



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 : ADA ABIR

LE PEA et l'ASSR pour le diagnostic précoce de la surdité

Soutenu le 10/03/2021 devant le Jury

M.	DIB Nabil	Université de Tlemcen	Président
M.	KERAI SALIM	Université de Tlemcen	Encadreur
M.	DEBBAL S M	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2020-2021

Remerciements

Je remercie Dieu le tout puissant de m'avoir donné la capacité d'écrire et de réfléchir, la force d'y croire, la patience, le courage d'aller jusqu'au bout du rêve et la volonté de parvenir à la fin de mon parcours universitaire et d'accomplir ce travail.

Je tiens à présenter ma gratitude et ma profonde reconnaissance à mon encadrant Mr KERAI S pour sa patience, sa disponibilité et son soutien durant toute la période du travail et surtout pour ses judicieux conseils qu'ils ont attribués à alimenter ma réflexion et mener mon travail à bon port. Qu'il trouve dans ce travail un hommage vivant à sa haute personnalité.

Mes vifs remerciements vont à Mr DIB N pour l'honneur qu'il me fait en acceptant de présider le jury de soutenance. Je remercie également Mr DEBBAL S M pour l'intérêt qu'il a porté à ce travail en acceptant de l'examiner. Je remercie tous mes enseignants durant toute ma formation ainsi le personnel administratif du Département de Génie Biomédical.

Enfin, un merci tout particulier à ma famille qui m'a toujours soutenue et à toute personne qui a aidé de près ou de loin dans ce travail laborieux et de longue haleine, trouvez ici l'expression de mes vives reconnaissances et remerciement.

Dédicace

Grâce à Dieu j'ai pu finir ce modeste travail et je le dédie à :

Mes chers parents :

A Ma mère

Pour son amour, son soutien et ses précieux conseils. Pour sa présence dans ma vie et ses prières, aucune dédicace ne saurait être assez éloquente pour exprimer ce qu'elle mérite. Puisse Dieu le tout puissant te donner santé et longue vie afin que je puisse te combler à mon tour...

A Mon père

Pour les valeurs nobles et le soutien permanent. Aucun mot ne saurait exprimer mon respect, ma considération et amour. Pour tous les efforts et les sacrifices qu'il n'a cessé de consentir pour mon instruction et mon bien-être. Que Dieu te préserve et te procure Santé, bonheur et longue vie.

A Mon frère AYMEN et ma sœur AYA Pour leur soutien et encouragement ; Je vous dédie ce travail avec tous mes vœux de bonheur, de santé et de réussite.

A chaque membre de la famille Ada et Ould Ahmed, ma famille.

A Tous mes ami(e)s et leurs familles et Toutes personnes qui m'aime et que j'aime.

Sommaire

Remerciement.....	1
Dédicace	3
Listes des figures	6
Liste des tableaux	9
Introduction générale.....	11
Chapitre 01 :oreille et technologies auditives.....	13
Introduction	14
Partie 1.....	14
1. Anatomie et physiologie de l'oreille.....	14
A. Partie externe.....	14
B. Partie moyenne	15
C. Partie interne.....	15
2. Physiologie de l'audition	15
3. Pathologie	16
A. La surdité.....	16
B. Classification des surdités	16
Partie 2.....	17
1. Technologies auditives de diagnostic.....	17
A. Les tests objectifs	17
a. OEA	17
b. L'impédancemétrie	17
c. PEA.....	18
d. ASSR.....	18
B. Les tests subjectifs.....	18
a. Acoumétrie	19
i. Acoumétrie phonique	19
ii. Acoumétrie instrumentale	19
b. Audiométrie	19
a. Audiométrie tonale	20
b. Audiométrie vocale	20
2. Les technologies auditives de thérapie	21
A. Les aides auditives conventionnelles :prothèses auditives	21
a. Le contour d'oreille ouvert.....	21
b. Le contour d'oreille conventionnel.....	21
c. Le contour d'oreille déporté	22
d. L'intra-auriculaire	22
e. Les lunettes auditives	22
B. Les implants.....	23
a. Les aides auditives à ancrage osseux	23
b. L'implant de l'oreille moyenne.....	23

c. l'implant cochléaire.....	24
d. l'implant sur le tronc cérébral.....	24

Conclusion.....	24
-----------------	----

Chapitres 02 :conceptiondes étages du dispositif25

Introduction	26
--------------------	----

2. Le (PEA).....	26
------------------	----

3. schéma synoptique	27
----------------------------	----

a. Les électrodes.....	27
------------------------	----

b. Amplification	28
------------------------	----

i. Tension en mode commun et son origine.....	29
---	----

ii. Taux de réjection de mode commun	29
--	----

c. Etage du filtrage	31
----------------------------	----

Contenu fréquentiel du PEA	31
----------------------------------	----

Choix des filtres	31
-------------------------	----

i. Filtre passe bas.....	31
--------------------------	----

ii. Filtre passe haut.....	34
----------------------------	----

iii. Filtre passe bande	37
-------------------------------	----

Conclusion.....	41
-----------------	----

Chapitre 03:simulation et tests42

Introduction	43
--------------------	----

1. Simulation de l'étage de filtrage	43
--	----

a. Filtre passe bas.....	43
--------------------------	----

b. filtre passe haut	45
----------------------------	----

c. Filtre passe bande1.....	47
-----------------------------	----

d. Filtre Passe Bande 2.....	47
------------------------------	----

e. Filtre Total	48
-----------------------	----

2. la réponse sur tout le circuit.....	49
--	----

Conclusion	50
------------------	----

Conclusion générale.....	51
--------------------------	----

Bibliographie.....	53
--------------------	----

Annexes	55
---------------	----

Résumé	62
--------------	----

Liste des figures

Figure 1: Schéma de l'oreille.	14
Figure 2: classification des surdités.	16
Figure 3: exemple d'un résultat du tympanogramme.	17
Figure 4: Exemple d'un enregistrement PEA.	18
Figure 5: les diapasons.	19
Figure 6: Exemple de résultat en audiométrie tonale.	20
Figure 7: Exemple de résultats en audiométrie vocale.	20
Figure 8: Le contour d'oreille ouvert.	21
Figure 9: Le contour d'oreille conventionnel.	21
Figure 10: Le contour d'oreille à écouteur déporté.	22
Figure 11: L'intra-auriculaire.	22
Figure 12: Les lunettes auditives.	22
Figure 13: implant à ancrage osseux.	23
Figure 14: implant de l'oreille moyenne.	23
Figure 15: implant cochléaire.	24
Figure 16: implant sur tronc cérébral.	24
Figure 17: exemple d'un enregistrement PEA	26
Figure 18: circuit électronique du PEA.	27
Figure 19: Électrodes	27
Figure 20: Emplacement des électrodes du PEA	28
Figure 21: configuration de l'amplificateur d'instrumentation..	28
Figure 22: La détection du signal à travers deux électrodes.	29
Figure 23: Structure élémentaire de l'amplificateur différentiel.	30
Figure 24: Filtre passe bas Sallen Key de deuxième ordre	31
Figure 25: Module et phase de la réponse d'un seul Filtre passe-bas.....	32
Figure 26: Module et phase de la réponse du filtre passe bas du deuxième ordre.....	33
Figure 27: différence entre le filtre passe bas du premier et du deuxième ordre.	34
Figure 28: Filtre passe haut Sallen Key de deuxième ordre.	34
Figure 29: module et phase d'un seul filtre passe-haut.....	35
Figure 30: Module de la réponse du filtre passe haut du deuxième ordre.....	36
Figure 31: La différence entre le filtre passe –haut et passe haut doublé.	37
Figure 32: filtre passe- bande 1.	37
Figure 33: Module et phase de la réponse du filtre passe bande 1.....	38

Figure 34: deuxième filtre passe bande.	38
Figure 35: Module et phase de la réponse du deuxième filtre passe bande	39
Figure 36: module et phase de la réponse des filtres du circuit.	40
Figure 37: module et phase de la réponse de tout le circuit	41
Figure 38: circuit électronique du PEA	43
Figure 39: simulation d'un seul filtre passe bas.	44
Figure 40: Simulation du filtre passe bas du deuxième ordre	44
Figure 41: Réponse en fréquence d'un seul Filtre passe-bas simulé par ISIS.....	45
Figure 42: Réponse en fréquence sous ISIS du filtre passe bas du deuxième ordre.....	45
Figure 43: simulation d'un seul filtre passe haut	45
Figure 44: réponse en fréquence du filtre passe haut (premier ordre).....	46
Figure 45: Simulation d'un filtre passe haut du deuxième ordre.....	46
Figure 46: Réponse en fréquence sous ISIS : Module dB et la phase de filtre passe-haut	46
Figure 47: Filtre passe bande 1 simulé par ISIS	47
Figure 48: La réponse en fréquence de filtre passe bande 1 simulé par ISIS	47
Figure 49: simulation du filtre passe bande	47
Figure 50: Réponse en fréquence du filtre passe bande.	48
Figure 51: Simulation de l'étage du filtrage	48
Figure 52: La réponse en fréquence des trois filtres simulée par ISIS.....	49
Figure 53: Circuit PEA.	49
Figure 54 : La réponse sur tout le circuit	50
Figure 55 : simulation de l'étage de filtrage et visualisation avec oscilloscope.....	50
Figure 56 : résultats pour 100 Hz	51
Figure 57 : résultats pour 1000 Hz	51
Figure 58 : résultats pour 4000 Hz	52

Liste des tableaux

Tableau 1: valeurs des résistances	30
Tableau2: valeurs des Capacités.....	30

Introduction générale

Introduction générale

une déficience auditive mène à des troubles de parole et communication, un retard dans la compréhension du langage, un désavantage éducatif, une séparation sociale et stigmatisation .De nombreuses recherches se sont donc intéressées au diagnostic précoce de la surdité par des méthodes objectives de diagnostic qui ne nécessitent pas la coopération du patient, citons le PEA aussi appelé La réponse auditive du tronc cérébral ,c'est un signal de potentiel électrique émanant du cerveau en présence d'un stimulus sonore .

C'est dans ce cadre que s'inscrit ce projet de fin d'étude qui consiste à étudier et réaliser un circuit électronique capable de détecter le potentiels  voques auditifs .Pour cela, le travail va être réparti comme suit:

Dans le premier chapitre, on va débuter par une description de l'anatomie et la physiologie du système auditif puis on va détailler et expliquer les différentes technologies de diagnostic objectives et subjectives et de thérapie.

Dans le deuxième chapitre, on va s'intéresser au PEA, à la description et l'étude des différents étages électroniques permettant la réalisation du circuit avec le logiciel Matlab.

Le troisième chapitre sera consacré à la simulation et l'étude du système. On présentera notre circuit avec les différents outils utilisés ainsi que les résultats obtenus.

On terminera par une conclusion générale.

Chapitre 1

Introduction

L'ouïe est la capacité de percevoir des sons, c'est l'un des cinq sens qui nous relient à la vie dont chaque sens correspond à un organe.

L'oreille est l'organe de l'audition et l'un des éléments nécessaire pour assurer l'équilibre du corps, elle sert à enregistrer les ondes sonores et les convertir en impulsions électriques, ces derniers sont transmis vers le cerveau pour les décoder. Pour comprendre ce fonctionnement, il faut tout d'abord connaître la structure anatomique de l'oreille.

L'exploration fonctionnelle de l'audition permet de localiser les troubles de l'organe de l'audition et de définir le type et le degré afin de choisir la stratégie thérapeutique la mieux approprié.

Ce chapitre comporte deux parties ; dans la première partie on va décrire brièvement la structure anatomique de l'oreille, et en deuxième partie on va étudier les différentes techniques d'exploration fonctionnelle de l'audition et leurs importances dans l'évaluation de l'acuité auditive ainsi que les technologies auditive de thérapie.

Partie 1

1. Anatomie et physiologie de l'oreille

L'oreille est l'étape initiale dans le parcours du traitement de l'information acoustique, elle est située 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 peut décomposer l'oreille en trois parties. [1]

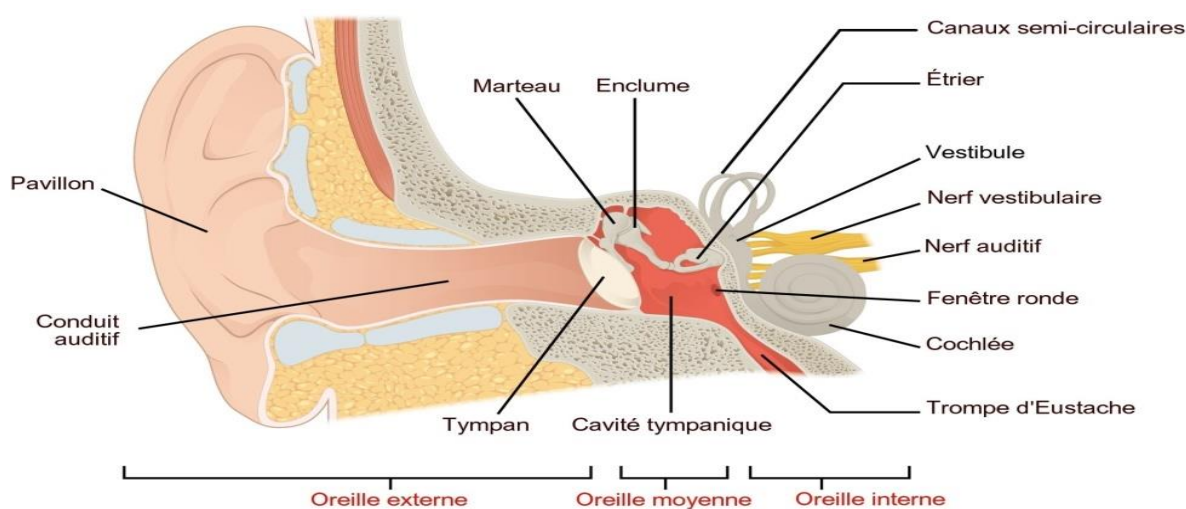


Figure 1 : Schéma de l'oreille.

A. La partie externe

Composée du pavillon, un conduit auditif externe fermé à l'aide du tympan et une membrane élastique. Elle a pour rôle de capter les sons et de les transmettre à l'oreille moyenne. Elle a également un rôle d'amplification des sons.

Le pavillon est la partie visible de l'oreille, il permet de capter et de canaliser les ondes sonores vers le conduit auditif.

Le conduit auditif dirige les ondes jusqu'au tympan. C'est un petit tuyau de 0,5 à 1 cm de diamètre et de 2 à 4 cm de longueur, creusé dans l'os temporal. Il joue le rôle d'un pré-filtre.

B. La partie moyenne

L'oreille moyenne contient les osselets, ils relient le tympan à la fenêtre ovale et assurent la transmission des vibrations du tympan. C'est une cavité prolongée en avant par la trompe d'Eustache qui mène au pharynx : à chaque déglutition, elle équilibre la pression entre l'oreille moyenne et le milieu extérieur pour assurer la mobilité du tympan. En arrière, l'oreille moyenne est reliée aux cellules mastoïdiennes creusées dans l'os temporal.

L'oreille Moyenne permet de réaliser une adaptation d'impédance du signal, protéger l'oreille interne des sons d'une grande intensité et le filtrage passe haut pour favoriser le spectre de la voix.

C. La partie interne

Elle comprend une cavité rigide de forme complexe : le labyrinthe osseux. Dans celui-ci, un organe souple et creux flotte : le labyrinthe membraneux. Il contient l'endolymphe et la périlymphe. L'endolymphe occupe la cavité interne du labyrinthe membraneux, et la périlymphe, l'espace externe, le séparant du labyrinthe osseux. Afin que la périlymphe ne s'écoule pas dans l'oreille moyenne, deux membranes sont présentes : la fenêtre ovale et la fenêtre ronde.

Le labyrinthe contient deux parties : le vestibule et la cochlée.

- Le vestibule membraneux comprend deux cavités nommées utricule et saccule, et trois canaux semi-circulaires.

Le rôle du vestibule réside dans l'équilibre. Les canaux occupent la plus grande partie de l'oreille interne. Chacun contient un liquide et des cils sensitifs liés à des cellules réceptrices transmettant les informations jusqu'au cervelet. Les récepteurs du vestibule sont sensibles à :

- la pesanteur : les influx vestibulaires tendent à rectifier une position inhabituelle de la tête. En l'absence de labyrinthe, il est impossible de se tenir debout.
- aux accélérations : les impressions que l'on ressent en tournant sur soi-même sont dues aux déplacements de l'endolymphe puis à l'activation des récepteurs.
- La cochlée est divisée en trois parties par deux membranes : la rampe vestibulaire, aboutissant à la fenêtre ovale, la rampe tympanique, aboutissant à la fenêtre ronde, et le canal cochléaire, situé entre les deux rampes. Le récepteur cochléaire est portée par la membrane basilaire qui sépare le canal cochléaire de la rampe tympanique. Les nerfs cochléaire et vestibulaire s'unissent pour former le nerf auditif appelé VIII. Ses fibres transmettent des signaux vers le tronc cérébral et le cortex auditif [2].

La conversion de l'énergie mécanique en énergie électrique s'effectue au niveau de la cochlée. Les cellules ciliées externes vont moduler l'information mécanique arrivant aux cellules ciliées internes. Un codage des informations sonores en fonction de leur fréquence et de leur intensité est réalisé à ce niveau.

2. Physiologie de l'audition

Le son est une vibration mécanique qui se propage dans l'air avec une intensité (mesurée en décibels) et une fréquence. L'oreille humaine normale peut entendre sur un intervalle fréquentiel allant de 20 à 20000 Hertz.

Lorsqu'un son arrive à proximité de l'oreille, après avoir passé le pavillon, les osselets transmettent et amplifient les vibrations du tympan à la fenêtre ovale. Il s'ensuit un mouvement de houle de la périlymphe : chaque fois que la fenêtre ovale se déprime, la fenêtre ronde se bombe, et inversement. Cela va déformer le canal cochléaire et faire vibrer les fibres élastiques de la membrane basilaire. La vibration de ces fibres excite une partie de la cochlée. C'est ainsi que l'on obtient un influx nerveux [2].

3. Pathologie

La perte de l'audition est caractérisée par une baisse de l'acuité auditive résultant en une perception altérée de l'intensité sonore ou perte auditive totale.

A. La surdité

C'est une élévation du seuil de perception des sons caractérisée par l'intensité de la déficience auditive, par le caractère de l'atteinte (unilatéral ou bilatéral) et en fonction de la localisation anatomique de l'atteinte. Il existe des surdités de transmission, dues à une atteinte de l'oreille externe ou moyenne, des surdités de perception liées à des atteintes de l'oreille interne, du nerf auditif ou des voies nerveuses centrales de l'audition. Les surdités mixtes associent les deux mécanismes. La surdité peut exister à la naissance, ou s'installer brusquement après une maladie, ou encore apparaître de façon progressive sans cause apparente. [3]

B. Classification des surdités

En fonction du déficit auditif :

- **Audition normale** : déficit inférieur à 20 dB. La parole est perçue sans difficulté.
 - **Surdité légère** : de 20 à 39 dB de déficit auditif. Certains éléments de la parole courante ne sont pas identifiés.
 - **Surdité moyenne** : de 40 à 69 dB de déficit auditif. Le seuil vocal se situe dans la zone d'intensité de la parole.
 - **Surdité sévère** : de 70 à 89 dB de déficit auditif.
 - **Surdité profonde** : plus de 90 dB de déficit auditif.
- Le niveau de 40 dB constitue le premier niveau majeur de handicap. On ne perçoit pas la parole à moins que l'interlocuteur n'élève la voix.
 - À 90 dB, aucune parole n'est perçue. Les surdités profondes sont constituées de trois groupes de gravité croissante : le groupe I (déficit auditif supérieur à 90 dB), le groupe II (supérieur à 100 dB) et III (au-delà de 110 dB). [3 ; 4 ; 5].

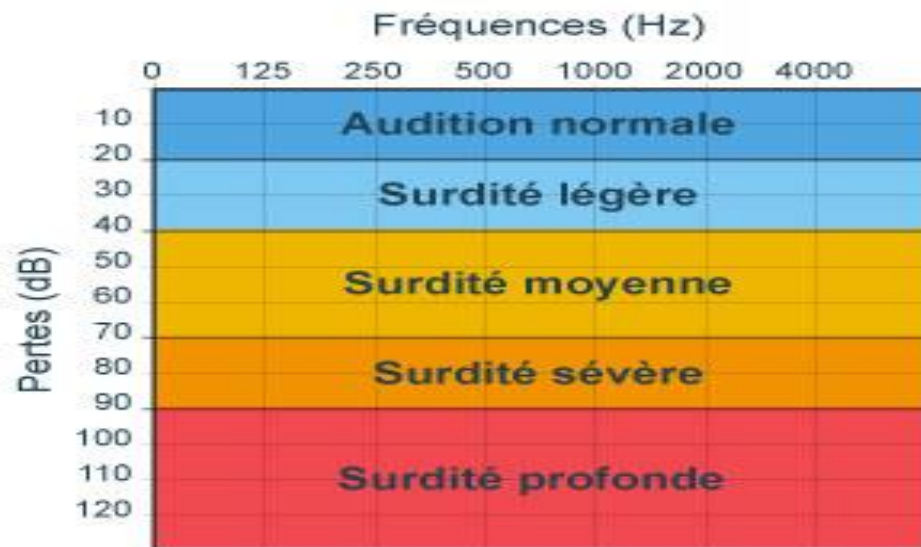


Figure 2 : classification des surdités

Partie 2

1. Les technologies auditives de diagnostic

L'exploration fonctionnelle auditive permet d'évaluer l'acuité auditive du patient pour détecter les troubles de l'audition, de chercher la cause et de tester l'oreille après un traitement médicale, chirurgical ou prothétique. Il existe deux types d'examens ; les tests objectifs basées sur l'enregistrement de l'activité électrique des relais auditifs et ne font pas appel à la coopération du patient. Cependant, les tests subjectives font intervenir la perception auditive du sujet et nécessitent sa participation.

A. Les tests objectifs

a. OEA

Les OEA (Oto-Emissions Acoustiques) sont de faibles sons émis naturellement par la cochlée découverts en 1979 par David Kemp, elles correspondent au test mesurant la fonction auditive grâce à la vérification de l'intégrité des cellules ciliées externes.

Cette technique permet un dépistage rapide et non-invasif mais seuls les sujets dotés de cellules ciliées saines sont capables de produire ces OEA.

Afin d'enregistrer les OEA on place une sonde constituée d'un écouteur miniaturisé au niveau du conduit auditif externe pour délivrer le son entrant et d'un microphone pour les recueillir.

