



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie
Département 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 : ZERGOUN Djihad

ETUDE ET REALISATION D'UN AUDIOMETRE MEDICAL

Soutenu le 25 juin 2018 devant le Jury

M.	RAHMOUN Fethi	MAA	Université de Tlemcen	Président
Mme	Mr TAOULI Sidi Ahmed	MCB	Université de Tlemcen	Encadreur
Melle	Mr KERAI Salim	MAA	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2017-2018

Remerciement :

Je tiens à remercier en premier lieu et avant tout ALLAH le tout puissant, qui m'a donné la force, la volonté et la patience d'accomplir mon travail dans les meilleures conditions.

Je remercie tout d'abord mes chers parents qui m'ont soutenu tout au long de mon chemin scolaire et universitaire jusqu'à la réalisation de mon mémoire sans oublier à remercier mon frère et ma sœur.

Je tiens à remercier mon encadreur Mr TAOULI Sidi Ahmed pour la confiance lorsqu'il a accepté d'être mon encadreur, pour la qualité de son encadrement, sa disponibilité, ses remarques fructueuses et ses directives précieuses, qui ont contribué efficacement à l'avancement de ce travail. Merci.

J'exprime mes sincères remerciements à Mr RAHMOUN Fethi pour l'honneur qu'il me fait en acceptant de présider le jury de soutenance.

Je remercie également Mr KERAI Salim pour l'intérêt qu'il a porté à ce travail en acceptant de l'examiner.

Je tiens à remercier également le doctorant HAMOUDI Youcef qui m'a beaucoup aidé dans la réalisation pratique.

Je remercie tous mes enseignants durant toute ma formation ainsi le personnel administratif du Département de Génie Biomédical, sans oublier les responsables du magasin des composants électriques qui m'a aidé durant la réalisation.

Je remercie toute ma famille ZERGOUN et KHEDROUGUI pour leurs soutiens moraux et matériels.

Enfin, j'adresse mes plus sincères remerciements à tous mes proches et mes amis, qui m'ont toujours soutenues et encouragées au cours de la réalisation de ce travail.

Dédicace :

Grace à Dieu j'ai pu finir ce modeste travail et je le dédie à l'Algérie mon pays.

Mes très chers parents qui m'ont guidé durant tous les moments les plus pénibles de ce long chemin.

Ma mère, la plus merveilleuse des mères, l'école de la vie, maman je ne connais aucune personne aussi adorable comme toi, tu étais toujours à mes côtés, me couvrant de ta tendresse et de ton amour. Tous les mots du monde ne sauraient exprimer l'immense amour que je te porte, puisse Dieu te donner santé et longue vie.

Mon père, l'épaule solide, l'œil attentif qui a sacrifié toute sa vie afin de me voir devenir ce que je suis aujourd'hui. Que Dieu te préserve et te procure santé, bonheur et longue vie.

A tous ma famille ZERGOUN et KHEDROUGUI grands et petits.

Mon frère et ma sœur, tous mes amis, la promotion M2 INB et à tous ceux qui travaillent dans le noir afin que le monde vive dans la lumière.

Djihad

ملخص, Résumé et Abstract :

ملخص:

يتمثل موضوعنا في صنع جهاز يسمى جهاز قياس شدة السمع. هذا الجهاز يسمح بالتمييز والتحديد الكمي لدرجة فقدان السمع الممثلة بالدي سيبل من خلال قياس حساسية السمع لشخص حيث يتم إخضاعه لأنواع مختلفة من التحفيز. بما في ذلك حافظ الصوت وهذا ما يشير إلى قياس السمع النغمي. يتم تحديد عتبات السمع بناء على استجابة المريض. تمت إضافة بطاقة اكتساب للجهاز وهي بطاقة أردوينو التي تقوم بعرض التردد الذي يكون الصوت مسموع به. يتم تمثيل النتائج التي تم الحصول عليها من هذه الاختبارات، على منحنى يسمى منحنى التخطيط السمعي. من خلال هذه المنحنيات، يقوم الطبيب بمعرفة المرض.

الكلمات المفتاحية:

مقياس شدة السمع، درجة فقدان السمع، حساسية السمع، التحفيز الصوتي، قياس السمع النغمي، مخطط السمع.

Résumé :

Notre système consiste à la réalisation d'un dispositif porte le nom d'un audiomètre. Il permet d'identifier et de déterminer quantitativement le degré de perte d'audition qui est représentée en décibel en mesurant la sensibilité auditive d'une personne soumise à différents types de stimulation acoustique. Ces mesures sont pratiquées avec des sons qui représentent un stimulus sonore ce qui désigne l'audiométrie tonale. Les seuils auditifs sont déterminés à base de la réponse du patient. Une carte d'acquisition a été ajoutée au système, c'est la carte d'Arduino qui permet d'afficher la fréquence à laquelle le son soit audible.

Les résultats obtenus de ces tests sont inscrits sur une courbe appelée audiogramme. Au cours de ces courbes, le médecin va connaître la pathologie.

• Les mots clés :

Audiomètre, le degré de perte d'audition, la sensibilité auditive, stimulation acoustique, audiométrie tonale, audiogramme.

Abstract:

Our system consists of making a device named audiometer. It allows identifying and determining quantitatively the degree of hearing loss which is represented in decibel by measuring the auditory sensitivity of a person subjected to different types of stimulations. These measurements are performed with sounds that represent a sound stimulus, which refers to tonal audiometry. Auditory thresholds are determined based on the patient's response. An acquisition card has been added to the system, it is the Arduino card that displays the frequency at which the sound is audible.

The results obtained from these tests are written on a curve called an audiogram. During these curves, the doctor will know the pathology.

- **Key words:**

Audiometer, degree of hearing loss, auditory sensitivity, acoustic stimulation, tonal audiometry, audiogram.

Table des Matières :

Remerciement :	1
Dédicace :	2
ملخص ,Résumé et Abstract :	3
Introduction générale :	13
Chapitre I : Anatomie de l'oreille et physiologie de l'acoustique.	14
Partie I : Anatomie de l'oreille.	15
Introduction :	15
I.1 Structure de l'oreille :	15
I.1.1 Oreille externe :	16
I.1.2 L'oreille moyenne :	17
I.1.3 L'oreille interne :	18
I.2 Les voies auditives:	22
I.2.1 Les voies auditives primaires :	22
I.2.2 Les voies auditives non primaires :	23
Partie II : Physiologie de l'acoustique.	25
II.1 Stimulus sonore et perception auditive :	25
II.1.1 L'onde sonore :	25
II.1.2 Le niveau de pression acoustique :	27
II.1.3 L'intensité acoustique :	27
II.2 Réception et transmission des sons : récepteurs auditifs	29
II.2.1 Conduction aérienne et conduction osseuse :	29
II.2.1.1 La conduction aérienne :	30
II.2.1.2 Conduction osseuse :	30
II.2.2 L'oreille externe :	31
II.2.3 L'oreille moyenne :	31
II.2.4 L'oreille interne :	31
II.2.4.1 Potentiel de l'oreille interne :	33
II.3 Codage du son :	34
II.3.1 Le codage de la fréquence :	34
II.3.2 Le codage de l'intensité :	35
II.3.3 Elaboration des sons au niveau central :	36
II.3.3.1 La fréquence du son :	36

Table des Matières

II.3.3.2	L'intensité du son :	36
II.3.3.3	La direction du son :	36
II.3.3.4	L'éloignement de la source sonore :	37
II.4	Les principaux relais des voies auditives et leurs fonctions :	37
Conclusion :		37
Chapitre II : Pathologies de l'oreille et techniques d'exploration auditive.		39
Introduction :		39
I.	Pathologies de l'oreille :	39
I.1	Acouphènes :	39
I.2	L'otite :	39
I.3	Le cholestéatome :	40
I.4	L'otospongiose :	40
I.5	Le neurinome de l'acoustique :	40
I.6	Presbycusie :	40
I.7	Hyperacusie :	40
I.8	La surdité :	40
I.8.1	Types de surdité :	40
I.8.1.1	La surdité de transmission :	41
I.8.1.2	La surdité de perception :	41
I.8.1.3	La surdité mixte :	41
I.8.2	Les degrés de surdité :	41
I.8.2.1	L'audition normale :	41
I.8.2.2	La déficience légère :	41
I.8.2.3	La déficience moyenne :	42
I.8.2.4	La déficience sévère :	42
I.8.2.5	La déficience profonde :	42
II.	Techniques d'exploration auditive :	42
II.1	Explorations fonctionnelles subjectives :	43
II.1.1	Acoumétrie :	43
II.1.1.1	Acoumétrie phonique :	43
II.1.1.2	Acoumétrie instrumentale :	43
II.1.1.2.1	Le test de Weber :	43
II.1.1.2.2	L'épreuve de Rinne :	44
II.1.2	Audiométrie :	45

Table des Matières

II.1.2.1	Audiométrie tonale :	45
II.1.2.1.1	Audiogramme tonal :	46
II.1.2.1.2	Audiométrie tonal supraliminaire :	46
II.1.2.2	Audiométrie vocale :	46
II.1.2.2.1	Audiogramme vocal :	47
II.2	Explorations fonctionnelles objectives :	48
II.2.1	L'Impédancemétrie :	48
II.2.2	Les Oto-Emissions Acoustiques Provoquées :	49
II.2.3	Les Potentiels Evoqués Auditifs (PEA) :	50
III.	Réhabilitation de la surdité :	51
III.1	L'appareil auditif :	51
III.1.1	Structure d'un appareil auditif :	52
III.2	L'implant cochléaire (IC) :	52
Conclusion :		53
Chapitre III : Réalisation de l'audiomètre.		55
Introduction :		55
I.	Etat de l'art de l'audiomètre :	55
II.	Schéma bloc d'audiomètre:	58
III.	Schéma électrique d'audiomètre :	58
III.1	Le générateur BF :	59
III.1.1	Principe de fonctionnement :	59
III.1.2	Oscillateur à pont de Wien :	61
III.1.2.1	La chaine directe :	62
III.1.2.2	La chaine de retour :	63
III.1.3	La masse fictive (virtuelle) :	66
IV.	L'étage d'amplification :	67
V.	L'amplificateur audio :	68
VI.	La détection de la fréquence :	68
VI.1	Présentation de la carte Arduino :	68
VI.2	L'afficheur LCD :	70
VI.3	Le montage d'affichage :	71
VI.3.1	La conversion de signal de sortie en un signal carré :	72
VI.3.2	Le programme qui permet d'afficher la fréquence du signal carrée :	73
VI.3.2.1	Explication du programme :	73

Table des Matières

Conclusion:	74
Chapitre IV : Résultats et Interprétation.	76
Introduction :	76
I. Condition d'utilisation de l'appareil :	76
II. Test de la carte (audiomètre) :	76
II.1 Test d'oscillateur :	77
II.2 Test d'étage d'amplification :	79
II.3 Test d'amplificateur-audio :	80
II.4 Test de l'étage de détection de fréquence :	81
II.5 La mesure de la surdité :	82
II.5.1 Principe :	82
II.5.2 Réalisation :	82
II.5.3 Résultats et interprétations :	83
II.5.4 Tests sur des différents sujets :	84
Conclusion :	88
Conclusion générale :	90
Bibliographie :	92
Annexes :	96

Table des Figures

Table des figures :

Chapitre I : Anatomie de l'oreille et physiologie de l'acoustique.

Figure 1: les trois régions de l'oreille. [3]	16
Figure 2: l'oreille externe [6]	16
Figure 3: l'oreille moyenne. [6]	17
Figure 4: Schéma des osselets. [5]	18
Figure 5: L'oreille interne. [6]	19
Figure 6: Le labyrinthe osseux. [7]	19
Figure 7: Le labyrinthe membraneux. [7]	20
Figure 8: Coupe à travers la cochlée. [5]	20
Figure 9: Coupes schématisques de l'organe de Corti. [7]	21
Figure 10: Le vestibule de l'oreille interne. [8]	21
Figure 11: Relais sur les voies auditives. [9]	22
Figure 12: Les voies auditives primaires. [10]	23
Figure 13: Les voies auditives non primaires. [10]	24
Figure 14: Longueur d'onde, amplitude et forme d'oscillation. [12]	26
Figure 15: Pression acoustique, niveau de pression acoustique et intensité sonore. [12]	28
Figure 16: Réception et transmission du son dans l'oreille. [4]	29
Figure 17: Casque pour l'examen voie aérienne. [5]	30
Figure 18: Serre-tête pour l'examen voie osseuse. [5]	30
Figure 19: Organisation tonopique de la cochlée. [9]	32
Figure 20: La stimulation des cellules ciliées de l'oreille interne. [12]	33
Figure 21: Codage en fréquence le long de la cochlée. [12]	34
Figure 22: Information sur l'intensité du son dans le nerf auditif (fréquence acoustique inchangée). [12]	35

Chapitre II : Pathologies de l'oreille et Techniques d'exploration auditive.

Figure 23: la courbe audio. [19]	42
Figure 24: Une série des diapasons. [17]	43
Figure 25: résultats des tests de Weber et de Rinne. [5]	45
Figure 26: Audiogramme tonal chez un sujet "normo-entendant", évolution au cours de la vie. [10]	46
Figure 27: Un audiogramme vocal pour des sujets "normo-entendant" et "malentendant". [10]	47
Figure 28: Impédancemètre [10]	48
Figure 29: Tympanogramme Normal. [17]	49
Figure 30: Un enregistrement d'oto-émission [10]	49
Figure 31: Un enregistrement des potentiels évoqués auditifs [10]	50
Figure 32: Les voies auditives [10].	51
Figure 33: un modèle d'appareil auditive. [17]	52
Figure 34 : Un implant cochléaire. [17]	53

Chapitre III : Réalisation de l'audiomètre.

Figure 35: L'audiomètre Western Electric 1-A. [30]	56
Figure 36: L'audiomètre Western Electric 2-A. [30]	56
Figure 37: Audiomètre clinique bi-canal Beltone circa 1970, dominé par des boutons poussoirs.	57
Figure 38: Schéma bloc d'un audiomètre.	58

Table des Figures

Figure 39: Schéma électrique d'Audiomètre Médical. -----	59
Figure 40: Schéma bloc général d'un oscillateur. -----	59
Figure 41: Schéma électrique du générateur BF de l'onde sinusoïdale. -----	61
Figure 42: La chaine directe. -----	62
Figure 43: La chaine de retour d'oscillateur. -----	63
Figure 44: Un pont de Wien. -----	64
Figure 45: Schéma électrique de la masse fictive. -----	66
Figure 46: Schéma électrique d'étage d'amplificateur. -----	67
Figure 47: Schéma électrique d'Ampli-audio. -----	68
Figure 48: Carte Arduino Uno. -----	69
Figure 49: un afficheur LCD. -----	70
Figure 50: Schéma électrique du Fréquencemètre -----	71
Figure 51: Programme d'Arduino pour l'affichage de la fréquence. -----	73

Chapitre IV : Résultats et interprétations.

Figure 52: le circuit final de l'audiomètre réalisé. -----	76
Figure 53: Sortie d'amplificateur (IC1-A). -----	77
Figure 54: les switches qui permettent de sélectionner la gamme de fréquence. -----	77
Figure 55: Une fréquence dans la première gamme. -----	78
Figure 56: Une fréquence dans la deuxième gamme. -----	78
Figure 57: Une fréquence dans la troisième gamme. -----	78
Figure 58: Une fréquence dans la quatrième gamme. -----	79
Figure 59: Une fréquence dans la cinquième gamme. -----	79
Figure 60: une petite variation d'amplitude. -----	79
Figure 61: une autre variation supérieure. -----	80
Figure 62: une autre variation plus supérieure. -----	80
Figure 63: le test d'ampli-audio avec le casque d'écoute. -----	81
Figure 64: le circuit d'affichage qui est alimenté par le PC (5 V) -----	81
Figure 65: le signal d'entrée du circuit comparateur. -----	81
Figure 66: le signal de sortie du circuit comparateur -----	82
Figure 67: Vérification de l'affichage de la fréquence par LCD. -----	82
Figure 68: Un papier à tracé logarithmique pour tracer la courbe de la sensibilité auditive. [20] -----	83
Figure 69: Audiogramme du premier sujet. -----	84
Figure 70: Audiogramme du deuxième sujet. -----	85
Figure 71: Audiogramme du troisième sujet. -----	86
Figure 72: Audiogramme du quatrième sujet. -----	87

Liste des Tableaux :

Tableau 1: Tableau des gammes de fréquences. [21] -----	64
Tableau 2: Le brochage d'un afficheur LCD.-----	71
Tableau 3: Les bandes fréquentielles d'audiomètre réalisé. -----	77
Tableau 4: Table des mesures pratiques du premier sujet. -----	84
Tableau 5: Calcul de la perte moyenne du premier sujet. -----	84
Tableau 6: Table des mesures pratiques du deuxième sujet. -----	85
Tableau 7: Calcul de la perte moyenne du deuxième sujet. -----	85
Tableau 8: Table des mesures pratiques du troisième sujet. -----	86
Tableau 9: Calcul de la perte moyenne du troisième sujet. -----	86
Tableau 10: Table des mesures pratiques du quatrième sujet. -----	87
Tableau 11: Calcul de la perte moyenne du quatrième sujet. -----	87

Introduction Générale:

Introduction générale :

Nous sommes en effet chaque jour bombardés par des sons de diverses intensités allant du bruit de fond de la ville avec ses voies de communication. L'effet cumulatif de tous ces bruits sur notre organe auditif peut entraîner la perte partielle ou totale de l'audition. Pour dépister et évaluer cette perte d'audition, on fait appel à l'examen d'audiométrie.

L'oreille est l'organe de l'audition qui effectue la transmission des vibrations acoustiques en signaux nerveux qui seront décodés par le cerveau.

L'oreille humaine perçoit des fréquences comprises entre 20 Hz (fréquence la plus grave) et 20000 Hz (fréquence la plus aiguë). Toute fréquence inférieure à 20 Hz est qualifiée d'infrason, toute fréquence supérieure à 20 kHz est qualifiée d'ultrason.

La surdité peut exister à la naissance, ou s'installer brusquement après une maladie, ou encore apparaître de façon progressive sans cause apparente.

Pour s'assurer que le signal sonore est perçu par le système auditif d'un individu, un audiomètre peut être utilisé. Cette méthode subjective nécessite une collaboration avec le patient pour déterminer son seuil de perception. Ce seuil est représenté par une valeur exprimé en décibel. [2]

Le but de ce travail est d'étudier et de réaliser un Audiomètre Médical à base d'un oscillateur de basses fréquences en mesure d'évaluer la sensibilité de nos oreilles aux différentes fréquences acoustiques. Il est important parce qu'il permet de surveiller constamment l'acuité auditive.

Notre mémoire est divisé en quatre chapitres :

- **Le premier chapitre** est une description de l'anatomie du système auditif avec l'étude de la physique d'acoustique et de la physiologie du système auditif.
- **Le deuxième chapitre** présente pathologies et les différentes techniques d'exploration auditive.
- **Le troisième chapitre** présente la réalisation et l'étude de l'ensemble des circuits constituant notre audiomètre.
- Enfin, **le quatrième chapitre** concerne la réalisation pratique et des résultats de notre audiomètre.

Chapitre I : Anatomie de l'oreille et physiologie de l'acoustique.

Partie I : Anatomie de l'oreille.

Introduction :

Les sens nous relient à la vie, ils nous permettent de percevoir le monde qui nous entoure, à chaque sens correspond un organe.

L'ouïe fait partie des cinq sens, Il consiste à entendre tous types de sons. L'ouïe est la capacité de percevoir des sons, les sons sont créés par une perturbation dans l'air, appelée vibration. Pour que nous puissions entendre la télévision ou notre voisin, la vibration doit faire un voyage long et complexe dans nos oreilles, jusqu'au cerveau.

Les oreilles servent à enregistrer les ondes sonores puis à les convertir en impulsions électriques. Ces signaux sont transmis vers le cerveau qui se charge de les décoder pour leur donner un sens. Pour comprendre les différentes étapes de ce fonctionnement, il faut tout d'abord connaître la structure anatomique de l'oreille.

I.1 Structure de l'oreille :

L'oreille est l'organe de l'audition. C'est également l'un des éléments nécessaire pour assurer l'équilibre du corps.

L'oreille se trouve dans la partie latérale du crâne, dans une partie de l'os temporal appelée le rocher, sous le lobe temporal du cerveau dont elle est séparé par une coque osseuse.

On distingue trois parties dans l'oreille: l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne.
[1]

L'oreille externe et l'oreille moyenne servent uniquement à l'audition et leurs configurations sont relativement simples. L'oreille interne sert à l'audition et à l'équilibre et sa structure est très complexe. [2]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

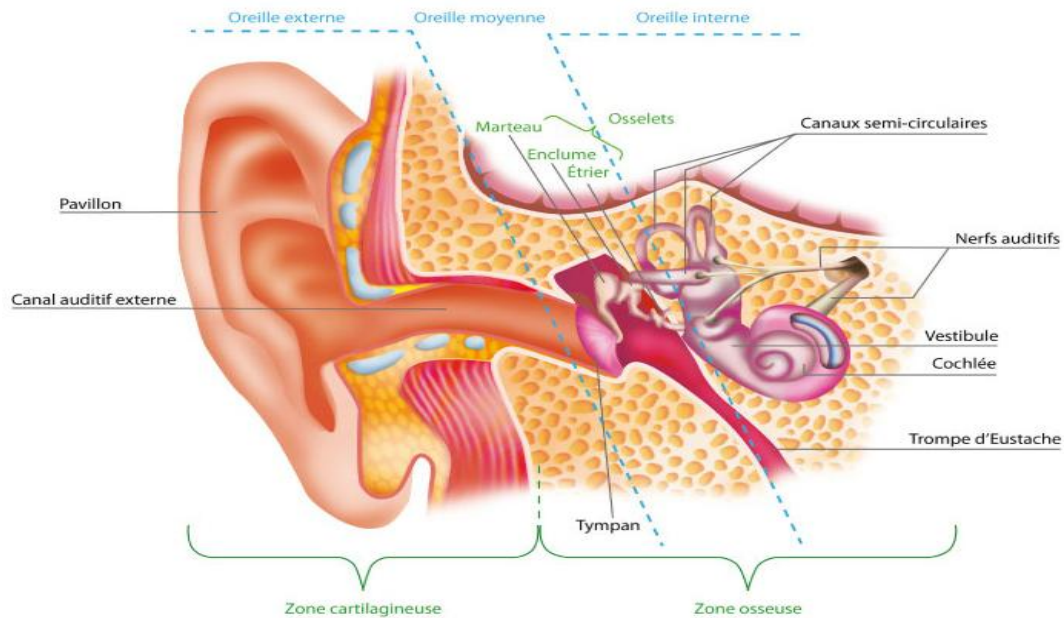


Figure 1: les trois régions de l'oreille. [3]

I.1.1 Oreille externe :

L'oreille externe se compose du pavillon et du conduit auditif externe. Le pavillon est la partie externe et visible de l'oreille. Il est constitué principalement d'un cartilage flexible, élastique et recouvert sur ses deux faces par la peau. Avec la partie inférieure (lobule de l'oreille) est privée de cartilage. Le pavillon, sert à identifier des individus, possède de nombreuses irrégularités de surface qui portent chacune un nom. Les plus importantes sont : l'hélix, l'anthélix, le tragus et la conque (c'est l'endroit où s'ouvre le conduit auditif externe). [5]

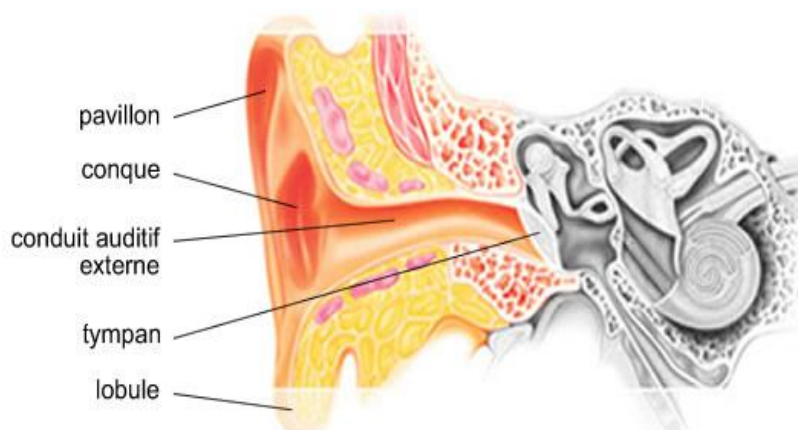


Figure 2: l'oreille externe [6]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

Le conduit auditif externe (CAE) s'étend du fond de la conque au tympan (la limite entre l'oreille externe et l'oreille moyenne. Le tympan est une membrane mince et translucide de tissu. Sa forme est comme un cône aplati dont le sommet pénètre dans l'oreille moyenne [4]). Le tympan se divise en deux parties : une première partie externe, est cartilagineuse. Elle est caractérisée par ses annexes cutanées avec des poils et des glandes (qui produisent notamment le cérumen). Une deuxième partie interne, est osseuse et lisse. Elle ne contient pas d'annexes cutanées et ne produit donc pas de cérumen. [5]

I.1.2 L'oreille moyenne :

L'oreille moyenne comprend le tympan et la caisse du tympan, qui contient les trois osselets. Cette cavité est en communication avec son voisinage par cinq "passages". Le premier passage est le tympan qui communique avec l'oreille externe. Le deuxième passage est l'entrée de la trompe d'Eustache, qui communique avec l'arrière du nez. Elle est aussi en communication, à l'arrière, avec la mastoïde par un espace appelé l'antre, et avec l'oreille interne (la cochlée) par deux petits "passages" appelés fenêtres : la fenêtre ovale sur laquelle repose l'étrier et la fenêtre ronde. [5]

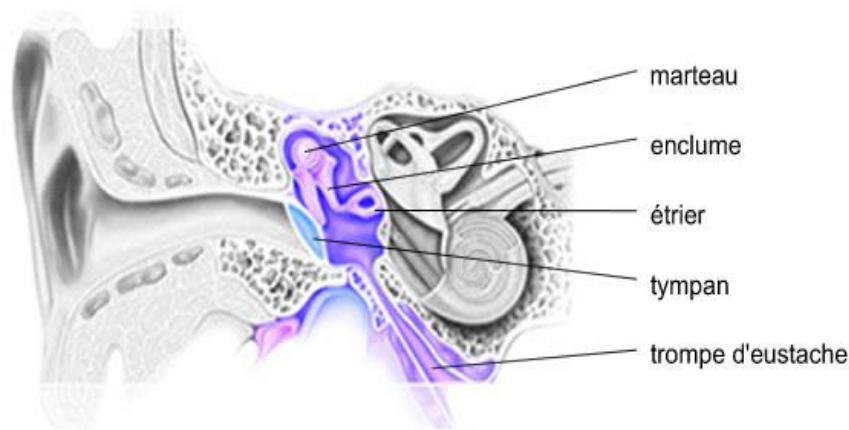


Figure 3: l'oreille moyenne. [6]

Le tympan est une fine membrane d'environ 1cm^2 de surface, légèrement creusée en entonnoir autour du manche du marteau. Il est habituellement de couleur gris perle et partiellement transparent. L'orientation du tympan est variable par rapport à l'axe du conduit auditif externe.

