

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

**REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE**

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

**Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique**

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان -

**Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –**

**Faculté de TECHNOLOGIE**



**MEMOIRE**

Présenté pour l'obtention du **diplôme** de **MASTER**

**En : GENIE BIOMEDICAL**

**Spécialité : Electronique et Maintenance Biomédicale**

**Par: TAHAR AMAR Mohammed**

**BENTALEB Asma**

**Sujet**

***Exploration des Potentiels Evoqués Visuels (PEV)  
pour la détection des troubles neuro-ophtalmologiques et occipitaux***

Soutenu publiquement, le 29 juin 2025, devant le jury composé de :

M. RAHMOUN Fethi	MAA	Université de Tlemcen	Président
M. HAMZA CHERIF Lotfi	Professeur	Université de Tlemcen	Examinateur
M. DJEBBARI Abdelghani	Professeur	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire : 2024 / 2025

# *Remerciements*

Tout d'abord, nous tenons à remercier **Allah**, Le Tout-Puissant, pour Sa grâce infinie qui nous a permis d'atteindre ce stade, pour la réussite, la force et le courage qu'Il nous a accordés afin de mener à bien ce travail.

Nous souhaitons exprimer notre profonde gratitude à notre encadrant, Professeur **DJEBBARI Abdelghani**, pour l'honneur que nous avons eu de travailler sous sa direction. Nous le remercions sincèrement pour tous les efforts qu'il a déployés, ainsi que pour son soutien constant, ses conseils précieux et ses orientations qui nous ont permis de donner le meilleur de nous-mêmes.

Nous remercions également les membres du jury, Monsieur **RAHMOUN Fethi**, président, et Monsieur **HAMZA CHERIF Lotfi**, examinateur et chef du département de Génie biomédical, d'avoir accepté d'évaluer notre mémoire. Nous leur sommes reconnaissants pour le temps qu'ils nous ont accordé ainsi que pour leurs remarques constructives.

Nos remerciements s'adressent aussi à l'ensemble des enseignants du département de génie biomédical ainsi qu'à tous le personnel du laboratoire, pour leur aide, leur disponibilité et leur bienveillance tout au long de notre parcours.

Enfin, nous adressons notre profonde reconnaissance à nos familles respectives, la famille **Tahar Amar** et la famille **Bentaleb**, ainsi qu'à tous nos amis, pour leur foi en nous, leur soutien moral et leur aide précieuse tout au long de notre parcours académique.

# Dédicace

Je dédie ce travail à mes parents, qui ont veillé sur moi depuis le premier jour de ma naissance et continuent encore aujourd'hui à me soutenir. Je ne pourrai jamais vous rendre, à la hauteur de leur profondeur, tous vos sacrifices et tous vos efforts. Soyez certains que si je suis là aujourd'hui, c'est grâce à vous.

À ma tante, qui a toujours pris plaisir à me nourrir, à veiller sur moi, et qui a su voir en moi un homme en devenir, porteur de potentiels insoupçonnés. J'espère être aujourd'hui celui que vous aviez entrevu, tel que vous l'espérez.

À mes grandes sœurs, et à mes deux sœurs jumelles, auprès de qui j'ai grandi, dans ce qui fut pour moi le plus beau des berceaux d'amour, de tendresse et de protection. Merci pour votre présence inestimable.

À mes chers amis, qui m'ont offert leur sincérité, leur soutien et leur confiance. Merci pour chaque seconde partagée à mes côtés, pour chaque sourire, chaque encouragement. À mon petit neveu, en qui je vois déjà tant de promesses. Que la vie t'ouvre de belles voies et que tu puises, dans notre histoire, la force de réaliser les merveilles qui sommeillent en toi.

Et à moi-même...

Moi qui ai tant douté, tant stressé, tant rêvé, tant espéré...

Voici un travail qui témoigne de ma persévérance et de ma reconnaissance envers moi-même.

Sois fier de ce chemin parcouru. Ce n'est qu'un début. L'avenir sera encore meilleur — ne doute jamais de toi.

Mohammed

# Dédicace

Je dédie ce travail à moi-même, pour avoir cru en mes capacités, persévéré malgré les difficultés et fourni tant d'efforts tout au long de mon parcours. Ce travail est d'abord pour toi.

À ma chère grand-mère, qui m'emmenait chaque jour à l'école lorsque j'étais enfant, sans jamais se lasser ni se plaindre, et qui œuvrait pour ma réussite autant que moi-même. Tu n'as pas pu être là pour partager ce moment, mais j'espère que tu le ressens, où que tu sois... J'aurais tant aimé que tu sois ici.

À mon grand-père, ce grand homme qui m'a toujours encouragée, et qui a tant souhaité voir mon avenir... Me voici enfin, telle qu'il l'espérait.

À mon père, qui a toujours été fier de moi et m'a toujours poussée à aller de l'avant... Voici une autre réussite que je t'offre.

À ma mère, celle qui m'a mise au monde et a supporté tout cela avec tant de courage... J'espère que ce que j'ai accompli aujourd'hui te rend heureuse.

À ma sœur unique, qui a toujours cru en moi, m'a soutenue sans jamais me quitter... Cette réussite est autant la tienne que la mienne.

À mon grand frère, l'ancre solide qui m'a toujours soutenue... Merci d'avoir cru en moi et en mes rêves, j'espère avoir pu te rendre fier.

À mes petits frères, je vous souhaite de réaliser bien plus que ce que j'ai pu accomplir.

Enfin, à tous mes amis proches, merci pour votre soutien, pour votre présence, et pour toutes ces merveilleuses années partagées ensemble.

Asma

## *Résumé*

Ce mémoire s'inscrit dans le cadre de l'exploration des potentiels évoqués visuels (PEV) en tant qu'outil de dépistage des dysfonctionnements du système visuel. Il a pour objectif le développement d'un prototype destiné à l'acquisition et au traitement des signaux électroencéphalographiques (EEG) enregistrés au niveau des régions corticales en réponse à des stimulations visuelles. Une chaîne de traitement a été mise en œuvre, intégrant des étapes de prétraitement et de filtrage, dans le but de faciliter l'étude des réponses corticales associées. Le système développé est basé sur un circuit de mise-en-forme analogique conçu autour d'un amplificateur d'instrumentation, permettant de mettre en exergue le signal EEG, et d'une platine de développement du type Arduino Mega assurant essentiellement l'acquisition de données. Une interface graphique fonctionnant sur un PC permet d'enregistrer les signaux EEG sous forme d'un fichier de données pour un traitement ultérieur. Des essais expérimentaux ont été réalisés selon un protocole défini sur deux sujets : l'un sain, l'autre présentant une atteinte visuelle. Ce travail constitue une base technique et méthodologique en vue d'applications futures dans le domaine du diagnostic visuel.

***Mots-clés* : potentiels évoqués visuels (PEV), EEG, stimulation visuelle, acquisition de signaux, traitement du signal, dépistage visuel.**

## *Abstract*

This thesis is part of the exploration of visual evoked potentials (VEP) as a tool for screening visual system dysfunctions. Its objective is the development of a prototype intended for the acquisition and processing of electroencephalographic (EEG) signals recorded at the cortical regions in response to visual stimuli. A processing chain has been implemented, integrating preprocessing and filtering steps, with the aim of facilitating the study of associated cortical responses. The developed system is based on an analog conditioning circuit designed around an instrumentation amplifier, allowing the EEG signal to be highlighted, and an Arduino Mega development board primarily ensuring data acquisition. A graphical interface running on a PC allows the recording of EEG signals as a data file for further processing. Experimental trials were conducted according to a defined protocol on two subjects: one healthy, the other with a visual impairment. This work constitutes a technical and methodological basis for future applications in the field of visual diagnostics.

***Keywords*: visual evoked potentials (VEPs), EEG, visual stimulation, signal acquisition, signal processing, visual screening.**

## Sommaire :

<b>Résumé</b> .....	1
➤ Liste des figures .....	
➤ Liste des tableaux.....	
➤ Liste des abréviations.....	
<b>Introduction générale</b> .....	1
<b>I. Chapitre 01 : Anatomie et exploration fonctionnelle du système visuel</b> .....	2
Introduction : .....	2
1. Système visuel : .....	2
➤ Anatomie et physiologie : .....	2
1. L'œil : .....	2
i. Segment Antérieur : .....	2
ii. Segment Postérieur : .....	3
2. Physiologie de la Vision : .....	5
3. Les voies visuelles : .....	5
3.1. Nerf optique : .....	5
3.2. Chiasma Optique : .....	5
3.3. Tractus optique : .....	6
3.4. Corps géniculé latéral (CGL) : .....	6
3.5. Radiations optiques : .....	6
4. Cortex Visuel : .....	7
2. L'électroencéphalogramme (EEG): .....	8
2.1. Principe : .....	8
2.2. Spectres et Ondes de l'EEG : .....	8
3. Les Potentiels évoqués visuels : .....	9
3.1. Principe : .....	9
3.2. Stimulation et Enregistrement des réponses : .....	10
3.2.1. Stimulation : .....	10
3.2.2. Réponse : .....	11
3.2.3. Corrélation entre résultat et anomalie : .....	12
3.3. La névrite optique : .....	12
3.4. Le glaucome : .....	12
Conclusion : .....	12
<b>II. Chapitre 02 : Conception et mise en œuvre du système</b> .....	13

Introduction :	13
I. Schéma bloc :	13
II. Electrodes :	13
o Type d'électrodes :	13
o Emplacements des électrodes :	14
III. Circuit d'alimentation stabilisée DC :	15
3.1. Définition et Principe :	15
3.2. Synoptique et Schéma du principe :	15
3.3. Transformateur abaisseur 220v/6v :	15
3.4. Pont redresseur (GREATZ) :	17
3.4.1 Redressement simple alternance :	17
3.4.2 Redressement double alternance avec le pont de GRAETZ :	18
3.5. Filtrage (Lissage) :	19
3.6. Régulation :	20
3.7. Circuit Inverseur de tension :	20
3.7.1. Principe de fonctionnement :	21
3.8. Réalisation et résultat de cette alimentation symétrique :	21
IV. Pré amplification :	22
➤ Amplificateur d'instrumentation :	22
➤ Amplificateur d'instrumentation (UA741) :	26
Le Gain différentiel :	27
V. Filtrage :	30
i. Filtre passe-haut :	30
ii. Filtre passe-bas :	31
iii. Filtre réjecteur (Notch filter) :	33
VI. Le montage suiveur :	37
VII. Etage d'amplification :	37
VIII. Circuit d'offset :	39
IX. La carte d'acquisition utilisée :	40
➤ Composition électronique de la carte :	41
• Le microcontrôleur ATmega2560 :	41
• Les broches numériques et analogiques :	41
X. Interface python pour l'acquisition et la visualisation en temps réel :	42
➤ <i>Fonctionnalités principales</i> :	42

Conclusion :	43
<i>III. Chapitre 03 : Interprétation et analyse des résultats</i> .....	44
Introduction :	44
I. Acquisition des signaux électrophysiologiques :	44
i. Acquisition de de l'électrocardiogramme (ECG).....	44
ii. Acquisition de l'électromyogramme (EMG) .....	45
iii. Acquisition de l'électro-oculogramme (EOG) : .....	45
II. Protocole expérimentale d'acquisition :	47
2.1. Les sujets testés :	47
2.2. Configuration d'enregistrement EEG :	47
2.3. Stimulation visuelle :	48
2.4. Conditions expérimentales :	48
2.5. Activités expérimentales réalisées :	48
III. Mesure et Processus pour l'électroencéphalgraphe (EEG).....	49
i. Enregistrement de l'activité EEG au repos (sans stimulation, sujet sain).....	51
ii. Traitement numérique des signaux EEG : .....	55
iii. Résultats pratiques de mise-en-forme et d'acquisition de PEVs .....	59
3.1. Enregistrement des clignements oculaires .....	60
a. Série de clignements lents et répétés .....	60
b. Série de clignements rapides et répétés :.....	63
3.2. Stimulation visuelle par damier réversible .....	65
3.3. Stimulation visuelle par flash lumineux : .....	72
iv. Analyse des résultats pour le sujet avec Strabisme.....	83
v. Comparaison des signaux en condition basale entre un sujet sain et un sujet atteint de strabisme :	86
vi. Visualisation sous MATLAB de réponses évoquées potentiellement associées au pic P100 :.....	91
Conclusion.....	93
<i>Conclusion générale</i> .....	94
<i>Les références bibliographiques</i> .....	

## ➤ Liste des figures

Figure I.1: l'accommodation de l'œil [3].....	3
Figure I.2: Coupe transversale de l'œil montrant les couches de la rétine[5]. .....	4
Figure I.3: anatomie de l'œil. [6].....	5
Figure I.4: les voies visuelles.[8].....	6
Figure I.5: Le cortex occipital et ses aires fonctionnelles.[9].....	7
Figure I.6: Les différentes ondes de l'EEG.[11] .....	8
Figure I.7 : Examen des PEV en damier.[16].....	10
Figure I.8: Exemple de stimulus en damier pour les PEV et les différentes zones ciblées .[16], [17] .....	11
Figure I.9: Forme d'onde PEV.[17] .....	11
Figure II.1 : Schéma bloc du système de mise-en-forme de PEVs.....	13
Figure II.2: Électrodes sèches (dry) à pointes en Ag/AgCl pour enregistrement EEG.....	14
Figure II.3: Configuration des électrodes EEG pour l'extraction des PEV.....	14
Figure II.4 : schéma synoptique de l'alimentation Stabilisée.....	15
Figure II.5 Circuit de l'alimentation symétrique avec Proteus.....	15
Figure II.6 : forme commercial du transformateur. ....	16
Figure II.7 : illustration du principe de Fonctionnement.....	16
Figure II.8 : Illustration du transformateur abaisseur avec Proteus. ....	16
Figure II.9: le Transformateur utilisée pour cette alimentation stabilisée. ....	17
Figure II.10 schéma et signaux avant et après redressement.....	17
Figure II.11: fonction des diodes d'alternance positive et négative dans le pont de GRAETZ. ....	18
Figure II.12 : résultat obtenue avec le le pont de GRAETZ.....	18
Figure II.13: symbole et forme commerciale de la capacité polarisée.....	19
Figure II.14:Tension après filtrage. ....	19
Figure II.15 : résultat obtenue avec le condensateur 1000 $\mu$ F.....	19
Figure II.16: Régulateur du type LM7806. ....	20
Figure II.17: Architecture interne et configuration du circuit inverseur. ....	21
Figure II.18: Réalisation du Circuit Inverseur ICL 7660. ....	21
Figure II.19 : Circuit d'alimentation isolée. ....	22
Figure II.20: Tension de sortie de l'alimentation isolée.....	22
Figure II.21: forme commerciale et schéma interne du circuit intégré INA129.....	24
Figure II.22: circuit de pré amplification. ....	24
Figure II.23: Circuit de pré amplification monté sur la plaque d'essai et circuit final réalisé.....	25
Figure II.24 : Visualisation du signal amplifié à l'oscilloscope à l'aide de l'amplificateur INA129. ....	25
Figure II.25: forme commercial et schéma représentatif de l'UA741. ....	27
Figure II.26: simulation de l'amplificateur d'instrumentation avec Proteus. ....	27
Figure II.27: circuit de l'amplificateur monté sur la plaque d'essais et circuit final réalisé.....	28
Figure II.28: visualisation du signal amplifié sur oscilloscope. ....	28
Figure II.29:TRMC (dB) en fonction de la fréquence : UA741 vs INA129. ....	30
Figure II.30: La configuration de filtre passe-haut passif. ....	30
Figure II.31 : Simulation de filtre passe haut-passif avec Proteus.....	31
Figure II.32: Réponse fréquentielle d'un filtre passe-haut passif.....	31
Figure II.33 : La configuration de filtre passe- bas passif.....	32
Figure II.34 : Simulation de filtre passe-bas passif avec Proteus. ....	32

Figure II.35 : Réponse fréquentielle d'un filtre passe-bas passif. ....	33
Figure II.36 : Principe de fonctionnement d'un filtre réjecteur. ....	33
Figure II.37 : La configuration de filtre réjecteur en double T. ....	34
Figure II.38 : Simulation de filtre réjecteur avec Proteus. ....	34
Figure II.39: Les réponses fréquentielles du filtre Notch selon K. ....	35
Figure II.40: Filtre Notch réalisé. ....	36
Figure II.41: Réponse du filtre Notch à 50 Hz. ....	36
Figure II.42 : Réponse du filtre réjecteur à 20 Hz. ....	36
Figure II.43: circuit simulé et réalisée du suiveur avec le TL081 ....	37
Figure II.44: circuit d'amplificateur non inverseur su Proteus et le circuit réalisé. ....	37
Figure II.45: résultat obtenu de cet amplificateur non inverseur. ....	38
Figure II.46 : Circuit de conditionnement du signal. ....	38
Figure II.47: Signal avant et après l'étage de conditionnement. ....	38
Figure II.48: circuit d'offset. ....	39
Figure II.49 : forme commercial et schéma représentatif du circuit intégré TL081. ....	39
Figure II.50: Circuit d'offset monté sur la plaque d'essai et circuit final réalisé. ....	40
Figure II.51 : Visualisation du signal avec correction d'offset à l'oscilloscope. ....	40
Figure II.52: La carte Arduino Mega. ....	41
Figure II.53 : Présentation de l'interface Python pour l'acquisition EEG. ....	42
Figure II.54 : Acquisition d'un signal sinusoïdal avec la carte Arduino. ....	43
Figure III.1 : Signal ECG acquis à travers le circuit INA129 ....	44
Figure III.2 : Signal EMG acquis à l'aide de l'INA129 et un étage de mise en forme. ....	45
Figure III.3 : positionnement des électrodes et nature du Signal EOG. ....	45
Figure III.4: Signal EOG acquis à l'aide de l'INA129 et un étage de mise en forme. ....	46
Figure III.5: EOG avec positionnement horizontal après ajustement de la fréquence de coupure ....	46
Figure III.6: EOG avec des mouvements haut et bas pour des positionnements verticaux. ....	46
Figure III.7: Configuration d'enregistrements EEG ....	47
Figure III.8 : Première acquisition de l'électroencéphalogramme (EEG). ....	50
Figure III.9 : Influence du bruit de l'interférence du réseau électrique à 50 Hz sur l'acquisition des signaux	50
Figure III.10: signal de l'EEG avec une électrode dans l'os mastoïde comme référence. ....	51
Figure III.11 : Mise-en-forme et acquisition du signal EEG. ....	52
Figure III.12: visualisation de signal EEG capté au niveau de O2 sur l'oscilloscope. ....	53
Figure III.13: Signal EEG au niveau de l'électrode O2 ....	53
Figure III.14: Effet des artefacts moteurs sur le signal EEG. ....	54
Figure III.15: Visualisation en temps réel du signal EEG au repos via l'interface graphique développée, mettant en évidence les artefacts induits par les mouvements faciaux et oculaires. ....	55
Figure III.16: Signal EEG original affiché sous MATLAB – avant traitement numérique, permettant une analyse numérique détaillée des variations d'amplitude et de fréquence liées aux artefacts. ....	55
Figure III.17: signal filtré à 10Hz. ....	56
Figure III.18 : signal filtré à 0.8Hz. ....	57
Figure III.19: Signal EEG au repos enregistré au niveau de l'électrode O1. ....	57
Figure III.20: Signal EEG au repos enregistré au niveau de l'électrode O2. ....	58
Figure III.21: Signal EEG au repos enregistré au niveau de l'électrode Oz. ....	59
Figure III.22: enregistrement d'EEG lors d'un repos et lors de la visualisation (Oz). ....	60
Figure III.23 : les signaux enregistrés au niveau des électrodes O1 et O2 lors du test de clignements. ....	61
Figure III.24: Signal EEG au niveau de l'électrode Oz pendant les clignements (visualisation MATLAB). ..	62

Figure III.25: Signal EEG au niveau de l'électrode O1 pendant les clignements (visualisation MATLAB)...	62
Figure III.26: Signal EEG au niveau de l'électrode O2 pendant les clignements (visualisation MATLAB)...	63
Figure III.27: Signal EEG lors de la visualisation repos et clignement (Oz). .....	63
Figure III.28: enregistrements de l'EEG lors d'un clignement rapide dans O1 et O2.....	64
Figure III.29: Signal EEG au niveau de l'électrode O1 pendant les clignements rapide (visualisation MATLAB).....	64
Figure III.30: Signal EEG au niveau de l'électrode O2 pendant les clignements rapide (visualisation MATLAB).....	65
Figure III.31: Signal EEG au niveau de l'électrode Oz pendant les clignements rapide (visualisation MATLAB).....	65
Figure III.32: Illustration du protocole de stimulation visuelle par damier réversible utilisé pour l'enregistrement des PEV.....	66
Figure III.33: Signal de stimulation en 30' sur O1, Oz et O2 (binoculaire).....	67
Figure III.34: un signal sur O2 avec des pics réguliers (stimulation binoculaire en 15'). .....	68
Figure III.35: des signaux O1/Oz montrant perturbations (stimulation binoculaire en 15'). .....	68
Figure III.36 : Les résultats Signal EEG enregistré sur O2 (stimulation en 30').....	69
Figure III.37: Signal EEG enregistré sur O2 (stimulation binoculaire en 30) pour un sujet atteint. ....	70
Figure III.38: Tracé EEG stimulé par damier réversible – Électrode O2 (stimulation en 30).....	70
Figure III.39 : Tracé EEG stimulé par damier réversible – Électrode O2 (stimulation en 30).....	71
Figure III.40: Tracé EEG stimulé par damier réversible – Électrode O1 (stimulation en 30).....	71
Figure III.41: Tracé EEG stimulé par damier réversible – Électrode O1 (stimulation en 15).....	71
Figure III.42 : Tracé EEG stimulé par damier réversible – Électrode Oz (stimulation en 30).....	72
Figure III.43 : Tracé EEG stimulé par damier réversible – Électrode Oz (stimulation en 15).....	72
Figure III.44: Différents signaux EEG enregistrés lors de la stimulation binoculaire. ....	73
Figure III.45: Signal EEG enregistré au niveau d'O1 – Stimulation flash binoculaire (MATLAB). ....	74
Figure III.46: Signal EEG enregistré au niveau d'O2 – Stimulation flash binoculaire (MATLAB). ....	74
Figure III.47: Signal EEG enregistré au niveau d'Oz – Stimulation flash binoculaire (MATLAB). ....	74
Figure III.48: Résultats des signaux EEG enregistrés sur l'électrode O1 lors de la stimulation monoculaire. .	75
Figure III.49 : Signal EEG enregistré au niveau d'O1 – Stimulation flash monoculaire de l'œil droit (MATLAB). .....	76
Figure III.50: Signal EEG enregistré au niveau d'O1 – Stimulation flash monoculaire de l'œil gauche (MATLAB). .....	76
Figure III.51: Résultats des signaux EEG enregistrés sur l'électrode O2 lors de la stimulation monoculaire. .	76
Figure III.52: Signal EEG enregistré au niveau d'O2 – Stimulation flash monoculaire de l'œil droit (MATLAB). .....	77
Figure III.53: Signal EEG enregistré au niveau d'O2 – Stimulation flash monoculaire de l'œil gauche (MATLAB). .....	77
Figure III.54: Résultats des signaux EEG enregistrés sur l'électrode Oz lors de la stimulation monoculaire. .	78
Figure III.55 : Signal EEG enregistré au niveau d'Oz – Stimulation flash monoculaire de l'œil droit (MATLAB). .....	78
Figure III.56: Signal EEG enregistré au niveau d'Oz – Stimulation flash monoculaire de l'œil gauche (MATLAB). .....	78
Figure III.57: Répétitions des signaux EEG enregistrés sur Oz – Stimulation monoculaire (œil gauche). ....	79
Figure III.58: Répétitions des signaux EEG enregistrés sur O2 – Stimulation monoculaire (œil droit). .....	81
Figure III.59: Répétitions des signaux EEG enregistrés sur O1 – Stimulation monoculaire (œil droit). .....	82
Figure III.60 : Protocole d'analyse des résultats – Sujet avec strabisme. ....	83
Figure III.61: signaux pour le flash lumineux pour le sujet 2. ....	84

Figure III.62: Comparaison et analyse des résultats entre l'œil droit et l'œil gauche chez le sujet atteint de strabisme. ....	86
Figure III.63: illustration de la différence entre le sujet sain et malade dans la position O2 de repos. ....	87
Figure III.64: simulation flash lumineux binoculaire chez le sujet sain et malade. ....	88
Figure III.65: Stimulation flash monoculaire de l'œil droit chez le sujet sain et malade. ....	88
Figure III.66 : Stimulation flash monoculaire de l'œil gauche chez les sujets sain et malade. ....	89
Figure III.67: Signal EEG au niveau d'O2 – Sujet avec strabisme (activité de repos, MATLAB). ....	90
Figure III.68: Signal EEG au niveau d'O2 – Sujet avec strabisme (stimulation flash binoculaire, MATLAB). .....	90
Figure III.69: Signal EEG au niveau d'O2 – Sujet avec strabisme (stimulation flash monoculaire – œil droit, MATLAB). ....	91
Figure III.70 : Signal EEG au niveau d'O2 – Sujet avec strabisme (stimulation flash monoculaire – œil gauche, MATLAB). ....	91
Figure III.71: Signal EEG enregistré au niveau de l'électrode O2 – Apparition possible du composant P100. .....	92

➤ Liste des tableaux

Tableau II-1 : Caractéristiques de l'INA129. ....	26
Tableau II-2: Caractéristiques de l'amplificateur d'instrumentation à base de l'UA741. ....	29
Tableau III-1 : Profils visuels des participants. ....	47

## ➤ Liste des abréviations

**PEV**: Potentiels Évoqués Visuels.

**CGL** : corps géniculé latéral.

**EEG** : Electroencephalogram (Électroencéphalogramme).

**ECG** : Electrocardiogram (Électrocardiogramme).

**EMG** : Electromyogram (Électromyogramme).

**EOG**: Electro-oculogram (Électro-oculogramme).

**SEP**: Sclérose en plaques.

**AC** : Alternating Current (Courant alternatif).

**DC**: Direct Current (Courant continu).

**AOP**: Amplificateur Opérationnel.

**JFET**: Junction Field Effect Transistor (Transistor à effet de champ à jonction).

**CMRR / TRMC** : Common Mode Rejection Ratio (Taux de réjection du mode commun.).

**SNR** : Signal-to-Noise Ratio (Rapport signal sur bruit).

**PSRR** : Power Supply Rejection Ratio (Taux de réjection de l'alimentation).

**ADC** : Analog-to-Digital Converter (Convertisseur analogique-numérique).

**IDE** : Integrated Development Environment (Environnement de développement intégré).

**ISCEV** : International Society for Clinical Electrophysiology of Vision (Société Internationale d'Électrophysiologie Clinique de la Vision).

## Introduction générale

L'évaluation des fonctions visuelles repose sur des méthodes d'exploration qui renseignent à la fois sur l'état anatomique et sur le fonctionnement des structures impliquées dans la vision. Parmi celles-ci, l'enregistrement des potentiels évoqués visuels (PEV) permet d'évaluer l'intégrité des voies visuelles, de la rétine jusqu'au cortex occipital, en fournissant des données précises sur la conduction nerveuse. Cette technique s'impose comme un outil essentiel pour l'étude des troubles affectant la transmission de l'information visuelle, notamment dans les atteintes neuro-ophtalmologiques et corticales.

Ces pathologies perturbent la transmission des informations visuelles entre la rétine et le cortex occipital, pouvant entraîner des déficits sensoriels parfois sévères et compromettre considérablement la qualité de vie des patients. La détection précoce et un diagnostic fiable de ces atteintes sont donc essentiels pour instaurer une prise en charge appropriée et prévenir l'aggravation des troubles. Dans ce contexte, les PEV constituent une méthode non invasive, fiable et efficace pour mettre en évidence d'éventuelles anomalies dans la conduction du signal visuel à travers les structures cérébrales.

Ce projet s'inscrit dans cette démarche d'exploration fonctionnelle en s'appuyant sur l'analyse des PEV comme outil d'aide au diagnostic non invasif des troubles neuro-visuels. Il a pour objectif d'évaluer la qualité de la transmission des signaux visuels par l'étude de paramètres électrophysiologiques spécifiques, tels que la latence et l'amplitude des réponses corticales enregistrées.

Dans le cadre de ce projet de fin d'études, nous avons conçu et réalisé un prototype destiné à la mise en forme et à l'acquisition des signaux EEG générés à la suite de stimulations visuelles, afin d'en extraire les réponses corticales sous forme de PEV. Le traitement et l'analyse numérique de ces signaux visent à fournir une base fiable pour le dépistage précoce des anomalies visuelles, contribuant ainsi à l'amélioration du diagnostic dans les domaines de l'ophtalmologie et des neurosciences.

---

*Chapitre 01 :*  
*Anatomie et exploration fonctionnelle du*  
*système visuel*

---

# I. Chapitre 01 : Anatomie et exploration fonctionnelle du système visuel

## Introduction :

Le système visuel reçoit des informations de l'environnement sous forme de lumière, les analyse et les interprète. Ce processus de vision et de perception visuelle fait intervenir un ensemble complexe de structures, chacune étant conçue pour remplir une fonction spécifique. L'organisation propre à chaque structure lui permet d'accomplir le rôle qui lui est attribué [1].

Le système visuel peut être confronté à des déficiences et des neuropathies optiques entraînant des déficits visuels significatifs, avec un impact notable sur la qualité de vie des patients. Dans certains cas, ces affections peuvent évoluer progressivement, conduisant à une altération plus sévère de la fonction visuelle. À cet égard, les potentiels évoqués visuels (PEV) constituent un outil précieux pour évaluer l'intégrité des voies visuelles et détecter précocement d'éventuelles anomalies, favorisant ainsi une prise en charge rapide et adaptée.

## 1. Système visuel :

### ➤ Anatomie et physiologie :

#### 1. L'œil :

L'œil est l'organe principal du système visuel. Il capte les informations lumineuses de l'environnement et les transforme en signaux électriques transmis au cerveau pour interprétation [1]. C'est une sphère d'environ 22 à 24 mm de diamètre, pesant environ 8 g [2]. celle-ci est remplie de liquide, il est constituée de deux compartiments liquidiens (antérieur et postérieur) et de trois enveloppes : la sclère, l'uvée et la rétine [2].

#### i. Segment Antérieur :

Le segment antérieur de l'œil regroupe les structures situées en avant du cristallin. Il assure principalement la transmission et la focalisation de la lumière sur la rétine. Ce segment comprend des éléments transparents qui participent à la réfraction de la lumière, ainsi que des structures qui régulent l'entrée lumineuse et assurent la protection de l'œil [1].

- ❖ **Cornée** : La cornée est la surface transparente à l'avant de l'œil qui recouvre l'iris et la pupille [1]. Elle joue un rôle important dans la réfraction de la lumière entrant dans l'œil et contribue à la mise au point des images sur la rétine [2]. En plus de sa fonction optique, la cornée protège les couches internes de l'œil contre les particules de poussière et les infections[1]. Elle est également avasculaire, ce qui signifie qu'elle ne contient pas de vaisseaux sanguins, mais est nourrie par les larmes et l'humeur aqueuse.[2]
- ❖ **L'humeur aqueuse** : est un fluide clair qui remplit les chambres antérieure et postérieure de l'œil, fournissant des nutriments et maintenant la pression intraoculaire [2]. Elle est produite par le corps ciliaire et drainée par le système trabéculaire.[1]
- ❖ **L'uvée**, ou membrane intermédiaire de l'œil, est composée de trois structures : la choroïde, le corps ciliaire et l'iris. Elle joue un rôle clé dans la vascularisation de l'œil et la régulation de la lumière. Cependant, elle peut être le siège d'une inflammation intraoculaire appelée uvéite, qui peut se manifester sous forme de choroïdite (inflammation de la choroïde) ou d'irido-cyclite (inflammation de l'iris et du corps ciliaire) [1] :
  1. **La choroïde** : La choroïde est une couche vasculaire située entre la sclère et la rétine. Elle est essentielle à la nutrition de l'épithélium pigmentaire et des couches externes de la rétine neurosensorielle, assurant ainsi leur oxygénation et leur métabolisme.[1]
  2. **Le corps ciliaire** : Le corps ciliaire est constitué de deux éléments :
    - Les procès ciliaires, responsables de la sécrétion de l'humeur aqueuse, essentielle à l'hydratation et à la nutrition des structures internes de l'œil. Ils constituent également le site d'insertion de la zonule, un ligament maintenant le cristallin en place.[1]

- Le muscle ciliaire, qui permet l’accommodation en modifiant la forme du cristallin grâce à la tension exercée sur la zonule.[1]
3. **L’iris** : L’iris est un diaphragme circulaire percé en son centre par la **pupille**, dont le diamètre varie en fonction de l’intensité lumineuse. Ce phénomène est contrôlé par deux muscles [1] :
- Le sphincter de la pupille, qui provoque un myosis (rétrécissement de la pupille en réponse à une forte lumière). [1]
  - Le dilatateur de l’iris, qui entraîne une mydriase (dilatation de la pupille en faible luminosité). [1]
- ❖ **Le cristallin** : est une lentille biologique biconvexe et transparente, située derrière l’iris et la pupille, dans la chambre postérieure de l’œil [1]. Il joue un rôle fondamental dans la focalisation des images sur la rétine et l’accommodation, c’est-à-dire l’ajustement de la mise au point pour voir clairement à différentes distances [2]. Il est relié aux corps ciliaires[2] par la zonule, un ensemble de fibres qui lui permet de modifier sa forme sous l’effet du muscle ciliaire [3]. Lors de la contraction du muscle ciliaire, la tension sur la zonule diminue, permettant au cristallin de se bomber et d’augmenter son pouvoir de convergence, favorisant ainsi la vision de près [3]. À l’inverse, lorsque le muscle ciliaire se relâche, la tension exercée par la zonule rend le cristallin plus plat, facilitant la vision de loin.[3]

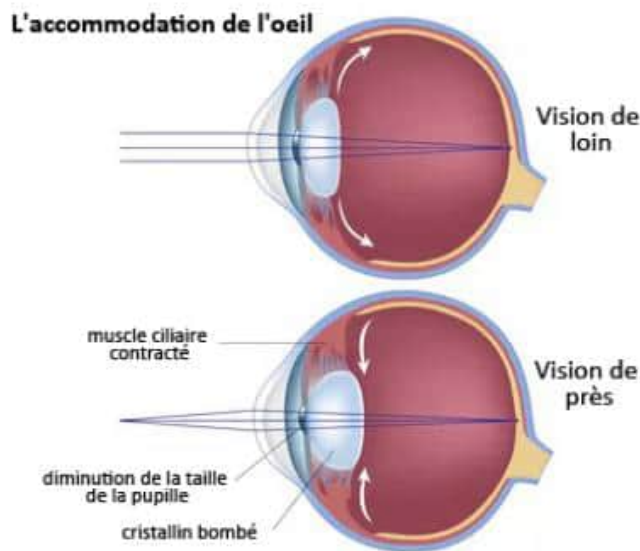


Figure I.1: l’accommodation de l’œil [3].

#### ii. Segment Postérieur :

L’œil englobe les structures situées en arrière du cristallin. Il joue un rôle essentiel dans la réception et le traitement des stimuli lumineux pour la formation de l’image. Ce segment est principalement responsable de la transduction visuelle et de la transmission des signaux au cerveau via le nerf optique. Il comprend des structures optiques et neurosensorielles, qui assurent la transmission de la lumière, la nutrition des tissus rétinien et la conversion des signaux lumineux en influx nerveux. [1]

- ❖ **La rétine** : est une membrane photosensible située à l’arrière de l’œil, qui joue un rôle essentiel dans la transduction visuelle en convertissant la lumière en impulsions électriques transmises au cerveau via le nerf optique[2]. Elle s’étend à partir du nerf optique, tapisse l’intérieur de la choroïde, et se termine en avant par une ligne festonnée appelée ora serrata, située derrière le corps ciliaire [1]. Elle est constituée de deux tissus principaux : La rétine neurosensorielle, qui contient les premiers neurones de la voie optique, notamment les photorécepteurs, les cellules bipolaires et les cellules ganglionnaires [4]. Les axones de ces

dernières forment les fibres optiques qui convergent au niveau de la papille optique pour constituer le nerf optique [4]. L'épithélium pigmentaire, une couche cellulaire monostratifiée accolée à la face externe de la rétine neurosensorielle, qui joue un rôle clé dans la régulation du métabolisme des photorécepteurs et l'absorption de la lumière diffusée[1]. La rétine contient deux types principaux de photorécepteurs : **Les bâtonnets**, qui sont sensibles à la faible luminosité, permettent la vision nocturne et assurent principalement la vision périphérique[1]. **Les cônes**, qui sont actifs en forte luminosité, sont responsables de la vision des couleurs et de la vision fine des détails (acuité visuelle). Ils sont principalement concentrés dans la macula, et plus particulièrement dans la fovéa, une petite dépression où la vision est la plus précise[1], [4].

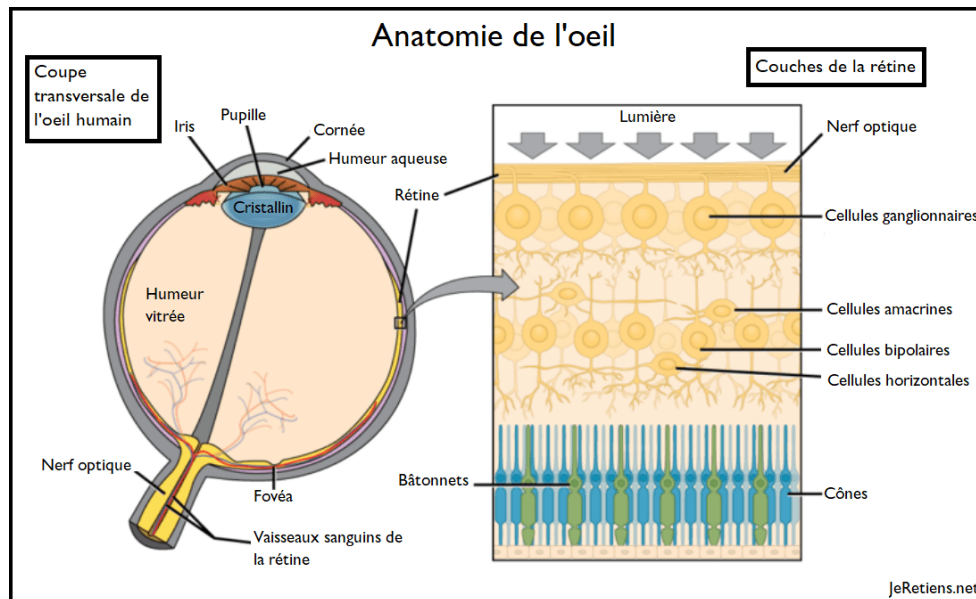


Figure 1.2: Coupe transversale de l'œil montrant les couches de la rétine[5].

- ❖ **La macula** : est une zone de la rétine située au centre du fond d'œil, responsable de la vision centrale détaillée et de la perception des couleurs [4]. Elle contient une forte densité des cônes, ce qui permet une grande acuité visuelle[1].
- ❖ **La fovéa** : est une petite dépression au centre de la macula où se trouve la plus grande concentration des cônes, mais aucun bâtonnet[4]. Elle est responsable de la vision la plus nette et précise, utilisée notamment pour la lecture et la reconnaissance des visages. [1], [4]
- ❖ **La papille optique** : ou disque optique, est une structure située à l'arrière de l'œil, à l'endroit où le nerf optique émerge de la rétine. Elle constitue une zone aveugle du champ visuel, car elle ne contient aucun photorécepteur. c'est le point de convergence des axones des cellules ganglionnaires, qui forment le nerf optique, ainsi que du paquet vasculaire rétinien, comprenant l'artère rétinienne centrale et la veine rétinienne centrale [2].
- ❖ **La choroïde** : constitue la partie postérieure de l'uvée. Cette membrane, richement vascularisée, assure l'alimentation de la rétine en oxygène et en nutriments. Véritable « éponge vasculaire », elle tapisse la face interne de l'œil et joue un rôle essentiel dans l'irrigation des photorécepteurs [2].
- ❖ **La sclère** est la couche externe blanche et résistante de l'œil, assurant sa protection et servant de point d'ancrage aux muscles oculomoteurs. À l'avant, elle devient la cornée, une structure transparente essentielle à la réfraction de la lumière [2].
- ❖ **Le corps vitré** est une substance gélatineuse transparente remplissant l'espace entre le cristallin et la rétine, représentant 80 % du volume de l'œil [2]. Il maintient la forme de l'œil, régule la pression interne et amortit les chocs. Sa transparence permet à la lumière d'atteindre la rétine pour une vision claire [1].