Il existe des appareils simplifiés et automatisés dans le domaine du dépistage de la surdité ayant des algorithmes statistiques qui détectent systématiquement la présence ou de l'absence d'OEA. Le principe est de définir un seuil d'intensité au-dessus duquel les OEA seront considérées comme étant présentes. [8] [6 ; 7].

b. L'impédancemétrie

C'est une méthode d'exploration fonctionnelle permettant de caractériser par voie non invasive les propriétés acoustiques de l'oreille moyenne et contrôler l'état de fonctionnement du tympan et de l'oreille moyenne par la mesure de l'absorption du tympan en réaction à un son en plaçant dans le conduit auditif externe une sonde qui émet un son sur le tympan. Une partie du son émis est absorbée, alors qu'une autre partie est réfléchiée et captée par un microphone. Les résultats de la tympanométrie sont portés sur un graphique appelé « tympanogramme ». [9]

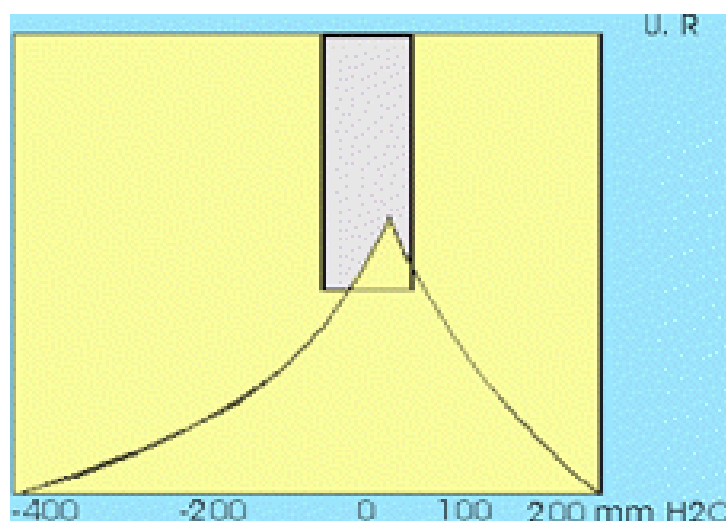


Figure 3 : exemple d'un résultat du tympanogramme.

c. PEA

C'est un examen objectif permettant l'étude des voies nerveuses auditives de l'oreille et du cerveau. C'est une méthode non invasive de dépistage permettant de quantifier une perte auditive. Il est pratiqué chez les nouveau-nés, les adultes ainsi que dans le bilan des accidents vasculaires cérébraux (AVC), des comas, des traumatismes crâniens...

Le seuil de perception se détermine par l'intensité minimale de stimulation permettant d'obtenir une réponse identifiable. Chaque réponse est caractérisée par sa forme, son amplitude et sa latence. [6][10]

Afin de réaliser ce test des électrodes sont placées, le patient doit être placé dans une cabine insonorisée. Les électrodes sont soumises à des stimulations acoustiques avec des niveaux sonores variables.

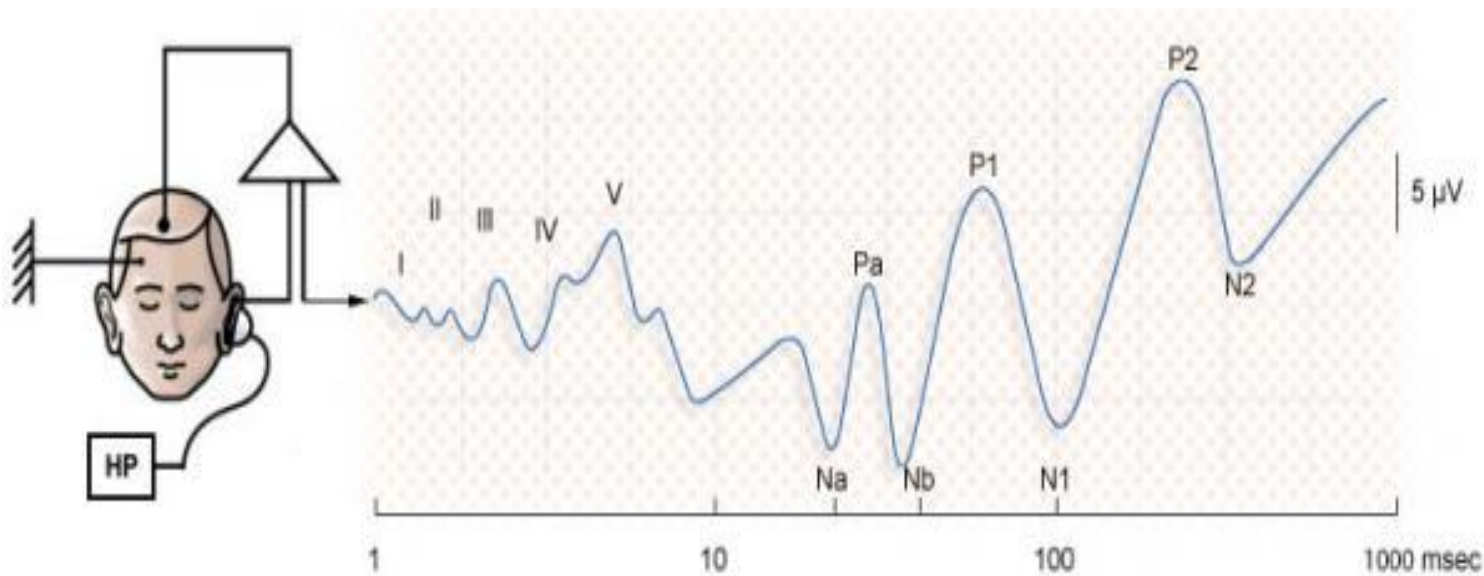


Figure 4: Exemple d'un enregistrement PEA

d. ASSR

L'ASSR signifie « PEA en régime stationnaire ». C'est une méthode dérivée des PEA qui consiste à mesurer dans l'enregistrement EEG d'un sujet, une activité périodique induite par un stimulus auditif précis et continu dans le temps. Le matériel nécessaire est celui utilisé en PEA. La réponse est reçue par des électrodes de surface et traduite dans le domaine fréquentiel.

L'ASSR estime le seuil auditif de manière objective à plusieurs fréquences. Cet examen permet de compléter les données du PEA et constitue un outil diagnostique important notamment pour les surdités sévères et profondes. [6][11]

B. Les tests subjectifs

Ce sont des examens réalisés en coopération avec patient. Il s'agit de l'acoumétrie (l'épreuve de Weber et de Rinne) et l'audiométrie.

a. Acoumétrie

C'est un simple examen subjectif permettant d'étudier la qualité et la capacité auditif et la présence d'une surdité (transmission/perception). On distingue deux types d'acoumétrie :

i. Acoumétrie phonique

On demande au patient de répéter des mots chuchotés et prononcés à voix normal pour savoir la limite pour laquelle il peut sans aucune difficulté répéter correctement les mots et on compte le pourcentage de bonnes réponses.

ii. Acoumétrie instrumentale

Il s'agit d'évaluer le seuil auditif en utilisant des diapasons calibrés en fréquences de 250 à 500 Hz par deux tests : le test de Weber et le test de Rinne.

- Le test de WEBER : Un diapason en vibration est placé sur le front du sujet qui perçoit une vibration sonore
- L'épreuve de RINNE : On compare entre la conduction aérienne (CA) et la conduction osseuse (CO). [8]

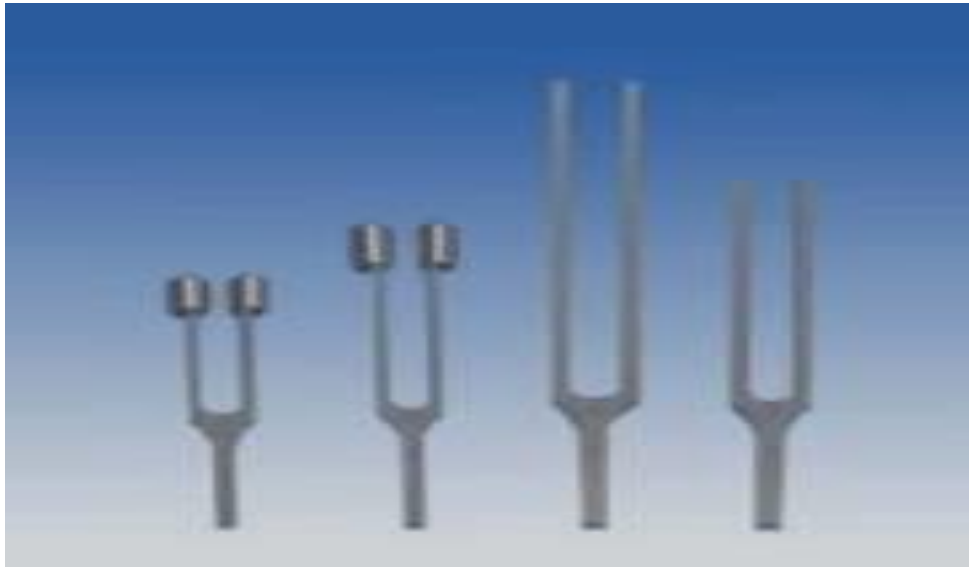


Figure 5: les diapasons

b. Audiométrie

C'est un test subjectif non invasif et non douloureux qui sert à déterminer le seuil cet examen consiste à générer des sons à fréquence et intensités variables et les appliquer au sujet à travers un casque d'écoute.

Le médecin fait entendre des sons à des fréquences et intensités différentes au patient qui à son tour signale ceux qu'il entend. Les résultats sont reportés sur un graphe d'intensité en fonction de la fréquence "audiogramme" et peuvent varier selon l'attention et la participation du patient. Il existe deux types d'examen audiométrique :

i. Audiométrie tonale

Cet examen permet de déterminer le seuil d'audition de chaque oreille en conduction aérienne et osseuse par des stimulations de fréquences et intensités variables. Un casque d'écoute est placé sur le conduit auditif externe pour le test de conduction aérienne. Cependant, pour le test de conduction osseuse, on pose un vibreur osseux sur la mastoïde de l'oreille testé. Le test est effectué de la même façon qu'en conduction aérienne.

On commence par la meilleure oreille en fixant une fréquence et un balayage d'intensité de -10 dB à 120 dB avec un pas de 5 dB jusqu'à ce que le patient perçoive le son, on lui demande de signaler la plus faible intensité dont il arrive à discerner pour toutes les fréquences fixées par le médecin. La bande fréquentielle utilisée varie de 125 Hz à 8000 Hz.

En général le test débute à 1000 Hz pour familiariser le patient avec l'examen, on poursuit par les fréquences aiguës en ordre croissant, on ajuste le seuil à 1000 Hz et on termine par les fréquences graves en ordre décroissant. La même procédure est effectuée pour l'oreille controlatérale. [12]

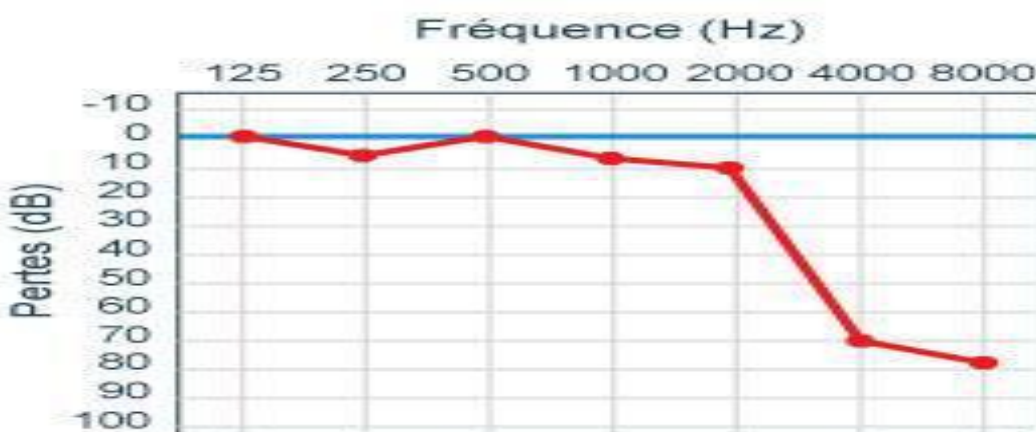


Figure 6: Exemple de résultat en audiométrie tonale

ii. Audiométrie vocale

L'audiométrie vocale est le test complémentaire à l'audiométrie tonale, c'est la mesure de l'intelligibilité de la parole et la connaissance de langage pour différencier les distorsions d'origine endocochléaire des atteintes centrales de l'audition. Le test consiste à envoyer une liste de mots monosyllabique ou dissyllabique que le sujet doit correctement répéter, on compte le pourcentage de bonnes réponses.

Les résultats sont portés sur un graph qui représente le pourcentage (%) de mots répétés correctement en fonction de l'intensité en dB. [12]

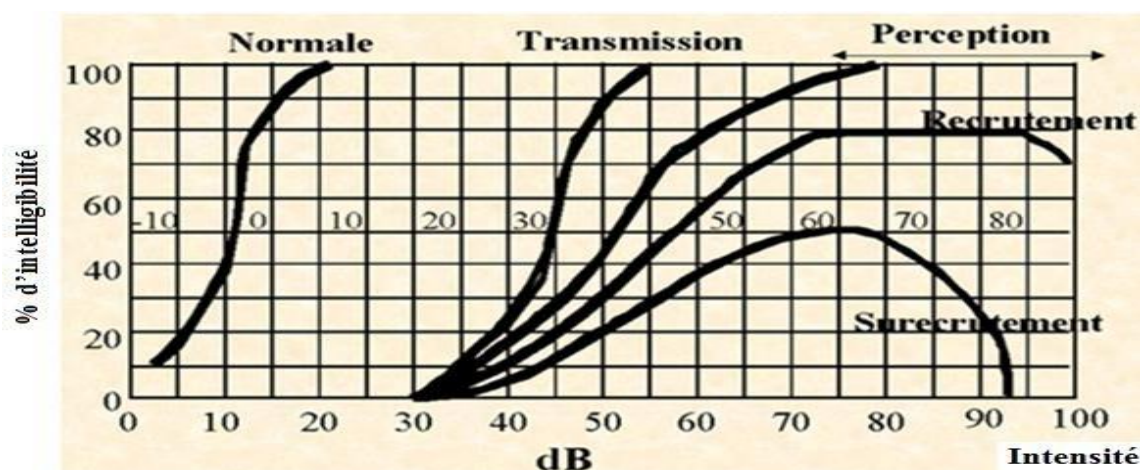


Figure 7: Exemple de résultats en audiométrie vocale

2. Les technologies auditives de thérapie

Les aides auditives sont un élément important pour que le cerveau reçoive les informations nécessaires afin de permettre le développement normal de la parole et du langage chez l'enfant atteint de la surdité. Le choix des aides auditives ne dépend pas seulement du degré et du type de perte auditive, mais aussi des besoins supplémentaires, tels que l'environnement scolaire...

A. Les aides auditives conventionnelles : Prothèses Auditives

Les aides auditives conventionnelles transmettent le son aux patients par conduction aérienne, elles sont les plus répandues chez les patients souffrant de déficience auditive.

Le son est capté par un ou plusieurs microphones, le signal est traité par un microprocesseur, amplifié en fonction de la perte auditive du patient puis retransmis dans le conduit auditif externe à l'aide d'un écouteur

a. Le contour d'oreille ouvert

Ce type convient aux surdités localisées sur les fréquences médiums à aiguës



Figure 8 : Le contour d'oreille ouvert

b. Le contour d'oreille conventionnel

Constitué de 2 microphones permettant une adaptabilité en milieu bruyant



Figure 9 : Le contour d'oreille conventionnel

c. Le contour d'oreille à écouteur déporté

C'est un écouteur placé dans le conduit pour un son directement envoyé vers le tympan



Figure 10 : Le contour d'oreille à écouteur déporté

d. L'intra-auriculaire



Figure 11 : L'intra-auriculaire

e. Les lunettes auditives

Pour les surdités légères à moyennes



Figure 12: Les lunettes auditives

B. Les Implants

a. Les aides auditives à ancrage osseux

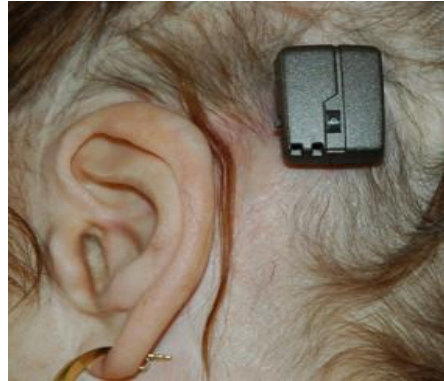


Figure 13 : implant à ancrage osseux

Les aides auditives par conduction osseuse pallient des surdités de transmission causées par des pathologies de l'oreille moyenne. L'oreille interne restant fonctionnelle, l'objectif est de court-circuiter l'oreille externe et l'oreille moyenne. Elles sont constituées d'une vis en titane implantée dans le crâne.

Le son est capté par le microphone, amplifié et transformé en vibrations mécaniques puis transmis au crâne et à la cochlée par l'intermédiaire de la vis en titane.

b. L'implant de l'oreille moyenne

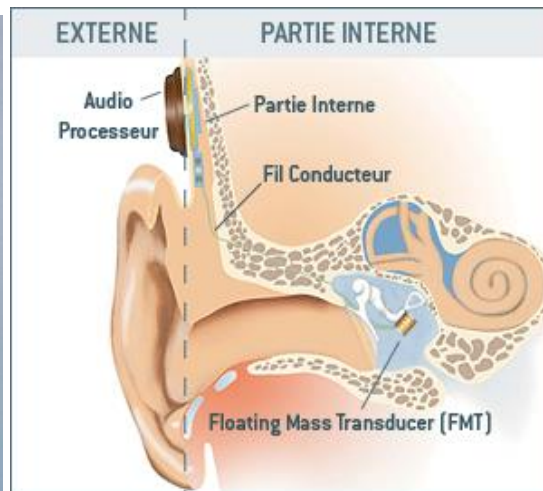


Figure 14 : implant de l'oreille moyenne

C'est un ensemble électro-acoustique d'amplification des sons dans lequel le vibreur piézoélectrique ou électromagnétique est inséré par intervention chirurgicale dans la cavité de l'oreille moyenne, il est destiné aux personnes atteintes d'une surdité neurosensorielle légère à sévère ou à ceux atteints d'une surdité de transmission ou une surdité mixte.

L'écouteur ou "transducteur de sortie" est fixé soit aux osselets, soit à la fenêtre ovale ou au tympan. L'implant de l'oreille moyenne actionne le mouvement des osselets ou la liquide cochléaire en réponse au son. La partie externe est un dispositif en forme de pièce de monnaie porté au-dessus du pavillon et maintenu par aimantation. Elle comporte la pile, le microphone et l'électronique. Le signal acoustique est envoyé sous forme de vibration à l'aide d'un stimulateur fixé sur l'un des osselets de l'oreille moyenne.

c. L'implant cochléaire

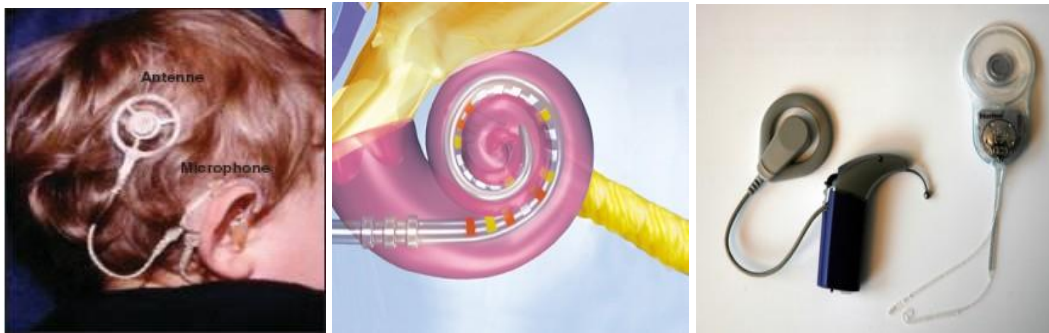


Figure 15: implant cochléaire

Un système d'implant cochléaire est une solution différente d'une aide auditive conventionnelle pour la perte auditive. Ce dernier amplifie le son, cependant l'implant cochléaire transforme les sons en stimulation électrique et les transmet au nerf auditif.

L'implant cochléaire est proposé pour la surdité infantile car il permet à l'enfant d'acquérir une élocution presque normale et une intégration beaucoup plus facile. Il est indiqué chez les adultes en cas de surdité d'évolution rapide ou en cas de surdité profonde bilatérale.

La partie externe de l'implant contient un microphone avec antenne et un processeur vocal qui transforme les sons en signaux électriques et les transmet par ondes à la partie interne implantée chirurgicalement qui va émettre des impulsions électriques grâce à des électrodes positionnées dans la cochlée pour stimuler directement les fibres du nerf auditif.

d. L'implant sur le Tronc Cérébral

L'implant auditif du tronc cérébral est indiqué en cas de surdité de perception bilatérale, il permet de court-circuiter le nerf auditif et stimuler directement les noyaux cochléaires dans le tronc cérébral.

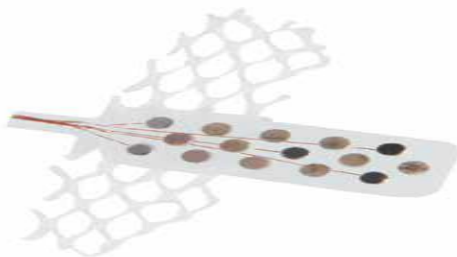


Figure 16 : implant sur tronc cérébral

Conclusion

L'audition humaine est un système extrêmement complexe reposant sur des bases physiques et médicales. Ses fonctions peuvent se détériorer entraînant un handicap "une surdité". Pour cette raison, de nouvelles technologies ont été développées pour diagnostiquer la surdité et ont fait des progrès considérables grâce au numérique et à la miniaturisation.

Dans ce chapitre, nous avons étudié l'anatomie et la physiologie de l'oreille et nous avons défini le rôle de ses différentes parties et leur fonctionnement dans le mécanisme de l'audition, puis, Le chapitre a été finalisé par Une description des différentes technologies auditives de diagnostic et de thérapie.

Chapitre 2

Introduction

Dans ce chapitre on va parler en détail sur le PEA, on va proposer un système d'enregistrement du PEA performant et peu coûteux et expliquer le fonctionnement des différents étages de notre dispositif permettant l'obtention du graphique PEA. Nous allons les étudier avec le logiciel Matlab.

1. PEA

Le potentiel évoqué auditif est l'un des techniques d'exploration fonctionnelle objective très utilisé dans la pratique clinique afin d'évaluer le seuil auditif des patients Et s'orienter vers le site lésé. il permet de détecter, mettre en forme, traiter et visualiser les variations de l'activité électrique auditive du tronc cérébral en fonction du temps.