La caisse du tympan est une cavité remplie d'air qui a la forme d'un cube irrégulier et déformé, dont le tympan constitue une face. Elle renferme, en son centre, trois osselets : le marteau, l'enclume et l'étrier. [5]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

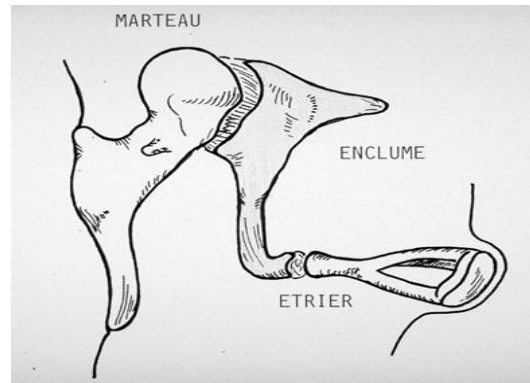


Figure 4: Schéma des osselets. [5]

Les trois osselets sont maintenus ensemble par des articulations et des ligaments. Le premier osselet est le marteau, car sa forme est comme un marteau. C'est le plus long, il mesure entre 7 et 9mm. Sa tête s'articule au niveau du corps du deuxième osselet (l'enclume) appelée aussi en raison de sa forme. L'enclume est un peu plus courte et plus lourde que le marteau. Il est en contact avec le troisième osselet (l'étrier) appelé ainsi en fonction de sa forme. L'étrier mesure environ 4 mm de hauteur.

Les deux fenêtres permettent à la caisse du tympan de communiquer avec l'oreille interne. La première (la fenêtre ovale ou fenêtre vestibulaire) fait le lien entre la chaîne des osselets et la rampe vestibulaire de la cochlée. La deuxième (la fenêtre ronde ou fenêtre cochléaire) fait le lien entre la rampe tympanique de l'oreille interne et la caisse du tympan.

La mastoïde fait partie des cavités annexes de l'oreille moyenne. Elle se trouve dans l'os temporal, située à l'arrière du conduit auditif externe, et elle est en communication avec l'antre mastoïdien (la partie la plus proche de la caisse du tympan).

La trompe d'Eustache (ou trompe auditive) est un conduit mince de 35 à 40 mm de long. Constituée de cartilage, de muscles et d'os. Elle relie l'oreille moyenne au rhinopharynx. [5]

I.1.3 L'oreille interne :

L'oreille interne est la partie la plus importante dans l'oreille. C'est là que les vibrations sont transformées en impulsions électriques pour pouvoir être lues et interprétées par notre cerveau. [7]

L'oreille interne a une structure anatomique très complexe (appelée aussi labyrinthe), elle est située dans le rocher et se compose de plusieurs parties principales : la cochlée, le vestibule avec l'utricule et le saccule, les trois canaux semi-circulaires, les deux aqueducs et le nerf auditif (composé du nerf cochléaire et des deux nerfs vestibulaires). [5]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

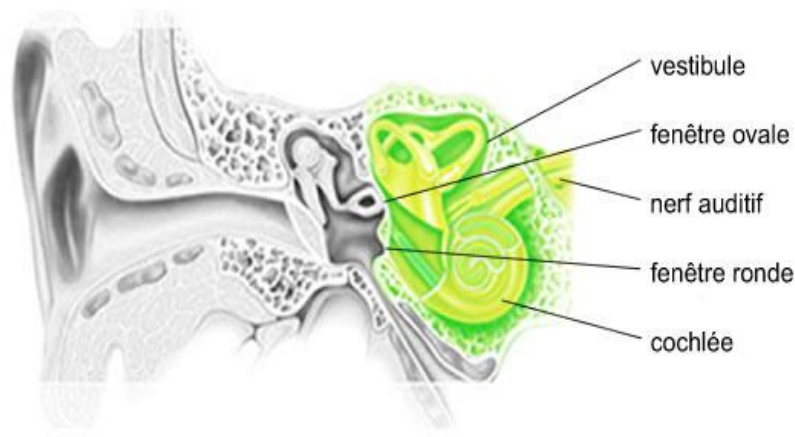


Figure 5: L'oreille interne. [6]

L'oreille interne communique avec l'intérieur du crâne par le conduit auditif interne. Elle est constituée de deux parties structurales : une partie osseuse “dure” de protection (appelée le labyrinthe osseux) et une partie “molle”, sensorielle (appelée le labyrinthe membraneux).

Le labyrinthe osseux constitue une coque d'os compact autour du labyrinthe membraneux duquel il est séparé par des espaces périlymphatiques contenant un liquide appelé la périlymphe. [5]

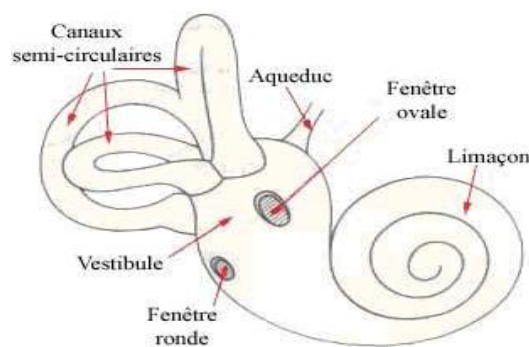


Figure 6: Le labyrinthe osseux. [7]

Le labyrinthe membraneux est l'ensemble des cavités à paroi conjonctivo-épithéliale qui supporte les éléments sensoriels de l'oreille interne, remplis eux d'un autre liquide appelé l'endolymphe. Toutes les structures de l'oreille interne ont ainsi une partie osseuse et une partie membraneuse. [5]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

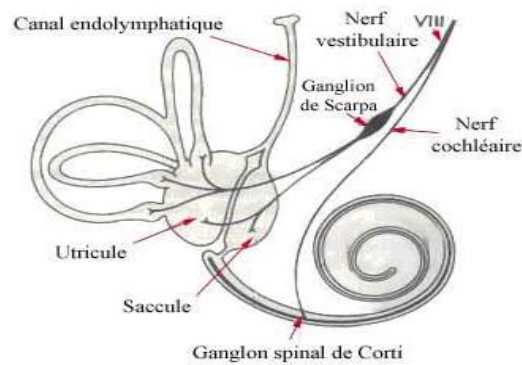


Figure 7: Le labyrinthe membraneux. [7]

La cochlée (ou le limaçon) est l'organe de l'audition. C'est une cavité osseuse de 3 cm de long, enroulée sur elle-même en deux tours et demie selon la forme d'une coquille d'escargot. Elle se compose de la fenêtre ovale et de la fenêtre ronde, qui permettent la mise en mouvement des fluides. [2]

Le noyau central de la cochlée s'appelle le modiolus. L'intérieur de la spire est un tuyau se divisant en trois tubes dans le sens de la longueur, séparés par deux membranes (la membrane de Reissner et la membrane basilaire) : le canal cochléaire contient l'organe de Corti et de l'endolymphe, la rampe vestibulaire en dessus (séparée du canal cochléaire par la membrane de Reissner) et la rampe tympanique au-dessous (séparé du canal cochléaire par la membrane basilaire) [figure 8]. Ces deux rampes contiennent de la périlymphe. [5]

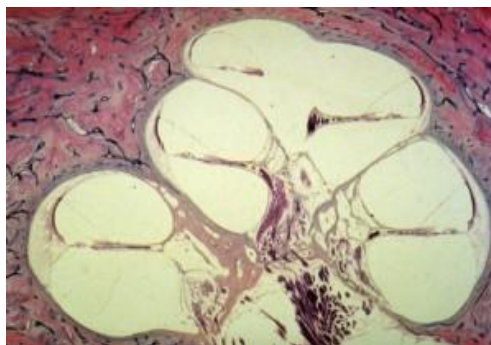


Figure 8: Coupe à travers la cochlée. [5]

L'organe de Corti a une structure cellulaire très complexe. Il repose sur la membrane basilaire et contient les structures sensorielles de l'audition : Les cellules ciliées externes (environ 12 000) forment trois rangées et les cellules ciliées internes (environ 3 500) une seule rangée. Elles possèdent des structures fileuses à leur surface, les stéréocils. Ces cellules sont entourées par différents types de cellules de soutien. [5]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

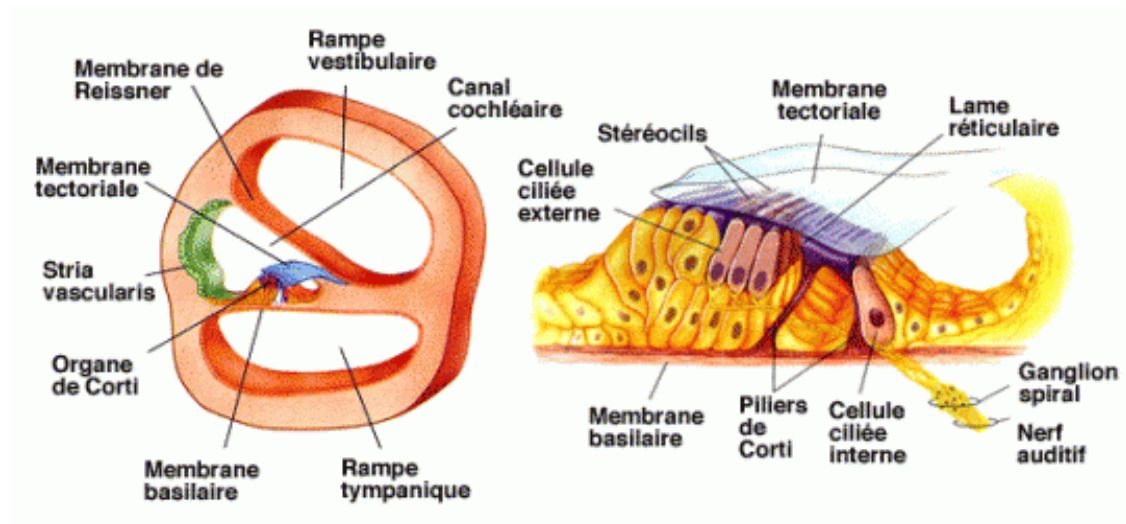


Figure 9: Coupes schématiques de l'organe de Corti. [7]

Le vestibule est la partie médiane de l'organe de l'équilibre. C'est la partie centrale du labyrinthe, étendue entre le conduit auditif interne et la caisse du tympan. Il relie les trois canaux semi-circulaires à la cochlée. Il se compose de l'utricule et du saccule d'où partent deux canaux qui se réunissent pour former le canal endolymphatique qui chemine dans l'aqueduc du vestibule. [5]

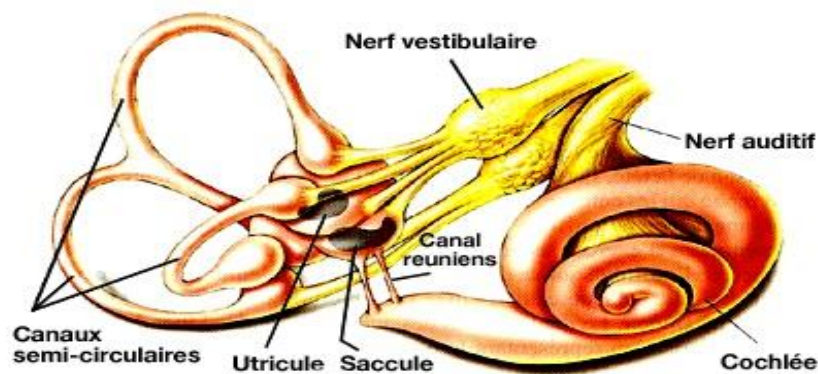


Figure 10: Le vestibule de l'oreille interne. [8]

Les canaux semi-circulaires sont trois canaux. Ils constituent des tubes creux en forme de boucle incomplète dans les trois plans de l'espace. Ils sont ouverts dans le vestibule par leurs deux extrémités, dont une est dilatée pour contenir la structure sensorielle de l'équilibre (appelée ampoule). Leurs nominations sont comme suit : canal latéral, canal supérieur et canal postérieur. Les canaux supérieur et postérieur ont une courte partie commune (le canal commun). Les ampoules des canaux semi-circulaires contiennent environ 23000 cellules ciliées vestibulaires. [5]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

Le conduit auditif interne (CAI) est situé en profondeur des canaux semi-circulaires et comporte le nerf facial et le nerf auditif séparés en quatre branches : le segment du nerf facial, le nerf cochléaire et les deux nerfs vestibulaires inférieur et supérieur. Les trois derniers forment le nerf auditif. [5]

I.2 Les voies auditives:

L'analyse des sons par le cerveau est un phénomène très complexe dont les chercheurs n'ont pas encore percé tous les secrets.

I.2.1 Les voies auditives primaires :

L'organisation des voies auditives est représentée sur [la figure 11] ; elle comprend plusieurs relais étagés entre l'oreille et le cortex cérébral. A chaque relais, le nombre de fibres partant vers le cerveau est multiplié par dix.

Plus on monte dans les étages, plus le signal auditif est intégré et plus le signal diminue en fréquence. Le système auditif fonctionne comme un filtre passe bas de plus en plus fin au fur et à mesure que l'on approche du cortex. Mais, l'information n'est pas filtrée et perdue, elle est intégrée. Dans chaque étage, il y'a des échanges entre les voies (droite et gauche). [9]

Il faut savoir que le cerveau décode ensuite l'information quasi-immédiatement, puisqu'il n'aura besoin que de 20 millièmes de secondes pour transformer le son en un mot ou en information, et pour interpréter ainsi le message reçu. [3]

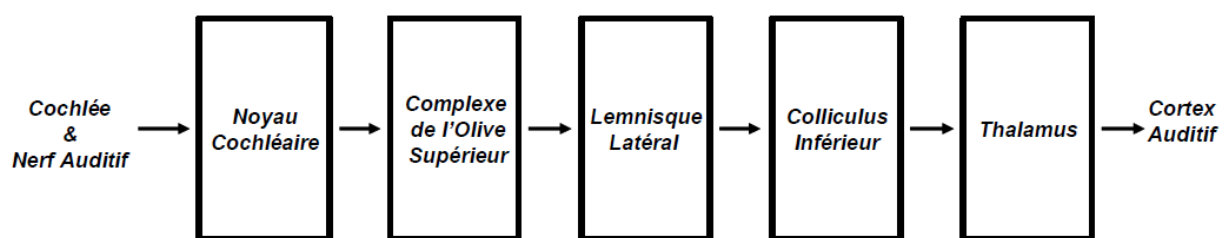


Figure 11: Relais sur les voies auditives. [9]

À partir de la **cochlée**, les fibres afférentes constituant le nerf auditif arrivent au **noyau cochléaire** qui a le rôle de distribuer l'information aux centres nerveux supérieurs. À ce niveau s'effectue un travail important dans le décodage de base du message : durée, intensité, fréquence.

L'information auditive remonte ensuite jusqu'au **complexe de l'olive supérieure**. C'est le premier à recevoir des données convergentes des deux côtés (droite, gauche). À ce niveau est analysée l'intensité, la fréquence mais aussi le temps. Le complexe de l'olive supérieure est également le siège du codage des informations temporelles des sons complexes. [9]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

Le **lemnisque latéral** joue un rôle important dans la localisation spatiale du signal auditif. C'est au niveau du **colliculus inférieur** que des comparaisons sont effectuées entre plusieurs modalités sensorielles. Le colliculus inférieur joue également un rôle d'analyse des sons en termes de niveau sonore, de variation de fréquence et de position dans l'espace. Il transmet de l'information aux niveaux supérieurs, et aussi aux niveaux inférieurs. [9]

Le **thalamus** est le dernier relais avant l'entrée dans le cortex, c'est là que se fait un important travail d'intégration : préparation d'une réponse motrice (vocale par exemple) [10]. Les différentes ramifications créées au cours de cette intégration gagnent enfin le cortex auditif primaire et les aires associatives où le son prend son sens. [9]

Le dernier neurone de la voie auditive primaire relie le thalamus au cortex auditif où le message déjà largement décodé par le travail des neurones sous-jacents, est reconnu et mémorisé. [10]

La complexité du cheminement de l'information est bien plus importante et pas encore complètement connue. [9]

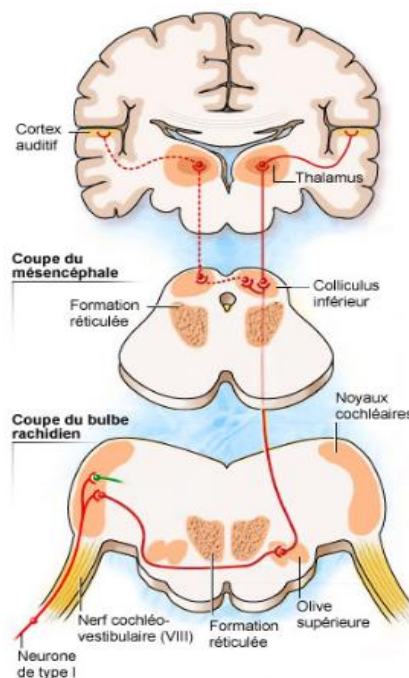


Figure 12: Les voies auditives primaires. [10]

1.2.2 Les voies auditives non primaires :

Après le premier relais (noyaux cochléaires), qui est commun à toutes les voies auditives, de petites fibres rejoignent la voie réticulaire ascendante commune à toutes les modalités sensorielles. [10]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

Après plusieurs relais dans la formation réticulée, puis dans le thalamus non spécifique, cette voie aboutit au cortex polysensoriel. Le rôle de cette voie, qui regroupe les différents messages sensoriels envoyés simultanément au cerveau, est de permettre une sélection du type d'information à traiter en priorité ; elle est reliée aux centres des motivations et d'éveil, ainsi qu'aux centres de la vie végétative. Par exemple, lors de la lecture d'un livre pendant l'écoute d'un disque, ce système permet à l'attention de se fixer sur la tâche la plus captivante et/ou la plus importante. [10]

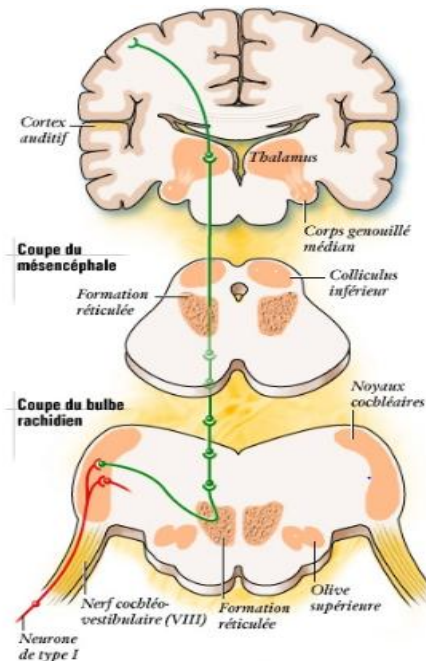


Figure 13: Les voies auditives non primaires. [10]

Le premier relais, commun avec la voie primaire, est constitué par les noyaux cochléaires (tronc cérébral). Depuis ces noyaux, de petites fibres rejoignent la voie réticulaire ascendante.

Dans la formation réticulée du tronc cérébral et du mésencéphale plusieurs relais sont effectués. C'est là que les informations auditives sont intégrées à toutes les autres modalités sensorielles pour participer au "tri sélectif" de la modalité "prioritaire" à un instant donné.

Après la réticulée, la voie non-primaire aboutit au thalamus non spécifique, puis au cortex polysensoriel. [10]

Partie II : Physiologie de l'acoustique.

Afin d'étudier l'anatomie de l'oreille, il est indispensable de savoir le phénomène physiologique de l'audition, dans le but d'expliquer : le stimulus sonore et la perception auditive, les récepteurs auditifs, le codage du son et l'élaboration du son au niveau central. [2]

II.1 Stimulus sonore et perception auditive :

II.1.1 L'onde sonore :

L'onde sonore est le stimulus spécifique de l'organe de l'audition. Elle se propage à partir d'une source dans les milieux gazeux, liquide et solide. Le vecteur principal du son c'est l'air. Au niveau de la source, l'air est comprimé (augmentation de la pression) et décomprimé ou raréfié (diminution de la pression). Ces oscillations de pression (ondes sonores) se propagent à la vitesse du son (c) qui atteint 332 m/s dans l'air à 0°C. La représentation graphique des oscillations de pression [Figure 14.1] est en forme de courbes sinusoïdes.

On appelle **longueur d'onde (λ)** la distance entre deux points successifs de même pression sonore [Figure 14.1] et **Amplitude (a)**, la déviation maximale de la pression par rapport à la valeur de repos. Lorsque (λ) augmente ou diminue, un son respectivement plus grave ou plus aigu sera perçu [12]. La qualité de la sensation qui fait dire que le son est grave ou aigu s'appelle la tonie ou la hauteur. [17]

Par contre une augmentation ou une diminution de l'amplitude entraînera un son de plus ou moins grande intensité [Figure 14.1] [12]. La qualité de la sensation qui fait dire que le son est fort ou faible s'appelle la sonie. [17]

L'unité de fréquence est le hertz ($\text{Hz} = \text{s}^{-1}$). La fréquence, la longueur d'onde et la vitesse du son sont liées entre elle par la relation : $f(\text{s}^{-1}) \cdot \lambda(\text{m}) = c(\text{m} \cdot \text{s}^{-1})$ [12]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

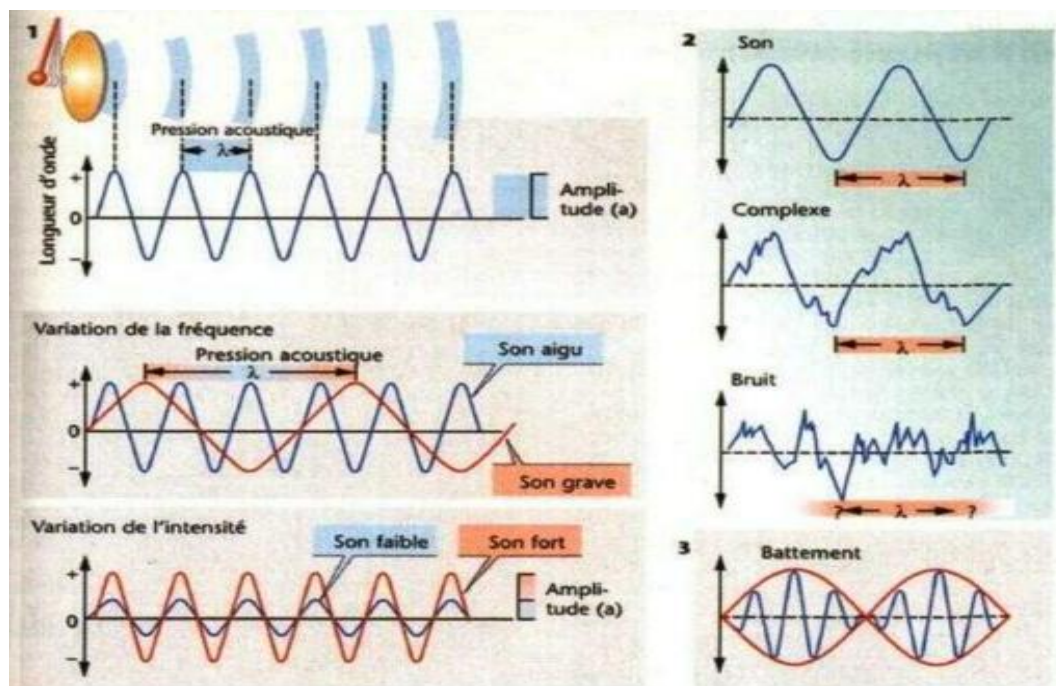


Figure 14: Longueur d'onde, amplitude et forme d'oscillation. [12]

Un **son** dit « pur » correspond à une vibration sinusoïdale. Cependant, le son émis par la majorité des sources sonores (instrument de musique, voix chantée) est composé d'un certains nombres de sons purs de fréquence et d'amplitude différentes ; il en résulte une vibration complexe, quoique périodique, appelée **son complexe** [Figure 14.2]. La plus basse fréquence le composant (fréquence fondamentale) détermine la hauteur de « son » perçu. Les fréquences supérieures (harmoniques) donnent **le timbre**. (Le timbre est la qualité d'un son qui permet de reconnaître deux sons de même tonie (hauteur) et de même sonie émis par deux instruments différents [17]). Un **battement** de très basse fréquence qui résulte de l'interférence de deux sons très proches [Figure 14.3].

Domaine acoustique : l'oreille d'un jeune homme perçoit les sons dont les fréquences vont de 20 Hz à 20000 Hz avec l'âge. A 1000 Hz, le seuil de perception des bruits correspond à une perception acoustique d'environ 3.10^{-5} Pa. Le seuil de perception dépend de la fréquence [Figure 15.courbe verte].

A partir d'une pression d'environ 60 Pa, ce qui correspond à 2.10^6 fois le seuil de perception à 1000 Hz, l'oreille est surchargée, ce qui entraîne une sensation douloureuse [Figure 15. courbe rouge). [12]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

II.1.2 Le niveau de pression acoustique :

Le Niveau de pression acoustique (*Sound pressure level - SPL*) repère la valeur efficace de la pression acoustique par rapport à une valeur de référence, ($20 \mu\text{Pa} = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Pa}$). Il se mesure en décibel (dB SPL) qui représente dix fois son logarithme décimal [11]. Ce repère a été choisi parce qu'il y a un facteur de 10^{13} (10000 milliards) entre la limite inférieure et la limite supérieure. [14]

Afin d'utiliser une échelle de grandeur plus simple et plus significative, on définit le niveau d'intensité sonore de la manière suivante [14] : $L_p = 20 \cdot \log_{10}\left(\frac{p_x}{p_0}\right)$ [en dB]

Où p_0 est la référence de la pression sonore $20 \mu\text{Pa}$, et p_x représente la pression sonore effective. [11]

Une pression sonore multipliée par 10 équivaut ainsi à une augmentation de 20 dB du niveau sonore. L'intensité I est proportionnelle à $(p_x)^2$. Donc, la relation entre l'intensité sonore et le niveau sonore en décibel est régit par une loi logarithmique: $L_p = 10 \cdot \log_{10}\left(\frac{I}{I_0}\right)$

- Avec L en Décibel (dB)
- I en W.m^{-2}
- $I_0 = 10^{-12} \text{ W.m}^{-2}$

Lorsqu'on double l'intensité sonore, on revient à augmenter le niveau sonore de 3 dB. Le seuil d'audibilité correspond à l'intensité sonore $I_0 = 10^{-12} \text{ W.m}^{-2}$. Pour cette valeur, $L_p = L_0 = 0 \text{ dB}$. Le seuil de douleur correspond à l'intensité sonore $I = 10 \text{ W.m}^{-2}$. Pour cette valeur, $L_p = 130 \text{ dB}$.