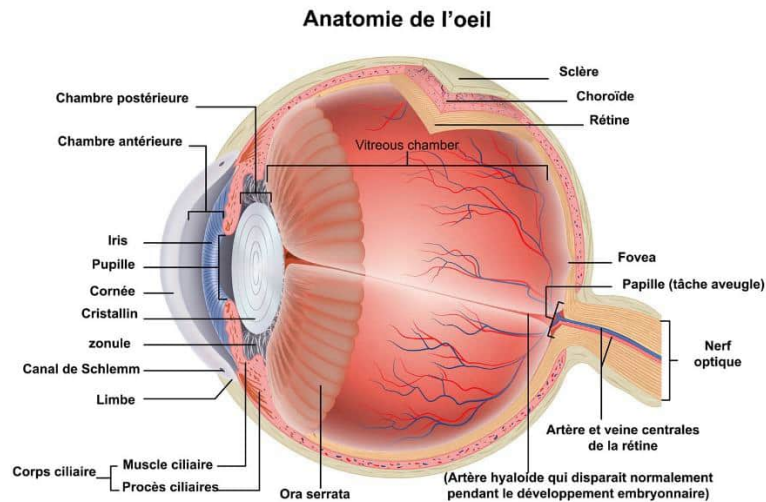


Figure I.3: anatomie de l'œil. [6]

## 2. Physiologie de la Vision :

- ❖ Les opérations rétiniennes débutent lorsque la lumière atteint la rétine et interagit avec les photorécepteurs (cônes et bâtonnets). Ces cellules spécialisées permettent la conversion du signal lumineux en signal électrique. Ce processus se déroule en plusieurs étapes, allant de la réception du stimulus lumineux à la transmission du signal nerveux vers le cerveau.[2]
- ❖ Phase de Réception et de Transduction : Dans des conditions de faible luminosité (obscurité), les photorécepteurs sont dépolarisés à environ -30 mV. Cette dépolarisation entraîne une libération continue des neurotransmetteurs vers les cellules bipolaires. Lorsqu'un photon frappe un photorécepteur, cela entraîne la fermeture des canaux  $\text{Na}^+$ , ce qui provoque une hyperpolarisation de la cellule à environ -65 mV. Cette hyperpolarisation réduit la libération du neurotransmetteur, générant ainsi une modification du signal transmis aux cellules bipolaires. Ces dernières sont divisées en deux types : les cellules ON, qui se dépolarisent en réponse à la lumière, et les cellules OFF, qui s'hyper polarisent. Ce mécanisme permet d'améliorer la perception des contrastes et des variations d'intensité lumineuse.[2]
- ❖ Phase de Transmission : L'information visuelle ainsi modulée est ensuite transmise aux cellules ganglionnaires, qui sont responsables de la génération du potentiel d'action. Lorsque ce potentiel d'action atteint un seuil suffisant, il se propage via les axones des cellules ganglionnaires qui forment le nerf optique.[2]

## 3. Les voies visuelles :

### 3.1. Nerf optique :

Le nerf optique (nerf crânien II) est un nerf sensoriel qui transmet l'information visuelle de l'œil au cerveau. Il est composé d'environ un million de fibres nerveuses provenant des cellules ganglionnaires de la rétine [7]. Il transporte les impulsions électriques générées par les photorécepteurs (cônes et bâtonnets) après la conversion de la lumière. Ces signaux contiennent des informations sur la luminosité, les formes, les couleurs et les mouvements.[2]

### 3.2. Chiasma Optique :

Le chiasma optique est la zone située à la base du cerveau où certaines fibres des nerfs optiques se croisent. Son rôle est essentiel pour la perception binoculaire et la transmission des informations visuelles [7]. Celui-ci assure la réorganisation des informations visuelles en permettant aux fibres des rétines nasales (médiales) de se croiser et aux fibres des rétines temporales (latérales) de rester du même côté [4]. Cette disposition permet au cerveau gauche de traiter l'information du champ visuel droit et vice versa, garantissant une vision binoculaire cohérente et une perception précise de la profondeur.[4]

Il conduit ces informations vers le corps géniculé latéral du thalamus, où elles seront traitées avant d'être envoyées au cortex visuel.

### 3.3. Tractus optique :

Le tractus optique est le prolongement du chiasma optique, transportant les signaux visuels vers le corps géniculé latéral (CGL) du thalamus [4]. Il regroupe les fibres temporales ipsilatérales et nasales contralatérales, assurant ainsi une organisation des champs visuels [7]. En plus de projeter vers le CGL, il envoie des fibres au Colliculus supérieur pour les réflexes visuels et à la région prétéctale pour le réflexe pupillaire, garantissant une transmission efficace des informations visuelles.[2]

### 3.4. Corps géniculé latéral (CGL) :

Le corps géniculé latéral (CGL) est une structure du thalamus qui sert de station relais pour les fibres du tractus optique avant leur projection vers le cortex visuel primaire (V1) [4]. Il joue un rôle clé dans la séparation et l'organisation des signaux visuels : les fibres issues des cônes, responsables de la perception des couleurs et des détails fins, se projettent vers la voie parvocellulaire, tandis que celles issues des bâtonnets, impliquées dans la perception du mouvement et de la luminosité, empruntent la voie magnocellulaire [7]. Après ce tri, les axones du CGL forment les radiations optiques, qui acheminent l'information visuelle vers V1, situé dans le lobe occipital, où elle sera analysée et intégrée pour produire une image cohérente du monde extérieur [4].

### 3.5. Radiations optiques :

Les radiations optiques, ou tractus géniculocalcarin, relie le corps géniculé latéral du thalamus au cortex visuel primaire (V1) dans le lobe occipital [4]. Elles transmettent les informations visuelles contralatérales, où les radiations gauches véhiculent les signaux de la rétine nasale droite et temporale gauche, et inversement [4]. Les fibres supérieures, associées au champ visuel inférieur, se projettent dans la partie supérieure du cortex calcarin, tandis que les fibres inférieures, passant par la boucle de Meyer, correspondent au champ visuel supérieur et se terminent dans sa partie inférieure.[4]

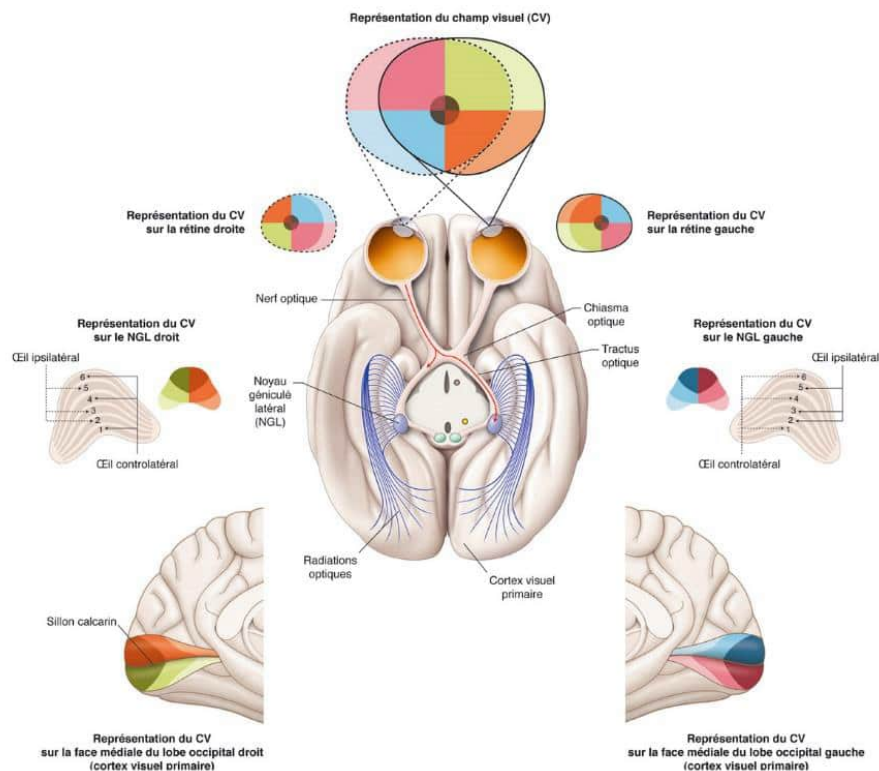


Figure 1.4: les voies visuelles.[8]

#### 4. Cortex Visuel :

Le cortex occipital est la principale région du cerveau impliquée dans le traitement des informations visuelles. Situé à l'arrière du cerveau, il comprend plusieurs aires visuelles, notamment le cortex visuel primaire (V1) et les aires extrastriées (V2, V3, V4, V5/MT), qui assurent l'intégration et l'interprétation avancée des stimuli visuels [4].

Le cortex visuel primaire (V1), aussi appelé cortex calcarin ou aire 17, est localisé sur la surface médiale du lobe occipital, de part et d'autre de la fissure calcarine [4]. Il reçoit les informations visuelles via les radiations optiques et est organisé en cartes rétinotopiques multiples, permettant de cartographier les stimuli visuels de manière précise [7]. V1 est structuré en colonnes verticales, où chaque colonne est spécialisée dans le traitement d'une orientation spécifique des stimuli visuels [4]. Il contient deux types de cellules principales : les cellules simples, qui détectent les lignes et les bords avec une orientation précise, et les cellules complexes, qui répondent à ces mêmes stimuli indépendamment de leur position et permettent la perception du mouvement [8].

Au-delà de V1, les aires extrastriées jouent un rôle complémentaire et avancé dans le traitement de l'image [4]. V2 participe au pré-traitement des informations issues de V1, V3 est impliqué dans la perception des formes, V4 dans le traitement des couleurs et des formes complexes, tandis que V5 (ou MT) est essentiel à la perception du mouvement et de la direction des objets [7]. Cette organisation permet un traitement parallèle sophistiqué des informations visuelles et une intégration des stimuli visuels complexes [8].

Le cortex occipital ne fonctionne pas de manière isolée ; il communique activement avec d'autres régions cérébrales pour enrichir la perception visuelle. Il est en interaction avec le cortex temporal, qui intervient dans la reconnaissance des objets et des visages (voie ventrale "quoi"), et avec le cortex pariétal, impliqué dans la perception spatiale et la coordination des mouvements (voie dorsale "où"). Cette intégration multimodale permet des processus cognitifs complexes, tels que l'orientation dans l'espace et la coordination œil-main.[4]

Le cortex occipital joue un rôle fondamental dans la perception du monde environnant. Il transforme les signaux visuels bruts en une représentation riche et détaillée de notre environnement, essentielle à notre interaction avec le monde extérieur. Toute perturbation de son fonctionnement peut entraîner des déficits visuels significatifs, nécessitant une évaluation approfondie pour un diagnostic précis et une prise en charge adaptée.[4]

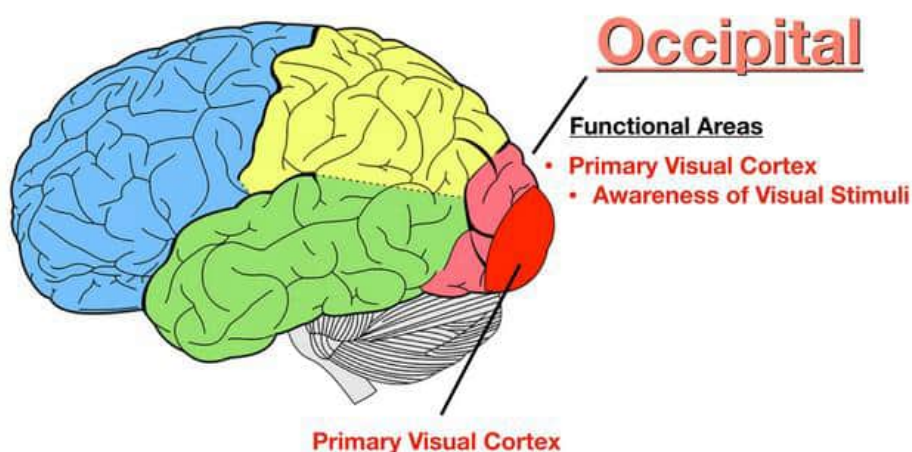


Figure I.5: Le cortex occipital et ses aires fonctionnelles.[9]

## 2. L'électroencéphalogramme (EEG):

L'électroencéphalogramme (EEG) est un instrument permettant d'enregistrer l'activité électrique du cerveau en plaçant des électrodes de surface sur le cuir chevelu. Les appareils EEG sont utilisés pour diagnostiquer diverses maladies neurologiques, telles que l'épilepsie, les troubles convulsifs, la mort cérébrale, les lésions cérébrovasculaires, l'ischémie et les problèmes liés aux traumatismes. Ils peuvent également être utilisés pour évaluer les troubles psychiatriques et différencier diverses conditions psychiatriques et neurologiques. L'EEG est également utilisé de manière efficace en salle d'opération pour faciliter l'administration des anesthésiques et évaluer l'intégrité du système nerveux du patient anesthésié. De plus, la surveillance EEG en salle d'opération et en unité de soins intensifs devient de plus en plus courante. Cette avancée a été rendue possible grâce au développement de petits analyseurs EEG informatisés. [10]

### 2.1. Principe :

Le cerveau génère des potentiels rythmiques qui prennent naissance dans les neurones individuels. Ces potentiels se somment lorsque des millions de cellules déchargent de manière synchrone, formant ainsi une onde de surface dont l'enregistrement est appelé électroencéphalogramme (EEG). Les signaux EEG ont une grande valeur diagnostique, à la fois en termes d'amplitude et de fréquence.[10]

### 2.2. Spectres et Ondes de l'EEG :

L'information sur la fréquence est particulièrement significative, car le spectre de l'EEG est classé en quatre bandes principales, désignées par des lettres grecques pour l'analyse EEG :

- Delta ( $\delta$ ) : 0,5–4 Hz
- Thêta ( $\theta$ ) : 4–8 Hz
- Alpha ( $\alpha$ ) : 8–13 Hz
- Bêta ( $\beta$ ) : 13–30 Hz

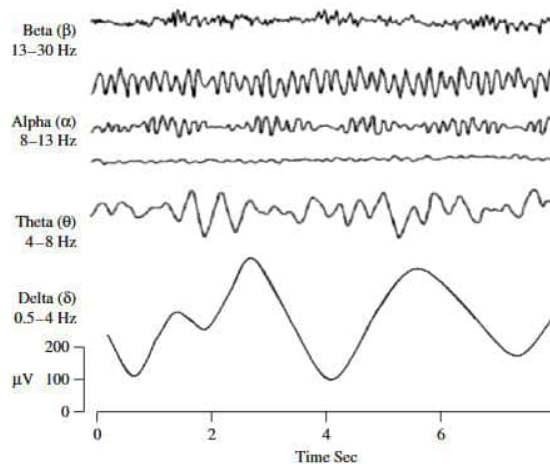


Figure 1.6: Les différentes ondes de l'EEG.[11]

Quatre états mentaux – vigilance, repos, sommeil et rêve – sont associés aux ondes cérébrales alpha, bêta, thêta et delta. Chaque motif d'onde cérébrale possède une fréquence et une amplitude différentes. Le rythme alpha est l'un des principaux composants de l'EEG et sert d'indicateur de l'état de vigilance du cerveau. Il est également utilisé pour évaluer la profondeur de l'anesthésie en salle d'opération.[10]

Les motifs des ondes EEG sont souvent altérés par des processus pathologiques, comme la présence d'une tumeur cérébrale.[10]

Les signaux EEG captés par les électrodes de surface sont généralement plus faibles que ceux de l'ECG. Leur amplitude varie entre 10  $\mu\text{V}$  et plusieurs centaines de microvolts, mais une valeur typique est d'environ 50  $\mu\text{V}$  crête à crête. Contrairement à l'activité électrique du cœur, les ondes cérébrales ne présentent pas un motif répétitif constant. Ainsi, les enregistrements EEG sont effectués sur de longues périodes afin de détecter d'éventuelles anomalies.[10]

La bande passante du signal EEG s'étend de moins de 1 Hz à plus de 100 Hz.[10]

Un électroencéphalogramme (EEG) est enregistré simultanément à partir d'un ensemble de plusieurs électrodes. Les appareils EEG commerciaux disposent de jusqu'à 32 canaux, bien que 8 ou 16 canaux soient plus courants. Les microprocesseurs sont désormais intégrés dans la plupart des appareils EEG disponibles sur le marché, permettant une sélection de montage programmable par l'utilisateur. Ces appareils utilisent un écran vidéo pour afficher le modèle sélectionné (montage) ainsi que la position des électrodes sur le cuir chevelu et le contact électrode-peau. Les réglages individuels des canaux, tels que le gain et les filtres, peuvent être affichés sur l'écran pour un examen immédiat.[10]

Une technique spéciale en électroencéphalographie consiste à enregistrer les potentiels électriques à la surface du crâne lorsqu'un stimulus externe est appliqué à une zone sensorielle du cerveau. Les potentiels électriques générés en réponse à ce stimulus sont appelés potentiels évoqués.[10]

L'activité des potentiels évoqués est distincte des potentiels spontanés détectés par l'EEG, l'EMG ou d'autres méthodes d'enregistrement électrophysiologique. Les amplitudes des potentiels évoqués sont généralement faibles par rapport au signal EEG, se situant dans une plage allant de moins d'un microvolt à quelques microvolts.[10]

Les potentiels évoqués les plus couramment utilisés en clinique comprennent les potentiels évoqués visuels, les potentiels évoqués auditifs du tronc cérébral et les potentiels évoqués somesthésiques.[10]

### 3. Les Potentiels évoqués visuels :

#### 3.1. Principe :

Les potentiels évoqués visuels (PEV) sont des réponses électriques corticales générées par suite à une stimulation visuelle et enregistrées de manière non-invasive à l'aide d'électrodes placées sur le cuir chevelu, au niveau du cortex visuel [12]. Cette méthode électrophysiologique permet d'évaluer l'intégrité des voies visuelles, de la rétine jusqu'au cortex [13]. Les stimuli utilisés pour produire les PEV incluent l'inversion de motif, l'apparition-disparition de motif et les flashes homogènes, conformément aux normes internationales de tests cliniques [14]. Les PEV déclenchés par des flashes sont particulièrement adaptés aux nourrissons, car ils permettent d'évaluer la maturation des voies visuelles sans nécessiter leur attention [15].

En revanche, les PEV par motif, utilisant des damiers inversés ou des réseaux en mouvement, sont privilégiés pour analyser la vision centrale et estimer l'acuité visuelle. Celle-ci offre une fenêtre unique sur les mécanismes complexes de traitement et de la perception visuels. Ils permettent d'analyser des aspects variés de la vision, comme le mouvement, la texture, le contraste ou encore la couleur. Ces réponses corticales, issues d'une stimulation visuelle, fournissent ainsi des informations précieuses sur le fonctionnement des voies visuelles, qu'elles soient normales ou altérées.[16]

Les potentiels évoqués visuels (PEV) mesurent l'activité électrique générée dans le cortex visuel en réponse à une stimulation visuelle [15]. Ces réponses sont enregistrées à l'aide d'un Electroencéphalogramme (EEG) via des électrodes placées sur le cuir chevelu, principalement au niveau du cortex occipital [13].

Les méthodes de stimulation les plus couramment utilisées sont le flash et l'inversion de damier, cette dernière étant préférée en raison de sa précision et stabilité supérieures [16]. Cette méthode, qui alterne des zones sombres et claires, suit les normes internationales et est plus fiable et reproductible que le flash, générant des

réponses moins variables d'un individu à l'autre [16]. Bien que le flash puisse être utile pour les patients non-coopératifs, il produit des réponses moins constantes et est plus influencées par les variations inter-Individuelles [7]. L'inversion de damier, quant à elle, est particulièrement sensible aux troubles de conduction dans les voies visuelles, ce qui en fait une méthode plus rigoureuse, idéale pour des diagnostics détaillés [12].

En stimulation monoculaire, comme illustré sur la Figure 6, un œil est stimulé à la fois, et la réponse est mesurée pour chaque œil individuellement [16]. La stimulation binoculaire, comme illustré sur la Figure 6, quant à elle, implique la présentation simultanée de la stimulation à travers les deux yeux, générant une réponse combinée des deux héli champs visuels [16].

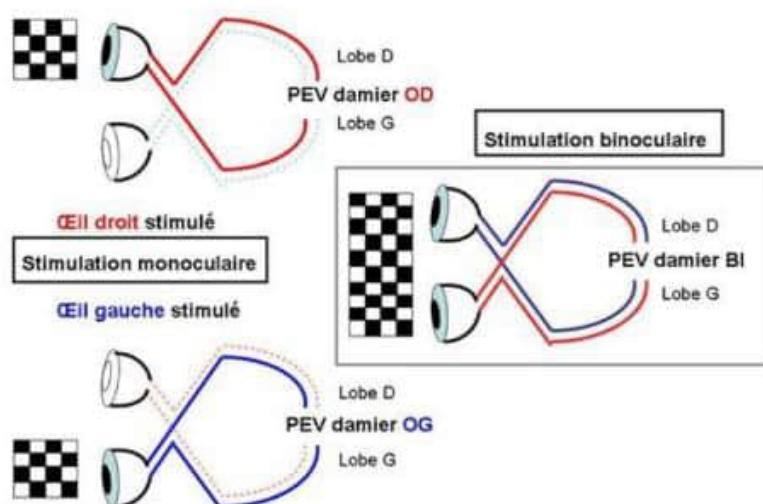


Figure I.7 : Examen des PEV en damier.[16]

### 3.2. Stimulation et Enregistrement des réponses :

#### 3.2.1. Stimulation :

La stimulation visuelle peut être réalisée de deux manières principales : soit à l'aide d'un flash lumineux qui provoque une illumination globale de la rétine, soit à l'aide d'un stimulus structuré, tel qu'un damier ou une grille, dans lequel les zones sombres et claires s'inversent de façon alternative [7]. Ce dernier type de stimulation engage principalement la vision maculaire [15].

La stimulation par flash consiste à envoyer un éclat lumineux bref et intense, généralement délivré par une LED ou un tube au xénon, placé à proximité de l'œil ou diffusé à travers un champ visuel homogène. [16] Cette méthode permet de stimuler l'ensemble de la rétine de manière non spécifique [16], et est particulièrement utile chez les patients non coopérants [7], les nourrissons, ou les personnes présentant une déficience visuelle sévère [15]. Les flashes sont habituellement présentés à une fréquence de 1 à 2 Hz, et leur intensité peut être ajustée selon la sensibilité du sujet ou les exigences cliniques [16]. Bien que cette stimulation offre une réponse corticale plus globale et moins localisée que le damier, elle reste précieuse pour évaluer l'intégrité générale du système visuel [16].

En parallèle, la stimulation par inversion de damier consiste à présenter des motifs alternés de carrés noirs et blancs à une fréquence typique de 1 à 2 Hz, favorisant ainsi une réponse mesurable et reproductible au niveau du cortex visuel. La taille des carreaux permet d'évaluer différentes zones de la rétine : les carreaux de 15 minutes d'arc stimulent la zone fovéolaire, ceux de 30' d'arc ciblent la région périfovéale, tandis que ceux de 60' d'arc activent les zones périphériques. Cette diversité permet une évaluation fonctionnelle fine des voies visuelles. [16]

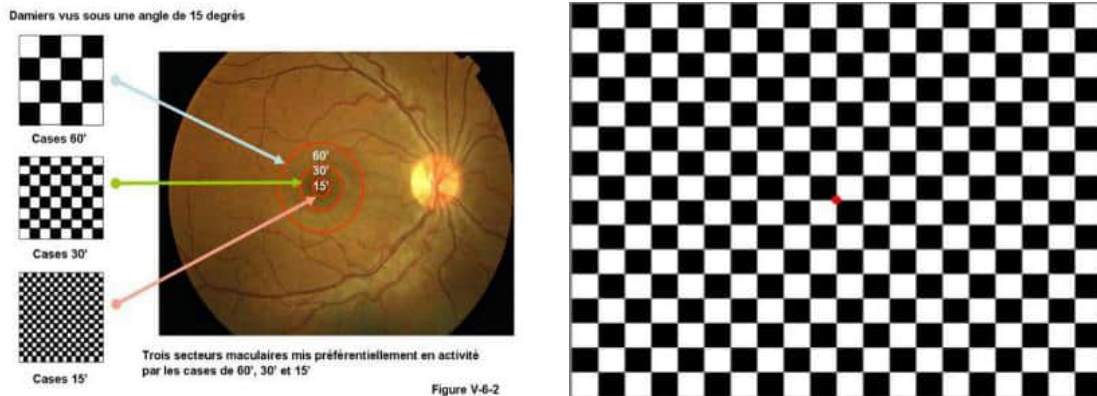


Figure I.8: Exemple de stimulus en damier pour les PEV et les différentes zones ciblées .[16], [17]

### 3.2.2. Réponse :

En termes de réponse, le délai, souvent représenté par le pic P100, correspond au temps nécessaire pour que les signaux visuels atteignent et soient traités par le cortex visuel appelé Latence, tandis que l'intensité amplitude reflète la force de la réponse électrique [15]. Ces paramètres sont influencés par des facteurs tels que la fréquence des motifs et la saturation neuronale [13]. Une fréquence d'inversion trop élevée peut augmenter le délai, surchargeant ainsi les voies visuelles [13].

Dans le cadre de l'enregistrement des PEV, trois électrodes d'enregistrement sont utilisées : une électrode en Oz, au centre du cortex occipital, et deux électrodes supplémentaires placées en O1 et O2, respectivement sur le lobe occipital gauche et droit. L'électrode de référence est positionnée en Fpz, à environ 12 cm au-dessus du nasion [13].

L'impédance des électrodes doit être inférieure à  $5k\Omega$  pour garantir un signal optimal[10]. Les amplificateurs utilisés doivent avoir une bande passante de 1 à 250 Hz, et un système de numérisation avec une fréquence d'échantillonnage d'au moins 200 Hz par canal est essentiel pour assurer la précision de l'enregistrement.[14]

La stimulation par inversion de damier génère des ondes spécifiques qui sont mesurées dans le cortex visuel. Les ondes caractéristiques observées incluent une onde positive, le P100, autour de 100 ms, et deux ondes négatives N75 et N135 situées respectivement autour de 75 ms et 135 ms [16] . Le signal positif représente l'activité générée par la zone centrale et inférieure du champ visuel, tandis que les signaux négatifs complètent le complexe d'enregistrement [7]. L'examen peut durer environ une minute par œil, en fonction de la Fréquence d'inversion et du nombre de cycles utilisés [16]. La durée totale de l'examen dépend du nombre de stimuli nécessaires et du temps de repos entre chaque mesure, mais il est généralement conçu pour être rapide afin de minimiser l'inconfort du patient tout en garantissant des résultats précis et fiables [13].

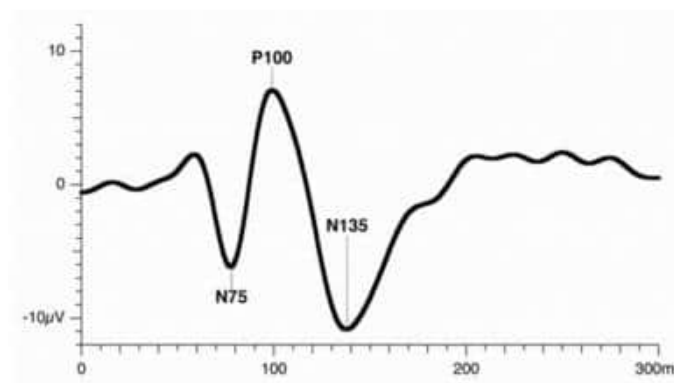


Figure I.9: Forme d'onde PEV.[17]

### 3.2.3. *Corrélation entre résultat et anomalie :*

Les résultats des PEV révèlent des réponses caractéristiques, avec un signal positif observé dans les régions occipitales médianes et paramédianes. La réponse est modulée par la zone stimulée, le potentiel étant plus fort pour la stimulation des 5° ou 10° centraux du champ visuel [7]. Cependant, des anomalies peuvent survenir, notamment une latéralisation paradoxale où la réponse maculaire est observée préférentiellement du côté du champ visuel stimulé [18]. Les facteurs influençant les résultats incluent des éléments techniques comme la luminance, le contraste, et la taille des carreaux, ainsi que des facteurs liés au patient tels que l'âge, le sexe, et l'acuité visuelle [7]. L'interprétation des données se concentre principalement sur les anomalies du délai et de l'intensité (amplitude et latence) [7]. Une asymétrie marquée ou une diminution bilatérale de l'intensité peut indiquer une anomalie. Une augmentation du délai, notamment au-delà de 118 ms ou une différence interoculaire de plus de 8 ms, est un indicateur important de dysfonctionnement des voies visuelles [18]. Ces anomalies peuvent être liées à diverses affections : les lésions démyélinisantes et la réduction du nombre d'axones fonctionnels [7]. Les lésions compressives, souvent associées à des lésions axonales et myéliniques.[18]

La névrite optique et le glaucome sont des pathologies neuro-ophtalmiques largement répandues, représentant des défis majeurs en termes de diagnostic et de prise en charge. Malgré leur prévalence et leurs impacts significatifs sur la vision, leur compréhension et leur suivi clinique restent encore perfectibles. Dans ce contexte, les potentiels évoqués visuels (PEV) offrent une approche prometteuse, en permettant une évaluation fonctionnelle précise et non invasive.

### 3.3. *La névrite optique :*

La névrite optique est une inflammation aiguë ou subaiguë du nerf optique, souvent associée à des pathologies démyélinisantes comme la sclérose en plaques (SEP) [12]. Les anomalies caractéristiques observées chez les patients incluent une augmentation significative du délai du pic P100, généralement supérieure à 118 ms, traduisant une désynchronisation de la conduction nerveuse liée à la démyélinisation [18].

### 3.4. *Le glaucome :*

Le glaucome, une neuropathie optique progressive, est caractérisé par une dégénérescence des cellules ganglionnaires rétiniennes et une perte de la vision périphérique. Contrairement à la névrite optique, les altérations observées dans cette pathologie se manifestent principalement par une réduction de l'amplitude des réponses enregistrées, reflétant une diminution du nombre d'axones fonctionnels. Cette atteinte est particulièrement notable dans les stades avancés de la maladie [17].

### *Conclusion :*

Dans ce chapitre, nous avons exposé les bases anatomiques et fonctionnelles essentielles à la compréhension du fonctionnement du système visuel. Après avoir détaillé l'anatomie et la physiologie de la voie visuelle, nous avons introduit les principes de l'électroencéphalographie (EEG) et des potentiels évoqués visuels (PEV) en tant qu'outils d'exploration fonctionnelle du cerveau. L'analyse des corrélations entre les anomalies des voies visuelles et les altérations des PEV constitue ainsi un fondement solide pour l'interprétation des signaux enregistrés et leur exploitation à des fins diagnostiques dans les pathologies neuro-visuelles.

Cette compréhension forme le socle sur lequel s'appuie la suite du travail, consacrée à la conception d'un système d'acquisition EEG permettant de capter et de valoriser ces réponses dans une perspective de dépistage précoce des troubles neuro-visuels.

---

*Chapitre 02 :*  
*Conception et mise en œuvre du système*

---

## II. Chapitre 02 : Conception et mise en œuvre du système

### Introduction :

Les potentiels évoqués visuels (PEV) sont des signaux bioélectriques de très faible amplitude. Leur acquisition requiert un système de mesure précis, capable d'isoler et d'amplifier ces signaux noyés dans le bruit. La connaissance des paramètres caractéristiques de ces signaux, tels que la fréquence, l'amplitude et le temps de latence, est essentielle au choix des composants électroniques et à l'optimisation de la chaîne de mesure. Ce chapitre est consacré à la conception et à la mise en œuvre du système électronique dédié à l'enregistrement des PEV.

### I. Schéma bloc :

Cette Figure II.1, illustre le processus d'acquisition et mise en forme à suivre afin de réaliser pour l'extraction des signaux jusqu'à l'interprétation des résultats sur une interface graphique.

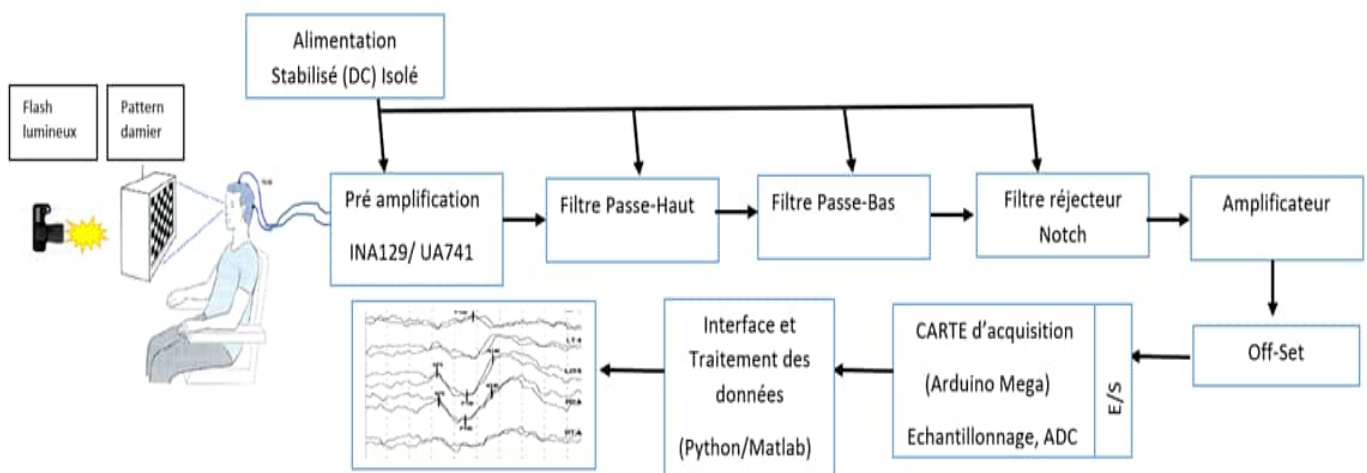


Figure II.1 : Schéma bloc du système de mise-en-forme de PEVs.

## II. Electrodes :

### o Type d'électrodes :

Les électrodes EEG sont des capteurs permettant de détecter l'activité électrique du cerveau en captant les variations de potentiel à la surface du cuir chevelu. Elles constituent un élément fondamental dans tout système d'acquisition électrophysiologique.

Le choix et le type d'électrodes EEG ont une influence déterminante sur la qualité des signaux enregistrés. Il existe différents types d'électrodes, chacun présentant des caractéristiques particulières. Les électrodes Ag/AgCl (chlorure d'argent sur argent) sont les plus couramment utilisées. Celles-ci sont composées d'argent recouvert d'une fine couche de chlorure d'argent. Ce type d'électrode est adapté à la mesure du signal EEG et permet un enregistrement précis des faibles variations de potentiel.

Les électrodes sèches de chlorure d'argent sur argent (Ag/AgCl), d'un modèle à pointes de 5 mm revêtues, assurent un bon contact même à travers les cheveux. Grâce à leur composition, elles permettent une acquisition de signaux EEG sans nécessiter de gel conducteur. Ces électrodes offrent ainsi un compromis entre la facilité d'utilisation des électrodes sèches et les bonnes propriétés électrochimiques des matériaux Ag/AgCl.



Figure II.2: Électrodes sèches (dry) à pointes en Ag/AgCl pour enregistrement EEG.

### o Emplacements des électrodes :

Afin d'extraire les potentiels évoqués visuels (PEV), nous avons adopté une configuration d'électrodes EEG optimisée pour enregistrer avec précision l'activité électrique corticale induite par la stimulation visuelle. Cette configuration repose sur l'utilisation de trois types d'électrodes : une électrode active, une électrode de référence et une électrode de masse. La tension mesurée par une électrode EEG correspond à la différence de potentiel au cours du temps entre l'électrode active (A) et l'électrode de référence (R). Idéalement, cette dernière est placée dans une zone éloignée du cuir chevelu, supposée électriquement neutre, afin que la différence  $A - R$  reflète principalement l'activité électrique locale autour de l'électrode active. L'électrode de masse, quant à elle, joue un rôle fondamental dans la réduction des bruits et interférences liés à la connexion au circuit de terre. Les électrodes ont été positionnées selon le schéma illustré dans la Figure II.3, ciblant les régions occipitales, zones principales du traitement de l'information visuelle (O1, O2 et Oz) dans le cerveau :

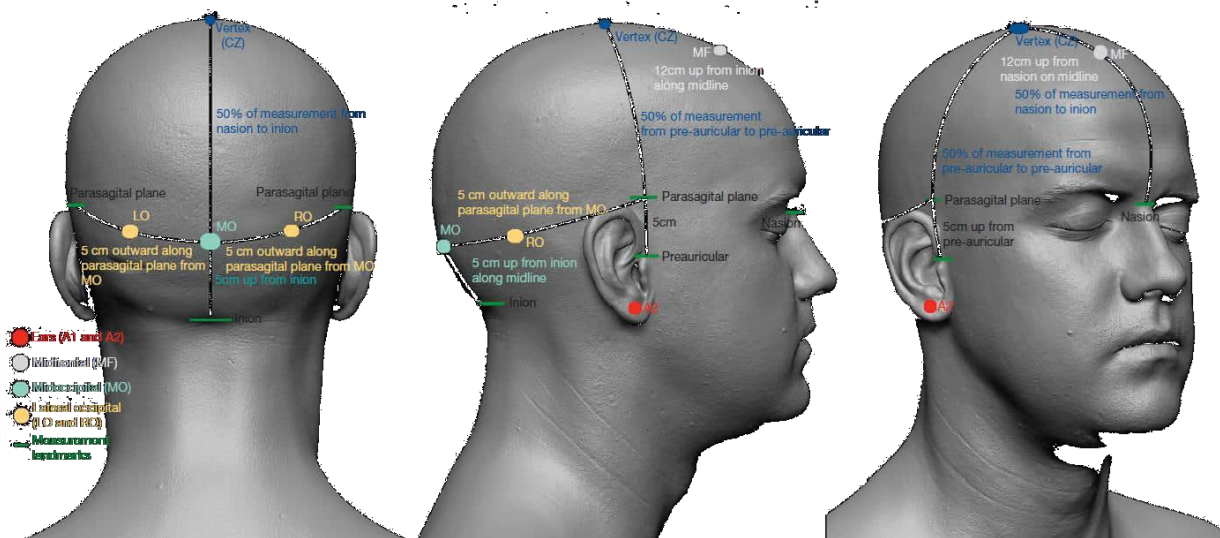


Figure II.3: Configuration des électrodes EEG pour l'extraction des PEV.

Dans notre configuration expérimentale, trois électrodes actives ont été positionnées sur les sites O1, O2 et Oz afin de couvrir efficacement les régions occipitales du cortex visuel, où les réponses aux stimuli lumineux sont les plus marquées. Pour la référence, nous avons utilisé les électrodes placées sur les lobules auriculaires (A1 et A2), des emplacements fréquemment retenus pour leur relative neutralité vis-à-vis de l'activité corticale ciblée. L'électrode de masse a quant à elle été fixée au niveau de l'os mastoïde, derrière l'oreille, un emplacement courant garantissant une bonne stabilité électrique tout en minimisant les artefacts liés à l'environnement.

### III. Circuit d'alimentation stabilisée DC :

#### 3.1. Définition et Principe :

Une alimentation stabilisée est un circuit électronique permettant de convertir une tension alternative (AC), généralement 220V, en une tension continue (DC) stable et régulée, comme 5V, 6V, 9V, 12V, etc. Elle est indispensable pour alimenter de manière fiable des appareils électroniques sensibles particulièrement utilisée pour alimenter les circuits d'amplificateurs et de filtrage.

Cette réalisation convient pour alimenter tout montage analogique nécessitant une alimentation symétrique, c'est à dire une alimentation double, avec une branche positive et une branche négative

Ce type d'alimentation est composé généralement des éléments suivants :

- Un transformateur pour abaisser la tension secteur.
- Un pont redresseur pour convertir le courant AC en DC pulsé.
- Un condensateur de filtrage pour lisser la tension.
- Un régulateur de tension de type LM78XX pour obtenir une sortie stable.
- Un circuit inverseur pour la branche négative avec l'ICL7660, il pourrait y avoir plusieurs configuration afin d'obtenir cette Branche.

#### 3.2. Synoptique et Schéma du principe :

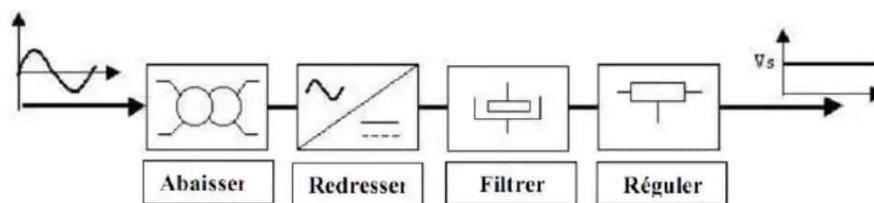


Figure II.4 : schéma synoptique de l'alimentation Stabilisée.