C'est la réponse électrique globale des neurones auditifs le long des voies auditives à une stimulation acoustique, ayant une amplitude très faible de l'ordre de quelques centaines de nanovolts, il est noyé dans le bruit de fond constitué de l'activité électro-encéphalographique (EEG) et électro-myographique et son contenu fréquentiel se situe entre 150 et 3000 Hz. [13]

Le PEA est caractérisée par des pics dont Le moment de leur apparition est très important pour évaluer l'audition du patient. Ces pics sont obtenus à l'aide des électrodes placées sur le front et la mastoïde. Ils sont composés de sept ondes dont les cinq premières sont reproductibles. Leur numérotation provient de la dénomination de Jewett :

- le nerf auditif ipsi-latéral pour l'onde I ;
- le noyau cochléaire ipsi-latéral pour l'onde II;
- le ou les deux complexes olivaires pour l'onde III ;
- le ou les deux noyaux du lémisque latéral pour l'onde IV ;
- le colliculus inférieur controlatéral pour l'onde V (la plus ample et la plus résistante à la baisse de l'intensité de stimulation, c'est elle que l'on étudie dans les recherches de seuils électrophysiologiques). [16]

Les potentiels évoqués ont des amplitudes de l'ordre de 0,1-0,5 microvolt, Il est nécessaire d'obtenir la relaxation musculaire et enregistrer les PEA dans une pièce isolée phoniquement et électriquement.

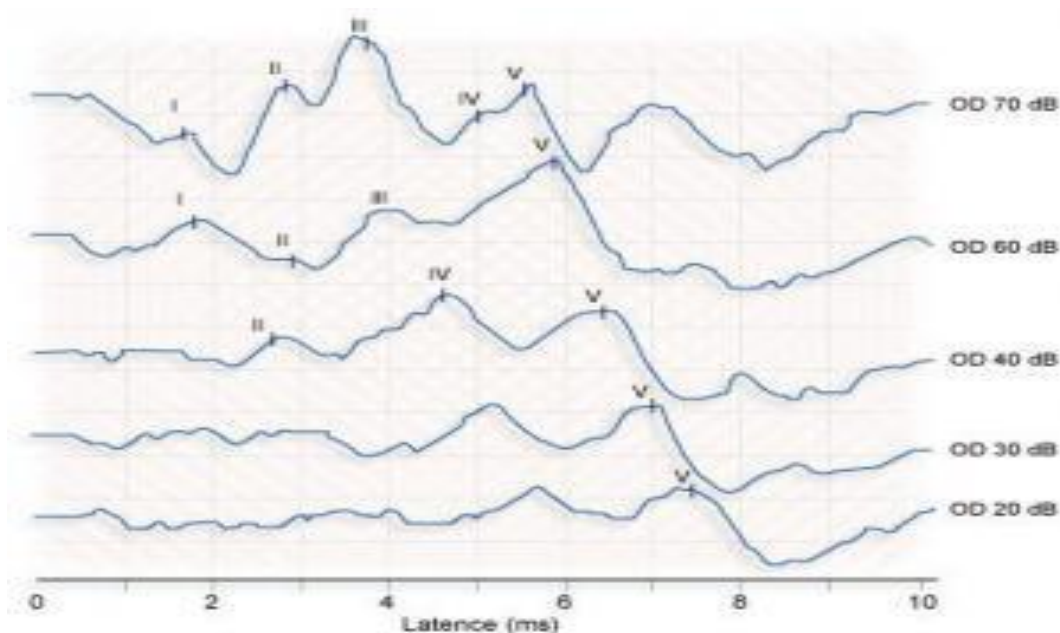


Figure 17 : exemple d'un enregistrement PEA

2. Schéma synoptique

Ce dispositif est constitué des étages indiqués par la figure 1. L'Acquisition du PEA est faite à travers des étages d'amplification et de filtrage. L'étage d'amplification est constitué d'un amplificateur d'instrumentation de gain $G=23.72$ et une série d'amplification à base d'amplificateurs opérationnels, le gain totale atteint la valeur $G=20.000$. L'étage de filtrage est constitué de deux filtres passe bas, deux filtre passe haut et deux filtres passe bande.

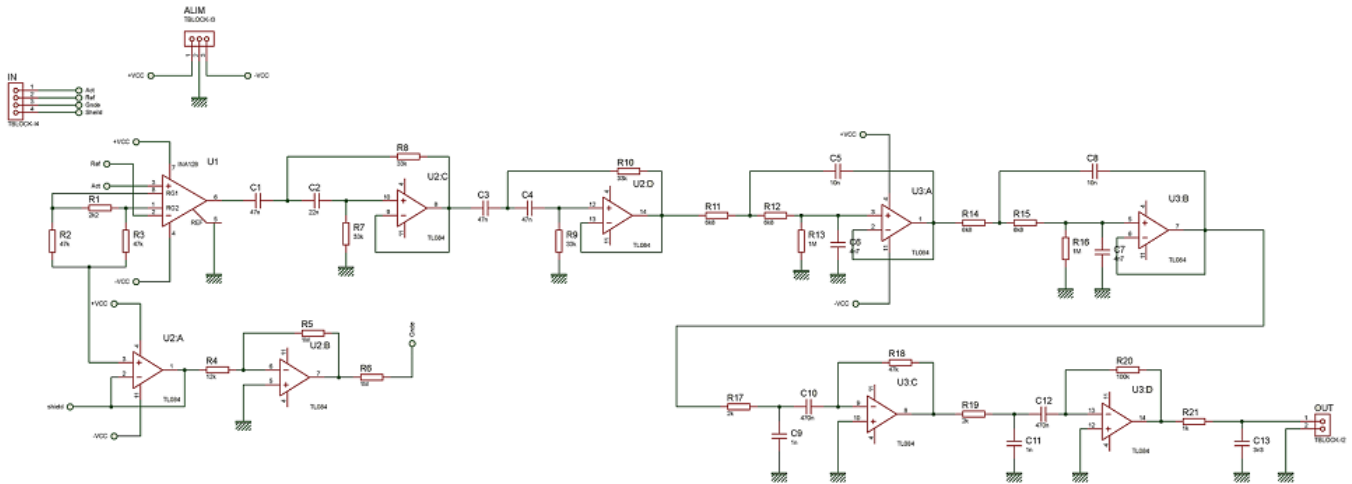


Figure 18 : circuit électronique du PEA.

a. Les électrodes

Les électrodes conduisent les potentiels évoqués du sujet au système d'enregistrement. Ce sont les premiers composants de l'enregistrement du signal, le niveau de bruit généré à leur niveau doit être minimisé. Cette impédance de contact peut être réduite en grattant doucement la peau avec de l'alcool ou d'autres agents nettoyants.

Les électrodes passives non invasives sont les plus utilisées, ils sont utilisés pour l'enregistrement du signal EEG aussi.



Figure 19: Électrodes

L'emplacement des électrodes peut être effectué conformément aux positions standard définies par les systèmes internationaux 10-20 et 10-10 [14, 15] : Les électrodes actives, de masse et de référence peuvent être placées sur le haut du front (Fz), le bas du front (Fpz) et la mastoïde ipsilatérale (TP9/TP10), respectivement, comme le montre la figure 1. Les électrodes actives et de référence sont connectées aux entrées différentielles de l'amplificateur. L'électrode de masse relie l'entrée de masse active de l'amplificateur.

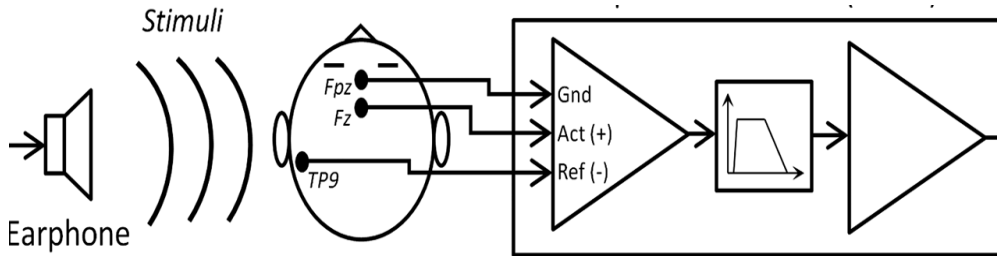


Figure20 : Emplacement des électrodes du PEA

b. Amplification

L'amplification est assurée par l'amplificateur instrumental INA128 qui fournit un gain modéré pour éviter la saturation dans les étapes ultérieures. Cet amplificateur différentiel a été choisi en raison de son rapport de réjection en mode commun (CMRR) élevé, de sa faible puissance, de son faible bruit (8/ nV Hz) et de la facilité de contrôle du gain. La figure représente la configuration de cet amplificateur : un premier étage comme préamplificateur (réalisé avec deux amplificateurs opérationnels) suivi d'un étage différentiel (réalisé avec un amplificateur opérationnel).

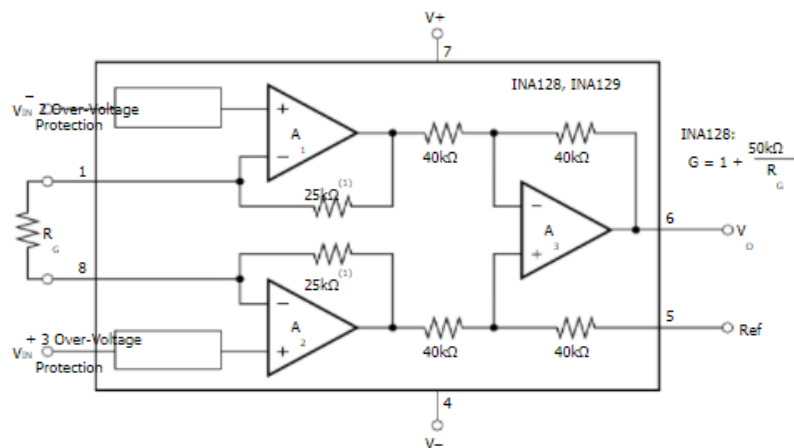


Figure21: configuration de l'amplificateur d'instrumentation.

On ajoute un étage d'amplification après filtrage contenant les amplificateurs opérationnels TL084, ils ont été choisis en raison de leur très faible tension de bruit (3/ nV Hz), de leur CMRR élevé (130 dB) et de leur grande précision.

INA 128 est relié à un circuit de masse actif qui est conçu pour réduire la tension de mode commun du signal enregistré. Le champ électrique généré par le réseau électrique peut induire une tension de mode commun sur le sujet. Cette dernière est amplifiée, inversée et renvoyée vers le sujet par le circuit de masse actif, ce qui réduit considérablement la tension de mode commun sur le sujet.

i. Tension de mode commun et son origine

La tension de mesure (V_m) issue des électrodes est une tension différentielle entre deux conducteurs (A et B) exprimée par l'équation suivante :

$$V_m = V_A - V_B \quad (1)$$

On définit la tension de mode commun V_{mc} comme étant la tension commune à V_A et V_B et qui ne contient pas d'information. Ainsi en posant :

$$V_{mc} = \frac{V_A + V_B}{2} \quad (2)$$

On obtient :

$$V_B = V_{mc} - \frac{V_m}{2} \quad (3)$$

$$V_A = V_{mc} + \frac{V_m}{2} \quad (4)$$

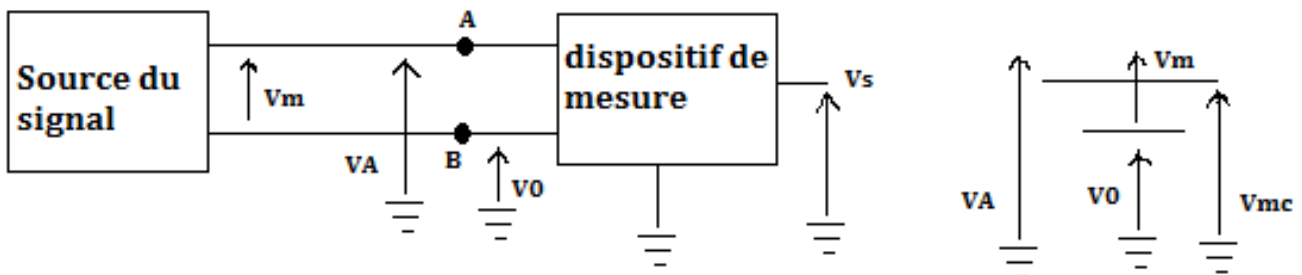


Figure22: La détection du signal à travers deux électrodes.

La tension V_{mc} est commune à V_A et V_B . Elle peut être très supérieure à V_m .

Pour une mesure bien précise, il faudra éliminer la tension de mode commun de manière à extraire la tension V_m (tension différentielle de mesure) tout en étant indépendante de V_{mc} (tension de mode commun).

ii. Taux de Réjection de Mode Commun

Dans un amplificateur on a deux entrées : l'Entrée inverseuse de gain ($-A_1$) et l'Entrée non-inverseuse de gain (A_2) La tension de sortie V_s est obtenue avec un sommateur.

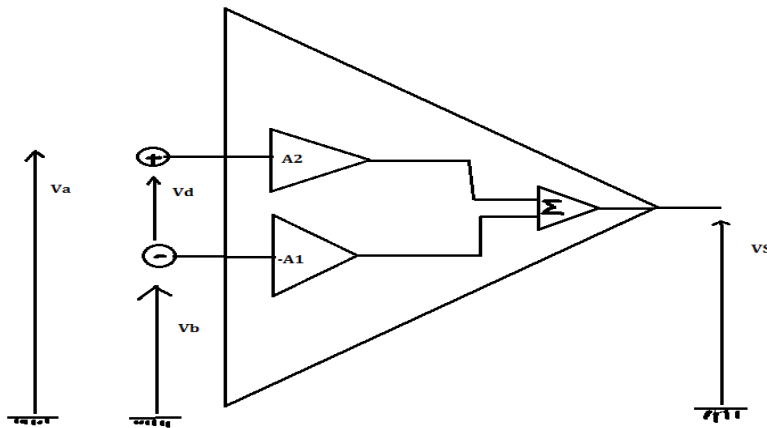


Figure23: Structure élémentaire de l'amplificateur différentiel.

La tension de sortie s'écrit: $V_s = A_2 V_A - A_1 V_B$ (5)

$$V_{mc} = \frac{V_A + V_B}{2} \quad (6)$$

Et

$$V_d = V_A - V_B \quad (7)$$

V_s s'écrit aussi comme suit :

$$V_s = A_d \cdot V_d + A_{mc} \cdot V_{mc} \quad (8)$$

Où A_d est le gain différentiel et A_{mc} le gain de mode commun

Avec :

$$A_d = A_2 - A_1 \quad (9)$$

$$A_{mc} = \frac{A_1 + A_2}{2} \quad (10)$$

Le but avec l'amplificateur différentiel est d'obtenir $A_{mc} V_{mc} \ll A_d V_d$.

Pour savoir si l'amplificateur peut rejeter la tension en mode commun, on voit le rapport de réjection en mode commun (en anglais **CMRR** pour **Common-Mode Rejection Ratio**).

$$CMRR = \frac{A_d}{A_{mc}} \quad (11)$$

$$\text{Le CMRR est défini en (dB) par : } \tau = 20 \log \frac{A_d}{A_{mc}} \quad (12)$$

L'expression de la tension de sortie de l'amplificateur différentiel s'écrit :

$$V_s = A_d \left(V_d + \frac{1}{CMRR} \cdot V_{mc} \right) \quad (13)$$

Donc, plus le taux de réjection est élevé plus l'amplificateur instrumental amplifie seulement l'information V_d .

c. Etage Filtrage

Contenu fréquentiel du PEA

La gamme de fréquences du PEA est comprise entre 150 Hz – 3500 Hz.

Les tableaux 1 et 2 montrent les valeurs suggérées des résistances et des capacités qui mettent en œuvre les étages de filtrage de l'amplificateur

Résistances																				
R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10	R11	R12	R13	R14	R15	R16	R17	R18	R19	R20	R21
2.2K	47K	47K	12K	1M	1M	33K	33K	33K	33K	6.8K	6.8K	1M	6.8K	6.8K	1M	2K	47K	2K	100K	1K

Tableau 1 : valeurs des résistances

Capacités												
C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11	C12	C13
47n	22n	47n	47n	10n	4.7n	4.7n	10n	1n	470n	1n	470n	3.3n

Tableau 2 : valeurs des Capacités

Choix des filtres

Pour limiter la fréquence du signal PEA entre 150 Hz et 3500 Hz, on a utilisé deux filtres passe-bas pour fixer la limite supérieure à 3500 Hz et deux filtres passe-haut pour fixer la limite inférieure à 150 Hz. Nous avons ajouté deux filtres passe bande.

i. Filtre passe bas

Pour concevoir notre filtre passe bas de Sallen Key du deuxième ordre à 3500 Hz nous avons choisi deux filtres passe bas comme le montre la figure suivante

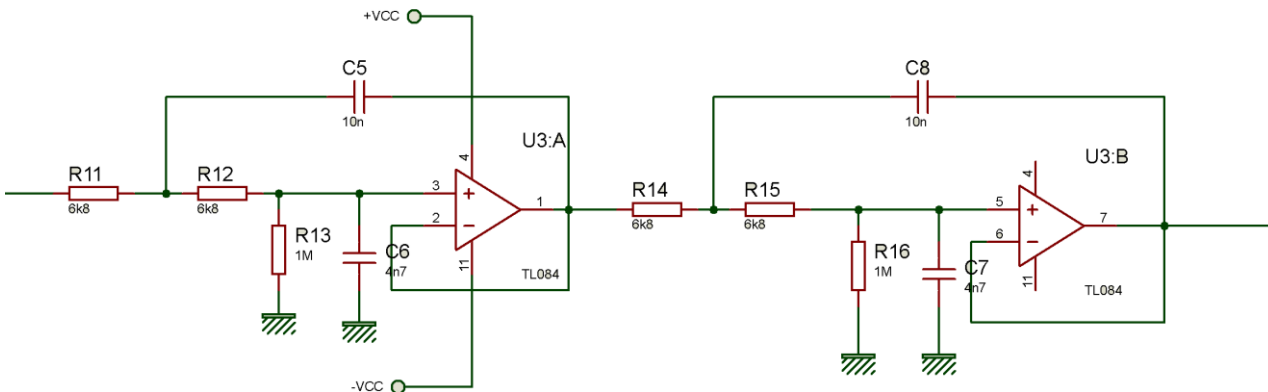


Figure 24: Filtre passe bas Sallen Key de deuxième ordre.

CHAPITRE II

La fonction de transfert d'un des filtres de cette structure est donnée par :

$$\bar{H} = \frac{\bar{S}}{\bar{E}} = \frac{1}{1 + j\frac{f}{f_0} + (j\frac{f}{f_0})^2} \quad (14)$$

La fréquence propre étant

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{11}R_{12}C_6C_5}} \quad (15)$$

Avec un facteur de qualité de :

$$Q = \frac{\sqrt{R_{11}R_{12}C_6C_5}}{C_6(R_{11}+R_{12})} \quad (16)$$

Les caractéristiques des deux filtres passe bas Sallen Key de deuxième ordre sont :

- Premier filtre ($f_l = 3414 \text{ Hz}$, $Q_1 = 0.3428$)
- Deuxième filtre ($f_{02} = 3414 \text{ Hz}$, $Q_2 = 0.3428$)

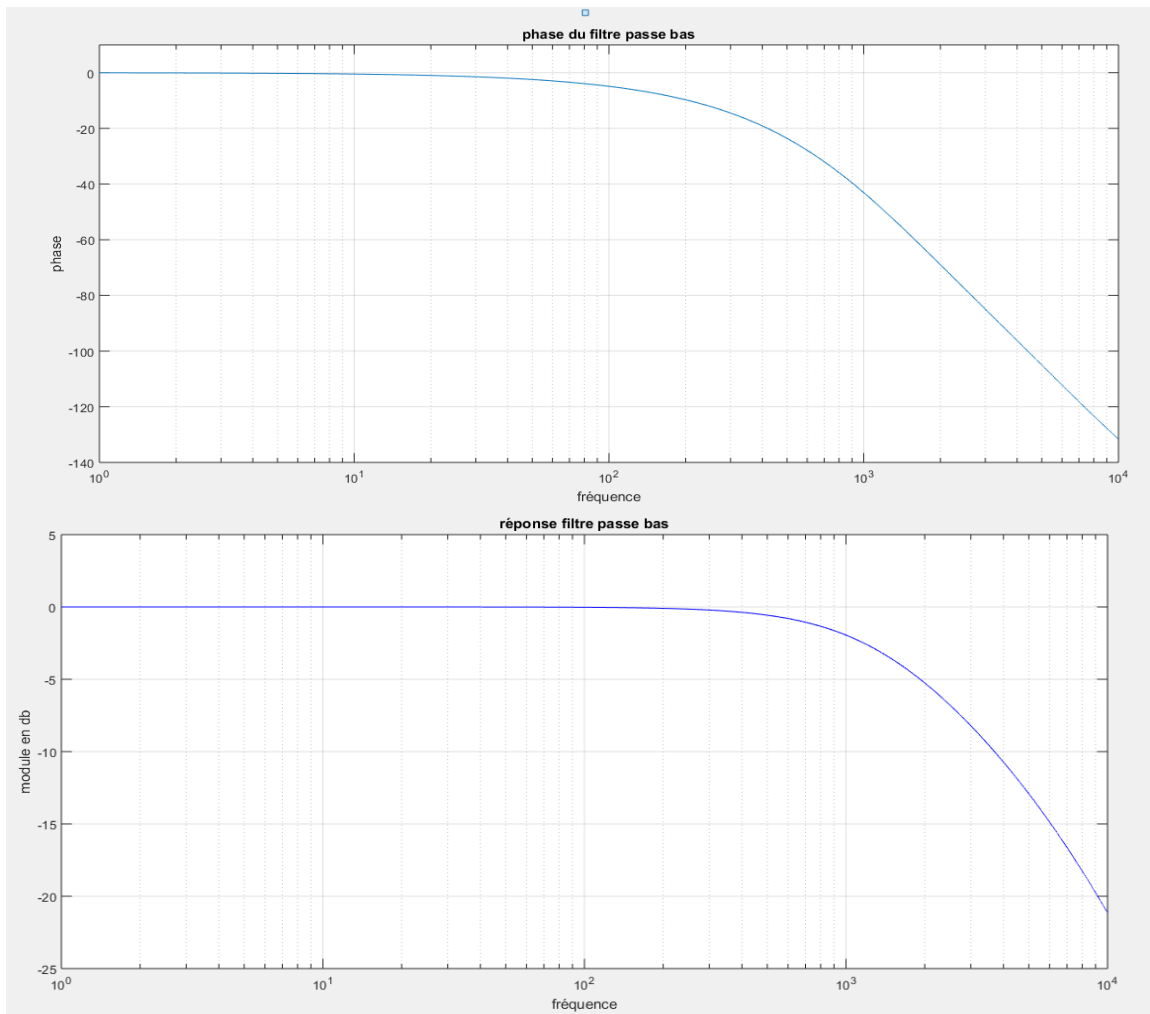


Figure 25: Module et phase de la réponse d'un seul Filtre passe-bas.