Le niveau d'intensité sonore d'un son audible par l'oreille humaine est donc compris entre 0 et 130 dB. Il dépend de la distance à la source. Plus on s'en éloigne moins le niveau sonore est intense. [14]

II.1.3 L'intensité acoustique :

L'**intensité acoustique** est la puissance transportée par les ondes sonores, par unité de surface, mesurée perpendiculairement à la direction de ce transfert. Elle s'exprime en watt par mètre carré (W/m^2 ou W.m^{-2}).

L'intensité acoustique est une grandeur essentielle pour la description des espaces sonores. S'il n'y a pas d'intensité acoustique, il n'y a pas de transfert d'énergie d'un endroit à un autre, donc pas de signal sonore. Mais cette intensité n'est pas une quantité directement accessible à la sensation ni à la mesure: la sensation dépend uniquement de la pression acoustique. Une intensité acoustique correspond nécessairement à un son. [13]

On représente sur le diagramme dB-Hz [Figure 15] des courbes de mêmes sensations sonores (courbes isophones ; courbes bleues). L'unité de pression sonore est le **phone** ; à 1000 Hz, les valeurs sur l'échelle des phones sont les mêmes que celles sur l'échelle des dB. [12]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

La représentation dB-Hz du seuil absolu de perception est également une isophone (4 phones ; courbe verte). La sensibilité maximale de l'oreille humaine se situe dans la plage de fréquence 2000-5000 Hz. La gamme de la parole est d'une grande importance pour une bonne écoute.

La notion de la sonie a ainsi été introduire pour préciser la perception d'un son de fréquence constante, par ex deux fois plus ou deux fois moins intense (l'unité de mesure est **le sone**; 1 sone = 40 phones à 1000 Hz). [12]

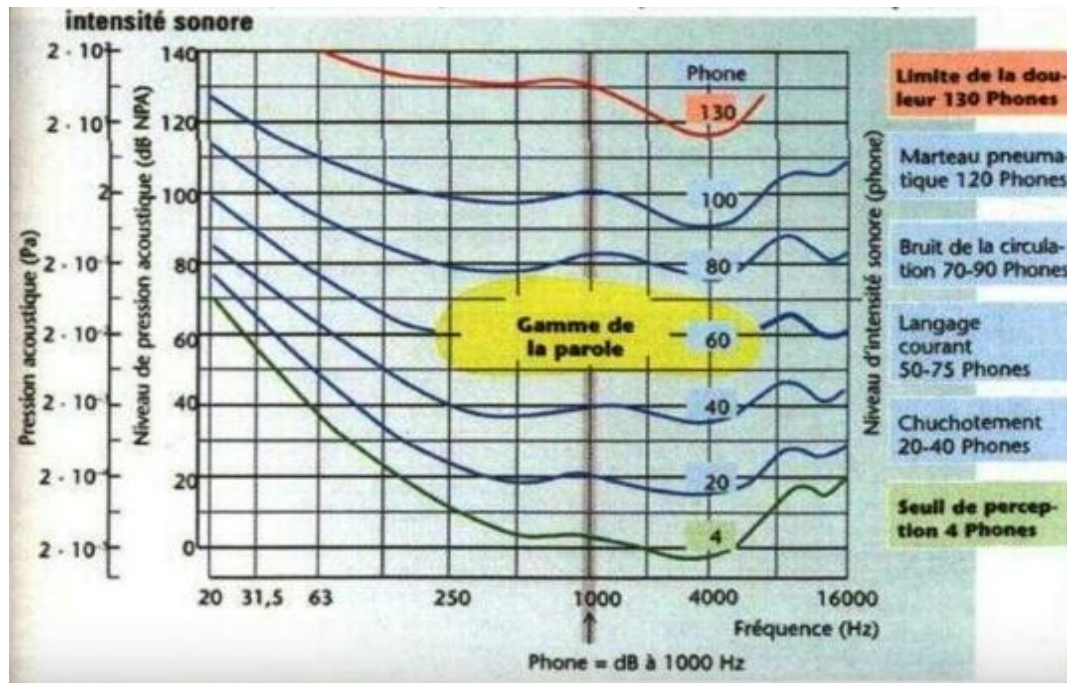


Figure 15: Pression acoustique, niveau de pression acoustique et intensité sonore. [12]

L'intensité sonore perceptible prend des valeurs sur un intervalle extrêmement large qui va de $10^{-12} \text{ W.m}^{-2}$ jusqu'à 10 W.m^{-2} .

L'intensité sonore dépend de plusieurs paramètres :

- L'intensité sonore à l'émetteur.
- La distance du récepteur à la source sonore.
- La présence d'obstacles. [14]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

II.2 Réception et transmission des sons : récepteurs auditifs

L'audition est le résultat de la stimulation des régions auditives, dans les lobes temporaux. L'audition se passe par le passage des ondes sonores à travers de l'air, des membranes, des os et des liquides, puis la stimulation des cellules réceptrices dans la cochlée. [4]

Le mécanisme de l'audition humaine peut se résumer en une seule phrase : dans l'air, le son produit des vibrations qui frappent le tympan, qui fait bouger 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, lequel interprète ces influx et nous entendons. [9]

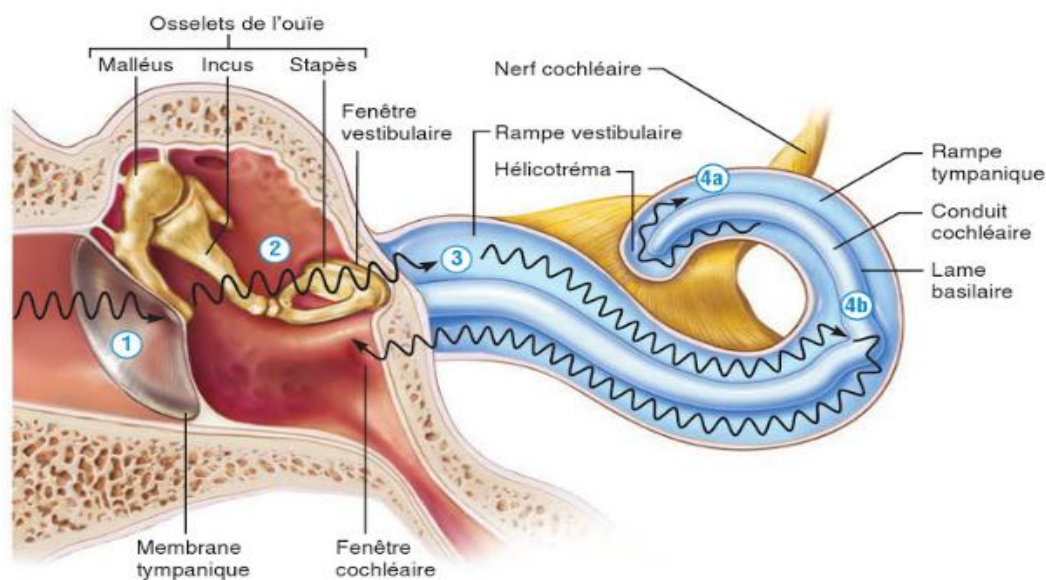


Figure 16: Réception et transmission du son dans l'oreille. [4]

II.2.1 Conduction aérienne et conduction osseuse :

Le son va stimuler l'oreille de deux manières :

- Par voie ou **conduction aérienne** en transitant par les trois parties de l'oreille.
- Par voie ou **conduction osseuse** en stimulant directement l'oreille interne par "vibration" des structures osseuses qui l'entourent. [5]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

II.2.1.1 La conduction aérienne :

La conduction aérienne est la plus performante et la plus utilisée dans une oreille normale. D'abord, le son est capté par le pavillon et focalisé dans le conduit auditif externe puis amené à travers le conduit auditif externe au tympan pour le faire vibrer. Lorsqu'il atteint le tympan, le son est transformé en énergie mécanique. Il est ensuite partiellement amplifié par les osselets et transmis dans l'oreille interne par le mouvement de piston de l'étrier. Le son est ainsi transformé en énergie électrique pour être finalement envoyé au cerveau et interprété. [5]



Figure 17: Casque pour l'examen voie aérienne. [5]

II.2.1.2 Conduction osseuse :

La transmission des sons par voie osseuse est utilisée dans un but diagnostic et met en jeu essentiellement l'oreille interne où la vibration sonore est transmise directement à travers l'os temporal vers la cochlée. (Audition et surdité)



Figure 18: Serre-tête pour l'examen voie osseuse. [5]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

II.2.2 L'oreille externe :

Les ondes sonores arrivent à l'organe de l'audition essentiellement par le conduit auditif externe qui se termine au niveau de la membrane tympanique (tympan). [12]

Les sons qui pénètrent dans le conduit auditif externe frappent le tympan et le font vibrer. Plus l'intensité du son est grande, plus l'amplitude du mouvement vibratoire du tympan augmente. [4]

II.2.3 L'oreille moyenne :

L'oreille moyenne transmet les vibrations acoustiques du tympan jusqu'à la fenêtre ovale. Elle permet la transmission des sons d'un milieu de faible impédance (air) vers un milieu d'impédance élevée (liquide). Sans ce convertisseur d'impédance, une grande partie de l'énergie sonore serait réfléchi contre la fenêtre ovale, ce qui se traduirait par une perte d'audition de 20 dB environ. [12]

La conversion d'impédance est assurée grâce à la transmission des sons d'une grande surface vers une petite surface et grâce à une augmentation de la force exercée (environ 13 fois) par les osselets. [12]

Le mouvement du tympan est amplifié et transmis au vestibule par les osselets, qui sont semblables à une presse hydraulique, transmet à la fenêtre du vestibule la force exercée sur le tympan. [4]

Comme l'aire du tympan est de 17 à 20 fois plus grande que celle de la fenêtre vestibulaire, la pression (la force par unité d'aire) réellement exercée sur cette dernière est environ 20 fois plus grande que la force exercée sur le tympan. (Il faut se rappeler que l'oreille interne contient du liquide et non de l'air et qu'un liquide est plus difficile à faire vibrer qu'un gaz.) [4]

II.2.4 L'oreille interne :

L'oreille interne est composée par l'organe de l'équilibration et par un canal en forme de limaçon (cochlée) rempli d'endolymphe. La rampe moyenne est flanquée de deux autres compartiments ; la rampe vestibulaire et la rampe tympanique qui communiquent avec l'extrémité de la cochlée (apex) et sont remplies d'un autre liquide (la périlymphe). La rampe vestibulaire commence à la fenêtre ovale et la rampe tympanique se termine sur la fenêtre ronde. [12]

Dans la cochlée, les ondes sonores sont transformées en impulsions électriques qui seront transmises au cerveau. Le dernier osselet (l'étrier) appuie sur la fenêtre ovale ce qui transmet les vibrations sonores à cette fenêtre et met en mouvement le milieu liquide contenu dans la cochlée. Une fois les vibrations sont pénétrées dans l'oreille interne, ils changent de milieu (d'un milieu aérien à un milieu aqueux). Le mouvement de la fenêtre du vestibule déplace la périlymphe de la cochlée à la fréquence de vibration. Ces vibrations vont alors déplacer la membrane au point de résonance située au-dessus des cellules ciliées qui va alors venir en leur contact et entraîner une décharge électrique des cellules ciliées internes. [7]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

Comme les ondes déplacent la périlymphe, cette dernière déplace aussi la paroi supérieure du canal cochléaire, la membrane de Ressner (ou membrane vestibulaire) qui fait varier la pression de l'endolymphe dans le canal cochléaire. Ces variations de pressions de l'endolymphe dans le canal cochléaire déplacent légèrement la membrane tectoriale qui fait varier l'inflexion des cils des cellules ciliées de l'organe de Corti. [7]

Les cellules ciliées externes vont servir d'amplificateur cochléaire et les cellules ciliées internes d'analyseur de fréquence. [5]

Chaque fréquence sonore est ainsi destinée à un endroit précis du canal endolymphatique selon le maximum de l'onde sonore propagée (le lieu de formation de l'image dépend de la fréquence). [12]

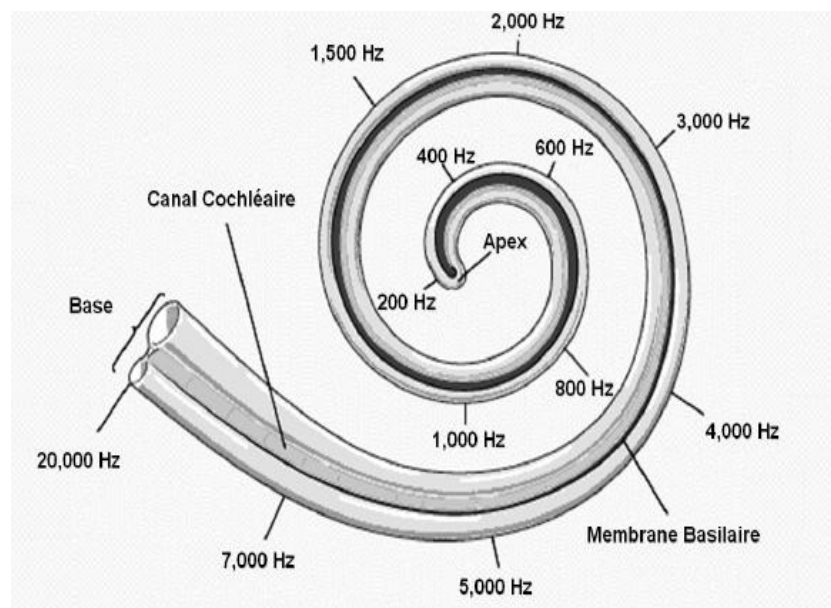


Figure 19: Organisation tonotopique de la cochlée. [9]

Les basses fréquences sont captées par le sommet de la cochlée (l'apex) et les hautes fréquences par la base de la cochlée. Le mouvement des stéréocils induit une contraction et une réaction biologique dans les cellules ciliées avec dépolarisation par modification des ions contenus dans les cellules et le canal cochléaire, ce qui provoque une réaction électro-physiologique au niveau des filaments nerveux du nerf auditif placés à la base des cellules ciliées. [5]

Si les cellules ciliées CCE se déplacent vers la gauche, ils provoquent l'ouverture des canaux cationiques au niveau de la membrane ciliaire, si bien que les ions (K^+ , Ca^{2+}) pénètrent dans la cellule ciliée et la dépolarisent [La pénétration de calcium favorise la libération du neurotransmetteur dans les neurones sensoriels. Le neurotransmetteur active alors les terminaisons des fibres du nerf auditif ce qui se traduit par l'émission de potentiels d'action [15]]. L'écrasement successif des cils dans le sens opposé entraîne une hyperpolarisation et un allongement des CCE. [5]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

Les CCI sont spécialisées dans le domaine des fréquences. Ceci conduit à la dépolarisation (potentiel récepteur), ce qui au niveau des CCI (le récepteur spécifique des sons), provoque la libération du transmetteur [12]. Le son est ainsi transformé en énergie électrique pour être finalement envoyé au cerveau et interprété. C'est un mécanisme délicat et très complexe de transformation d'énergie. [5]

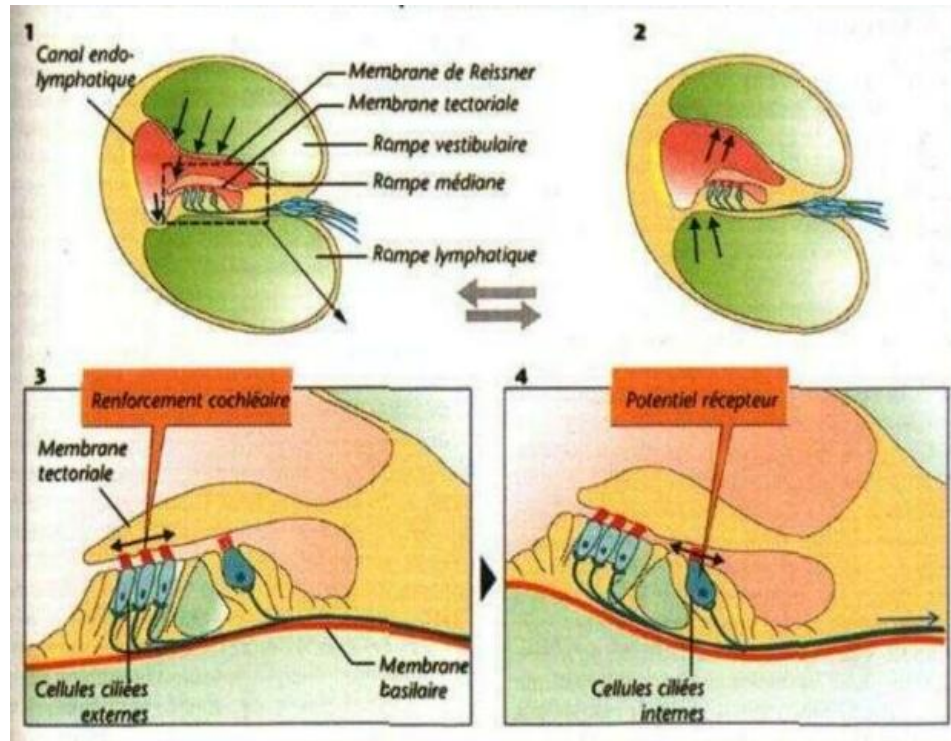


Figure 20: La stimulation des cellules ciliées de l'oreille interne. [12]

II.2.4.1 Potentiel de l'oreille interne :

Les cellules ciliées ont un potentiel de repos (potentiel endocochléaire) est d'environ +80 à +110 mV par rapport à la périlymphe. Comme les CCE et CCI ont un potentiel de repos de -70 et -40 mV respectivement, il existe donc une différence de potentiel d'environ 150 et 120 mV respectivement entre la membrane des cellules ciliées et l'endolymphe (intérieur de la cellule négatif). De plus la concentration en K^+ dans l'endolymphe est la même que celle des cellules ciliées, si bien que le potentiel d'équilibre atteint ici 0 mV.

Ce potentiel important est utile en tant que « force » motrice pour l'entrée de Na^+ et de Ca^{2+} , pour l'entrée de la disposition du K^+ et pour engendrer le potentiel du récepteur. Celui-ci provoque la libération d'un transmetteur, qui amène finalement la naissance des potentiels d'action dans les fibres afférentes correspondantes du nerf auditif. [12]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

II.3 Codage du son :

Le codage de la fréquence et l'intensité de la stimulation sonore en message nerveux se fait par la cochlée, cette stimulation est ensuite véhiculée au cerveau par les fibres du nerf auditif. [15]

II.3.1 Le codage de la fréquence :

La cochlée est sensible aux fréquences de 20 à 20000 Hz. En fonction de la fréquence du son entrant, une zone particulière de la cochlée va être stimulée. Cela est rendu possible par la structure de la membrane basilaire et par la propagation de l'onde dans le milieu liquidien de la cochlée [Figure 19]. Pour un son aigu de haute fréquence, c'est la base de la cochlée qui est principalement excitée et pour un son grave de basse fréquence l'onde va se propager jusqu'à l'apex de la cochlée. On a donc un codage tonotopique spatial de la fréquence au sein de la cochlée permettant la distinction des fréquences qui peuvent être « cartographiées » sous forme de bandes de fréquences. [9]

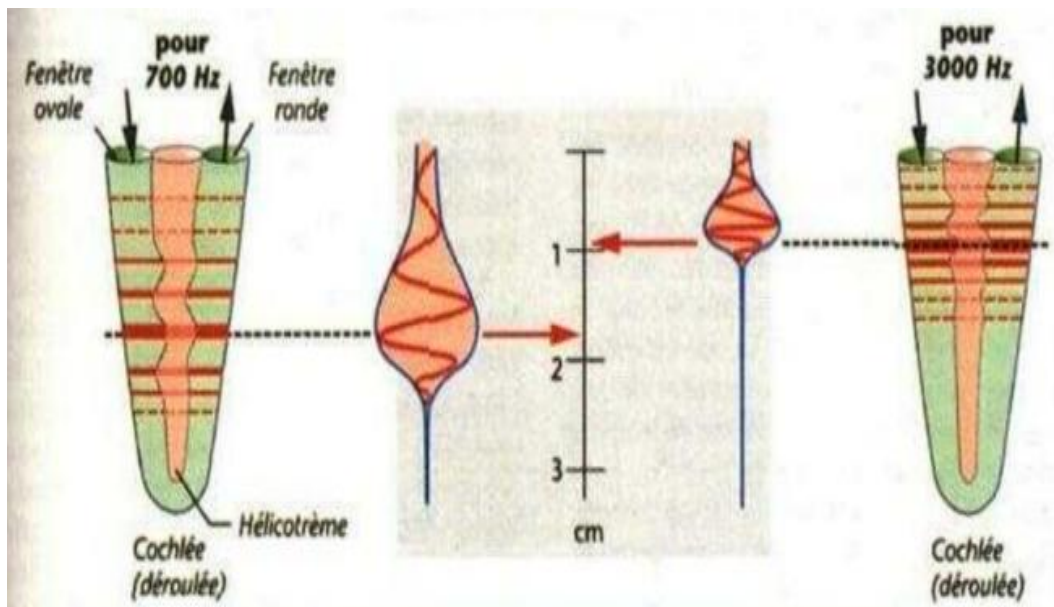


Figure 21: Codage en fréquence le long de la cochlée. [12]

En plus de ce codage tonotopique de la fréquence, il existe également un codage temporel. Ces deux mécanismes agissent pour donner les caractéristiques du son. Ce codage temporel se traduit par une synchronisation de la décharge des fibres nerveuses sur la fréquence à coder.

Pour des basses fréquences les fibres nerveuses déchargent suffisamment rapidement pour suivre ces variations et elles se synchronisent donc sur celles-ci. En dessus d'une certaine fréquence le nerf auditif ne peut soutenir la rapidité imposée pour ce type de codage. En ce sens les deux types de codage trouvent leur complémentarité. [9]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

II.3.2 Le codage de l'intensité :

Une autre caractéristique essentielle du son est l'intensité. Notre audition dispose également de plusieurs moyens de codage afin de retranscrire l'intensité d'un son.

A chaque fréquence correspond un certain nombre de fibres nerveuses. Chacune de ces fibres peut avoir un taux de décharge variable. Ce taux est fonction de l'intensité de la stimulation à coder. Ce type de codage ne suffit pas à transcrire la dynamique complète correspondant au champ d'intensité audible et discriminable de l'audition humaine.

A chaque fréquence correspond une population de fibres et non une seule fibre. La synchronie au sein de cette population est un facteur permettant d'étendre cette dynamique d'intensité. En effet au sein de cette population, les neurones peuvent répondre de façon plus ou moins synchronisée et entraîner par là même un type de codage traduit par le cortex comme un indice relatif à l'intensité du stimulus. [9]

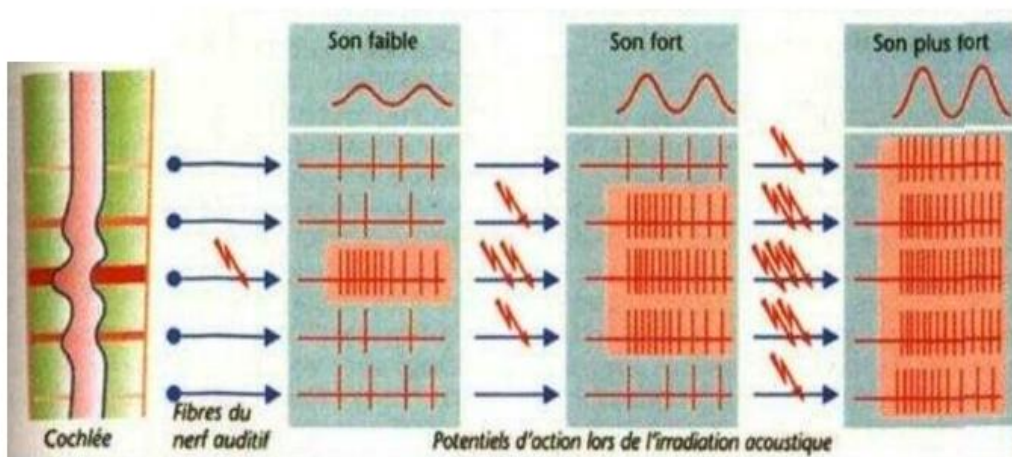


Figure 22: Information sur l'intensité du son dans le nerf auditif (fréquence acoustique inchangée).
[12]

Il existe différents types de fibres, chacune ayant un seuil d'activation différent. Un autre mécanisme de codage de l'intensité plus complexe est existé. Pour des faibles intensités la zone cochléaire activée est « courte » et précise, centrée sur la fréquence stimulée. Cela est rendu possible par la faible vibration générée, ainsi que par l'activité des CCE. Pour des intensités plus fortes, les CCE ne jouent plus de rôle, elles sont saturées et la vibration transmise dans la cochlée est beaucoup plus large. Ce qui va entraîner l'activation des CCI spécifiques à la fréquence à coder. Toutes ces fibres, même non spécifiques, vont avoir une décharge synchronisée et interprétée par le cortex. Ce genre d'activation et sa largeur jouent un rôle important dans le codage de l'intensité du son. [9]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

II.3.3 Elaboration des sons au niveau central :

Pour percevoir un stimulus sonore, certains paramètres doivent être codés dans le nerf auditif avant d'être transmis aux centres supérieurs :

- La ou les fréquences du son,
- L'intensité du son,
- La direction du son,
- L'éloignement de la source sonore. [12]

II.3.3.1 La fréquence du son :

Les différentes fréquences sont enregistrées dans des régions cochléaires bien définies et sont véhiculées également dans des fibres différentes de la voie auditive avant d'être identifiées au niveau central. Si par ex, la fréquence de 1003 Hz est la fréquence la plus proche à pouvoir être distinguée de 1000 Hz, cette différence de 3 Hz donne par rapport à 1000 Hz un seuil différentiel relatif de 0,003. [12]

II.3.3.2 L'intensité du son :

Une augmentation de l'intensité sonore conduit à :

- Une fréquence augmentée des potentiels d'action dans les fibres afférentes.
- Un recrutement des fibres nerveuses avoisinantes lors de la transmission de l'information.

Le seuil relatif de différenciation des intensités est de 0.1, plus grossier que celui de la fréquence; c'est-à-dire qu'un stimulus sonore ne sera perçu comme étant plus ou moins fort que si son intensité est modifiée par un facteur de 1.1 (augmentation de 10%, ce qui correspond à une pression acoustique augmentée de 5% car, $\sqrt{1,1} = 1,05$) [12]

II.3.3.3 La direction du son :

La reconnaissance de la direction du son est binaurale (perçue grâce aux deux oreilles) :

Les ondes sonores arrivant de façon oblique parviennent à une oreille avec un certain retard par rapport à l'autre. Un changement de direction d'environ 3° (c'est le seuil de différenciation de direction), entraîne un retard au niveau de l'oreille éloignée de la source d'environ $3 \cdot 10^{-5}$ (s). Le son est perçu par l'oreille détournée comme étant moins fort.

