 : les rôles de l'oreille.

1.3.6 La transduction du son est un processus à plusieurs étapes :

L'audition est une sensibilité complexe, qui implique quatre niveaux de transduction, l'énergie des sons dans l'air se transmet sous forme de vibrations mécaniques, puis d'ondes liquides, puis de signaux chimiques, et finalement de potentiels d'action. Cette section résume ce processus. Nous verrons ensuite en détail la transduction dans la cochlée.

Les quatre étapes de transduction et la transmission du son à travers l'oreille sont présentées à la figure (Figure 1.6 : les rôles de l'oreille). Les sons qui atteignent l'oreille externe sont guidés par le conduit auditif vers la membrane tympanique, où ils deviennent des vibrations mécaniques du tympan (première transduction). Ces vibrations sont transférées au marteau, à l'enclume et à l'étrier dans cet ordre. La disposition des trois osselets reliés entre eux forme un levier, qui démultiplie la force des vibrations en réduisant les pertes d'énergie dues aux frottements. Si les niveaux de bruit sont élevés et qu'il y a un danger de léser l'oreille interne, les petits muscles de l'oreille moyenne peuvent tirer sur les osselets pour réduire l'amplitude de leurs mouvements et ainsi atténuer la transmission des sons dans une certaine mesure.

Quand l'étrier vibre, il tire et pousse sur la fine membrane de la fenêtre ovale, à laquelle il est attaché. Les vibrations de la fenêtre ovale produisent des ondes dans le liquide de la cochlée (deuxième transduction), mais comme l'eau n'est pas compressible, l'énergie des ondes se dissipe dans l'air contenu dans l'oreille moyenne au niveau de la membrane de la fenêtre ronde.

Quand les ondes se déplacent dans la cochlée, elles poussent sur les membranes souples du canal cochléaire et courbent les cellules ciliées situées dans le canal. Ces mouvements provoquent la libération d'un neurotransmetteur par les cellules ciliées sur les neurones sensoriels primaires (troisième transduction,

sous la forme d'un signal chimique). Le neurotransmetteur se fixe aux neurones sensoriels pour engendrer des potentiels d'action (quatrième transduction), qui envoient au cerveau une information codée concernant le son par le nerf cochléaire, branche du nerf crânien 8.

1.3.7 Excitation des cellules sensorielles ciliées dans l'organe spiral :

L'organe spiral (figure l'anatomie de la cochlée) qui repose sur la lame basilaire, est composé de cellules de soutien et de cellules réceptrices de l'ouïe appelées cellules sensorielles ciliées. Ces cellules sont disposées en une rangée de cellules sensorielles internes ciliées et en trois rangées de cellules sensorielles ciliées externes ; elles sont comprises entre la membrana tectoria du conduit cochléaire et la lame basilaire. Leur base est entourée par les neuro-fibres afférentes du nerf cochléaire, une ramification du nerf vestibulo-cochléaire.

Les cils de ces cellules (qui sont en fait des stéréocils rigides, au nombre d'une certaine par cellule), sont alignés en trois ou quatre rangées et sont renforcés par des filaments d'actine, les cils d'une même rangée sont reliés par de minuscules fibres d'élastine qui forment des liens apicaux entre les cellules. L'extrémité des cils baigne dans l'endolymphe riche K^+ et plus longs s'implantent dans la membrana tectoria du conduit cochléaire, de texture gélatineuse.

1.3.8 Voie auditive :

Les voies auditives ascendantes comprennent plusieurs noyaux du tronc cérébral, mais nous nous contenterons ici d'en étudier les principales étapes. Les influx engendrés dans la cochlée empruntent les neurofibres afférentes du nerf cochléaire, traversent le ganglion spiral, où sont situés les neurones sensitifs bipolaires de l'audition, puis atteignent les noyaux cochléaire du bulbe rachidien. De là les influx se dirigent vers le noyau olivaire supérieur, suivent le lemnisque latéral, transitent par le colliculus inférieur (centre auditif réflexe du mésencéphale) et aboutissent enfin à l'aire auditive, dans le lobe temporel (où les sons parviennent à la conscience).

Des relais communiquent aussi avec le corps géniculé médial du thalamus et le colliculus supérieur du mésencéphale. Ensemble, les colliculus déclenchent les réflexes auditifs aux sons, tels que le réflexe de tressaillement et celui de tourner la tête. La voie auditive a ceci de particulier que toutes les neurofibres ne croisent pas la ligne médiane. En conséquence, chaque aire auditive reçoit des influx provenant des deux oreilles.

1.3.8 L'oreille et l'équilibration :

L'oreille c'est un organe deux doubles fonctions l'audition et l'équilibre du corps humain.

Le mot équilibre désigne un état de stabilité, qu'il soit utilisé pour décrire les concentrations ioniques dans l'organisme ou la position du corps dans l'espace. Dans le positionnement du corps.

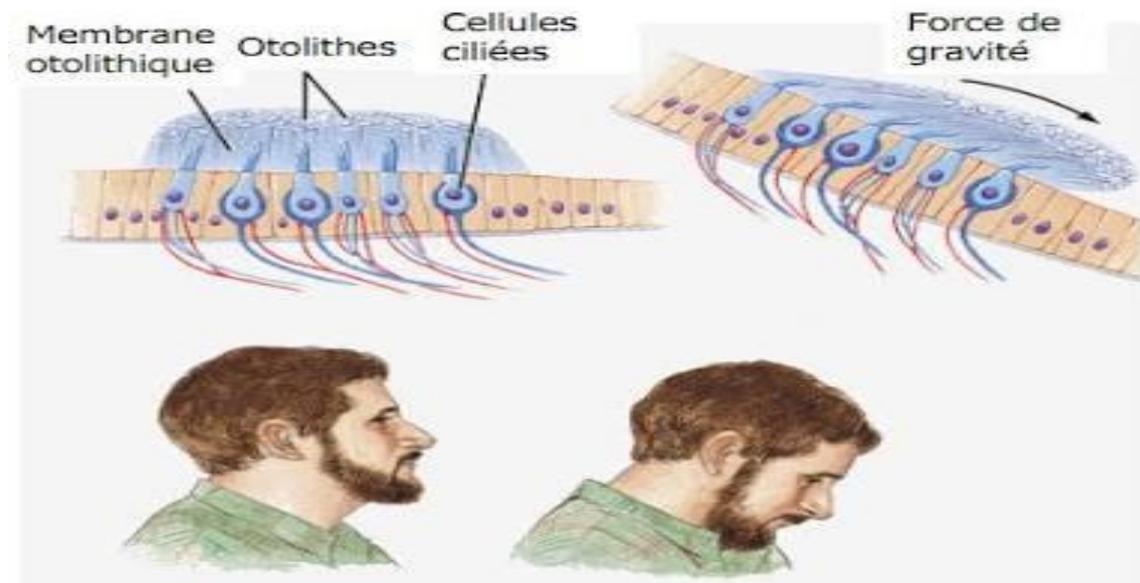


Figure 1.7 : l'équilibre dans l'oreille interne

Physiologie de la surdité :

1.4.1 Définition :

La surdité est définie comme une perte de la perception des sons, de la parole en particulier qui comporte des sons aigus et des sons graves.

Rappelons que lorsque la perte tonale moyenne ne dépasse pas 20 dB on affirme que l'audition est normale ou subnormale. Donc la surdité est un handicap qui retentit rapidement sur le développement du langage, de la faculté cognitive.

1.4.2 Classification de la surdité :

L'organisation mondiale de la santé (O.M.S) a défini des stades de gravité d'une surdité à travers une classification selon différents paramètres qui sont: (physiologie, ATLAS de poche, s. silbrnal F Anlanc).

Classification des surdités selon leur intensité :

- De 0 à 20 dB est une audition normale ou subnormale ;
- De 20 à 40 dB une surdité légère, les bases du langage sont acquises, avec de nombreuses erreurs articulatoires ;
- De 40 à 70 dB est une surdité moyenne, seul la voix forte est perçue ; l'articulation sera défectueuse et le retard du langage constant ;

- De 70 à 90 dB est une surdité sévère, la parole est perçue à voix forte et près de l'oreille. Les bruits forts sont perçus ;
- La surdité profonde ou les cophoses ont plus de 90 dB de perte. Il n'existe aucune perception des bruits ni de la voix elles sont très rares.

1.4.3 Classification des surdités selon le niveau lésionnel :

1.4.4 La surdité de transmission :

Ce sont les fréquentes. il s'agit de surdité par atteinte de l'ensemble tympano- ossiculaire, curable. Elle prédomine sur les fréquences graves. Elle ne peut pas dépasser les 60 dB de perte.

1.4.5 Les surdités de perception :

Elles prédominent sur les fréquences aiguës ce sont les surdités neuro- sensorielle : sont d'origine cochléaire ou d'origine centrale par atteinte rarement isolée des voies auditives

1.4.6 Les surdités mixtes :

Il peut s'agir une surdité de transmission qui associe une surdité de perception, ou une surdité de perception aggravée, transitoirement ou non, par un facteur transitionnel dont il faudra se méfier au cours de la prise en charge.

1.4.7 Traitement général de la surdité :

Avant de traiter ou non la surdité, un schéma décisionnel est suivi. Il recherche la latéralité, la manière d'apparition, la profondeur et le type de surdité.

Différents traitements existent pour la surdité. Ce sont, dans l'ordre décroissant, les appareils auditifs, la chirurgie de l'oreille et les implants auditifs. Chaque traitement a ses indications et contre-indications, ses avantages et ses inconvénients, ainsi que ses risques à évaluer dans chaque situation. Souvent, différents traitements sont possibles. Ils doivent donc être décrits et discutés dans une relation de confiance entre le médecin spécialiste et le malentendant. Ces différents traitements sont présentés ici dans un tableau général. Ils sont détaillés dans leur chapitre respectif.

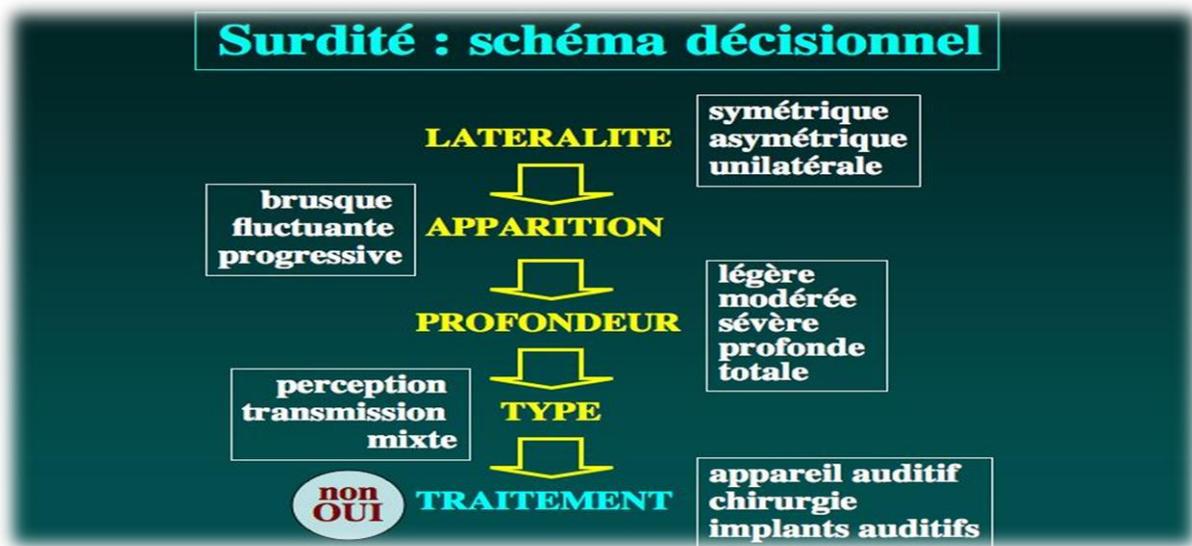


Figure 1.8: Traitement générale de la surdité

II. L'Exploration fonctionnelle auditive :

2.1 Introduction :

Dans cette partie en citerons les épreuves fonctionnelles qui permettent d'étudier les différents paramètres de l'audition. Elles aident le médecin à apprécier le déficit sensoriel.

On va décrire les principaux moyens d'évaluation de la fonction auditive, en distinguant les méthodes subjectives et les méthodes objectives d'exploration.

2.2 Les explorations fonctionnelles :

L'exploration d'une surdité ne doit pas être l'apanage exclusif de l'ORL, elle doit débiter dès la première consultation chez le médecin, généraliste qui pourra guider et conseiller son patient. Une telle exploration est simple et ne doit repousser le non-spécialiste.

2.3 Objectifs des explorations fonctionnelles :

Le but de l'exploration clinique d'une surdité est d'orienter le diagnostic :

- Affirmer et quantifier la perte auditive.
- Déterminer son retentissement fonctionnel.
- Localiser l'origine périphérique ou centrale du trouble.
- Rechercher une étiologie.
- Valeur médico-légale.

2.4 Les examens cliniques :

2.4.1 Acoumétrie : épreuves de RINNE et de WEBER.

L'acoumétrie consiste à explorer l'audition à l'aide d'un diapason, les épreuves de RINNE et WEBER, essentiellement qualitatives, permettent de différencier les surdités neurosensorielles des surdités de transmission.

2.4.1.1 L'épreuve de WEBER :

Le diapason est appliqué sur le front. On peut utiliser différents fréquences.

Le Weber est dit indifférent lorsque le patient entend le diapason des deux côtés. Il est latéralisé du côté sourd dans les surdités de transmission. Il est latéralisé du côté sain dans les surdités de perception.

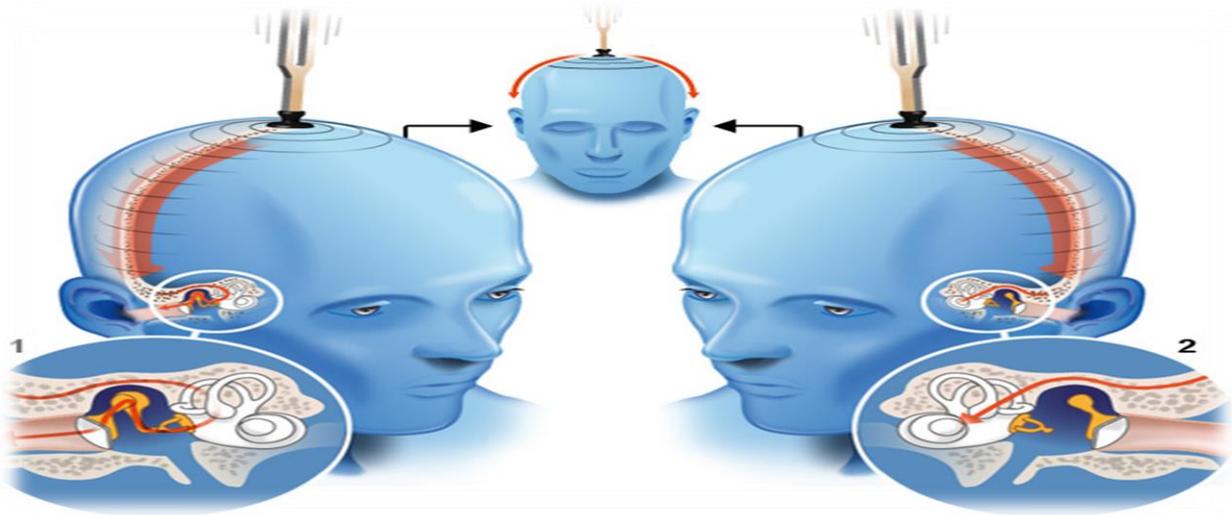


Figure 1.9 : l'épreuve de Weber.