CHAPITRE II

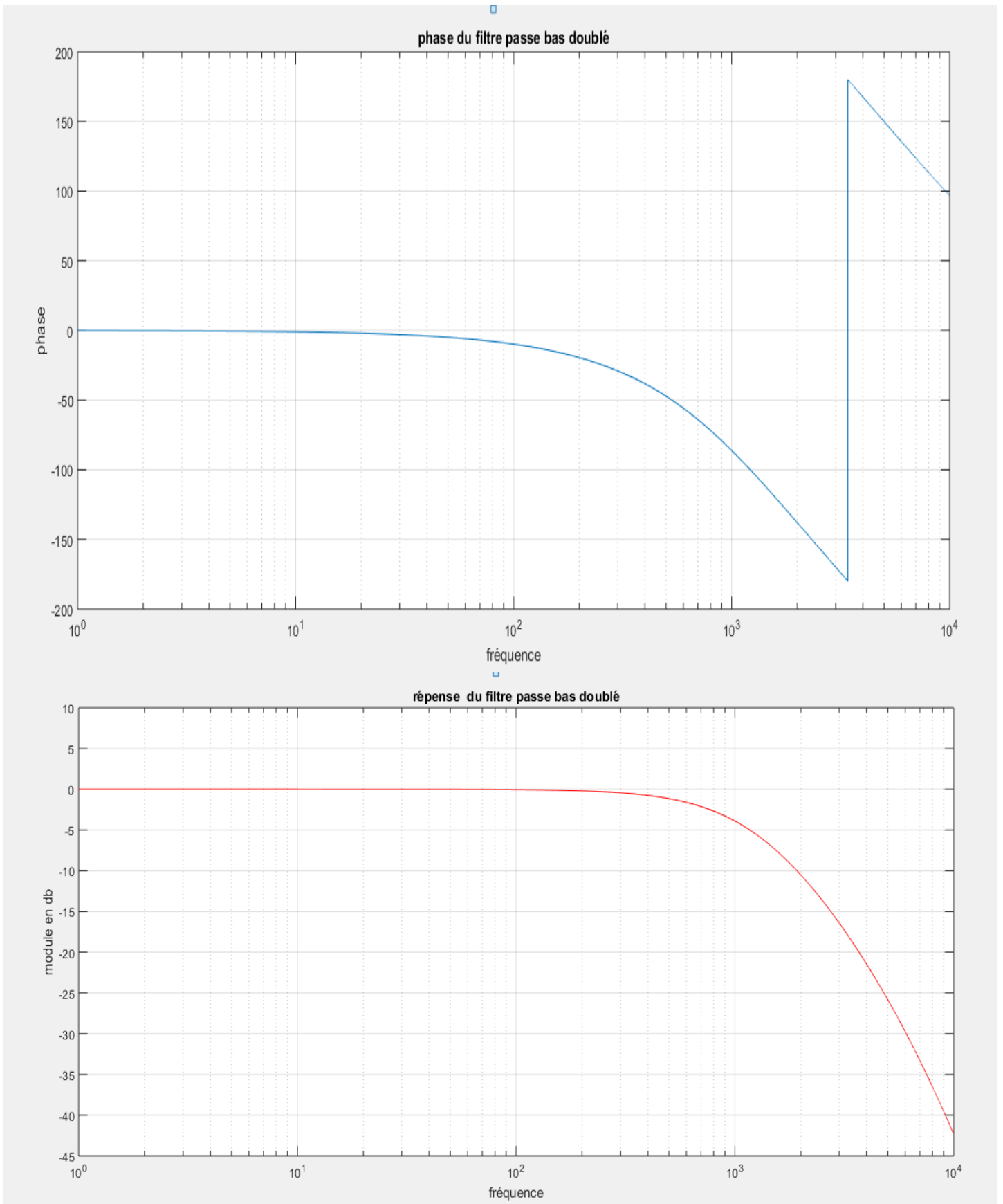


Figure 26: Module et phase de la réponse du filtre passe bas du deuxième ordre.

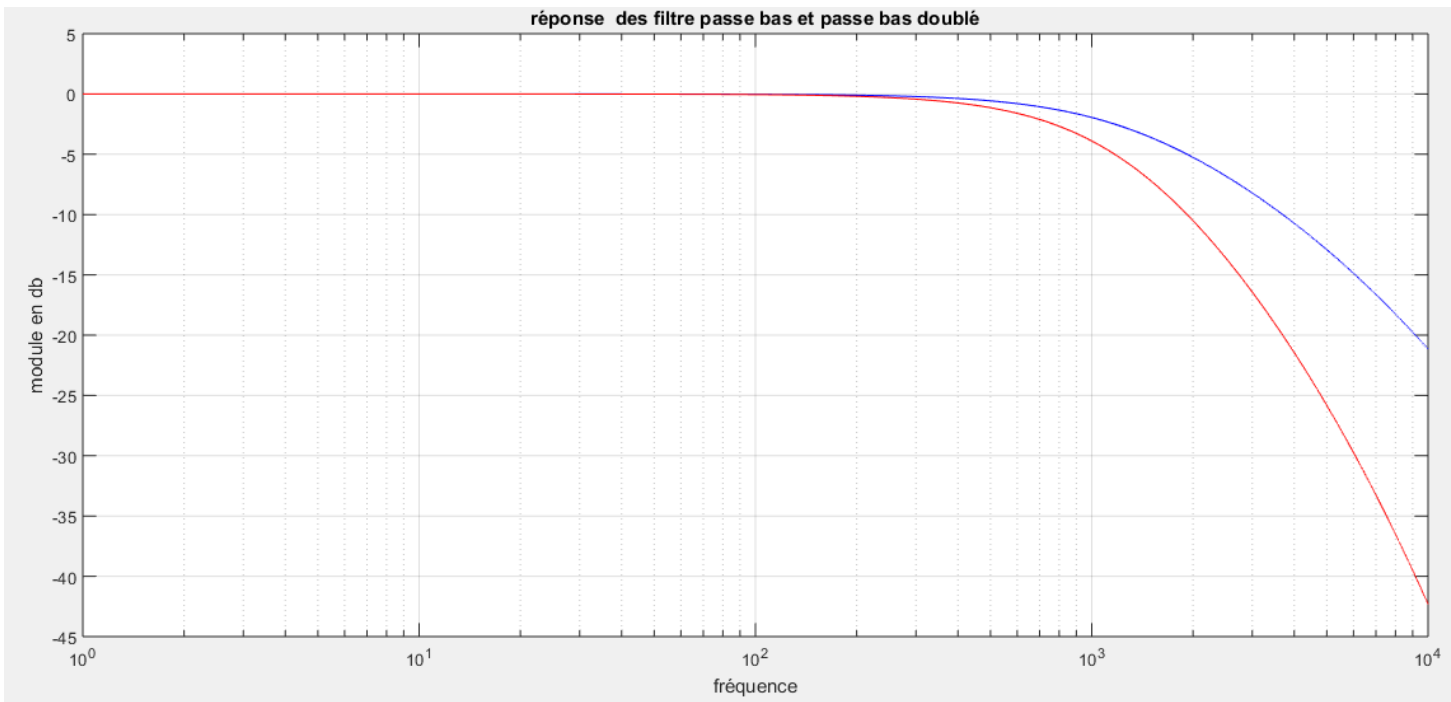


Figure27: différence entre le filtre passe bas du premier et du deuxième ordre

ii. Filtre passe haut

Notre filtre passe haut 150 Hz, est un filtre du deuxième ordre de Sallen-Key de gain unitaire K=1, il est composé de deux filtres passe-haut, comme le montre la figure suivante :

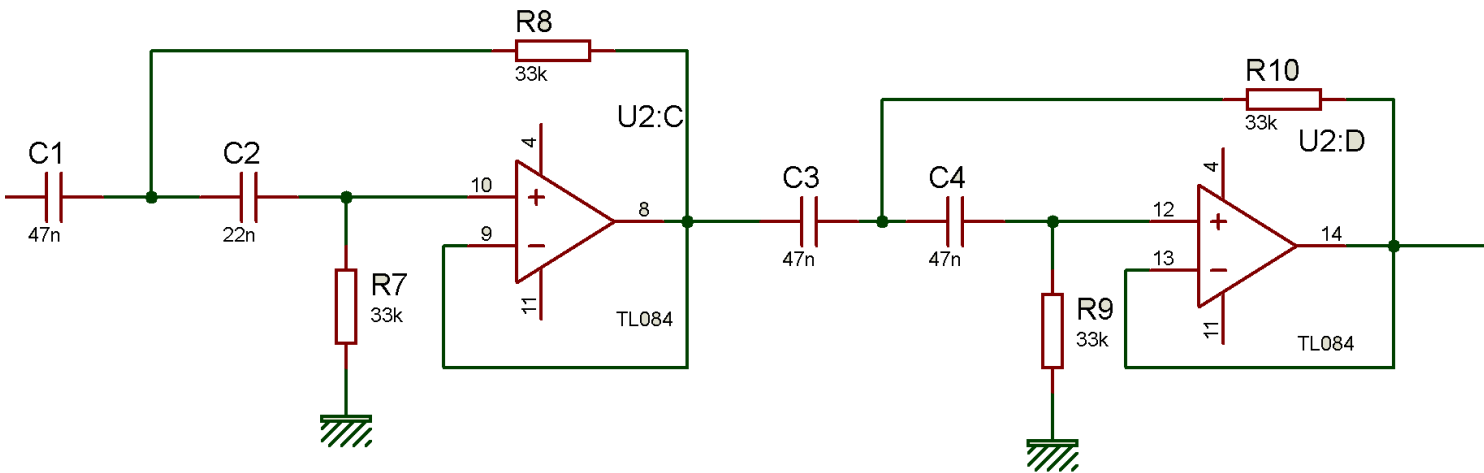


Figure 28: Filtre passe haut Sallen Key de deuxième ordre.

La fonction de transfert d'un filtre :

$$\bar{H} = \frac{\bar{S}}{\bar{E}} = \frac{(j\frac{f}{f_0})^2}{1 + j\frac{f}{Qf_0} + (\frac{f}{f_0})^2} \quad (17)$$

La fréquence propre étant

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_7R_8C_1C_2}} \quad (18)$$

Avec un facteur de qualité de :

$$Q = \frac{\sqrt{R_8R_7C_1C_2}}{R_8(C_1+C_2)} \quad (19)$$

Les caractéristiques des deux filtres passe haut Sallen Key de deuxième sont :

- Le premier filtre : ($f_{01} = 149.9843$ Hz, $Q_1 = 0.4660$).
- le deuxième filtre : ($f_{02} = 149.9843$ Hz, $Q_2 = 0.4660$).

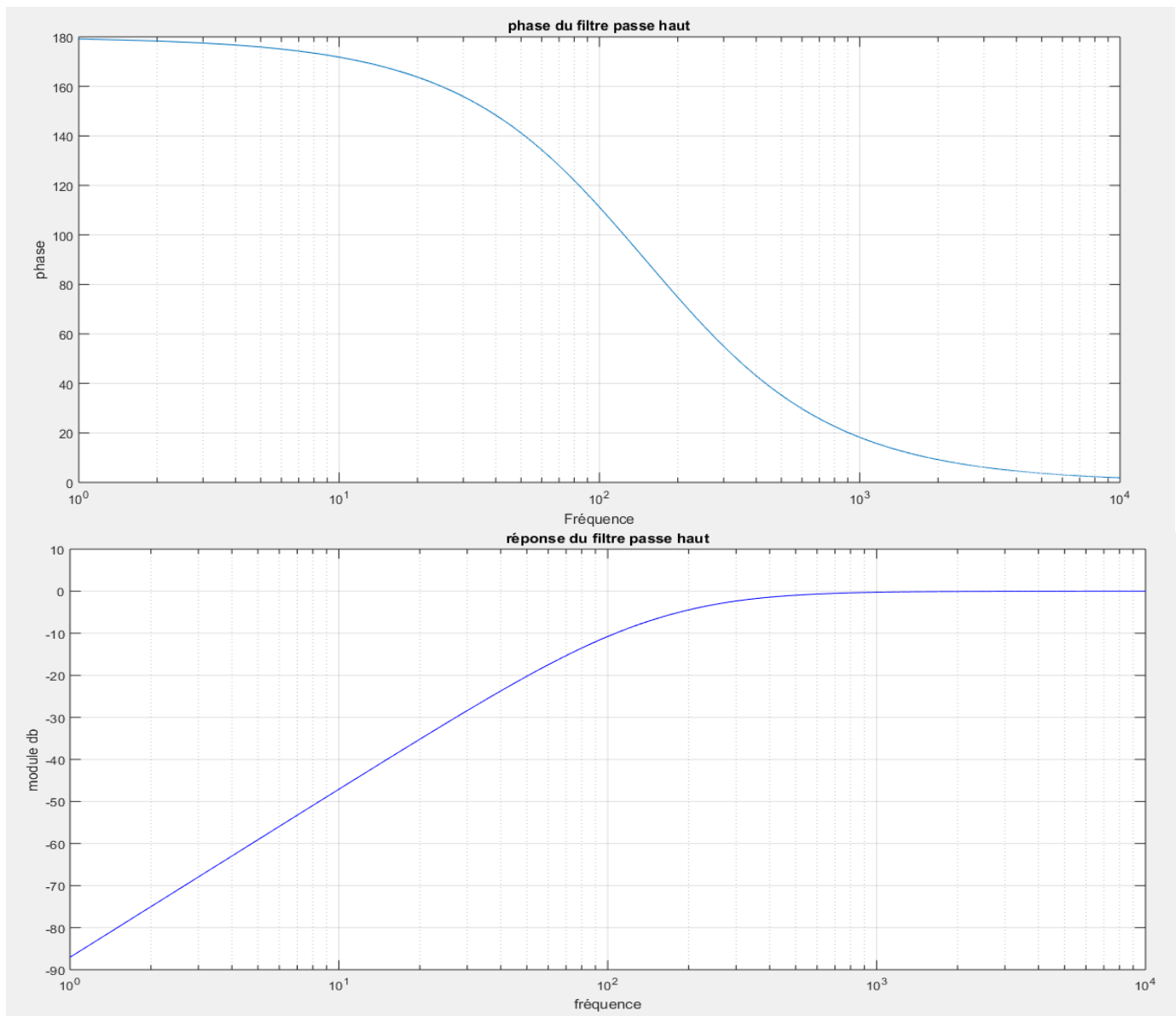


Figure 29: module et phase d'un seul filtre passe-haut.

CHAPITRE II

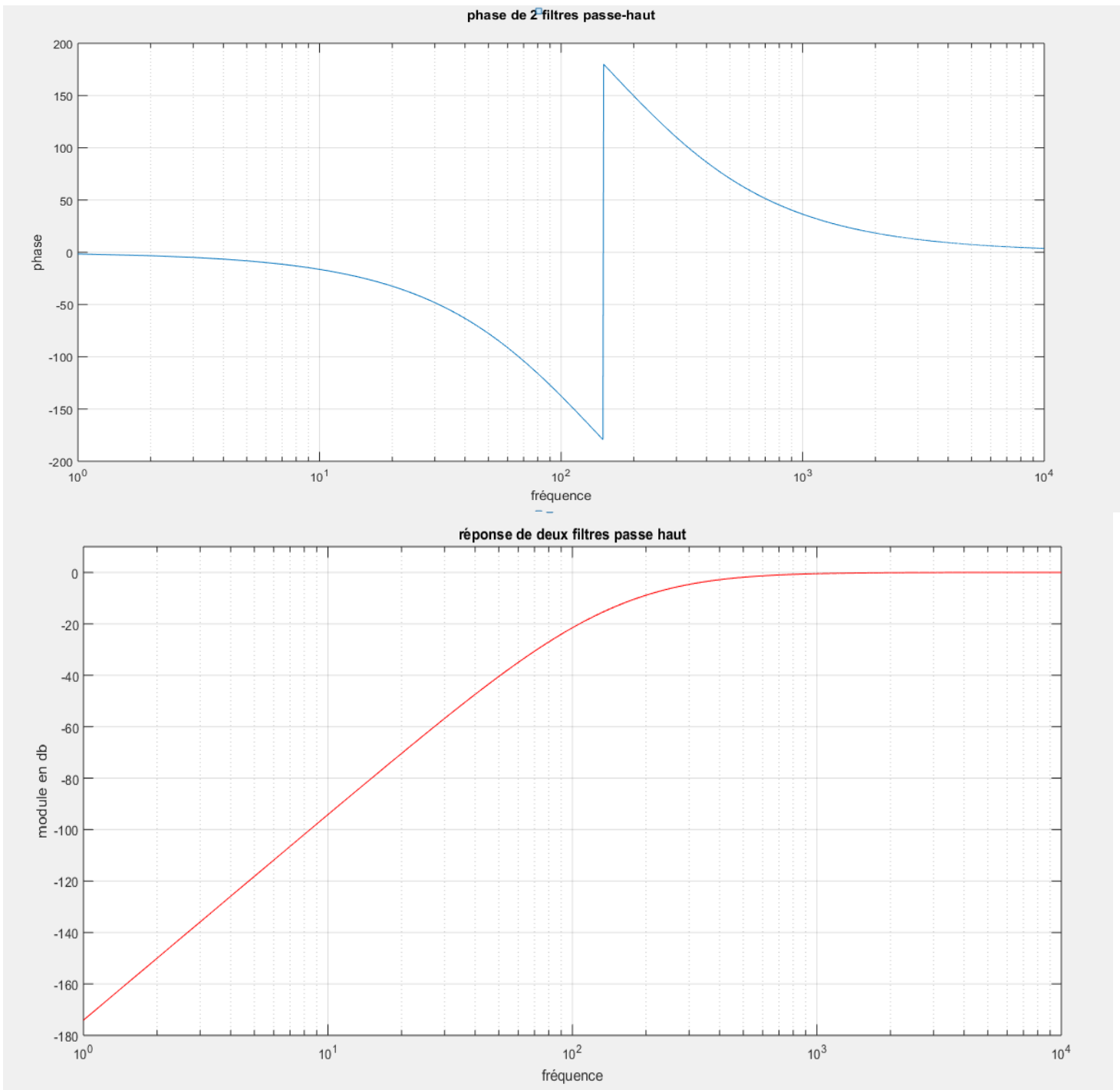


Figure30: Module de la réponse du filtre passe haut du deuxième ordre.



Figure 31 : La différence entre le filtre passe –haut et passe haut doublé.

On a utilisé un filtre passe haut du deuxième ordre (doublé) pour augmenter l'ordre du filtre.

iii. Filtre passe-bande

Un filtrage passe-bande élimine les fréquences hors du champ d'application du PEA, en amplifiant uniquement la bande d'intérêt, c'est la combinaison du filtre passe haut du deuxième ordre avec le filtre passe bas du deuxième ordre.

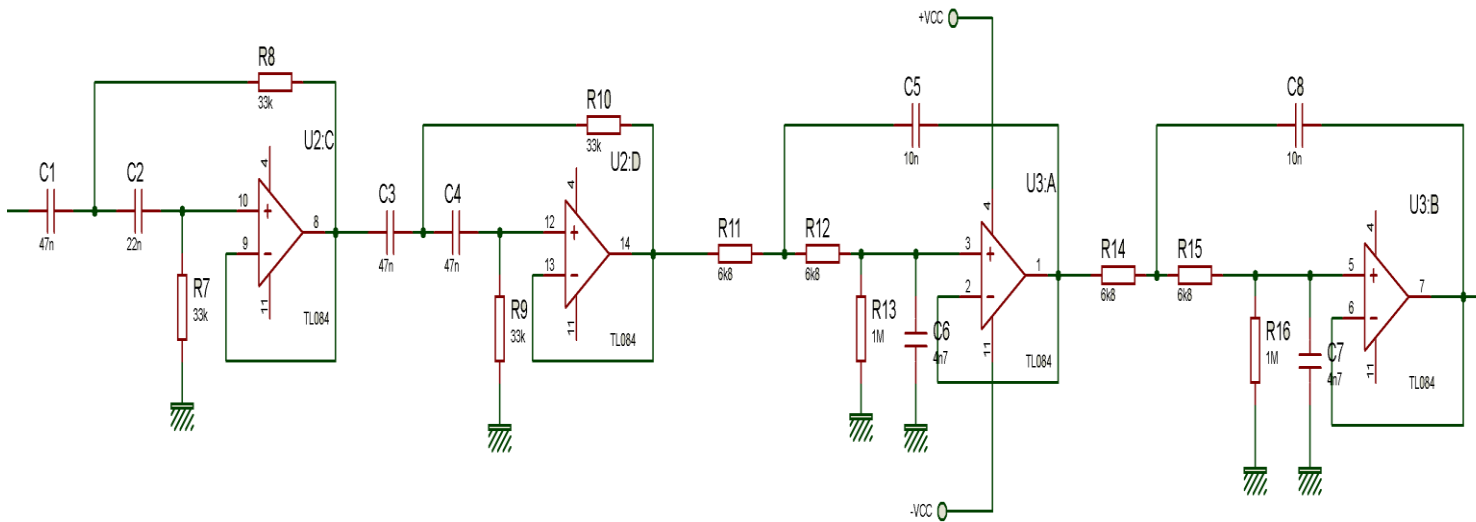


Figure 32: filtre passe- bande 1

CHAPITRE II

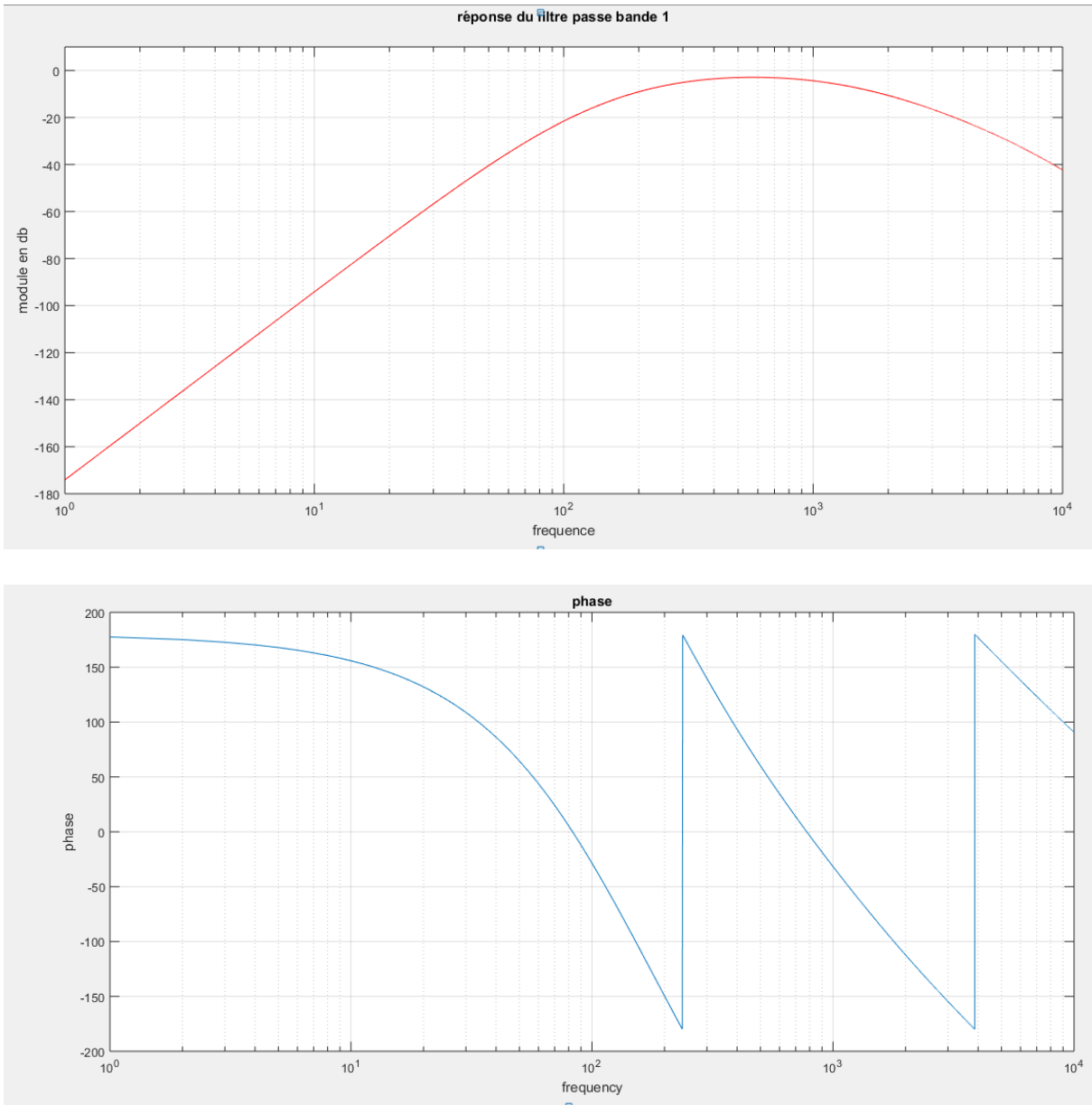


Figure 33 : Module et phase de la réponse du filtre passe bande 1

On ajoute ce deuxième filtre passe bande :