L'oreille externe permet en outre de reconnaître si le son provient de devant ou de derrière (ou bien d'en haut ou d'en bas). L'écoute binaurale est rendue possible grâce à la capacité élevée de l'oreille à capter les bruits de l'environnement. [12]

Anatomie de l'Oreille et Physiologie de l'acoustique

II.3.3.4 L'éloignement de la source sonore :

L'éloignement d'une source sonore est apprécié notamment par le fait que, lors d'une transmission sonore, les hautes fréquences sont plus atténuées que les basses fréquences. Plus la distance parcourue par le son est grande, plus la participation des hautes fréquences à la réception des sons sera faible. [12]

II.4 Les principaux relais des voies auditives et leurs fonctions :

Les fibres nerveuses auditives dont les corps somatiques sont situés dans le ganglion spiral de la cochlée vont vers les noyaux cochléaires. Dans ces noyaux, les afférences sont disposées suivant des fréquences définies (tonopique).

La comparaison de l'intensité et du temps de propagation (localisation binaural) a lieu dans l'olive supérieure et dans le noyau accessoire qui reçoivent pour la première fois des impulsions d'origine contralatérale.

Les relais suivants sont le noyau lemnisque latéral et, après passage d'une majorité de fibres sur le côté opposé, le tubercule quadrijumeau postérieur. Ceux-ci, dotés de nombreuses afférences, ne sont que des relais réflexes mais ils assurent également la comparaison entre l'analyse des noyaux cochléaire et l'analyse spatiale de l'olive supérieure et par l'intermédiaire d'autres relations avec les tubercules quadrijumeaux supérieurs la coordination entre espaces acoustique et visuel.

C'est par l'intermédiaire de thalamus (Corps Genouillé Médian (CGM)) que les afférences atteignent enfin le cortex primaire entouré par les aires auditives secondaires. Ces centres sont responsables de l'analyse des sons complexe, de la mémorisation immédiate lors de la comparaison des diverses fréquences, le réflexe qui consiste à « tendre l'oreille », etc. [12]

Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons étudié l'anatomie et la physiologie de l'oreille. Nous avons défini le rôle de chaque partie de l'oreille et que le fonctionnement de chaque une est bien précis dans le mécanisme de l'audition et qui permet de localiser d'où viennent les sons. Dans l'oreille, le son prend un chemin bien défini avant de parvenir au cerveau. L'oreille permet de transformer l'onde sonore pour que le cerveau l'analyse afin de lui donner une signification.

Chapitre II : Pathologies de l'oreille et techniques d'exploration auditive.

Chapitre II : Pathologies de l'oreille et techniques d'exploration auditive.

Introduction :

L'ouïe est l'un de nos organes les plus importants, si cet organe complexe s'arrête de fonctionner d'une manière correcte, des troubles peuvent affecter notre audition. Si ces troubles sont ignorés, ils peuvent entraîner une perte auditive.

L'exploration fonctionnelle de l'audition permet d'une part, de localiser les troubles de l'organe de l'audition et d'autre part, de définir son type, son degré afin de choisir la stratégie thérapeutique la mieux appropriée.

I. Pathologies de l'oreille :

La perte d'audition se caractérise par une baisse de l'acuité auditive ayant pour conséquence une altération de la perception de l'intensité des sons. Elle peut également entraîner une perte totale de l'audition. [9]

L'oreille peut être touchée par différentes maladies au niveau de ses trois parties, la plus touchée étant l'oreille moyenne. Les maladies de l'oreille sont nombreuses et beaucoup d'entre elles sont rares [5]. Parmi les quelles, il existe :

I.1 Acouphènes :

Les acouphènes sont des bruits « parasites » qu'une personne entend sans que ceux-ci existent réellement. Ils résultent d'un dysfonctionnement du système nerveux auditif. Un acouphène temporaire peut survenir après une exposition à une musique très forte. [18]

I.2 L'otite :

C'est la maladie de l'oreille la plus fréquente. On parle d'otite externe quand le conduit auditif externe est touché, d'otite moyenne quand l'oreille moyenne est touchée et d'otite interne quand l'oreille interne est touchée. [5]

Pathologies de l'oreille et Techniques d'exploration auditive

I.3 Le cholestéatome :

C'est une maladie de l'oreille qui a tendance à ronger tout ce qui se trouve autour d'elle. C'est une poche ou un sac de peau placé au mauvais endroit (pseudotumeur inflammatoire de l'oreille moyenne). C'est la pathologie de l'oreille moyenne la plus redoutée, car non traitée, elle est capable de créer de nombreuses complications comme une perte totale de l'audition. [5]

I.4 L'otospongiose :

L'otospongiose, ou otosclérose, est une maladie touchant essentiellement la région antérieure de la fenêtre ovale, elle provoque progressivement un blocage de l'étrier. La maladie se caractérise par un remodelage de l'os qui devient comme une éponge (d'où le nom d'otospongiose), et de sclérose de l'os (d'où le nom d'otosclérose). Ce remodelage de l'os va toucher surtout la platine de l'étrier et diminuer progressivement sa mobilité ce qui provoque une diminution de l'audition. [5]

I.5 Le neurinome de l'acoustique :

C'est une tumeur bénigne du nerf de l'audition provenant de la partie vestibulaire du nerf auditif. Il se développe dans le conduit auditif interne ainsi que dans l'espace se trouvant à sa sortie dans le crâne, Il se manifeste par une diminution progressive et unilatérale de l'audition. [5]

I.6 Presbyacousie :

C'est le vieillissement normal de l'oreille interne qui débute dès 25 ans et qui se traduit par une perte progressive de l'audition avec l'âge. Elle commence par une perte de distinction des sons aigus puis progressivement des sons graves. [18]

I.7 Hyperacousie :

Hypersensibilité auditive, les personnes atteintes perçoivent les sons plus forts qu'ils ne le sont réellement. [18]

I.8 La surdité :

La surdité (ou hypoacousie) est un terme générique désignant la diminution de l'acuité auditive. La grande majorité des surdités est liée à un problème au niveau de l'oreille. [10]

I.8.1 Types de surdité :

On distingue trois types de surdité :

- La surdité de transmission.
- La surdité de perception.
- La surdité mixte. [5]

Pathologies de l'oreille et Techniques d'exploration auditive

I.8.1.1 La surdité de transmission :

Elle est due à un défaut dans le système qui transmet le son, c'est-à-dire dans l'oreille externe et/ou moyenne. Elle se caractérise par une diminution de l'audition par la voie aérienne et par une audition conservée par la voie osseuse. [5]

I.8.1.2 La surdité de perception :

Elle concerne la partie qui réceptionne le son et l'envoie au cerveau, c'est-à-dire l'oreille interne et les voies nerveuses auditives. Elle se caractérise par une diminution de l'audition au niveau de la voie aérienne et de la voie osseuse. [5]

I.8.1.3 La surdité mixte :

On parle de surdité mixte, lorsque les deux systèmes sont touchés.

I.8.2 Les degrés de surdité :

Pour apprécier l'importance du handicap provoqué par une diminution de l'audition, les surdités sont classées, en fonction de la perte moyenne, en cinq degrés de surdité.

La perte moyenne est calculée en additionnant la perte de l'audition mesurée en audiométrie pour les fréquences 500, 1000, 2000 et 4000 Hz au moyen. Le seuil de perte est converti en pourcentages et le total pour les quatre fréquences donne le chiffre moyen de la perte auditive. Ce calcul se fait pour chaque oreille. [5]

La perte auditive s'exprime en dB par rapport à une population dite normo entendante. On note ces dB des dB « HL » (Hearing Loss). [9]

I.8.2.1 L'audition normale :

Elle correspond à une perte en dessous de **20 dB**. Aucune difficulté de perception de la parole. [17]

I.8.2.2 La déficience légère :

C'est une perte d'audition entre **20 et 40 dB**. Elle se manifeste lorsque l'on ne perçoit plus les sons aigus. La personne entend des sons, mais certains éléments lui échappent. La voix chuchotée n'est pas perçue. [17]

Pathologies de l'oreille et Techniques d'exploration auditive

I.8.2.3 La déficience moyenne :

La perte auditive est entre **40 et 70 dB**. On a des difficultés à tenir une conversation en groupe, écouter la télévision..."les bruits de la vie quotidienne". [17]

I.8.2.4 La déficience sévère :

Elle se situe entre **70 et 90 dB**. La gêne ressentie est très importante et le trouble de la parole est apparent. La voix forte n'est pas perçue [17]. Dans ce cas, l'audition se limite aux sons forts et la compréhension est très difficile sans appareillage. [9]

I.8.2.5 La déficience profonde :

Cette perte est située entre **90 et 120 dB**. Seuls les bruits très intenses sont perçus. [17]

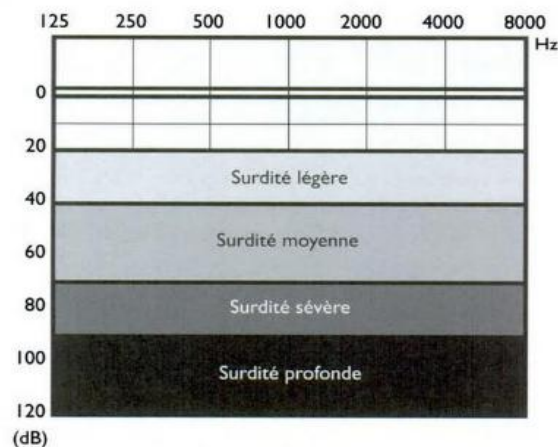


Figure 23: la courbe audio. [19]

II. Techniques d'exploration auditive :

L'évaluation de l'audition d'un sujet peut être par l'utilisation des méthodes objectives et des méthodes subjectives. Les méthodes objectives sont basées sur l'enregistrement de l'activité électrique des divers relais de la voie auditive et ne nécessitent pas la participation du sujet. A l'inverse, les méthodes subjectives font intervenir la perception auditive du sujet et nécessitent sa coopération. [16]

Les épreuves fonctionnelles permettent d'étudier les différents paramètres de l'audition. Elles aident le médecin à apprécier l'importance d'un déficit auditif, et à établir le diagnostic topographique de la cause de ce déficit. [17]

Ces épreuves fonctionnelles se distribuent en deux groupes distincts :

Pathologies de l'oreille et Techniques d'exploration auditive

- **Des Tests Subjectifs** qui permettent de mesurer l'audition,
- **Des Tests Objectifs** qui ne demandent pas la participation du sujet. [17]

II.1 Explorations fonctionnelles subjectives :

Ces tests d'exploration nécessitent la participation volontaire du sujet, la capacité de compréhension de la tâche demandée et la collaboration de bonne foi du sujet. [17]

II.1.1 Acoumétrie :

II.1.1.1 Acoumétrie phonique :

Elle consiste à faire répéter au sujet des syllabes chuchotées et à compter le pourcentage de bonnes réponses [17]. L'acoumétrie phonique n'est utilisée que pour un dépistage simple. [5]

II.1.1.2 Acoumétrie instrumentale :

L'acoumétrie instrumentale est beaucoup plus utilisée [5]. Elle consiste à utiliser une série de diapasons calibrés en fréquence. Ces tests ont faits par l'utilisation de la stimulation en conduction aérienne ou en conduction osseuse, ou les deux successivement. [17]



Figure 24: Une série des diapasons. [17]

Elle se compose en deux tests principaux qui permettent de différencier cliniquement une surdité de transmission d'une surdité de perception : [5]

II.1.1.2.1 Le test de Weber :

Le test de Weber consiste à placer un diapason en vibration sur le front du sujet qui perçoit une vibration sonore. [17]

Pathologies de l'oreille et Techniques d'exploration auditive

- Si le sujet présente une audition normale et symétrique, il perçoit la vibration au milieu du front, dans le crâne, on dit que "le Weber est indifférent". Car la conduction osseuse est symétrique.
- Si le sujet présente une surdité de perception du côté droit, il perçoit la vibration sonore du côté gauche, on dit que "le Weber est latéralisé du côté sain". Car la conduction osseuse est privilégiée du côté sain. [17]
- Si le sujet présente une surdité de transmission du côté droit, il perçoit la vibration sonore du côté droit, on dit que "le Weber est latéralisé du côté malade". La conduction osseuse est privilégiée du côté malade, car l'atteinte de l'oreille moyenne protège l'oreille interne du bruit de fond de l'extérieur. [17]

II.1.1.2.2 L'épreuve de Rinne :

Le test de Rinne consiste à comparer la conduction aérienne (CA) et la conduction osseuse (CO).

- Pour un sujet normal, lorsque l'on applique un diapason sur la mastoïde, il perçoit le son qui diminue ensuite avec la diminution de la vibration, jusqu'à disparaître (c'est le seuil auditif en conduction osseuse). A ce moment on place le diapason devant le pavillon, le sujet entend de nouveau, car en conduction aérienne l'oreille moyenne amplifie le son de 40 dB.

La CA est supérieure à la CO. L'épreuve de Rinne est dite Positive.

- Pour un sujet qui a une atteinte de l'oreille interne (surdité de perception), lorsque l'on applique un diapason sur la mastoïde, il perçoit le son qui diminue ensuite avec la diminution de la vibration, jusqu'à disparaître (c'est le seuil auditif en conduction osseuse). A ce moment on place le diapason devant le pavillon, le sujet entend de nouveau, car en conduction aérienne l'oreille moyenne amplifie le son de 40 dB.

La CA est supérieure à la CO. L'épreuve de Rinne est dite Positive.

- Pour un sujet qui a une atteinte de l'oreille moyenne (surdité de transmission) à droite, lorsque l'on applique un diapason sur la mastoïde, il perçoit le son qui diminue ensuite avec la diminution de la vibration, jusqu'à disparaître (c'est le seuil auditif en conduction osseuse). Si à ce moment on place le diapason devant le pavillon, le sujet n'entend pas de nouveau, car en conduction aérienne l'oreille moyenne ne peut amplifier plus le son de 40 dB.

La CA n'est pas supérieure à la CO. L'épreuve de Rinne est dite Négative. [17]

L'association des résultats des deux tests (Weber et Rinne) permet de différencier clairement une surdité de transmission d'une surdité de perception. La surdité de transmission se caractérise par un Weber latéralisé du côté de l'oreille malade et par un Rinne négatif, et la surdité de perception se caractérise par un Weber latéralisé du côté de l'oreille saine et un Rinne positif. [5]

Pathologies de l'oreille et Techniques d'exploration auditive

	oreille saine	surdité transmission	surdité perception
WEBER	centré	latéralisé côté malade	latéralisé côté sain
RINNE	positif	négatif	positif

Figure 25: résultats des tests de Weber et de Rinne. [5]

II.1.2 Audiométrie :

L'audiométrie est une méthode d'examen universellement utilisée pour mesurer l'audition. Elle nécessite des instruments produisant des sons et des mots que le patient doit écouter. Ces sons ont une fréquence et une intensité que l'on peut faire varier. L'audiométrie utilise aussi des listes de mots que le patient doit répéter. Ce qui permet de mesurer assez d'une manière précise le seuil d'audition pour les principales fréquences du spectre de l'audition humaine. Les résultats obtenus sont écrits sur une courbe appelée audiogramme. L'audiométrie demande une étroite collaboration avec le patient, un appareillage spécifique et une cabine insonorisée. [5]

Le test d'audiométrie ne peut généralement pas se pratiquer si le patient est âgé de moins de quatre ans (pour les enfants de moins de 4 ans, il existe des tests spéciaux, basés sur le conditionnement et l'orientation.)

Il existe deux types de tests d'audiométrie : l'audiométrie tonale qui utilise des sons purs pour tester l'audition et l'audiométrie vocale qui utilise des mots. [5]

II.1.2.1 Audiométrie tonale :

L'audiométrie tonale est l'examen de base de l'audition. Elle permet de tester les deux oreilles. D'abord, le son est envoyé dans l'une des oreilles par un casque puis dans l'autre. Cela permet de mesurer la conduction aérienne. Dans un deuxième temps, le son est envoyé par un petit vibreur osseux posé derrière l'oreille, et cela pour les deux oreilles séparément. Cet examen va permettre d'étudier la conduction osseuse du son à travers les os du crâne.

Deux courbes par oreille sont résultées. L'interprétation de ces courbes permet de mesurer différents paramètres dont le degré de perte de l'audition et le type de surdité. [5]

Elle consiste à étudier pour différentes fréquences, la plus faible intensité que le sujet est capable de détecter (seuil auditif). Le résultat est exprimé en dB de pertes par rapport au seuil normal pour chaque fréquence. [17]

Pathologies de l'oreille et Techniques d'exploration auditive

II.1.2.1.1 Audiogramme tonal :

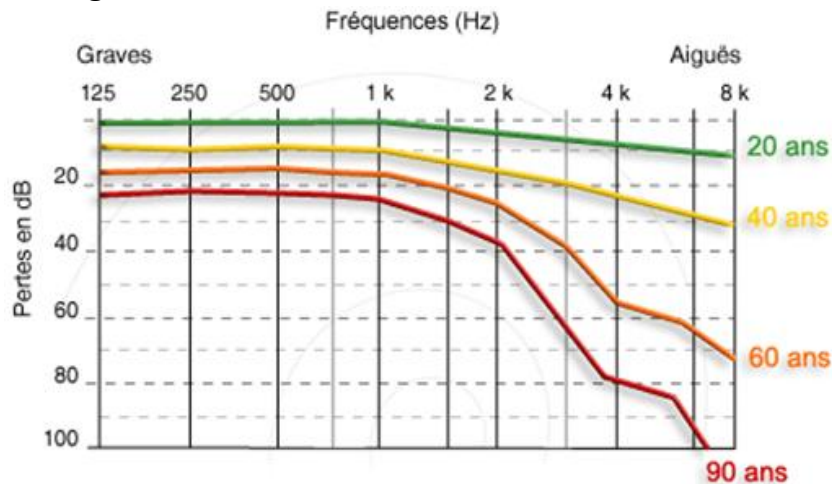


Figure 26: Audiogramme tonal chez un sujet "normo-entendant", évolution au cours de la vie. [10]

- A 20 ans (courbe verte) : audiogramme normal, avec une perte non significative dans les fréquences aiguës (8kHz).
- A 40 ans (jaune), cette perte dans les fréquences aiguës s'accroît, sans toutefois devenir handicapante.
- A 60 ans (orange), la perte devient significative (>40 dB HL) à 4 kHz ; une gêne de la compréhension apparaît.
- A 90 ans (rouge), la perte > 40 dB HL atteint les fréquences moyennes (2 kHz). La compréhension est altérée. [10]

II.1.2.1.2 Audiométrie tonal supraliminaire :

L'audiométrie tonale supraliminaire consiste à rechercher le seuil douloureux : le sujet n'entend pas quand on parle à voix basse tandis qu'il se plaint que l'on crie trop fort quand on élève la voix. On l'appelle phénomène de recrutement. Il est capital de le rechercher aux différentes fréquences pour les réglages des prothèses auditives. [17]

II.1.2.2 Audiométrie 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 d'un son tonal, alors que l'audiométrie vocale détermine la compréhension du langage (intelligibilité) ainsi que la discrimination (capacité à discerner des phonèmes). [10]

Pathologies de l'oreille et Techniques d'exploration auditive

Elle place l'exploration de la voie auditive dans des conditions de fonctionnement social. Le trouble auditif relaté par le patient n'est en effet pas toujours concordant avec le résultat de l'audiométrie tonale [17].

Elle explore la capacité du sujet à comprendre la parole [2]. Elle consiste à faire répéter des mots, soit envoyés par le casque dans une oreille, soit envoyés par un haut-parleur placé devant le patient (examen en champ libre). [5]

En pratique, on utilise des listes de mots qui ne prêtent à aucune équivoque fâcheuse avec d'autres mots, qui sont de prononciation fixe et du vocabulaire courant. Cette liste doit être choisie d'un langage courant et maîtrisé par le sujet. [17]

L'audiométrie vocale ne se pratique normalement pas pour la conduction osseuse. Elle va confirmer les résultats obtenus lors de l'audiométrie tonale. [5]

II.1.2.2.1 Audiogramme vocal :

Le pourcentage des mots reconnus est noté en fonction de l'intensité à laquelle il est délivré (car la prononciation de la liste des mots est avec intensité variée). [17]

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 mots sont compris. La courbe B, au contraire, indique une hypoacousie et la courbe C, indique une perte sévère d'intelligibilité avec apparition de distorsions pour les intensités supérieures à 80dB HL. [10]

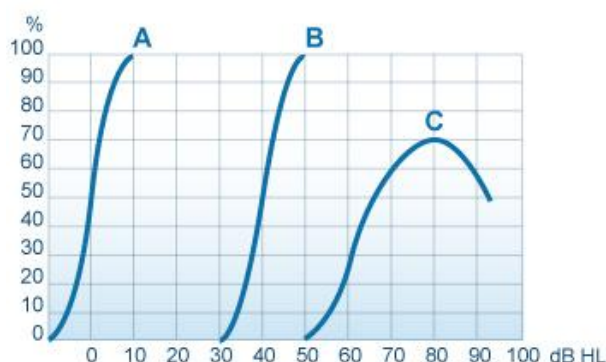


Figure 27: Un audiogramme vocal pour des sujets "normo-entendant" et "malentendant". [10]

Pathologies de l'oreille et Techniques d'exploration auditive

II.2 Explorations fonctionnelles objectives :

Ces tests d'explorations ne demandent pas de participation active du sujet. Ils permettent d'étudier le fonctionnement du système auditif dans ses principaux segments. Ils sont donc très utiles pour localiser le trouble et en déterminer la nature.

Il s'agit d'examen électro-physiologiques:

- L'Impédancemétrie.
- les Oto-Emissions Acoustiques Provoquées.
- les Potentiels Evoqués Auditifs. [17]

II.2.1 L'Impédancemétrie :

Cet examen objectif se fait à l'aide d'une sonde placée dans le conduit auditif externe (CAE) relié à un manomètre et à un générateur de fréquences. Il est destiné à étudier la souplesse du système tympan-osselet. [17]

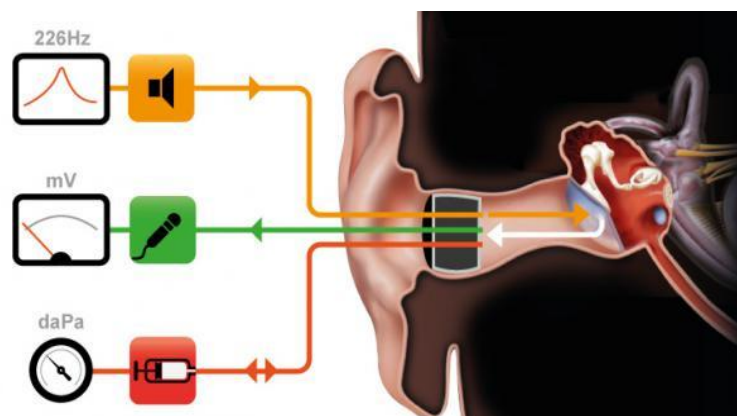


Figure 28: Impédancemètre [10]

Un impédancemètre est en forme d'une sonde qui s'adapte à la taille du conduit auditif externe. Cette sonde comporte 3 canaux : un relié à un haut-parleur qui produit le son de référence, un relié à un microphone qui recueille le son émis après absorption par la chaîne tympano-ossiculaire et les cavités de l'oreille moyenne, le dernier permet de faire varier la pression aérienne du conduit auditif externe. [10]

Ce test consiste à faire varier la pression exercée sur le tympan par la petite sonde. Un manomètre va ensuite enregistrer les mouvements du tympan résultant de la modification de la pression dans le conduit auditif externe. [5]

Les différences de pression entre la pression sonore envoyée et celle recueillie par la sonde dépendent de l'impédance de l'oreille moyenne. Il est alors possible d'évaluer la quantité d'énergie sonore absorbée par la membrane tympanique. [10]

Pathologies de l'oreille et Techniques d'exploration auditive

Les mouvements du tympan sont représentés par une courbe (Tympanogramme) des variations de la compliance (inverse de l'impédance) en fonction des variations de la pression aérienne exercée dans le CAE. La compliance reflète les modifications de l'élasticité du système tympano-ossiculaire. Elle augmente quand la rigidité diminue et inversement. [17]

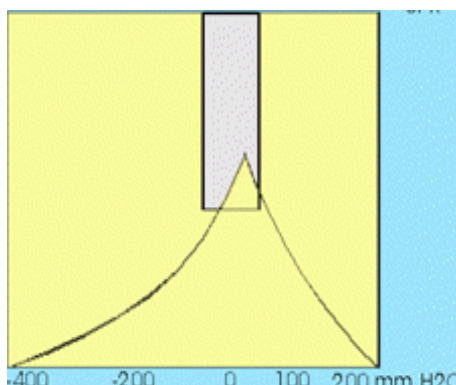


Figure 29: Tympanogramme Normal. [17]

A 0 mm H₂O, le tympan est souple, la compliance est maximum et inversement, à -400 ou + 200, le tympan est rigide et la compliance est minimum.