2.4.1.2 L'épreuve du RINNE :

Avec le diapason, on compare la durée de perception de la vibration sonore par voie aérienne et par voie osseuse. Une oreille normale entend plus longtemps les vibrations par voie aérienne que par voie osseuse.



Figure 1.10 : l'épreuve de RINNE.

2.4.2 Otoémissions acoustiques OEA :

- Sons émis par les cellules ciliées externes de l'oreille interne (énergie mécanique des cils propagée vers l'extérieur).
- Vibration de la membrane tympanique :
 - ❖ OEA spontanées : recueillie un microphone ultra-sensible en l'absence de toute stimulation acoustique.
 - ❖ OEA provoquées : stimulation brève par click.
- Leur présence affirme un fonctionnement cochléaire (perte tonale <30-35 dB, sur fréquences conversationnelles).

2.4.3 Audiométrie :

L'audiométrie permet une évaluation chiffrée de l'audition grâce à des stimuli sonores de fréquence et d'intensités connues.

2.4.3.2 Audiométrie tonale :

L'audiométrie tonale est un examen comportemental permettant de d'évaluer rapidement l'acuité auditive. L'audiométrie tonale liminaire utilise des sons purs afin de déterminer un seuil d'audition.

L'audiométrie tonale supra-liminaire permet d'étudier la dynamique ainsi que la sélectivité fréquentielle et temporelle de l'oreille grâce à l'utilisation de sons purs à un niveau supérieur au seuil d'audition. Dans la pratique, l'acoumétrie précède souvent l'audiométrie tonale.

2.4.4.3 Audiogramme vocale :

L'audiométrie vocale est un examen couramment utilisé en clinique. Elle est totalement complémentaire de l'audiométrie tonale. L'audiométrie tonale ne donne que les seuils absolus de perception de sons tonaux (fonction périphérique), alors que l'audiométrie vocale détermine la compréhension du langage (intelligibilité) ainsi que la discrimination (capacité à discerner des phonèmes). Elle est majeure dans les indications d'appareillage et pour aider au diagnostic de certaines pathologies rétrocochléaires (tumeur du nerf acoustique, neuropathies auditives/dysynchronies auditives). Elle teste les systèmes périphériques et centraux.



Figure 1.11: courbe de réponse des sujets normo-entendant et malentendant.

- Pourcentage (%) de mots répétés correctement
- Intensité en dB

Seuil d'intelligibilité : intensité en dB à 50% de mots répétés.

Pouvoir de discrimination : % de mots compris à une I située à 35 dB au-dessus du seuil d'intelligibilité.

Seuil de distorsion : I. à partir de laquelle, l'intelligibilité diminue malgré l'augmentation de l'intensité.

Ce test d'intelligibilité du langage est coté en % de réponses correctes (répétition exacte d'items entendus). Un score de 100% à un niveau d'intensité inférieur à 20 dB HL est considéré comme normal (courbe A).

Le seuil d'intelligibilité représente le niveau auquel 50% des items (ou mots) sont compris.

La courbe B, au contraire, dénote une hypoacousie et la courbe C, une perte sévère d'intelligibilité avec apparition de distorsions pour les intensités supérieures à 80dB HL.

Remarque : Il ne faut pas confondre l'intelligibilité, qui traduit la compréhension d'un message vocal, et la discrimination qui est la capacité à discerner des phonèmes.

Conclusion :

L'objectif de ce chapitre était l'étude détaillée de l'anatomie et la physiologie de l'oreille en première partie pour expliquer le fonctionnement de l'oreille et l'audition.

Dans la deuxième partie, on présente l'exploration fonctionnelle de l'audition et les différents examens objectifs et subjectifs pour avoir un diagnostic pour une personne malentendant.

Chapitre 02 : Approche théorique de la prothèse auditive.

2.1 Introduction :

Né au début du XXe siècle, l'appareil auditif est le traitement le plus utilisé contre la surdité. Grâce aux récents progrès technologiques, la plupart des surdités sont actuellement appareillables même si l'appareil auditif ne peut pas toujours, et de loin, restituer toutes les informations acoustiques et donc résoudre toutes les atteintes auditives. Le plus important avant toute démarche pour l'obtention d'un appareil auditif est la visite auprès d'un médecin ORL, d'abord pour avoir un bilan médical précis de l'audition et ensuite pour discuter des différentes alternatives possibles au traitement de la surdité mise en évidence.

2.2 Expertise avant appareillage :

Le médecin effectuant l'expertise est l'ORL. Il va examiner le patient et prescrire la prothèse auditive dans le cadre de l'expertise avant appareillage. Cette dernière a lieu après un examen de l'oreille et un bilan auditif qui permettra de définir si le patient remplit les conditions « économiques » pour l'octroi d'un appareil auditif remboursé forfaitairement par les assurances sociales.

De plus le métier d'audioprothésiste n'est même plus reconnu comme une profession de santé.

Le médecin a perdu sa mission première de médecin et l'appareil auditif qui est un dispositif médical lui échappe complètement. D'autres solutions commencent à se dessiner pour améliorer cette situation en associant dans une proximité de lieu, le médecin ORL et l'audioprothésiste, ce qui permet de fortement améliorer la prise en charge pluridisciplinaire du malentendant et corollairement de diminuer substantiellement les prix des aides auditives.

Les critères audiométriques sont calculés à l'aide d'une table de conversion de la perte auditive sur les fréquences 500, 1000, 2000 et 4000 Hz. Le seuil de perte est converti en pourcentages (Figure 1.11) et le total pour les quatre fréquences donne le chiffre moyen de la perte auditive. Ce calcul se fait pour chaque oreille.

A part ces critères audiométriques, cinq autres critères sont à prendre en compte dans le choix d'un appareil auditif :

- la configuration anatomique de l'oreille ;
- la forme de la courbe de la perte de l'audition ;
- les désirs personnels, notamment esthétiques ;
- les moyens financiers, même si les assurances sociales participent grandement ;
- les différentes technologies prothétiques disponibles.



Figure 2.1 : Expertise avant appareillage

Ces critères de choix doivent être passés en revue de manière rigoureuse en partie par le médecin et en partie par l'audioprothésiste, car une fois les essais effectués, impossible de revenir en arrière. Une

collaboration étroite entre le médecin et l'audioprothésiste est ainsi nécessaire pour obtenir la meilleure adaptation possible.

Le premier critère à étudier est la configuration anatomique de l'oreille, notamment la région derrière l'oreille, la forme de la conque, l'entrée et la configuration du conduit auditif externe. Cet examen est important avant la prise d'une empreinte pour l'embout de l'appareil auditif.

Le deuxième critère de choix étudié est la forme de la courbe audiométrique tonale. Dans certaines situations, elle revêt une importance particulière.

Pour beaucoup de personnes, l'esthétique ou plutôt la discrétion est un élément prépondérant dans le choix d'un appareil auditif. Ce problème est souvent en relation avec l'acceptation ou non de la surdité.

L'audioprothésiste dispose de programmes informatiques permettant d'effectuer un premier choix opportun et d'essayer directement les modèles qui correspondent le mieux à la demande et à la courbe audiométrique présentée. La recherche du système le plus adéquat se fait le plus souvent par comparaison. La personne appareillée doit ainsi jouer un rôle actif dans ce choix.

2.3 Les Appareils auditifs :

2.3.1 Structure d'un appareil auditif :

Pour simplifier, un appareil auditif se compose de deux parties : le contenant, appelé aussi coque de l'appareil ou boîtier et le contenu ou l'électronique.

La structure de base d'un appareil auditif est toujours la même. Elle comprend :

Un système ou étage d'entrée composé le plus souvent d'un microphone pour capter les sons et les transformer en signal électrique. Une entrée électrique ou une bobine d'induction magnétique peuvent aussi servir de système d'entrée. Il existe deux types de microphones : le microphone omnidirectionnel qui capte les sons provenant de toutes les directions et le microphone directionnel qui capte les sons provenant d'une direction donnée. Les appareils performants possèdent souvent ces deux types de microphones pour améliorer la compréhension dans les endroits bruyants.

Un système d'amplification et de traitement du son le plus souvent numérique. C'est le cœur de l'appareil auditif qui va modifier et amplifier le signal électrique reçu par le microphone.

Deux systèmes d'amplification sont habituellement utilisés : l'amplification dite linéaire, qui amplifie tous les sons de la même manière, et l'amplification dite non linéaire qui amplifie le son en fonction de la perte auditive sur certaines fréquences. Différents systèmes de réglage utilisant des filtres ou des algorithmes sont également utilisés pour « travailler » encore mieux le son. Ils expliquent les principales différences entre les appareils auditifs.

Un système ou étage de sortie composé le plus souvent d'un écouteur pour transformer le signal électrique modifié et amplifié en son et le renvoyer dans l'oreille. Il peut aussi être composé d'un vibreur osseux. Il existe trois types principaux d'écouteurs différenciés en fonction de la pression acoustique de sortie, du prix et de la consommation d'énergie notamment.

Un système d'alimentation, le plus souvent une pile qui se change plus ou moins régulièrement en fonction de la taille. Il existe aussi des systèmes de recharge avec des accumulateurs.

La technologie numérique est aujourd'hui utilisée dans la plupart des appareils auditifs. Elle consiste à placer un petit système entre le microphone et l'amplificateur. Ce système est un filtre qui convertit le signal électrique en chiffres 0 et en 1 (d'où l'appellation de numérique). Ce signal codifié est traité par l'amplification puis à nouveau converti en impulsion électrique pour l'écouteur. Le traitement binaire du son est beaucoup plus précis et certains détails peuvent être modifiés sans trop altérer l'ensemble du signal. La technologie numérique permet de séparer beaucoup plus facilement les bandes de fréquences (jusqu'à 20) et de mieux cibler celles qui demandent une amplification. L'appareil peut aussi régler lui-même l'intensité sonore reçue par l'oreille en fonction du niveau du son qu'il perçoit. Cela veut notamment dire qu'un son faible est amplifié et qu'un son fort est automatiquement atténué (compression automatique).

2.3.2 Les réglages à disposition de l'utilisateur se présentent sous trois formes :

- réglage automatique : l'appareil gère tout.
- réglage manuel : l'utilisateur gère le volume et a la possibilité d'avoir différents programmes en fonction de l'ambiance environnante.
- télécommande : réglage manuel beaucoup plus perfectionné avec la possibilité d'avoir notamment en plus une liaison Bluetooth pour le natal ou la TV.

Le boîtier permet de différencier deux groupes principaux d'appareils : les appareils contour d'oreille, appelés aussi rétro-auriculaires, placés derrière l'oreille et les appareils intra-auriculaires, placés dans l'oreille. Il existe encore les appareils boîtiers et les appareils montés sur lunettes. Chaque modèle d'appareil auditif a ses avantages et ses inconvénients qui doivent être bien discutés avant de choisir un modèle.



Figure 2.2: Appareils contour d'oreille

Les appareils contour d'oreille (figure 2.2) sont les plus prescrits. A part le boîtier standard placé derrière l'oreille, ils possèdent un embout sur mesure à mettre dans le conduit auditif. Ils ont les avantages suivants : une taille suffisante permettant l'utilisation des meilleurs systèmes électroniques et des dernières nouveautés, la possibilité d'utiliser un embout dit ouvert, c'est-à-dire qui ne bouche pas le conduit auditif (surtout pour les surdités dans les hautes fréquences). Le contour d'oreille permet aussi l'usage d'un microphone directionnel, mieux adapté lors de conversations en groupes par exemple. En outre sa polyvalence lui permet de corriger pratiquement toutes les surdités de légères à profondes. Les inconvénients sont moindres par rapport aux autres systèmes, si ce n'est l'esthétique et les résonances acoustiques possibles dans le tube plastique reliant le boîtier à l'embout.



Figure 2.3 : appareils intra-auriculaires

Les appareils intra-auriculaires (figure 2.3) ont un boîtier fait sur mesure pour chaque oreille. Il en existe différentes tailles en fonction de leur position dans le conduit auditif externe. Ils représentent la meilleure solution d'un point de vue acoustique car ils sont placés dans l'oreille (utilisation des propriétés de focalisation du son par la forme du pavillon). Discrets, ils sont plus facilement acceptés que les appareils contour d'oreille. Néanmoins, ils présentent de nombreux désavantages : ils sont moins performants en raison de leur petite taille, les manipulations sont plus difficiles et ils obstruent souvent le conduit provoquant des problèmes acoustiques particulièrement gênants de résonance dans le conduit (phénomène d'occlusion). Ils sont surtout indiqués pour les surdités légères à moyennes qui ne nécessitent pas un conduit auditif externe ouvert.

Depuis 2011 un modèle analogique « Lyric » (Phonak), intra-auriculaire profond, porté en permanence et « à usage unique » (c'est-à-dire qui se remplace tous les 3 à 4 mois), est disponible sur le marché, auprès d'un nombre limité d'audioprothésistes spécialement formés. Certains critères bien précis sont nécessaires pour l'utilisation du Lyric, notamment un conduit auditif externe suffisamment large pour y être placé sans difficulté et porté en permanence jusqu'à son prochain changement. L'avantage principal du Lyric est qu'il ne nécessite aucune manipulation, si ce n'est de mettre une protection à l'entrée du conduit auditif externe lors de la baignade.

De nouveaux types de boîtiers apparaissent sur le marché comme l'intra-conque, qui se place dans la partie supérieure de la conque. Il est relié au conduit auditif par un embout le plus souvent ouvert. Pour le moment, ils ne sont indiqués que pour les surdités légères à moyennes.

2.3.3 Déroulement de l'appareillage :

Une fois l'expertise effectuée chez le médecin expert ORL, la personne à appareiller va se rendre chez l'audioprothésiste et faire le choix de son appareil. Cela va prendre plusieurs semaines. Les différents critères énumérés plus haut vont être discutés et passés soigneusement en revue.

2.3.4 Expertise après appareillage :

Dans la dérèglementation introduite par l'OFAS en 2011, cette expertise après appareillage ne s'effectue que pour les enfants de moins de 18 ans et pour les cas de rigueur, et ce, que dans des centres spécialisés. Elle doit notamment permettre de déceler des adaptations insuffisantes et d'assurer la qualité de contrôle de l'appareil auditif. Le médecin expert va refaire un bilan audiométrique avec l'appareil octroyé pour évaluer le résultat objectif. Il complète ce bilan par un questionnaire qui permet notamment d'évaluer le résultat subjectif apporté par l'appareil auditif. Si des problèmes apparaissent lors de cette expertise après appareillage, le patient est renvoyé chez l'audioprothésiste pour effectuer les corrections nécessaires, voire pour essayer un nouvel appareil auditif.