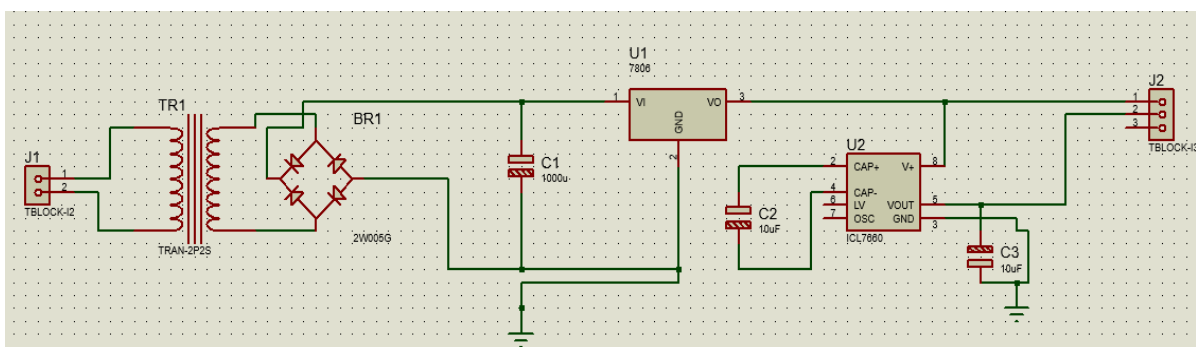


Figure II.5 Circuit de l'alimentation symétrique avec Proteus

#### 3.3. Transformateur abaisseur 220v/6v :

Un transformateur est un dispositif électromagnétique statique utilisé pour modifier les niveaux de tension d'un courant alternatif (AC) sans en altérer la fréquence. Il assure cette conversion de tension par le phénomène d'induction électromagnétique, tout en garantissant une isolation entre l'entrée et la sortie. La transmission repose sur le principe de glissement électromagnétique découvert par Faraday.

Un transformateur simple est constitué de deux enroulements de fil conducteur, appelés bobines, disposés autour d'un noyau de fer doux. Ce matériau ferromagnétique est particulièrement réactif aux variations de champ magnétique, et il concentre les lignes de flux magnétique générées par le courant alternatif.

Chaque bobine est constituée d'un certain nombre de spires (tours de fil), et la capacité du transformateur à modifier la tension dépend du rapport entre le nombre de spires du secondaire ( $N_2$ ) et celui du primaire ( $N_1$ ). Ce rapport est aussi directement lié aux tensions et aux courants d'entrée et de sortie selon les formules suivantes :

$$m = \frac{U_2}{U_1} = \frac{N_2}{N_1} = \frac{I_1}{I_2} \quad (2.1)$$

$U_1$  : Tension d'entrée (V)

$I$  : Intensité du courant

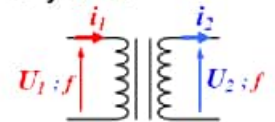
$U_2$  : Tension de sortie (V)

$m$  : rapport de transformation

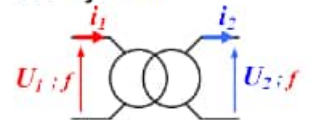
$N_1$  : le nombre de spires du primaire

$N_2$  : nombre de spires du secondaire

Ancien symbole



Nouveau symbole



Les deux enroulements peuvent être utilisés comme entrée ou comme sortie ce qui va lui donner la fonction d'élevateur ou d'abaisseur, et dans un cas spécifique le transformateur peut avoir le même nombre de spires permettant de garder la même tension d'entrée, ce type de transformateur est utilisé pour l'isolation galvanique.

- Abaisseur de tension :  $U_2 < U_1 \longrightarrow m = U_2 / U_1 < 1$
- Elévateur de tension :  $U_2 > U_1 \longrightarrow m = U_2 / U_1 > 1$
- Isolateur :  $U_2 = U_1 \longrightarrow m = U_2 / U_1 = 1$

Dans notre cas de figure, nous allons utiliser un transformateur abaisseur 220/6V, les tensions symétriques  $\pm 6V$  est suffisante pour l'alimentation les différents étage d'acquisitions réalisée avec les amplificateurs et autre instruments.



Figure II.6 : forme commercial du transformateur.

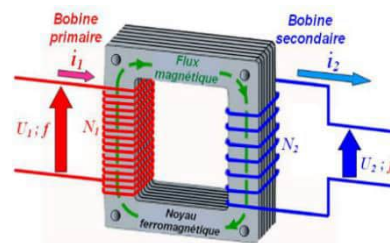


Figure II.7 : illustration du principe de Fonctionnement.

Autre caractéristique d'un transformateur est la puissance de transmission, elle est appelée puissance apparente  $S$  et s'exprime en voltampère (VA) par l'équation :  $S = V \cdot I$ , elle exprime la puissance transmise du primaire ou secondaire.

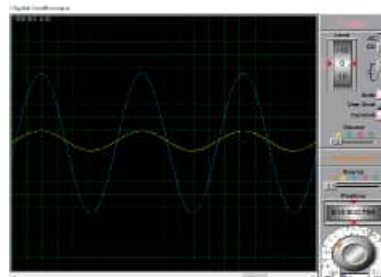
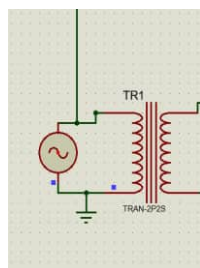


Figure II.8 : Illustration du transformateur abaisseur avec Proteus.



Figure II.9: le Transformateur utilisée pour cette alimentation stabilisée.

### 3.4. Pont redresseur (GREATZ) :

Le redressement consiste à transformer une tension alternative en une tension unidirectionnelle Appelée tension redressée, la tension d'entrée alternative provient du secondaire du transformateur abaisseur de tension.

La fonction redressement est assurée **par des diodes à jonction** (semi-conducteurs).

Il y a deux types de redressement :

- Redressement simple alternance pour l'alternance positif seulement
- Redressement double alternance pour l'onde positif et négatif

Lorsqu'une diode à jonction est insérée dans un circuit alimenté par une tension alternative, elle ne laisse passer le courant que durant la demi-alternance où son anode (A) est à un potentiel plus élevé que sa cathode (K), Pendant cette phase, la diode est passante, et le courant circule dans le circuit.

En revanche, lors de l'autre demi-alternance (quand la cathode est à un potentiel plus élevé que l'anode), la diode devient bloquante, et aucun courant ne circule.

#### 3.4.1 Redressement simple alternance :

Redressement simple alternance est un circuit basique destiné à convertir une tension alternative en tension unidirectionnelle, la diode ne laisse passer que les alternances positives du signal. Lors de chaque alternance négative, elle se bloque, empêchant le passage du courant.

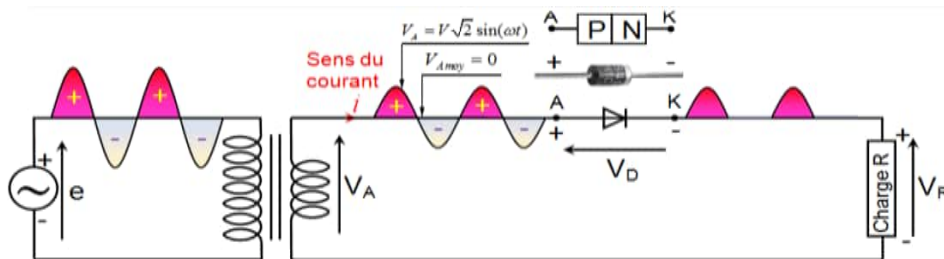


Figure II.10 schéma et signaux avant et après redressement.

### 3.4.2 Redressement double alternance avec le pont de GRAETZ :

Ce redressement l'alternatif est confié à un pont de diodes formé par quatre diodes indépendante de type 1N4007 si le courant débité par chaque branche en sortie ne dépasse pas 1 A.

#### ➤ Pendant l'alternance positive :

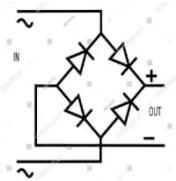
Lorsque la borne gauche de l'entrée est positive par rapport à la droite, les diodes D1 et D3 sont polarisées directement : elles deviennent passantes et permettent au courant de circuler.



Les diodes D2 et D4, quant à elles, sont polarisées en inverse, donc bloquantes : elles empêchent le passage du courant.

#### ➤ Pendant l'alternance négative :

Lorsque la polarité s'inverse (la borne droite devient positive par rapport à la gauche), le comportement des diodes s'inverse également.



Cette fois-ci, ce sont les diodes D2 et D4 qui sont passantes, tandis que D1 et D3 deviennent bloquantes. Malgré le changement de polarité de la source, le chemin du courant est réorienté à travers les diodes actives, de façon à ce qu'il circule toujours dans le même sens à travers la charge.

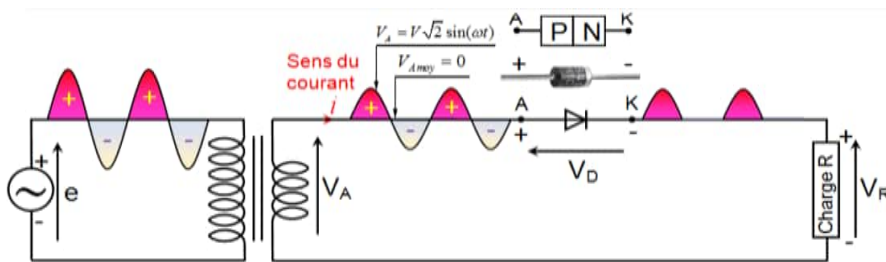


Figure II.11: fonction des diodes d'alternance positive et négative dans le pont de GRAETZ.

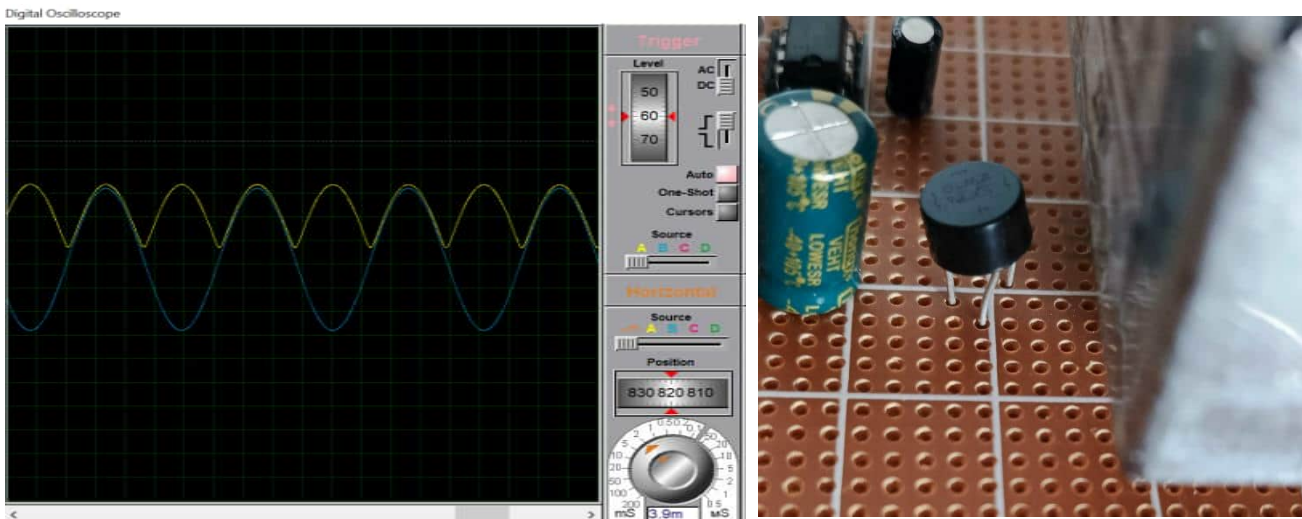


Figure II.12 : résultat obtenue avec le le pont de GRAETZ.

### 3.5. Filtrage (Lissage) :

Le but ici est de transformer la tension redressée à une tension continue légèrement ondulée, cette fonction est assurée par les condensateurs chimiques polarisés (électrolytiques) C1 et C2. Ils assurent le filtrage de la tension redressée, celle-ci en se chargeant et en se déchargeant diminue l'ondulation du signal redressé car elle n'atteint pas le zéro.

La qualité du filtrage est déterminée par le taux d'ondulation, défini comme le rapport  $\Delta U_c / U_{cmax}$ . Plus la capacité C est élevée, meilleure est la qualité du signal obtenu.

$$C = \frac{I * \Delta T}{\Delta U_c} \quad (2.2)$$

$\Delta U_c$  : Tension aux bornes du condensateur

$\Delta T$  : Temps de décharge (environ 8 ms)

I : Courant débité par le redresseur

C : Capacité du condensateur

$\Delta U_c / U_{cmax}$  : Taux d'ondulation (en %)

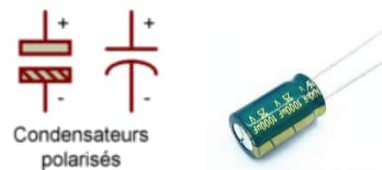


Figure II.13: symbole et forme commerciale de la capacité polarisée.

Le choix de la valeur du condensateur se basera sur cette équation. La valeur redressée est  $\pm 6V$  et durant la décharge la capacité doit fournir en permanence une intensité  $I = 0,5A$  ainsi que le temps de la décharge d'une capacité électrolytique est d'environ 8ms donc  $C \approx 666\mu F$ , on prendra  $C = 1000\mu F$

$$C = \frac{0,5 * 8 * 10^{-3}}{6v} = 666\mu F \rightarrow 1000\mu F \quad (2.3)$$

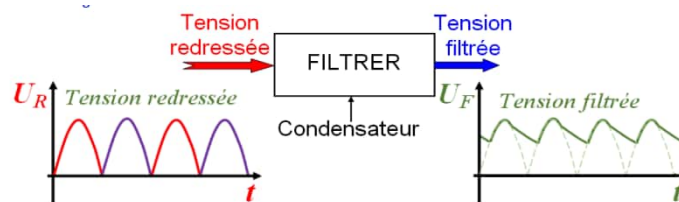


Figure II.14: Tension après filtrage.

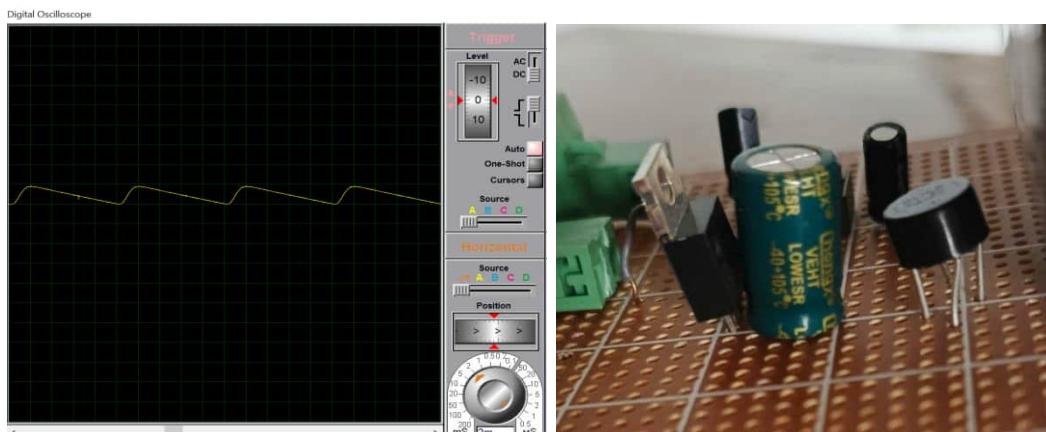


Figure II.15 : résultat obtenu avec le condensateur 1000µF.

### 3.6. Régulation :

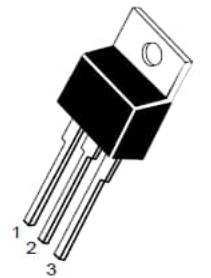
Un régulateur de tension est un composant électronique dont le rôle principal est de maintenir une tension de sortie constante, quelle que soit la variation de la tension d'entrée ou de la charge.

Même après avoir filtré une tension alternative redressée par un condensateur, il reste des ondulations ou variations de tension. Cet étage reste essentiel pour alimenter correctement et en toute sécurité les circuits électroniques sensibles.

Pour notre alimentation nous avons utilisé un régulateur linéaire de type LM7806, celui-ci fonctionne comme une résistance variable intelligente. Il ajuste continuellement sa résistance interne pour compenser toute variation de la tension d'entrée ou de la charge grâce un transistor.

#### ➤ Principe de fonctionnement :

Le régulateur LM78XX maintient une tension de sortie stable grâce à une tension de référence interne comparée à une fraction de la sortie via un diviseur de tension. Un amplificateur opérationnel génère un signal d'erreur, qui pilote un transistor série, il augmente ou diminue sa conduction en fonction du signal d'erreur afin de maintenir la tension de sortie constante, même en cas de variation de la tension d'entrée ou de la charge, L'excès de tension est dissipé sous forme de chaleur.



Pin 1. Input  
2. Ground  
3. Output



Figure II.16: Régulateur du type LM7806.

### 3.7. Circuit Inverseur de tension :

Pour obtenir une alimentation symétrique stabilisée à partir d'une seule source continue (par exemple +9 V ou +12 V), nous avons opté pour l'utilisation du circuit intégré ICL7660, un convertisseur de tension capable d'inverser la polarité d'une alimentation continue. Ce choix a été motivé par sa simplicité de mise en œuvre, sa compacité, et son efficacité par rapport à une solution plus traditionnelle utilisant un double pont de diodes, un double filtrage et deux régulateurs de tension.

Celui-ci permet, à partir d'une tension d'entrée unique (par exemple +9 V), de générer directement une tension négative avec très peu de composants externes évitant ainsi l'approche classique avec transformateur à point milieu, redressement double alternance, filtrage et double régulation.

Les circuits ICL7660 et ICL7660A contiennent tous les éléments nécessaires pour réaliser un convertisseur de tension négative, à l'exception de deux condensateurs externes qui peuvent être de simples condensateurs électrolytiques polarisés de 10  $\mu$ F.

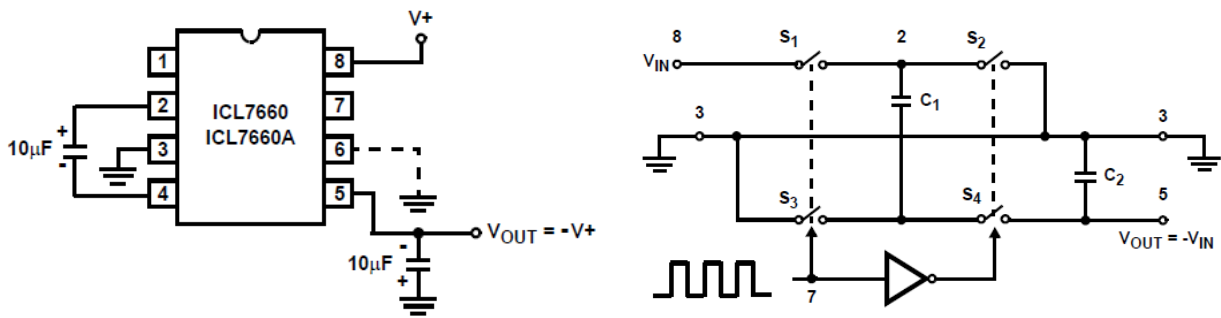


Figure II.17: Architecture interne et configuration du circuit inverseur.

### 3.7.1. Principe de fonctionnement :

Les interrupteurs S1, S2, S3 et S4 ce sont des transistors MOSFET, Dans la première phase du fonctionnement, les interrupteurs S1 et S3 sont fermés, tandis que S2 et S4 sont ouverts. Cela permet de charger le condensateur C1 à la tension d'entrée ( $V+$ ) : l'une de ses bornes est connectée à  $V+$ , et l'autre à la masse. À ce moment-là, C1 emmagasine de l'énergie, comme une réserve.

Ensuite, dans la phase suivante, les interrupteurs S1 et S3 s'ouvrent, et les interrupteurs S2 et S4 se ferment. Le condensateur C1 se retrouve connecté à l'envers, ce qui permet de transférer sa charge vers un second condensateur C2. Cette inversion de connexion provoque une tension négative ( $-V+$ ) aux bornes de C2.

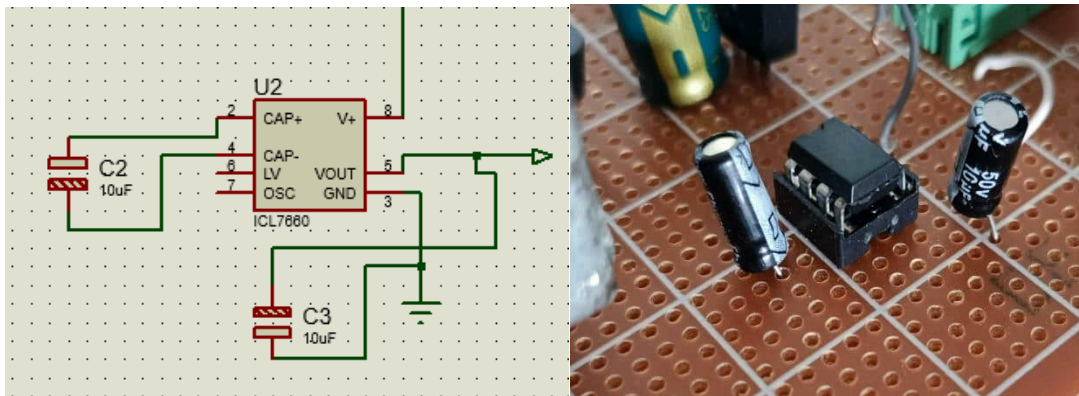


Figure II.18: Réalisation du Circuit Inverseur ICL 7660.

### 3.8. Réalisation et résultat de cette alimentation symétrique :

En combinaison de tous ces étages — transformateur abaisseur, pont de diodes pour le redressement, filtrage capacitif, régulation linéaire et enfin l'inversion de tension par l'ICL7660 [19], nous avons pu réaliser une alimentation symétrique stabilisée  $\pm 6V$  fiable, compacte et parfaitement adaptée à l'alimentation des circuits analogiques sensibles comme les amplificateurs d'instrumentation. Ce choix d'architecture permet d'éviter les solutions classiques plus encombrantes et coûteuses, tout en garantissant une tension propre et continue, essentielle pour assurer la précision et la stabilité du système d'acquisition biomédical.

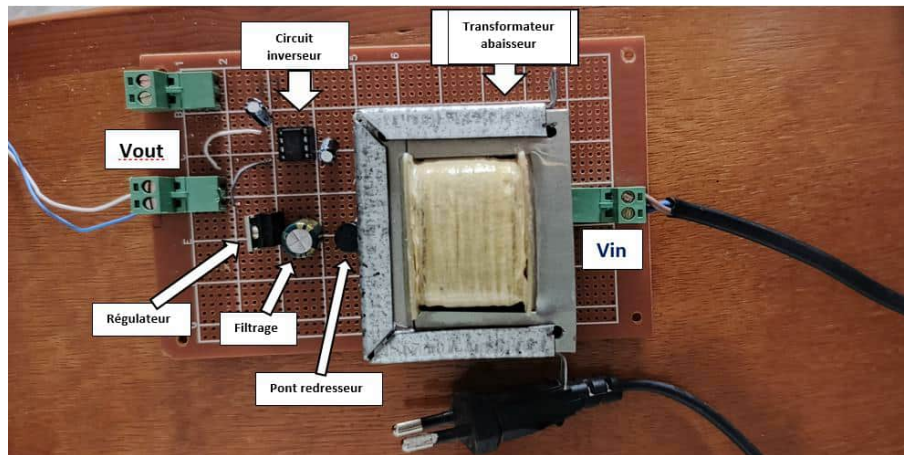


Figure II.19 : Circuit d'alimentation isolée.

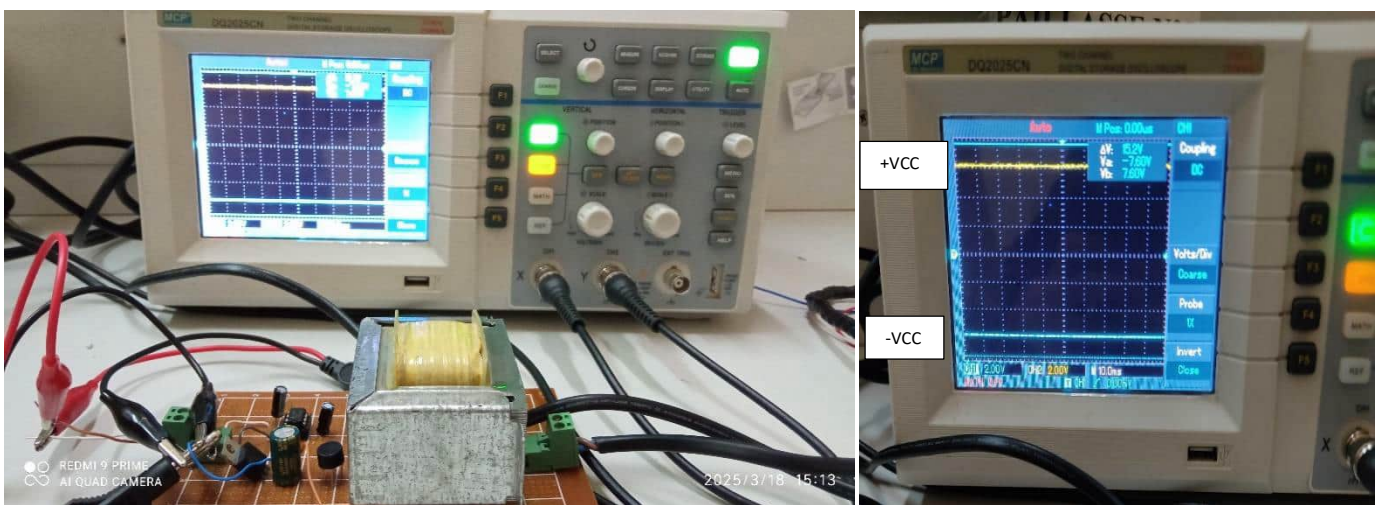


Figure II.20: Tension de sortie de l'alimentation isolée.

#### IV. Pré amplification :

Les signaux électrophysiologiques captés par les électrodes placées sur le patient, dont l'amplitude varie de quelques microvolts à quelques millivolts, sont de faible intensité, ce qui rend leur amplification indispensable.

Pour éviter toute distorsion du signal, l'amplification est généralement réalisée en deux étapes. La première étape qui consiste en une pré-amplification, s'effectue au niveau de l'amplificateur d'instrumentation :

##### ➤ Amplificateur d'instrumentation :

Un amplificateur d'instrumentation est un composant électronique analogique conçu pour le traitement de signaux électriques de faible amplitude. Il est constitué de plusieurs amplificateurs opérationnels et de composants passifs, offrant un fort taux de réjection de mode commun. Sa fonction principale est d'amplifier la différence de tension entre deux entrées, avec un gain ajustable, tout en rejetant toute composante de tension commune (mode commun) présente sur ces entrées, ce qui permet de garantir l'amplification uniquement du signal utile tout en minimisant les interférences et le bruit.

Le CMRR (Common Mode Rejection Ratio), ou taux de réjection du mode commun, est un paramètre fondamental qui exprime la capacité d'un amplificateur à rejeter les signaux identiques appliqués

simultanément sur les deux entrées (mode commun), tout en amplifiant efficacement la composante différentielle utile. Il est défini comme le rapport entre le gain différentiel et le gain en mode commun, généralement exprimé en décibels (dB) :

$$CMRR(dB) = 20 \log \left( \frac{\text{Gain différentiel}}{\text{Gain en mode commun}} \right) \quad (2.4)$$

Une valeur de CMRR élevée indique une meilleure capacité de l'amplificateur à éliminer les bruits et perturbations externes, ce qui améliore significativement la fidélité du signal amplifié dans des applications sensibles comme les mesures biomédicales (EEG, ECG...).

Un autre indicateur important est le SNR (Signal-to-Noise Ratio) ou rapport signal/bruit, qui évalue la qualité globale du signal amplifié. Il représente le rapport entre la puissance du signal utile et celle du bruit de fond, et s'exprime également en décibels (dB) :

$$SNR (dB) = 10 \log_{10} \left( \frac{P_{signal}}{P_{bruit}} \right) \quad (2.5)$$

Où :

- $P_{signal}$  : La puissance de signal.
- $P_{bruit}$  : La puissance de bruit.

Un SNR élevé signifie que le signal utile est nettement dominant par rapport au bruit, garantissant une lecture plus claire et exploitable des données, ce qui est essentiel dans les applications biomédicales (comme l'EEG, l'ECG, etc.), où les signaux à mesurer sont de très faible amplitude et facilement masqués par des perturbations.

Cet amplificateur se distingue par des caractéristiques essentielles, notamment :

- ✓ une **impédance d'entrée élevée** (généralement  $>10^{-6} \Omega$ ), permettant de ne pas charger le signal source et d'éviter d'altérer les signaux faibles mesurés.
- ✓ un **taux de rejet de mode commun (TRMC) élevé**, minimisant l'impact des interférences communes (bruits externes) sur les deux entrées et garantissant ainsi une amplification précise du signal utile.
- ✓ un **faible décalage de sortie** et une **faible impédance de sortie**, assurant une bonne précision et un transfert efficace du signal amplifié vers la prochaine étape du traitement.
- ✓ un **rapport signal/bruit (SNR) élevé**, ce qui permet d'amplifier des signaux de faible amplitude sans les noyer dans le bruit de fond du circuit.

Pour le pré amplification, nous avons choisi l'INA129 d'Analog Devices [20], un amplificateur d'instrumentation à faible consommation et haute précision. Ses principales caractéristiques sont :

- **Gain ajustable** de 1 à 10 000 avec une résistance externe.
- **Faible décalage et dérive** (50  $\mu V$  et 0,5  $\mu V/^{\circ}C$ ).
- **Rejet élevé du mode commun** (120 dB à  $G \geq 100$ ).
- **Large bande passante** (200 kHz à  $G = 100$ ).
- **Alimentation faible** ( $\pm 2,25 V$ ) et **faible consommation** (700  $\mu A$ ).
- **Protection d'entrée** jusqu'à  $\pm 40 V$ .
- un **SNR élevé** qui garantit une bonne fidélité du signal amplifié, même en présence de faibles amplitudes et de perturbations ambiantes.

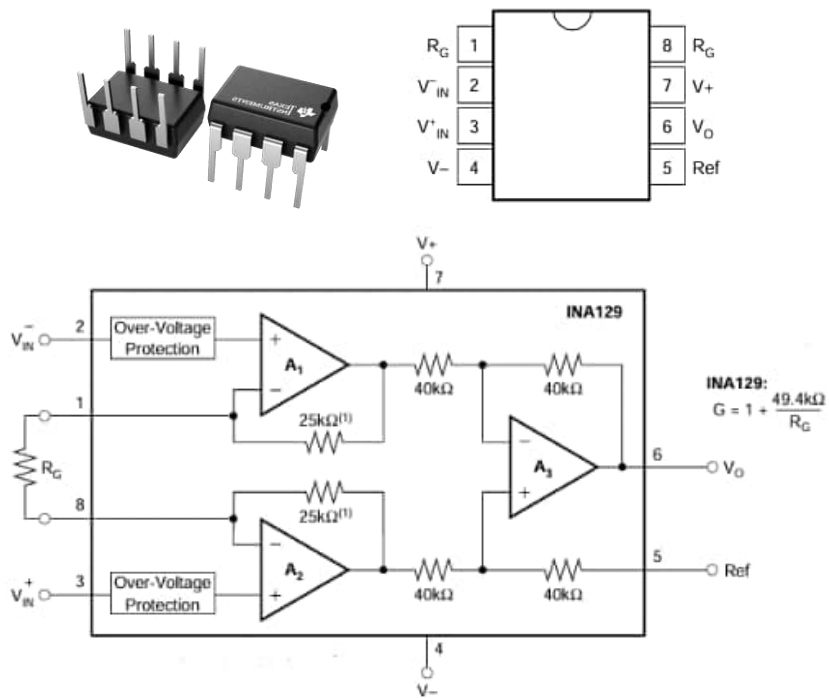


Figure II.21: forme commerciale et schéma interne du circuit intégré INA129.

Le gain peut être ajusté avec précision à l'aide d'une seule résistance externe  $R_G$ , connectée aux broches 1 et 8. Ce gain varie de 1 à 10 000, et il est calculé selon la relation (2.6):

$$G = 1 + \frac{49,4k\Omega}{R_G} \quad (2.6)$$

Dans notre cas, nous avons choisi une résistance externe  $R_G = 560 \Omega$ , ce qui donne :

$$G = 1 + \frac{49,4k\Omega}{560 \Omega} = 1 + \frac{49,4k\Omega}{560 \Omega} = 89,14 \quad (2.7)$$

Le schéma du circuit de pré-amplification est illustré dans la Figure II.22 :

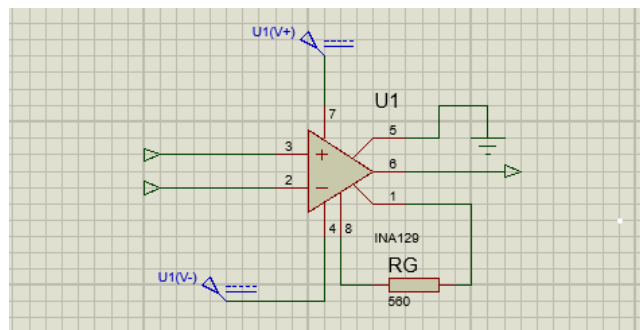


Figure II.22: circuit de pré amplification.

Pour vérifier le bon fonctionnement de l'amplificateur basé sur l'INA129, un signal sinusoïdal de 100 mV d'amplitude est appliqué à l'entrée différentielle :

La Figure II.23, présente l'essai du montage sur plaque d'essai, ainsi que la version du circuit réalisée :

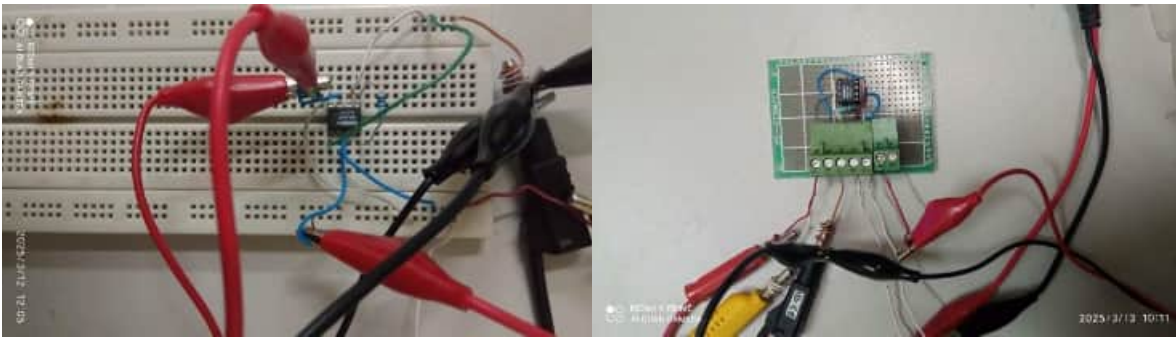


Figure II.23: Circuit de pré amplification monté sur la plaque d'essai et circuit final réalisé.

Les résultats sont affichés sur l'oscilloscope, où le signal jaune représente la sortie amplifiée de l'INA129 :

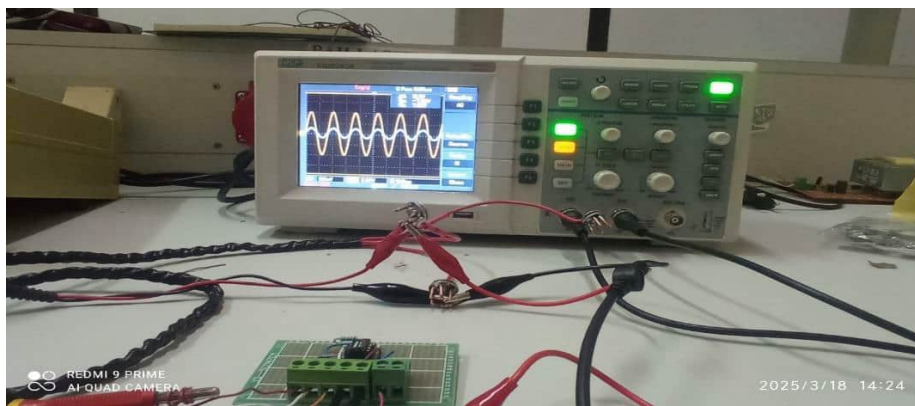


Figure II.24 : Visualisation du signal amplifié à l'oscilloscope à l'aide de l'amplificateur INA129.

À la sortie, on observe une tension de 8,2 V en amplitude, ce qui donne un gain d'amplification :

$$G = \frac{V_s}{V_e} = \frac{8,2V}{100 \text{ mV}} = 82 \quad (2.8)$$

Ce résultat confirme que l'amplificateur amplifie efficacement un signal de faible amplitude tout en conservant sa forme sinusoïdale.

Nous avons calculé l'ensemble des paramètres permettant de caractériser les performances de l'amplificateur INA129. Toutefois, avant de présenter ces résultats sous forme de tableau en faisant varier la fréquence, il convient d'introduire les expressions mathématiques utilisées pour leur évaluation :

- **Gain différentiel ( $A_d$ )** : représente le facteur d'amplification appliqué à la différence de tension entre les deux entrées de l'amplificateur. Il est exprimé par :  $A_d = \frac{V_{out}}{V_d}$  (2.9)
- **Gain en mode commun ( $A_c$ )** : Il représente l'amplification des signaux présents simultanément et identiquement sur les deux entrées :  $A_c = \frac{V_{out}}{V_c}$  (2.10) ou  $V_c = \frac{V_{in+} + V_{in-}}{2}$  (2.11)
- **Le TRMC (taux de réjection du mode commun)** :

$$CMRR(dB) = 20 \log \left( \frac{\text{Gain différentiel}}{\text{Gain en mode commun}} \right) \quad (2.4)$$

f(Hz)	Vdiff (mV)	Vout,dif (V)	Vmc (mV)	Vout,mc(mV)	Ad	Ac	TRMC (dB)
10	20	1,84	500	0,7	92	0,0014	96,35319583
20	20	1,84	500	0,7	92	0,0014	96,35319583
50	20	1,84	500	0,7	92	0,0014	96,35319583
100	20	1,84	500	0,7	92	0,0014	96,35319583
200	20	1,84	500	0,7	92	0,0014	96,35319583
400	20	1,84	500	0,7	92	0,0014	96,35319583
800	20	1,84	500	0,7	92	0,0014	96,35319583
1K	20	1,84	500	0,7	92	0,0014	96,35319583
2K	20	1,84	500	1	92	0,002	93,25515663
3K	20	1,84	500	1	92	0,002	93,25515663
4K	20	1,84	500	1	92	0,002	93,25515663
6K	20	1,84	500	1	92	0,002	93,25515663
8K	20	1,84	500	1	92	0,002	93,25515663
10K	20	1,84	500	1	92	0,002	93,25515663
15K	20	1,84	500	1	92	0,002	93,25515663
20K	20	1,84	500	1,2	92	0,0024	91,67153171
22K	20	1,84	500	1,2	92	0,0024	91,67153171
24K	20	1,84	500	1,2	92	0,0024	91,67153171
28K	20	1,84	500	1,3	92	0,0026	90,97628959
30K	20	1,84	500	1,3	92	0,0026	90,97628959
40K	20	1,84	500	1,3	92	0,0026	90,97628959
50K	20	1,84	500	1,3	92	0,0026	90,97628959
60K	20	1,84	500	1,3	92	0,0026	90,97628959
80K	20	1,76	500	1,3	88	0,0026	90,59018648
90K	20	1,76	500	2,7	88	0,0054	84,24177825
100K	20	1,76	500	2,9	88	0,0058	83,62109357

Tableau II-1 : Caractéristiques de l'INA129.