Le test d'impédancemétrie sert à déterminer le type de surdité. Si la courbe de tympanométrie est normale, ça indique une surdité de perception (trouble de l'oreille interne), et si cette courbe est modifiée, ça indique une surdité de transmission (trouble de l'oreille moyenne). [17]

II.2.2 Les Oto-Emissions Acoustiques Provoquées :

Cette méthode objective permet d'évaluer le mécanisme actif (donc le bon fonctionnement) des cellules ciliées externes [10]. C'est un test simple et rapide qui repose sur la faculté qu'ont les CCE de se contracter, et d'émettre un son à une réponse à une stimulation sonore délivrée dans le CAE par une petite sonde. Cette onde sonore générée par les CCE est recueillie dans le CAE par la même sonde. La présence d'oto-émissions acoustiques provoquées témoigne du fonctionnement normal de l'oreille moyenne et de la cochlée. Cet examen représente donc un moyen capable de détecter précocement les enfants qui nécessitent des explorations plus approfondies. [17]

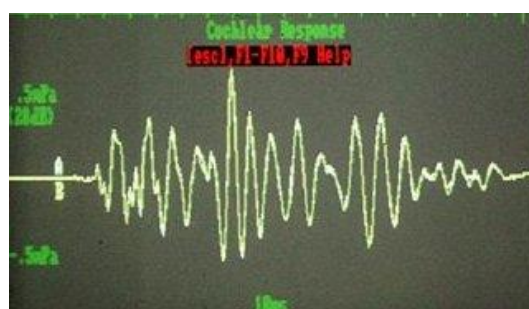


Figure 30: Un enregistrement d'oto-émission [10]

Pathologies de l'oreille et Techniques d'exploration auditive

II.2.3 Les Potentiels Evoqués Auditifs (PEA) :

L'exploration fonctionnelle des voies et centres de l'audition consiste à enregistrer des potentiels évoqués. Ces enregistrements, sont effectués par des électrodes placées à distance, sur le crane. [10]

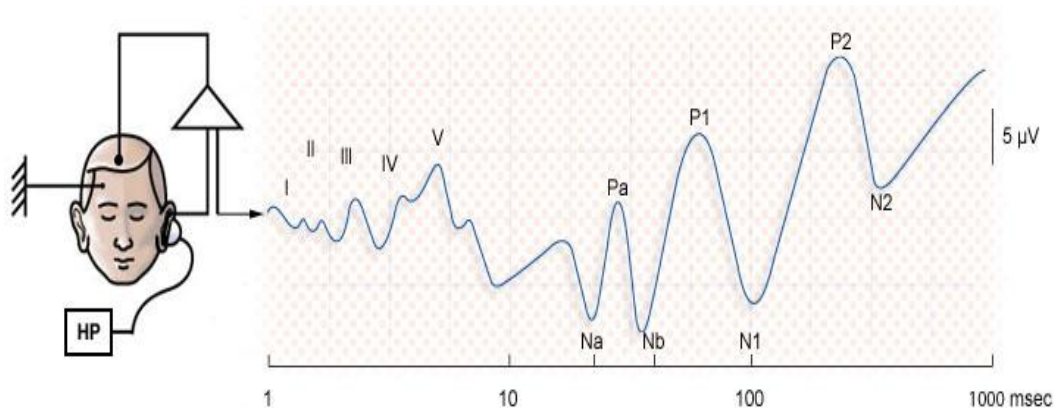


Figure 31: Un enregistrement des potentiels évoqués auditifs [10]

Les potentiels évoqués auditifs reflètent à distance le cheminement de l'influx nerveux le long des voies auditives. Avec un audiomètre, on stimule la voie auditive et on recueille les potentiels électriques grâce à des électrodes placées sur le cuir chevelu. [17]

Une électrode active placée sur le crâne (vertex) permet d'enregistrer les potentiels évoqués du nerf auditif et du tronc cérébral (potentiels précoces I à V), et ceux des structures auditives supérieures thalamo-corticales (potentiels tardifs N et P). Les potentiels auditifs précoces (PEA), de latence brève (<10 ms) sont couramment utilisés en clinique pour tester la voie auditive jusqu'au colliculus inférieur. [10]

- Nerf auditif = onde I
- Noyaux cochléaires = onde II
- Olive supérieure = onde III
- Lemnisque latéral = onde IV
- Colliculus inférieur = onde V

Ces premières ondes constituent le PEA précoce. Le thalamus (corps genouillé médian) et le cortex auditif (temporal) sont à l'origine des ondes moyennes et tardives (ondes P) du PEA. [10]

Pathologies de l'oreille et Techniques d'exploration auditive

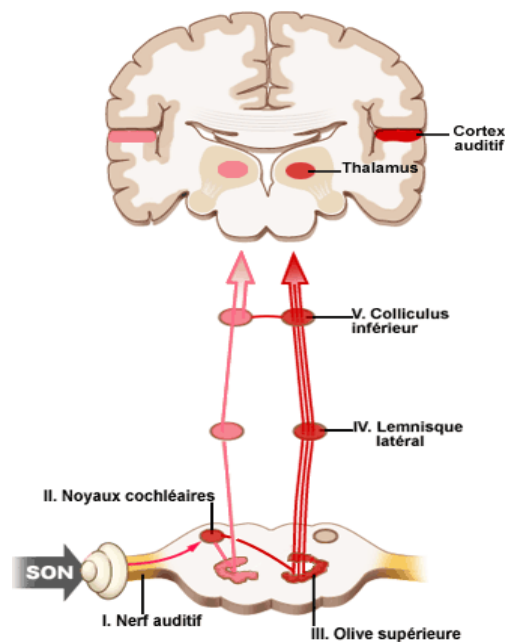


Figure 32: Les voies auditives [10].

Deux types d'informations sont fournis :

- Le seuil électro-physiologique c'est à dire la plus faible intensité à laquelle une réponse peut être enregistrée
- La vitesse de l'influx nerveux le long de la voie auditive. [17]

III. Réhabilitation de la surdité :

Les surdités sont nombreuses et variées. Certaines relèvent d'un traitement médical, d'autres d'un geste chirurgical, d'autres encore d'une aide auditive. [17]

III.1 L'appareil auditif :

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 restituer toutes les informations acoustiques et donc résoudre toutes les atteintes auditives.

Pathologies de l'oreille et Techniques d'exploration auditive

III.1.1 Structure d'un appareil auditif :

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.
- 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.
- 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.
- Un système d'alimentation, le plus souvent une pile qui se change plus ou moins régulièrement en fonction de la taille.

La technologie numérique est 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. Ce signal codifié est traité par l'amplification puis à nouveau converti en impulsion électrique pour l'écouteur.

La technologie numérique permet de séparer beaucoup plus facilement les bandes de fréquences 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. [5]



Figure 33: un modèle d'appareil auditif. [17]

III.2 L'implant cochléaire (IC) :

Est une "cochlée artificielle" qui permet la stimulation directe des neurones cochléaires. Les sons ne doivent plus passer par l'oreille externe, moyenne et interne. Ils sont directement transmis sous forme d'impulsions électriques aux premiers relais nerveux. [17]

Pathologies de l'oreille et Techniques d'exploration auditive

L'IC comprend un système externe permettant la transformation des sons en impulsions électriques et un système interne, implanté, permettant la réception, la conduction et la transmission de ces impulsions aux premiers relais nerveux des voies auditives par les électrodes placés dans la cochlée. [17]

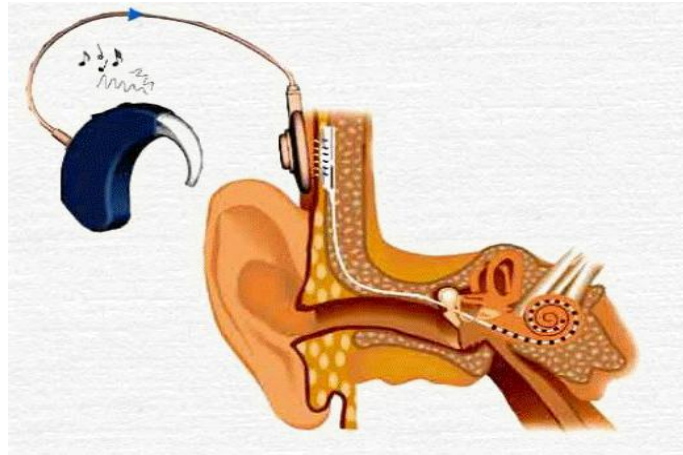


Figure 34 : Un implant cochléaire. [17]

Conclusion :

Grace à l'étude qu'on a menée durant ce chapitre, on a acquis des connaissances sur quelques pathologies avec la surdité qui peut entraîner une perte partielle ou totale de l'audition. Nous avons aussi défini les techniques d'exploration qui permettent de vérifier si l'audition est normale ou pas, de détecter une surdité, apprécier l'importance, rechercher la cause et de tester l'oreille. On a ainsi pu découvrir les solutions pouvant être mises en place pour le bien être des patients atteints de surdité tels que les appareils auditives et les implants cochléaire.

Chapitre III : Réalisation de l'audiomètre.

Chapitre III : Réalisation de l'audiomètre.

Introduction :

Ce chapitre est consacré à l'étude pratique d'un système de mesure de perte d'audition c'est l'audiomètre médical, pour cela on va présenter le travail que nous avons réalisé avec ces différents circuits.

I. Etat de l'art de l'audiomètre :

Par le passé, pour contrôler la sensibilité auditive, on approchait lentement de l'oreille un diapason, mis au préalable en vibration, jusqu'à ce que le patient perçoive le son. En mesurant la distance entre le diapason et l'oreille, on pouvait déterminer le degré de surdité. [20]

L'utilisation des diapasons thérapeutiques commença en 1550 en Italie, comme outils de diagnostic pour les affections de l'oreille moyenne ou interne. Au fur et à mesure, la technique se développait en Angleterre, en Allemagne, et en France vers 1840. [26]

Il existe d'autres tests utilisant un diapason, décrits au tournant du 20ème siècle. La plus part ont disparu avec le développement de l'audiométrie.

Au fil de temps, le diapason mécanique a été remplacé par un générateur électronique d'ondes sinusoïdales en mesure de fournir toutes les fréquences de la gamme audio. [20]

Après le développement de la bobine d'induction en 1849 et des transducteurs audio (téléphone) en 1876, une variété d'audiomètres ont été inventés aux états unis et l'étranger. Ces premiers audiomètres étaient conçus sous le nom d'audiomètres à induction en bobine.

La paternité de l'audiomètre est attribuée au physicien Harvey Fletcher. Le premier audiomètre a été mis au point en 1878 par le musicien Arthur Hartmann, en Allemagne. Le nom d'audiomètre a été donné par Benjamin Richardson en 1879 à partir des racines étymologiques latines. En 1922, s'ajoute au programme de mesure l'audiogramme, récemment inventé. [27]

Harvey Fletcher est un physicien acousticien américain, il porte sur sa contribution à la théorie de la perception de la parole, Il démontra que les éléments de la parole se répartissent habituellement sur une large plage de fréquence, et qu'ils sont traités de manière indépendante à travers différentes bandes de fréquence. Il a également dédié une partie importante de son travail à l'étude de la sonie, et montré que la loi de Weber-Fechner s'applique également à l'audition. [28]

L'audiomètre est originaire de l'inventeur Alexander Graham Bell. La mère et la femme d'Alexander étaient sourdes, ce qui a encouragé Bell à consacrer sa vie à apprendre à parler aux

Réalisation de l'audiomètre

sourds. Ses recherches sur l'audition et la parole l'ont conduit à construire des appareils auditifs. La préoccupation de Bell au sujet de la surdité de sa mère le conduisit à étudier l'acoustique. [29]

En 1899, Carl E. Seashore a présenté l'audiomètre comme un instrument pour mesurer « l'acuité auditive ». Sa machine est devenue la base des audiomètres fabriqués plus tard chez Western Electric. C'est l'homme qui a développé la première version « moderne » de l'audiomètre. [30]

L'audiomètre Western Electric 1-A:

En 1914, Western Electric a breveté l'audiomètre électrique et produit le premier audiomètre électronique disponible dans le commerce pour la mesure de la sensibilité de l'ouïe. Cet instrument permet le test de fréquence en utilisant un écouteur spécialement conçu. Il permet des tests auditifs de 32 à 16384 Hz. [30]

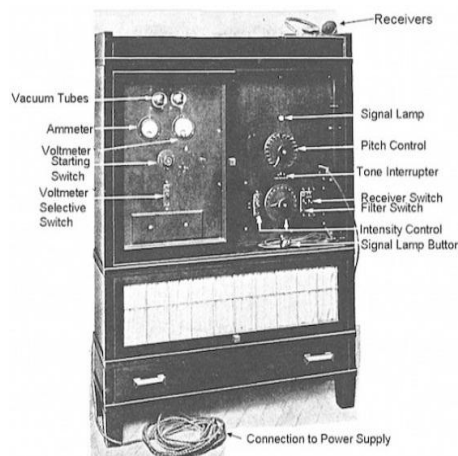


Figure 35: L'audiomètre Western Electric 1-A. [30]

L'audiomètre Western Electric 2-A:

Un peu plus tard, 1923, le premier audiomètre largement utilisé à cette époque, est l'audiomètre Western Electric 2-A a été produit. Cette unité était plus portable, conçue pour répondre aux besoins cliniques et moins coûteuse. Il était également alimenté par des cellules sèches. L'instrument était limité à 8 fréquences à des intervalles d'octave compris entre 64 Hz et 8192 Hz. La gamme d'intensité était limitée, et un amplificateur de rappel supplémentaire était nécessaire pour déterminer le seuil sensation. [30]



Figure 36: L'audiomètre Western Electric 2-A. [30]

Réalisation de l'audiomètre

Des écouteurs pour l'écoute et un bouton-poussoir tenu à la main par le sujet indiquaient quand le son était entendu.

En 1928, les capacités de test de la conduction osseuse deviennent un composant standard de tous les audiomètres Western Electric suite à son développement en 1924 par Knudsen et Jones et produit par Sonotone Corporation. [30]



Figure 37: Audiomètre clinique bi-canal Beltone circa 1970, dominé par des boutons poussoirs.

Comme l'audiogramme de Beltone, un de leurs triomphes de l'audiomètre couronné était équipé d'un nombre incroyable de boutons. La première tâche avant que l'audiomètre puisse être utilisé était d'apprendre les fonctions et les emplacements des boutons individuels. Une fois cette tâche maîtrisée, le professionnel accompli pouvait alors montrer cet audiomètre avec fierté. [31]

L'industrie de l'audiologie moderne est à partir de la fin de la seconde guerre mondiale, lorsque la perte auditive liée à la bataille était répandue.

Les blessures physiques directes causées par les éclats d'obus et les traumatismes acoustiques causées par l'artillerie de haute intensité et le bruit des armes à feu étaient des causes fréquentes de perte auditive.

Dans les années qui ont suivi la seconde guerre mondiale, des centres de rééducation auditive ont été ouverts à travers le pays, avec pour mission de conserver l'ouïe, diagnostiquer et réhabiliter la perte auditive, et fournir des services éducatifs et professionnels de placement pour les malentendants. [32]

II. Schéma bloc d'audiomètre:

Le schéma bloc de notre audiomètre est constitué par sept étages qui sont présentés dans la figure suivante :

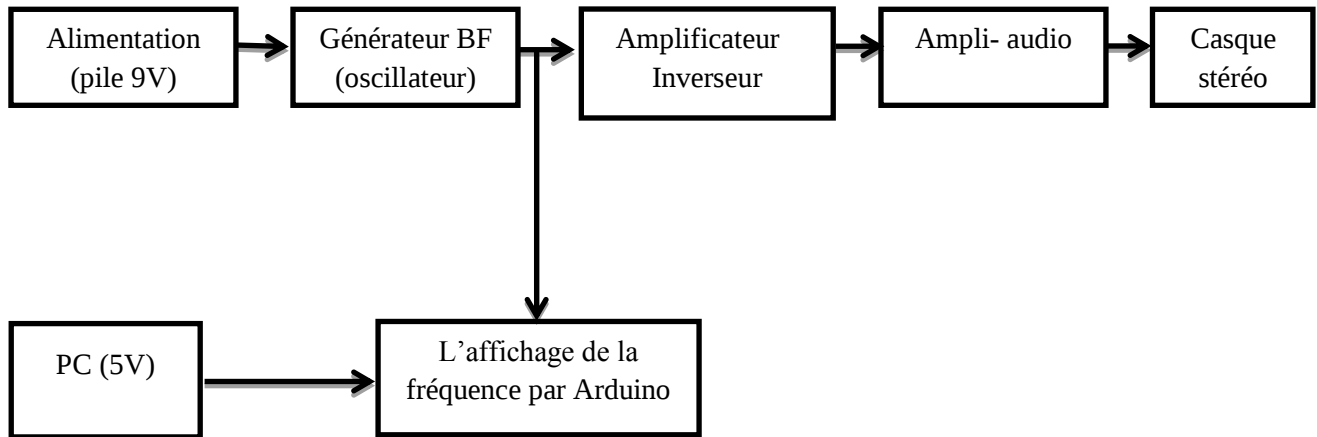


Figure 38: Schéma bloc d'un audiomètre.

III. Schéma électrique d'audiomètre :

Pour réaliser un audiomètre, il faut un générateur BF en mesure de fournir en sortie, une onde parfaitement sinusoïdale avec une très basse distorsion et une amplitude constante sur toute la gamme audio de 20 à 25 000 hertz environ. [20]

La figure suivante [figure 39] représente le schéma électrique de notre audiomètre.

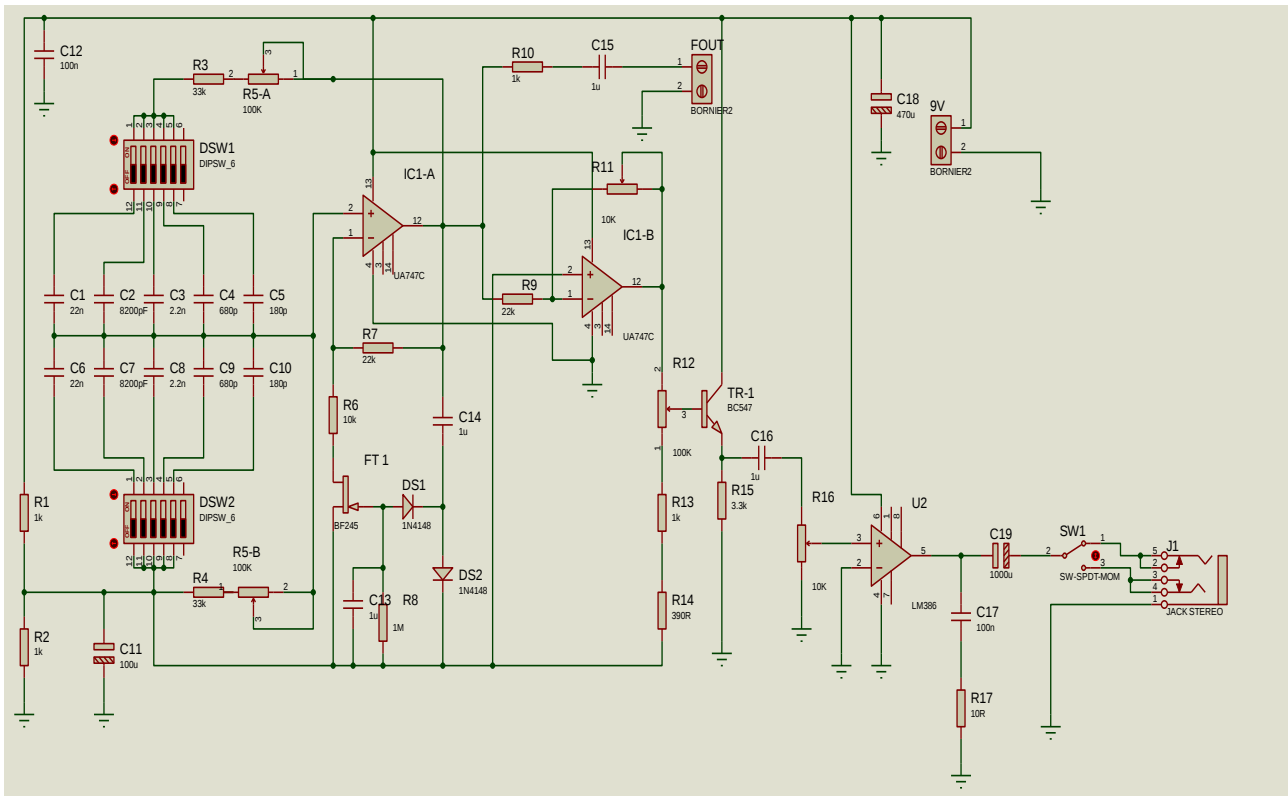


Figure 39: Schéma électrique d'Audiomètre Médical.

III.1 Le générateur BF :

III.1.1 Principe de fonctionnement :

Un générateur BF est un oscillateur linéaire dont la fonction est de produire un signal sinusoïdal. Cet oscillateur est un amplificateur contre-réactionné dans des conditions instables, à forte sélectivité et variation en amplitude et en phase. [2]

Le schéma bloc pour tous les oscillateurs se constitue de deux chaînes comme suivant :

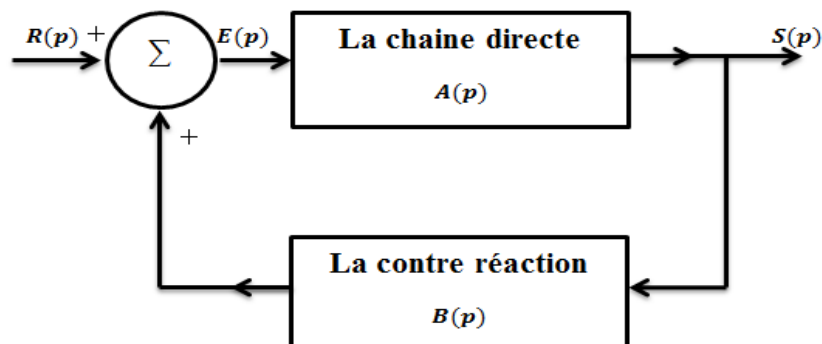


Figure 40: Schéma bloc général d'un oscillateur.

- La chaîne directe est un amplificateur.
- La chaîne de retour est un circuit de réaction, placé entre la sortie de l'amplificateur et son entrée. C'est le circuit de réaction qui détermine la fréquence d'oscillation. [23]

Dans le domaine de Laplace, $A(p)$ définit la fonction de transfert de l'amplificateur et $B(p)$ celle du filtre sélectif.

Calcul de la fonction de transfert :

$$H(p) = \frac{S(p)}{R(p)} \longrightarrow \text{fonction de transfert en boucle ouverte.}$$

$$S(p) = A(p) * E(p)$$

$$E(p) = R(p) + (B(p) * S(p))$$

$$S(p) = A(p)[R(p) + (B(p) * S(p))]$$

$$S(p) = A(p) * R(p) + A(p) * B(p) * S(p)$$

$$S(p)(1 - A(p) * B(p)) = A(p) * R(p)$$

$$H(p) = \frac{S(p)}{R(p)} = \frac{A(p)}{1 - A(p) * B(p)}$$

$$\text{La fonction de transfert de l'ensemble est : } H(p) = \frac{A(p)}{1 - A(p) * B(p)}$$

$$S(p)(1 - A(p) * B(p)) = R(p) * A(p)$$

$$\text{Cas de notre circuit : } R(p) = 0 \text{ donc, } S(p)(1 - A(p) * B(p)) = 0$$

Deux solutions sont alors possible :

- $(1 - A.B) \neq 0$, l'équation précédente impose $S(p)=0$, dans ce cas le système ne fait apparaître de signal oscillatoire en sortie.
- $(1 - A.B) = 0$, l'équation précédente est satisfaite avec $S(p) \neq 0$.

La condition d'oscillation connue sous le nom de critère de Barkhausen, est donc la suivante: $A.B=1$. (Le critère de stabilité de Barkhausen est une condition selon laquelle un oscillateur harmonique va osciller et déterminant sa fréquence d'oscillation f_0 [22]).

$$S(p) = A(p). E(p)$$

$$E(p) = B(p). S(p)$$

III.1.2 Oscillateur à pont de Wien :

Notre audiomètre est basé sur un oscillateur à pont de Wien, comme il est représenté sur la figure suivante :

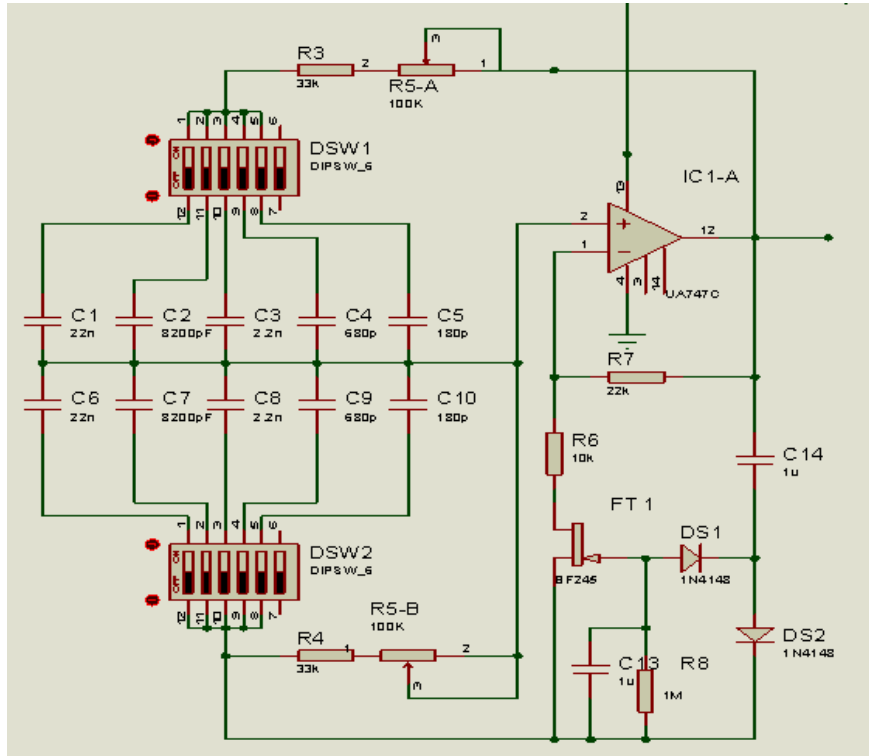


Figure 41: Schéma électrique du générateur BF de l'onde sinusoïdale.

Le pont de Wien est un circuit électrique composé de deux impédances Z_1 et Z_2 en série. Z_1 est constituée d'une résistance R_1 et d'un condensateur C_1 en série, Z_2 d'une résistance R_2 et d'un condensateur C_2 en parallèle. Le pont de Wien peut être utilisé comme filtre.

En raccordant le filtre de Wien (le pont de Wien) entre la sortie et l'entrée d'un amplificateur opérationnel de gain égal à 3, on obtient un oscillateur à pont de Wien qui produit une sinusoïde à la fréquence indiquée. [23]

Pour réaliser cet étage, nous avons choisi un amplificateur opérationnel professionnel en utilisant un circuit intégré du type uA747 (IC1-A). L'amplificateur IC1-A représente la boucle directe $A(p)$ de la figure précédente.

III.1.2.1 La chaîne directe :

L'étage oscillateur se compose de l'amplificateur opérationnel IC1-A et du FET (FT1) qui est utilisé pour stabiliser l'amplitude de signal sinusoïdal.

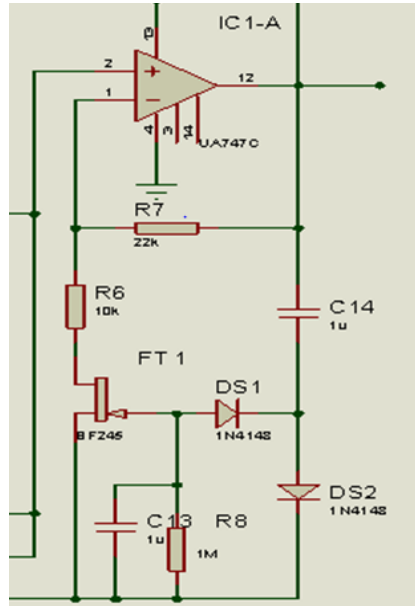


Figure 42: La chaîne directe.

Le calcul de gain de l'amplificateur non inverseur:

Caractéristique de l'Amplificateur opérationnel : $e_+ = e_-$

$$e_+ = V_e$$

$$e_- = \frac{R_6}{R_6 + R_7} * V_s \quad \longrightarrow \quad V_e = \frac{R_6}{R_6 + R_7} * V_s$$

$$A = \frac{V_s}{V_e} = \frac{R_6 + R_7}{R_6}$$

Pour qu'il y soit des oscillations, il faut que le gain en tension de l'amplificateur de la chaîne directe soit supérieur ou égal à 3.