2.3.5 Accessoires auditifs :

Parmi les nombreux accessoires existants, on peut citer les casques spécialement adaptés pour l'écoute de la télévision ou de la radio, les émetteurs de sonnette de porte ou de sonnerie de téléphone, voire d'alarme, les réveils lumineux et vibrants, les téléphones spéciaux pour malentendants et les accessoires d'aide à la communication. Ces derniers sont conçus pour étendre le champ d'application des appareils auditifs et s'utilisent surtout dans des situations acoustiques particulières ou difficiles. Ils sont constitués d'un capteur placé près de la source sonore qui envoie le son dans un système directement relié à l'appareil auditif. Ces différents systèmes sont normalement disponibles chez l'audioprothésiste. Leur prise en charge par les assurances sociales est discutée en fonction des besoins spécifiques de chaque malentendant.

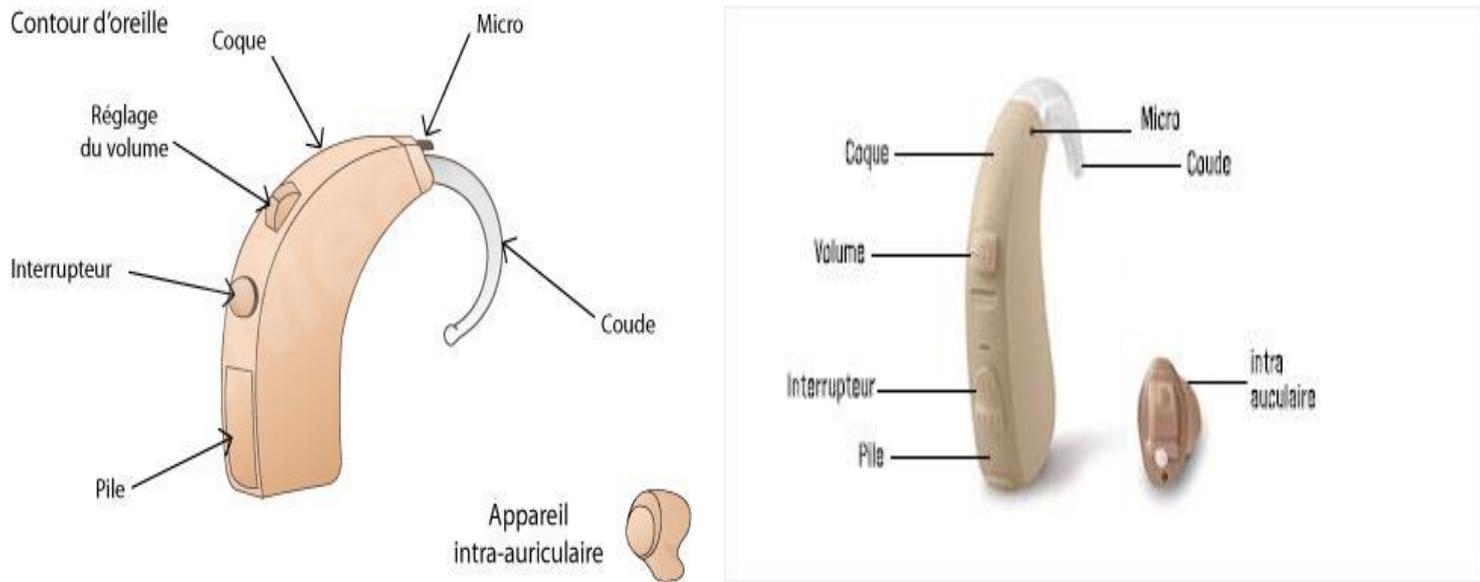


Figure 2.4 : modèle d'appareille auditive commerciale.

Conclusion :

Dans ce chapitre on a présenté la prothèse auditive avec ces différentes qualités et les méthodes pour fabriquer et utiliser l'aide auditive

Chapitre 03 : Approche théorique.

3.1 Explication du schéma bloc et les étage du circuit utilisé :

3.1.1 Introduction :

Après l'étude théorique qui a été faite dans le chapitre précédent pour l'exploration fonctionnelle auditive pour détecter et précisé les différents problèmes qui peuvent compliquer la perception du son dans l'oreille.

Donc, on s'intéresse dans ce chapitre à l'étude et le développement d'un système qui permet la bonne transition du son de milieu extérieur vers le patient à travers un dispositif qui permet l'amplification des sons pour mieux attendu par le patient.

Le principe illustré sur le schéma bloc donnée en ci-dessus est choisi pour notre réalisation.

Schéma synoptique :



3.1.2 Etage de détection :

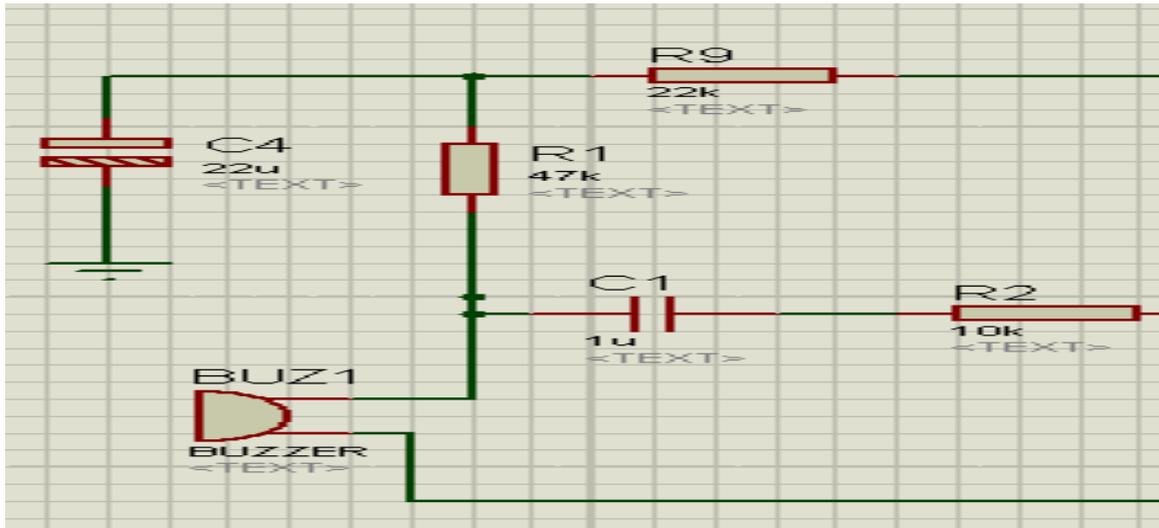


Figure 3.1 : étage de détection

ECM = Electret Condenser Microphone (buzzer)

Un microphone à électret est un microphone doté d'un composant appelé Electret, qui peut être assimilé à un condensateur. Ce dernier possède la particularité d'être polarisé de façon permanente au moment de sa fabrication. Permanente en théorie, car en pratique, la polarisation diminue au fil du temps, ce qui provoque une baisse lente mais progressive de la sensibilité du micro. L'impédance de sortie du composant électret interne est très élevée, et on ne peut pas y connecter directement une charge fortement capacitive ou d'impédance trop faible. A cause de cela, il est impossible de raccorder directement la cellule à l'entrée d'un préampli "classique", surtout si le câble de liaison est de grande longueur. Pour cette raison, la capsule à électret comporte dans son boîtier même, un petit étage électronique chargé d'abaisser cette haute impédance de sortie en une impédance de sortie plus faible et donc plus facilement exploitable. On trouve deux sortes de micros électret : ceux à deux fils et ceux à trois fils.

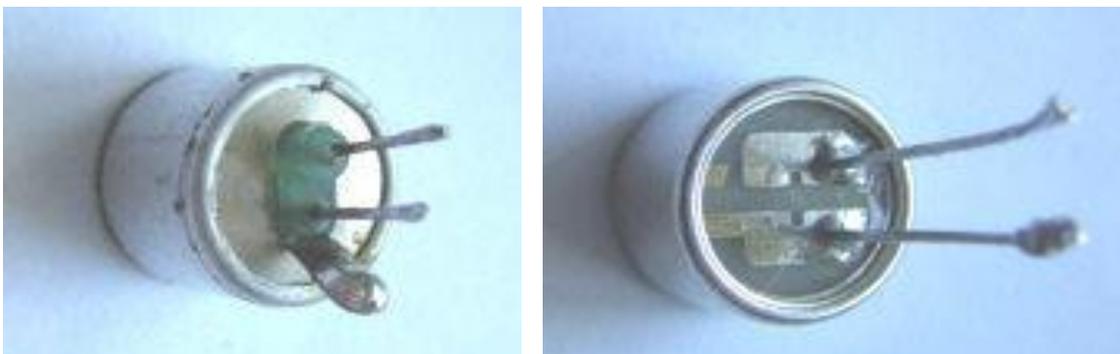


Figure 3.2 : les microphones à électrets

3.1.1.1 Câblage d'un microphone à électret :

La façon d'alimenter la capsule électret dépend du nombre de pattes mises à disposition sur le boîtier du micro. Pour les capsules à deux pattes, la broche d'alimentation est commune à la broche de sortie, et il n'existe qu'une sorte de câblage possible. Pour les capsules à trois pattes, une patte "spécifique" alim est prévue, mais on peut toutefois câbler le micro comme s'il s'agissait d'une capsule à deux pattes. Il peut sembler plus logique à première vue d'avoir une patte dédiée à l'alimentation, mais vous allez voir que l'alimentation d'une capsule à deux pattes reste très simple.

3.1.1.2 Principe de base :

Il consiste à fournir une tension continue au microphone, tout en récupérant de ce dernier la tension alternative correspondant au signal audio. Que la capsule possède deux ou trois pattes, il y a toujours une patte qui est reliée électriquement au boîtier métallique du microphone, et qui correspond à la masse.

Alimentation d'une capsule à deux pattes :

Le schéma ci-dessous prouve que la capsule à deux pattes ne pose guère de problème pour son raccordement :

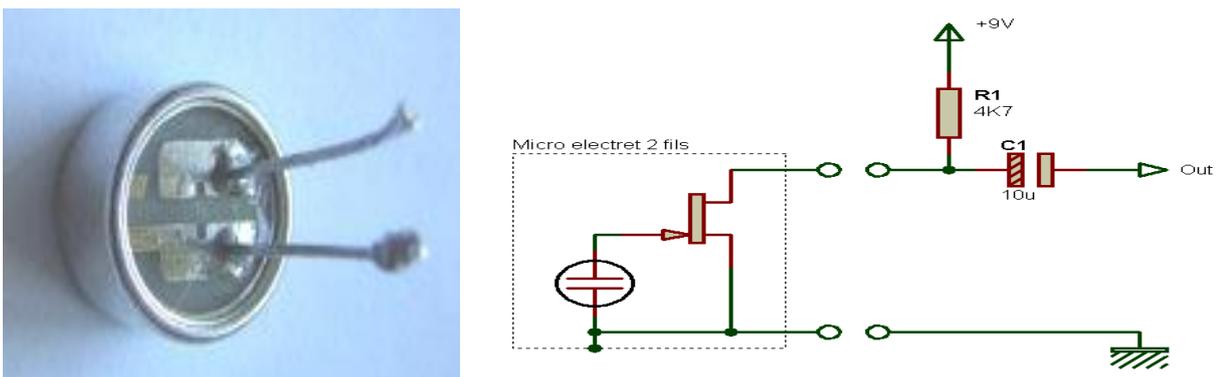


Figure 3.3 : micro électret 2 fils.

3.1.1.3 Alimentation d'une capsule à trois pattes - Câblage N°1 :

Un premier fil est relié à la masse (c'est là encore celui qui est relié au boîtier métallique du microphone), un second fil est également relié à la masse (c'est la borne "inférieure" du FET) et le dernier fil reçoit l'alimentation continue tout en fournissant le signal BF.

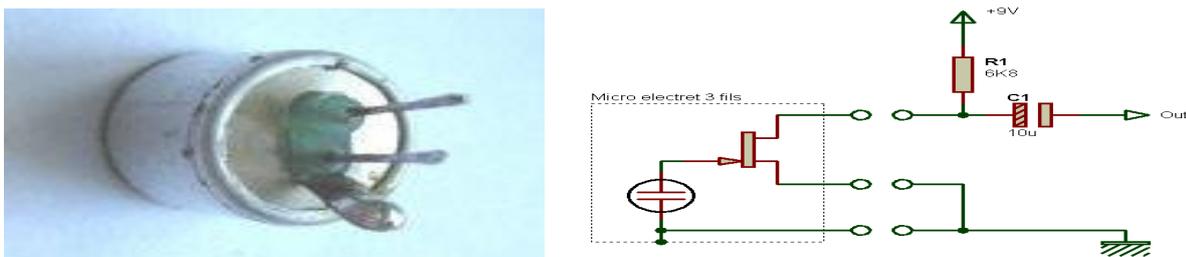


Figure 3.4 : Alimentation d'une capsule à trois pattes.

Cette configuration de câblage, qui ne nécessite là aussi que deux composants jouant le même rôle que précédemment, est totalement identique à celle de la capsule à deux fils.

3.1.1.4 Alimentation d'une capsule à trois pattes - Câblage N°2 :

Un premier fil est relié à la masse (c'est toujours celui qui est relié au boîtier métallique du microphone), un second fil est utilisé pour restituer le signal BF (borne "inférieure" du FET) et le dernier fil reçoit l'alimentation continue (borne "supérieure" du FET).

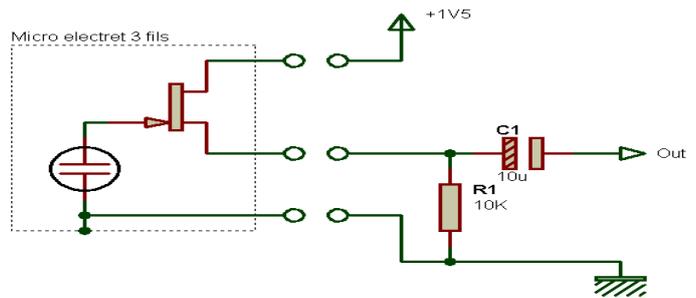


Figure 3.5 : Alimentation d'une capsule à trois pattes

Pour un fonctionnement normal, une résistance de charge externe est obligatoire, c'est la raison d'être de la résistance de 10 k Ω qui précède le condensateur de liaison.

Remarque : les différences sonores entre les deux méthodes de câblage de la capsule à trois fils ne sont pas énormes, pour une résistance de polarisation / charge R1 de valeur identique, et le "gain" est du même ordre de grandeur.

3.1.1.5 Valeur des composants (pour capsules à deux ou trois pattes) :

La valeur de la résistance R1 peut être comprise entre 1 k Ω et 47 k Ω , pour toute tension d'alim comprise entre 3 V et 12 V. Plus la tension d'alimentation est élevée, plus la valeur de la résistance doit être élevée. Une valeur courante de cette résistance est de 2,2 k Ω pour une tension d'alimentation de 5 V, de 4,7 k Ω , 6,8 k Ω ou 8,2 k Ω pour une tension d'alimentation de 9 V, ou de 10 k Ω pour une tension d'alimentation de 12 V. Mais certains micros donnent le meilleur avec une résistance de 27 k Ω ou même 47 k Ω sous 12 V. Cette résistance détermine aussi en partie l'impédance de charge quand le micro est de type à deux fils. La valeur du condensateur C1 n'est pas vraiment très critique, et dépend de l'impédance d'entrée du montage qui va suivre. En pratique, vous pouvez adopter une valeur comprise entre 100 nF et 10 μ F, sachant que la valeur devra être plus élevée si l'impédance d'entrée du montage qui suit est faible, alors qu'une valeur faible conviendra très bien si l'impédance d'entrée est élevée.