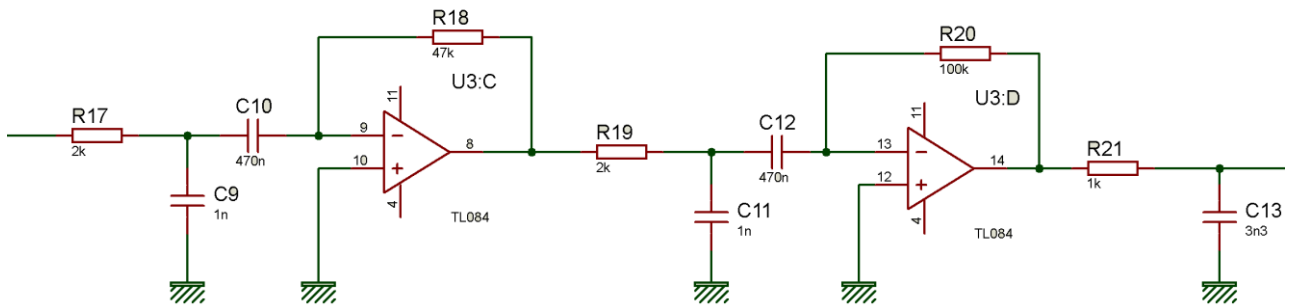


Figure 34: deuxième filtre passe bande.

CHAPITRE II

La fonction de transfert de ce filtre :

$$\bar{H} = \frac{S}{E} = \frac{R18}{R17 + \frac{1}{j\omega(c9+c10)}} \quad (20)$$

La fréquence est donné par :

$$f_1 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (21)$$

La figure suivante correspond à la réponse en module du filtre passe bande de sallen key du deuxième ordre ajouté.

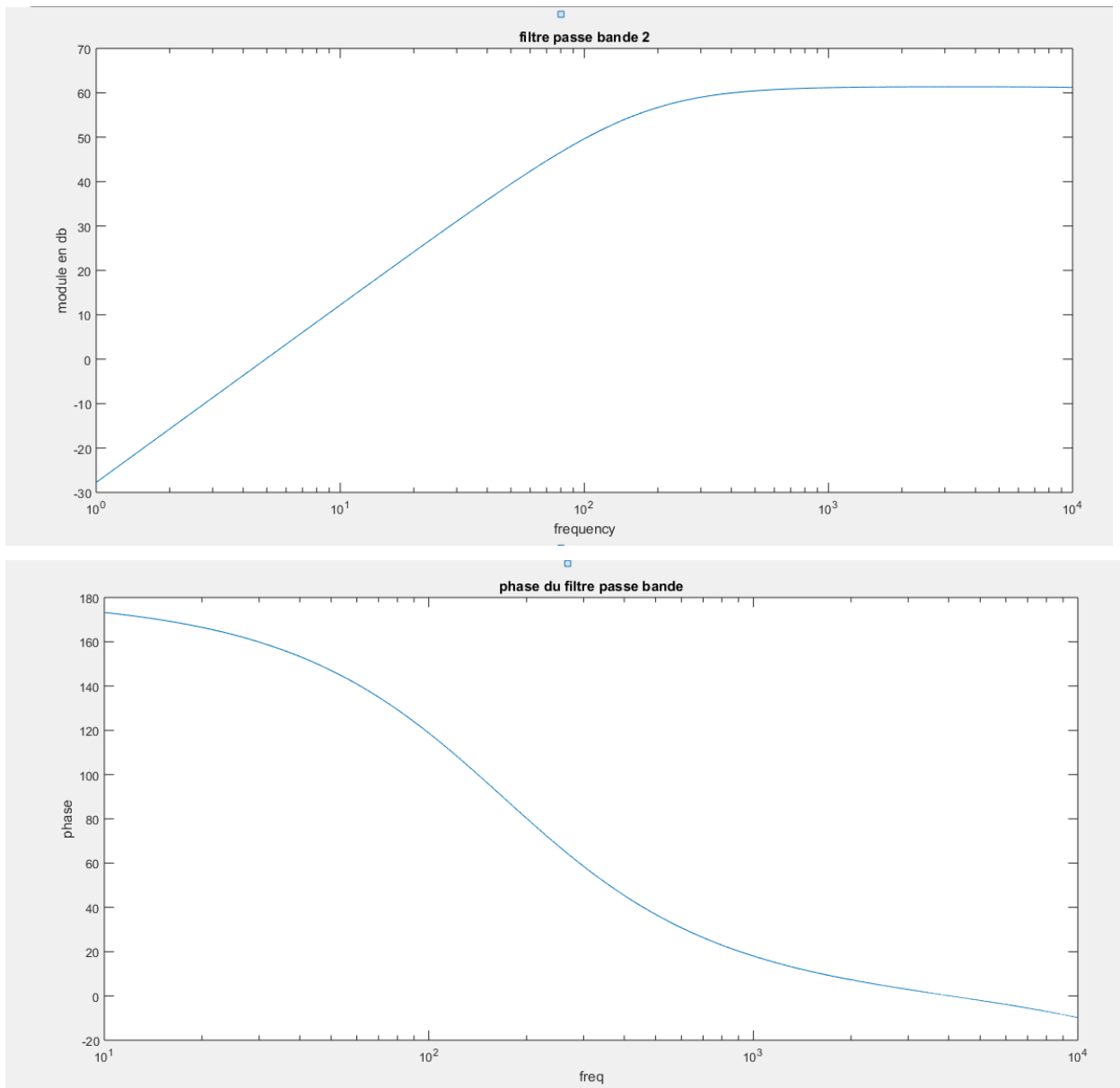


Figure 35: Module et phase de la réponse du deuxième filtre passe bande.

CHAPITRE II

En ajoutant ce filtre passe bande au premier, nous obtenons dans la figure suivante la réponse en module des filtres:

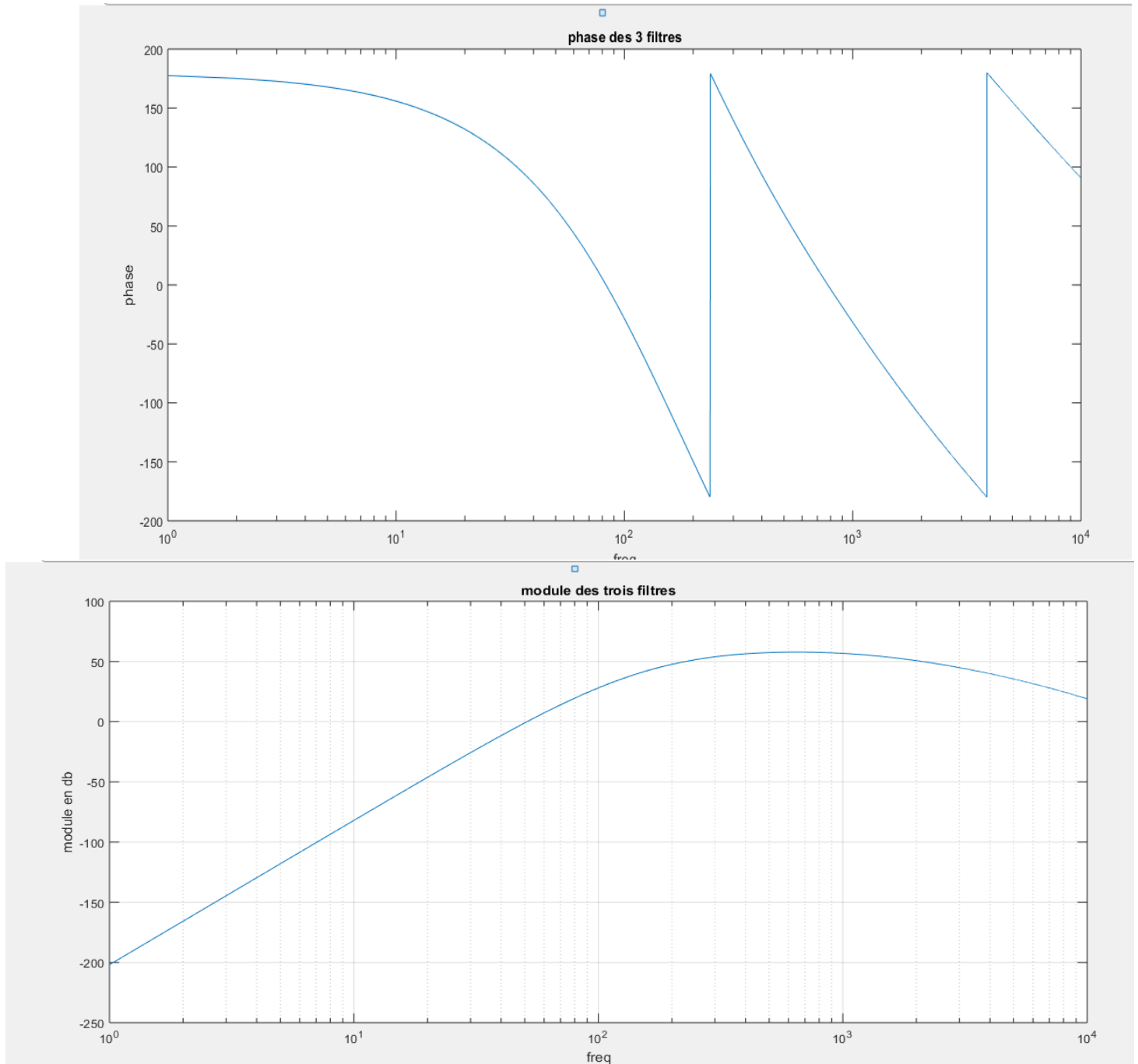


Figure 36 : module et phase de la réponse des filtres du circuit

CHAPITRE II

En ajoutant la réponse de l'amplificateur INA128 On obtient ceci :

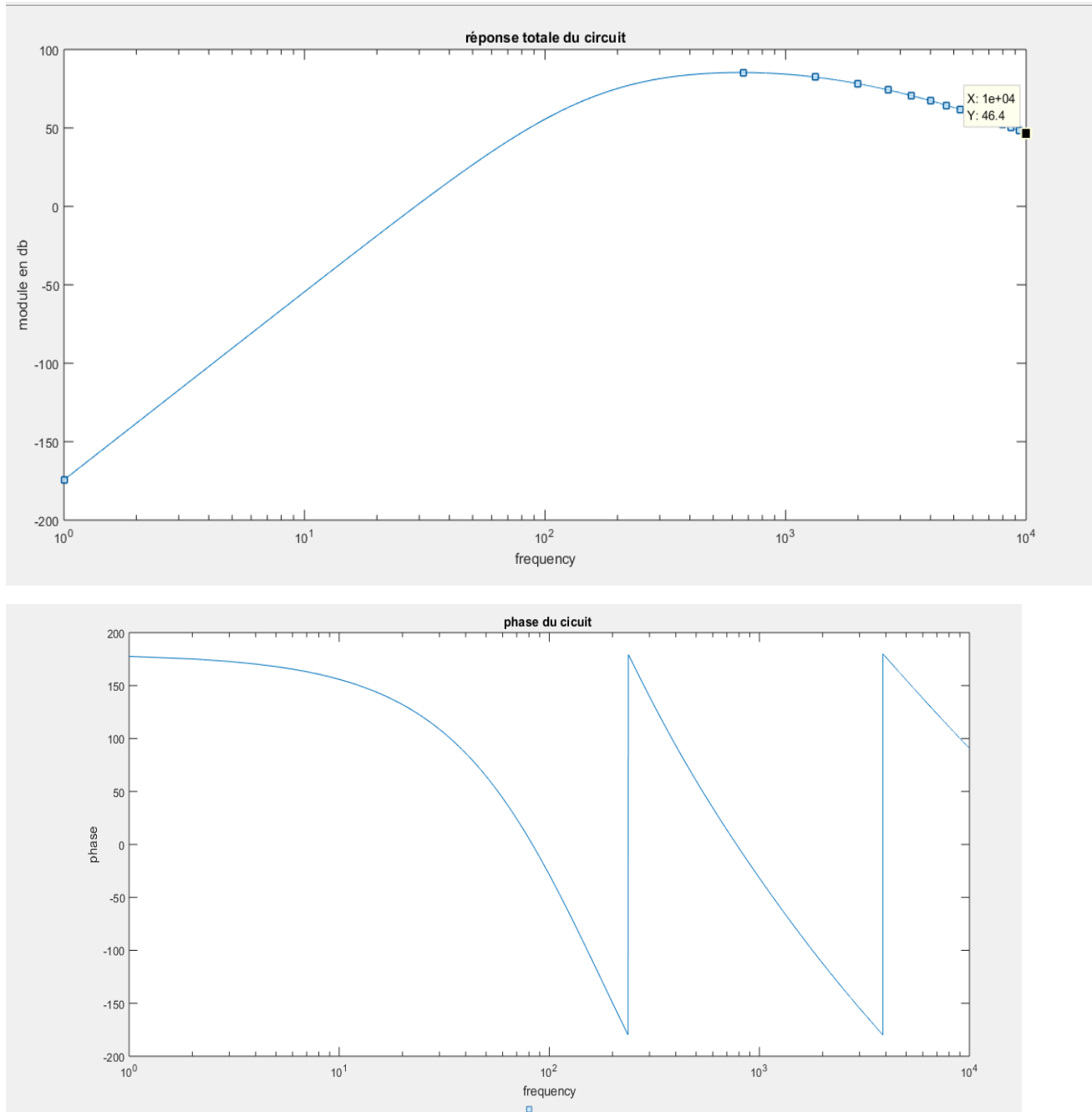


Figure 37 : module et phase de la réponse de tout le circuit

Conclusion

Dans ce chapitre on a présenté les différentes étapes permettant de concevoir notre dispositif en étudiant à l'aide du logiciel Matlab les filtres utilisés. Le dernier chapitre sera consacré à la simulation du dispositif et aux résultats obtenus.

Chapitre 3

Introduction

Dans ce chapitre on va présenter les résultats obtenue du dispositif simulé avec le logiciel Proteus. On va étudier l'ensemble des filtres et comparer les résultats à la fin avec ceux cités dans le chapitre 2.

La figure suivante représente la simulation du circuit sur le logiciel proteus :

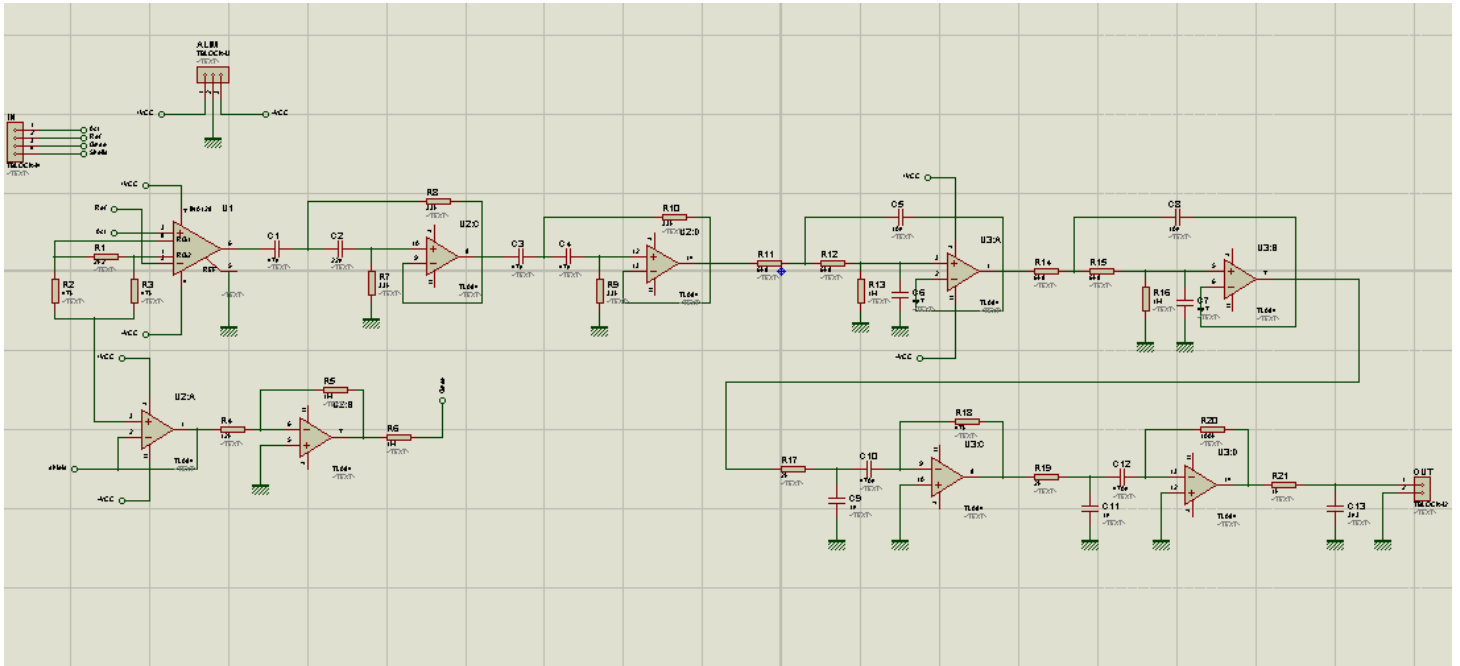


Figure38: circuit électronique du PEA

1. Simulation de l'étage du filtrage

a. Filtre passe bas

Le diagramme de Bode est un outil qui permet de visualiser : la marge de gain, la marge de phase, le gain continu, la bande passante, le rejet des perturbations et la stabilité des systèmes à partir de la fonction de transfert. Dans la figure suivante on va présenter la réponse en fréquence du module en dB et de la phase de notre filtre passe bas.