### ➤ Amplificateur d'instrumentation (UA741) :

Notre première initiative était de réaliser un Amplificateur d'instrumentation basé sur le ampli opérationnel l'UA741 [21] celui-ci est un amplificateur opérationnel monolithique bipolaire de type généraliste, conçu pour offrir une large gamme d'applications linéaires analogiques. Il dispose d'une compensation interne de fréquence, garantissant une stabilité sans composants externes supplémentaires il propose les caractéristiques suivantes :

- Tension d'alimentation (VCC±) ±15 V (max : ±18 V pour  $\mu$ A741C, ±22 V autres) Alimentation bipolaire
- Tension différentielle max (VID) ±15 V (jusqu'à ±30 V pour  $\mu$ A741I/M) Entre IN+ et IN-
- Tension d'entrée (VI) ±15 V max Relative à la masse
- Tension de sortie (Vout max) ±13 V (RL = 2 k $\Omega$ ), ±14 V (RL = 10 k $\Omega$ ) typique Plage de saturation
- CMRR (rej. mode commun) 90 dB typique Rejet du mode commun
- PSRR (rej. alim. /  $\Delta$ VIO) 150  $\mu$ V/V typique Stabilité face à VCC

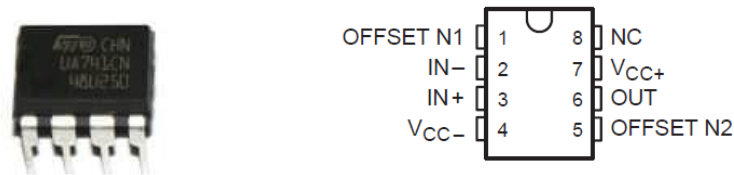


Figure II.25: forme commerciale et schéma représentatif de l'UA741.

La configuration de l'amplificateur est basée sur 3 UA741 une configuration classique et éprouvée pour l'acquisition de signaux biomédicaux. Cette architecture à trois amplis permet d'obtenir un gain élevé et stable, une impédance d'entrée très élevée, et surtout une excellente réjection du mode commun (CMRR). Les deux premiers AOP servent de buffers différentiels assurant une mesure symétrique et précise entre les électrodes, tandis que le troisième amplifie uniquement la différence entre les deux voies.

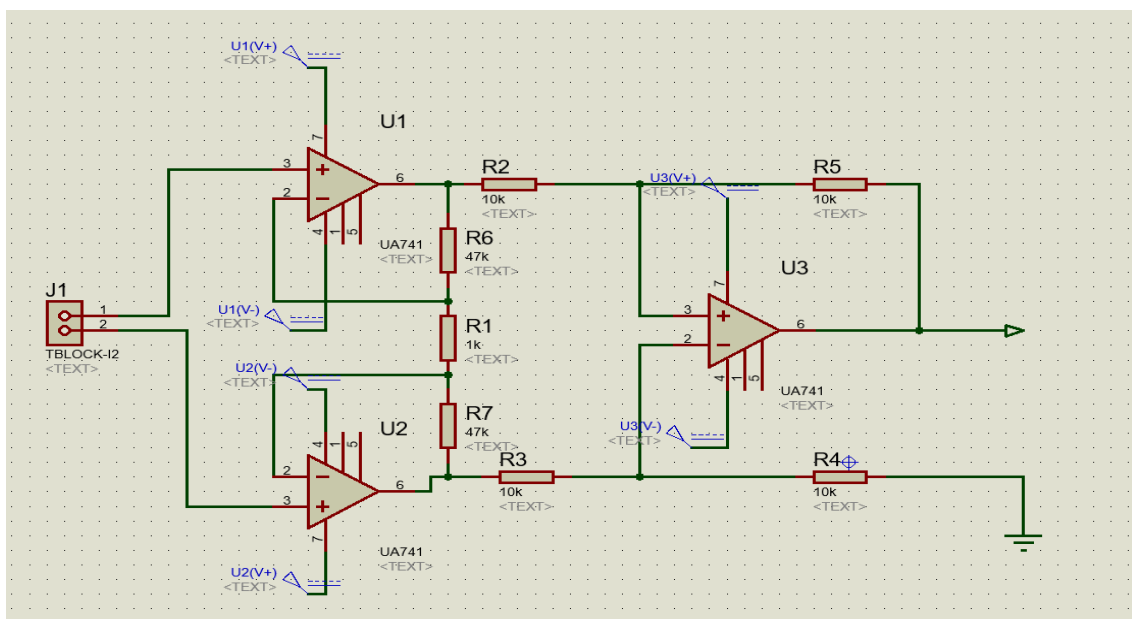


Figure II.26: simulation de l'amplificateur d'instrumentation avec Proteus.

Gain de l'amplificateur n'a pas été choisi trop élevé volontairement. En effet, bien que les signaux biomédicaux comme l'ECG, l'EEG ou l'EMG soient de faible amplitude, un gain trop important dès le premier étage a entraîné distorsion du signal de sortie, surtout en présence de bruits ou d'offsets. En gardant un gain modéré, on préserve la forme originale du signal tout en assurant une bonne linéarité de l'amplification. Cela permet également de maintenir un rapport signal/bruit (SNR) optimal.

#### Le Gain différentiel :

Les deux premiers amplificateurs opérationnels dans ce montage fonctionnent en tant que buffers différentiels non-inverseurs. Celle-ci prélève les tensions d'entrée sans les perturber, grâce à leur impédance d'entrée très élevée. En sortie, chacun fournit une version amplifiée de son entrée, selon un gain déterminé par les résistances externes.

La résistance  $R1=1k\Omega$  est la résistance de gain entre les deux AOP d'entrée. Les résistances  $R6$  et  $R7$  sont en série avec chaque entrée  $R6=R7=47K\Omega$  :

La formule de gain dans les deux étages :

$$G = 1 + \frac{2R6}{R1} = 1 + \frac{2 * 47k}{1k} = 95 \quad (2.12)$$

- $Vu1 = 95 * V1$
- $Vu2 = 95 * V2$

Les résistances autour de U3 sont de la même valeur  $R=10k$  donc le gain différentiel  $G2$  est de 1 donc :

$$Vout = G2 * (Vu1 - Vu2) = (95 * V1) - (95 * V2) = 95 * (V1 - V2) \quad (2.13)$$

$$Vout = 95 * (V1 - V2) \quad (2.14)$$

Ceci était confirmé sur le plan expérimental en appliquant un signal sinusoïdal de 50mV dans l'une des entrées de notre amplificateur :

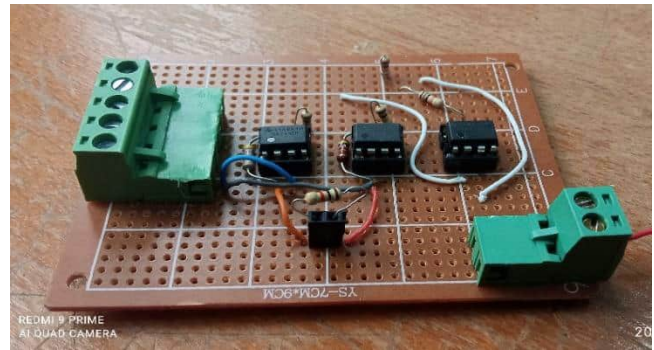
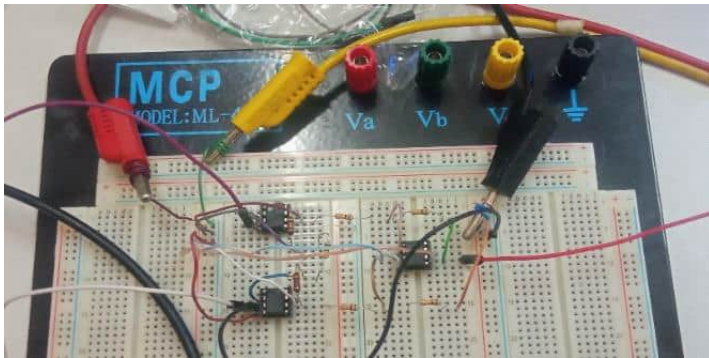


Figure II.27: circuit de l'amplificateur monté sur la plaque d'essais et circuit final réalisé

Le résultat est affiché sur l'oscilloscope ou le signal jaune représente la sortie amplifiée de ce dernier :



Figure II.28: visualisation du signal amplifié sur oscilloscope.

La tension de sortie était de 5V ce qui donne un Gain expérimental de :

$$G = \frac{V_S}{V_e} = \frac{5V}{50mV} = 100 \quad (2.15)$$

Nous avons effectué les mêmes calculs que pour l'amplificateur INA129 afin de caractériser les performances de l'amplificateur d'instrumentation réalisé à base de l'UA741. Les résultats obtenus sont présentés dans le

Tableau II-2 :

f(Hz)	Vdiff(mV)	Vout,dif (V)	Vmc(mV)	Vout,mc(mV)	Ad	Ac	TRMC (dB)
10	20	2,5	500	3,5	125	0,007	85
20	20	2,5	500	3,5	125	0,007	85
50	20	2,5	500	3,5	125	0,007	85
100	20	2,5	500	4	125	0,008	84
200	20	2,4	500	4	120	0,008	84
400	20	2,4	500	5	120	0,01	82
800	20	2,4	500	5	120	0,01	82
1K	20	2,3	500	5	115	0,01	81
2K	20	2,2	500	5,2	110	0,0104	80
3K	20	2,1	500	5,2	105	0,0104	80
4K	20	2	500	5,3	100	0,0106	79
6K	20	1,74	500	6	87	0,012	77
8K	20	1,5	500	6	75	0,012	76
10K	20	1,3	500	6	65	0,012	75
15K	20	1	500	6,5	50	0,013	72
20K	20	0,8	500	7	40	0,014	69
22K	20	0,76	500	8	38	0,016	68
24K	20	0,7	500	8	35	0,016	67
28K	20	0,66	500	8	33	0,016	66
30K	20	0,6	500	8	30	0,016	65
40K	20	0,56	500	9	28	0,018	64
50K	20	0,42	500	9	21	0,018	61
60K	20	0,4	500	9	20	0,018	61
80K	20	0,36	500	9	18	0,018	60
90K	20	0,3	500	9	15	0,018	58
100K	20	0,2	500	9	10	0,018	55

Tableau II-2: Caractéristiques de l'amplificateur d'instrumentation à base de l'UA741.

La courbe dans la Figure II.29, présente l'évolution du taux de réjection de mode commun (TRMC) en fonction de la fréquence pour les amplificateurs UA741 et INA129 :

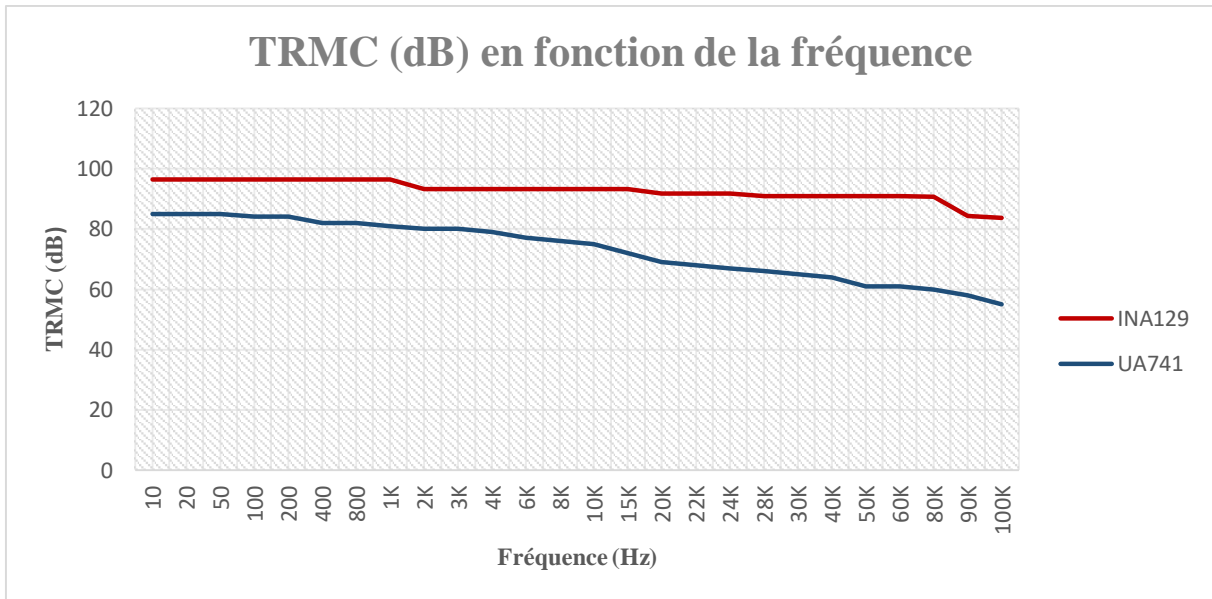


Figure II.29: TRMC (dB) en fonction de la fréquence : UA741 vs INA129.

La fiabilité de nos mesures dépend en grande partie des caractéristiques de l'amplificateur d'instrumentation, notamment de sa capacité à rejeter les tensions communes. C'est pourquoi l'analyse du taux de réjection de mode commun (TRMC) est essentielle pour évaluer ses performances en conditions réelles. Ce dernier est un indicateur de la sensibilité de l'amplificateur au bruit commun et de sa capacité à amplifier fidèlement le signal différentiel.

## V. Filtrage :

Le filtrage constitue une étape fondamentale dans le traitement des signaux électrophysiologiques, visant à améliorer la qualité des données acquises en éliminant les composantes indésirables, telles que le bruit de fond, les interférences électromagnétiques ou les variations fréquentielles non pertinentes, afin d'isoler les informations physiologiquement significatives.

Cette opération peut être mise en œuvre par des techniques analogiques, à l'aide de filtres passifs ou actifs, ou par des méthodes numériques, qui agissent directement sur le spectre fréquentiel du signal pour atténuer certaines bandes de fréquences tout en préservant les composantes utiles.

### i. Filtre passe-haut :

Le filtre passe-haut passif, comme son nom l'indique, est conçu pour ne laisser passer que les signaux dont la fréquence est supérieure à une fréquence de coupure  $f_c$  donnée, tout en atténuant les composantes à basse fréquence du signal d'entrée.

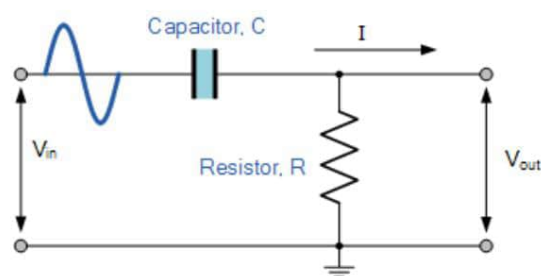


Figure II.30: La configuration de filtre passe-haut passif.

Il constitue l'inverse fonctionnel du filtre passe-bas, dans la mesure où la position de la résistance et du condensateur est interchangée. Dans cette configuration, le signal de sortie est prélevé aux bornes de la résistance, ce qui permet de bloquer efficacement les basses fréquences et de transmettre les fréquences plus élevées.

La fréquence de coupure, seuil à partir duquel le signal commence à être transmis, est définie par la relation

$$(2.16): \quad f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.16)$$

Un simple filtre passe-haut passif a été choisi afin de supprimer les composantes à basse fréquence liées aux mouvements, lesquelles introduisent une composante continue indésirable dans le signal enregistré.

Avec  $R = 47k\Omega$  et  $C = 10\mu F$ , on obtient :  $f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2.3,1416.47.10^3.10.10^{-6}} = 0,34Hz$  (2.17)

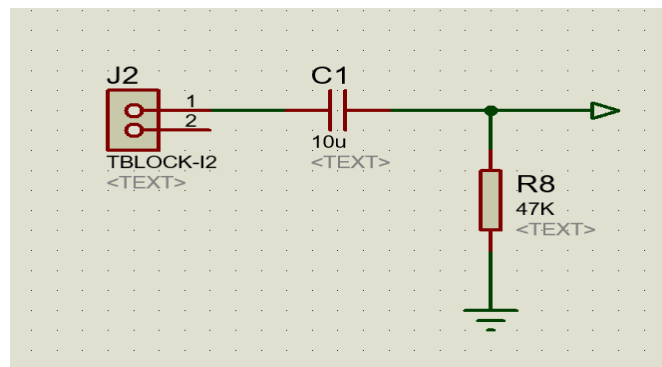


Figure II.31 : Simulation de filtre passe haut-passif avec Proteus.

La réponse fréquentielle du filtre passe-haut est illustrée dans la Figure II.32, mettant en évidence l'atténuation des basses fréquences et la transmission efficace des composantes à haute fréquence au-delà de la fréquence de coupure :

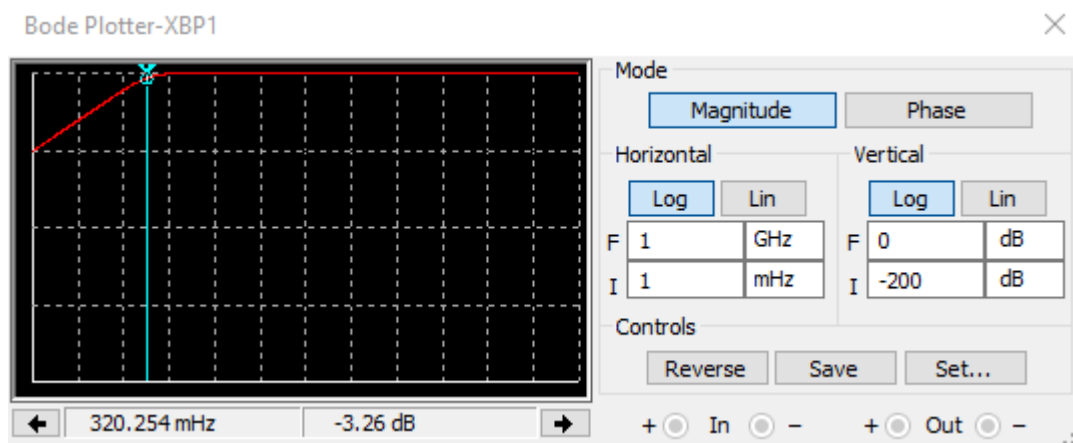


Figure II.32: Réponse fréquentielle d'un filtre passe-haut passif.

ii. Filtre passe-bas :

Un filtre passe-bas est un circuit électronique conçu pour atténuer ou éliminer les composantes à haute fréquence d'un signal électrique, tout en permettant le passage des fréquences inférieures à une fréquence de coupure  $f_c$  spécifiée.

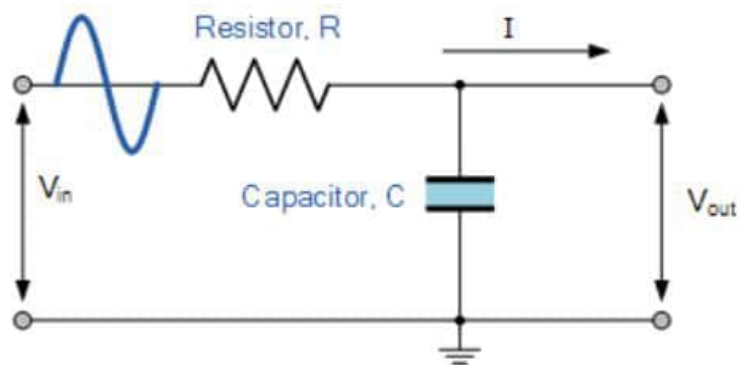


Figure II.33 : La configuration de filtre passe-bas passif.

Dans cette configuration, la résistance et le condensateur sont disposés de manière à ce que le signal de sortie soit prélevé aux bornes du condensateur, ce qui permet de bloquer efficacement les fréquences élevées et de transmettre les fréquences inférieures à la fréquence de coupure définie.

La fréquence de coupure, qui détermine le point où le signal commence à être transmis, est donnée par l'expression (2.18) :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.18)$$

Un simple filtre passe-bas passif a été choisi pour éliminer les hautes fréquences en dehors de la plage de fréquences du signal EEG. Nous avons intégré un potentiomètre pour ajuster la fréquence de coupure, permettant ainsi d'adapter dynamiquement le comportement du filtre en fonction du contexte d'utilisation et des caractéristiques du bruit à éliminer.

Avec  $R = 2,2k\Omega$  et  $C = 1\mu F$ , on obtient :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2,3,1416 \cdot 2,27 \cdot 10^3 \cdot 10^{-6}} = 70Hz \quad (2.19)$$

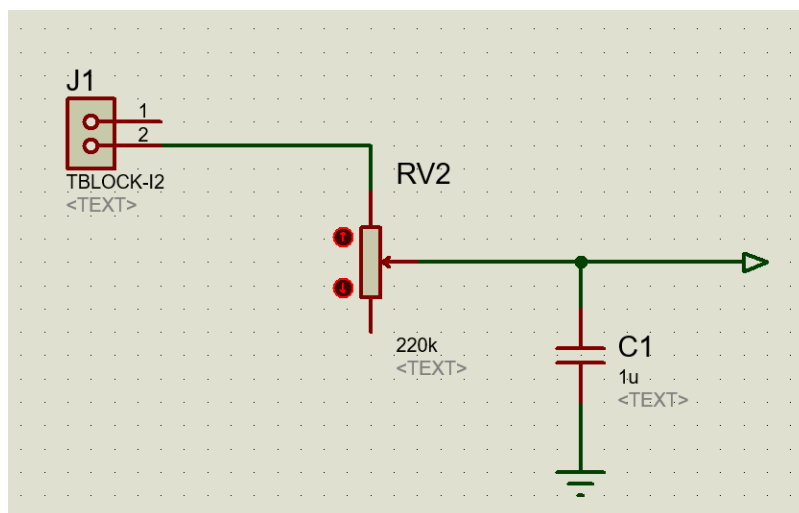


Figure II.34 : Simulation de filtre passe-bas passif avec Proteus.

La réponse fréquentielle du filtre passe-bas est présentée dans la Figure II.35, montrant l'atténuation des fréquences élevées et la transmission efficace des composantes de basse fréquence en dessous de la fréquence de coupure :

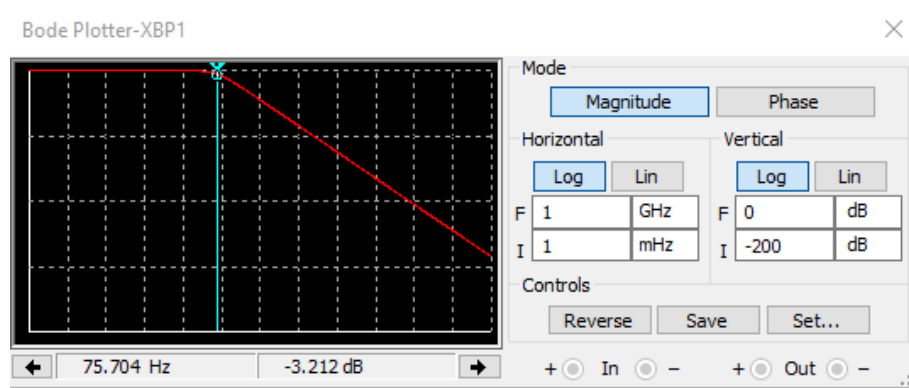


Figure II.35 : Réponse fréquentielle d'un filtre passe-bas passif.

### iii. Filtre réjecteur (Notch filter) :

Le filtre réjecteur, également appelé filtre coupe-bande, est un circuit destiné à éliminer une fréquence bien précise, généralement indésirable, tout en laissant passer les autres. Il agit en bloquant les fréquences comprises entre deux fréquences de coupure, tout en laissant passer celles situées de part et d'autre de cette bande.

Dans le cadre de l'acquisition des signaux EEG, la fréquence ciblée est souvent celle de 50 Hz, qui correspond aux interférences du réseau électrique. Ce type de perturbation est très courant dans les environnements hospitaliers ou de laboratoire, en raison de la présence de nombreux équipements alimentés en courant alternatif. Le filtre réjecteur permet alors d'améliorer la qualité du signal enregistré en supprimant ce bruit parasite, sans altérer le signal utile.

Sur le plan pratique, un filtre coupe-bande peut être réalisé en combinant un filtre passe-bas RC avec un filtre passe-haut RC. Cette configuration permet d'obtenir une bande d'arrêt très étroite et fortement atténuée, concentrée sur quelques hertz seulement, rendant le filtre réjecteur particulièrement efficace pour l'élimination sélective de la fréquence 50 Hz.

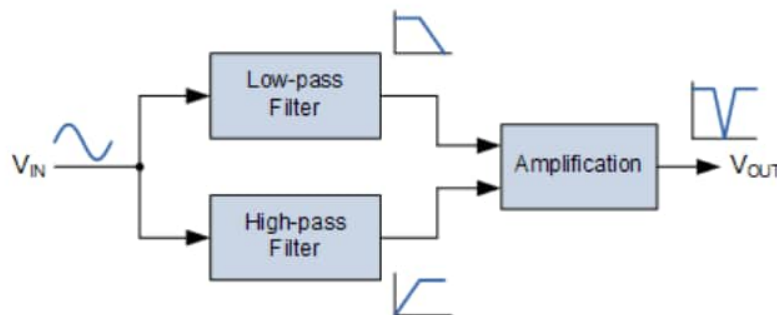


Figure II.36 : Principe de fonctionnement d'un filtre réjecteur.

Il existe plusieurs façons de concevoir un filtre notch, mais la configuration en double T (ou filtre réjecteur en double T) est l'une des plus utilisées. Elle est largement appréciée pour sa simplicité et son efficacité à supprimer une fréquence précise, comme celle du 50 Hz provenant du réseau électrique, sans altérer de manière notable les autres composantes du signal.

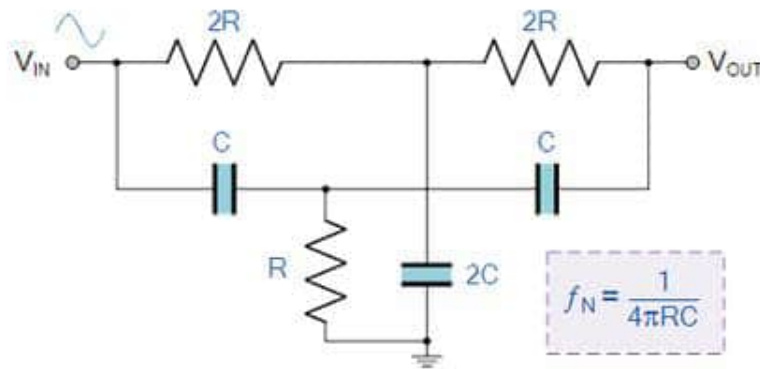


Figure II.37 : La configuration de filtre réjecteur en double T

Dans cette configuration, la partie supérieure du circuit est composée de deux résistances de valeur  $2R$  et d'un condensateur  $2C$ , ce qui constitue la section passe-bas. La partie inférieure, quant à elle, contient deux condensateurs de valeur  $C$  et une résistance  $R$ , formant la section passe-haut. Lorsque ces deux réseaux sont combinés, ils créent une bande étroite autour d'une fréquence spécifique que le circuit atténue fortement.

Le filtre double T permet d'atténuer fortement une fréquence bien déterminée, appelée fréquence de réjection ou fréquence réjecteur. C'est à cette fréquence spécifique que le filtre bloque efficacement les perturbations, améliorant ainsi la qualité du signal utile.

Cette fréquence est donnée par l'expression (2.20) :

$$f_N = \frac{1}{4\pi RC} \quad (2.20)$$

Cette relation permet de dimensionner le filtre pour cibler précisément la fréquence à éliminer.

Nous avons choisi les valeurs des composants  $R$  et  $C$  de manière à obtenir une fréquence de coupure de 50 Hz, conformément à la relation de  $f_N$ , et selon le circuit représenté dans la Figure II.38 :

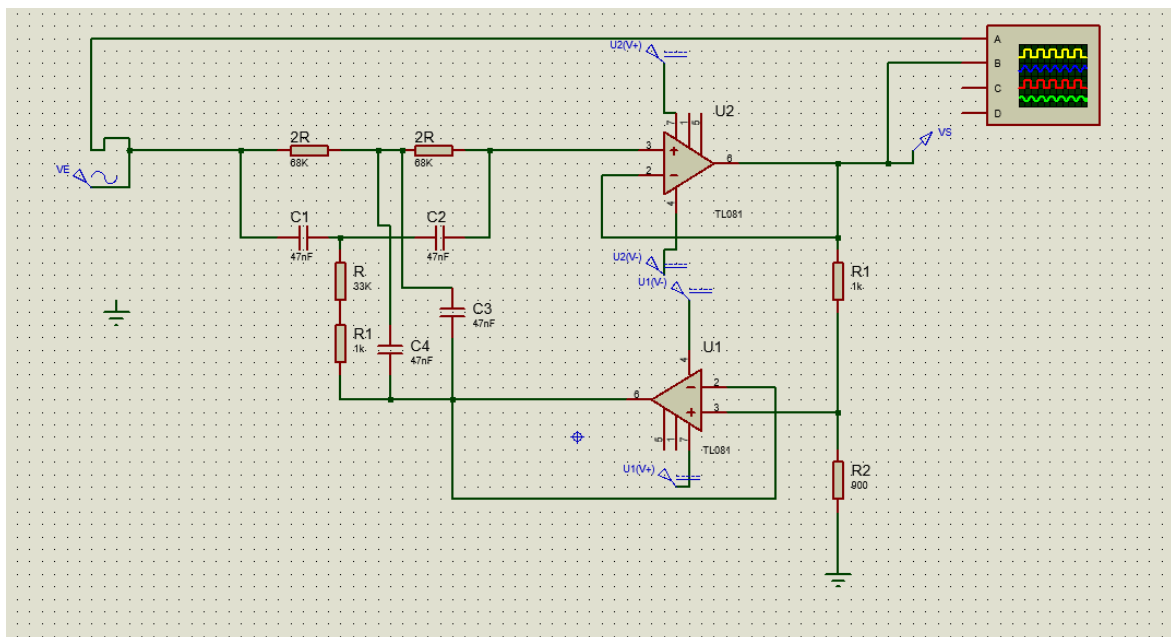


Figure II.38 : Simulation de filtre réjecteur avec Proteus.

Avec  $R = 34k\Omega$  et  $C = 47nF$ , on obtient :

$$f_N = \frac{1}{4\pi RC} = \frac{1}{4.3,1416.34. 10^3. 47. 10^{-9}} = 49,99Hz \approx 50 Hz \quad (2.21)$$

Le circuit inclut un étage d'amplification A1, qui joue un rôle essentiel dans le renforcement du signal après filtrage. Cet amplificateur permet de compenser les pertes d'amplitude introduites par le réseau passif du filtre double T. En amplifiant la sortie du filtre, il assure que le signal traité conserve une amplitude exploitable pour les étapes suivantes. De plus, il contribue à préserver la forme du signal utile, en maintenant une bonne linéarité et une faible distorsion. Pour cette fonction, nous avons utilisé un amplificateur opérationnel UA741, connu pour sa simplicité d'intégration et ses caractéristiques stables.

Par ailleurs, un second amplificateur opérationnel, également un UA741, est utilisé en tant qu'étage de rétroaction négative contrôlée (A2). Ce dernier est connecté au point central du réseau double T, entre les deux condensateurs et la résistance centrale. Sa mission est de réduire la largeur de bande du filtre réjecteur, en rendant l'atténuation plus sélective et profonde autour de la fréquence ciblée (ici, 50 Hz). En ajustant le gain de cet amplificateur, il est possible de contrôler la profondeur du creux dans la réponse en fréquence, améliorant ainsi la précision du filtrage.

Ce réglage est réalisé à travers un pont diviseur de tension, formé par la résistance R1 (1 kΩ) et le potentiomètre R2 (variant de 0 à 5 kΩ). Le facteur de rétroaction K est alors donné par la relation (2.22) :

$$K = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (2.22)$$

Ainsi, en faisant varier la résistance R2 entre 0 et 5 kΩ, on obtient un gain variable K compris entre 0 et environ 0,83. Cette variation permet d'ajuster la profondeur et la sélectivité du filtre réjecteur autour de la fréquence ciblée (50 Hz).

Nous les avons illustrés avec ces réponses fréquentielles :

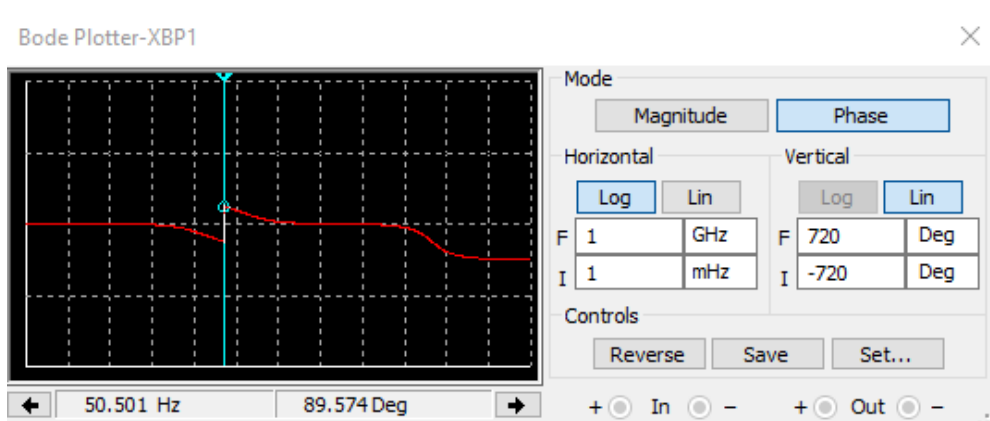
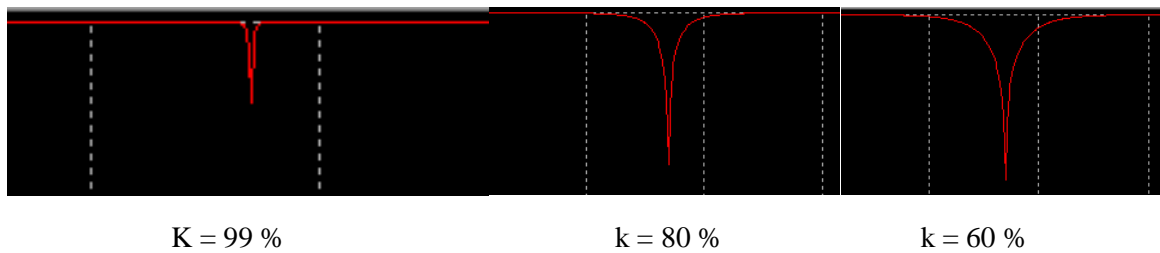


Figure II.39: Les réponses fréquentielles du filtre Notch selon K.

La Figure II.40, présente le circuit du filtre réjecteur réalisé :

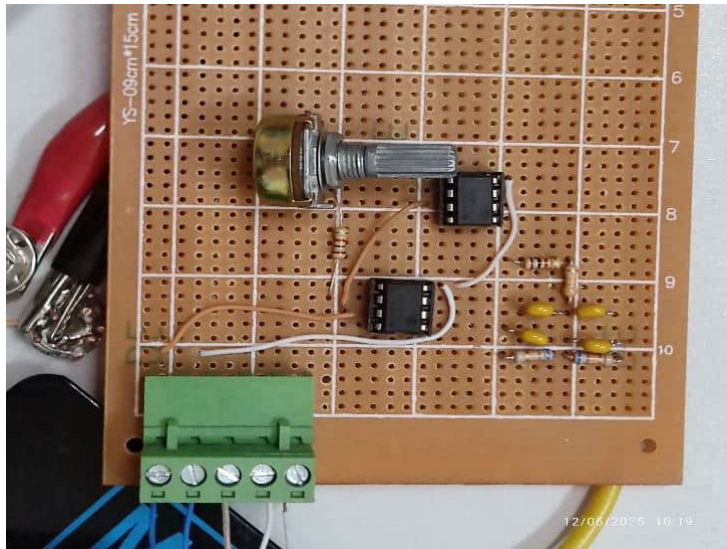


Figure II.40: Filtre Notch réalisé.

Pour vérifier le bon fonctionnement du filtre réjecteur à double T, un signal sinusoïdal de 50 Hz est appliqué à son entrée. À la sortie, on observe une atténuation significative de cette fréquence, confirmant que le filtre élimine efficacement le bruit du secteur électrique tout en préservant les autres composantes du signal :



Figure II.41: Réponse du filtre Notch à 50 Hz.



Figure II.42 : Réponse du filtre réjecteur à 20 Hz.

## VI. Le montage suiveur :

Un suiveur de tension, réalisé avec un amplificateur opérationnel monté en mode non-inverseur avec gain unitaire 1, est un circuit utilisé pour isoler un filtre de l'étage suivant.

Il permet de recopier fidèlement la tension de sortie après les filtres sans tirer de courant ni modifier les conditions de leur fonctionnements si on ne fait pas attention à l'impédance des étages suivant.

Grâce à son impédance d'entrée très élevée et sa faible impédance de sortie, le suiveur empêche toute perturbation de la fréquence de coupure ou du comportement fréquentiel du filtre due à la charge connectée en aval. Nous avons utilisée l'amplificateur opérationnel TL081[22] pour sa stabilité et sa haute impédance de D'entrée pour la réalisation. Le TL081 est un amplificateur opérationnel à faible bruit et à entrer JFET, ce qui lui confère une très haute impédance d'entrée, typiquement supérieure à  $10^{12} \Omega$  Cela permet de ne pas charger le circuit précédent de plus de son impédance de sortie très faible.

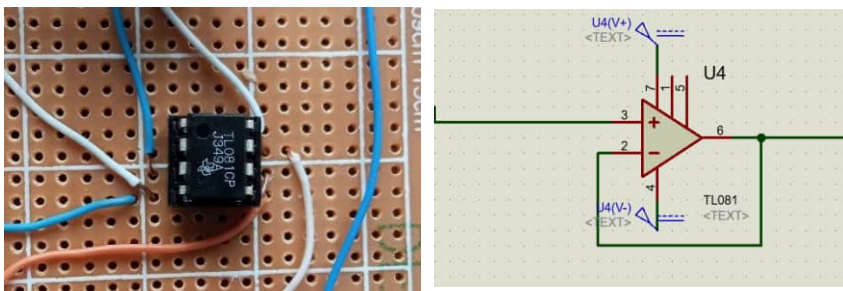


Figure II.43: circuit simulé et réalisée du suiveur avec le TL081

## VII. Etage d'amplification :

Afin de garantir une acquisition fiable des signaux biologiques à très faible amplitude (ECG, EMG, EEG) par une carte Arduino, il est indispensable d'adapter dynamiquement leur amplitude pour qu'elle soit comprise dans la plage de tension admissible par le convertisseur analogique/numérique (ADC) de la carte.

Pour cela, après un premier étage de pré-amplification assuré par un amplificateur d'instrumentation de précision (INA129), un second étage d'amplification a été conçu à l'aide d'un montage non-inverseur basé sur l'amplificateur opérationnel UA741. Ce montage a été choisi pour ses avantages en termes de simplicité, de stabilité, et de conservation de la phase du signal.

De plus, afin de permettre une adaptation flexible du gain selon la nature du signal mesuré, un potentiomètre de  $220K\Omega$  a été inséré dans la boucle de contre-réaction de l'amplificateur. Cela permet à l'utilisateur d'ajuster manuellement le gain de l'amplificateur selon l'amplitude du signal en sortie de l'INA129, tout en respectant les contraintes de tension d'entrée de la carte Arduino (généralement entre 0 et 5V).

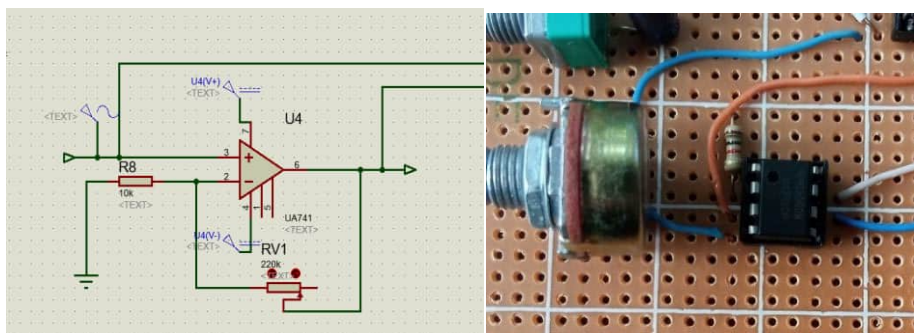


Figure II.44: circuit d'amplificateur non inverseur su Proteus et le circuit réalisé.

Le résultat est affiché sur l'oscilloscope ou le signal bleu représente la sortie amplifiée de ce dernier le gain ici est de 100 après injection d'un signal sinusoïdal de 50mV :

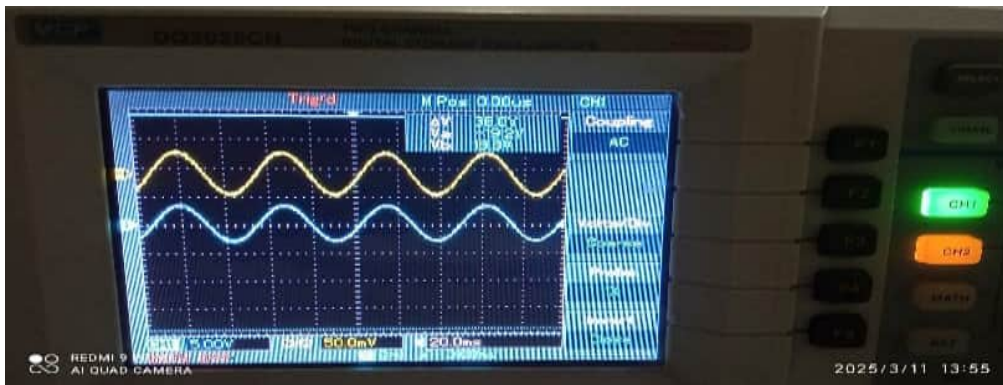


Figure II.45: résultat obtenu de cet amplificateur non inverseur.