3.1.1.6 Amélioration possible :

Le signal fourni par le micro est d'amplitude assez faible, et le préampli qui suit peut fournir un signal entaché de ronflette ou être sujet à de l'instabilité (oscillation parasite) si l'alimentation est insuffisamment filtrée / régulée. L'utilisation d'une cellule de découplage de type RC sur l'arrivée d'alimentation du microphone, comme le montre le schéma ci-dessous, permet de minimiser le risque de problèmes :

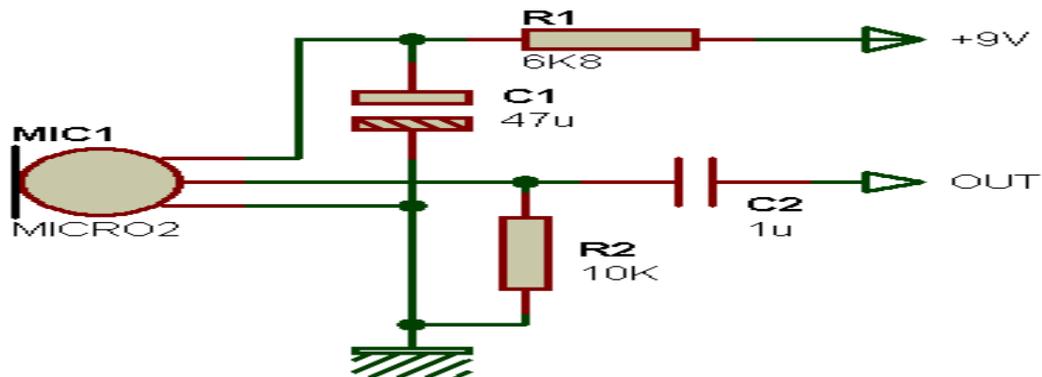


Figure3.6 : câblage d'un micro à électret

Selon le micro électret utilisé, et pour une tension d'alim de +12 V, la résistance R1 pourra prendre une valeur comprise entre 6,8 kOhm et 47 kOhm.

3.1.2 Etage de pré amplification :

Le préampli décrit ici est conçu pour y raccorder un petit micro électret et fait appel à un circuit intégré fort répandu de type TL082.

L'usage d'un double amplificateur opérationnel de type TL082 y est pour une grande part dans la simplicité, même s'il était tout à fait possible de simplifier encore plus en utilisant un simple transistor.

3.1.2.1 Polarisation du microphone :

Le micro électret est alimenté grâce à la résistance R1, de 4,7 kOhm. La valeur de cette résistance devra être ajustée (augmentée) si l'alimentation choisie est plus élevée que celle proposée ici (de 9V),

Le condensateur C1 évite que cette tension d'alimentation du microphone ne parvienne au premier AOP(amplificateur opérationnel) , dont la tension de référence pourrait être décalée et poser un problème de distorsion sur les forts niveaux (écrêtage dissymétrique).

3.1.2.2 Gain du montage :

Le premier AOP(amplificateur opérationnel) apporte une amplification de 10 (+20 dB), cette valeur est égale au rapport des résistances R3 / R2. Le second AOP est monté exactement de la même façon que le premier, et apporte lui aussi un gain de 10, et égal au rapport R5 / R4. Le gain global est donc égal à 100

(+40 dB). Si vous souhaitez pouvoir faire varier le gain, remplacez simplement la résistance R5 de 100KOhm par un potentiomètre de 220K mis en série avec une résistance de 10 KOhm. Le gain global pourra de la sorte varier de 10 à 200.

Schéma électrique :

Version améliorée, avec découplage d'alimentation général et découplage additionnel au niveau du microphone électret.

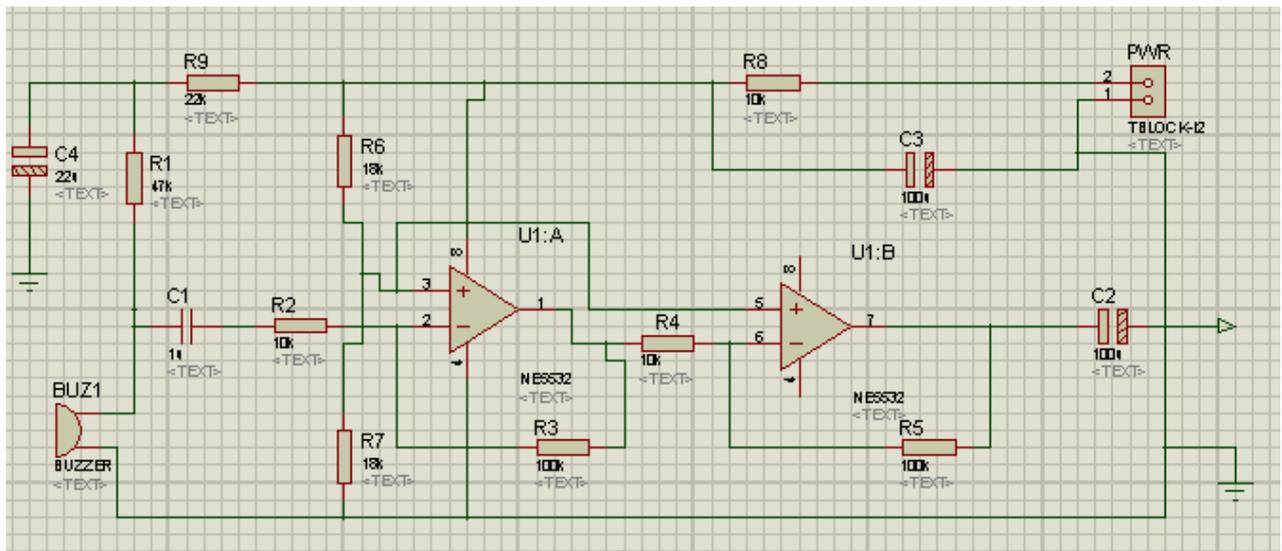


Figure 3.7 : Schéma électrique

On pourrait penser qu'avec une alimentation par pile on n'a pas spécialement besoin de découplage d'alimentation, mais ce n'est malheureusement pas toujours le cas et les résultats globaux dépendent du type de pile employée. Les piles salines et alcalines de piètre qualité (premiers prix portant la marque d'une grande surface) présentent une résistance interne plus élevée que celle des piles alcalines de marque. Le rôle de la cellule de découplage R8 / C3 est d'abaisser la résistance interne vue des AOP, cette cellule sera toujours la bienvenue quel que soit le type de pile utilisée.

Le découplage additionnel apporté par R9 et C4 vise à diminuer le risque d'accrochage que l'on peut rencontrer dans certaines situations, selon micro employé et câblage réalisé entre les composants. Les deux résistances R1 et R9 doivent présenter une valeur totale compatible avec le type de microphone employé et sa consommation.

Alimentation :

On pourra se contenter d'une alimentation simple (non symétrique), grâce à l'usage d'une masse virtuelle pour la polarisation des AOP. Cette masse virtuelle consiste à définir un point de référence différent de zéro volt, et égal ici à la moitié de la tension d'alimentation. Ce point est obtenu par le diviseur de tension constitué par les résistances R6 et R7, d'égale valeur. C'est autour de cette tension de référence

qu'évoluera le signal audio, de l'entrée jusqu'à la sortie finale. Une simple pile 9 V peut convenir (alcalines de préférence), mais toute tension comprise entre +9 V et +24 V conviendra parfaitement. Une alimentation secteur pourra être utilisée, mais devra être parfaitement stabilisée.

Remarque concernant le TL082 : selon le fabricant et l'année de fabrication, on trouve des circuits pouvant travailler à partir de 6 V.

Polarisation du microphone :

Le micro électret est alimenté grâce à la résistance R1, de 4,7 KOhm. La valeur de cette résistance devra être ajustée (augmentée) si l'alimentation choisie est plus élevée que celle proposée ici (de 9V).

Le condensateur C1 évite que cette tension d'alimentation du microphone ne parvienne au premier AOP, dont la tension de référence pourrait être décalée et poser un problème de distorsion sur les forts niveaux (écrêtage dissymétrique).

Gain du montage :

Le premier AOP (amplificateur opérationnel) apporte une amplification de 10 (+20 dB), cette valeur est égale au rapport des résistances $R3 / R2$. Le second AOP est monté exactement de la même façon que le premier, et apporte lui aussi un gain de 10, et égal au rapport $R5 / R4$. Le gain global est donc égal à 100 (+40 dB). Si vous souhaitez pouvoir faire varier le gain, remplacez simplement la résistance R5 de 100 KOhm par un potentiomètre de 220 KOhm mis en série avec une résistance de 10 KOhm. Le gain global pourra de la sorte varier de 10 à 200.

Ajout d'un condensateur entre la sortie du premier ampli et l'entrée du second (C3). Selon les AOP (amplificateur opérationnel) utilisés, risque plus ou moins grand d'avoir une distorsion élevée avec des signaux d'entrée d'amplitude moyenne. N'hésitez pas à diminuer le gain (fixé ici à 40 dB) si vous branchez à l'entrée du préampli un microphone dont le niveau de sortie est élevé. N'oubliez pas que la tension d'alim n'est que de 9 V, et qu'un signal d'entrée de 100 mV occasionne une saturation certaine ! Il se peut même que vous n'ayez besoin, avec certains micros, que du premier étage... Si tel est le cas, diminuez le gain des deux étages, en abaissant la valeur des résistances R3 et R5 (par exemple de moitié).

3.1.3 Etage d'amplification :

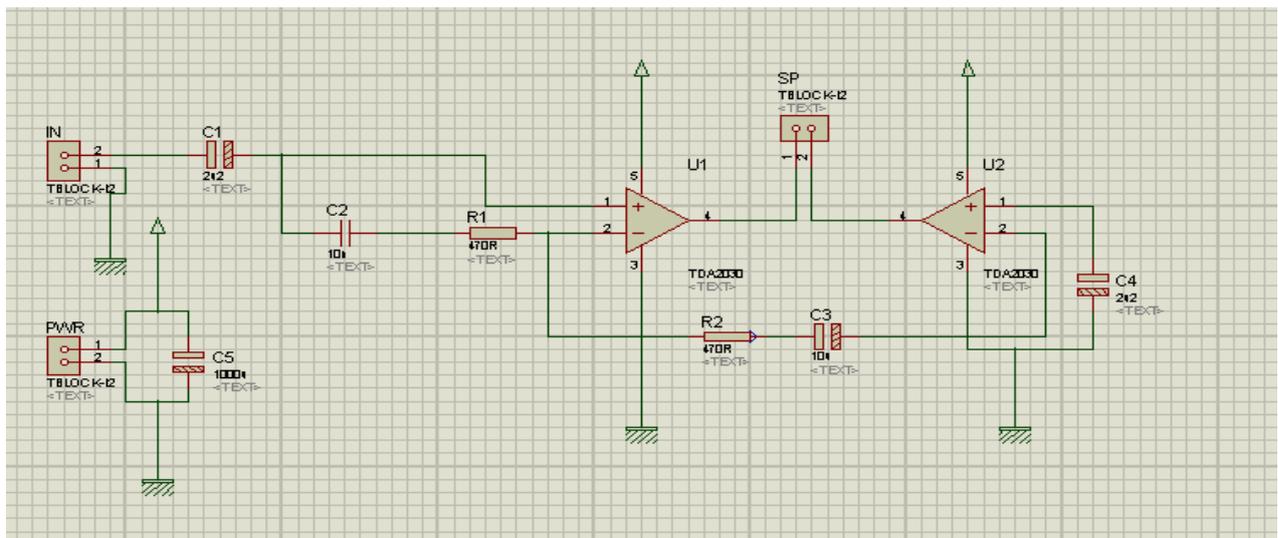


Figure 3.11 : le schéma électrique utilisé.

Montage en pont :

On a une symétrie, et cela est tout à fait normal. La technique de mise en pont de deux amplificateurs consiste à attaquer un premier amplificateur avec un signal audio classique, alors que l'autre amplificateur reçoit au même moment ce même signal BF (basse fréquence) mais en opposition de phase. Ici, il n'y a pas à proprement parler d'étage inverseur de phase. Il est inutile parce que le TDA possède une entrée inverseuse et une entrée non inverseuse. On applique le signal audio sur la borne non inverseuse du premier ampli, et on applique le signal audio sur la borne inverseuse du second ampli. Les deux amplis vont donc délivrer sur leur sortie les mêmes signaux électriques, mais opposés dans leur polarité.

Gain :

Le gain est déterminé par le rapport des valeurs des résistances R1 et R2. Ces dernières permettent en effet de prélever une fraction du signal de sortie amplifié du premier ampli (U1), pour le réinjecter à l'entrée inverseuse (borne 2). Dans le cas présent, le rapport est de 12,5 (200 / 16), le gain en tension est quasiment identique à cette valeur. Un signal BF d'amplitude 50 mV à 100 mV est suffisant pour faire "cracher" 10 W à chaque TDA2030.

Sortie :

La sortie s'effectue sur la borne 4 du TDA2030, le raccord au haut-parleur ne nécessite pas de condensateur de liaison (chimique) du fait que la même tension continue est appliquée des deux côtés du haut-parleur, qui ne voit donc qu'une différence de potentielle nulle (en fait il peut exister une petite tension aux bornes du HP (haut-parleur), mais cette dernière ne sera pas dangereuse). Le réseau R3/C3 permet de garantir une charge minimale au TDA2030 pour les fréquences les plus élevées. En effet, un HP (haut-parleur) présente la particularité de voir son impédance grimper aux fréquences hautes du spectre sonore.

Ce réseau est donc une sorte de compensation permettant au TDA2030 de voir moins de variation d'impédance sur sa sortie. Si vous ne le mettez pas en place, vous vous exposez à de possibles sur oscillations et/ou à de la distorsion.

Alimentation :

L'alimentation du TDA2030 s'effectue entre les pattes 3 (masse) et 5 (+V). La semelle métallique du CI est reliée à la masse, et donc à la patte 3. Le découplage d'alimentation assuré par le couple C4 et C5 est impératif ! Ces condensateurs sont absolument indispensables, et devront dans la mesure du possible être très près des deux TDA2030, ou être reliés avec un fil ou piste de CI de forte section. Le TDA2030 est en effet capable de délivrer un courant de 3,5A en sortie, ce qui est loin d'être négligeable. Les condensateurs de découplage en question constituent un réservoir d'énergie qui permet de subvenir aux forts besoins en courant lors des fortes crêtes de modulation, et "s'associent" avec les fils d'alimentation situés entre la source d'alim (batterie de voiture par exemple) et l'ampli lui-même, formant un réseau RC avec R de valeur petite et C de valeur grande. La tension d'alimentation de +18V est un maximum à ne pas dépasser. Le circuit supporte certes une tension supérieure (jusqu'à 28 V) mais la symétrie en sortie n'est plus assurée, de sorte qu'il est impossible de sortir plus de puissance qu'avec 18 V, sans distorsion. Notez que vous pouvez aussi opter pour une tension d'alim plus faible, +12 V par exemple, si vos besoins en puissance sont modestes et ne requièrent pas les 40 W annoncés.