CHAPITRE III

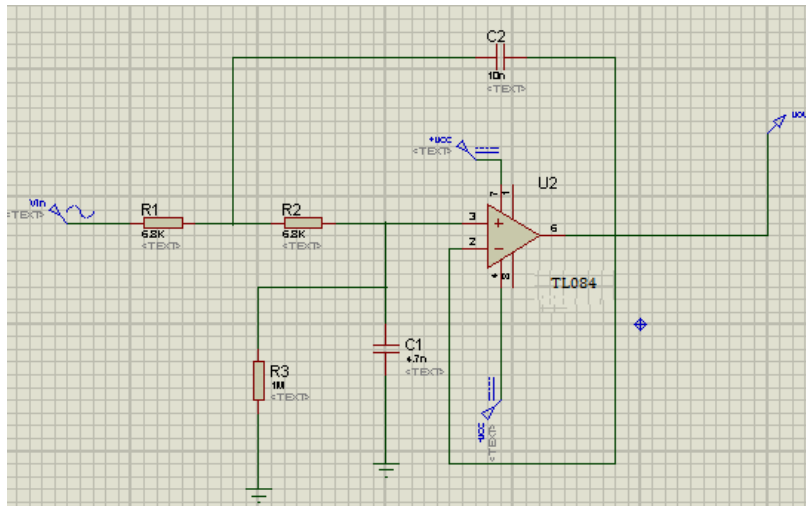


Figure 39 : simulation d'un seul filtre passe bas

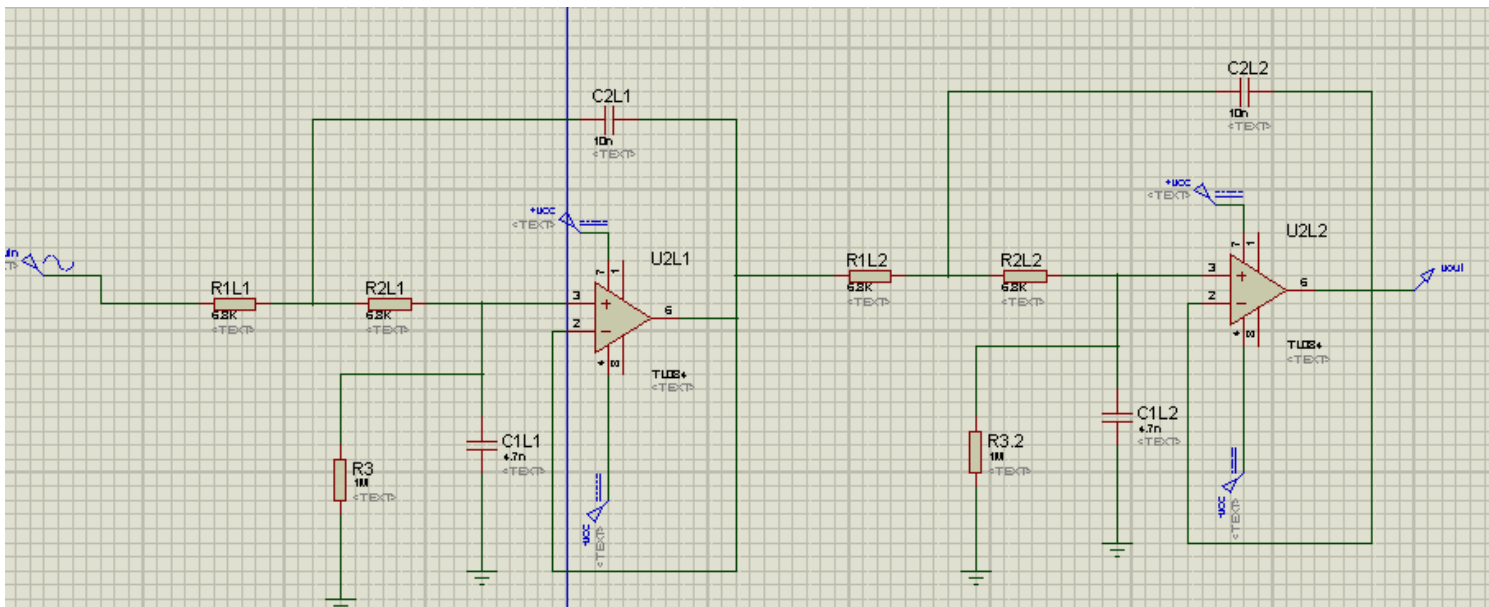


Figure 40 : Simulation du filtre passe bas du deuxième ordre

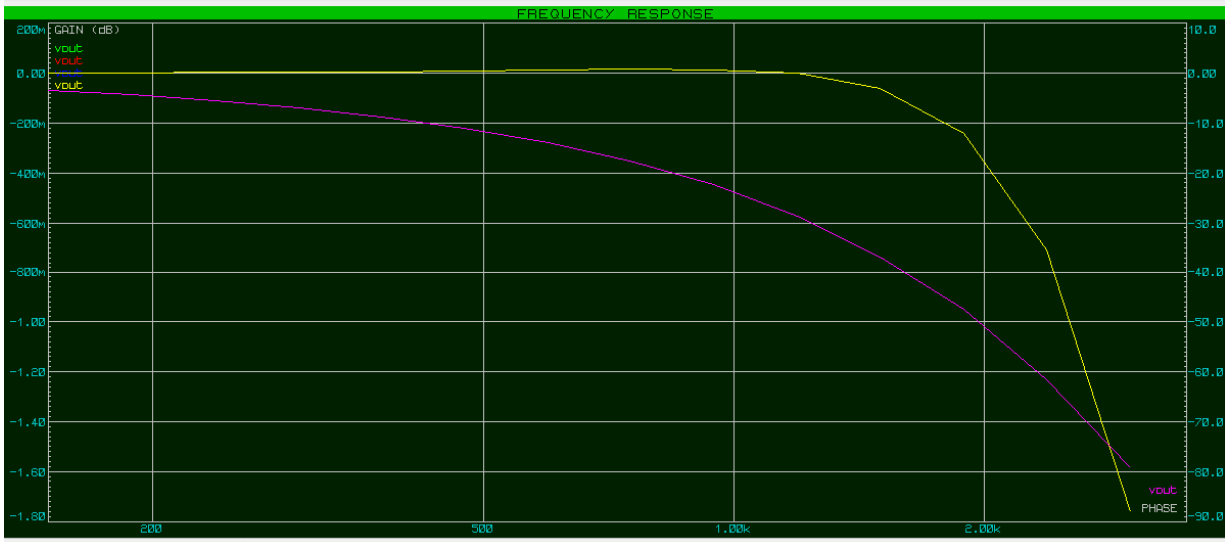


Figure 41: Réponse en fréquence d'un seul Filtre passe-bas simulé par ISIS.

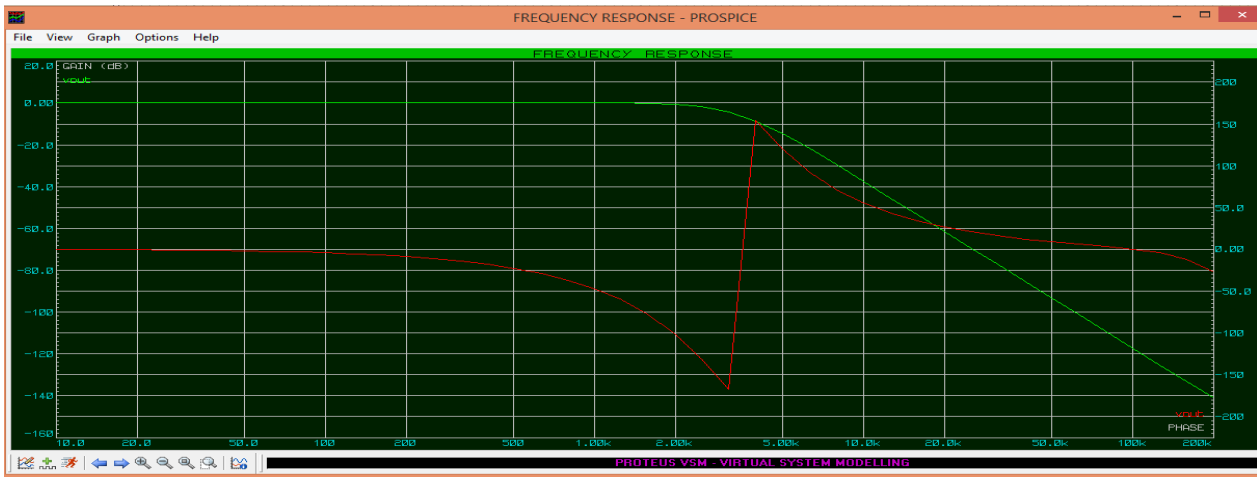


Figure 42: Réponse en fréquence sous ISIS du filtre passe bas du deuxième ordre.

b. Filtre passe haut

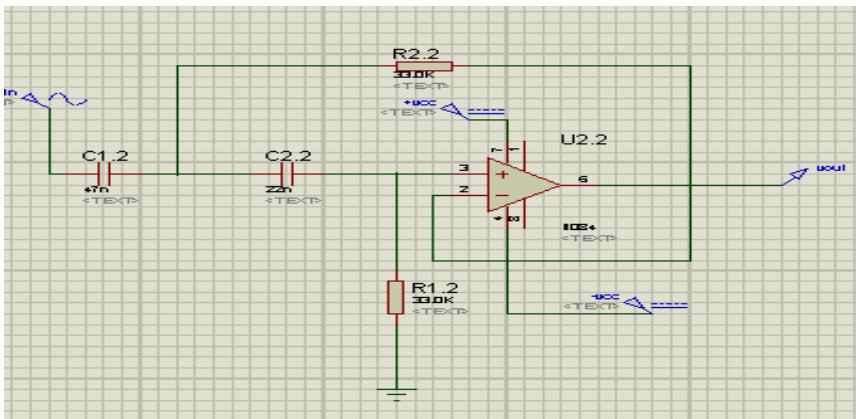


Figure 43 : Simulation d'un seul filtre passe haut

CHAPITRE III

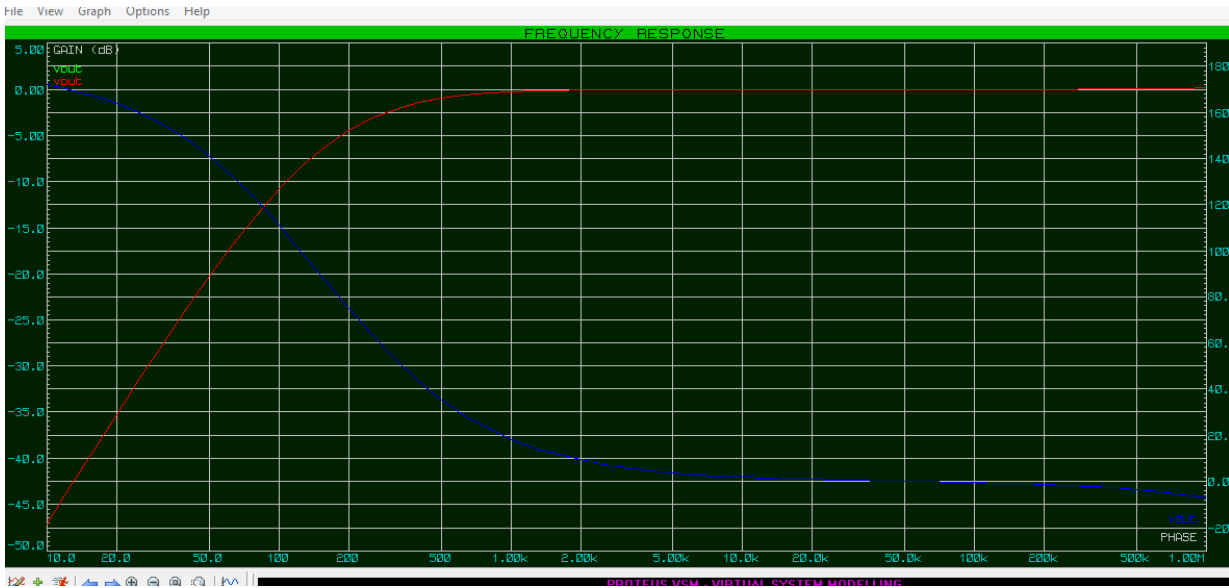


Figure 44 : réponse en fréquence du filtre passe haut (premier ordre)

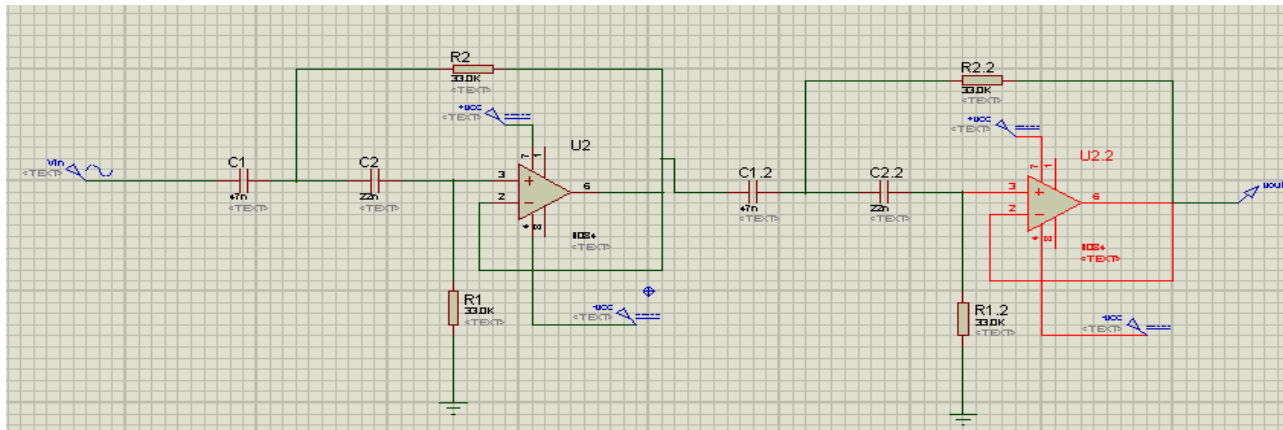


Figure 45 : Simulation d'un filtre passe haut du deuxième ordre



Figure 46: Réponse en fréquence sous ISIS : Module dB et la phase de filtre passe-haut

c. Filtre passe bande 1

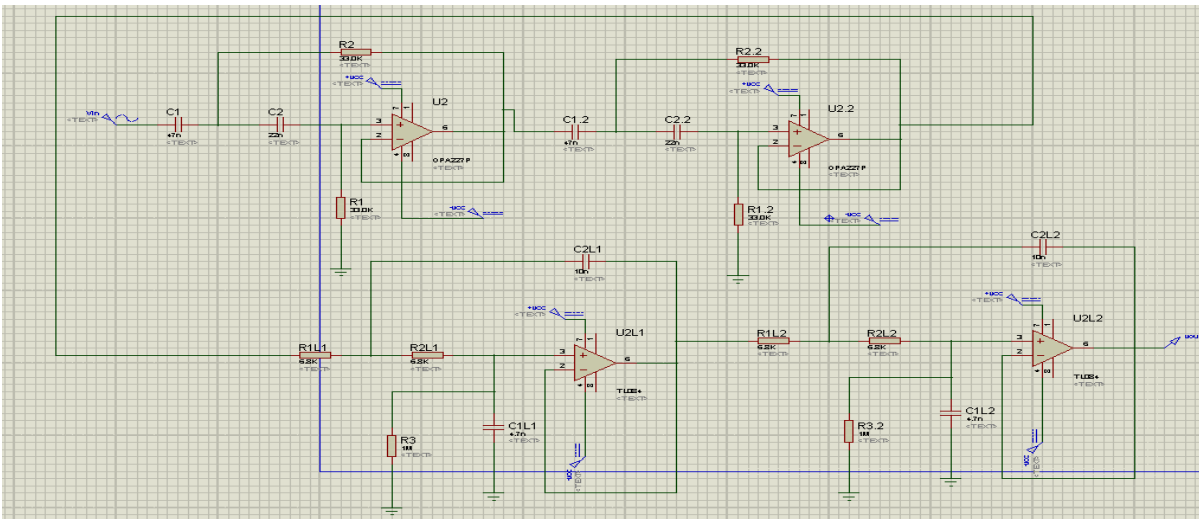


Figure47: Filtre passe bande 1 simulé par ISIS.



Figure48: La réponse en fréquence de filtre passe bande 1 simulé par ISIS.

d. Filtre Passe bande 2

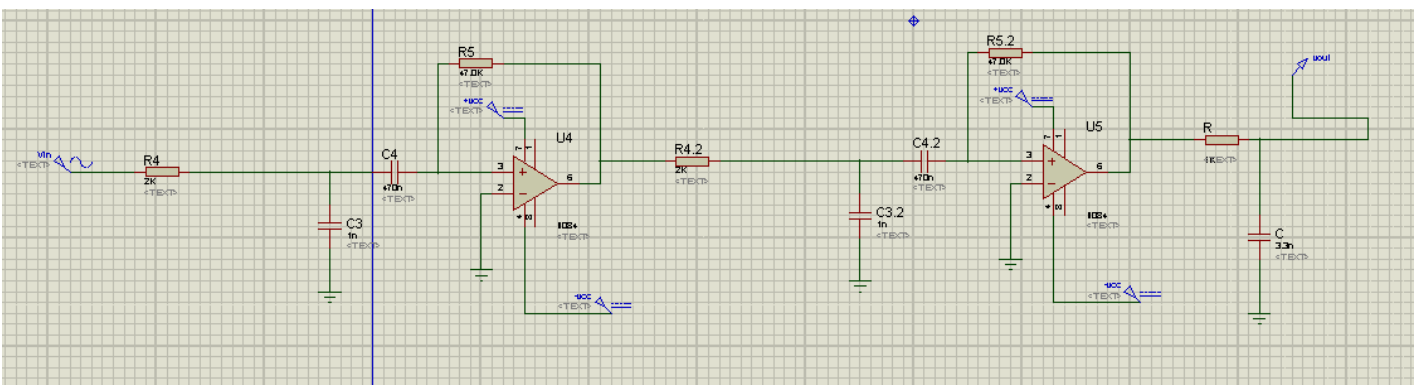


Figure 49 :simulation du filtre passe bande



Figure 50 : Réponse en fréquence du filtre passe bande

e. Filtre total

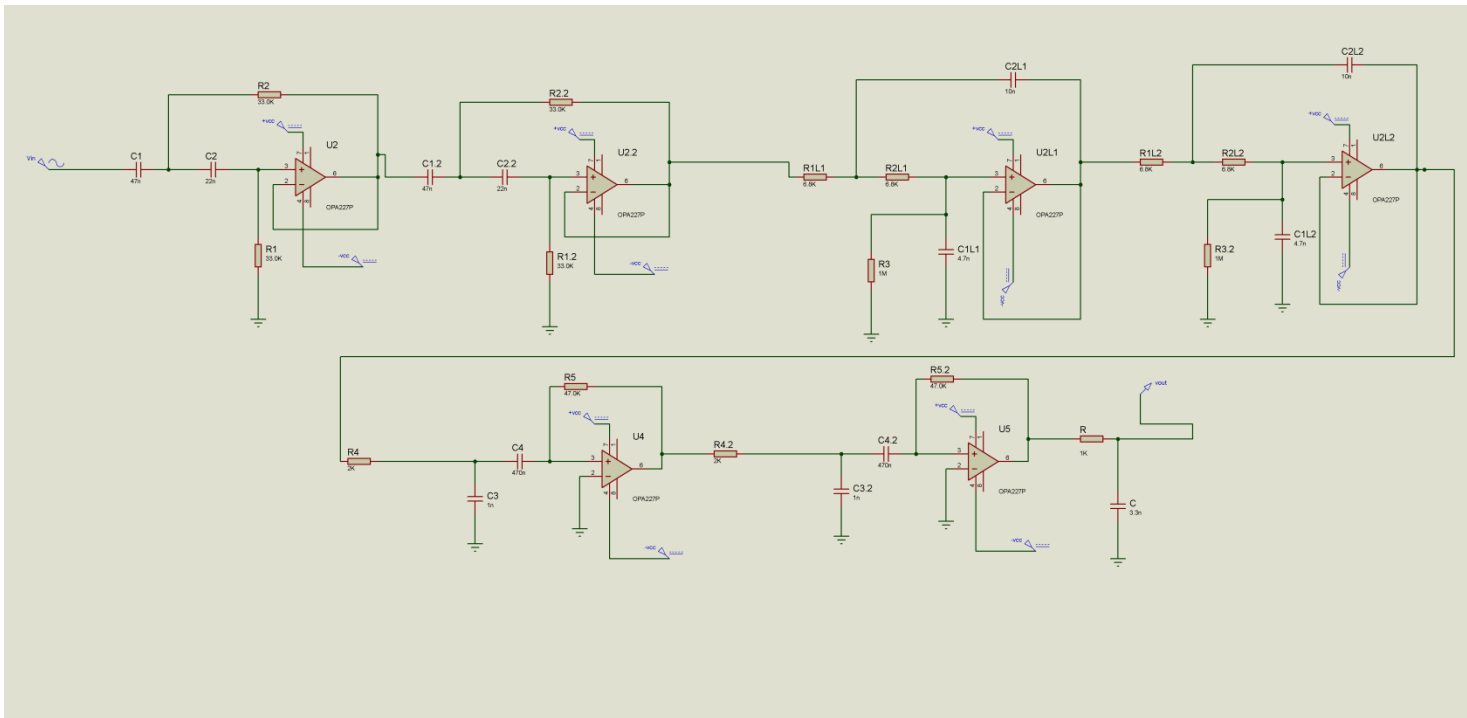


Figure 51 : Simulation de l'étage du filtrage

La figure suivante représente la réponse globale (module et phase) des trois filtres passe bas, passe haut et passe bande reliés en cascade. La réponse est identique à celle calculée à travers les fonctions de transfert dans le chapitre 2



Figure 52: La réponse en fréquence des trois filtres simulée par ISIS.