On a, $R_6 = 10k\Omega$ et $R_7 = 22k\Omega$

$$A = \frac{V_s}{V_e} = \frac{32}{10} = 3.2 \quad \text{Donc, } A > 3$$

$$\frac{R_6 + R_7}{R_6} > 3 \quad \longrightarrow \quad R_6 + R_7 > 3R_6 \quad \longrightarrow \quad R_7 > 2R_6$$

Stabilisation de l'amplitude d'oscillateur :

Un paramètre beaucoup plus important dans un audiomètre, est l'amplitude du signal de sortie, qui doit rester constante sur la totalité de la gamme audio de 20 Hz à 25 000 Hz. [20]

Les imprécisions des valeurs de R_6 et R_7 font que la condition ($R_7 > 2R_6$) n'est jamais tout à fait remplie, parce que:

- Si $R_7 < 2R_6$, l'oscillateur n'oscille pas ;
- Si $R_7 > 2R_6$, l'oscillation démarre bien, l'amplitude croît jusqu'à la valeur limite, déterminée par la tension d'alimentation de l'AOP ; le problème c'est que dans cette condition, la forme d'onde est distordue, les sommets sont aplatis.

Pour résoudre ce problème, un circuit de stabilisation d'amplitude à base d'un transistor FET (en Anglais Field Effect Transistor ou Transistor à Effet de Champ), doit être connecté à l'amplificateur, ce circuit sert à réduire le gain de l'AOP, et ramène l'amplitude à son niveau correct. [23]

Sur la patte de sortie 12 de l'amplificateur opérationnel, est toujours disponible un signal de BF stabilisé en amplitude, lequel, appliqué au deuxième amplificateur (IC1-B) du circuit intégré Ua747.

III.1.2.2 La chaîne de retour :

Commençons la description du schéma électrique de la chaîne de retour par les Dip-Switchs qui servent à sélectionner l'une des cinq gammes de fréquences.

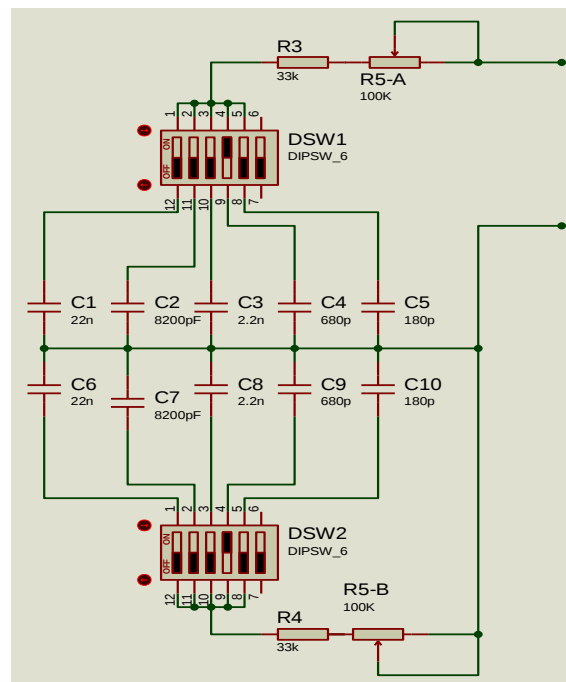


Figure 43: La chaîne de retour d'oscillateur.

Réalisation de l'audiomètre

Les capacités présentes sur les cinq positions du Dip Switch 1 (DSW1), sont identiques à celles présentes sur le Dip Switch 2 (DSW2) et évidemment même les valeurs ohmiques du double potentiomètre R5-A et R5-B sont les mêmes (100 000 ohms). [20]

Avec les capacités choisies, nous obtenons ces gammes de fréquences :

pos. A Notes Basses	60-220 Hz
pos. B Notes Medium	150-600 Hz
pos. C Notes Medium-Aiguës	550-2 100 Hz
pos. D Notes Aiguës	1 800-7 000 Hz
pos. E Notes Super Aiguës	6 100-22 300 Hz

Tableau 1: Tableau des gammes de fréquences. [21]

Le double potentiomètre (R5-A et R5-B) permet de sélectionner la fréquence minimale et la fréquence maximale en fonction de la gamme sélectionnée. [21]

Le calcul de la fonction de transfert du pont Wien :

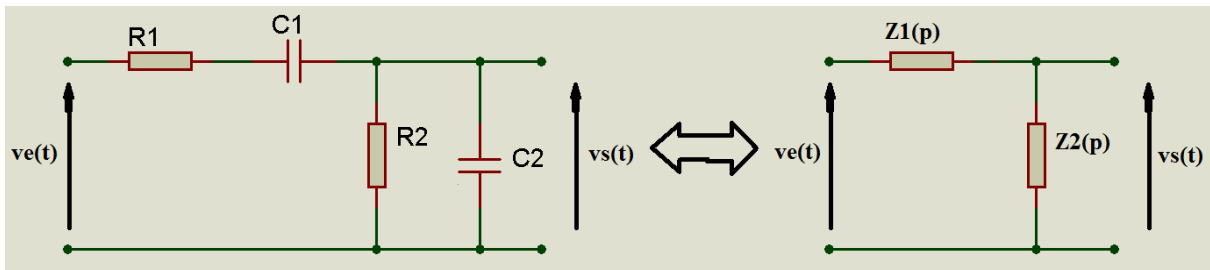


Figure 44:Un pont de Wien.

On a: $Z_R(p) = R$

$$Z_C(p) = \frac{1}{Cp}$$

$Z_1(p) = R_1$ en série avec C_1 , et $Z_2(p) = R_2$ en parallèle avec C_2 .

$$Z_1(p) = R_1 + \frac{1}{C_1 p} \longrightarrow Z_1(p) = \frac{R_1 C_1 p + 1}{C_1 p} ;$$

$$Z_2(p) = \frac{R_2 * \frac{1}{C_2 p}}{R_2 + \frac{1}{C_2 p}} = \frac{R_2}{1 + R_2 C_2 p}$$

$$S(p) = \frac{Z_2(p)}{Z_2(p) + Z_1(p)} * E(p) \longrightarrow B(p) = \frac{S(p)}{E(p)} = \frac{Z_2(p)}{Z_2(p) + Z_1(p)}$$

$$B(p) = \frac{\frac{R_2}{1 + R_2 C_2 p}}{\frac{R_2}{1 + R_2 C_2 p} + \frac{R_1 C_1 p + 1}{C_1 p}} ;$$

$$B(p) = \frac{\frac{R_2}{1+R_2C_2p}}{\frac{R_2C_1p+(R_1C_1p+1)(1+R_2C_2p)}{(1+R_2C_2p)(C_1p)}} ;$$

$$B(p) = \frac{R_2}{\frac{R_2C_1p+(R_1C_1p+1)(1+R_2C_2p)}{C_1p}} ;$$

$$B(p) = \frac{R_2C_1p}{R_2C_1p+R_1C_1p+1+R_2C_2p+R_1C_1R_2C_2p^2} ;$$

$$B(p) = \frac{R_2C_1p}{1+(R_2C_1+R_1C_1+R_2C_2)p+(R_1C_1R_2C_2)p^2} ;$$

La fréquence d'oscillation f_0 :

Puisque $A.B=1$ (condition d'oscillation)

Et A = réel (la chaîne directe)

Il faut que $B = \frac{1}{A}$ = réel,

Pour avoir B réel, il faut que leur partie réelle soit nulle.

$$\text{Donc, } 1 + (R_1C_1R_2C_2)p^2 = 0 \quad \longrightarrow \quad 1 - (R_1C_1R_2C_2)\omega_0^2 = 0$$

$$\longrightarrow 1 = (R_1C_1R_2C_2)\omega_0^2$$

$$\longrightarrow \omega_0^2 = \frac{1}{R_1C_1R_2C_2}$$

$$\longrightarrow \omega_0 = \frac{1}{\sqrt{R_1C_1R_2C_2}}$$

$$\text{On a: } \omega_0 = 2\pi f_0 \longrightarrow f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1C_1R_2C_2}}$$

$$\text{À la fréquence d'oscillation } f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1C_1R_2C_2}}$$

$$B(p)|_{\omega_0} = \frac{R_2C_1}{(R_2C_1+R_1C_1+R_2C_2)} = \frac{1}{1+\frac{R_1+C_2}{R_2+C_1}}$$

Dans le cas de notre circuit:

$$R_1 = R_3 + R_{5-A} ; R_2 = R_4 + R_{5-B} ; R_1 = R_2 = R \text{ et } C_1 = C_2 = C,$$

$R_3 = R_4 = 33k\Omega$ et R_5 est une double potentiomètre avec une valeur de $100k\Omega$, si nous tournant l'axe de ce potentiomètre au minimum, dans la formule, nous ne devons tenir compte que de la valeur de la résistance $33k\Omega$.

Réalisation de l'audiomètre

Si par contre, nous tournons l'axe de ce potentiomètre vers son maximum, dans la formule, nous devons tenir compte la valeur de potentiomètre et de la résistance :

$$R = 33 + 100 = 133 \text{ k}\Omega$$

C représente les différentes capacités présentées sur les cinq positions de DSW1 qui sont identiques à celles du DSW2.

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC}, B(p)|_{w_0} = \frac{1}{1 + \frac{R}{C}} = \frac{1}{3}$$

III.1.3 La masse fictive (virtuelle) :

Pour compléter la description de ce générateur de BF, il faut dire que le circuit ci-dessous sert à obtenir une masse fictive (virtuelle) qui est nécessaire pour relier les amplificateurs opérationnels (IC1-A) et (IC1-B).

Cette masse fictive sert à alimenter ces amplificateurs opérationnels avec une tension unique de 9 Volts.

Ce circuit est un simple diviseur de tension avec deux résistances identiques qui permet de diviser la valeur de l'alimentation (9 Volts) par 2, puis la réinjecter dans une masse virtuelle.

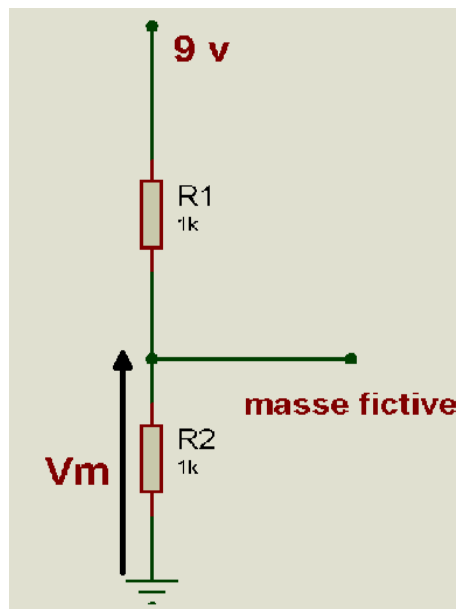


Figure 45: Schéma électrique de la masse fictive.

$$V_m = \frac{R_2}{R_2 + R_1} * 9V$$

$$V_m = \frac{1k}{1k + 1k} * 9V$$

$$V_m = \frac{1}{2} * 9V \quad \text{Donc, } V_m = 4.5V$$

IV. L'étage d'amplification :

Le signal BF présente sur la broche de sortie du premier Aop (IC1-A) arrive à travers R₉ sur la broche d'entrée inverseuse du second Aop (IC1-B) qui l'amplifie et le dose. Donc, IC1-B est un amplificateur inverseur avec un gain $= -\frac{R_{11}}{R_9}$

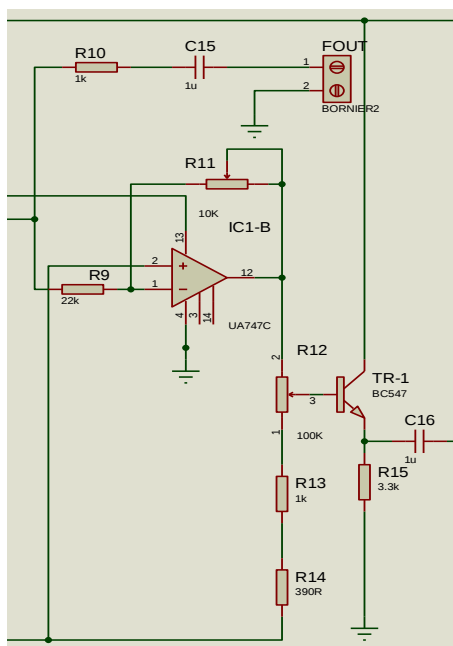


Figure 46: Schéma électrique d'étage d'amplificateur.

A travers R₁₀ ce signal est appliqué à une sortie fréquence (Fréquence-mètre) pour détecter leur fréquence.

Le potentiomètre R₁₁, monté entre la broche d'entrée inverseuse et la broche de sortie du second Aop (IC1-B) est utilisé comme potentiomètre de volume pour doser l'amplitude du signal de sortie entre le niveau maximum et le zéro. Si vous la régler à sa résistance maximale, à la sortie vous aurez un signal BF d'amplitude maximale; si vous le régler à la résistance minimale, aucun signal ne sera produit.

Ce potentiomètre s'utilise normalement pour régler le niveau de sortie sur le seuil auditif de la personne examinée ou bien pour vérifier si la sensibilité aux différentes fréquences est identique sur les deux oreilles : dans ce cas, il faudra tourner le bouton de volume du maximum vers le minimum.

Le second potentiomètre R₁₂, monté entre la broche de sortie de l'Aop IC1-B et la base du transistor TR₁, est utilisé pour doser l'amplitude du signal en décibel (dB).

Le transistor TR₁, relié au curseur du potentiomètre R₁₂, est utilisé uniquement comme étage séparateur, donc le signal prélevé sur son émetteur aura la même amplitude que sur sa base.

Le condensateur C₁₆ prélève le signal sur l'émetteur de TR₁ et le transfère à l'étage d'amplification audio. [21]

V. L'amplificateur audio :

La figure suivante représente le circuit électrique de l'amplificateur audio :

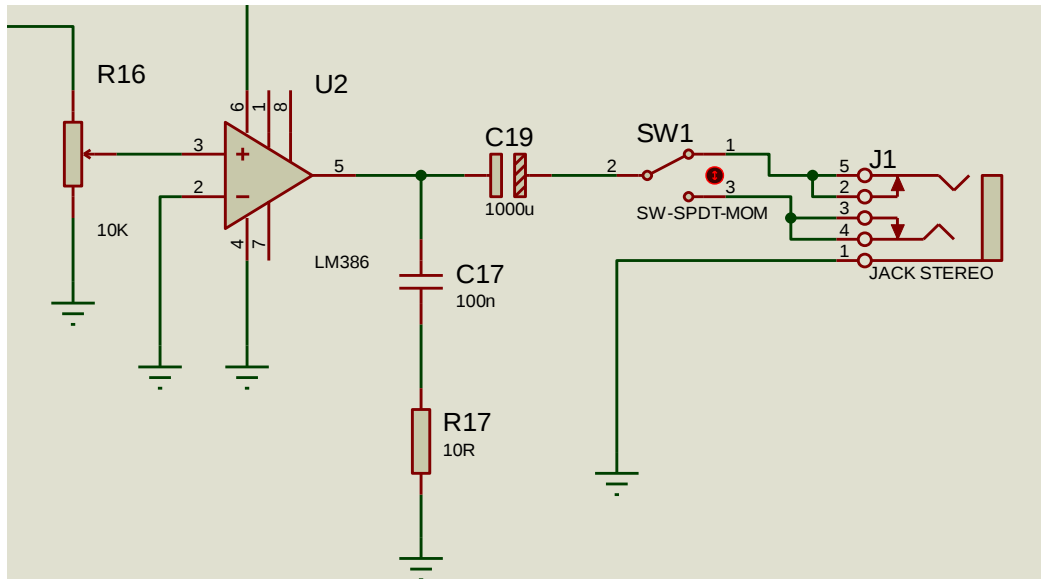


Figure 47: Schéma électrique d'Ampli-audio.

L'amplificateur audio est un amplificateur électronique utilisé pour amplifier un signal électrique audio afin d'obtenir une puissance suffisante pour faire fonctionner un casque audio.

De la broche de sortie de ce circuit intégré (LM386), le signal est prélevé par C₁₉ pour est transféré, à travers l'inverseur (SW1), soit sur l'oreille droite soit sur l'oreille gauche pour vérifier si les deux oreilles ont bien la même sensibilité. [21]

VI. La détection de la fréquence :

La partie la plus complète de l'étude de notre audiomètre a été celle relative au Fréquencemètre qui est basé sur l'utilisation de la carte Arduino.

VI.1 Présentation de la carte Arduino :

Une carte électronique Arduino est un support plan, flexible ou rigide, généralement composé d'époxy ou de fibre de verre. Elle possède des pistes électriques disposées sur une, deux ou plusieurs couches (en surface et/ou en interne) qui permettent la mise en relation électrique des composants électroniques. Chaque piste relie tel composant à tel autre, de façon à créer un système électronique et qui réalise les opérations demandées. [24]

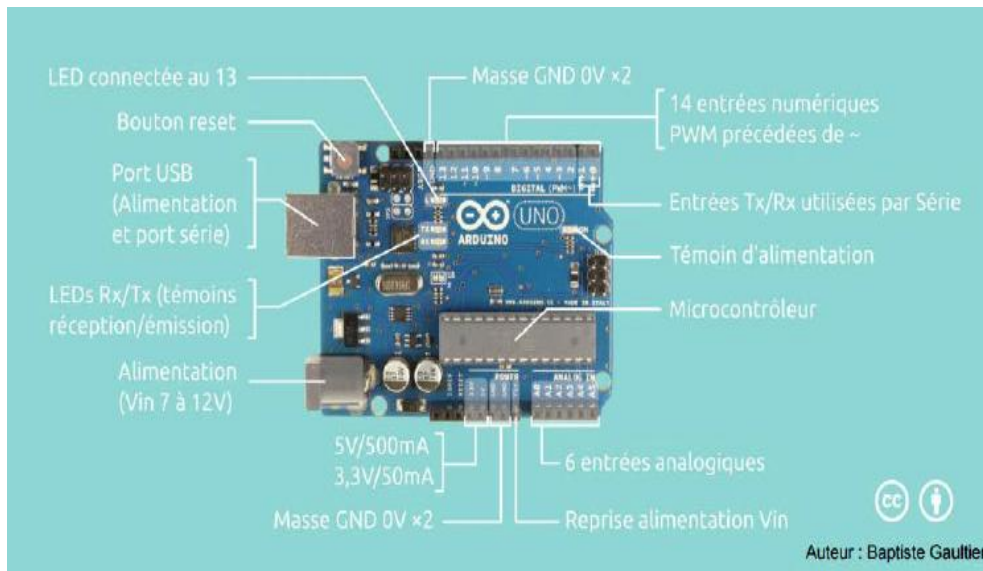


Figure 48: Carte Arduino Uno.

Caractéristiques de la carte :

- Un microcontrôleur (ATmega328): considéré comme le cerveau de la carte.
- Une alimentation : C'est celle du microcontrôleur ; peut-être soit interne (5V par le port USB) ou provenant d'alimentation externe (7 à 12V).
- Visualisation par des LED : une pour vérifier le branchement avec le microcontrôleur et les autres LED sont pour émission et réception lors du téléchargement d'un programme dans le microcontrôleur.
- 0 à 13 : Entrée/Sortie numérique ;
- A0 à A5 : Entrée/Sortie Analogique ;
- GND : la masse (0V) ;

Des applications possibles réalisées grâce à Arduino :

- Contrôler des appareils domestiques.
- Donner une intelligence à un robot.
- Réaliser des jeux de lumières.
- Permettre à un ordinateur de communiquer avec une carte électronique et différents capteurs.
- Télécommander un appareil mobile.
- Etc. [24]

VI.2 L'afficheur LCD :

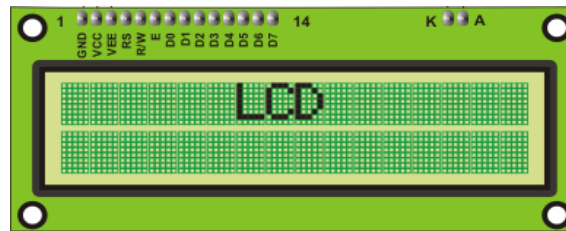


Figure 49: un afficheur LCD.

Un afficheur à cristal liquide (appelés afficheurs LCD: Liquid Crystal Display), est un module compact intelligent et nécessite peu de composant externes pour un bon fonctionnement. Il consomme relativement peu (de 1 à 5 mA), il s'utilise avec beaucoup de facilité.

Applications :

Les afficheurs LCD sont utilisés dans :

- Les montres.
- Les calculettes.
- Les écrans informatiques.
- Les écrans de TV.
- Les afficheurs LCD sont très utilisés dans les montages à microcontrôleur.

Inconvénients du LCD :

Malgré tous ses avantages, le LCD a quelques inconvénients :

- Les pixels morts.
- Illisible quand l'éclairage ambiant est faible.
- Une luminosité limitée (problématique en plein soleil).
- La consommation électrique de la source lumineuse.
- La durée de vie des lampes. [25]

Brochage :

Les connections à réaliser sont simples puisque l'afficheur LCD dispose de peu de broches. Il faut évidemment, l'alimenter, le connecter à un bus de donnée, et connecter les broches E, R/W et RS.

Réalisation de l'audiomètre

Broche	Nom	Fonction
1	Vss	Masse
2	Vdd	Alimentation positive +5V
3	Vo	Cette tension permet, en la faisant varier entre 0 et +5V, le réglage du contraste de l'afficheur.
4	RS	Selection du registre (Register Select) Grâce à cette broche, l'afficheur est capable de faire la différence entre une commande et une donnée. Un niveau bas indique une commande et un niveau haut indique une donnée.
5	R/W	Lecture ou écriture (Read/Write) L : Écriture H : Lecture
6	E	Entrée de validation (Enable) active sur front descendant. Le niveau haut doit être maintenue pendant au moins 450 ns à l'état haut.
7	D0	Bus de données bidirectionnel 3 états (haute impédance lorsque E=0)
8	D1	
9	D2	
10	D3	
11	D4	
12	D5	
13	D6	
14	D7	
15	A	Anode rétro-éclairage (+5V)
16	K	Cathode rétro-éclairage (masse)

Tableau 2: Le brochage d'un afficheur LCD.

VI.3 Le montage d'affichage :

Le montage suivant représente le circuit d'affichage de la fréquence d'oscillation qui est basé sur la carte Arduino. Cette fréquence est visualisée sur un afficheur LCD:

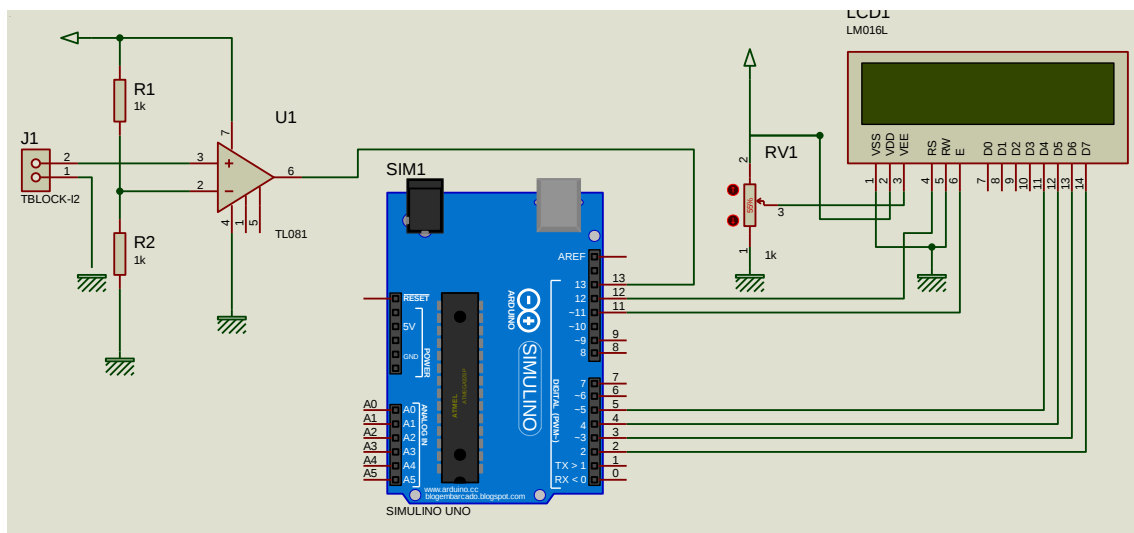


Figure 50: Schéma électrique du Fréquencemètre

Réalisation de l'audiomètre

Le rôle d'une acquisition des données avec une carte Arduino est de transcrire l'information contenue dans un signal sous forme des données informatiques, donc elle permet la mise en relation électrique des composants électroniques.

Pour injecter le programme sur la carte, on doit suivre les étapes suivantes :

- Premièrement, on va écrire le programme sur le logiciel Arduino.
- Vérifier les erreurs de programme pour avoir un bon fonctionnement de la carte (le bouton vérifier).
- Sélectionner le type de la carte sur laquelle on veut transférer et le port COM sur lequel la carte est branchée (cette manipulation est vérifiée pour que la carte soit reconnue par le logiciel Arduino et pour que le téléversement se fasse correctement).
- Télécharger le programme à la carte via le port USB (le bouton téléverser).
- On va laisser la carte connectée avec le port USB du PC pour assurer l'alimentation de 5V.
- Connecter la carte au montage électronique.
- L'exécution du programme est automatique après quelques secondes.
- Enfin, on doit vérifier que notre montage fonctionne.

VI.3.1 La conversion de signal de sortie en un signal carré :

Le circuit qui assure la conversion du signal sinusoïdal en un signal carré est un amplificateur opérationnel comparateur (TL081).

L'entrée inverseuse est reliée à une tension de référence de 2.5V, cette tension est obtenue par un simple diviseur de tension.

$$V_- = \frac{R_2}{R_2 + R_1} * 5V$$

$$V_- = \frac{1k}{1k + 1k} * 5V$$

$$V_- = \frac{1}{2} * 5V$$

Donc, $V_- = 2.5V$

L'entrée non-inverseuse est reliée à la sortie fréquence du circuit d'audiomètre.

On a : V_e est la sortie fréquence, et V_s est le signal de sortie de comparateur,

Si $V_e > V_- \longrightarrow V_s = 2,5 V$; Si $V_e < V_- \longrightarrow V_s = 0 V$

Cette comparaison permet d'obtenir un signal carré à la sortie, qui est programmable par la carte Arduino.

VI.3.2 Le programme qui permet d'afficher la fréquence du signal carrée :

Le programme suivant permet de connecter l'écran LCD à la carte Arduino et l'utiliser comme une interface pour afficher la fréquence d'oscillation :

```
#include <LiquidCrystal.h>
int input=13;

int high_time;
int low_time;
float time_period;
float frequency;
LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2);
void setup()
{
  pinMode(input, INPUT);
  lcd.begin(16, 2);
}

void loop()
{
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("Frequency Meter");
  high_time=pulseIn(input,HIGH);
  low_time=pulseIn(input,LOW);
  time_period=high_time+low_time;
  time_period=time_period/1000;
  frequency=1000/time_period;
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(frequency);
  lcd.print(" Hz");
  delay(500);
}
```

Figure 51: Programme d'Arduino pour l'affichage de la fréquence.

VI.3.2.1 Explication du programme :

#include <LiquidCrystal.h> : c'est une fonction qui permet d'importer la bibliothèque pour LCD.

int: pour initialiser les variables d'incrément de type entier.

float : pour initialiser des variables de type réel.

LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2); pour créer un objet LCD nommé lcd en mode 4 bits (RS, E, d₄, d₅, d₆, d₇).

setup (): pour des fonctions d'initialisation ou toute partie que l'on souhaite exécuter qu'une seule fois.

pinMode(input,INPUT); pour définir la broche input (13) d'Arduino comme une entrée.

lcd.begin(16, 2); pour initialiser la communication avec 16 colonne et 2 lignes.

loop() : c'est la fonction principale de l'Arduino, une fois la fonction setup exécuté, la fonction loop s'exécutera et se répétera à l'infini.

lcd.clear(); pour effacer l'écran LCD.

lcd.setCursor(0,0); pour positionner le curseur sur la première colonne et la première ligne.

lcd.print("Frequency Meter"); pour écrire ce message sur LCD.

Réalisation de l'audiomètre

PulseIn() : lit la durée d'une impulsion (soit niveau HAUT ou niveau BAS) qui est appliquée sur une broche configurée en entrée. Cette instruction renvoie la durée de l'impulsion en microsecondes.

high_time=pulseIn(input,HIGH); met la durée d'impulsion de niveau Haut dans la variable high_time.

low_time=pulseIn(input,LOW); met la durée d'impulsion de niveau Bas dans la variable low_time.

time_period=high_time+low_time; la période d'impulsion en niveau Haut et en niveau Bas.

time_period=time_period/1000; pour convertir la période en millisecondes.

frequency=1000/time_period; la fréquence c'est l'inverse de la période.

lcd.setCursor(0,1); pour passer à la ligne suivante.

lcd.print(frequency); pour écrire la valeur de la fréquence.

lcd.print(" Hz"); pour écrire l'unité.

delay(500); pour effectuer une pause d'une durée de 500 ms.

Conclusion:

Dans ce chapitre nous avons présenté notre audiomètre médical avec la description des différents étages et leurs circuits. Nous avons décrit aussi un circuit d'affichage de la fréquence par un afficheur LCD qui est programmé à l'aide d'une carte Arduino.

Chapitre IV : Résultats et Interprétations.

Chapitre IV : Résultats et Interprétations.

Introduction :

Dans ce chapitre, nous avons effectué un ensemble des tests sur notre audiomètre et nous avons prendre des résultats sur des différents sujets.

I. Condition d'utilisation de l'appareil :

- Une cabine insonorisée avec des parois isolantes (ou un milieu de faible niveau de bruit).
- Un appareil d'audiomètre bien calibré.
- Un examinateur expérimenté car certains examens peuvent être difficiles à réaliser.
- Une bonne compréhension avec une meilleure coopération du sujet testé.
- Bien expliquer au patient le but du test.

II. Test de la carte (audiomètre) :

Chaque bloc de la carte d'audiomètre est testé, les sorties des différents étage et les réponses de chaque étage.

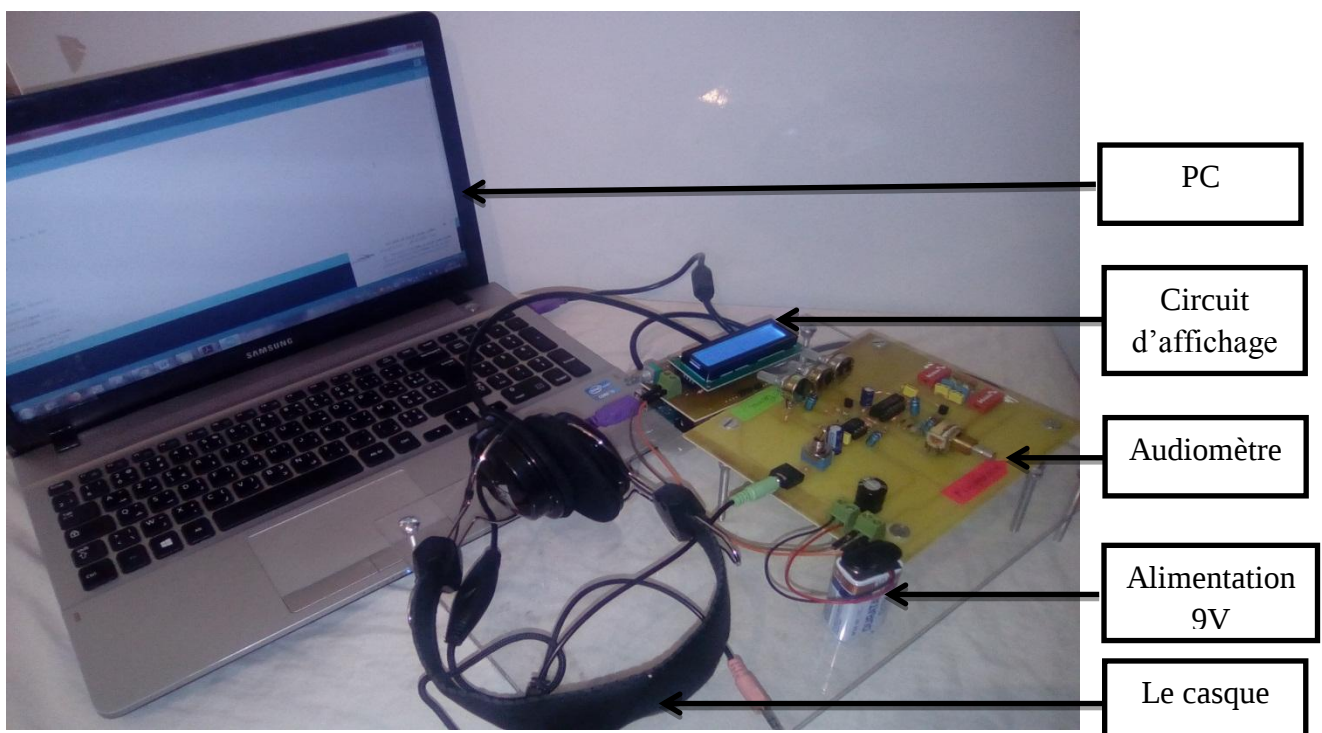


Figure 52:le circuit final de l'audiomètre réalisé.

Résultats et interprétations

II.1 Test d'oscillateur :

Le teste de l'oscillateur consiste à appliquer la tension d'alimentation (9V) sur le circuit puis, nous avons enlevé le signal de sortie.

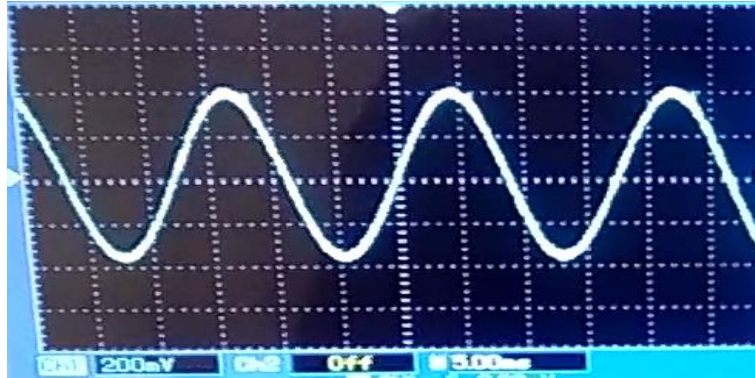


Figure 53: Sortie d'amplificateur (IC1-A).

Pour la partie du filtre sélectif qui permet de sélectionner la fréquence d'oscillation, nous avons utilisé des switches classiques pour classer les fréquences audibles selon cinq gammes.



Figure 54: les switches qui permettent de sélectionner la gamme de fréquence.

Avant de lancer un test d'audiomètre, il faut vérifier que tous les switches sont à la position du repos puis choisir une seule position selon les gammes de tableau, puis nous avons tourné le double potentiomètre R_5 pour changer la fréquence en fonction de la gamme sélectionnée.

Position	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P ₅
f_{min} (Hz)	53.19	137.13	423.73	1710	6250
f_{max} (Hz)	212.77	548.25	1690	6770	23400

Tableau 3: Les bandes fréquentielles d'audiomètre réalisé.

Remarque :

Résultats et interprétations

Les fréquences produites par notre audiomètre pourront être légèrement différentes de celles du tableau des gammes de fréquences, cela est dû à la tolérance des condensateurs.

Lorsqu'on va changer les gammes, on remarque que les signaux de sortie vont changer comme suivant :

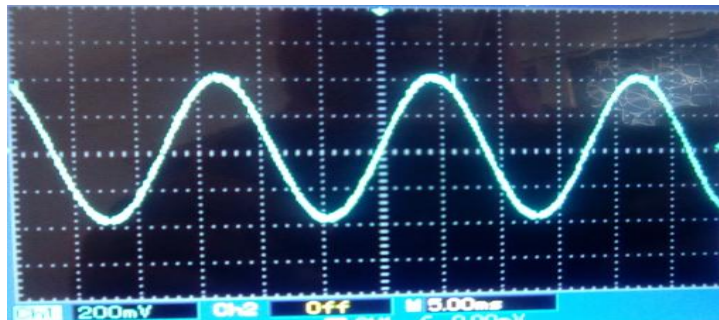


Figure 55: Une fréquence dans la première gamme.

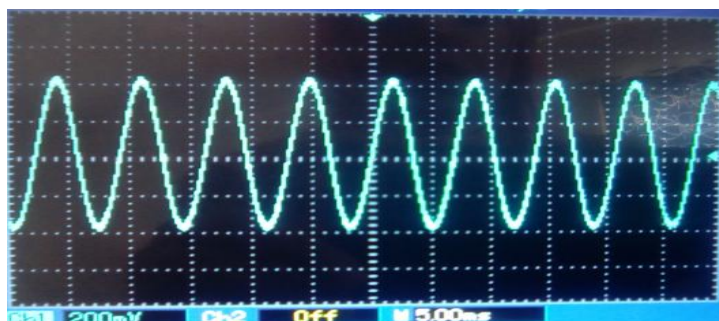


Figure 56: Une fréquence dans la deuxième gamme.

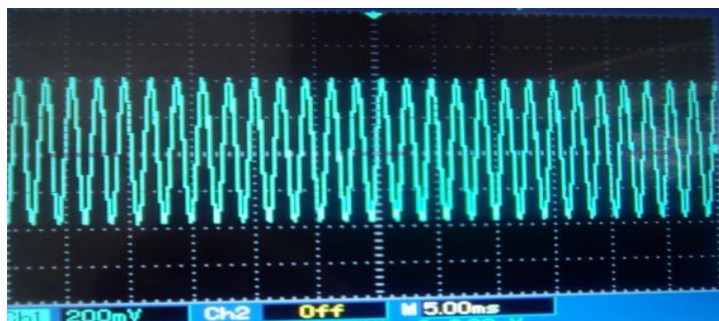


Figure 57: Une fréquence dans la troisième gamme.



Figure 58: Une fréquence dans la quatrième gamme.

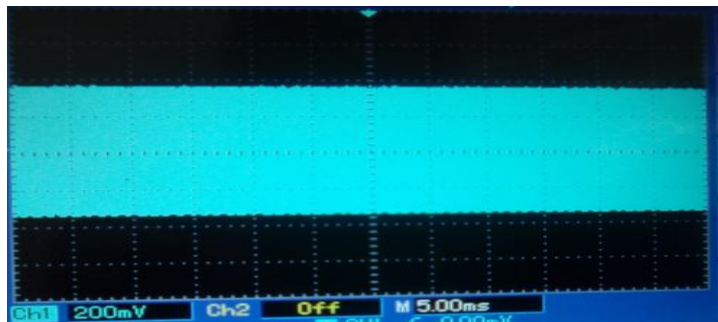


Figure 59: Une fréquence dans la cinquième gamme.

II.2 Test d'étage d'amplification :

Pour changer l'amplitude de signal de sortie, nous avons tourné le potentiomètre R_{12} de son minimum vers son maximum, c-à-dire si nous réglons ce potentiomètre à sa résistance maximale, à la sortie nous aurons un signal BF d'amplitude maximale et si nous le réglons à sa résistance minimale, à la sortie nous aurons un signal BF d'amplitude minimale. Pour montrer cette variation d'amplitude, nous avons pris les figures suivantes :



Figure 60: une petite variation d'amplitude.

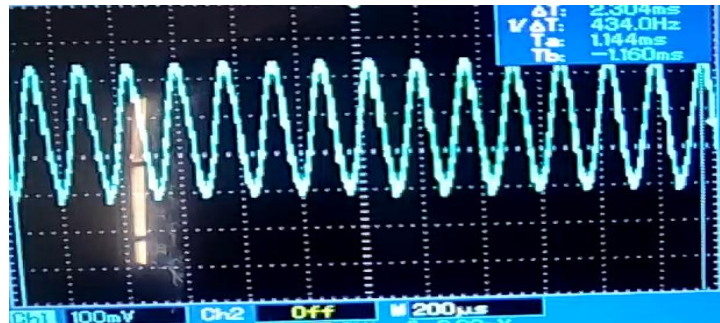


Figure 61: une autre variation supérieure.

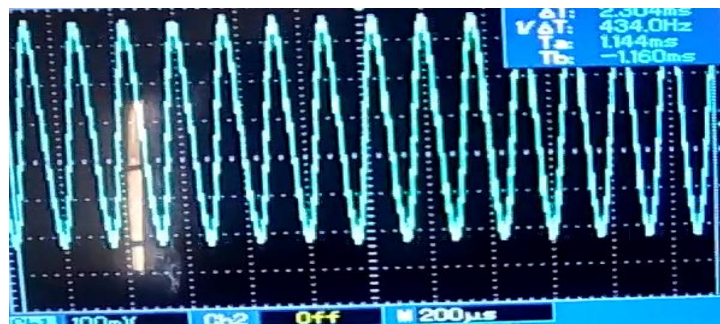


Figure 62: une autre variation plus supérieure.

L'amplitude maximale que notre audiomètre peut atteindre est 1,6 V.

II.3 Test d'amplificateur-audio :

Pour vérifier l'amplificateur audio s'il fonctionne ou pas, on place un casque d'écoute. Il faut qu'on entende le son et qu'on puisse remarquer que le son sera changé lorsqu'on va changer la gamme ou l'amplitude du signal de sortie.



Résultats et interprétations

Figure 63: le test d'ampli-audio avec le casque d'écoute.

II.4 Test de l'étage de détection de fréquence :

Ce circuit est basé sur l'utilisation de la carte Arduino et l'afficheur LCD, nous avons alimenté la carte Arduino par le câble USB qui est connecté avec le pc (5 V). Lorsque la valeur de la fréquence d'oscillation change, la valeur qui est affichée sur LCD va se changer en parallèle.

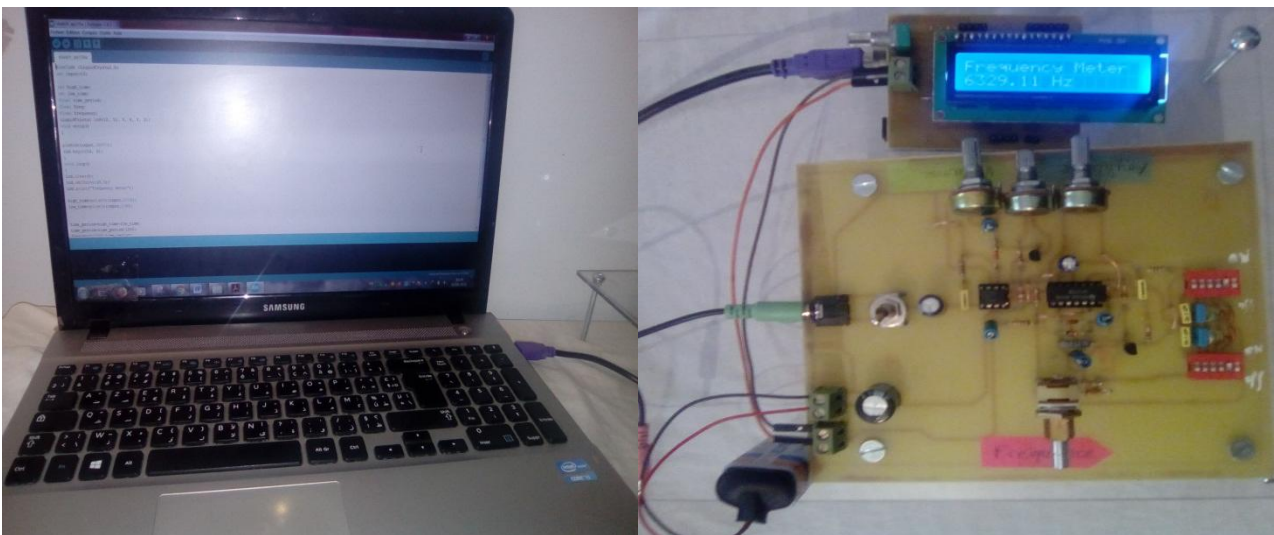


Figure 64: le circuit d'affichage qui est alimenté par le PC (5 V)

Lorsque nous avons testé l'amplificateur comparateur qui assure la conversion du signal sinusoïdal en un signal carré (l'entrée et la sortie), nous avons obtenu les figures suivantes :



Figure 65: le signal d'entrée du circuit comparateur.

Résultats et interprétations



Figure 66: le signal de sortie du circuit comparateur

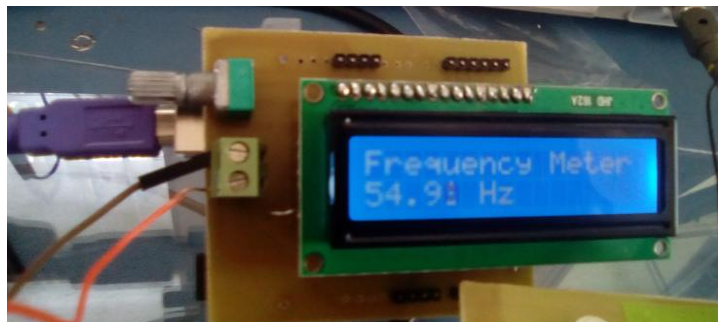


Figure 67: Vérification de l'affichage de la fréquence par LCD.

II.5 La mesure de la surdité :

II.5.1 Principe :

Un audiomètre est défini comme un appareil médical qui sert à mesurer l'acuité auditive afin de déterminer le degré de déficience. Il émet des sons d'intensités et de fréquences variables. Il permet l'exploration fonctionnelle de l'audition aérienne.

II.5.2 Réalisation :

Le son est envoyé à l'oreille par un casque placé sur la tête du patient, puis, grâce à un inverseur, on applique alternativement sur un seul écouteur le signal BF, de manière à évaluer la différence de sensibilité qui pourrait exister entre les deux oreilles. Chaque oreille est testée séparément. Cela permet de mesurer la conduction aérienne.

Il faut syntoniser le générateur sur des fréquences de référence, par exemple 100 - 300 - 500 - 1 000 - 3 000 - 5 000 - 7 000 - 10 000 – 13000 Hertz, puis, pour chacune de ces fréquences, on tourne lentement le bouton de volume, de son minimum vers son maximum, jusqu'à ce que le sujet entende la note acoustique et lève sa main.

A ce moment, on contrôle la valeur de tension et on la converti en dB et on reporte la valeur sur l'échelle logarithmique visible à [la figure 68] de façon à obtenir un graphique qui permette d'évaluer le degré de sensibilité aux diverses fréquences.

Résultats et interprétations

L'audiomètre délivre des sons purs allant des sons graves vers des sons aigus à des intensités croissantes à partir de 0 dB (l'intensité minimale qui déclenche une perception sonore pour toutes les fréquences).

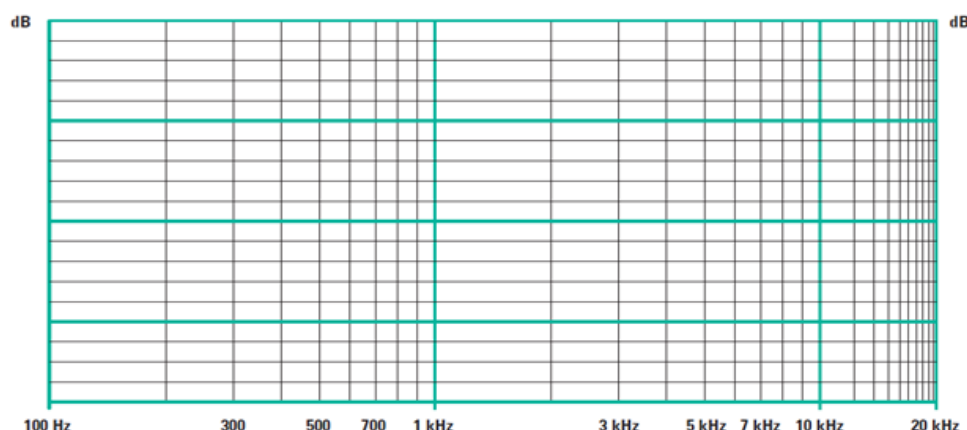


Figure 68: Un papier à tracé logarithmique pour tracer la courbe de la sensibilité auditive. [20]

II.5.3 Résultats et interprétations :

L'audiogramme est un graphique qui permet de donner une description détaillée de la capacité auditive d'une personne. Il représente le seuil auditif ; c'est à dire les sons les plus faibles que cette personne capable d'entendre à différentes fréquences.

L'axe vertical de l'audiogramme représente le volume sonore ou l'intensité qui est exprimé en dB. Plus vous descendez sur l'axe, plus le son est fort et la perte soit importante.

$$dB = 20 * \log_{10}(v_{mesurée})$$

L'axe horizontal représente le volume sonore mesuré en Hz. Plus vous déplacez sur la droite, plus les sons examinés sont aigus. Les fréquences comprises entre 500 Hertz et 3000 Hertz, sont considérées comme étant une conversation normale.

Pour tracer la courbe d'audiogramme, nous avons utilisé le logiciel **Microsoft Excel**.

Pour estimer la perte auditive provoquée par une diminution de l'audition d'une personne, les surdités sont classées en fonction de la perte moyenne.

La perte moyenne est calculée en additionnant la perte d'audition mesurée pour les fréquences 500, 1000 et 3000 Hertz puis divisée par 3. Ce calcul est fait pour chaque oreille.

II.5.4 Tests sur des différents sujets :

Pour tester notre audiomètre, nous avons appliqué l'examen d'audiométrie sur quatre sujets différents, puis nous avons prendre les valeurs d'intensité et de fréquence correspondantes à l'entend de l'onde acoustique par chaque oreille comme suivant :

On note :

OG : pour l'oreille Gauche, OD : pour l'oreille Droite.

❖ 1^{er} sujet né le 1993 :

Fréquence	100	300	500	1000	3000	5000	7000	10000	13000	22000
OG	45.10	46.02	47.95	45.57	49.54	49.54	52.04	50.10	65.10	-----
OD	40	41.58	43.52	42.92	46.02	45.10	46.84	52.86	66.02	-----

Tableau 4: Table des mesures pratiques du premier sujet.

(-----) : les tirets signifient qu'il n'y'a pas une perception de son que ce soit aiguë ou grave.

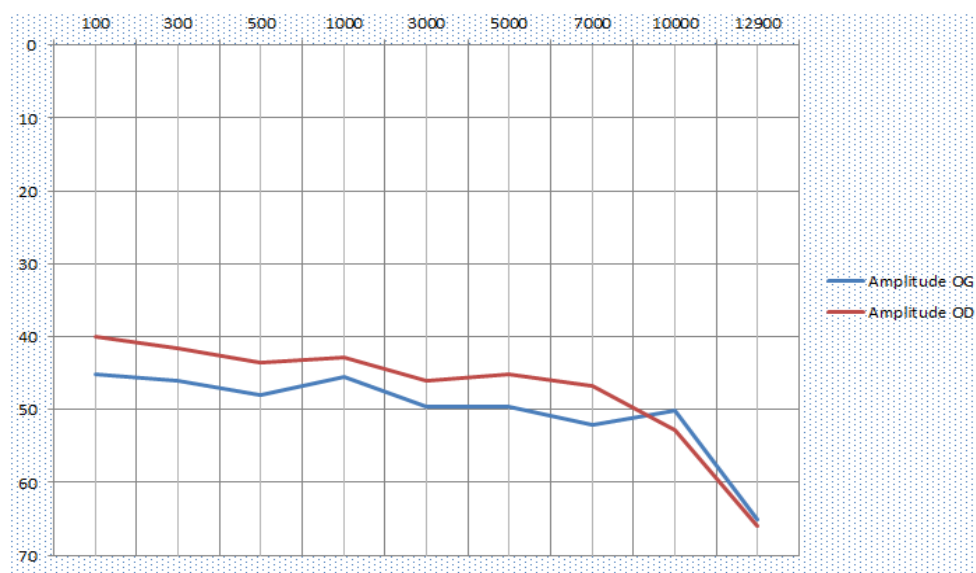


Figure 69: Audiogramme du premier sujet.

OG	OD
la perte moyenne = $\frac{47.95 + 45.57 + 49.54}{3}$	la perte moyenne = $\frac{43.52 + 42.92 + 46.02}{3}$
= 47.68 (dB)	= 44.15 (dB)

Tableau 5: Calcul de la perte moyenne du premier sujet.

Résultats et interprétations

A partir des résultats du tableau précédent [Tableau 5], nous voyons que la perte moyenne de l'oreille gauche et celle de l'oreille droite, sont supérieures à 40 dB, et comprises entre 40 et 70 dB, donc nous avons conclu que **le sujet 1** a une surdité moyenne.

❖ 2^{ème} sujet né le 1994 :

Fréquence	100	300	500	1000	3000	5000	7000	10000	13000	22000
OG	33.25	32.04	33.62	34.32	35.56	40	46.02	49.54	72.04	-----
OD	33.62	33.97	36.90	38.58	40	41.58	50.88	53.97	69.54	-----

Tableau 6: Table des mesures pratiques du deuxième sujet.

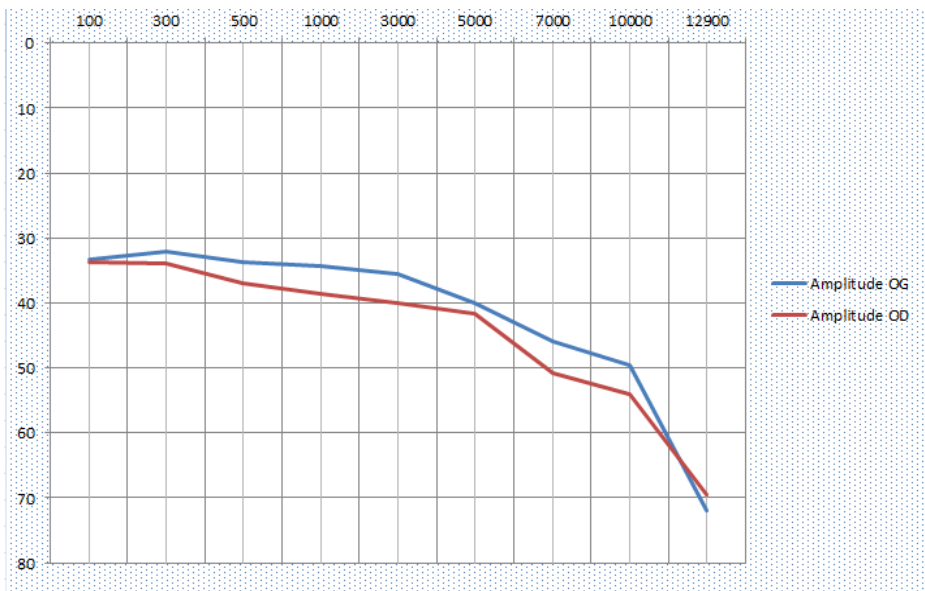


Figure 70: Audiogramme du deuxième sujet.