Vérifications :

Lors de la mise sous tension (qui doit suivre une vérification rigoureuse du câblage n'est-ce pas), et sans signal BF à l'entrée, vous pouvez placer votre doigt sur les TDA2030. Si au moins un des deux devient très chaud ou bouillant au bout de quelques secondes, arrêtez tout, car il y a soit une oscillation parasite, soit une erreur de câblage. Si vous n'avez pas placé les composants R3/C3 et R6/C8, c'est le moment de le faire. Si aucun CI ne chauffe, vérifiez si vous le pouvez, le courant consommé au repos (donc toujours sans BF à l'entrée). Il doit être compris entre 80 mA et 200 mA au grand maximum.

Conclusion :

L'objectif de ce chapitre était l'étude et le développement d'un système qui permet l'amplification des sons pour mieux attendu par le patient.

On a aussi présenter les différents composants de circuit utilisé (amplificateur opérationnel , amplificateur audio, haut- parleur, microphone,.....).

Chapitre 04 : Approche pratique

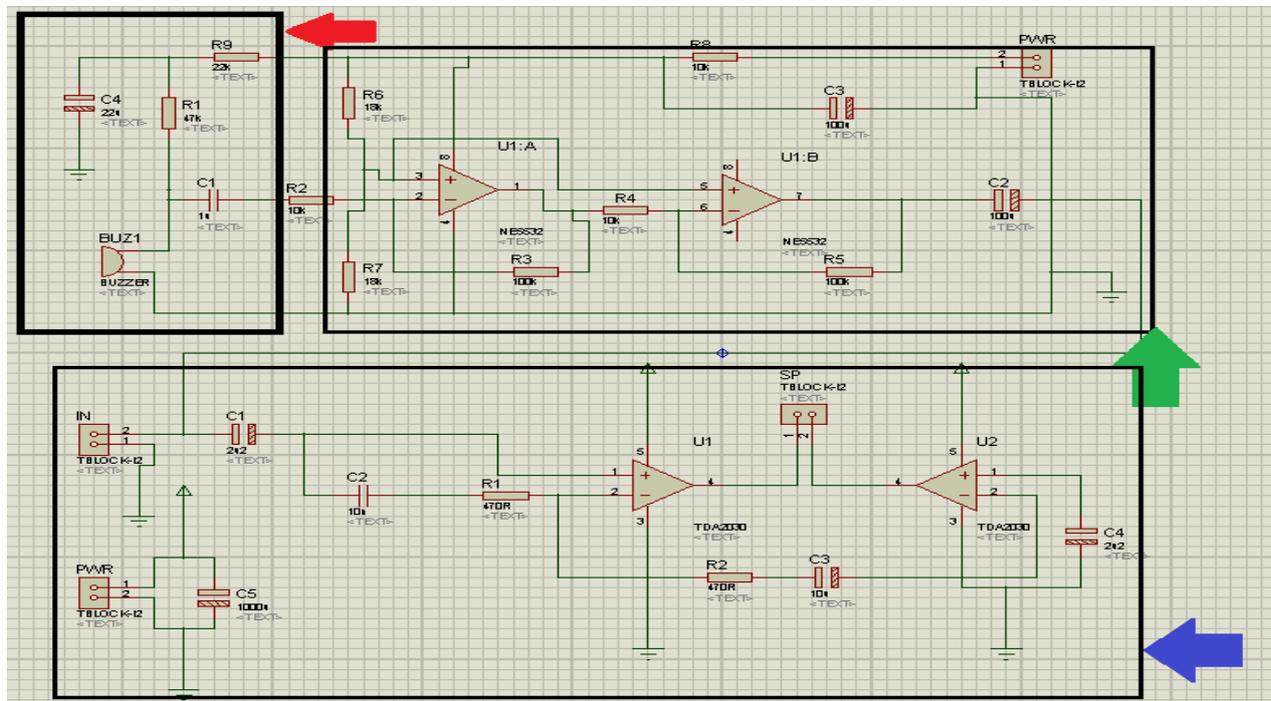
4.1 Introduction :

Après une description assez détaillée des différents circuits pouvant être utilisés pour la réalisation d'un dispositif expérimental d'une prothèse auditive faite dans le chapitre précédent.

On s'intéresse dans ce chapitre à une présentation pratique des circuits qui ont été réalisés pour ce dispositif expérimental. Ainsi, une étude pratique détaillée de ces circuits.

Cette étude est illustrée par des signaux mesurés aux différents points tests prévus sur cette réalisation.

4.2 Description du schéma électrique :



Flèche rouge : l'étage de détection

Flèche vert : l'étage de pré-amplification

Flèche bleue : l'étage d'amplification

Figure 4.1 : le circuit utilisé.

4.3 Etage de détection :

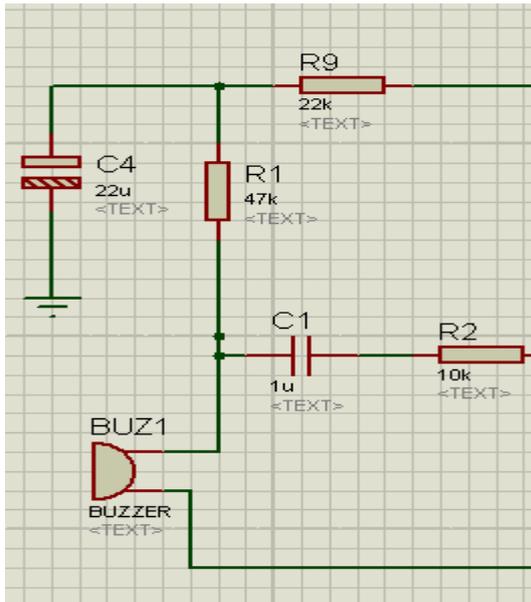
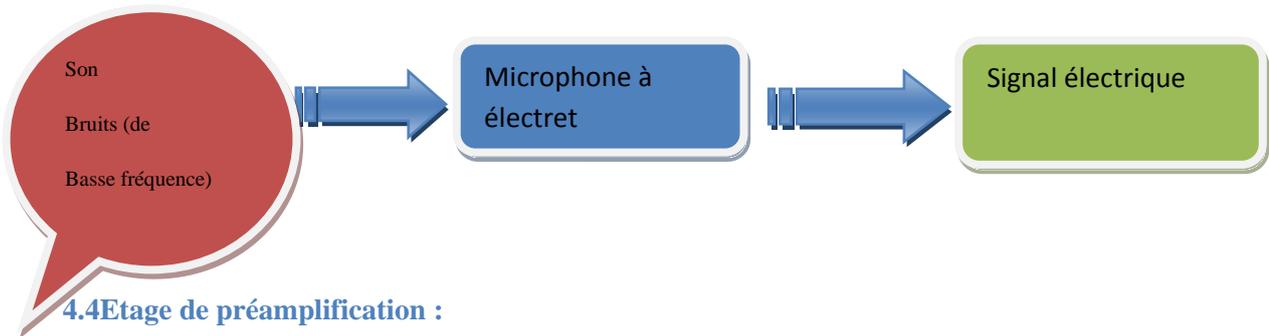


Figure 4.2 : étage de détection.

Le microphone est un capteur transforme les sons de milieu extérieur à un signal électrique.

Les sons sont des vibrations de l'air,



4.4 Etage de préamplification :

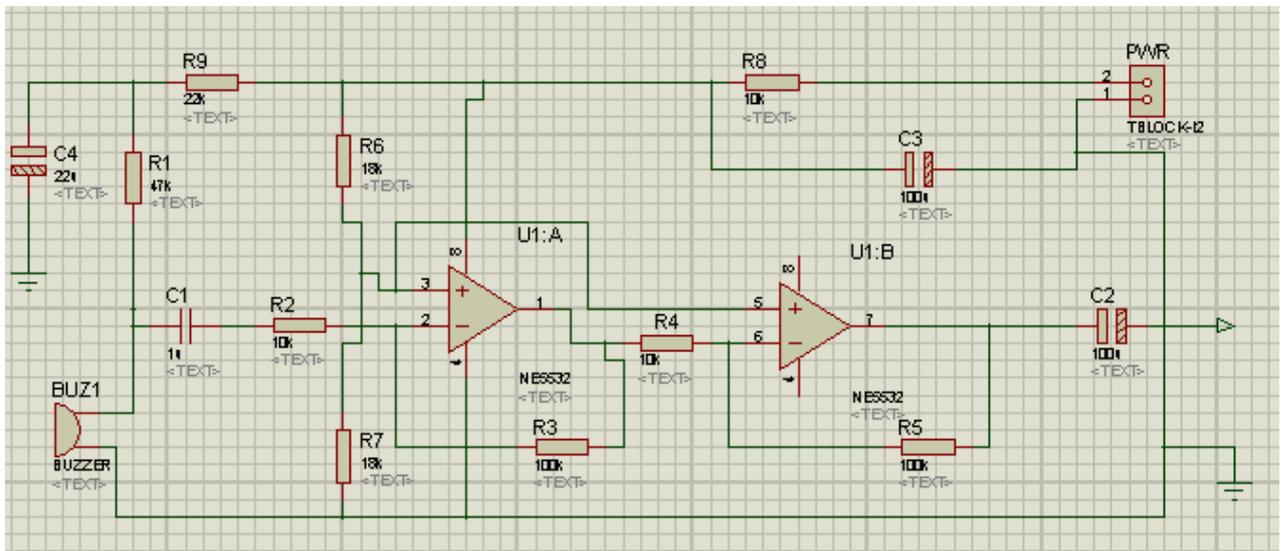


Figure 4.3 : étage de préamplification.

Un préamplificateur de contre réaction, c'est un amplificateur audio de basse fréquences avec une alimentation 9v (qui on a utilisé dans notre réalisation).



Le circuit imprimé :

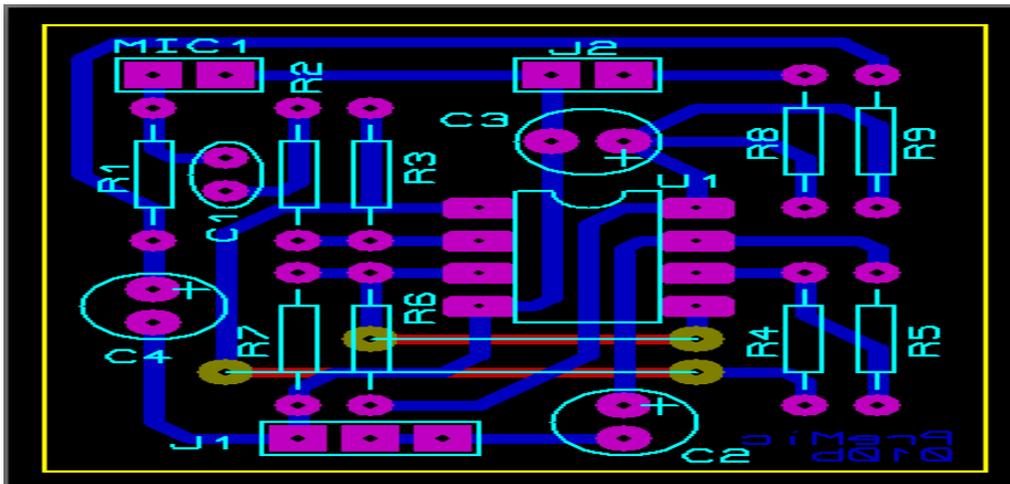


Figure4.4 : le circuit imprimé réalisé.

Notre circuit réalisé :

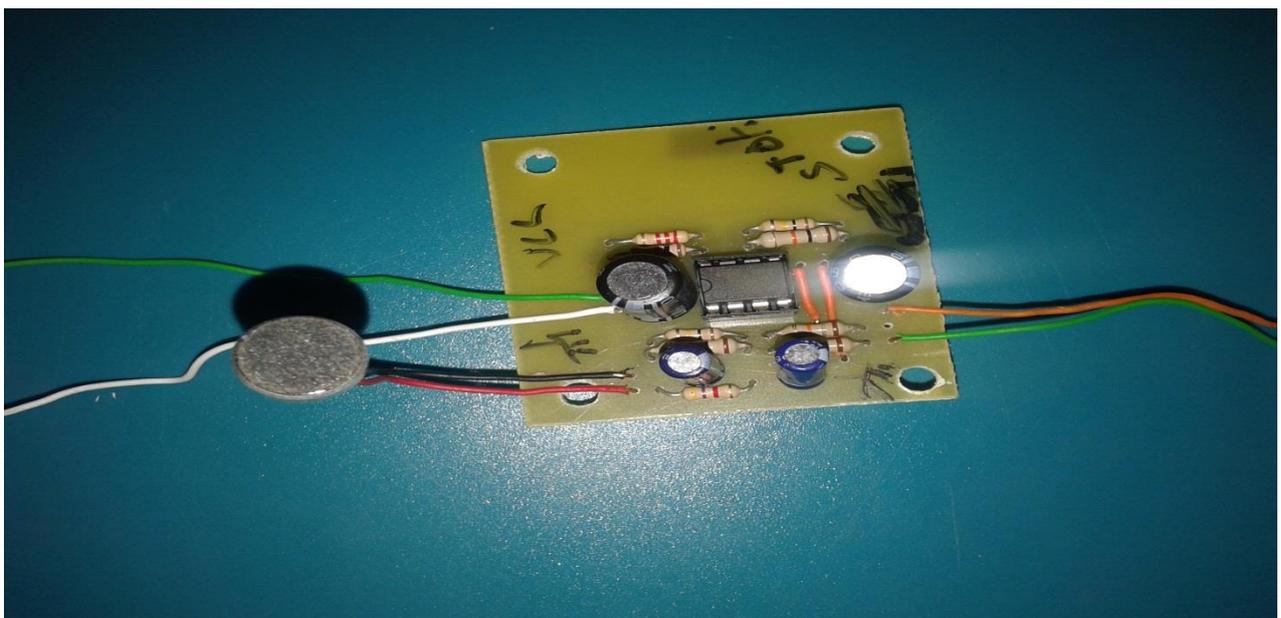


Figure 4.5 : le circuit analogique réalisé.

Les résultats obtenus :

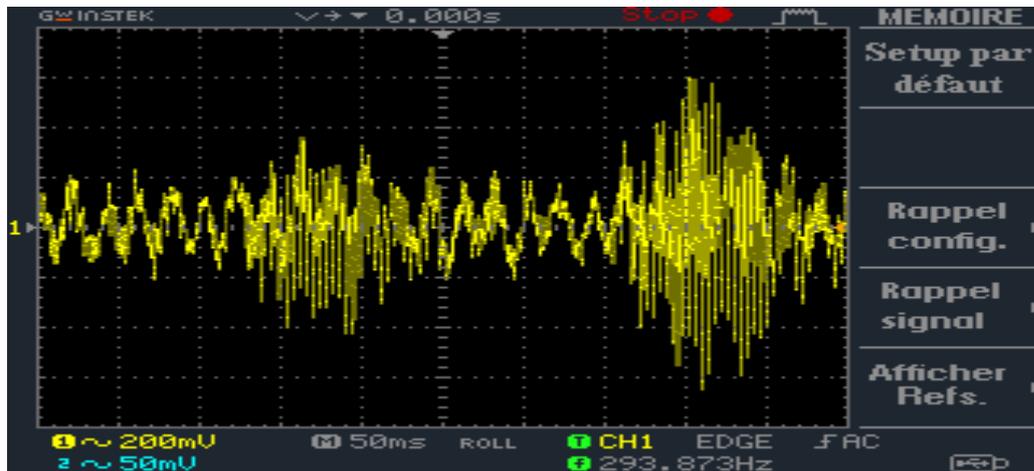


Figure 4.6 : le signal obtenu par un oscilloscope.