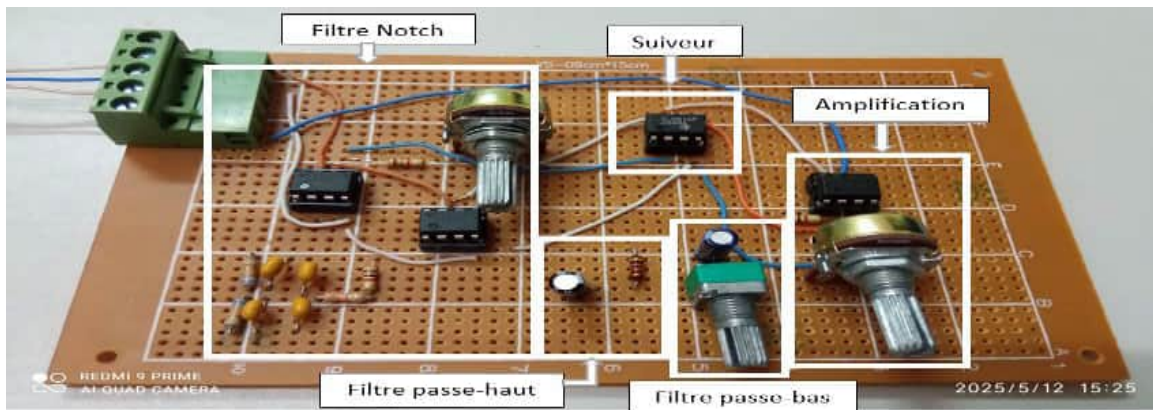


Figure II.46 : Circuit de conditionnement du signal.

Les résultats obtenus avec le filtrage passe-haut ont montré une suppression nette de la composante continue, rendant ainsi le signal plus lisible. Par ailleurs, l'utilisation du potentiomètre pour ajuster la fréquence de coupure du filtre passe-bas a permis d'obtenir un signal particulièrement clair. Nous avons également observé que la composante à 50 Hz, correspondant aux interférences du réseau électrique, est efficacement atténuée par le filtre réjecteur. L'amplification du signal est clairement visible, comme en témoigne la courbe bleue représentant le signal amplifié et filtré. Cela confirme le bon fonctionnement global du circuit de conditionnement du signal :



Figure II.47: Signal avant et après l'étape de conditionnement.

### VIII. Circuit d'offset :

Le circuit présenté ci-dessous est un étage d'offset conçu à l'aide d'un amplificateur opérationnel TL081. Il a pour objectif d'ajouter ou de compenser un décalage de tension (offset) appliqué à un signal d'entrée. Ce montage permet ainsi de restaurer la partie utile du signal en ajoutant une composante continue positive. Cette opération est essentielle pour décaler le signal à un niveau approprié afin de le rendre compatible avec les plages de tension acceptées par les microcontrôleurs, notamment la carte Arduino Méga, qui ne peut traiter que des signaux compris entre 0 V et 5 V.

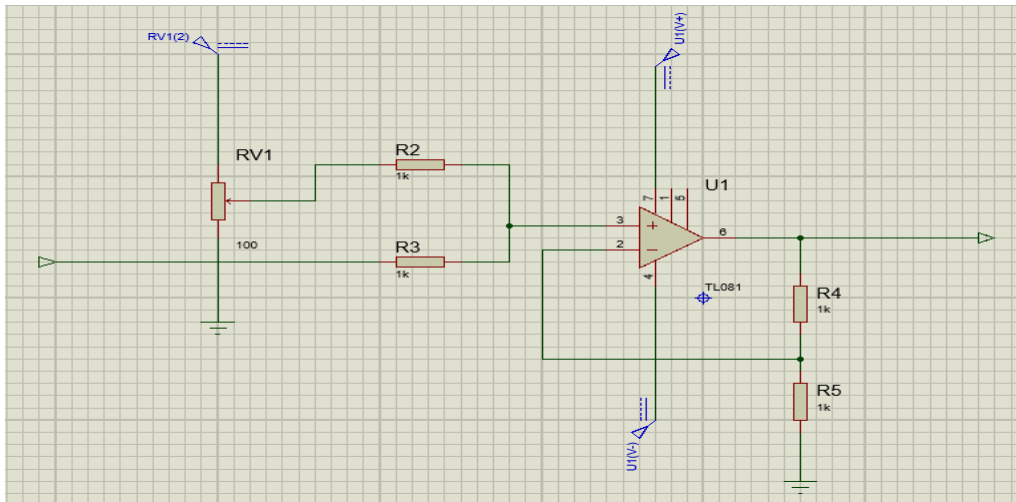


Figure II.48: circuit d'offset.

Le circuit repose sur un pont diviseur ajustable à l'aide d'un potentiomètre **R1** (5 k $\Omega$ ), qui permet de régler précisément la valeur de l'offset appliqué au signal. Ce dernier est ensuite injecté sur l'entrée non-inverseuse de l'amplificateur opérationnel TL081, alimenté en double tension  $\pm 12$  V pour permettre un bon fonctionnement linéaire. Les résistances **R2** et **R3** forment une boucle de contre-réaction négative qui stabilise le gain du montage. En sortie, les résistances **R4** et **R5** assurent une adaptation d'impédance et un filtrage éventuel du signal.

Le choix du TL081 s'explique par ses caractéristiques avantageuses, notamment :

- ✓ Une haute impédance d'entrée grâce à la technologie JFET.
- ✓ Une faible impédance de sortie.
- ✓ Slew rate rapide permettant de suivre les variations rapides du signal sans distorsion.
- ✓ Faible tension d'offset, garantissant une meilleure précision du signal.
- ✓ Une large plage d'alimentation (jusqu'à  $\pm 18$  V).
- ✓ Et un excellent taux de réjection en mode commun (CMRR) atteignant 86 dB, assurant une bonne stabilité et une faible sensibilité au bruit.

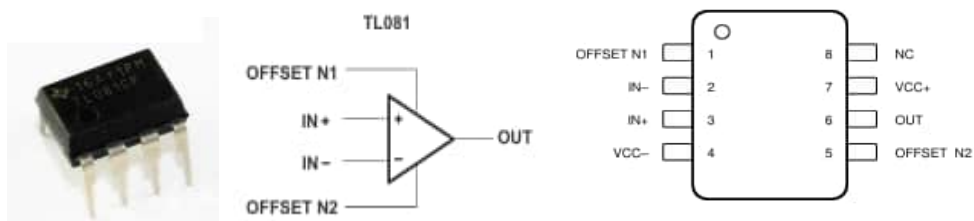


Figure II.49 : forme commerciale et schéma représentatif du circuit intégré TL081.

La Figure II.50, illustre l'essai du circuit sur la plaque d'essai ainsi que le circuit final réalisé :

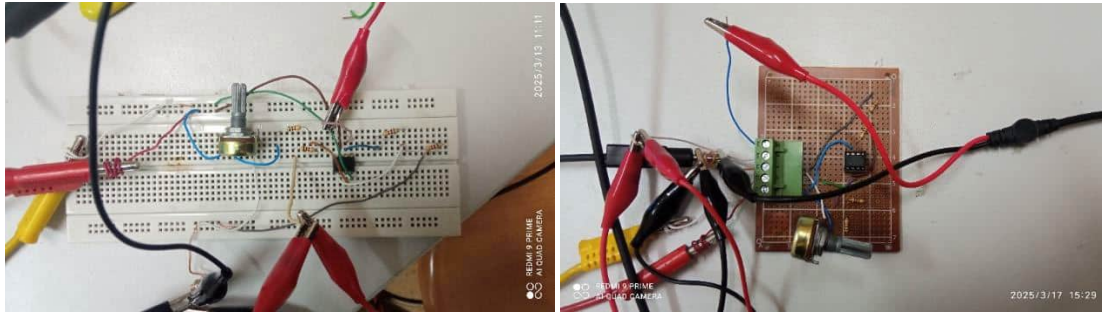


Figure II.50: Circuit d'offset monté sur la plaque d'essai et circuit final réalisé.

La Figure II.51, montre le résultat de la correction de l'offset observée à l'oscilloscope, le signal jaune correspond à la sortie du circuit, dont le niveau peut être facilement déplacé verticalement à l'aide du potentiomètre, afin de l'ajuster à la plage de tension souhaitée :

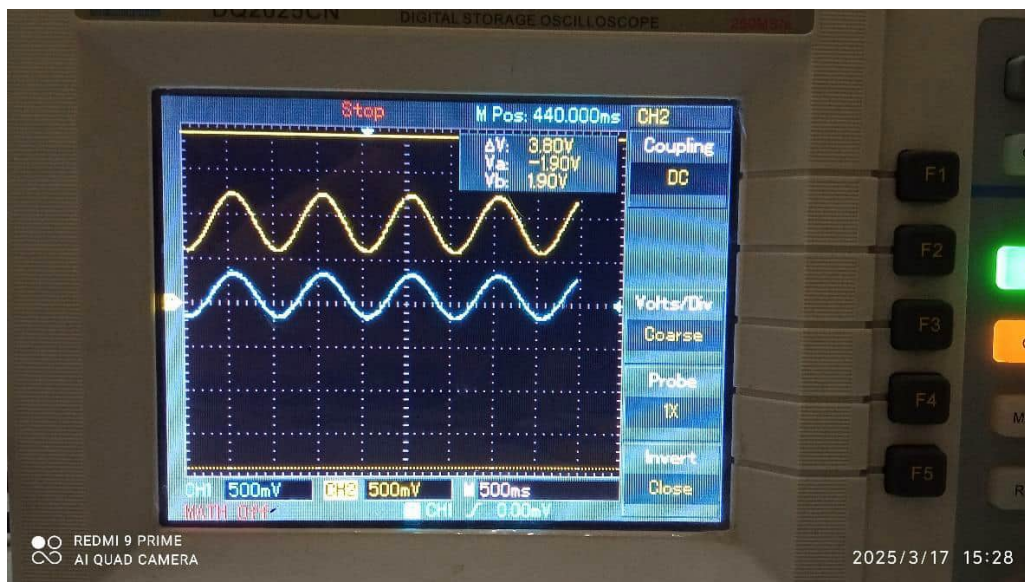


Figure II.51 : Visualisation du signal avec correction d'offset à l'oscilloscope.

## IX. La carte d'acquisition utilisée :

La carte Arduino est une plateforme de prototypage électronique open-source, reposant sur l'association d'une carte à microcontrôleur et d'un environnement de développement intégré (IDE).

La carte microcontrôleur, telle que la carte Arduino Mega 2560, est destinée à interagir directement avec l'environnement physique grâce à la connexion de capteurs (en entrée) et d'actionneurs (en sortie). Elle constitue ainsi le cœur matériel du système, capable de lire, traiter, puis générer des signaux électriques selon la logique programmée.

Parallèlement, l'environnement de développement intégré (comme l'IDE Arduino) permet à l'utilisateur de développer le code source, de le téléverser sur la carte et d'en gérer le comportement fonctionnel, à travers une interface conviviale utilisant un langage basé sur le C/C++.

Le système repose donc sur une complémentarité entre la partie électronique (matériel + interfaces capteurs/actionneurs) et la partie logicielle (programmation embarquée), permettant le développement rapide et modulaire de systèmes interactifs.

➤ Composition électronique de la carte :

• *Le microcontrôleur ATmega2560 :*

Est le composant central de la carte Arduino Mega 2560. Il s'agit d'un microcontrôleur AVR 8 bits fonctionnant à une fréquence de 16 MHz grâce à un oscillateur à quartz externe. Il intègre 256 Ko de mémoire Flash (dont 8 Ko pour le bootloader), 8 Ko de SRAM, et 4 Ko d'EEPROM.

- *Les broches numériques et analogiques :* Il dispose de 54 broches numériques (dont 15 PWM) et 16 entrées analogiques reliées à un convertisseur analogique-numérique (ADC) 10 bits.
- Il offre plusieurs interfaces de communication, dont 4 ports UART.
- Du point de vue connectique, la carte comporte un port USB de type B pour la programmation et l'alimentation, un connecteur d'alimentation externe (jack 7–12 V), ainsi que des bornes d'alimentation régulées : 5 V, 3.3 V, GND, et Vin, permettant l'alimentation de capteurs ou modules externes.

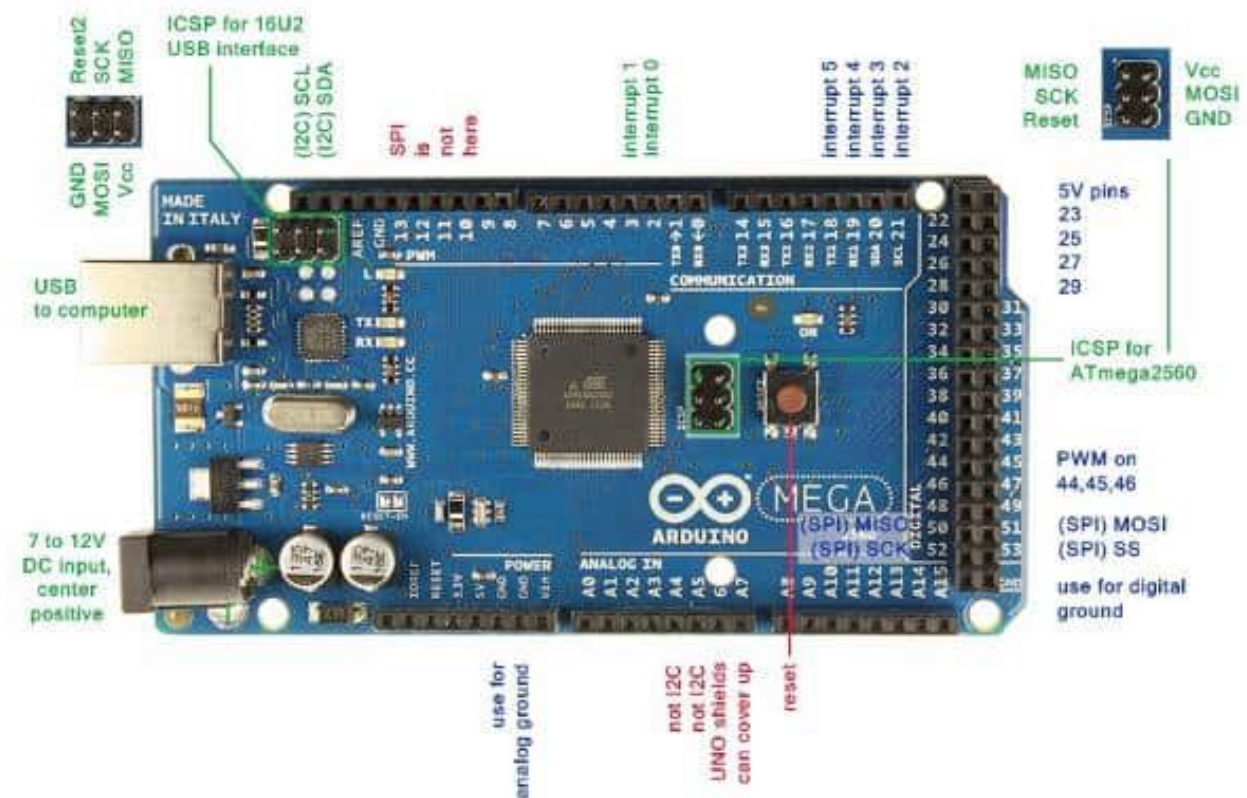


Figure II.52: La carte Arduino Mega.

Grâce à cette carte d'acquisition, il est possible d'échantillonner le signal EEG et d'assurer sa conversion analogique-numérique (ADC). Cette étape est essentielle pour transformer les signaux biologiques continus en données numériques exploitables. Une fois numérisé, le signal peut être traité via des algorithmes d'analyse, permettant d'extraire des informations cliniques ou cognitives pertinentes.

## X. Interface python pour l'acquisition et la visualisation en temps réel :

Après l'acquisition des données EEG à l'aide de la carte Arduino, nous avons développé une interface graphique en langage Python afin d'assurer la visualisation et l'enregistrement en temps réel du signal EEG pour un traitement ultérieur.

L'interface permet d'afficher le signal EEG au fur et à mesure de sa réception. Simultanément, chaque point de mesure est stocké sous forme d'une paire temps–amplitude, ce qui garantit la traçabilité du signal et permet son analyse hors-ligne.

### ➤ Fonctionnalités principales :

- Affichage en temps réel du signal EEG sous forme de graphique déroulant, permettant une surveillance continue pendant la phase d'acquisition.
- Enregistrement automatique des données dans un fichier au format `.csv`, structuré en deux colonnes :
  - Temps (s) : représentant le temps écoulé en secondes,
  - Amplitude ( $\mu\text{V}$ ) : représentant la valeur instantanée du signal EEG.
- Interface graphique simple, intuitive et légère, conçue pour une utilisation en environnement académique ou de laboratoire, facilitant ainsi la manipulation et l'interprétation des signaux.

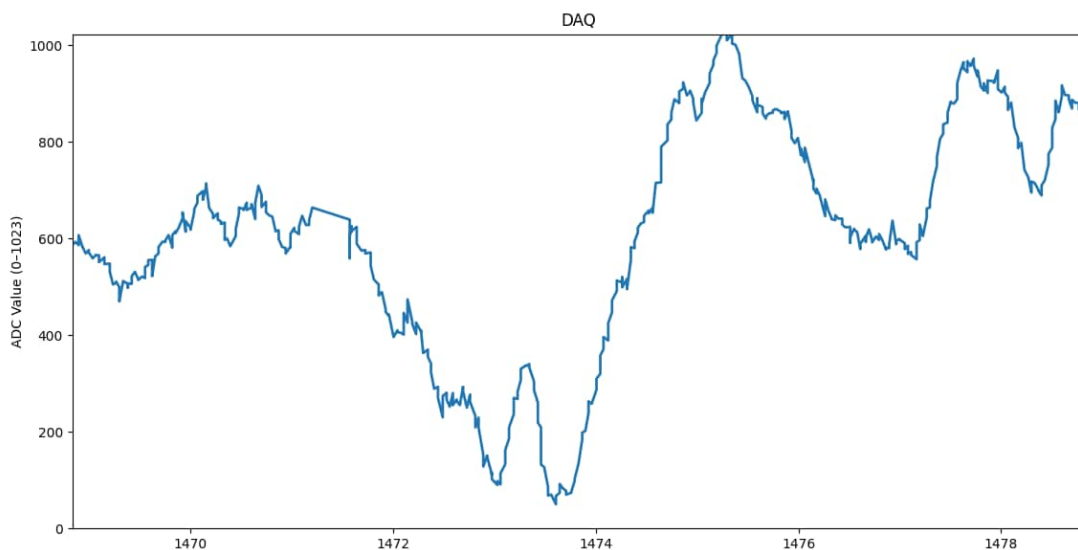


Figure II.53 : Présentation de l'interface Python pour l'acquisition EEG.

Dans le but de vérifier le bon fonctionnement de l'interface développée sous Python, un signal sinusoïdal analogique a été injecté à l'aide d'une carte Arduino. Cette étape de test visait à évaluer la capacité du système à représenter le signal de manière fidèle et en temps réel. Le signal, après numérisation par le microcontrôleur, a été transmis à un ordinateur via une liaison série.

La Figure II.54, présente cette configuration expérimentale :

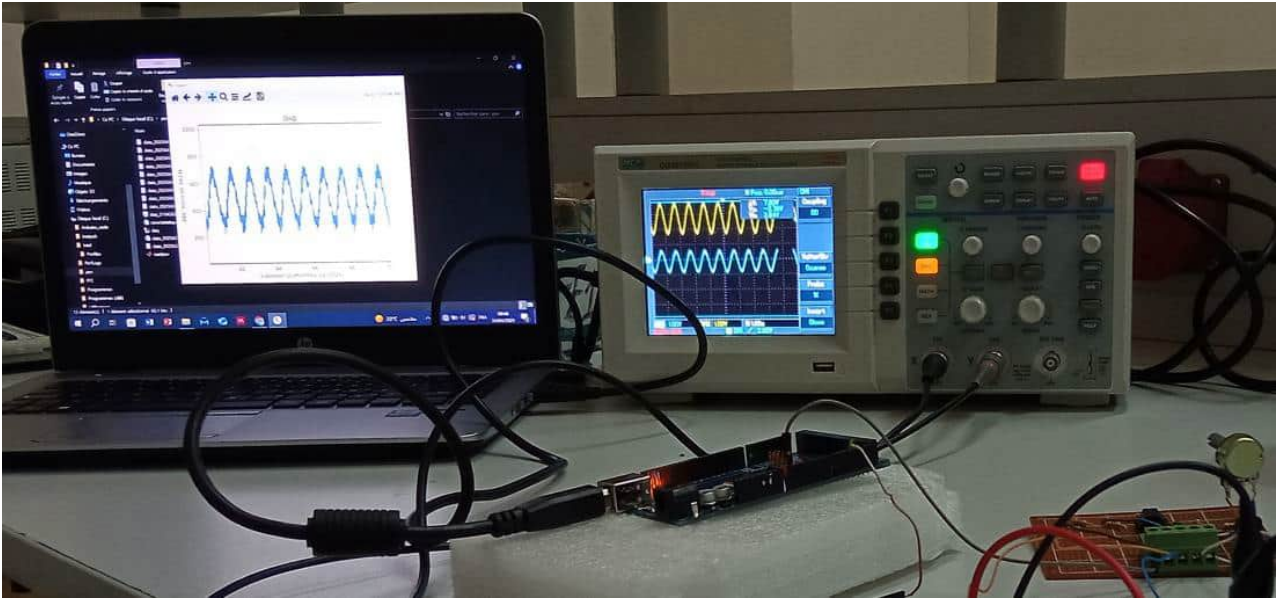


Figure II.54 : Acquisition d'un signal sinusoïdal avec la carte Arduino.

On y observe le signal sinusoïdal affiché simultanément sur un oscilloscope numérique (courbe jaune) et sur l'interface graphique installée sur un ordinateur portable (courbe bleue). Cette double visualisation a permis de confirmer la synchronisation temporelle entre les deux affichages, validant ainsi la stabilité et la fiabilité du système d'acquisition.

### Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté l'ensemble du processus de conception du système dédié à l'acquisition des signaux EEG. Les différents composants ont été intégrés de manière à garantir une acquisition fiable et adaptée aux conditions expérimentales. Cette phase de conception et de réalisation constitue ainsi une base solide pour les tests et l'analyse des résultats exposés dans le chapitre suivant.

---

*Chapitre 03 :*  
*Interprétation et analyse des résultats*

---

### III. Chapitre 03 : Interprétation et analyse des résultats

#### Introduction :

Dans ce chapitre, nous présentons les différentes étapes de validation expérimentale du système conçu pour l'acquisition des potentiels évoqués visuels (PEV). Après avoir confirmé la détection de l'activité EEG de repos, utilisée comme référence, nous avons appliqué une série de tests fonctionnels sur deux sujets : un sujet sain et un autre présentant une acuité visuelle réduite accompagnée d'un léger strabisme.

Les essais incluent l'analyse des artéfacts liés aux clignements oculaires (rapides et lents), suivie de stimulations visuelles par damier réversible et par flash lumineux, conformément au protocole expérimental défini. Les signaux enregistrés seront ensuite analysés, comparés entre les deux sujets, et interprétés en mettant en évidence des composantes spécifiques comme le pic P100, afin d'évaluer la fiabilité du système et sa pertinence dans le contexte d'une aide au diagnostic des anomalies neuro-visuelles.

#### I. Acquisition des signaux électrophysiologiques :

##### i. Acquisition de l'électrocardiogramme (ECG)

Après réalisation des circuits électroniques de notre projet, nous avons procédé aux mesures des signaux ECG, EMG, et EOG, afin de confirmer la fiabilité du système développé.

De plus, les caractéristiques des amplificateurs d'instrumentation en montrant une nette supériorité de l'INA129 par rapport au circuit amplificateur d'instrumentation basé sur les trois amplificateurs opérationnels UA741. Le circuit à base d'INA119 présente un taux de réjection en mode commun et une impédance d'entrée élevés.

Le signal ECG acquis à travers l'amplificateur d'instrumentation à base du circuit UA741 est bruité et requiert du filtrage pour aboutir à un signal d'un rapport signal-sur-bruit convenable. Le TRMC mesuré est de 84dB. Le circuit à base de l'INA129 permettra d'améliorer cette valeur.

Des électrodes pré-gélifiées en étaient utilisées, la configuration était selon le Système d'Einthoven de 3 dérivations :

- Électrode RA (Right Arm) : bras droit, ou proche de l'épaule droite.
- Électrode LA (Left Arm) : bras gauche, ou proche de l'épaule gauche.
- Électrode LL (Left Leg) : pied gauche, ou bas de l'abdomen gauche.

En utilisant le circuit INA129 comme préamplificateur à un gain ajusté à une valeur égale à 92, suivi d'un filtre passe-haut de 0,35 Hz et d'un filtre passe-bas passif de deuxième ordre d'une fréquence de coupure d'une valeur de 100 Hz, d'un filtre réjecteur en double T fut ajouté pour réduire le bruit de l'interférence du réseau électrique à 50 Hz. Nous avons obtenu le résultat illustré sur la Figure III.1 :

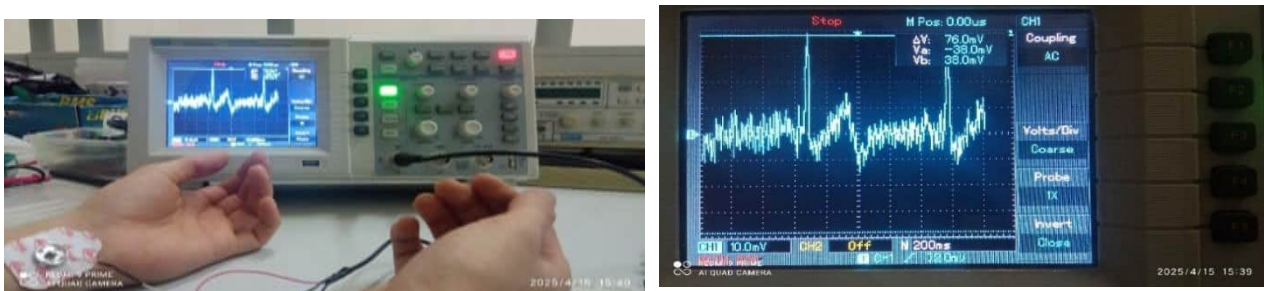


Figure III.1 : Signal ECG acquis à travers le circuit INA129

ii. Acquisition de l'électromyogramme (EMG)

En ajustant la fréquence de coupure  $f_c$  du filtre pass-bas à une valeur allant de 150 Hz jusqu'à 200 Hz, nous avons abouti à une bonne qualité d'un signal EMG, comme illustré sur la Figure III.2.

Nous avons placé les électrodes sur l'avant-bras. L'électrode de référence a été placée au bout du poignet du bras, la différence de potentiel reflète l'activité musculaire recueillie au niveau de l'avant-bras et du biceps. Le sujet contracte et relâche le bras à une cadence régulière, ce qui fait apparaître sur l'oscilloscope des ondes bien délimitées et synchronisées avec cette activité musculaire, comme illustré sur la Figure III.2 :

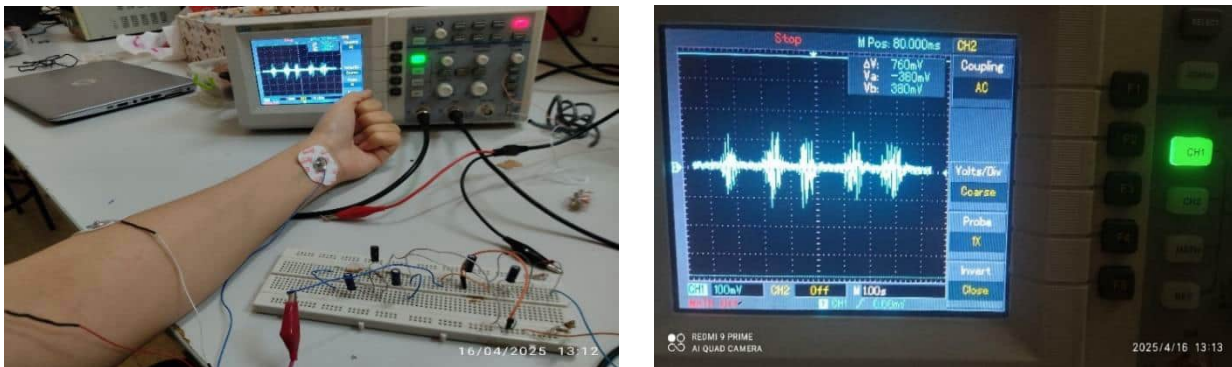


Figure III.2 : Signal EMG acquis à l'aide de l'INA129 et un étage de mise en forme.

iii. Acquisition de l'électro-oculogramme (EOG) :

Le signal EOG, de faible amplitude, est sensible au bruit. Il est sensible à toute activité électrique voisine considérée comme artefact. Cette mesure nous permet d'évaluer l'aptitude du circuit INA129 à mesurer des signaux de faibles amplitudes comme les PEVs.

Le schéma de la Figure III.3, illustre le positionnement des électrodes dédié pour l'enregistrement du signal EOG des mouvements oculaires (verticaux et horizontaux). Deux électrodes dans les points gauche et droite ou haut et bas de l'œil et une dans l'os mastoïde.

Les pics enregistrés peuvent apparaître positifs sur une électrode et négatifs sur l'autre, en fonction de la direction du mouvement oculaire. Cela s'explique par la polarité naturelle du globe oculaire : la cornée est électropositive par rapport à la rétine, formant un dipôle électrique.

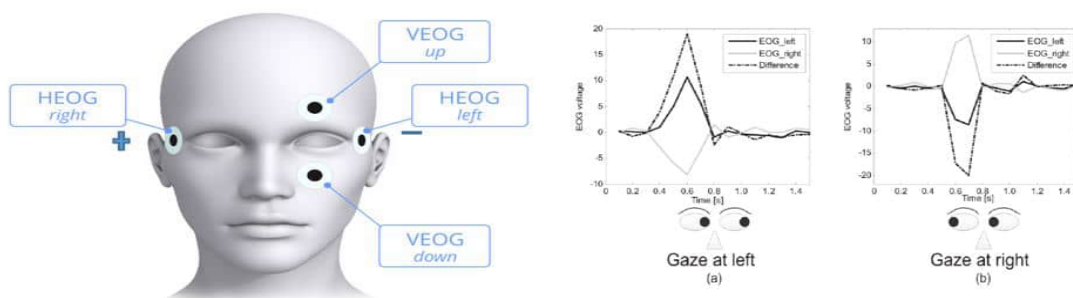


Figure III.3 : positionnement des électrodes et nature du Signal EOG.

Lorsque les yeux se déplacent latéralement Vers la droite, la cornée se rapproche de l'électrode droite, créant un potentiel positif à droite et négatif à gauche. Vers la gauche le phénomène est inversé (positif à gauche, négatif à droite). Ceci se manifeste aussi pour le positionnement Horizontal.

Le signal EOG peut être affecté par l'activité musculaire du visage, les clignements des yeux, les mouvements de la tête ou de la peau. Un mauvais contact avec les électrodes peut laisser aussi l'apparition d'un bruit de haute fréquence, comme illustré sur la Figure III.4:



Figure III.4: Signal EOG acquis à l'aide de l'INA129 et un étage de mise en forme.

Un ajustement de la fréquence de coupure du filtre permet une amélioration du rapport signal-sur-bruit. Nous avons opté pour un filtre réjecteur assurant de réduire de l'interférence due au réseau électrique, comme illustré sur la Figure III.5 et la Figure III.6 :

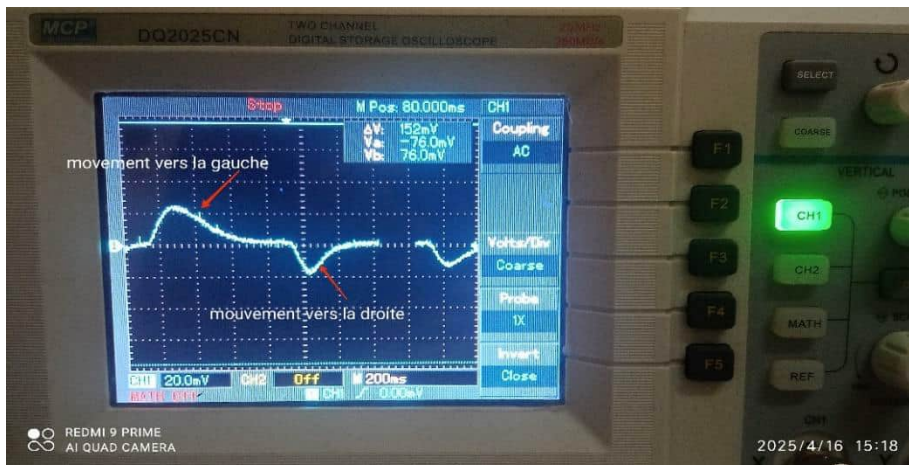


Figure III.5: EOG avec positionnement horizontal après ajustement de la fréquence de coupure



Figure III.6: EOG avec des mouvements haut et bas pour des positionnements verticaux.

## II. Protocole expérimentale d'acquisition :

Dans le cadre de l'exploration des potentiels évoqués visuels (PEV), un protocole expérimental adapté a été mis en place afin de garantir la fiabilité et la reproductibilité des enregistrements électrophysiologiques. Celui-ci repose sur une série de tests de stimulation visuelle, associés à une acquisition EEG ciblée sur les régions occipitales. L'ensemble de la méthodologie adoptée vise à assurer des conditions optimales de mesure, tout en permettant une analyse comparative des réponses corticales visuelles.

### 2.1. Les sujets testés :

Les enregistrements EEG ont été effectués sur deux participants présentant des profils visuels contrastés. Le premier ne présente aucune anomalie oculaire ou neurologique connue, tandis que le second présente un strabisme accompagné d'une acuité visuelle réduite. Ce choix permet d'examiner les variations des réponses corticales visuelles en fonction de l'état fonctionnel du système visuel, et d'identifier d'éventuelles altérations des PEV en contexte pathologique.

Sujet	Acuité œil Gauche	Acuité œil droite	Anomalie
Sujet 1	10/10	10/10	Négatif
Sujet 2	9/10	3/10	Léger strabisme dans l'œil droit

Tableau III-1 : Profils visuels des participants.

### 2.2. Configuration d'enregistrement EEG :

Dans la configuration expérimentale adoptée, trois électrodes ont été utilisées conformément aux indications présentées dans le chapitre 2. L'acquisition ciblant les réponses visuelles corticales, l'électrode de référence a été placée au niveau du lobe auriculaire droit (A2), tandis que l'électrode de référence (de masse) a été fixée sur l'os mastoïde, en arrière de l'oreille. Pour ces deux électrodes, des patches autocollants ont été employés afin d'optimiser le contact cutané et de minimiser les interférences électrophysiologiques. L'électrode active a été successivement positionnée sur les emplacements occipitaux O1, O2 et Oz, dans le but de capter les variations spatiales des PEV au sein des zones visuelles primaires. Une électrode sèche (dry electrode) à pointes en Ag/AgCl a été utilisée pour ce positionnement, assurant une conductivité adéquate même à travers les cheveux, sans nécessiter de gel conducteur.

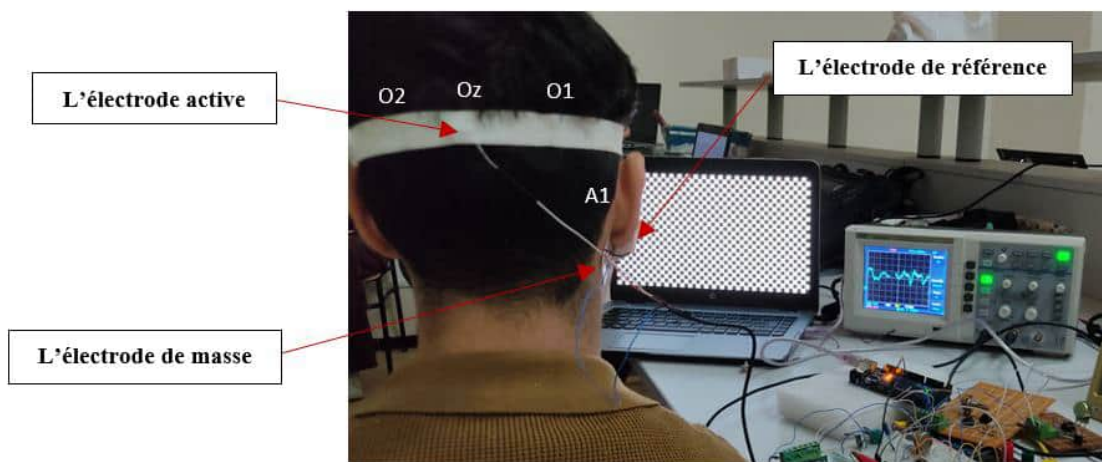


Figure III.7: Configuration d'enregistrements EEG.

### 2.3. Stimulation visuelle :

Les tests ont été effectués à l'aide de deux types de stimulation visuelle. Le premier consistait en un flash lumineux pulsé à une fréquence de 2 Hz, présenté à une distance d'environ 30 cm du participant, durant une période de 30 secondes. Le second stimulus reposait sur un motif en damier à réversion périodique, également à une fréquence de 2 Hz, affiché sur un écran situé à 100 cm de l'œil. La durée de stimulation était de 30 secondes, avec des cases mesurant 3,5 cm de côté, de manière à cibler principalement la vision centrale. Cette configuration génère un angle visuel d'environ 2°, condition favorable à l'apparition de la composante P100 dans les enregistrements des PEV.

### 2.4. Conditions expérimentales :

Afin de garantir la qualité et la fiabilité des signaux EEG enregistrés, des conditions expérimentales contrôlées ont été mises en place. Ces conditions visent à réduire les interférences externes et physiologiques susceptibles d'introduire des artefacts :

- Les enregistrements ont été réalisés dans un laboratoire calme, à faible luminosité ambiante.
- Une attention particulière a été portée à la qualité du contact électrode-peau afin de réduire les artefacts liés à l'adaptation en impédance.
- L'isolement visuel et sonore permet de minimiser les stimulations parasites susceptibles d'influencer l'activité corticale enregistrée.
- Chaque participant était installé confortablement en position assise, le dos droit, les bras posés sur les genoux, le regard fixé sur le centre de l'écran de stimulation.
- La posture a été ajustée pour limiter les mouvements de la tête, et des périodes de repos ont été intégrées entre les tests pour prévenir la fatigue.
- L'état de veille était vérifié avant chaque session afin d'assurer un niveau d'attention stable durant toute la durée du test.
- Des consignes claires ont été données aux participants pour éviter les mouvements oculaires, les clignements excessifs, ou les tensions musculaires faciales.

### 2.5. Activités expérimentales réalisées :

Plusieurs tests ont été réalisés dans le but d'explorer les réponses électrophysiologiques visuelles dans différentes conditions de stimulation. L'ensemble des enregistrements a été répété successivement sur trois positions électrodes distinctes : **O1**, **O2** et **Oz**, afin de capter les réponses corticales issues de différentes zones du cortex visuel. La même séquence de tests a été appliquée à chaque emplacement électrode.

Les activités expérimentales réalisées se déclinent comme suit :

- **Enregistrement de l'activité EEG au repos (sans stimulation) :** Le participant fixait un point central sur l'écran, sans aucun stimulus visuel. Ce test permettait de collecter un signal de référence dans une condition de repos visuel stable.
- **Enregistrement des clignements oculaires :** Deux séries de clignements ont été enregistrées pour identifier les artefacts liés au mouvement des paupières :
  - Série de clignements rapides et répétés.
  - Série de clignements lents et espacés.
- **Stimulation visuelle par damier réversible :** Des signaux EEG ont été enregistrés pendant la présentation du motif en damier à réversion périodique, selon les conditions décrites précédemment (distance, taille du motif, fréquence d'inversion). Ce test vise à stimuler la vision centrale et à mettre en évidence la composante P100 dans les PEV.

- **Stimulation visuelle par flash lumineux** : Plusieurs enregistrements ont été réalisés en utilisant des flashes lumineux pulsés à 2 Hz. Avant chaque test, le participant gardait les yeux fermés. L'ouverture des yeux était synchronisée avec le déclenchement du flash lumineux et le lancement du chronomètre, afin de garantir une parfaite cohérence temporelle entre le début de la stimulation et l'enregistrement EEG :
  - **Yeux ouverts (binoculaire)** : les deux yeux étaient ouverts pendant toute la durée de la stimulation, permettant une réponse visuelle globale.
  - **Stimulation monoculaire** : chaque œil a été stimulé séparément, l'autre étant temporairement masqué. Cette configuration visait à analyser la réponse corticale spécifique induite par la stimulation d'un seul hémichamp visuel.