2. La réponse sur tout le circuit

La figure suivante représente le circuit simulé par ISIS :

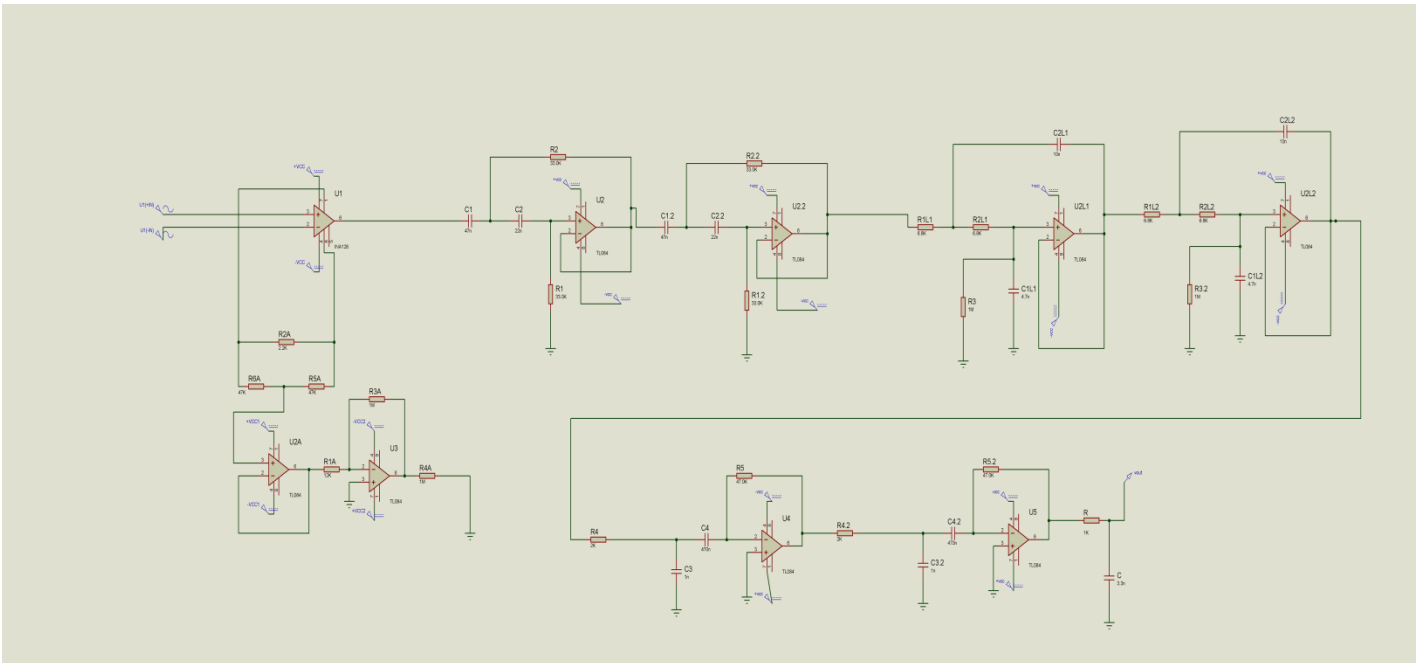


Figure 53: Circuit PEA

CHAPITRE III

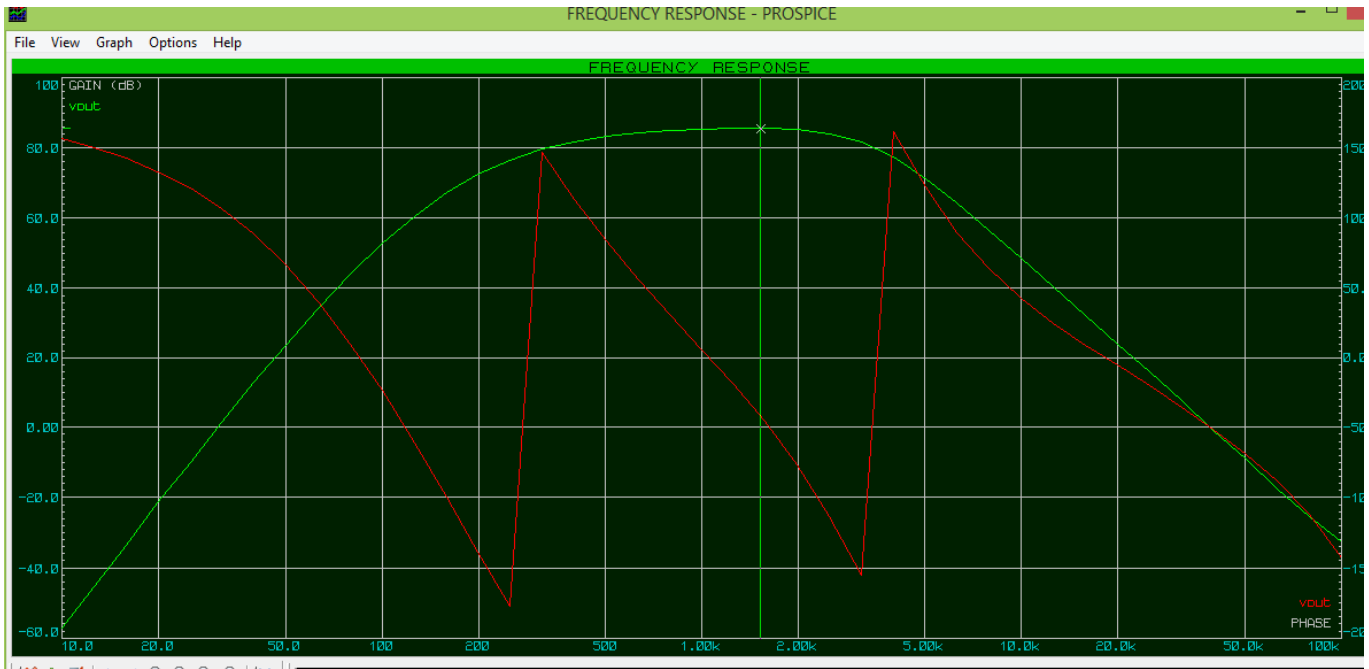


Figure 54: La réponse sur tout le circuit

On injecte un signal sinusoïdal d'amplitude 5mv à l'entrée de l'étage de filtrage, en changeant à chaque fois la fréquence et on visualise les résultats des entrées A ,B ,C et D sur l'oscilloscope digital :

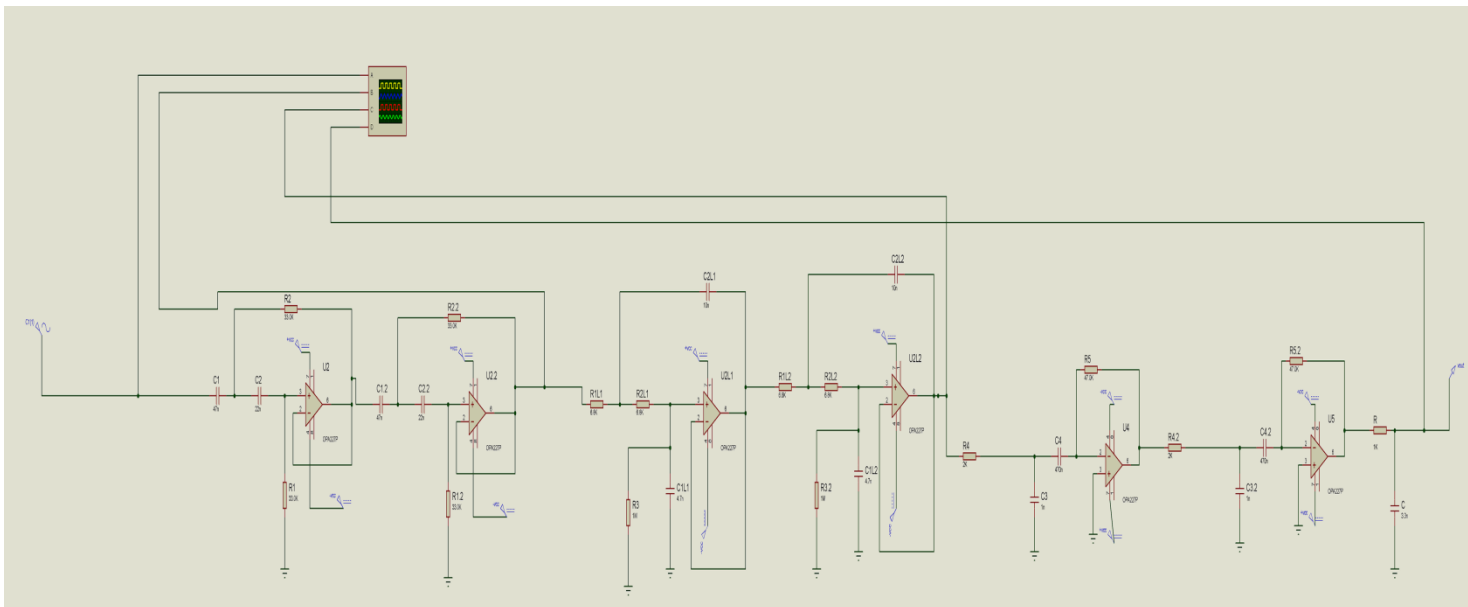


Figure 55 : simulation de l'étage de filtrage et visualisation avec oscilloscope

Pour 100 Hz :

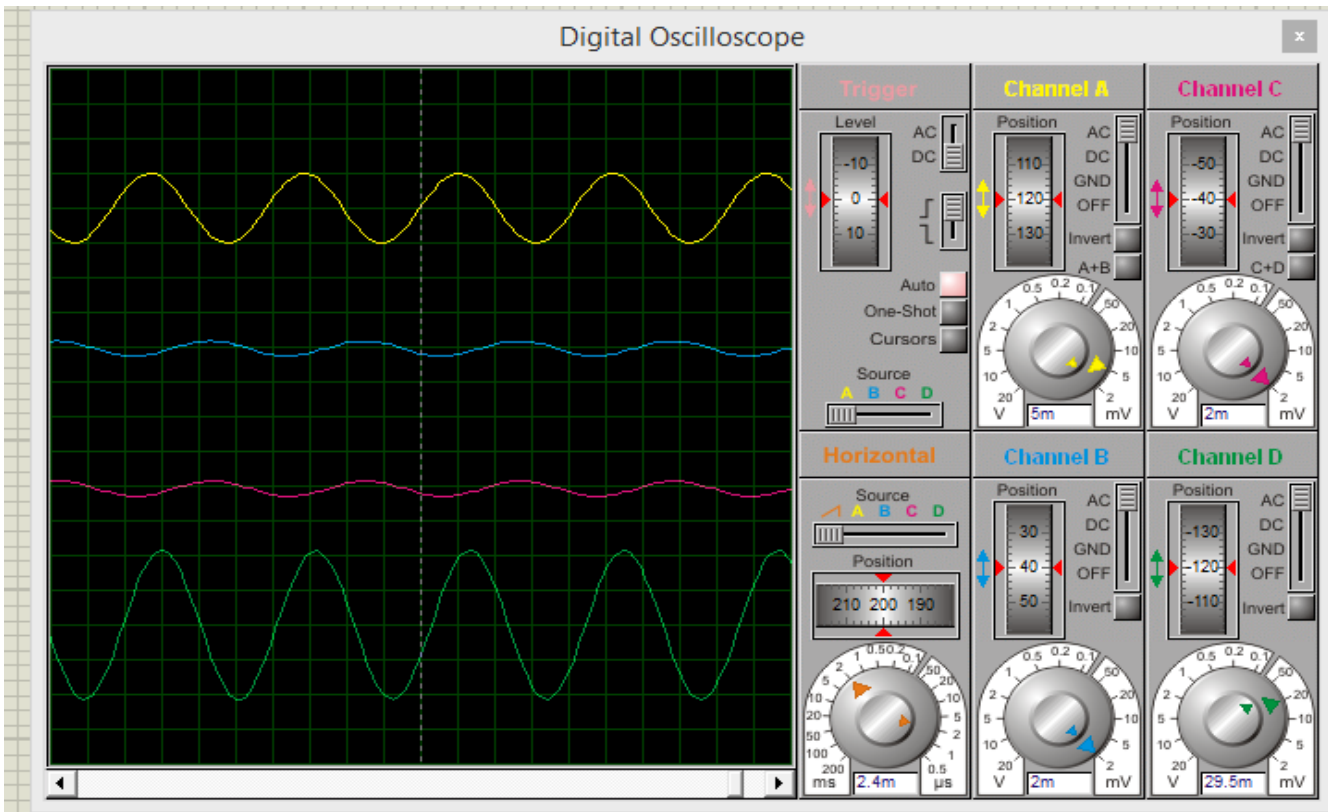


Figure56 : résultats pour 100 Hz

Pour 1KHz :

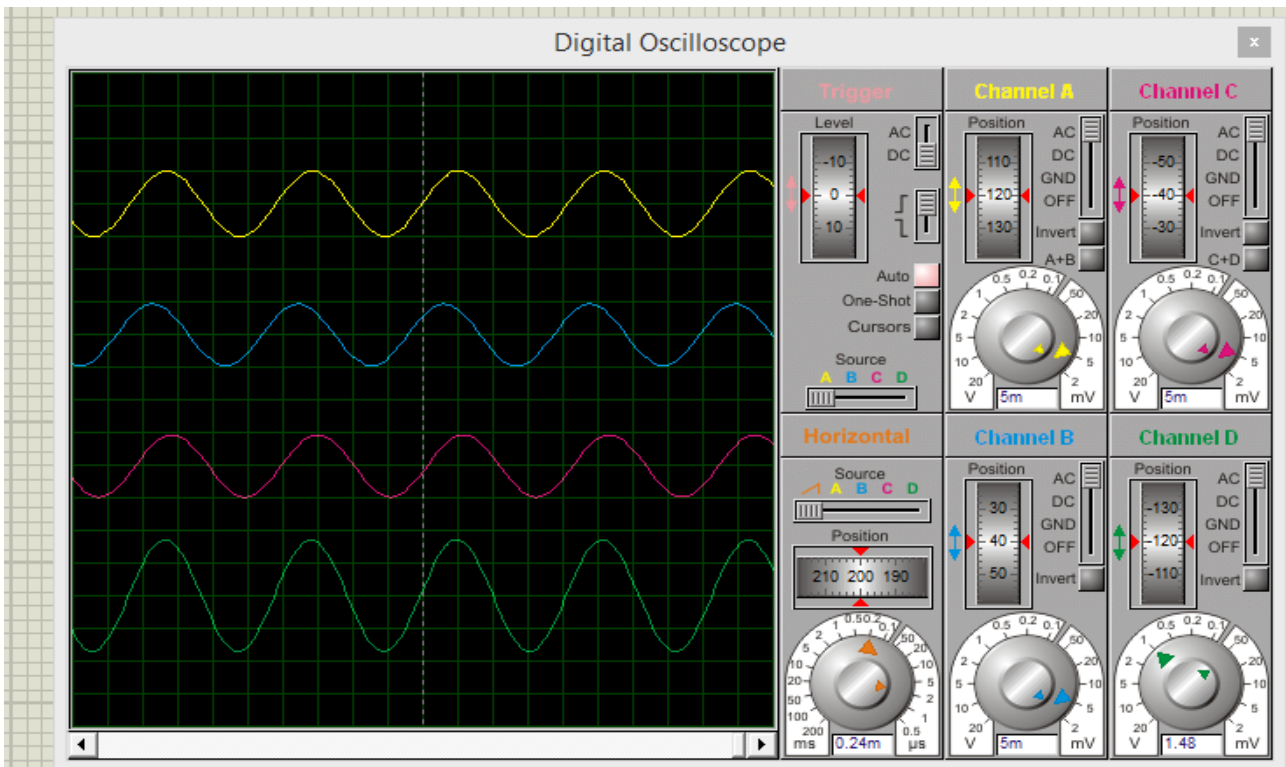


Figure57 : résultats pour 1000 Hz

Pour 4KHz :

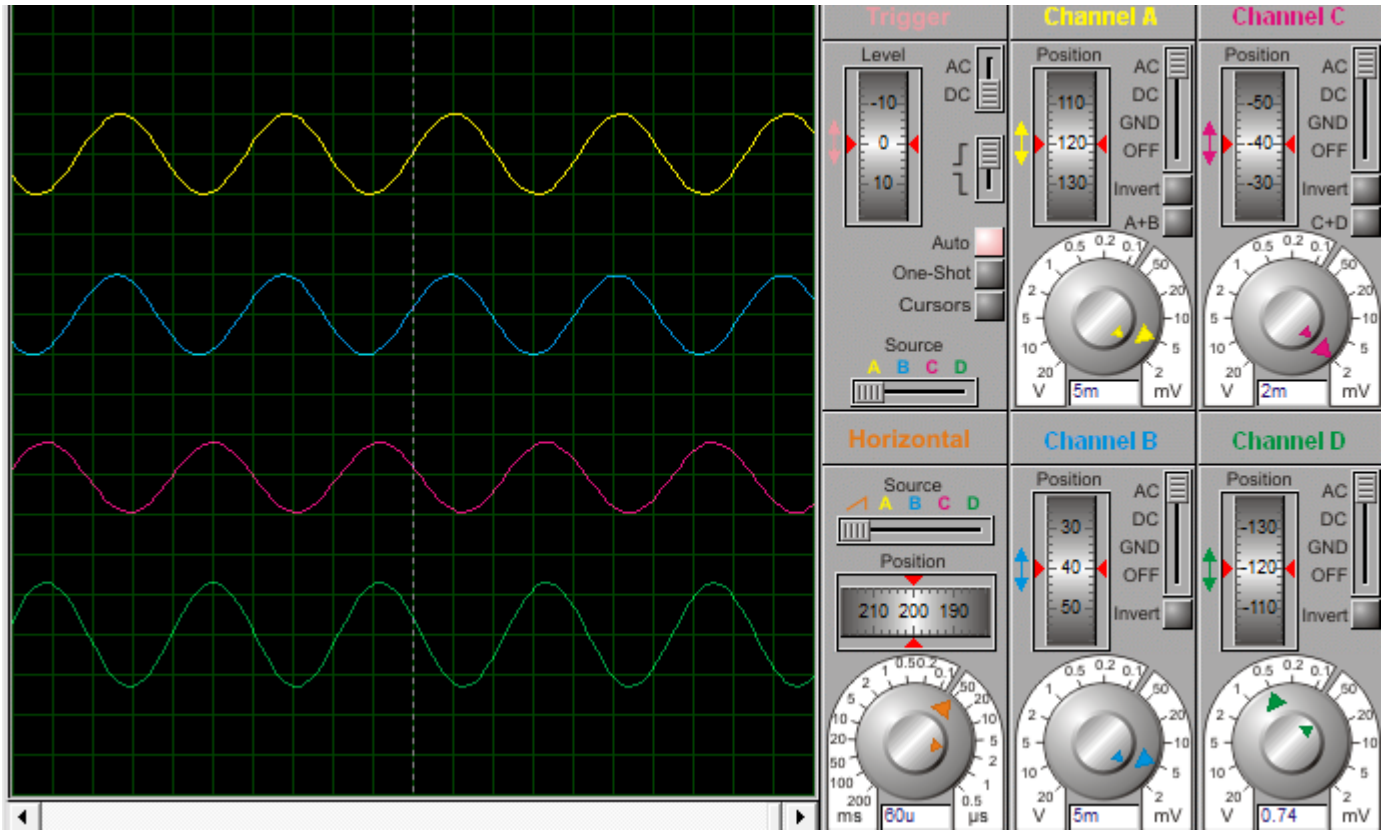


Figure58 : résultats pour 4000 Hz

On remarque que l'amplitude du signal diminue quand elle est hors la bande passante des filtres

Conclusion

Dans ce chapitre nous avons simulé le circuit avec le logiciel Proteus. Les résultats de simulation ont permis de valider la conception du dispositif. Ils sont en parfaite concordance avec les résultats des réponses théorique obtenues à partir des fonctions de transferts.

Conclusion générale

Conclusion générale

L'audition humaine est un système extrêmement complexe, il repose sur des bases physique (acoustique) et médicales (anatomie et physiologie), son fonctionnement peut être facilement détérioré provoquant la surdité et pour diagnostiquer celle-ci il existe plusieurs techniques d'exploration fonctionnelle auditive telle que le PEA qui permettra d'évaluer l'audition du patient sans sa participation, ceci est un objectif essentiel dans le domaine d'audiologie.

Ce projet de fin d'étude a été consacré à la réalisation d'un circuit capable d'extraire le tracé PEA.

Pour décrire notre dispositif, une étude détaillée sur l'anatomie et la physiologie de l'oreille a été d'abord présentée. Cette étude était suivie par une description illustrative des différentes techniques de traitement et d'exploration fonctionnelle auditive. Nous avons ensuite étudié et simulé les différents composants constituant ce dispositif.

Ce projet nous a permis une meilleure compréhension du système auditif, des mécanismes physiques et physiologiques de l'audition et des différentes techniques d'exploration fonctionnelle auditives. Il nous a permis aussi d'approfondir nos connaissances sur les capteurs, précisément, les électrodes, l'amplificateur d'instrumentation, le filtrage, l'amplification et tous les aspects des fonctions électroniques entrant dans la conception de notre circuit.

Bibliographie

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Dossier : dépistage de la surdité du nouveau-né, Les cahiers de l'audition, mars-avril 2012, n°2, volume 25, pages 21-26.
- [2] <http://www.medecine-et-sante.com/anatomie/anatoreille.html>.
- [3] Collège français d'ORL et de chirurgie cervico-faciale, Evaluation clinique et fonctionnelle d'un handicap sensoriel : la surdité, Connaissance et pratiques ORL : réussir les ECN, 2011, 2^e édition, pages 3-6.
- [4] ANDRIEU-GUITRANCOURT J., Etiologies. In NARCY P., PLOYET M-J., ANDRIEU-GUITRANCOURT J., DESNOS J., ORL pédiatrique : pathologie cervico- maxillo-faciale, 1991, pages 501-515.
- [5] LOUNDON N., MOATTI L., Altérations de l'audition et de l'équilibre. In GARABEDIAN E-N., BOBIN S., MONTEIL J-P., TRIGLIA J-M., Les différents types de surdité, ORL de l'enfant, 2006, 2^e édition, pages 37-38.
- [6] VAN DER ENT L., OEA, ASSR, PEA : le point sur les méthodes existantes. Audiology infos, janvier-février 2012, n°22, page 46-48.
- [7] MOM T., AVAN P., Les oto-émissions acoustiques provoquées transitoires et produits de distorsion acoustique. In DEGUINE O., DARROUZET V., AVAN P., BONFILS P., BORDURE P., BOUCCARA D., et al. Electrophysiologie en ORL, 2008, pages 23-27.
- [8] http://anso.pagesperso-orange.fr/page_explorations.htm
- [9] Consensus Formalisé d'Experts concernant l'Audiométrie de l'Adulte et de l'Enfant page 11
- [10] VAN DEN ABEELE. T., ESTEVE-FRAYSSÉ M-J., GODEY B., OHRESSER M., ROMAN S., TESSIER N., Potentiels évoqués et dérivés. In DEGUINE O., DARROUZET V., AVAN P., BONFILS P., BORDURE P., BOUCCARA D., et al. Electrophysiologie en ORL, 2008, pages 34-40.
- [11] CHAYS A., AVAN P., BAILLY-MASSON E., ELIOT M-M., COLLET L., KALFOUN G., Sa vie. In CHAYS A., AVAN P., BAILLY-MASSON E., ELIOT M- M., COLLET L., KALFOUN G., Naissance, vie et mort de l'oreille, édition 2008, les monographies Amplifon n° 45, page 77.
- [12] : Sahli Yasmina , Exploration fonctionnelle de l'audition : Audiométrie étude et évaluation de cas pratiques ,2018 ,page 32 à 40
- [13] : Nouvelle technologie d'identification et d'interprétation des potentiels évoqués auditifs précoces per-opératoires Sébastien Schmerber
- [14]: Jasper HH. The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1958; 10: 371–375.
- [15] : Jurcak V, Tsuzuki D, Dan I. 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited. Their validity as relative head-surface-based positioning systems. *Neuroimage* 2007; 34: 1600–1611.
- [16] : le dépistage néonatal des troubles auditifs, École de Sages-femmes de Metz, Université Henri Poincaré, Nancy I ; page 23

ANNEXES

ANNEXE 1 :

Réalisation du circuit

Pour réaliser un circuit imprimé on utilise un typon qui représente le tracé des pistes qu'on veut faire apparaître sur le circuit, il est tracé sur ordinateur avec le logiciel PROTEUS puis imprimé sur un papier transparent.

Le tracé du typon est transféré sur une plaque de cuivre recouverte d'une couche protectrice photosensible dure et adhérente qui va protéger le cuivre lors de la gravure, elle sera détruite au moment du contact avec les rayons ultra-violet. Ces derniers vont éliminer la couche protectrice photosensible à l'extérieur des pistes où le typon est transparent et le reste restera intacte (sur les pistes). Ensuite on trempe la plaque dans le bain révélateur puis on la rince avec l'eau obtenant ainsi un circuit imprimé prêt à recevoir les composants après avoir effectué le perçage.

L'étape suivante consiste à implanter les résistances, les condensateurs et les supports des amplificateurs, pour éviter toute détérioration causée par le surchauffage avec le fer à souder.

Nous avons utilisé un multimètre pour vérifier la connectivité dans toutes les pistes du circuit.