OG	OD
$la\ perte\ moyenne = \frac{33.62 + 34.32 + 35.56}{3}$	$la\ perte\ moyenne = \frac{36.90 + 38.58 + 40}{3}$
$= 34.50\ (dB)$	$= 38.49\ (dB)$

Tableau 7: Calcul de la perte moyenne du deuxième sujet.

A partir des résultats du tableau précédent [Tableau 7], nous voyons que la perte moyenne de l'oreille gauche et celle de l'oreille droite sont comprises entre 20 et 40 dB, donc nous avons conclu que **le sujet 2** a une surdité légère.

Résultats et interprétations

❖ 3^{ème} sujet né le 1994 :

Fréquence	100	300	500	1000	3000	5000	7000	10000	13000	22000
OG	35.56	33.97	33.62	34.32	34.64	33.97	41.58	50.62	58.58	-----
OD	39.08	39.27	36.65	34.96	35.56	36.90	42.27	52.86	65.10	-----

Tableau 8: Table des mesures pratiques du troisième sujet.



Figure 71: Audiogramme du troisième sujet.

OG	OD
$la\ perte\ moyenne = \frac{33.62 + 34.32 + 34.64}{3}$ $= 34.19\ (dB)$	$la\ perte\ moyenne = \frac{36.65 + 34.96 + 35.56}{3}$ $= 35.72\ (dB)$

Tableau 9: Calcul de la perte moyenne du troisième sujet.

A partir des résultats du tableau précédent [Tableau 9], nous voyons que la perte moyenne de l'oreille gauche et celle de l'oreille droite sont comprises entre 20 et 40 dB, donc nous avons conclu que **le sujet 3** a une surdité légère.

Résultats et interprétations

❖ 4^{ème} sujet née le 1994 :

Fréquence	100	300	500	1000	3000	5000	7000	10000	13000	22000
OG	34.32	34.96	32.86	35.56	36.12	36.12	38.06	46.02	61.58	-----
OD	31.12	33.62	32.04	32.86	33.25	32.86	44.08	60	64.08	-----

Tableau 10: Table des mesures pratiques du quatrième sujet.

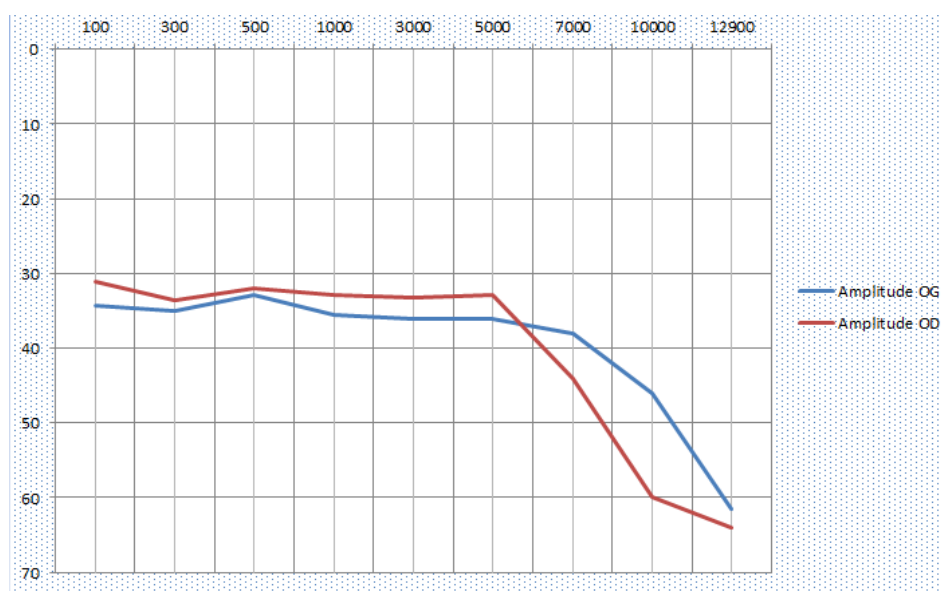


Figure 72: Audiogramme du quatrième sujet.

OG	OD
la perte moyenne = $\frac{32.86 + 35.56 + 36.12}{3}$	la perte moyenne = $\frac{32.04 + 32.86 + 33.25}{3}$
= 34.84 (dB)	= 32.71 (dB)

Tableau 11: Calcul de la perte moyenne du quatrième sujet.

A partir des résultats du tableau précédent [Tableau 11], nous voyons que la perte moyenne de l'oreille gauche et celle de l'oreille droite sont comprises entre 20 et 40 dB, donc nous avons conclu que **le sujet 4** a une surdité légère.

Comparaison entre les quatre sujets :

A partir des différents tracés et les résultats obtenus, nous avons conclu que les différents sujets testés ne sont pas tout sensible de la même manière à la gamme audio complète (c-à-dire chaque sujet a une sensibilité auditive) et qu'une oreille peut être un peu plus sourde que l'autre.

Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons testé les différents étages de notre audiomètre. Et pour vérifier s'il fonctionne correctement, nous avons fait des tests sur des différents sujets et nous avons pris leurs résultats.

L'examen d'audiométrie est le plus important test d'exploration de l'audition humaine, il est réalisé à l'aide d'un audiomètre médical qui permet d'évaluer la déficience auditive.

Conclusion générale :

Conclusion générale :

Ce projet de fin d'étude, il s'agit à l'étude et la réalisation d'un audiomètre médical. Il est constitué de deux étapes fondamentales : la première consiste à la réalisation de la carte d'audiomètre et la deuxième à la réalisation d'un circuit d'affichage à base d'un afficheur LCD qui est connecté à une carte Arduino.

Le dispositif ainsi réalisé permet alors, à travers des circuits électroniques simples, à mesurer le seuil d'audibilité et pour déterminer la sensibilité de l'oreille humaine.

Ce projet nous a permis une meilleure compréhension du système auditif, des différents mécanismes physiques et physiologiques de l'audition et des différentes techniques d'exploration auditives.

Nous avons réalisé notre audiomètre à base d'un oscillateur sinusoïdal constitué d'un amplificateur opérationnel utilisant un transistor à effet de champ et d'un circuit de réaction pour sélectionner la fréquence. Et un autre circuit qui permet d'afficher la fréquence sélectionnée.

L'appareil d'audiomètre est très important parce qu'il permet de surveiller constamment l'acuité auditive. En fonction des résultats obtenus par le test sur différents sujets (les audiogrammes), nous pourrions évaluer leurs auditions et leurs niveaux de déficience. Sur un sujet malentendant, il pourra apprécier l'utilité d'une prothèse auditive et l'orienter vers une prise en charge adéquate.

Bibliographie :

Bibliographie :

- [01] *Anatomie et fonctionnement de l'oreille*. (s.d.). Consulté le 12 27, 2017, sur Fondation Adolphe de Rothschild: <http://www.fo-rothschild.fr/soins/orl/informations-medicales/anatomie-fonctionnement-oreille.html>
- [02] M.KEDIM Mourad, M. Z. (2011, juillet 04). Etude et réalisation d'un audiomètre tonal. *mémoire*. Tlemcen, Université Abou Bekr Belkaid.
- [03] *fonctionnement du systeme auditif*. (s.d.). Consulté le 02 08, 2018, sur testauditif.org: <http://www.testauditif.org/fonctionnement-systeme-auditif/>
- [04] Elaine Marieb, K. H. (2014). *Anatomie et physiologie humaines*. France: Pearson Education France.
- [05] MUDRY, D. A. (s.d.). Consulté le 12 19, 2017, sur OTOLOGIE: <https://www.oreillemudry.ch/>
- [06] *Le fonctionnement de votre oreille*. (s.d.). Consulté le 12 19, 2017, sur Unisson: <https://www.laboratoires-unisson.com/fonctionnement-systeme-auditif.html>
- [07] Taboola. (s.d.). *L'oreille interne ou le fonctionnement de l'appareil cochléaire*. Consulté le 02 14, 2014, sur les b: <http://dangers-des-lecteurs-mp3.e-monsite.com/pages/la-perception-du-son/>
- [08] *quel-est-le-role-de-l-oreille-interne-dans-notre-equilibre*. (s.d.). Consulté le 02 14, 2018, sur systeme-auditif.emonsite: <http://systeme-auditif.emonsite.com/pages/quel-est-le-role-de-l-oreille-interne-dans-notre-equilibre.html>
- [09] Ménard, M. (2008). Exploration objective de l'audition à partir des auditory steady-state responses et adaptation à l'implant cochléaire. Université Claude Bernard – LYON 1, France.
- [10] (s.d.). Consulté le 02 16, 2018, sur VOYAGE AU CENTRE DE L'AUDITION: <http://www.cochlea.eu/cerveau-auditif>
- [11] *Pression_acoustique*. (s.d.). Consulté le 03 26, 2018, sur wikipedia: https://fr.wikipedia.org/wiki/Pression_acoustique
- [12] A.DESPOPOULOS, S. . (1990). *ATLAS DE POCHE DE PHYSIOLOGIE*. Flammarion.
- [13] *Intensité acoustique*. (s.d.). Consulté le 03 28, 2018, sur wikipedia: https://fr.wikipedia.org/wiki/Intensit%C3%A9_acoustique#cite_note-6
- [14] Yann. (s.d.). *Tout sur l'intensité sonore*. Consulté le 03 28, 2018, sur SuperProf Ressources: <https://www.superprof.fr/ressources/physique-chimie/terminale-s/ondes-periodiques/intensite-sonore.html#quest-ce-que-lintensite-sonore>

Bibliographie

- [15] Pujol, R. N. (s.d.). *CCI : PHYSIOLOGIE*. Consulté le 04 17, 2018, sur voyage au centre de l'audition: <http://www.cochlea.eu/cellules-ciliees/cellules-ciliees-internes-structure/physiologie>
- [16] Minary, J. R. (s.d.). *Exploration fonctionnelle*. Consulté le 04 24, 2018, sur Voyage au centre de l'audition: <http://www.cochlea.eu/exploration-fonctionnelle>
- [17] (s.d.). Consulté le 04 24, 2018, sur Audition et Surdité: http://anso.pagesperso-orange.fr/page_explorations.htm
- [18] Nicard, Q. (2016, juillet). Consulté le 05 01, 2018, sur <https://www.passeportsante.net/fr/parties-corps/Fiche.aspx?doc=oreille>
- [19] Dumont, A. (2008). *Orthophonie et surdité: communiquer, comprendre, parler*. Elsevier Masson.
- [20] ELECTRONIQUE, m. (s.d.). Comment tester l'audition ou, de l'utilité de l'audiomètre (1  re partie). n  30. 64-69.
- [21] ELECTRONIQUE, m. (s.d.). Un audiomètre médical. n  109. 32-40.
- [22] GUILLOTIN, F. (15 / 06 / 2015). *Les Oscillateurs en Electronique*. (INSA) Institut National des Sciences Appliquées .
- [23] *Pont de Wien*. (s.d.). Récupéré sur wikipedia: https://fr.wikipedia.org/wiki/Pont_de_Wien
- [24] *Présentation d'Arduino*. (s.d.). Consulté le 05 22, 2018, sur Zeste de savoir: https://zestedesavoir.com/tutoriels/686/arduino-premiers-pas-en-informatique-embarquee/742_decouverte-de-larduino/3414_presentation-darduino/#1-10774_quest-ce-que-cest
- [25] N.Nasri. (s.d.). *Les afficheurs LCD*. Consulté le 05 23, 2018, sur <https://fr.scribd.com/doc/35887890/Les-Afficheurs-LCD>
- [26] *Sonoth  rapie*. (s.d.). Consulté le 01 20, 2018, sur wikipedia: <https://fr.wikipedia.org/wiki/Sonoth  rapie>
- [27] *Audiomètre*. (s.d.). Consulté le 01 20, 2018, sur Wikipedia: <https://fr.wikipedia.org/wiki/Audiom%C3%A8tre>
- [28] *Harvey_Fletcher*. (s.d.). Consulté le 01 20, 2018, sur wikipedia: https://fr.wikipedia.org/wiki/Harvey_Fletcher

Bibliographie

- [29] *Alexander_Graham_Bell*. (s.d.). Consulté le 01 20, 2018, sur Wikipedia:
https://fr.wikipedia.org/wiki/Alexander_Graham_Bell
- [30] Staab, W. (June 9, 2015). *"Hearing" Testing History: Western Electric 2-A Audiometer*. Consulté le 01 13, 2018, sur HEARING, HEALTH & TECHNOLOGY MATTERS:
<http://hearinghealthmatters.org/waynesworld/2015/hearing-testing-history-western-electric-2-a-audiometer/>
- [31] *Audiometer Evolution*. (s.d.). Consulté le 01 13, 2018, sur HEARING, HEALTH & TECHNOLOGY MATTERS: <http://hearinghealthmatters.org/waynesworld/2015/audiometer-evolution/>
- [32] *A Brief History Of Hearing Aids, Part I: The Audiometer*. (s.d.). Consulté le 01 13, 2018, sur embracehearing: <https://www.embracehearing.com/blogs/hearingaidsnews/5903159-a-brief-history-of-hearing-aids-part-i-the-audiometer>

Annexes :

Annexes :

❖ La liste des composants utilisés :

➤ Circuit du générateur BF :

$R_1=1\text{ k}\Omega$	$R_{15}=3,3\text{ k}\Omega$	$C_{14}=1\text{ }\mu\text{F}$
$R_2=1\text{ k}\Omega$	$C_1=22\text{ nF}$	$C_{15}=1\text{ }\mu\text{F}$
$R_3=33\text{ k}\Omega$	$C_2=8,2\text{ nF}$	$C_{16}=1\text{ }\mu\text{F}$
$R_4=33\text{ k}\Omega$	$C_3=2,2\text{ nF}$	$C_{18}=470\text{ }\mu\text{F}$
$R_5=100\text{ k}\Omega$ pot	$C_4=680\text{ pF}$	DS1= 4148
$R_6=10\text{ k}\Omega$	$C_5=180\text{ pF}$	DS2= 4148
$R_7=22\text{ k}\Omega$	$C_6=22\text{ nF}$	IC1= Ua747
$R_8=1\text{ M}\Omega$	$C_7=8,2\text{ nF}$	TR1= NPN BC 547
$R_9=22\text{ k}\Omega$	$C_8=2,2\text{ nF}$	FT1= BF 245
$R_{10}=1\text{ k}\Omega$	$C_9=680\text{ pF}$	DSW1=Dip-Switch 6 pos
$R_{11}=10\text{ k}\Omega$ pot	$C_{10}=180\text{ pF}$	DSW2=Dip-Switch 6 pos
$R_{12}=100\text{ k}\Omega$	$C_{11}=100\text{ }\mu\text{F}$	Interrupteur
$R_{13}=1\text{ k}\Omega$	$C_{12}=100\text{ nF}$	Bornier 1
$R_{14}=390\text{ }\Omega$	$C_{13}=1\text{ }\mu\text{F}$	Bornier 2

➤ Circuit d'amplificateur-audio :

$R_{16}=10\text{ k}\Omega$ pot	IC2= LM 386
$R_{17}=10\text{ k}\Omega$	SW1= Inverseur
$C_{17}=100\text{ nF}$	Prise casque
$C_{19}=1000\text{ }\mu\text{F}$	Casque Stéréo

➤ Circuit d'affichage de fréquence :

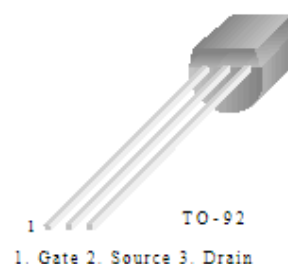
$R_{18}=1\text{ k}\Omega$	LCD1= afficheur LCD (16*2)
$R_{19}=1\text{ k}\Omega$	Une Carte Arduino
$R_{20}=1\text{ k}\Omega$ pot	Bornier 3
$C_{20}=100\text{ nF}$	

❖ BF 245 Datasheet

BF245A/BF245B/BF245C

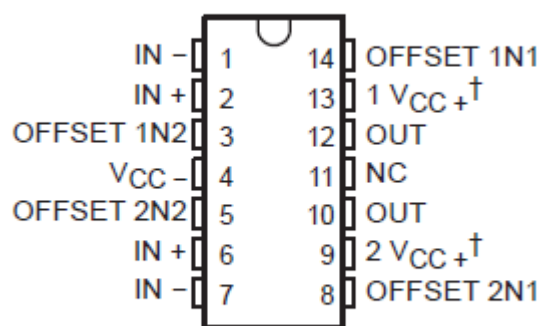
N-Channel Amplifiers

- This device is designed for VHF/UHF amplifiers.
- Sourced from process 50.



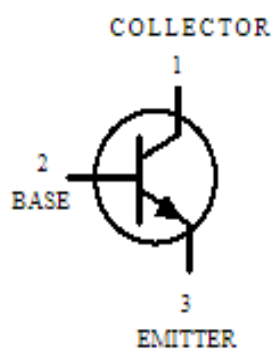
❖ uA 747 Datasheet :

D, J, N, OR W PACKAGE (TOP VIEW)



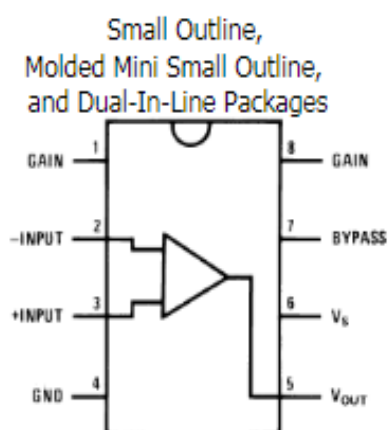
uA747m . . . FK PACKAGE (TOP VIEW)

❖ NPN BC 547 Datasheet :

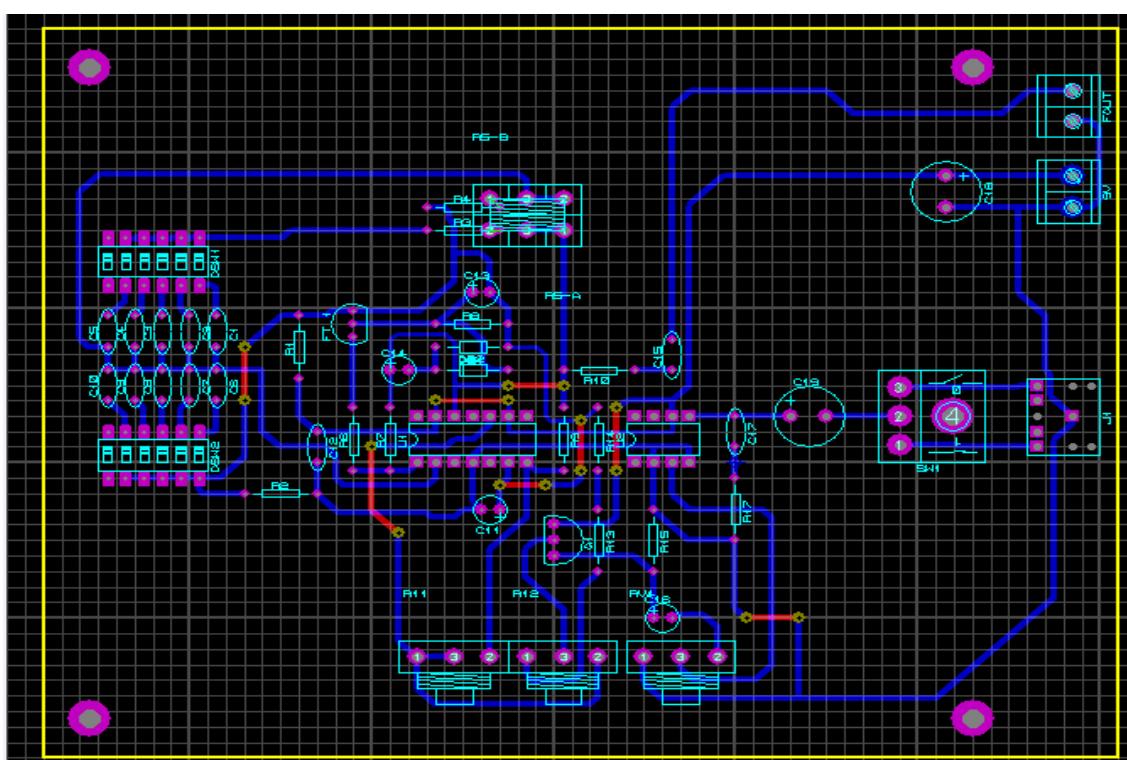


CASE 29-04, STYLE 17
TO-92 (TO-226AA)

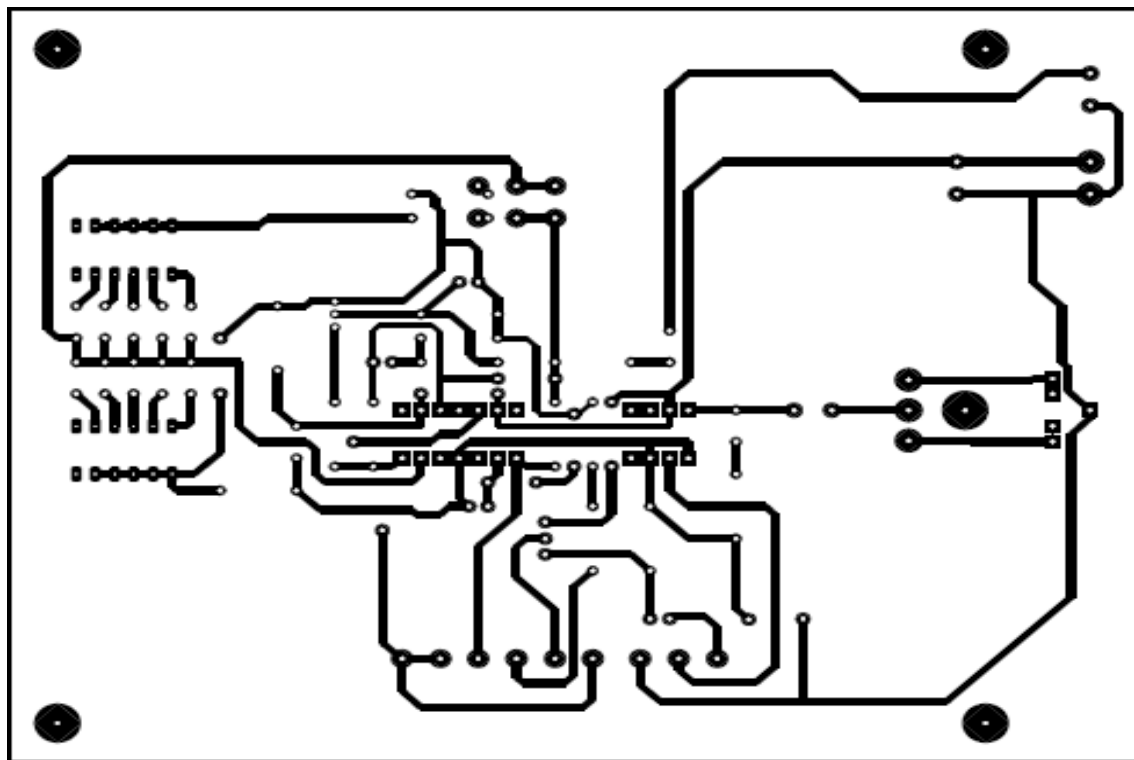
❖ LM 386 :



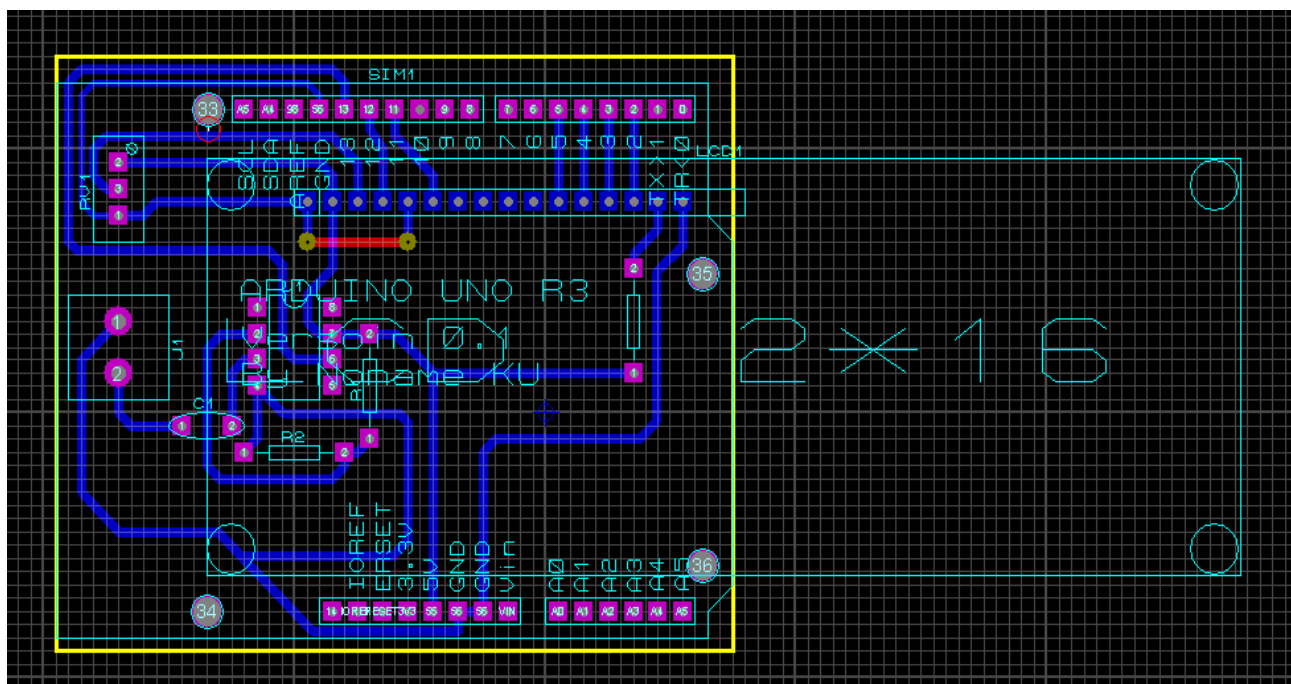
❖ Le circuit imprimé de l'audiomètre (coté composant).



❖ Le circuit imprimé de l'audiomètre (coté soudure)



❖ Le circuit imprimé de l'afficheur de la fréquence (coté composants).



- ❖ Le circuit imprimé de l'afficheur du fréquence (coté soudure).