4.5 Etage d'amplification :

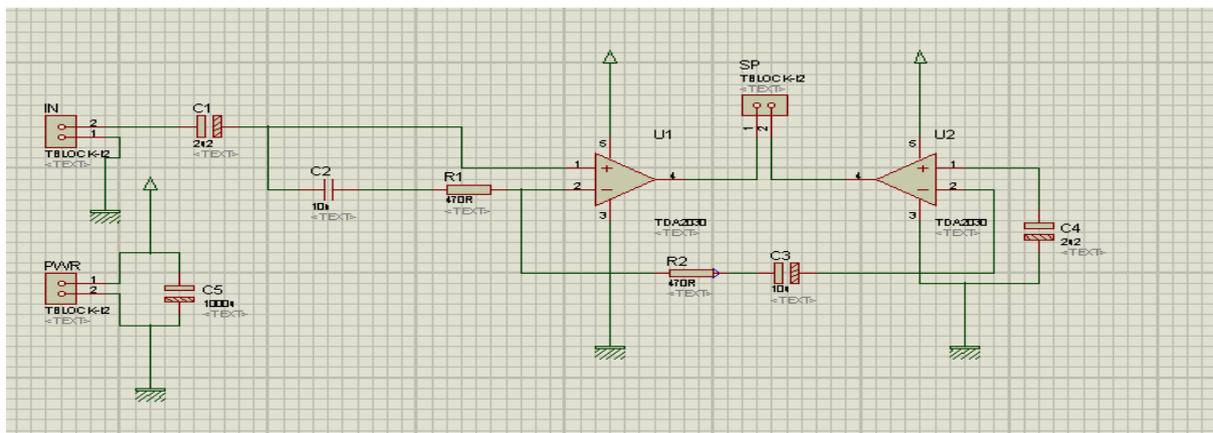


Figure 4.7 : étage d'amplification.

Dans cet étage on a utilisé un amplificateur audio TDA 2030 pour l'amplification de signal électrique de l'étage précédent et pour améliorer et éliminer les bruits des étapes précédentes

Le circuit réalisé :

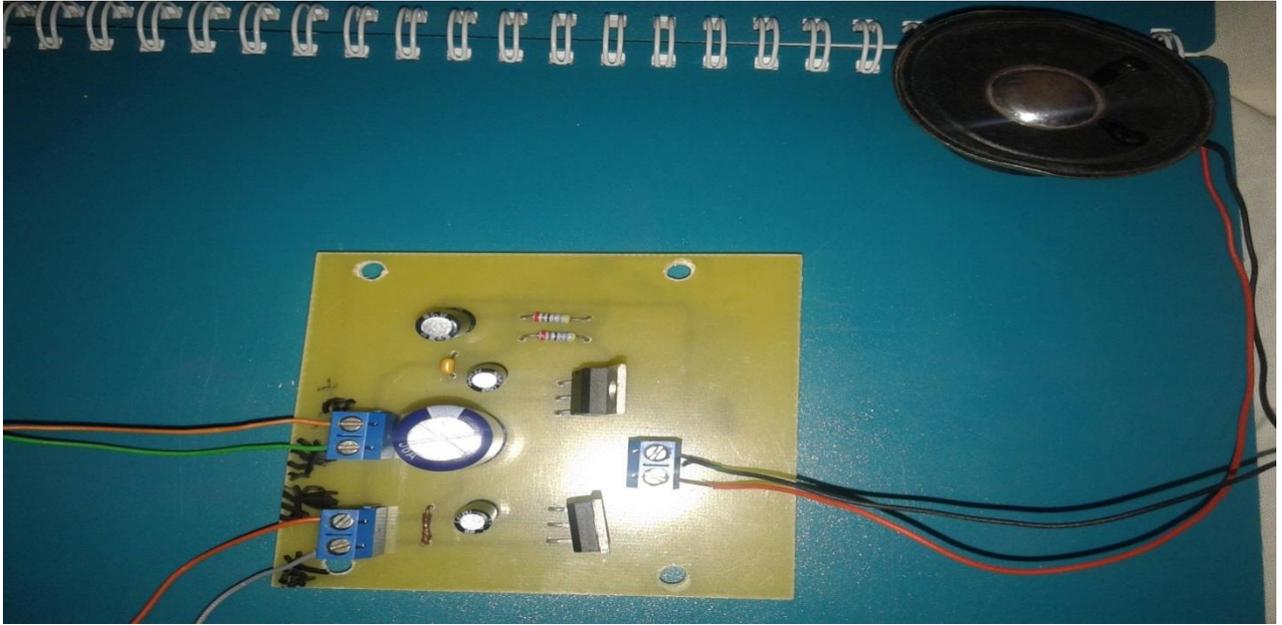


Figure 4.8: le circuit d'amplification réalisé

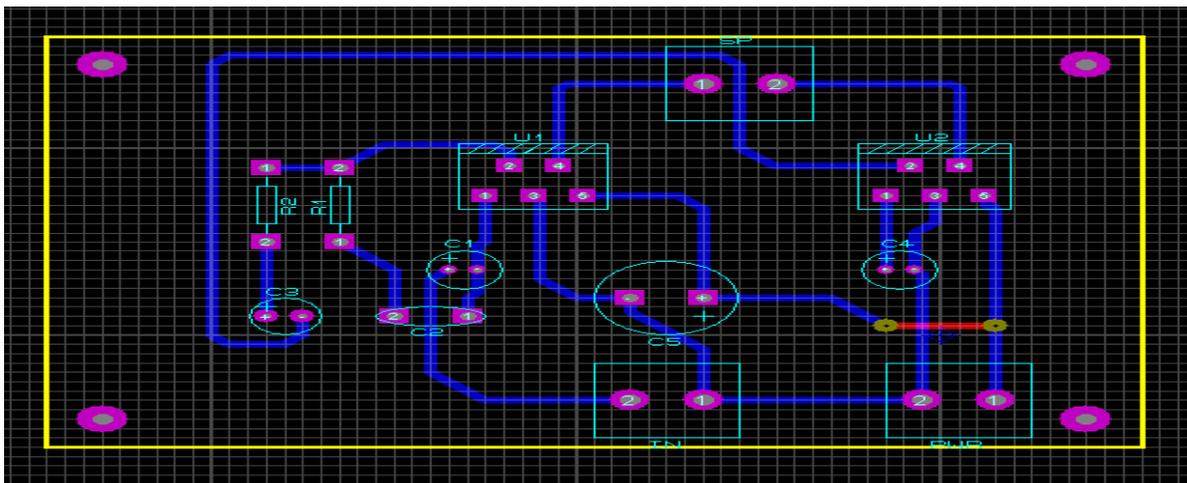


Figure 4.9 : le circuit imprimé

Le circuit final :

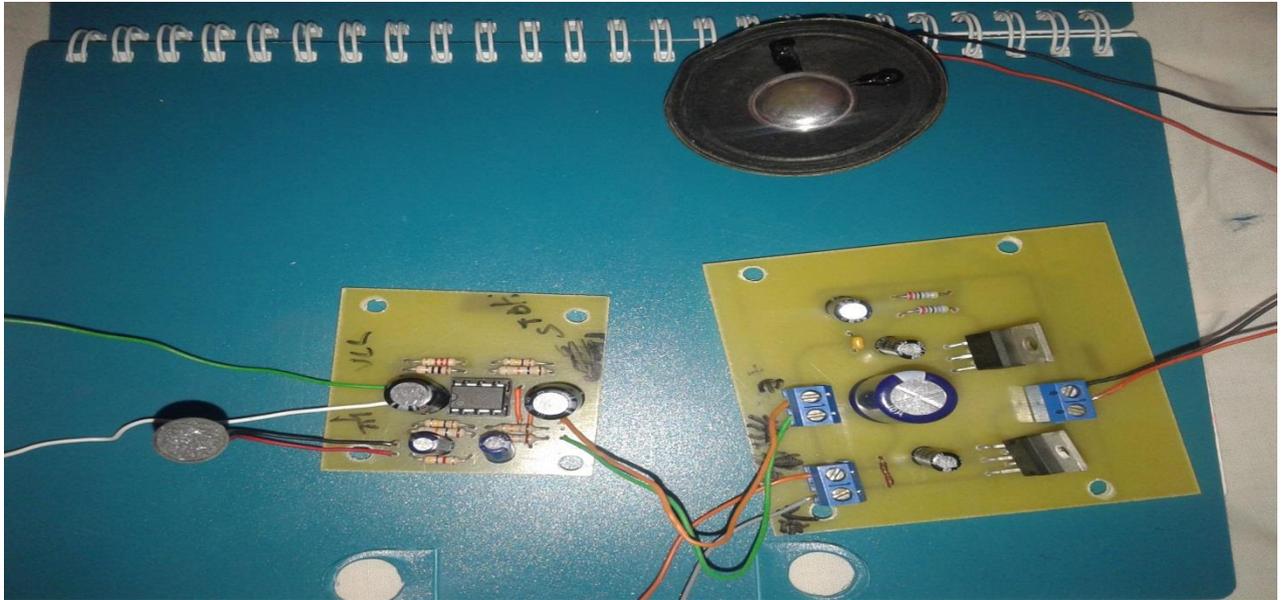


Figure 4.10 :le circuit analogique réalisé.

Le résultat obtenu :

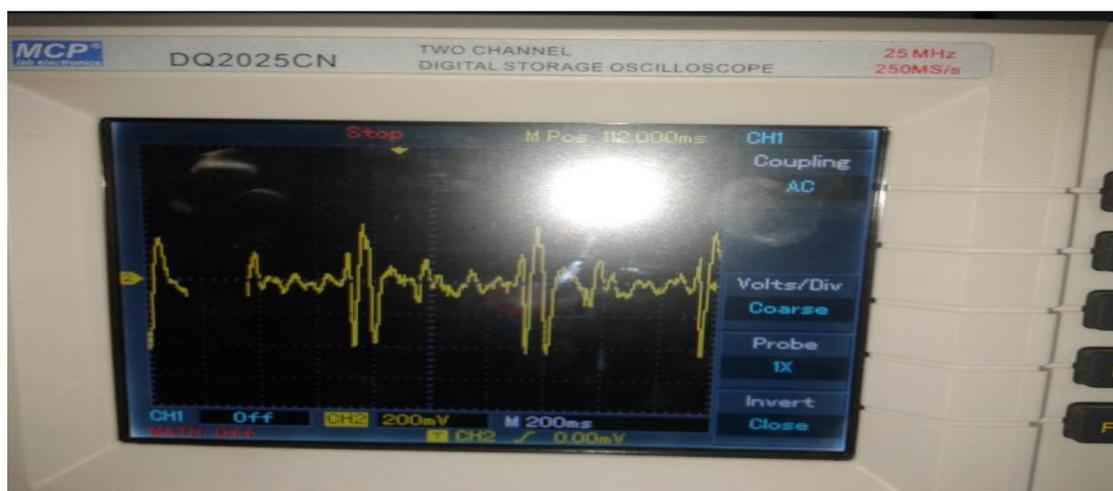


Figure 4.11 : signal de sortie et le signal de pré-amplification

4.6 Remarque :

Le petit signal c'est le signal de pré-amplification

La sortie concerne le signal amplifié qui nous pouvons entendre avec un volume audible

Le but de ce travail et ce circuit est de faire une amplification, amélioration, élimination des bruits d'extérieur pour obtenir un signal brute qui peuvent être audible et bien compris par les gens qui ont des problèmes dans l'audition.

Simulation avec le programme ISIS :

1. l'étage de détection et pré-amplification :