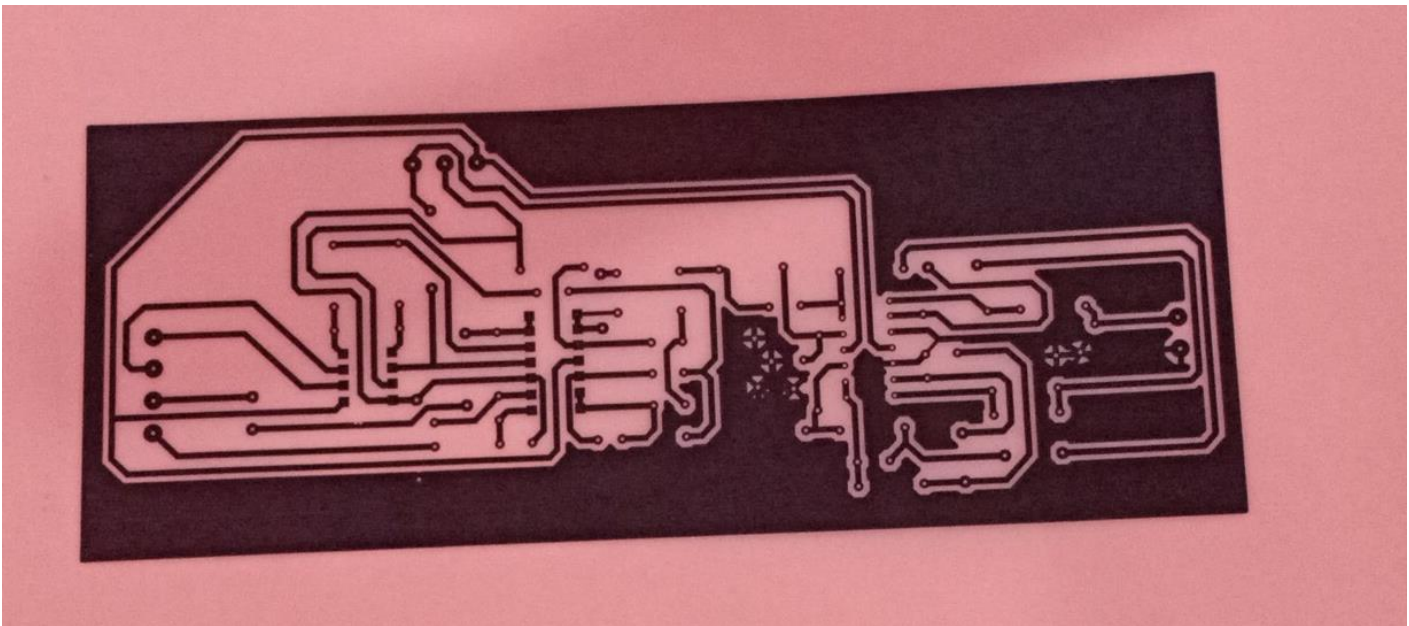


Figure 1 : circuit imprimé

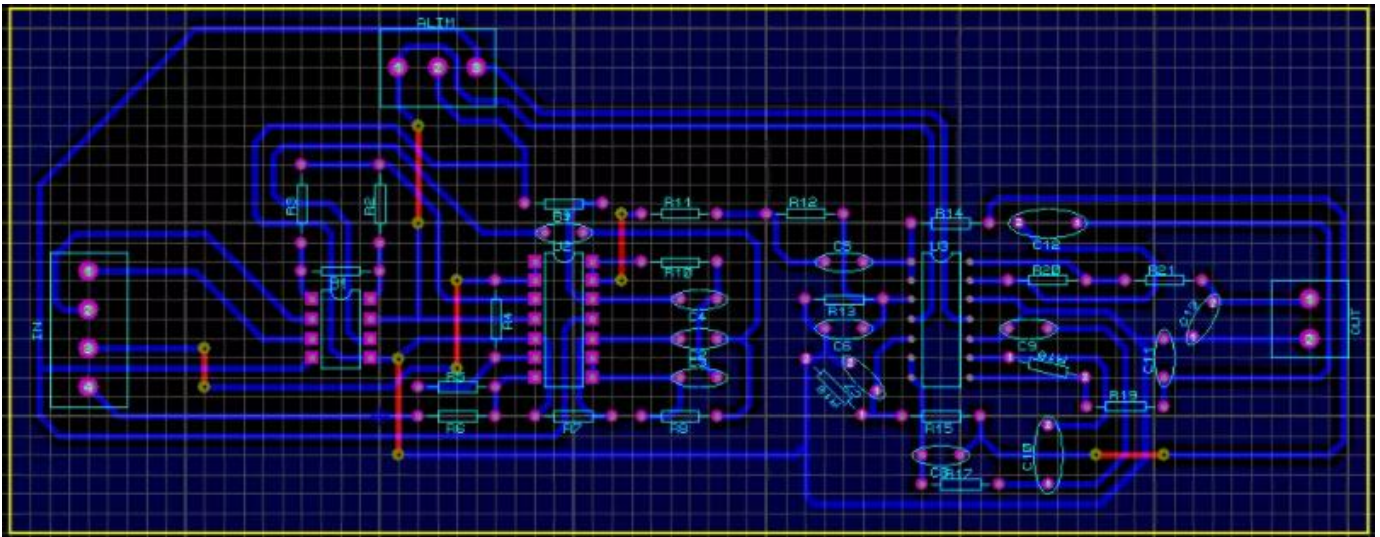


Figure 2 : Implantation des composants.

Alimentation

La consommation de ce circuit est de 28,2 mA, le système est alimenté par des batteries de 9 V afin de réduire l'artefact généré par le réseau électrique. La stimulation envoyée par les sorties gauche et droite d'une carte son (AD/DA). La sortie droite est connectée à l'entrée gauche pour la synchronisation des stimuli. La sortie gauche est reliée à une paire d'écouteurs à insérer, par lesquels le signal de stimulation excite le système auditif du sujet, générant ainsi le PEA.

Ce signal biologique, plus le bruit, est enregistré par trois électrodes placées sur la peau à différents endroits de la tête.

La sécurité du sujet est assurée, d'une part, par le fait que le système est alimenté par des piles, ce qui évite tout choc électrique éventuel dérivé du réseau électrique ; et, d'autre part, par la résistance de 1 M Ω qui relie l'électrode de masse active au sujet, ce qui limite le courant de fuite introduit dans le sujet à 9 μ A, répondant ainsi aux exigences de sécurité électrique de la norme internationale IEC 60601-1 .

Conversion analogique-numérique

La conversion analogique-numérique est réalisée par une carte son externe connectée à l'ordinateur portable via le port USB. Ce dispositif présente les avantages de la simplicité et de meilleures performances par rapport aux cartes son intégrées aux ordinateurs portables. Le convertisseur analogique-numérique doit pouvoir mesurer dans la plage de 2 nV (précision de 10% d'une amplitude standard de 20 nV d'une onde II) à 200 μ V (le niveau enregistré le plus élevé attendu d'un EEG).

Transducteur

Les écouteurs stimulent le système auditif des sujets en transformant l'énergie électrique du signal de stimulation en énergie acoustique (son).

ANNEXE

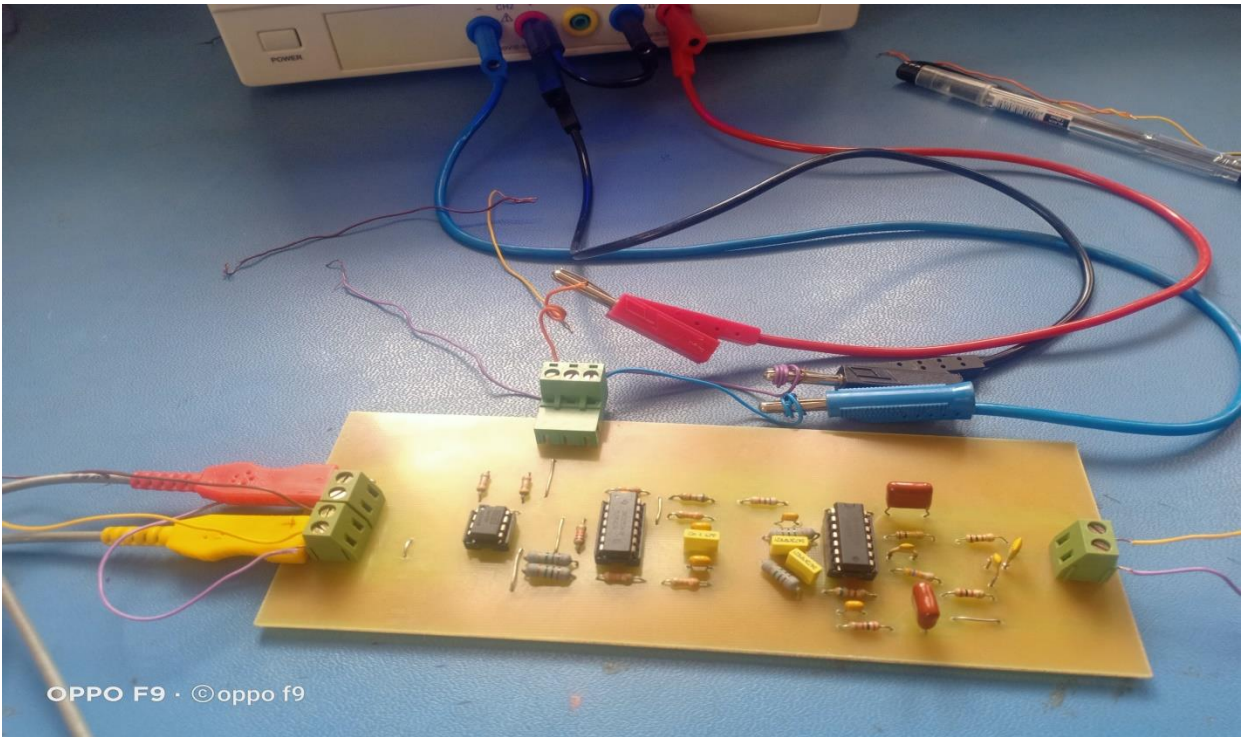


Figure3 : circuit PEA réalisé

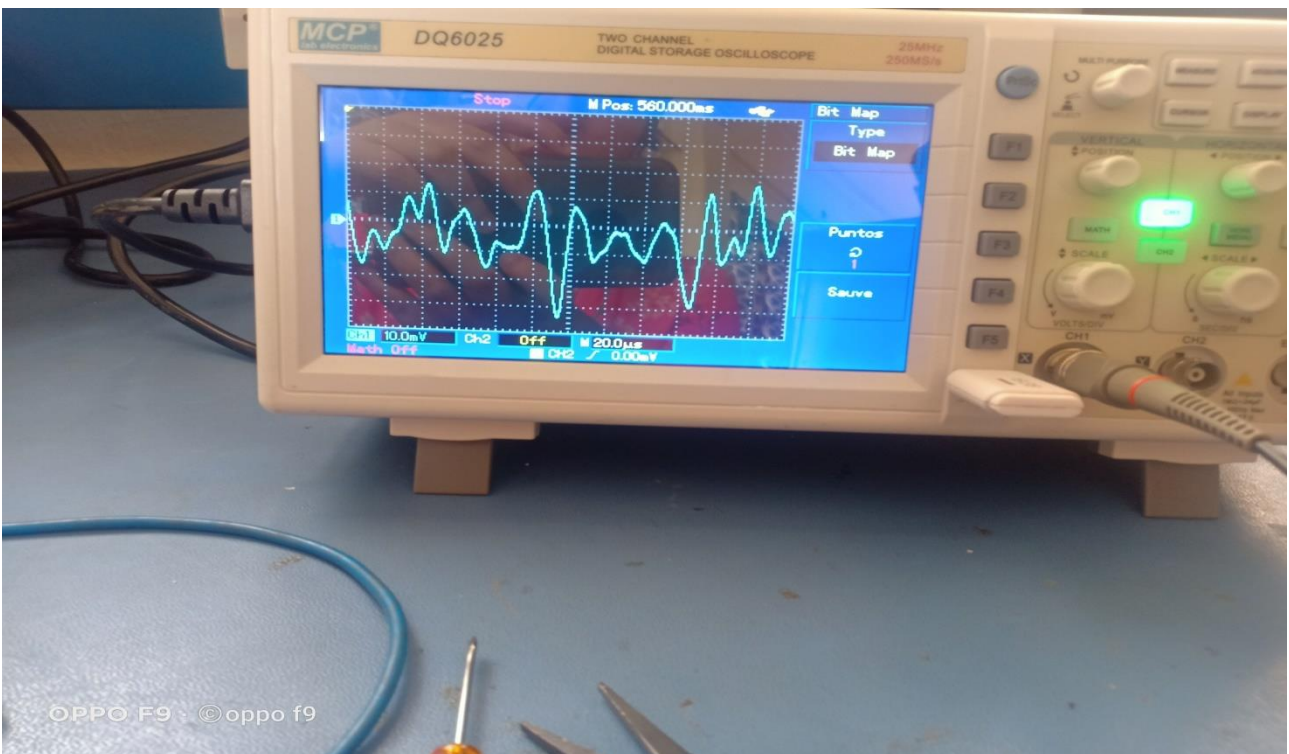


Figure 4: résultat

DATASHEET TL084

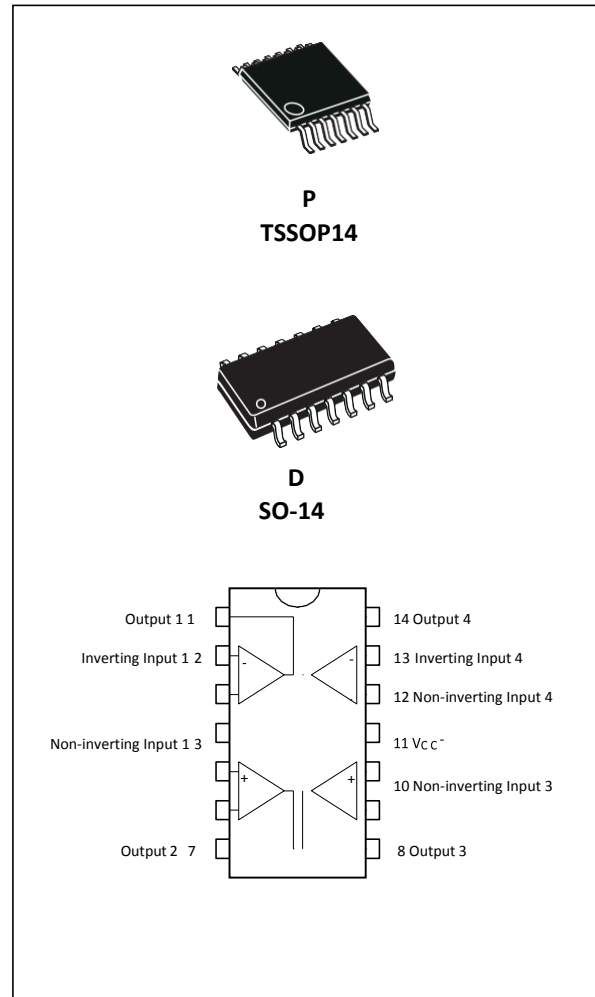
Features:

- Wide common-mode (up to V_{CC}^+) and Differential voltage range
- Low input bias and offset current
- Output short-circuit protection
- High input impedance JFET input stage
- Internal frequency compensation
- Latch up free operation
- High slew rate: 16 V/ms (typical)

Description

The TL084, TL084A, and TL084B are high-speed, JFET input, quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

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



Datasheet INA128

FEATURES:

- LOW OFFSET VOLTAGE: 50 μ V max
- LOW DRIFT: 0.5 μ V/ $^{\circ}$ C max
- LOW INPUT BIAS CURRENT: 5nA max
- HIGH CMR: 120dB min
- INPUTS PROTECTED TO \pm 40V
- WIDE SUPPLY RANGE: \pm 2.25 to \pm 18V
- LOW QUIESCENT CURRENT: 700 μ A
- 8-PIN PLASTIC DIP, SO-8

DESCRIPTION

The INA128 and INA129 are low power, general purpose instrumentation amplifiers offering excellent accuracy. Their versatile 3-op amp design and small size make them ideal for a wide range of applications. Current-feedback input circuitry provides wide band- width even at high gain (200 kHz at $G = 100$).

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. INA128 provides an industry standard gain equation; INA129's gain equation is compatible with the AD620.

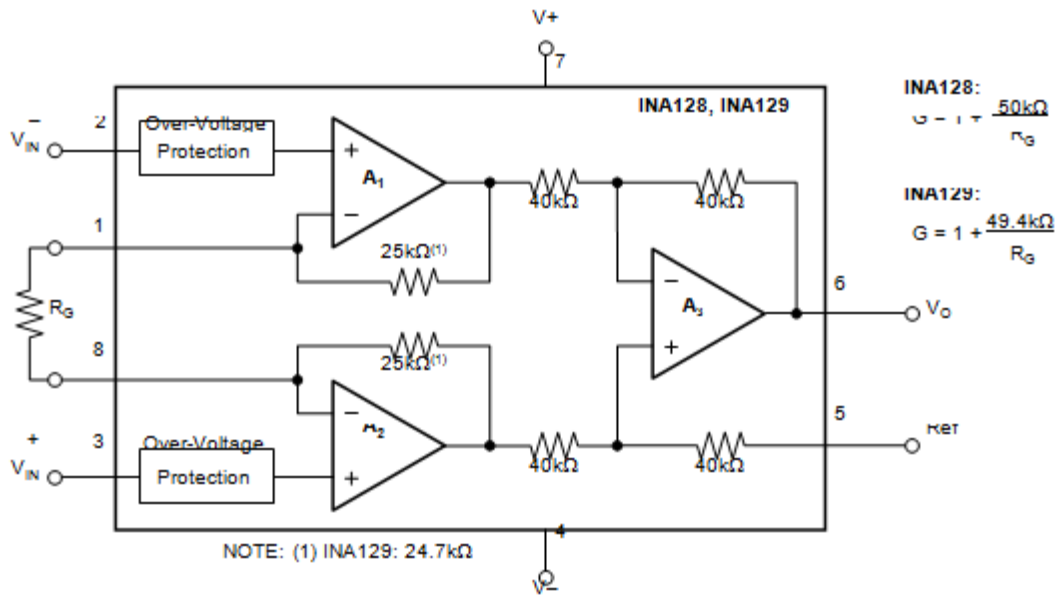
The INA128/INA129 is laser trimmed for very low offset voltage (50 μ V), drift (0.5 μ V/ $^{\circ}$ C) and high common-mode rejection (120dB at $G \geq 100$). It operates with power supplies as low as \pm 2.25V, and quiescent current is only 700 μ A—ideal for battery operated systems. Internal input protection can withstand up to \pm 40V without damage.

The INA128/INA129 is available in 8-pin plastic DIP, and SO-8 surface-mount packages, specified for the -40° C to $+85^{\circ}$ C temperature range. The INA128 is also available in dual configuration, the INA2128.

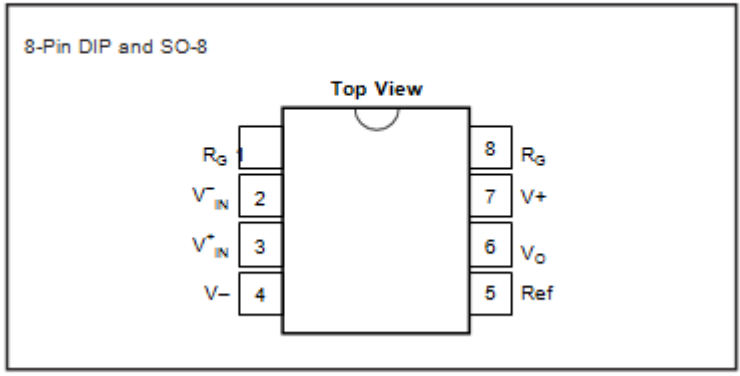
APPLICATIONS

- BRIDGE AMPLIFIER
- THERMOCOUPLE AMPLIFIER
- RTD SENSOR AMPLIFIER
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION

ANNEXE



PIN CONFIGURATION



Résumé

Résumé

L'objectivation des mesures auditives est très importante pour diagnostiquer les troubles de l'audition. Parmi les différentes techniques d'exploration fonctionnelle auditive existantes, le PEA qui se trouve en plein développement et présente de multiples avantages.

L'enregistrement des potentiels évoqués auditifs (PEA) est effectué non seulement dans les hôpitaux et les cliniques pour détecter les déficiences auditives et estimer les seuils d'audition, mais aussi dans les centres de recherche pour comprendre et modéliser les mécanismes impliqués dans le processus d'audition. Ce projet de fin d'étude décrit un système d'enregistrement du PEA performant et peu coûteux. Une description complète des modules qui composent le système d'enregistrement du PEA est fourni. Son coût de fabrication est nettement inférieur à celui d'autres solutions disponibles dans le commerce. Ces avantages peuvent s'avérer utiles dans de nombreuses applications de recherche en audiologie.

Les mots clés : potentiel évoqué auditif (PEA), objectivation, exploration fonctionnelle, déficiences auditives.

Abstract

The objectification of auditory measurements is very important for the diagnosis of hearing problems. Of the various existing functional auditory exploration techniques, AEP is in full development and has multiple advantages.

The recording of auditory evoked potentials (AEP) is not only used in hospitals and clinics to check for hearing impairment and estimate hearing thresholds, but also in research centers to study and model the mechanisms involved in the hearing process. This project presents a high-performance and low-cost AEP recording system. A full description of the modules constituting the circuit is provided. Its construction cost is significantly lower than other solutions. These benefits can be useful in many Audiology research's applications.

Keywords: Auditory evoked potential (AEP), objectification, functional exploration, hearing impairment.

ملخص

إن الموضوعية في قياسات السمع مهمة جداً في تشخيص مشاكل السمع. من بين العديد من تقنيات الاستكشاف الوظيفي السمع الحالية، PEA، والتي هي في تطور كامل ولها العديد من المزايا. يتم إجراء تسجيل الإمكانات المستحثة السمعية (PEA) ليس فقط في المستشفيات والعيادات لاكتشاف ضعف السمع وتقدير عتبات السمع، ولكن أيضاً في مراكز الأبحاث لفهم ونمذجة الآليات المتضمنة في العملية السمعية. يصف هذا المشروع نظام تسجيل PEA فعال وغير مكلف. يتم توفير وصف كامل للوحدات التي تشكل هذا الجهاز. تكلفة التصنيع أقل بكثير من تكلفة الأجهزة الأخرى المتاحة تجارياً. هذه المزايا مفيدة في العديد من تطبيقات أبحاث السمع.

الكلمات المفتاحية: أثار السمع الكامن (AEP)، الاستكشاف الوظيفي، ضعف السمع.