Toutes les conditions de stimulation ont été répétées à plusieurs reprises d'améliorer la reproductibilité des résultats. Chaque test avait une durée standardisée de 30 secondes, et des périodes de repos ont été intercalées entre les sessions pour limiter la fatigue et maintenir la qualité des enregistrements.

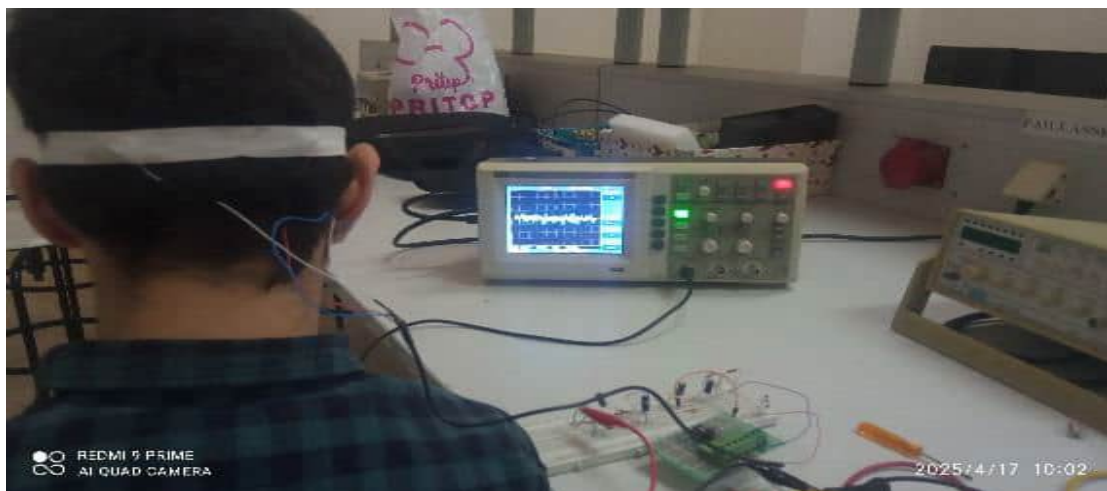
### III. Mesure et Processus pour l'électroencéphalgraphe (EEG)

Les précédentes acquisitions des signaux électrophysiologiques nous ont permis d'anticiper les contraintes techniques et méthodologiques nécessaires à une acquisition fiable.

En premier temps, l'enregistrement était comme suite :

- 1<sup>ere</sup> électrode dans la première région occipitale O1.
- 2<sup>ème</sup> électrode en niveau du frontal médian Fz.
- Une électrode comme masse afin de limité les interférences en A1.

Cette configuration nous a donné une première acquisition du signal EEG au niveau du lobe occipital, cependant, ce dernier étant noyé dans le bruit de l'interférence du réseau électrique à 50 Hz et dans artéfacts ainsi qu'une faible amplitude.



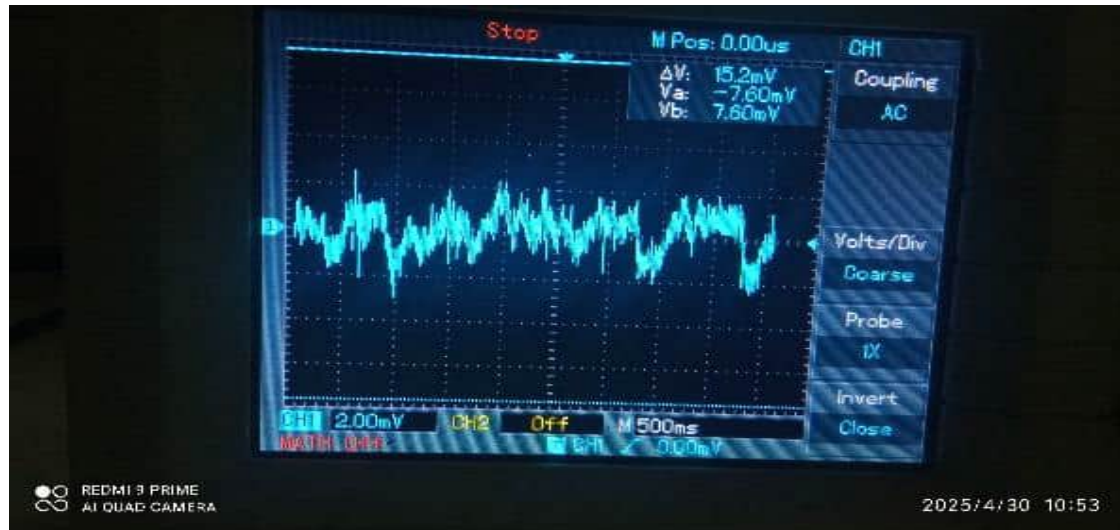


Figure III.8 : Première acquisition de l'électroencéphalogramme (EEG).

Lors de l'acquisition avec la carte Arduino Mega, le signal était noyé dans le bruit de l'interférence du réseau électrique à 50 Hz (Figure III.9) :

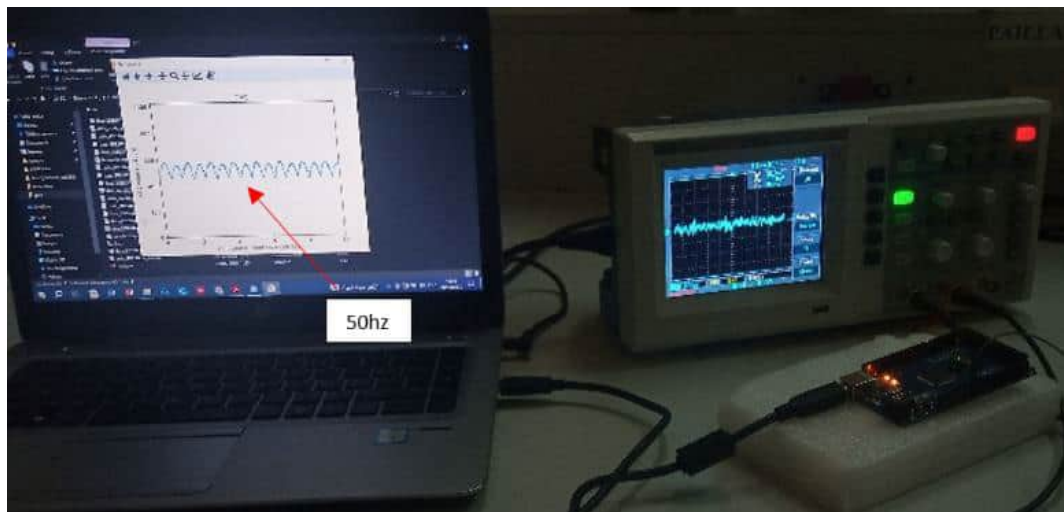


Figure III.9 : Influence du bruit de l'interférence du réseau électrique à 50 Hz sur l'acquisition des signaux

En positionnant l'électrode de référence sur l'os mastoïde derrière l'oreille, nous avons obtenu des signaux de rapport signal-sur-bruit meilleur. Nous avons maintenu le gain du circuit INA129 à une valeur réduite afin d'éviter l'amplification du bruit avec celle du signal utile.

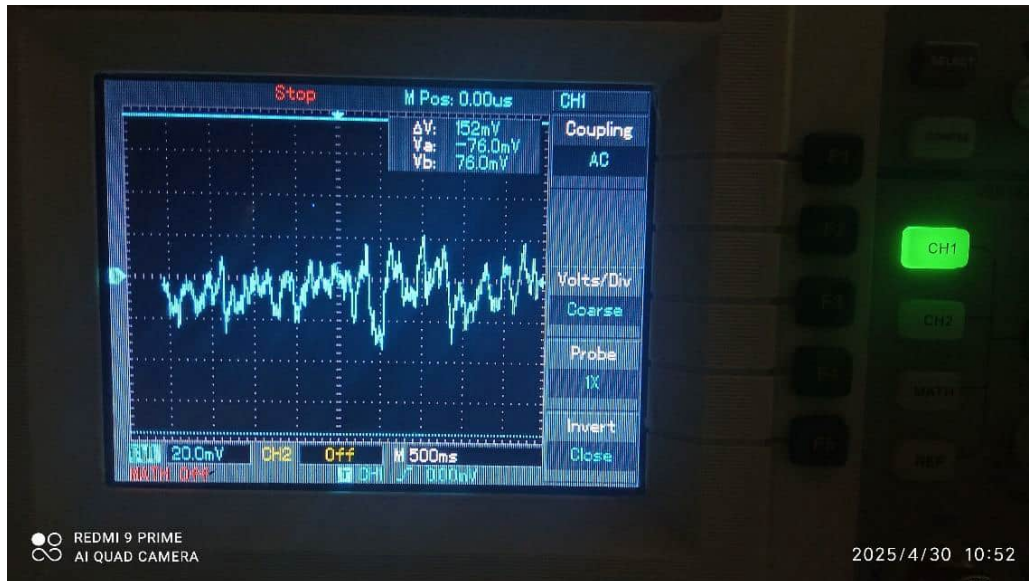


Figure III.10: signal de l'EEG avec une électrode dans l'os mastoïde comme référence.

Après ce résultat probant de recueil du signal EEG, nous avons procédé, comme présenté dans la section suivante, à des tests pour l'extraction des potentiels évoqués visuels.

#### i. Enregistrement de l'activité EEG au repos (sans stimulation, sujet sain)

L'enregistrement EEG en condition de repos constitue une étape essentielle pour caractériser l'activité cérébrale en l'absence de tout stimulus externe. Cette étape permet d'identifier les artefacts physiologiques liés aux mouvements, clignements, tension musculaire, etc., et d'estimer la stabilité de l'activité neuronale spontanée, notamment dans la région occipitale. Chez les sujets sains, une activité alpha (8–13 Hz) bien marquée est généralement observée, particulièrement en position relaxée avec les yeux fermés, traduisant un état de repos visuel [23], [24].

Afin d'évaluer cette activité, une série d'enregistrements a été réalisée sur un sujet sain en condition de calme total. Le sujet était invité à fixer un point dans un environnement faiblement éclairé, sans effectuer de mouvements brusques. L'activité EEG a été mesurée à partir de l'électrode occipitale O2, où l'on s'attend à capter de façon claire les ondes alpha de repos. L'affichage sur l'oscilloscope montre des tracés relativement réguliers, avec une amplitude modérée et une fréquence stable, typiques d'un état d'éveil calme.

Afin de garantir la concordance entre les signaux acquis et leur représentation visuelle, les résultats de l'enregistrement EEG en condition de repos ont été affichés à la fois sur l'oscilloscope et via l'interface logicielle développée. Cette double visualisation permet une validation croisée de la qualité du signal, en assurant que les caractéristiques temporelles et fréquentielles (notamment les ondes alpha) sont correctement capturées, traitées et affichées par le système.

La Figure III.11 présente côte à côte les tracés obtenus au niveau de l'électrode O2, soulignant la fidélité de l'interface par rapport à la source brute affichée sur l'oscilloscope :

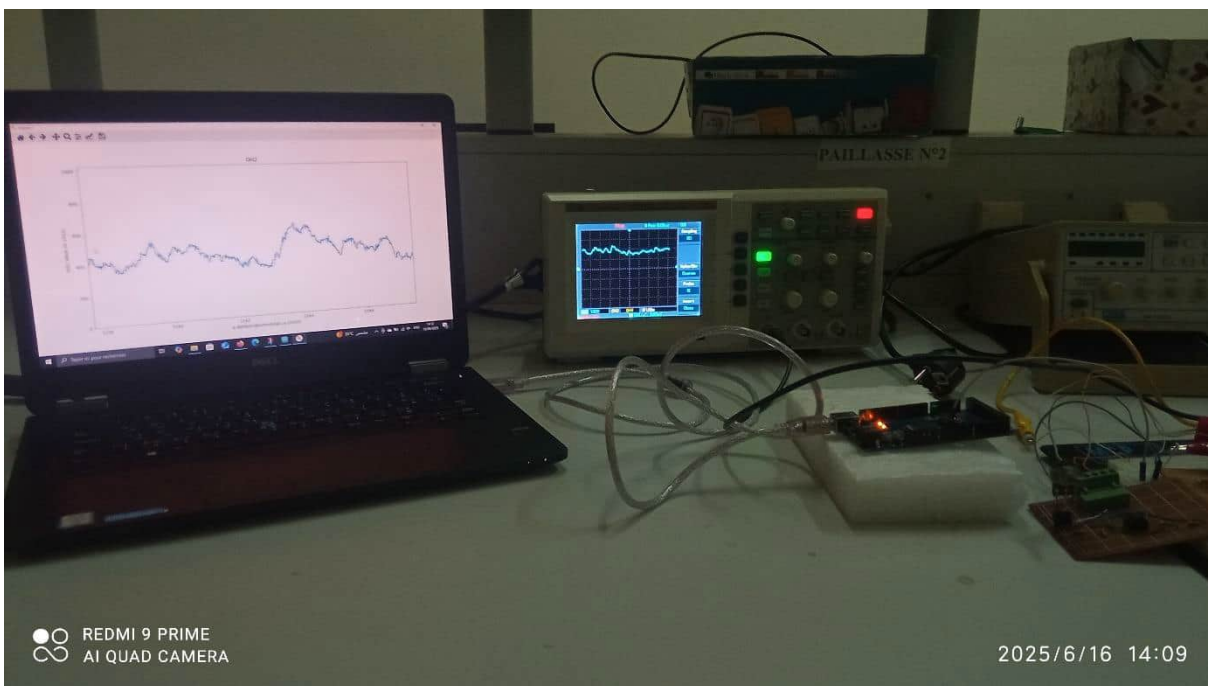
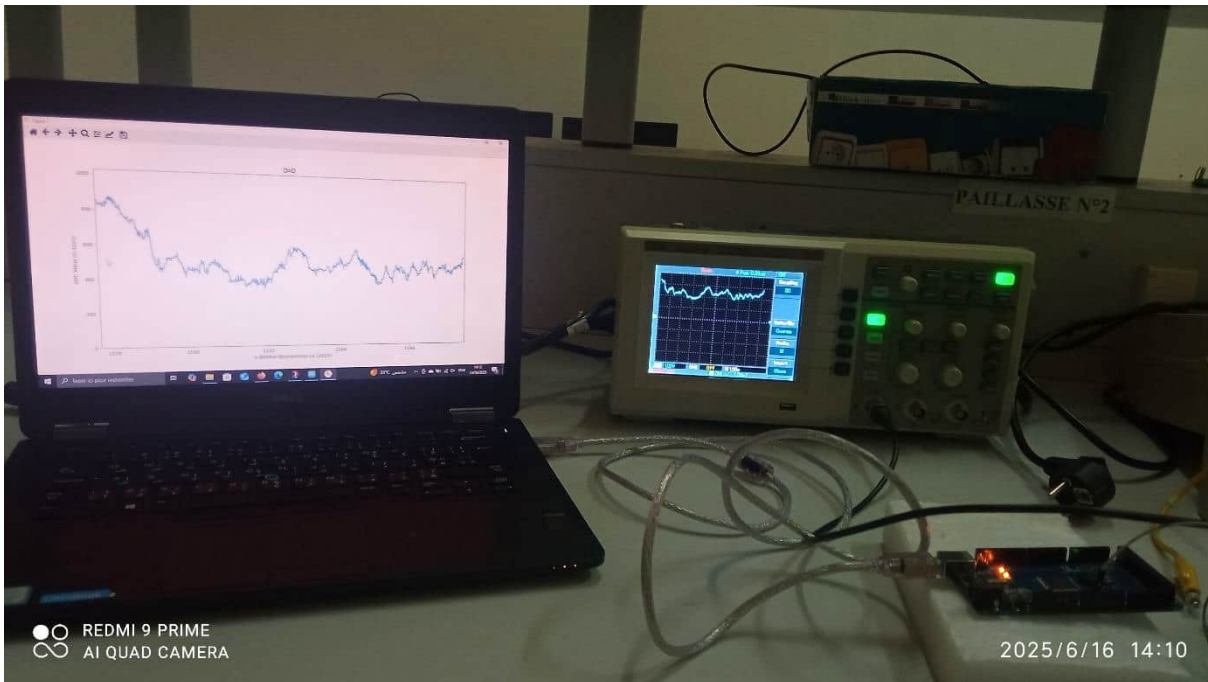


Figure III.11 : Mise-en-forme et acquisition du signal EEG.

Dans un second temps, des situations volontaires ont été simulées afin d'observer l'impact des artefacts moteurs et oculaires sur le signal. Le sujet a été invité à sourire, à hausser les sourcils (étonnement) ou à cligner volontairement des yeux. Ces actions ont généré des perturbations marquées sur le signal EEG, visibles sous forme de pics abrupts de grande amplitude, principalement dans les régions frontales et occipitales selon le geste exécuté. Ces perturbations sont bien documentées dans la littérature, notamment pour les artefacts liés aux mouvements oculaires (EOG), qui peuvent facilement affecter l'enregistrement EEG [25], [26].

L'interface graphique développée a permis de visualiser et de différencier ces événements de manière plus intuitive. Elle met en évidence les différences entre un signal EEG propre et les signaux perturbés par des artefacts moteurs ou émotionnels :

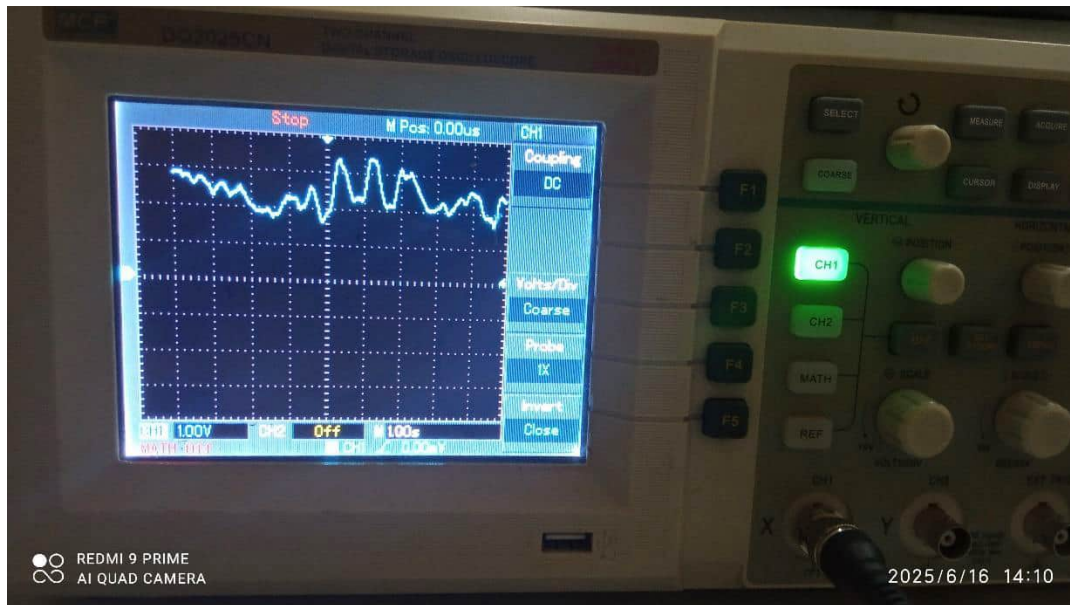


Figure III.12: visualisation de signal EEG capté au niveau de O2 sur l'oscilloscope.

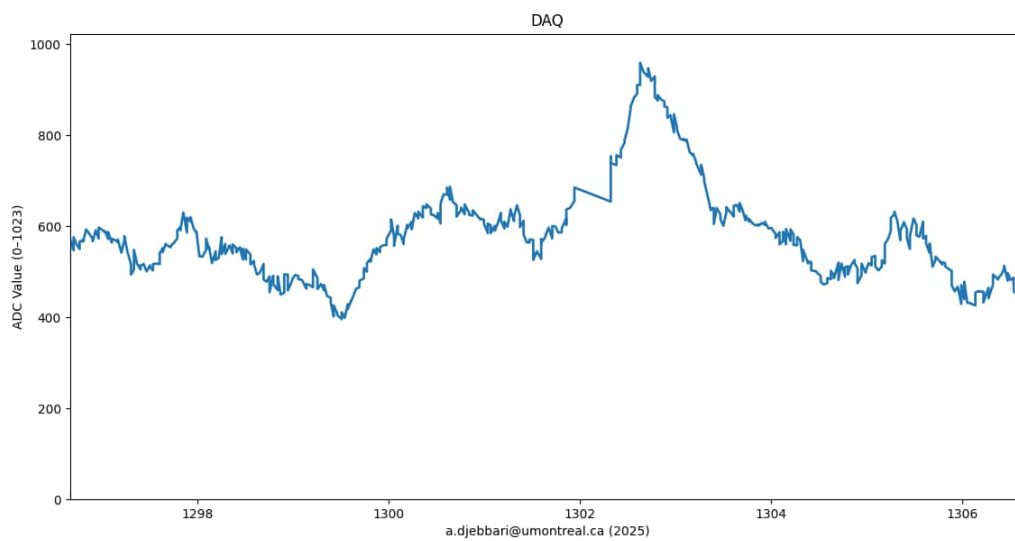


Figure III.13: Signal EEG au niveau de l'électrode O2.

Dans le cadre de l'analyse des artefacts, la représentation conjointe des signaux sur l'oscilloscope et via l'interface permet de mettre en évidence l'impact immédiat de certains gestes volontaires sur la morphologie du signal EEG. Contrairement à l'activité de repos, ces perturbations s'expriment par des pics abrupts ou des déformations soudaines, perceptibles de manière synchrone sur les deux supports d'affichage. Les figures suivantes illustrent ce contraste, en montrant simultanément les réactions du système face à des actions comme le clignement des yeux ou le sourire. Cette comparaison permet non seulement de mieux comprendre la nature

des artefacts, mais aussi de valider la capacité de l'interface à les détecter en temps réel et à les différencier des composantes corticales pertinentes :

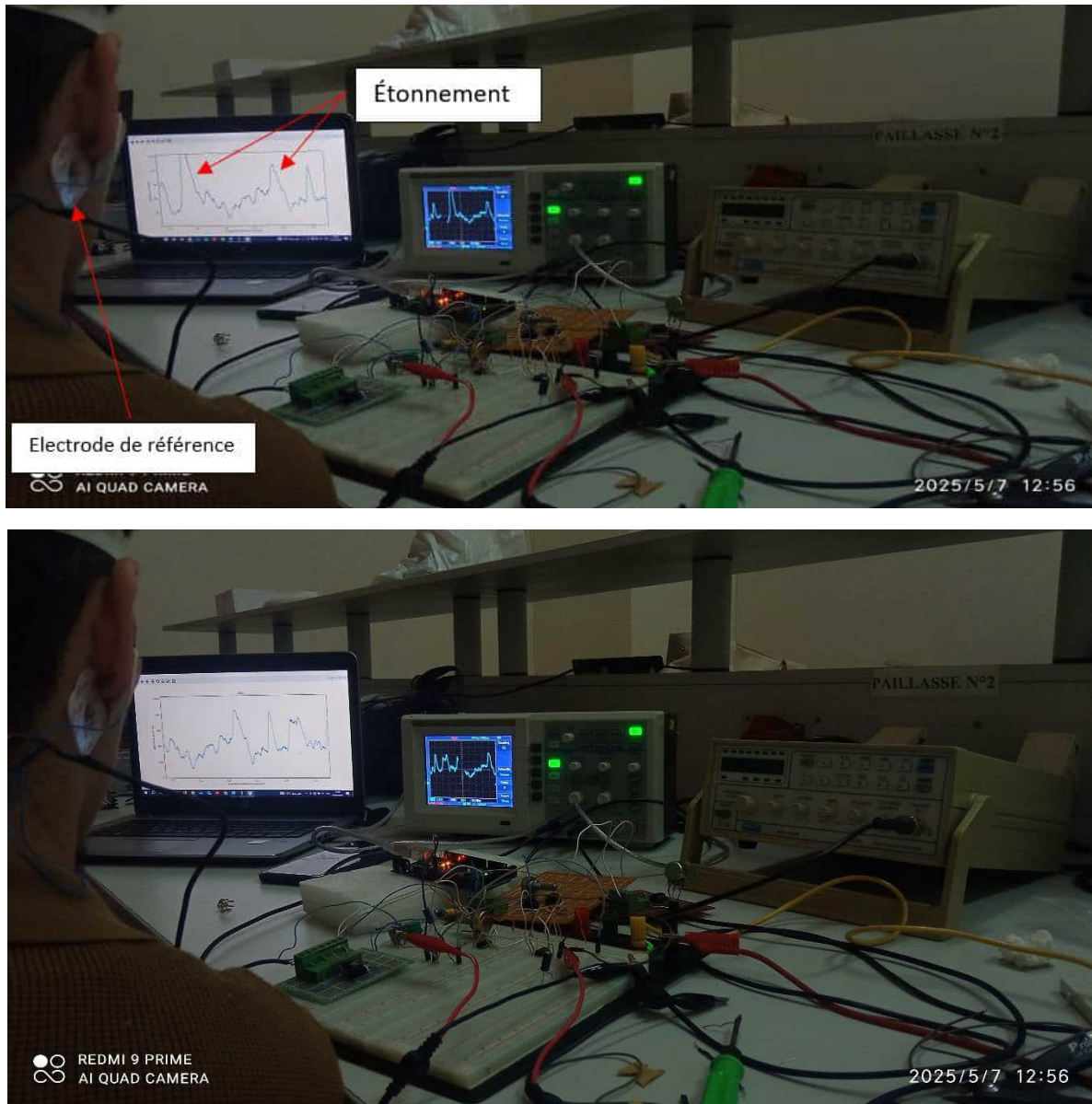


Figure III.14: Effet des artefacts moteurs sur le signal EEG

Dans la Figure III.15, Figure III.16, nous parvenons à distinguer clairement les différentes formes d'interférences et leur intensité variable selon le type de mouvement effectué. L'enregistrement a été réalisé en plaçant Oz comme électrode active, une localisation stratégique puisqu'elle se situe au centre de la zone occipitale, où convergent de manière bilatérale les informations visuelles corticales. Cette position permet de détecter à la fois l'activité visuelle de fond et les artefacts provenant de mouvements verticaux des yeux et des contractions musculaires frontales.

Les perturbations observées, telles que les pics amples et soudains, correspondent typiquement à des artefacts électro-oculographiques (EOG), bien connus pour se projeter sur les canaux EEG, en particulier dans les enregistrements réalisés sans filtrage adéquat ou sans électrodes de référence EOG [23], [24]. De plus, les

artefacts musculaires, notamment ceux causés par le froncement des sourcils ou le sourire, génèrent des hautes fréquences confondues avec l'activité bêta ou gamma, rendant l'interprétation plus délicate [26].

Afin de mieux illustrer ces phénomènes, la Figure III.15, présente une capture de l'interface graphique développée, montrant en temps réel les déformations du signal EEG lors des gestes simulés.

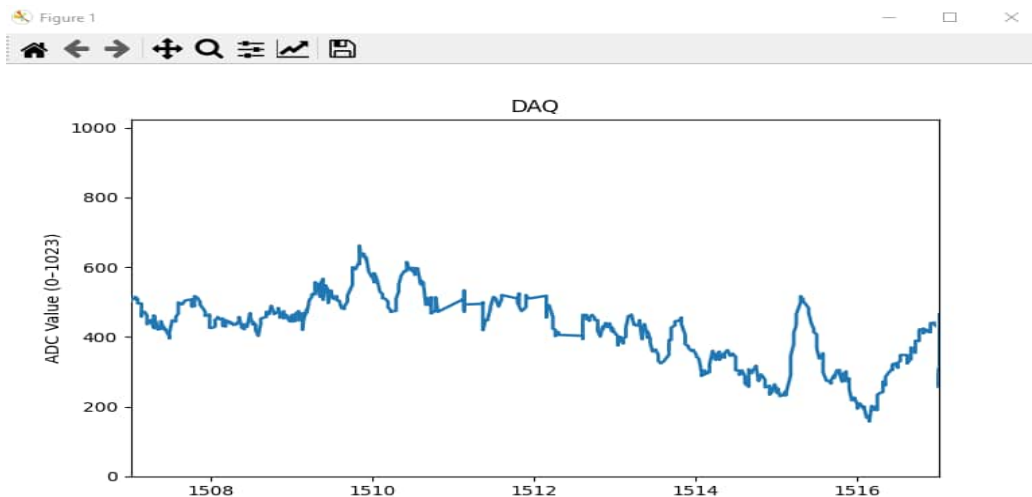


Figure III.15: Visualisation en temps réel du signal EEG au repos via l'interface graphique développée, mettant en évidence les artefacts induits par les mouvements faciaux et oculaires.

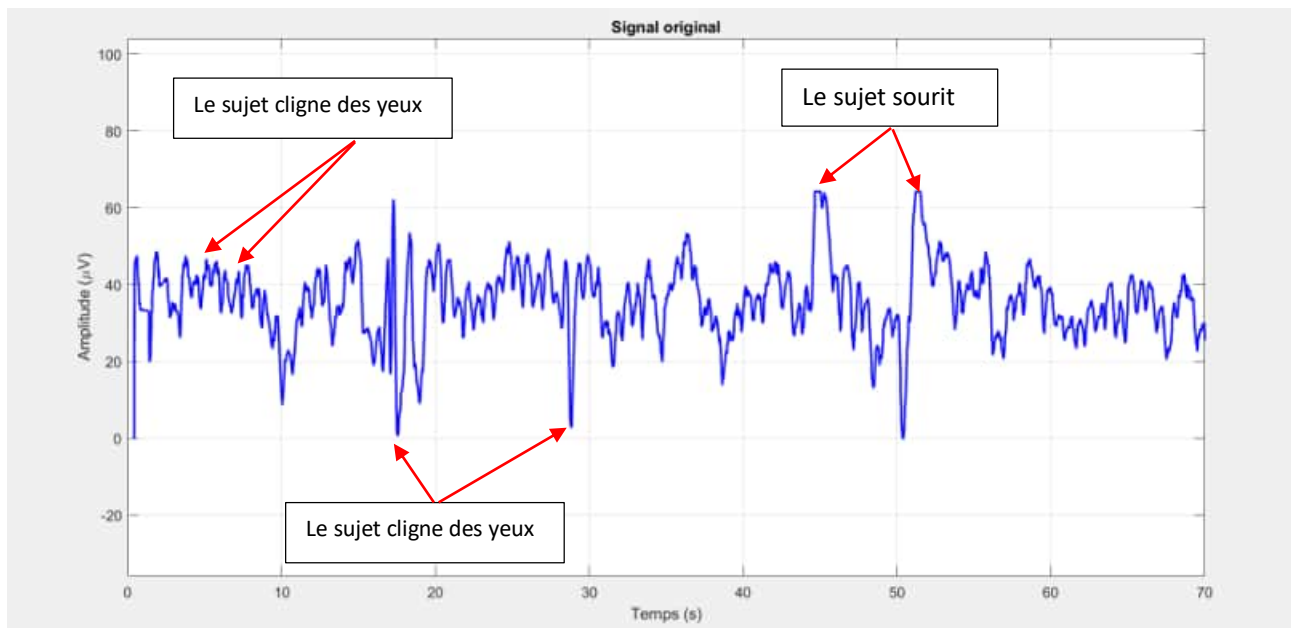


Figure III.16: Signal EEG original affiché sous MATLAB – avant traitement numérique, permettant une analyse numérique détaillée des variations d'amplitude et de fréquence liées aux artefacts.

## ii. Traitement numérique des signaux EEG :

Afin d'améliorer la lisibilité et la fiabilité des signaux EEG enregistrés, un traitement numérique a été appliqué à l'ensemble des données acquises.

Les signaux bruts acquis via l'interface graphique développée ont été directement visualisés sous MATLAB. Cette plateforme a permis d'afficher les tracés originaux sans traitement préalable, préservant ainsi l'intégrité

des données et facilitant leur interprétation initiale. Ces représentations MATLAB ont servi de base à l'analyse, en mettant en évidence les variations d'amplitude, les réponses aux stimulations visuelles et la structure temporelle des signaux. Cette visualisation fidèle des signaux EEG bruts a permis une première lecture claire et exploitable dans le cadre de l'étude des potentiels évoqués visuels. Par la suite, des traitements spécifiques ont été appliqués, tels que le filtrage, la mise à l'échelle et l'analyse fréquentielle, afin d'extraire des informations plus précises, comme les composantes dominantes, la latence ou la périodicité des ondes cérébrales. Cette double approche — observation des signaux bruts suivie d'une analyse traitée — a permis d'approfondir la compréhension des variations inter-sujets et des réponses aux différentes stimulations, tout en renforçant la robustesse et la fiabilité de l'interprétation finale.

À l'aide de MATLAB, le script utilisé réalise les étapes suivantes :

1. *Chargement des données* : Le script commence par importer un fichier contenant les signaux EEG (temps – amplitude), sélectionné par l'utilisateur.
2. *Interpolation sur une grille temporelle régulière* : Étant donné que les données initiales ont présenté des irrégularités dans l'échantillonnage temporel lors de son acquisition avec Arduino, une interpolation est réalisée pour reconstruire un signal uniforme, en se basant sur une fréquence d'échantillonnage fixe ( $F_s$ ).
3. *Filtrage passe-bas* : Un filtre passe-bas est appliqué pour atténuer les hautes fréquences indésirables, souvent associées à des bruits électromagnétiques, des artefacts musculaires ou à la quantification. Ce filtrage permet de conserver uniquement les composantes lentes pertinentes.
4. *Visualisation du signal brut et filtré* : Le signal filtré est comparé graphiquement au signal brut afin de visualiser l'effet du filtrage et d'évaluer la qualité du traitement.

Nous avons choisi un filtre passe-bas de type Butterworth de 4<sup>ème</sup> ordre, sans ondulation dans la bande passante, ce qui permet de préserver la forme globale du signal sans distorsion.

La sélection de la fréquence de coupure résulte d'une approche expérimentale afin de mieux adapter selon le contexte et les bruits identifiés. L'application de fréquences de coupure autour de 30 Hz, ainsi que de 20 Hz et 10 Hz, n'exclue pas la composante de haute-fréquence du signal.

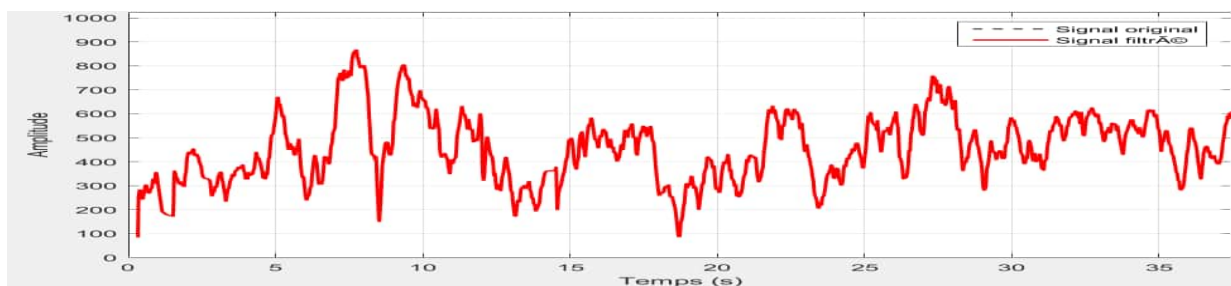


Figure III.17: signal filtré à 10Hz.

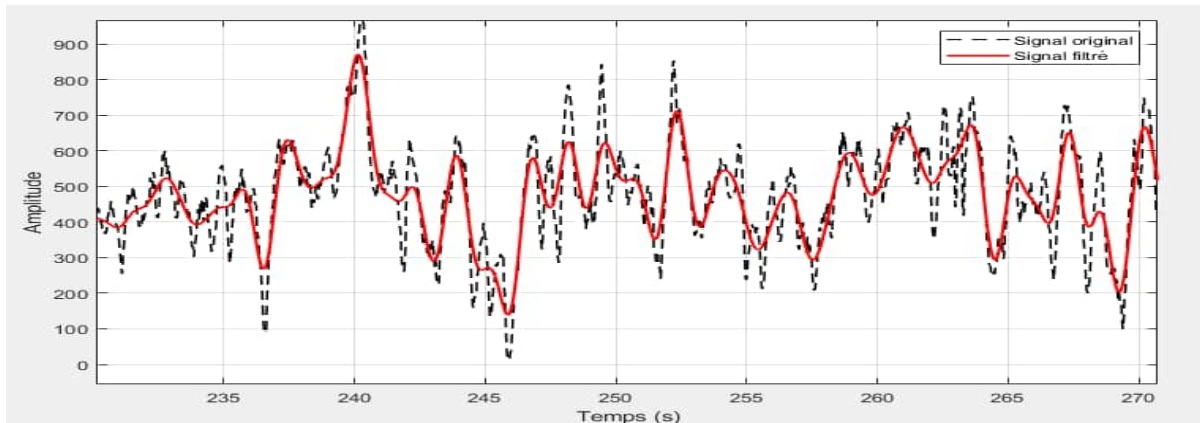


Figure III.18 : signal filtré à 0.8Hz.

Ce type de traitement est utilisé pour extraire le contenu de basse-fréquence du signal, ce qui peut être particulièrement utile dans plusieurs contextes et donc permettre l'étude des variations lentes de l'activité cérébrale globale.

Afin de mieux interpréter les signaux représentés dans l'interface graphique ainsi que ceux visualisés sous MATLAB, il convient de rappeler que les valeurs numériques issues du convertisseur analogique-numérique (ADC), comprises entre 0 et 1023, proviennent des enregistrements effectués via l'interface que nous avons développé sous Python. Ces valeurs peuvent être converties en tension réelle selon l'équation (3.1):

$$\text{Amplitude (V)} = \left( \frac{\text{valeur numérique}}{1023} \right) \times 5 \quad (3.1)$$

Ce qui correspond, en microvolts, à :

$$\text{Amplitude } (\mu\text{V}) = \left( \frac{\text{valeur numérique}}{1023} \right) \times 5 \times 10^6 \quad (3.2)$$

**Remarque :** Certaines figures générées sous MATLAB à partir des données brutes n'ont pas été converties en microvolts, en raison de contraintes techniques et du volume important de données à traiter. Néanmoins, les paramètres essentiels tels que la latence, la forme d'onde et la périodicité restent clairement observables et exploitables pour l'analyse. Ces équations permettent ainsi d'estimer l'ordre de grandeur réel des signaux EEG représentés.

Les figures, Figure III.19, Figure III.20, Figure III.21, présentent les signaux EEG enregistrés en condition de repos pour les trois électrodes occipitales (O1, Oz, O2), déjà mentionnés précédemment lors de l'étude de la stabilité du système et de la détection des artefacts :

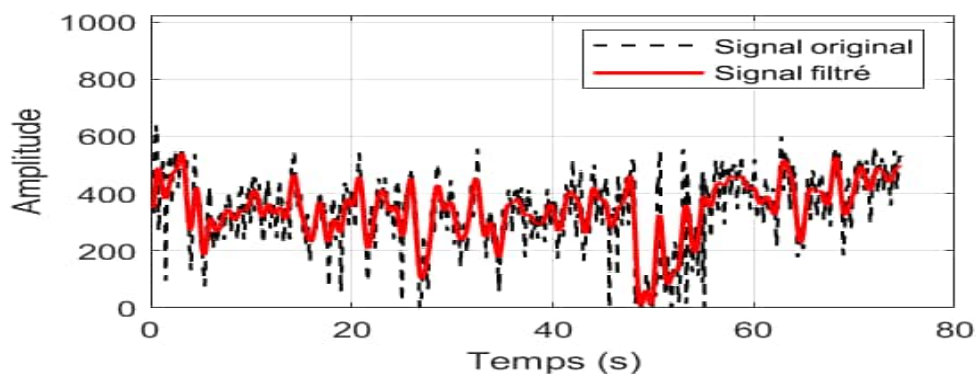


Figure III.19: Signal EEG au repos enregistré au niveau de l'électrode O1.