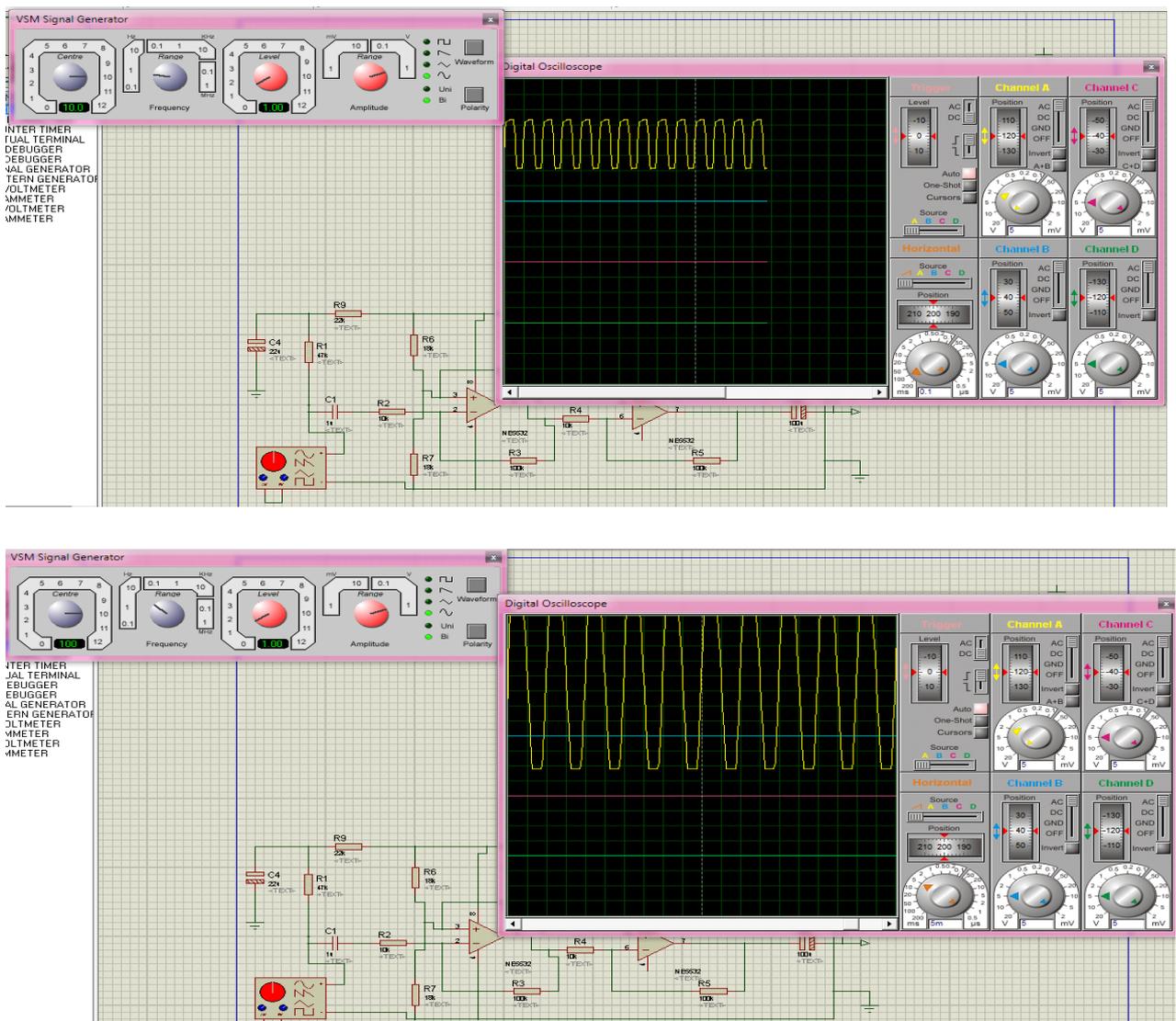


Figure 4.12 : signal de pré-amplification

- Chaque fois quand on augmente la fréquence l'amplitude du signal s'augmente

2. Le circuit général :

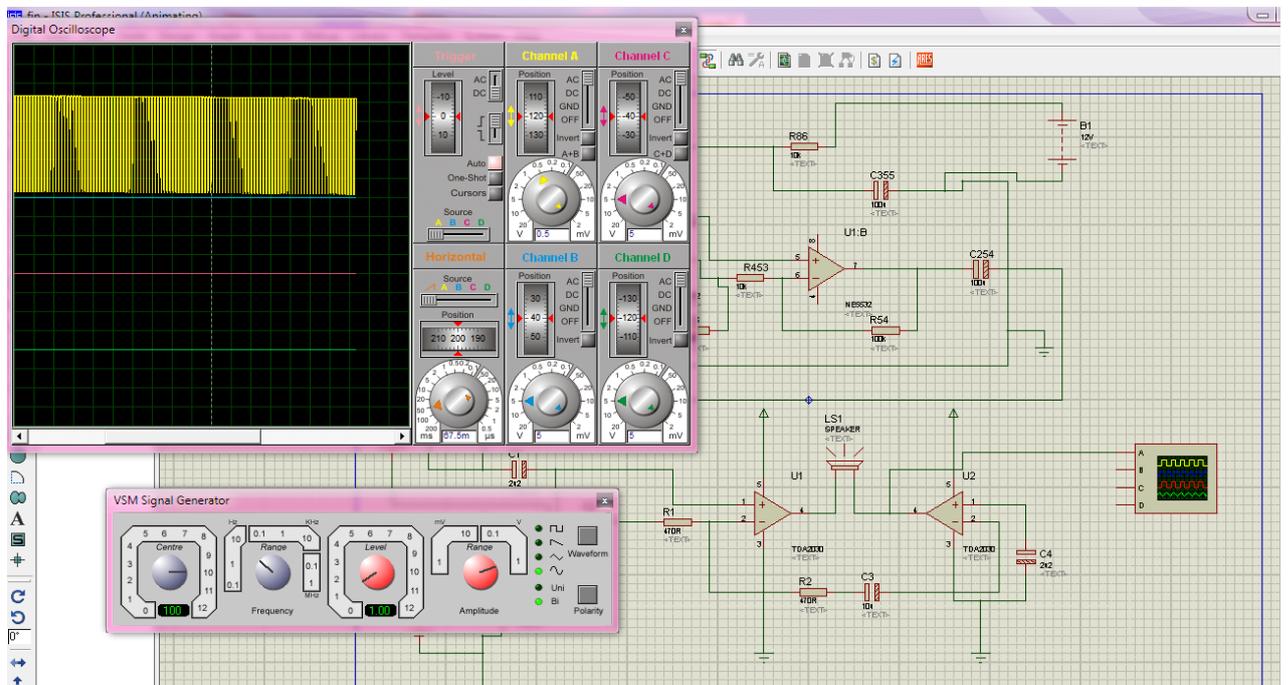
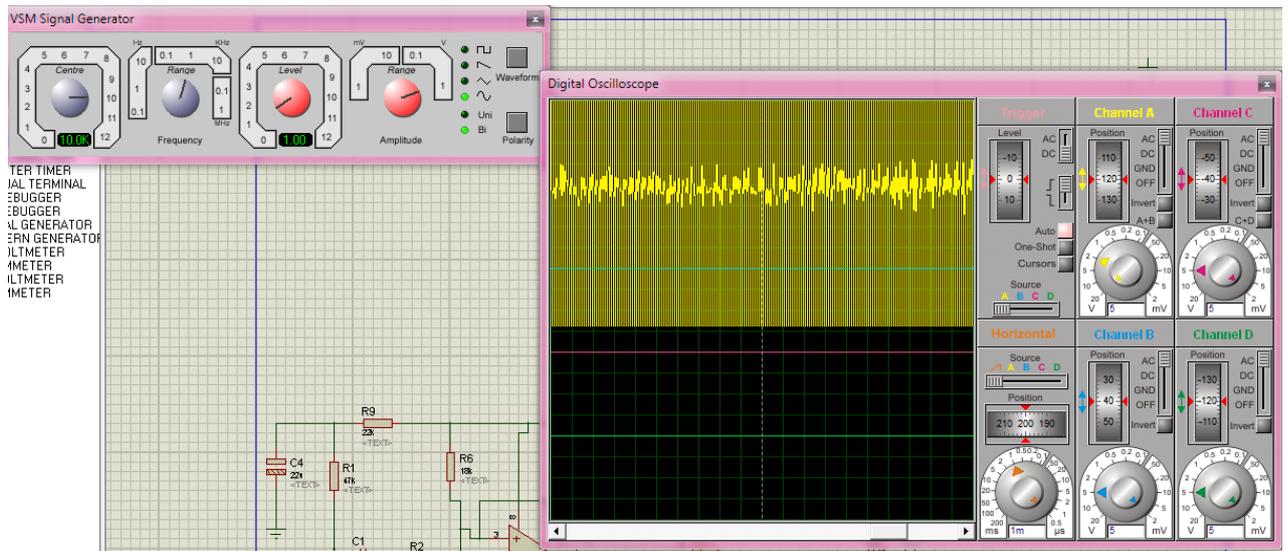


Figure 4.13 : signal d'amplification

- Chaque fois quand on augmente la fréquence l'amplitude du signal s'augmente

F(Hz)	0	10	100	1000	10000
Amp(mv)	0	170	190	210	0

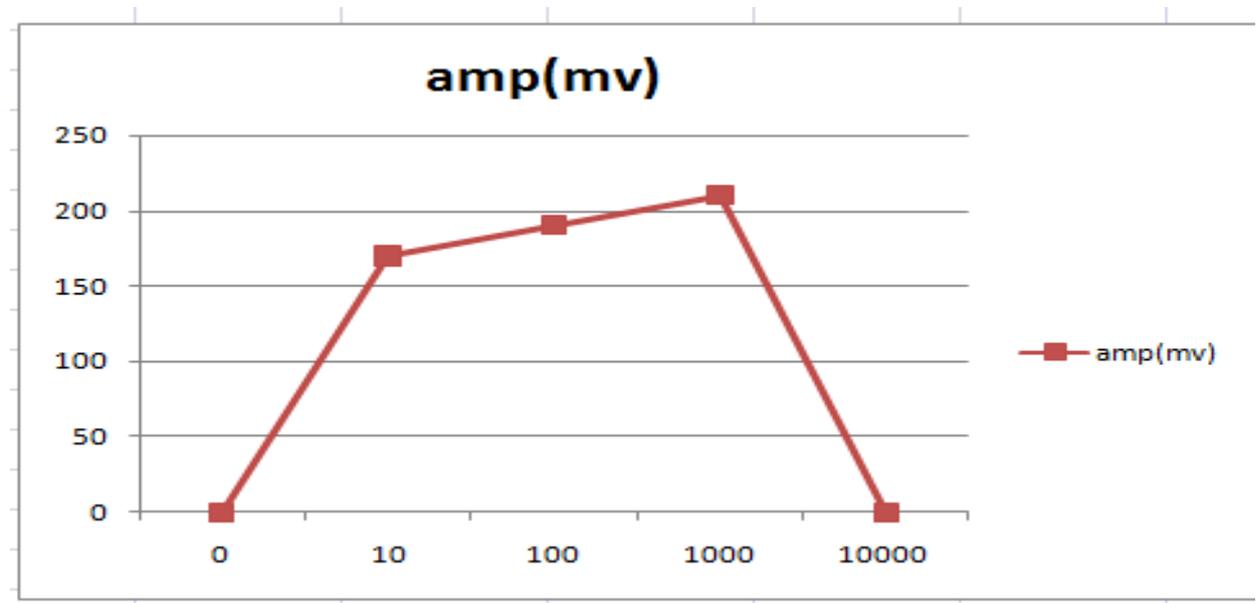


Figure 4.14 : signal d'amplitude en fonction de la fréquence

des voix humaines

4.7 Conclusion :

L'objectif de ce chapitre était l'étude détaillée des différents circuits électroniques utilisés dans la réalisation d'une prothèse auditive, à travers cette étude de différentes valeurs de composants permettant de générer et amplifier les différents sons du milieu extérieur.

De même une description de caractéristiques techniques des différents composants utilisés dans notre réalisation (microphone , amplificateur , ...) ont été aussi présentés , des mesures illustrées par des photos des signaux générés par le dispositif ont aussi présentés.

Ces signaux ont été mesurés en utilisant un oscilloscope à mémoire.

Conclusion générale :

Nous avons proposé à travers ce modeste travail une réalisation d'une aide auditive.

D'abord, nous avons exposé une étude théorique sur l'anatomie et la physiologie de l'oreille était présentée mettant en exergue l'aspect d'exploration fonctionnelles auditives, puis une étude sur les différents aspects théoriques sur les différents circuits pouvant être exploités dans la réalisation de cette plateforme étaient discutée à travers l'approche qu'il faut adopter dans le choix de circuit et de composants pour réaliser un dispositif électronique en général.

Les résultats des mesures de signaux à travers les différents points tests prévus sur la plateforme permettent à l'utilisateur de comprendre un dispositif d'aide auditif.

Bibliographie et liens :

Chapitre 01 :

- Bluestone C, Klein J. Otitis media in infants and children. Philadelphia : Saunders, 1995.
- Canalis RF, Lambert PR. The ear comprehensive otology. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2000.
- Hughes G, Pensak L. Clinical otology. 3rd ed. Stuttgart : Thieme, 2007.
- Legent F. Le conduit auditif externe. Paris : Arnette, 1995.
- Légent F, et al. ORL Pathologie cervico-faciale. Paris : Masson, 1996.
- Lucente FE, Lawson W, Novick NL. The external ear. Philadelphia : Saunders, 1995.
- <http://www.entoflorachne.com/Histopathologie/Histopathologie%20humaine.html>
- http://pagesperso-orange.fr/schlosser-aix/Rech_Med/otospongiose.pdf
- http://pagesperso-orange.fr/schlosser-aix/medicaments_ototoxiques.htm

Chapitre 02:

- Dulgerov P, Remacle M. Précis d'audiophonologie et de déglutition. L'oreille et les voies de l'audition. Marseille : Solar, 2005.
- Légent F, et al. ORL Pathologie cervico-faciale. Paris : Masson, 1996.
- Légent F, et al. Manuel pratique des tests de l'audition. Paris : Masson, 1998.
- Mudry A. Techniques et problèmes de l'otoscopie. Cahiers Audition 1997;10(5):16-20
- Portmann M, Portmann C. Précis d'audiométrie clinique avec atlas audiométrique. 6ème ed. Paris : Masson, 1988.
- Robinette MS, Glatke TJ. Otoacoustic emissions. Clinical applications. 2nd ed. New York : Thieme, 2002.
- Roeser RJ, Valente M, Hosfprd-Dunn H. Audiology diagnosis. New York : Thieme, 2000.
- Dulgerov P, Remacle M. Précis d'audiophonologie et de déglutition. L'oreille et les voies de l'audition. Marseille : Solar, 2005.
- Hol M. BAHA New indications and long-term patient satisfaction. Thesis. Nijmegen, 2005.
- Niparko JK. Cochlear implants. Principles & practice. Philadelphia : Lippincotts Williams & Wilkins, 2000.
- <http://www.cochlea-implantat.ch/downloads/flyer-ci-french.pdf>
- <http://www.infobaha.fr>
- <http://www.fr.cochlear.ch/>
- <http://revue.medhyg.ch/article.php3?sid=22489>
- Collège National d'Audioprothèse. Précis d'audioprothèse. L'appareillage de l'adulte. Vol. 1. Editions Collège National d'Audioprothèse, 1997.

- Gelis C. Bases techniques et principes d'application de la prothèse auditive. Montpellier : Sauramps Medical, 1993.
- Morgon AH, et al. Suppléance instrumentale de la surdité : les aides auditives. Paris : Société française d'ORL, 1998.
- Mudry A. Critères de choix d'une prothèse acoustique. Rev Med Sui Rom 1997;117:509-512.
- Mudry A, Estoppey P. Collaboration entre l'ORL et l'audioprothésiste dans le choix d'une prothèse auditive. Cahiers Audition 1999;12(4):7-13.
- Vonlanthen A. Manuel technique des aides auditives. Phonak, 1995.
- <http://www.ecoute.ch/>
- http://akustika.ch/index_fr

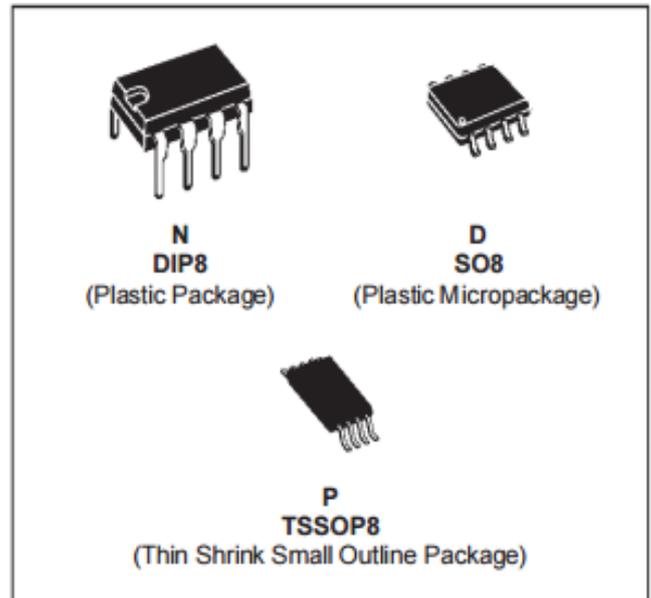
Chapitre 03 :

- <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs300/fr/>

GENERAL PURPOSE J-FET DUAL OPERATIONAL AMPLIFIER

TL082 TL082A - TL082B

- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}^+) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEWRATE : $16V/\mu s$ (typ)



DESCRIPTION

The TL082, TL082A and TL082B are high speed J-FET input dual operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

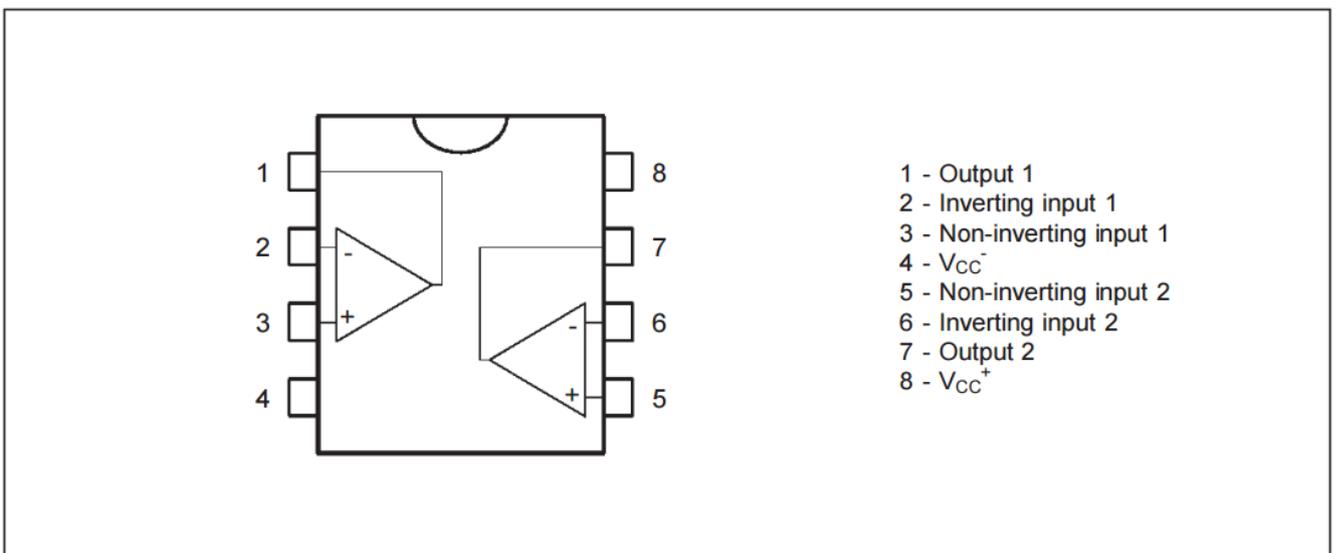
The devices feature high slew rates, low input bias and offset current, and low offset voltage temperature coefficient.