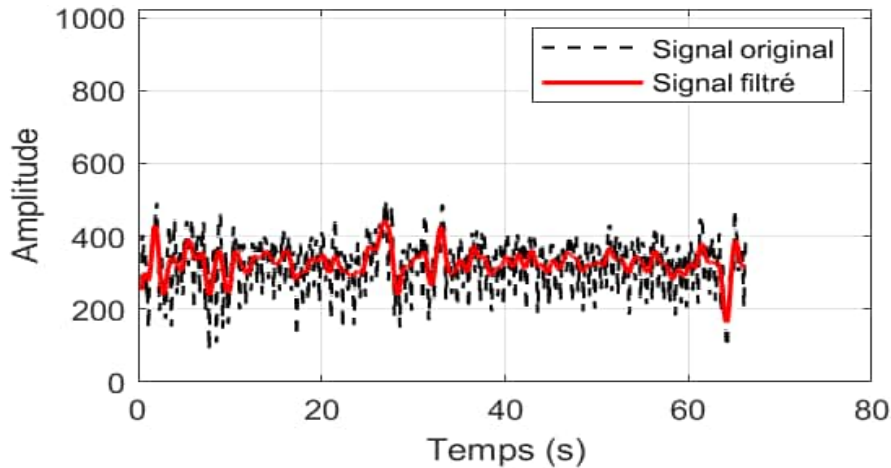
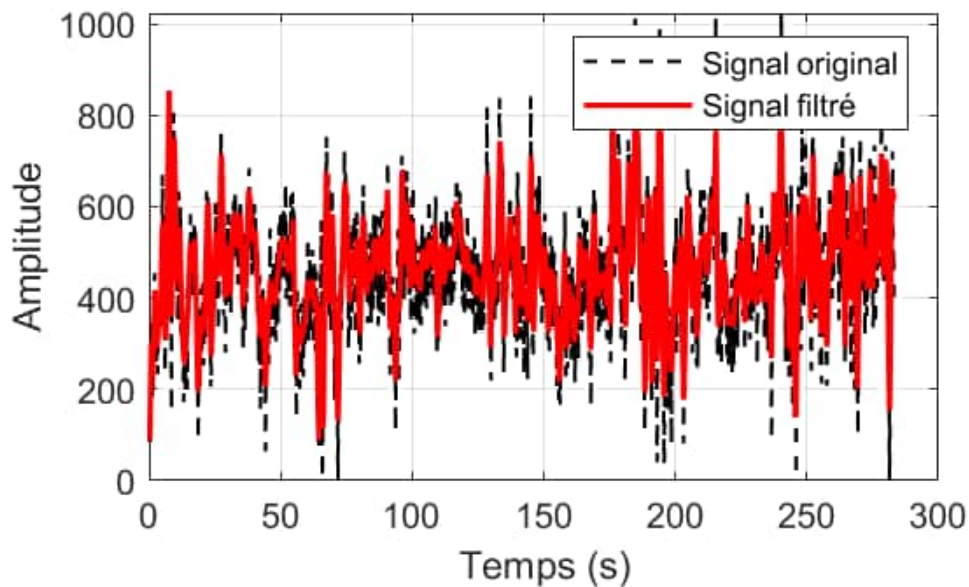


Figure III.20: Signal EEG au repos enregistré au niveau de l'électrode O2.

L'analyse des signaux EEG enregistrés en condition de repos pour les électrodes occipitales O1, Oz et O2 permet d'identifier clairement la présence du rythme alpha, typiquement compris entre 8 et 13 Hz. Ce rythme, considéré comme un marqueur fiable de l'état de repos visuel chez l'adulte éveillé et détendu avec les yeux fermés [23], [24], est particulièrement net au niveau des électrodes O1 et O2, avec des ondes régulières, de faible à moyenne amplitude, traduisant une activité corticale physiologique bien conservée.

Concernant l'électrode Oz, située entre O1 et O2 au centre de la région occipitale, le tracé présente également un rythme alpha, mais parfois légèrement perturbé par des micro-artefacts (clignements involontaires, tension musculaire, etc.). Afin de mieux visualiser la structure du signal et de rendre les composants alphas plus lisibles, un zoom temporel a été appliqué (comme illustré dans la Figure III.21), permettant de mieux percevoir les pics fréquents qui peuvent masquer l'ondulation alpha sur une échelle standard :



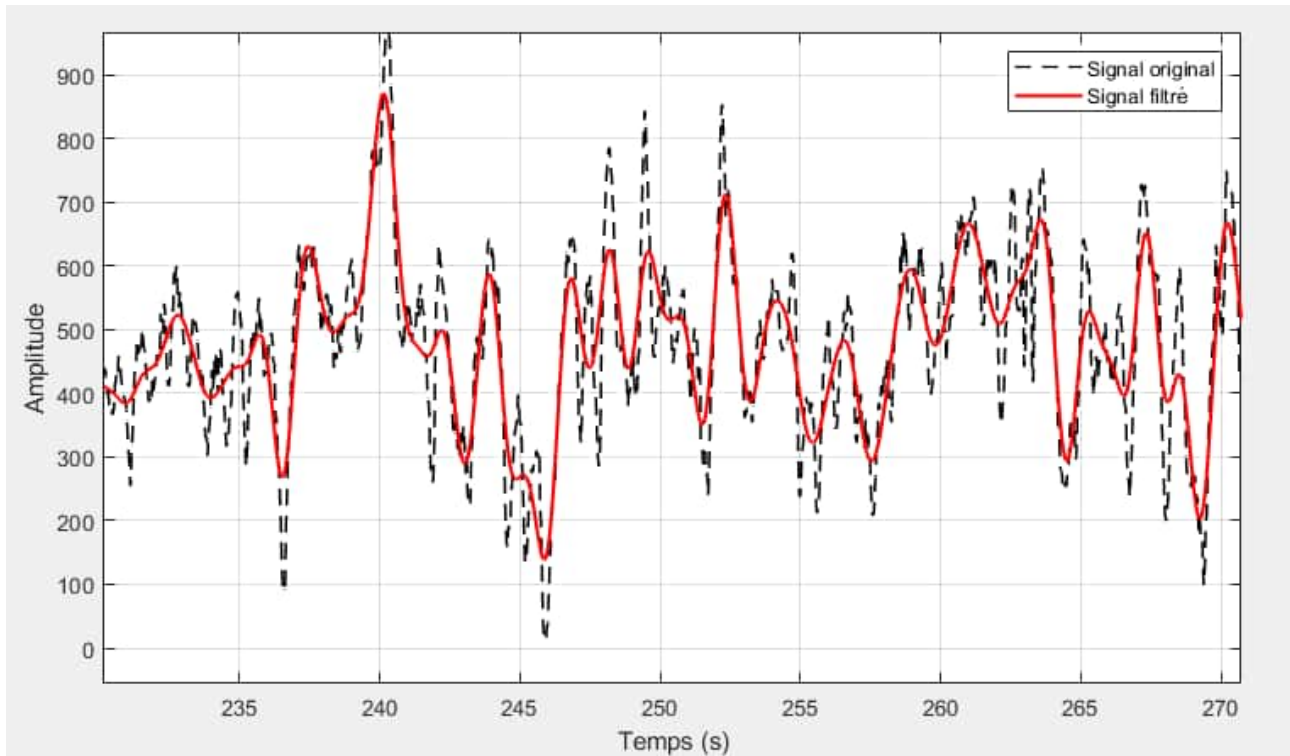


Figure III.21: Signal EEG au repos enregistré au niveau de l'électrode Oz.

La cohérence de ce rythme alpha à travers les différentes électrodes, et sa reproductibilité sur plusieurs essais, confirment la qualité de l'enregistrement et la fiabilité du montage expérimental. Comme le soulignent Niedermeyer & da Silva [26], l'activité alpha occipitale est typiquement bloquée dès l'ouverture des yeux ou lors d'une attention visuelle, ce qui en fait une base de référence précieuse dans l'interprétation EEG. Ainsi, les signaux obtenus ici valident la sensibilité du système développé à détecter les oscillations cérébrales physiologiques et à distinguer de manière fiable les états de repos visuel.

### iii. Résultats pratiques de mise-en-forme et d'acquisition de PEVs

Après avoir conçu et réalisé le système de mise en forme et d'acquisition des signaux des potentiels évoqués visuels (PEV), nous présentons dans cette section l'ensemble des résultats expérimentaux obtenus. Ces enregistrements ont été réalisés selon des protocoles de stimulation conformes aux références de la littérature, et adaptés à notre configuration expérimentale.

Comme présenté précédemment, une activité EEG de repos a d'abord été enregistrée pour chaque participant, afin de servir de référence de base. Une fois cette étape achevée, une série de tests a été conduite sur deux sujets : l'un sain, et l'autre présentant une acuité visuelle réduite ainsi qu'un léger strabisme. Les essais ont débuté par l'enregistrement de clignements oculaires rapides et lents afin d'identifier les artéfacts associés, suivis de stimulations visuelles par damier réversible et par flash lumineux.

Une analyse approfondie a ensuite été menée sur les enregistrements du sujet atteint de strabisme, afin de détecter d'éventuelles altérations dans les réponses corticales. Enfin, une comparaison entre les signaux obtenus chez les deux sujets est présentée, avec une attention particulière portée à la visualisation de la composante P100, caractéristique des PEV :

### 3.1. Enregistrement des clignements oculaires

Dans cette séquence d'enregistrement, le sujet a d'abord été invité à rester totalement calme, les yeux fermés, dans un environnement propice à l'induction d'un état de somnolence. Cette phase a permis de capter un signal EEG relativement régulier, à faible amplitude, présentant une certaine périodicité. Ce type de tracé est typique des états de repos profond ou de transition vers le sommeil léger, où l'activité corticale ralentit [23].

Lors de l'ouverture des yeux, une saturation brutale du signal a été observée, matérialisée par un pic abrupt de grande amplitude, correspondant à la réponse visuelle brutale à la lumière ou au changement d'état. Par la suite, le signal devient moins structuré, avec une apparence plus aléatoire, caractéristique de l'éveil actif.

#### a. Série de clignements lents et répétés

Dans une deuxième partie du test, le sujet a été invité à effectuer une série de clignements volontaires des yeux, de manière rythmée et délibérée. Ces clignements se manifestent clairement dans le signal EEG sous forme de pics bien distincts et répétés, reconnaissables par leur morphologie typique. Ces artefacts oculaires, couramment appelés EOG (Electrooculogramme), sont bien documentés dans la littérature pour leur capacité à contaminer les enregistrements EEG, en particulier au niveau des électrodes frontales et antérieures [24], [26].

La Figure III.22 illustre la différence nette entre la phase de calme profond, le moment de l'ouverture des yeux, et la série de clignements volontaires :

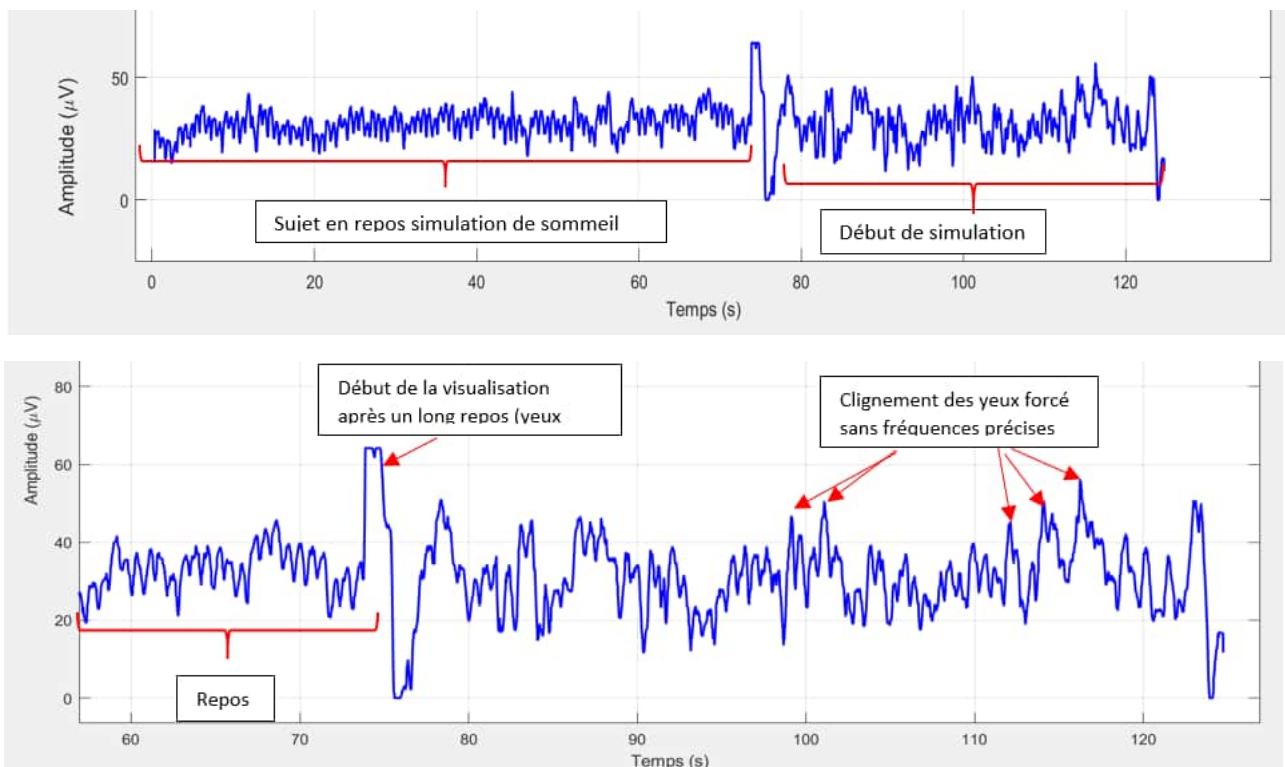


Figure III.22: enregistrement d'EEG lors d'un repos et lors de la visualisation (Oz).

L'analyse comparative des signaux EEG enregistrés au niveau des électrodes Oz, O1 et O2 pendant les clignements oculaires révèle des variations intéressantes en fonction de la localisation. L'électrode Oz, située au centre de la région occipitale, a montré des pics de grande amplitude bien distincts lors de chaque clignement, traduisant une sensibilité marquée aux artefacts oculaires verticaux, probablement en raison de son alignement axial avec les mouvements de l'œil [23].

Les électrodes O1 et O2, placées de manière latérale, ont enregistré des signaux de moindre amplitude, avec des pics de clignements moins prononcés, mais toujours perceptibles. Cette différence peut s'expliquer par le gradient de propagation des artefacts EOG, qui diminue à mesure que l'on s'éloigne de la ligne médiane et des zones frontales. Toutefois, on observe que l'électrode O1, située du côté gauche, présente légèrement plus d'instabilité dans le tracé que O2, ce qui pourrait refléter une asymétrie physiologique ou posturale du sujet.

La Figure III.23, présente les signaux enregistrés au niveau des électrodes O1, O2, Oz lors du test de clignements, permettant de visualiser ces différences d'amplitude et de stabilité entre les deux tracés :

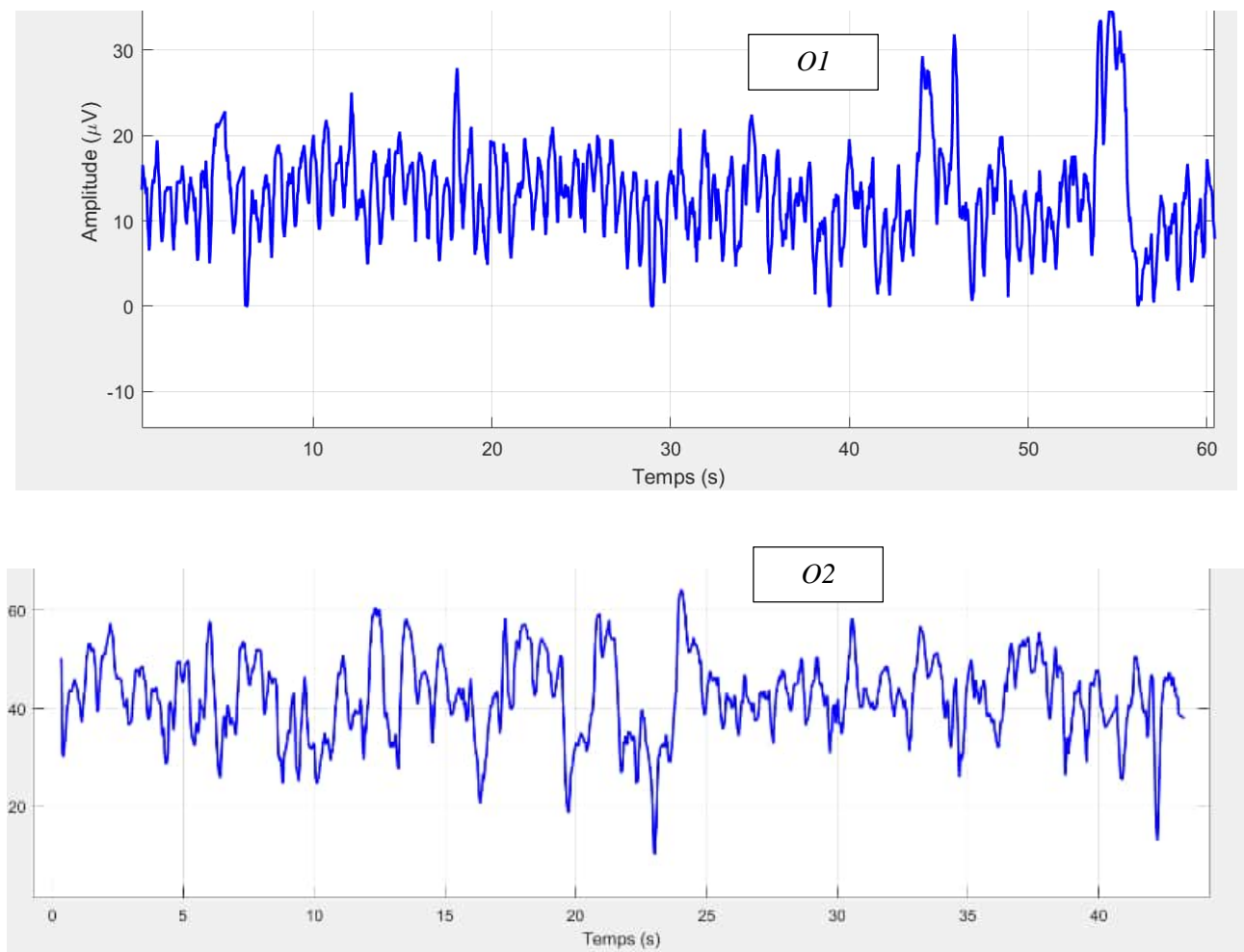


Figure III.23 : les signaux enregistrés au niveau des électrodes O1 et O2 lors du test de clignements.

Cette distribution spatiale des artefacts confirme les observations classiques rapportées dans la littérature, où les clignements oculaires génèrent des déformations du signal EEG plus marquées au niveau frontal, mais également transmises aux régions postérieures par conduction volume et effets mécaniques [24], [26]. Elle souligne ainsi l'importance de filtres adaptés et de rejets automatiques d'artefacts dans les protocoles de traitement du signal EEG, surtout lors d'analyses quantitatives en région occipitale.

Afin d'affiner l'analyse des effets des clignements oculaires sur les différents canaux EEG, une série de visualisations a été produite à l'aide de MATLAB, après application des traitements numériques appropriés, notamment le filtrage.

Les figures Figure III.24, Figure III.25, Figure III.26 présentent les signaux filtrés enregistrés au niveau des électrodes Oz, O1 et O2. Ces tracés permettent d'observer avec plus de clarté les perturbations caractéristiques liées aux clignements, sous forme de pics bien définis.

Ils confirment les tendances déjà observées dans les signaux bruts initiaux sous MATLAB, et renforcent ainsi la fiabilité de l'interprétation grâce à une validation croisée entre les signaux non traités et les signaux filtrés :

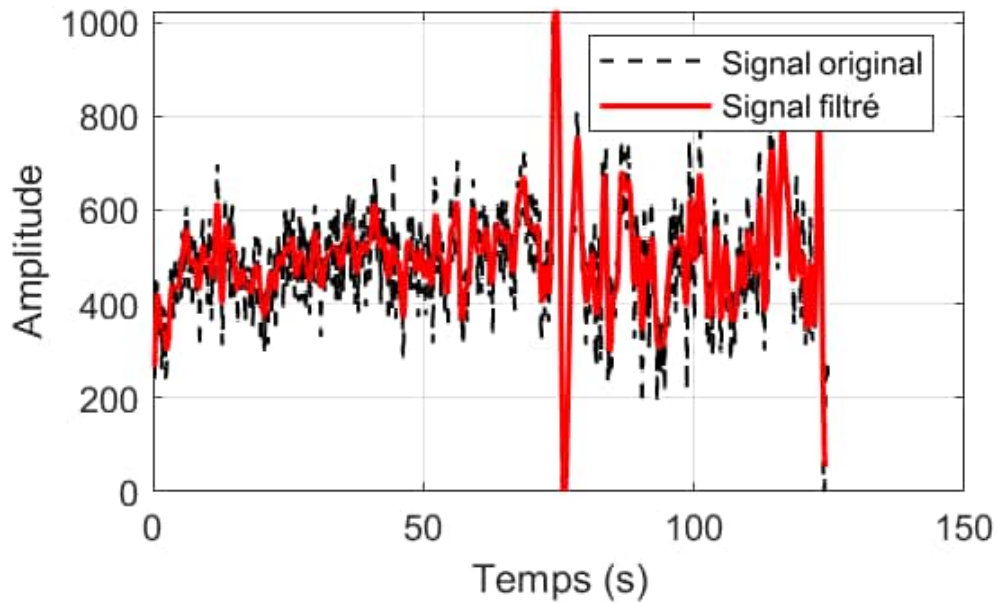


Figure III.24: Signal EEG au niveau de l'électrode Oz pendant les clignements (visualisation MATLAB).

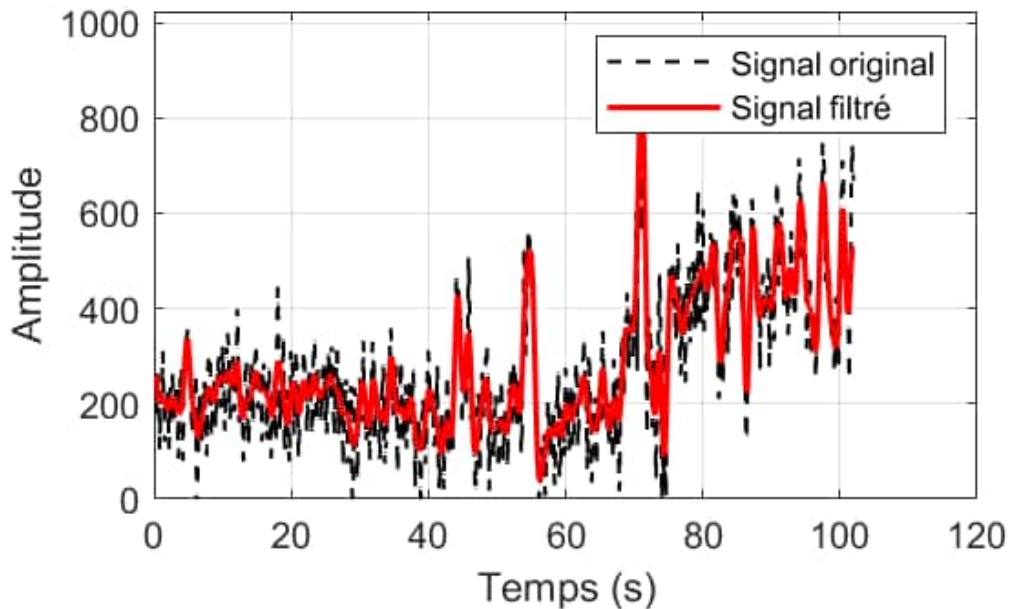


Figure III.25: Signal EEG au niveau de l'électrode O1 pendant les clignements (visualisation MATLAB).

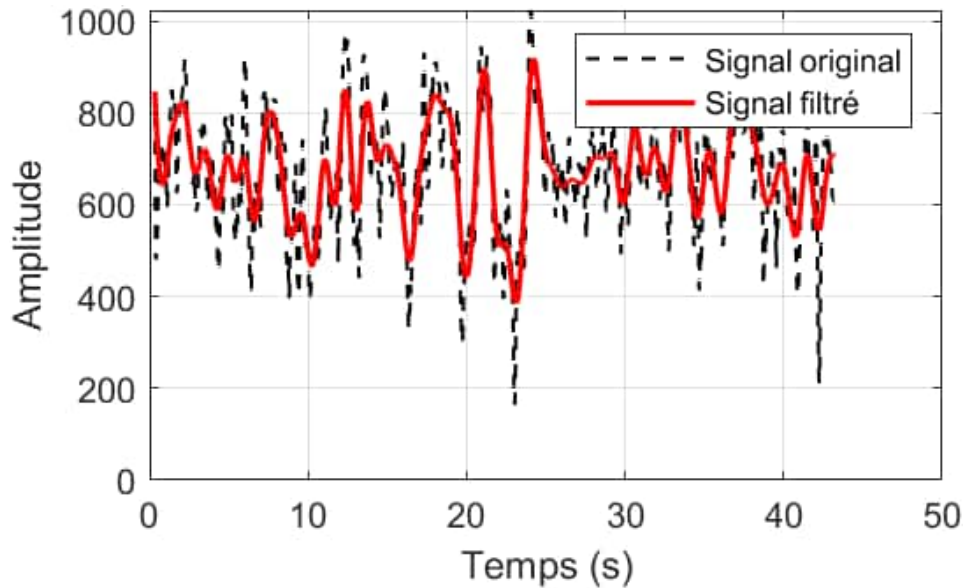


Figure III.26: Signal EEG au niveau de l'électrode O2 pendant les clignements (visualisation MATLAB).

*b. Série de clignements rapides et répétés :*

Dans ce cas de figure, une série de clignements rapides et répétés a été effectuée par le sujet, à une fréquence d'environ 1 Hz, afin d'évaluer plus précisément l'impact de ce type d'artefact sur les enregistrements EEG. Comme lors des tests précédents, l'essai a débuté par une phase de calme, permettant d'enregistrer un signal de base relativement stable.

Dans la Figure III.27, on peut observer les différentes étapes de l'enregistrement : le sujet adopte d'abord une attitude reposée, puis ferme brièvement les yeux — ce qui entraîne une diminution marquée de l'amplitude du signal, traduisant un état de repos visuel. Lorsque les yeux sont de nouveau ouverts pour initier la série de clignements, le tracé devient rapidement irrégulier et perturbé :

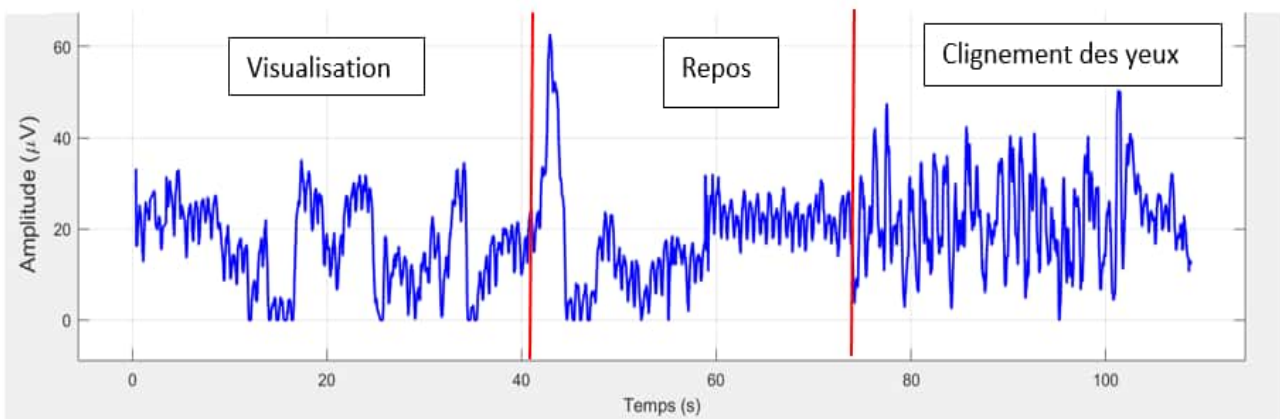


Figure III.27: Signal EEG lors de la visualisation repos et clignement (Oz).

Les pics caractéristiques en forme de dents de scie apparaissent alors, reproduisant fidèlement la fréquence et l'intensité des mouvements de clignement. Ce type de réponse est typiquement associé aux artefacts électro-oculaires générés par le mouvement rapide des paupières, connus pour leur impact sur les signaux EEG. Cette

observation met en évidence, une fois de plus, la sensibilité du système d'acquisition, capable de détecter des événements transitoires de très courte durée avec une précision temporelle notable.

Dans la continuité de cette analyse, les signaux enregistrés au niveau des électrodes O1 et O2 ont également été examinés. Ces deux positions occipitales montrent une sensibilité comparable à celle d'Oz, avec des perturbations nettes lors de clignements rapides. Toutefois, une légère asymétrie peut être observée entre les deux hémisphères, O1 présentant parfois des amplitudes plus marquées qu'O2. Cette comparaison permet de confirmer que l'impact des clignements est bien diffusé à travers toute la région occipitale, et que le système détecte ces variations avec une bonne cohérence spatiale. La Figure III.28, présente les signaux captés respectivement sur O1 et O2 dans les mêmes conditions de test :

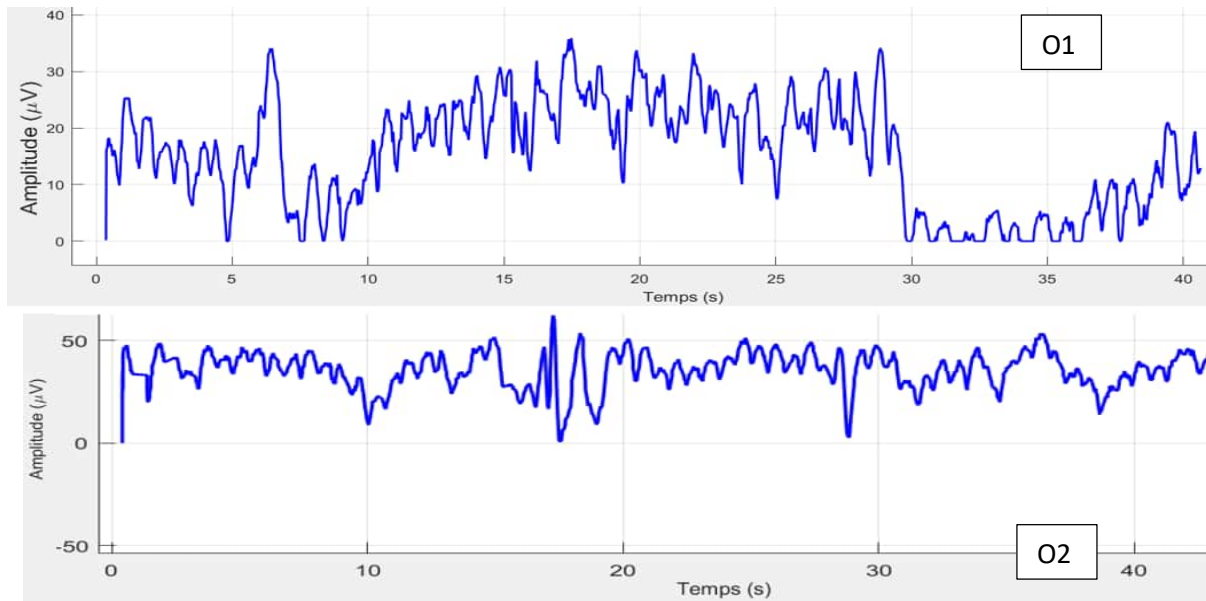


Figure III.28: enregistrements de l'EEG lors d'un clignement rapide dans O1 et O2.

Dans cette seconde série de représentations générées sous MATLAB, les signaux ont également été filtrés afin d'en faciliter l'interprétation. Ces visualisations dans les figures Figure III.29, Figure III.30, Figure III.31 complètent les précédentes analyses en illustrant les dynamiques temporelles mise en exergue, et permettent de mieux isoler les composantes d'intérêt grâce au traitement numérique appliqué.

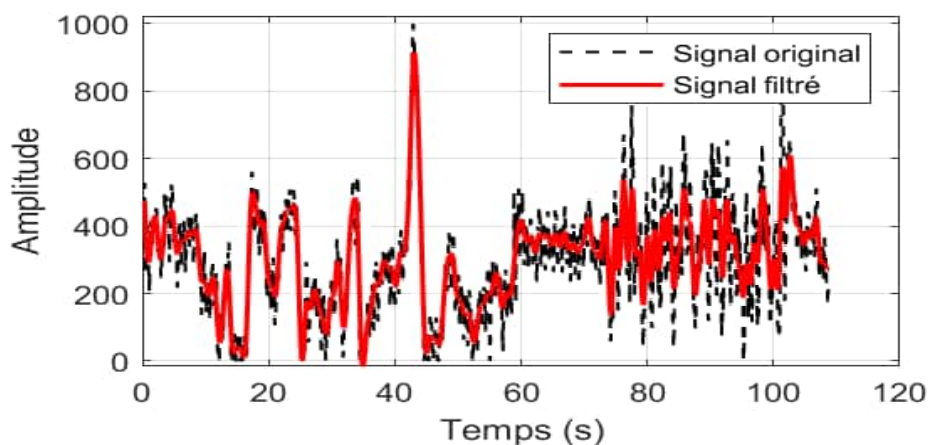


Figure III.29: Signal EEG au niveau de l'électrode O1 pendant les clignements rapide (visualisation MATLAB).

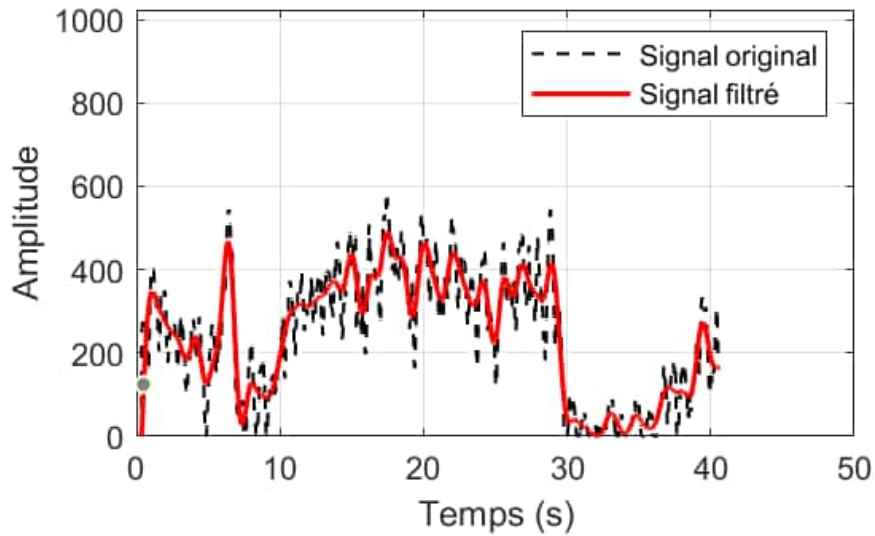


Figure III.30: Signal EEG au niveau de l'électrode O2 pendant les clignements rapide (visualisation MATLAB).

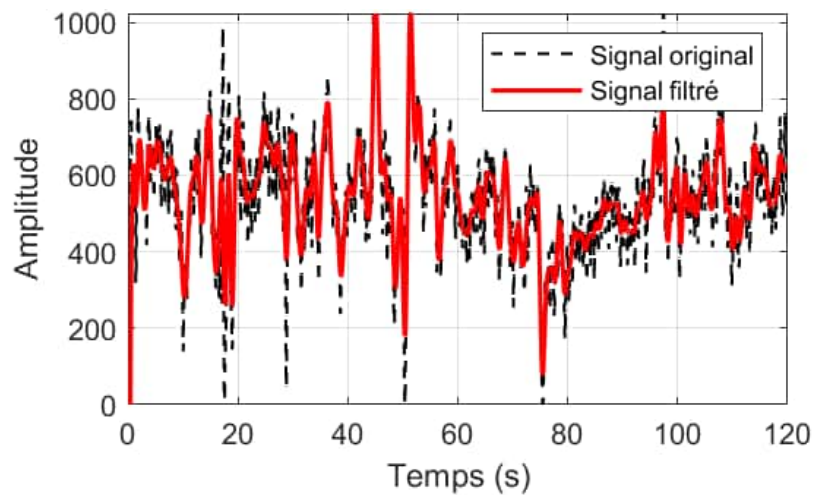


Figure III.31: Signal EEG au niveau de l'électrode Oz pendant les clignements rapide (visualisation MATLAB).

### 3.2. Stimulation visuelle par damier réversible

Le damier réversible est efficace pour générer des réponses corticales perceptibles, conformément à son usage courant dans les enregistrements de potentiels évoqués visuels (PEV). Ce type de stimulation, grâce à son alternance de contrastes sans variation de luminance globale, permet une activation ciblée de la rétine centrale tout en minimisant les artéfacts liés aux variations lumineuses. Lors des enregistrements, le sujet était invité à fixer un point rouge situé au centre de l'écran, dans un environnement faiblement éclairé, afin de favoriser une bonne stabilité visuelle. Le test a été réalisé en stimulation binoculaire, puis en stimulation monoculaire sur différentes positions occipitales (O1, O2 et Oz), avec des séquences de 30 secondes suivies de courtes pauses.

Afin d'illustrer le déroulement expérimental de la stimulation visuelle, des figures représentatives de l'interface de génération du damier réversible ainsi que de l'environnement d'enregistrement ont été ajoutées. Ces images permettent de mieux visualiser les conditions dans lesquelles les potentiels évoqués visuels (PEV) ont été acquis, notamment le type de stimulus utilisé, la disposition du sujet face à l'écran, ainsi que la configuration logicielle.

Elles constituent un support important pour comprendre l'origine des réponses cérébrales analysées par la suite et valider la conformité du protocole expérimental aux recommandations de l'ISCEV<sup>1</sup> :

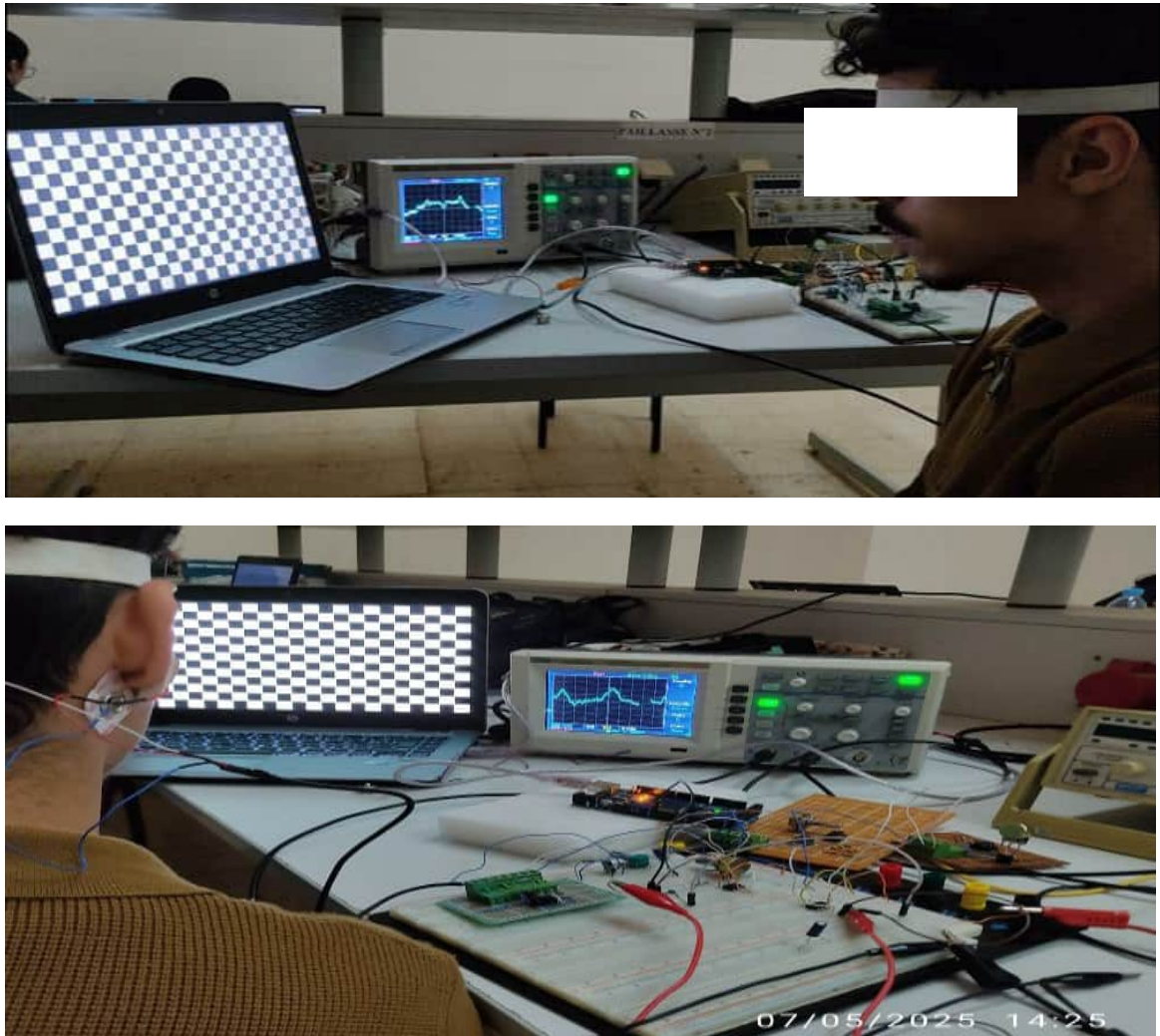


Figure III.32: Illustration du protocole de stimulation visuelle par damier réversible utilisé pour l'enregistrement des PEV.