ORDER CODES

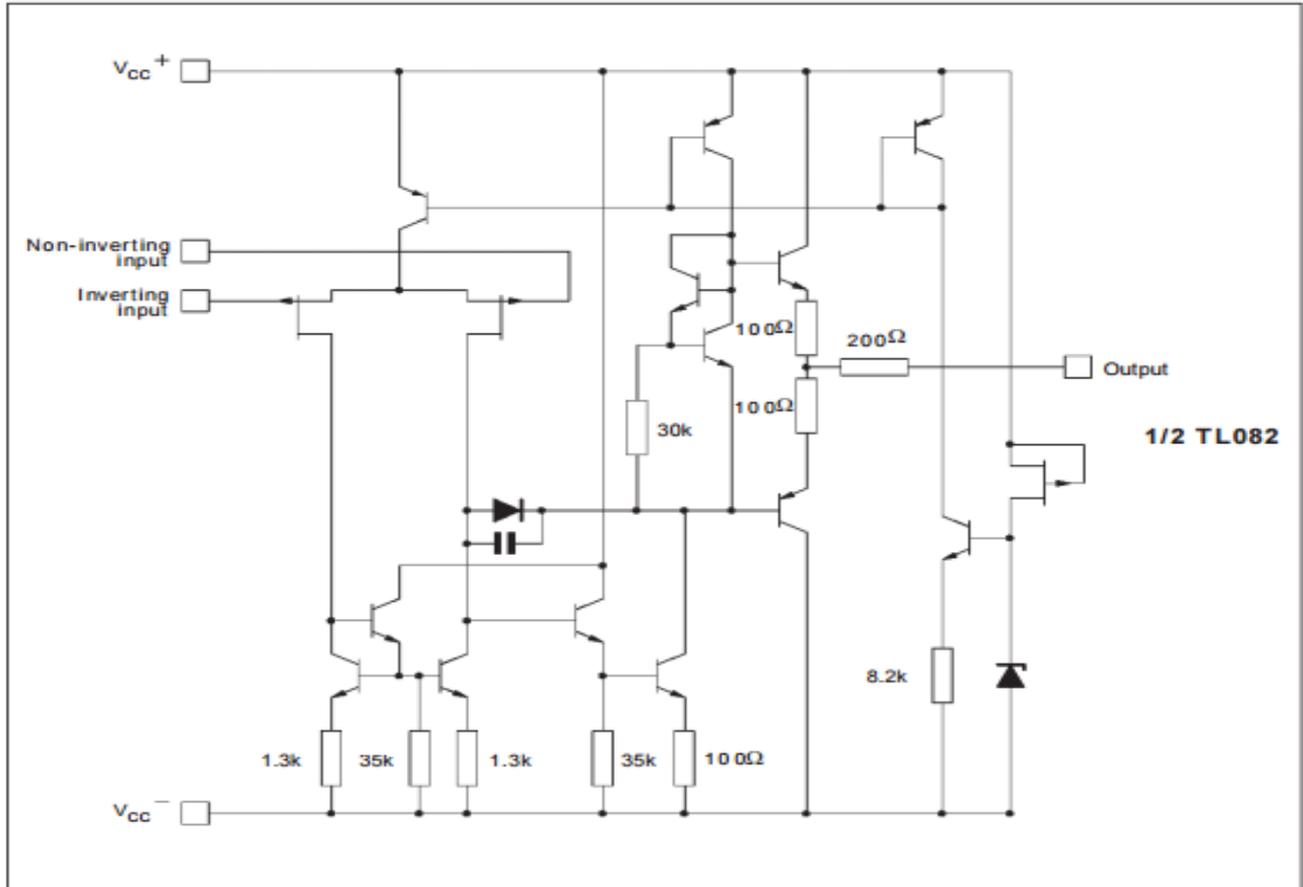
Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
TL082M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•	•
TL082I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•	•
TL082C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•	•

Examples : TL082CD, TL082IN

PIN CONNECTIONS (top view)

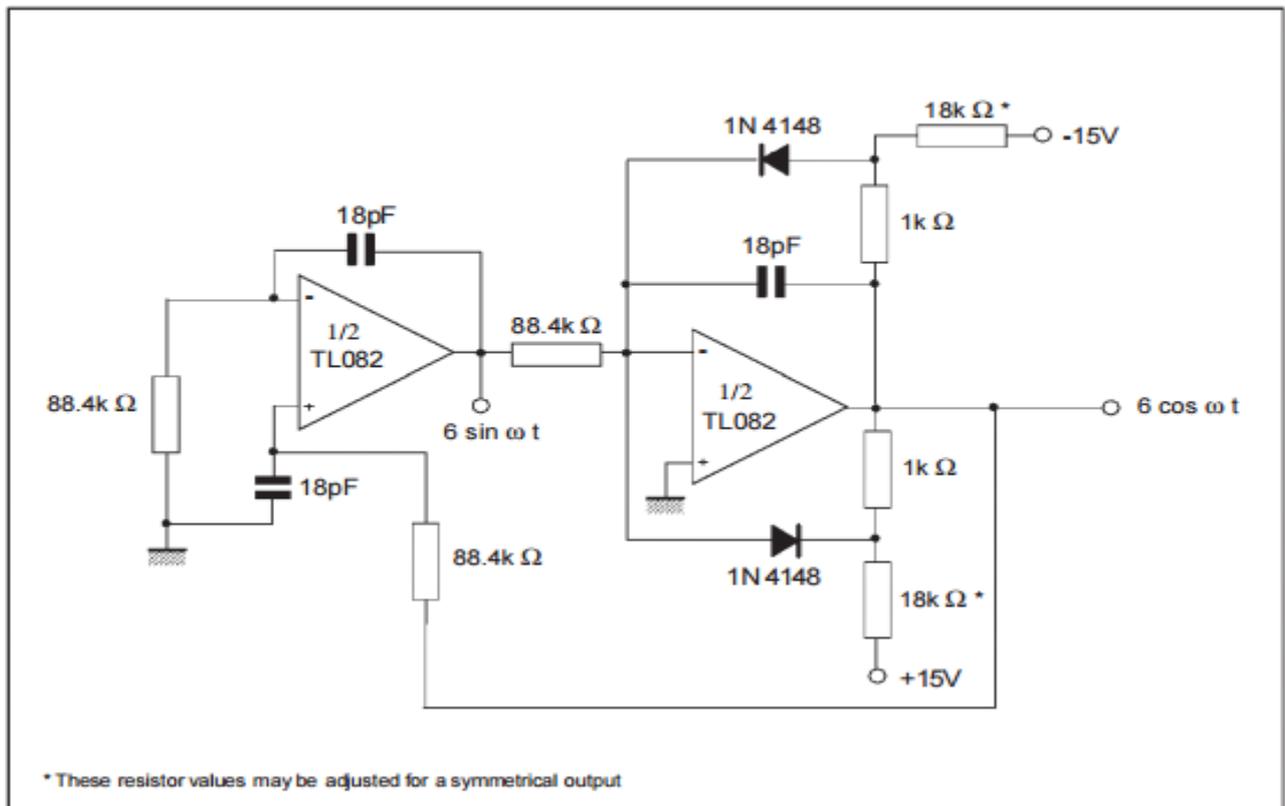


SCHEMATIC DIAGRAM



TYPICAL APPLICATION

100KHz QUADRUPLE OSCILLATOR



14W Hi-Fi AUDIO AMPLIFIER

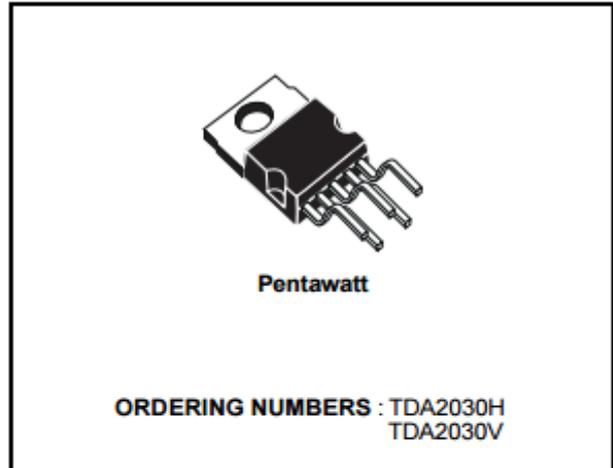
TDA2030

DESCRIPTION

The TDA2030 is a monolithic integrated circuit in Pentawatt® package, intended for use as a low frequency class AB amplifier. Typically it provides 14W output power ($d = 0.5\%$) at $14V/4\Omega$; at $\pm 14V$ or $28V$, the guaranteed output power is 12W on a 4Ω load and 8W on a 8Ω (DIN45500).

The TDA2030 provides high output current and has very low harmonic and cross-over distortion.

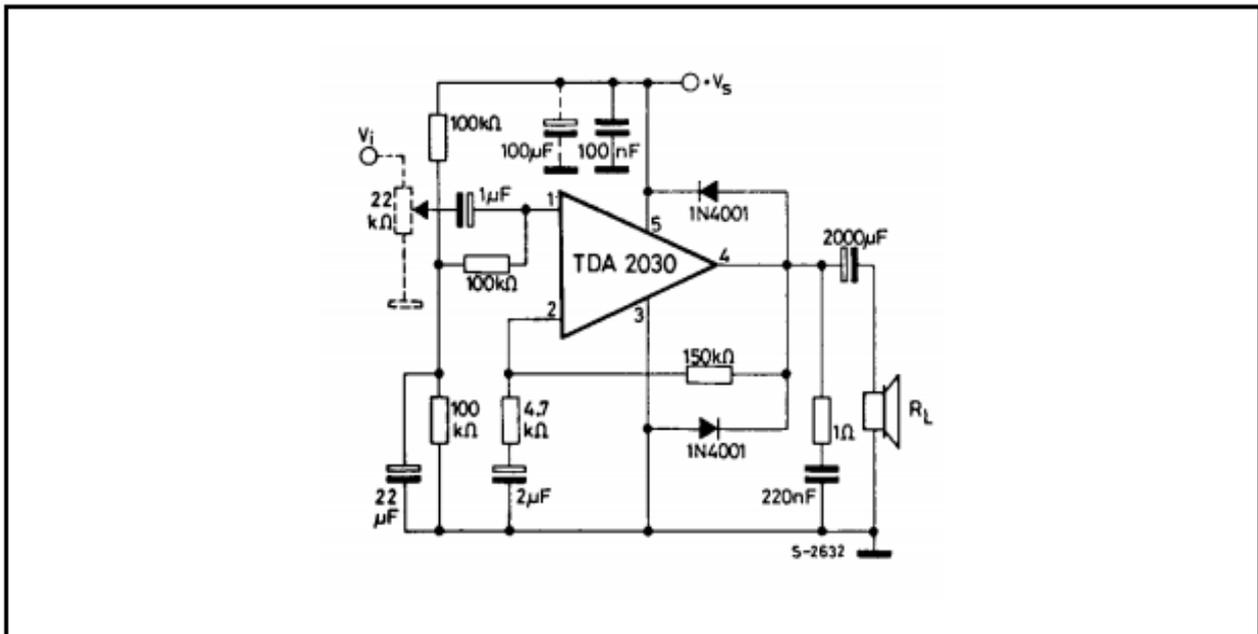
Further the device incorporates an original (and patented) short circuit protection system comprising an arrangement for automatically limiting the dissipated power so as to keep the working point of the output transistors within their safe operating area. A conventional thermal shut-down system is also included.



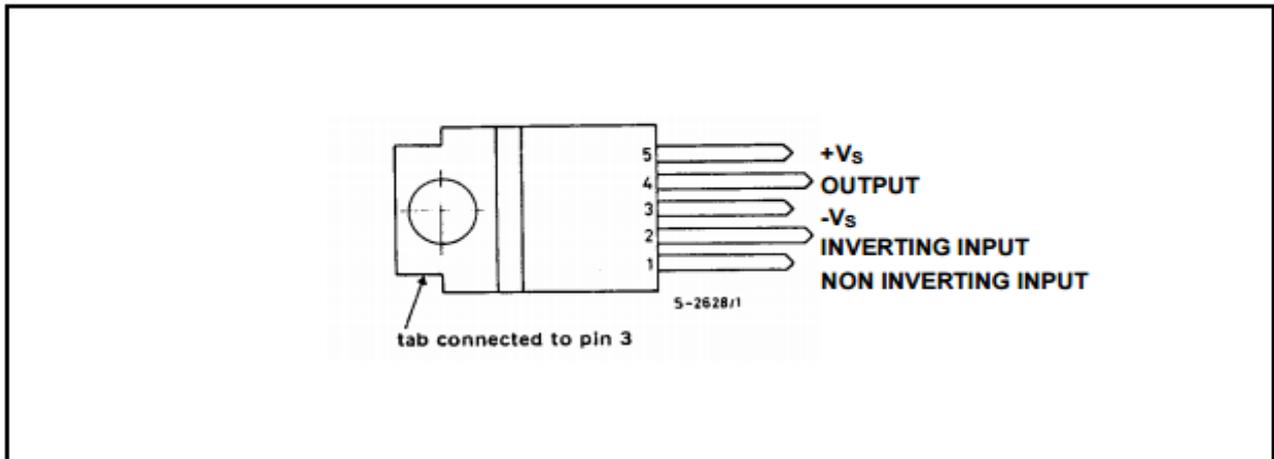
ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_s	Supply voltage	± 18 (36)	V
V_i	Input voltage	V_s	
V_i	Differential input voltage	± 15	V
I_o	Output peak current (internally limited)	3.5	A
P_{tot}	Power dissipation at $T_{case} = 90^\circ C$	20	W
T_{stg}, T_j	Storage and junction temperature	-40 to 150	$^\circ C$

TYPICAL APPLICATION



PIN CONNECTION (top view)



TEST CIRCUIT