Des répétitions ont été effectuées pour garantir la fiabilité des données acquises, comme illustré dans la Figure III.33 :

<sup>1</sup> ISCEV: International Society for Clinical Electrophysiology of Vision

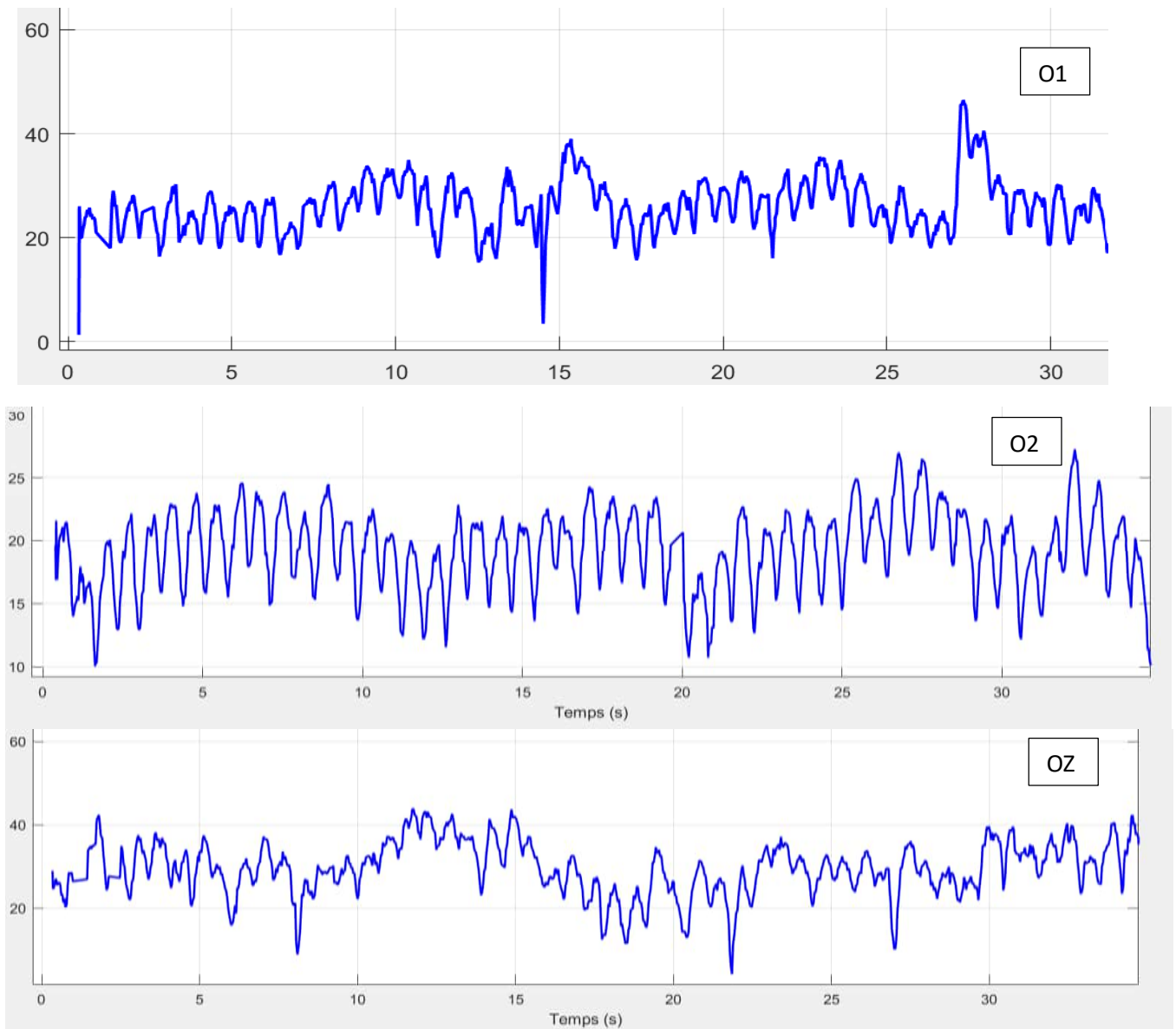


Figure III.33: Signal de stimulation en 30' sur O1, Oz et O2 (binoculaire).

L'analyse des signaux a révélé une meilleure qualité d'enregistrement au niveau de l'électrode O2, où l'on observe une activité plus régulière et des pics répétitifs, traduisant une certaine cohérence de la réponse neuronale visuelle. En revanche, les signaux enregistrés sur O1 et Oz ont été davantage affectés par des perturbations, notamment des ondes parasites et des irrégularités d'amplitude, possiblement liées à des micro-déplacements des électrodes ou à des variations de l'attention du sujet. La perte occasionnelle du point de fixation a pu générer des artéfacts oculaires, comme le clignement ou le mouvement latéral des yeux, ce qui a compromis la lisibilité de certaines portions du signal, comme illustré dans la Figure III.34, Figure III.35 :

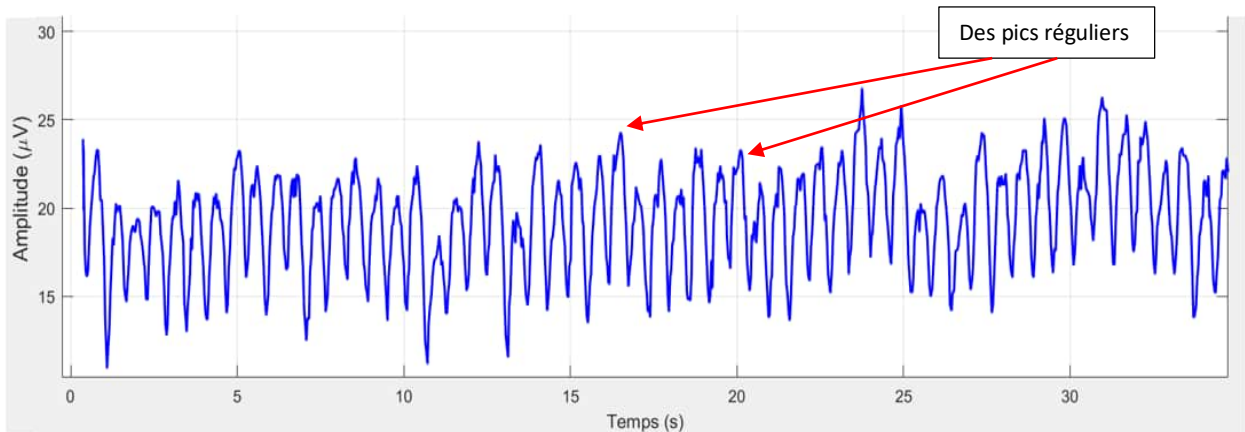


Figure III.34: un signal sur O2 avec des pics réguliers (stimulation binoculaire en 15').

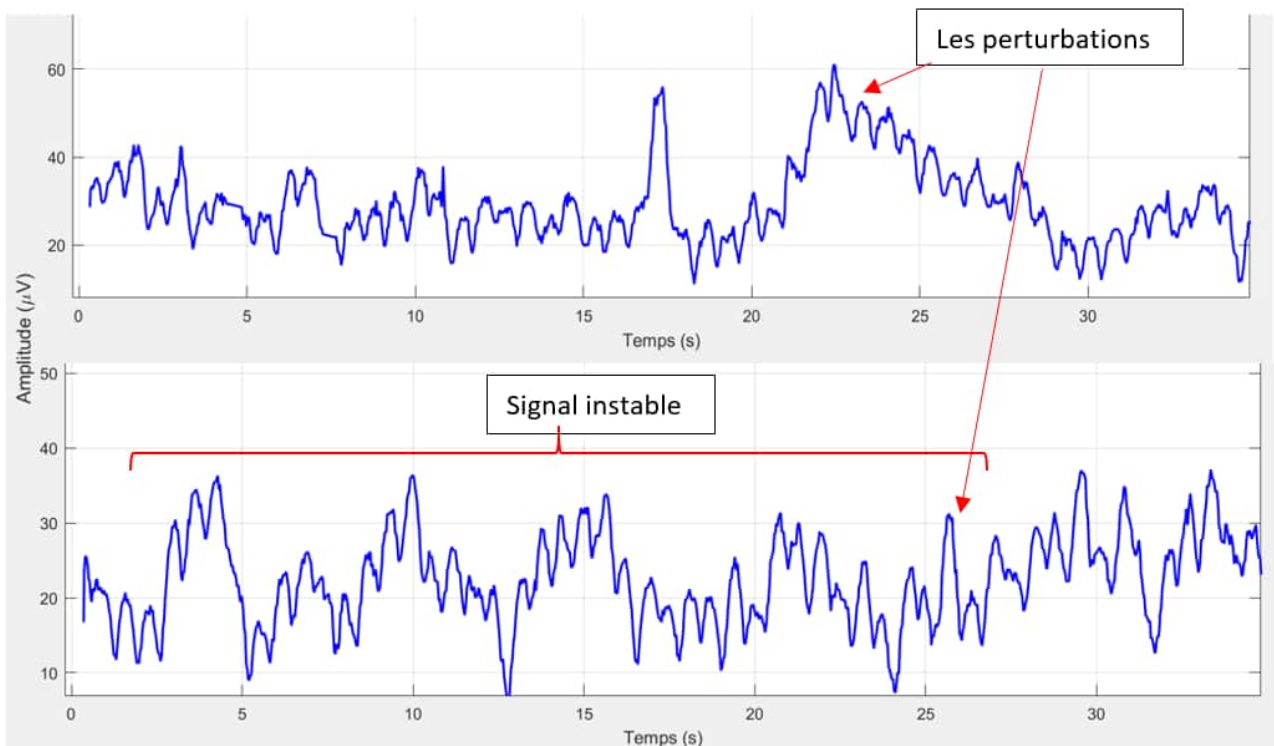


Figure III.35: des signaux O1/Oz montrant perturbations (stimulation binoculaire en 15').

Malgré plusieurs ajustements des filtres et des paramètres d'amplification, certaines ondulations persistantes sont restées inexplicées, notamment dans les signaux captés sur Oz. Cela pourrait refléter soit des bruits d'origine physiologique, soit des composantes corticales non spécifiques au stimulus, nécessitant une analyse plus poussée. A cet effet, un accompagnement par un staff médical spécialisé permettra d'approfondir la présente étude.

Néanmoins, les résultats obtenus sur O2 confirment la capacité du système à enregistrer des réponses corticales visuelles reproductibles, et démontrent l'intérêt du damier réversible comme outil robuste d'exploration électrophysiologique.

La variation de la taille des cases du damier a montré une influence sur la clarté de la réponse. Les tailles plus grandes ont induit une diminution de la netteté des ondes, phénomène attendu du fait d'une stimulation moins sélective de la fovéa<sup>2</sup>. De plus, l'augmentation de la durée d'enregistrement, tentée pour renforcer la stabilité des données, a été limitée par la fatigue visuelle progressive du sujet, qui a entraîné une diminution de la concentration et une augmentation des artéfacts dans les enregistrements ultérieurs, comme illustré dans la Figure III.36:

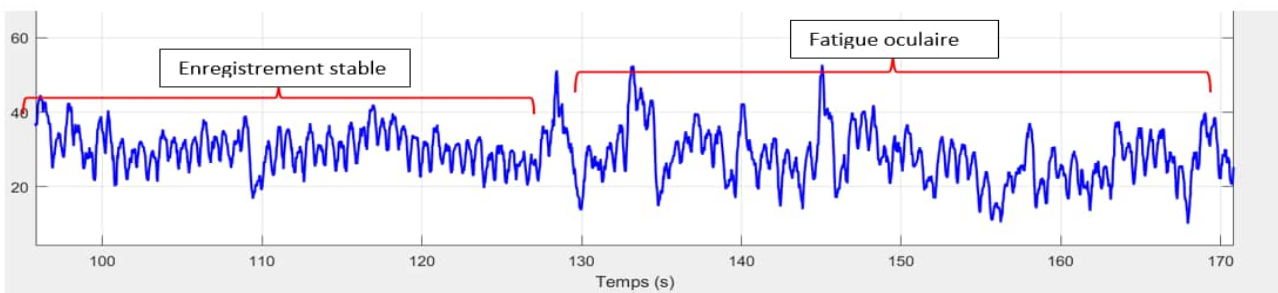


Figure III.36 : Les résultats Signal EEG enregistré sur O2 (stimulation en 30').

L'enregistrement chez le sujet présentant un strabisme a été réalisé pour toutes les positions occipitales actives (O1, Oz, O2). Comme dans le cas du sujet sain, les signaux obtenus présentent des ondulations relativement régulières, en particulier au niveau de l'électrode O2.

La seule position relativement stable était O2, comme chez le sujet sain, mais les signaux y présentaient également de nombreuses ondulations de nature incertaine, probablement amplifiées par une inattention répétée et une réduction de la coopération visuelle souvent constatée chez les sujets strabiques [26] principalement attribuables à la difficulté du sujet à maintenir une fixation stable sur le point central, entraînant des mouvements oculaires fréquents et des pertes d'attention.

Ces résultats sont en accord avec la littérature qui indique que le strabisme, notamment lorsqu'il est associé à une amblyopie, entraîne une désynchronisation corticale et une diminution de l'amplitude du P100, ainsi qu'une augmentation de la variabilité des réponses visuelles [25], [27]. Cela reflète une altération de l'intégration binoculaire et une possible suppression corticale d'un œil, en particulier dans les conditions monoculaires.

Que ce soit en stimulation binoculaire ou monoculaire, les réponses obtenues conservent des ondulations similaires, sans apparition nette de composantes caractéristiques comme le pic P100. Malgré les tentatives d'optimisation des paramètres techniques, aucun changement significatif n'a pu être observé, ce qui suggère une altération persistante de la réponse corticale visuelle chez ce sujet. Comme illustré dans la Figure III.37, cette réponse atypique reflète probablement une désorganisation de l'intégration visuelle centrale liée au strabisme :

<sup>2</sup> Fovea: Zone centrale de la tache jaune de la rétine, où la vision est la plus nette.

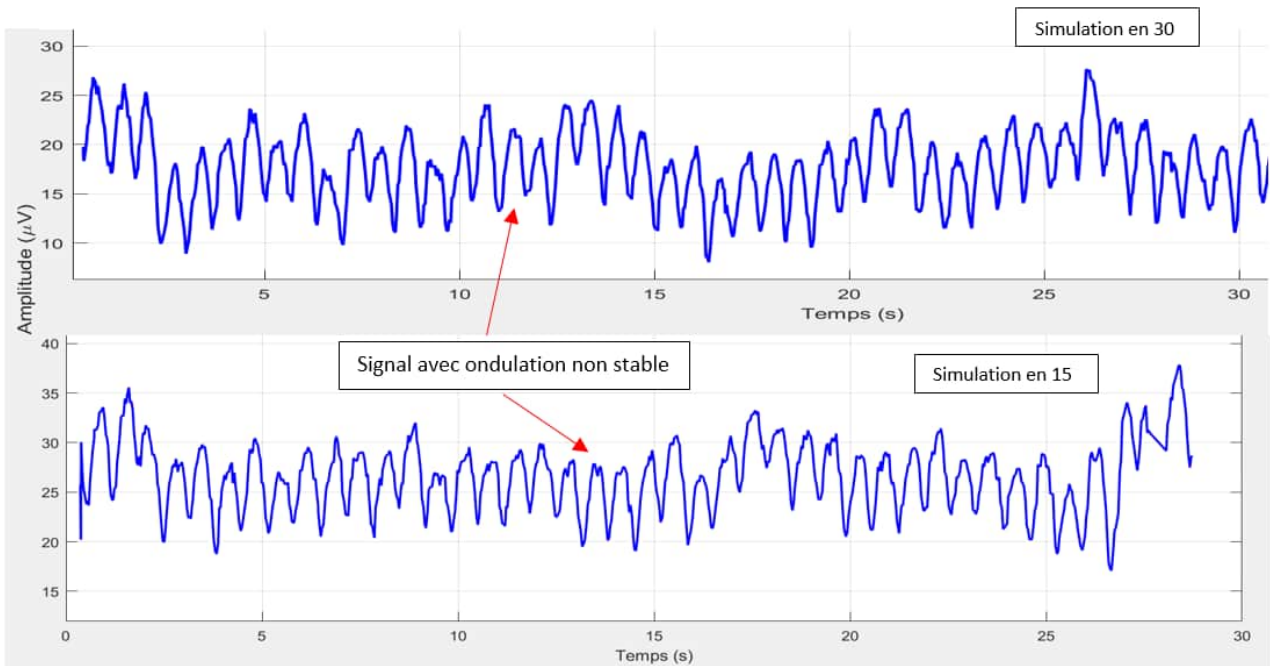


Figure III.37: Signal EEG enregistré sur O2 (stimulation binoculaire en 30) pour un sujet atteint.

Pour approfondir l'analyse des réponses visuelles induites par la stimulation en damier réversible, une série de signaux filtrés a été extraite et visualisée à l'aide de MATLAB.

L'électrode O2, déjà identifiée comme la plus stable, révèle ici une activité cohérente traduisant la réponse corticale attendue. Les figures, Figure III.38, Figure III.39, Figure III.40, Figure III.41, Figure III.42, Figure III.43 illustrent de manière plus lisible les variations de forme et d'amplitude associées à la stimulation, renforçant l'interprétation précédente et soulignant la précision du système d'acquisition :

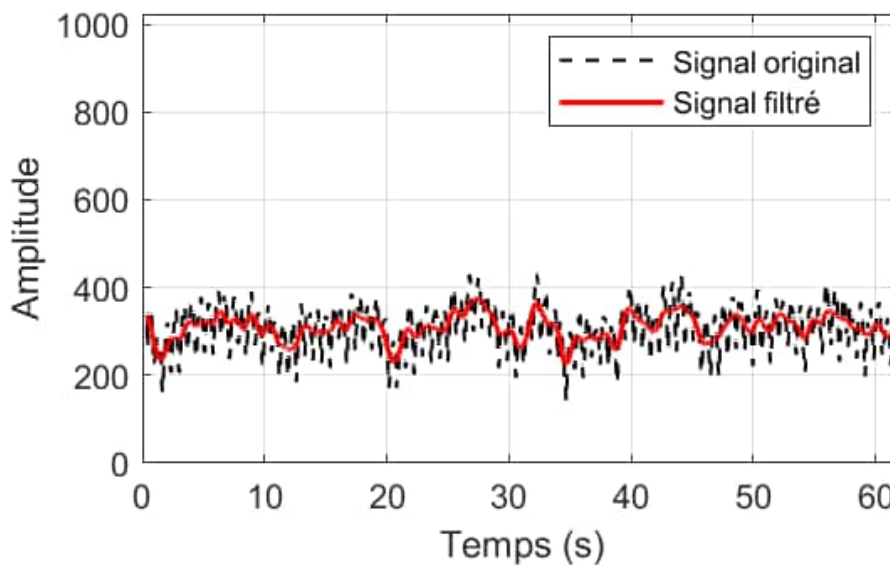


Figure III.38: Tracé EEG stimulé par damier réversible – Électrode O2 (stimulation en 30).

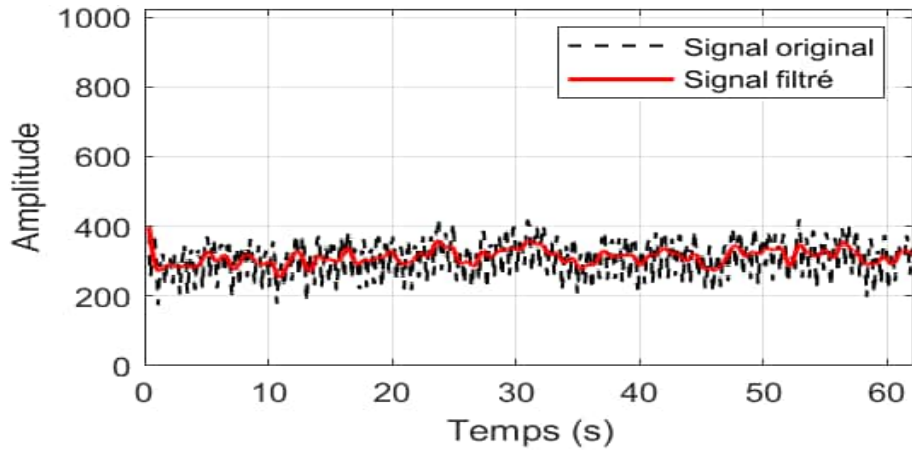


Figure III.39 : Tracé EEG stimulé par damier réversible – Électrode O2 (stimulation en 30).

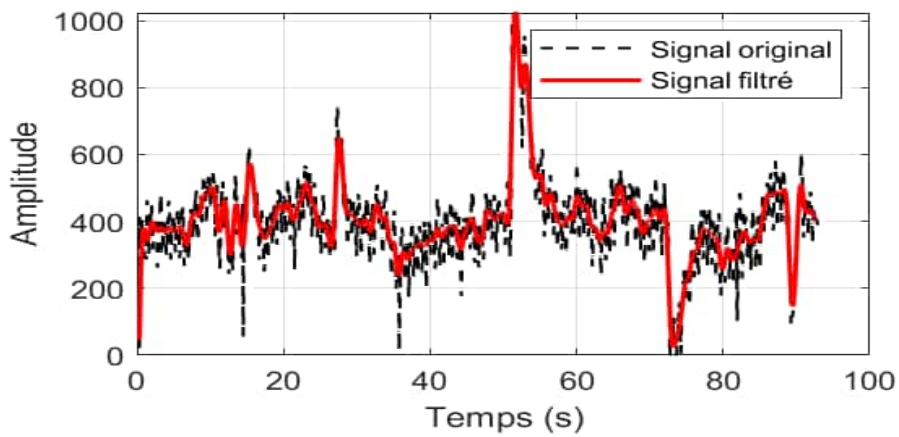


Figure III.40: Tracé EEG stimulé par damier réversible – Électrode O1 (stimulation en 30).

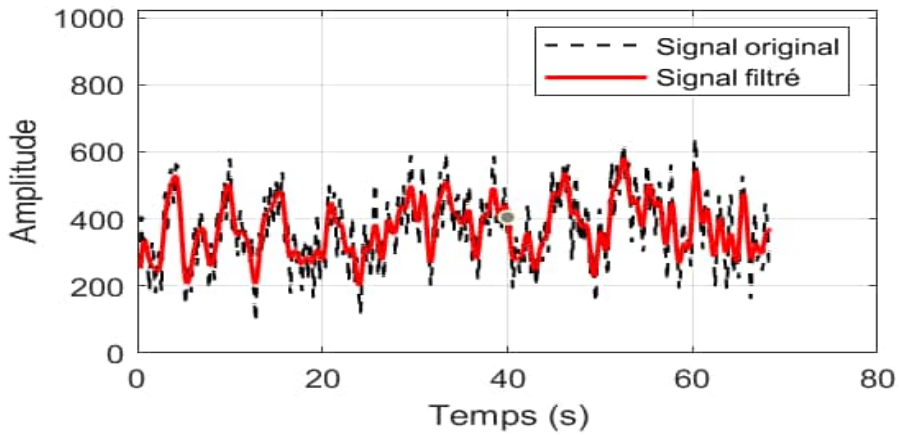


Figure III.41: Tracé EEG stimulé par damier réversible – Électrode O1 (stimulation en 15).

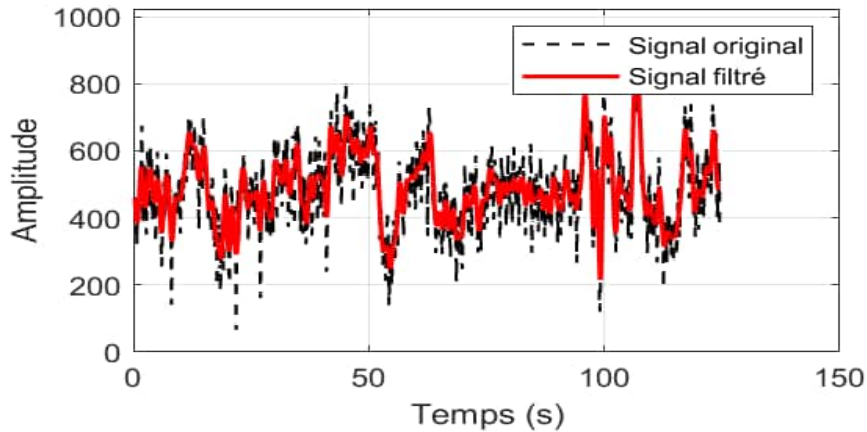


Figure III.42 : Tracé EEG stimulé par damier réversible – Électrode Oz (stimulation en 30).

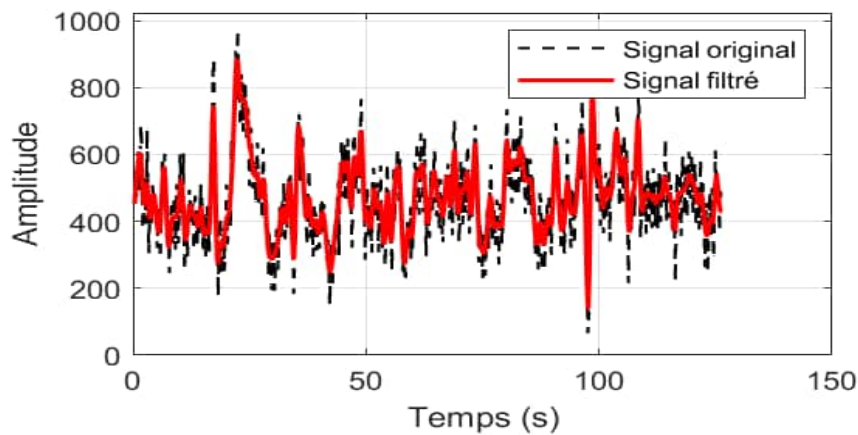


Figure III.43 : Tracé EEG stimulé par damier réversible – Électrode Oz (stimulation en 15).

### 3.3. Stimulation visuelle par flash lumineux :

Pour la stimulation visuelle par flash lumineux, nous avons respecté les conditions expérimentales définies dans le protocole afin de garantir une acquisition fiable. Ce type de stimulation, reposant sur des flashes à 2 Hz pendant 30 secondes, permet d'évaluer la réactivité globale du système visuel, même en l'absence de point de fixation, ce qui le rend particulièrement pertinent dans les cas où le participant présente des difficultés d'attention ou de fixation.

Les tests ont été effectués successivement sur les trois positions d'électrodes O1, O2 et Oz, selon deux configurations :

- Stimulation binoculaire : Le sujet gardait les yeux fermés, puis les ouvrait en synchronisation avec le déclenchement du flash et du chronomètre. Ils restaient ouverts durant toute la stimulation, réalisée dans une ambiance à très faible luminosité.

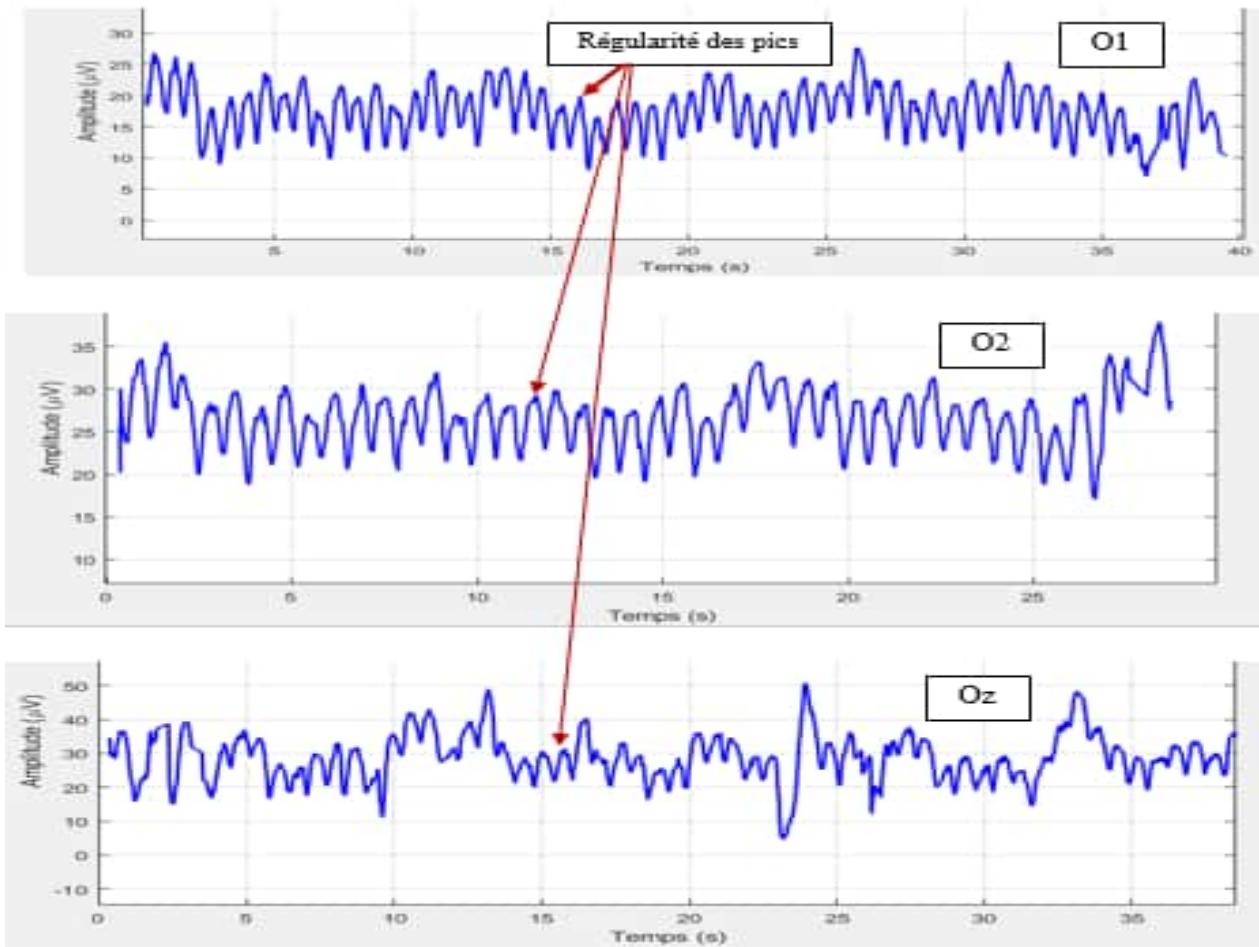


Figure III.44: Différents signaux EEG enregistrés lors de la stimulation binoculaire.

L'analyse visuelle des signaux enregistrés au niveau des électrodes O1, O2 et Oz lors de la stimulation binoculaire révèle une certaine régularité dans les pics du signal, suggérant une réponse neuronale bien synchronisée avec les flashes lumineux. Cette périodicité reflète une activation cohérente du cortex visuel, ce qui confirme le bon fonctionnement du système d'acquisition et la capacité du sujet à produire une réponse visuelle globale.

Cependant, des artefacts restent présents dans les tracés, notamment sous forme de fluctuations d'amplitude irrégulières et de composante haute fréquence. Ces perturbations peuvent résulter de facteurs tels que :

- les mouvements involontaires des paupières.
- légers déplacements des électrodes.
- des difficultés du sujet à maintenir une attention constante sur le point de fixation.
- une luminosité ambiante insuffisamment maîtrisée pourrait également avoir affecté la qualité des enregistrements.

Les figures, Figure III.45, Figure III.46, Figure III.47 présentent les signaux EEG enregistrés lors de la stimulation flash binoculaire, visualisés sous MATLAB après traitement numérique. Elles permettent de mieux percevoir la réponse corticale induite, en particulier au niveau des électrodes postérieures :

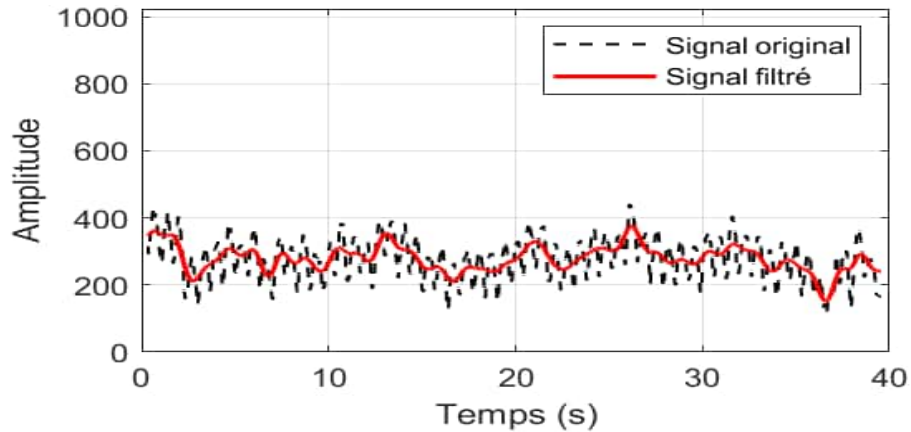


Figure III.45: Signal EEG enregistré au niveau d'O1 – Stimulation flash binoculaire (MATLAB).

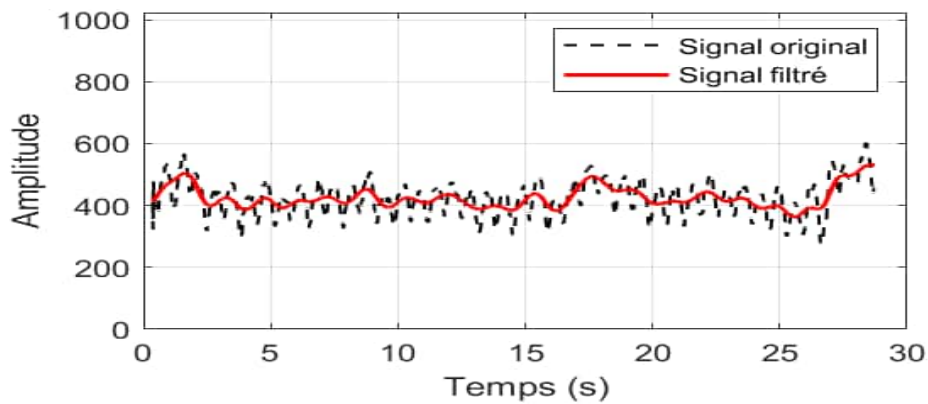


Figure III.46: Signal EEG enregistré au niveau d'O2 – Stimulation flash binoculaire (MATLAB).

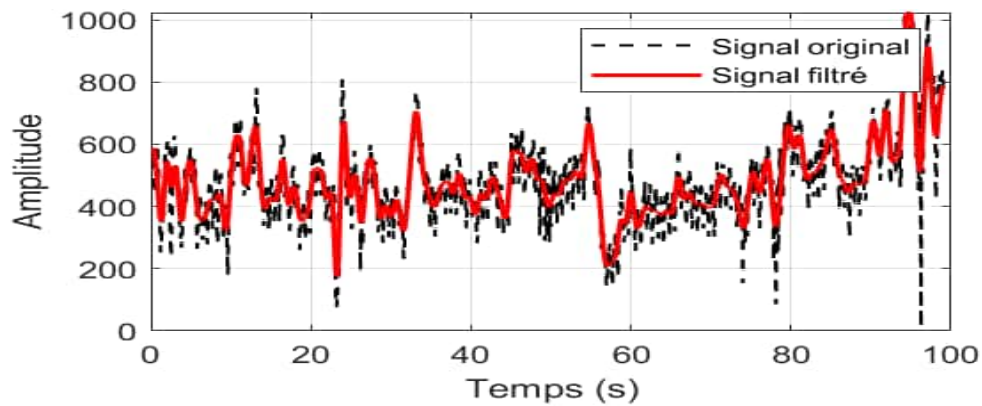


Figure III.47: Signal EEG enregistré au niveau d'Oz – Stimulation flash binoculaire (MATLAB).

- **Stimulation monoculaire** : Dans cette configuration, nous avons cherché à isoler la réponse visuelle de chaque œil en masquant temporairement l'autre, afin de cibler plus spécifiquement l'activité corticale induite par la stimulation monoculaire.

Les essais ont été répétés plusieurs fois pour chaque œil, successivement sur les électrodes O1, O2 et Oz :

- **Pour O1** : La Figure III.48 , présente des exemples représentatifs des signaux obtenus pour l'œil gauche et l'œil droit :

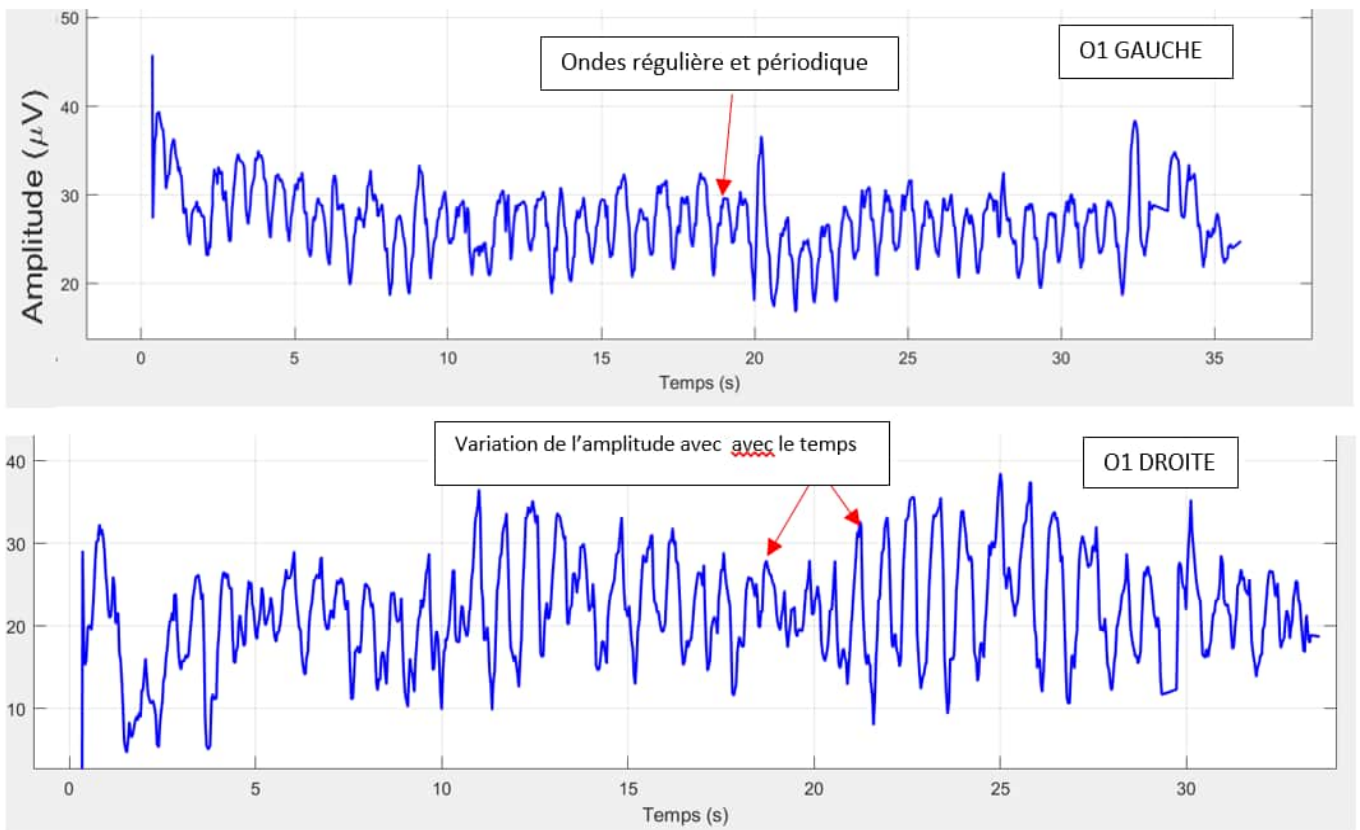


Figure III.48: Résultats des signaux EEG enregistrés sur l'électrode O1 lors de la stimulation monoculaire.

L'analyse comparative des signaux EEG obtenus révèle une similarité marquée dans la forme et la périodicité des réponses enregistrées. Cette cohérence entre les deux courbes suggère que les deux yeux induisent une réponse corticale comparable, ce qui est attendu chez un sujet sain présentant une symétrie fonctionnelle du système visuel.

Cela indique que les informations visuelles provenant des deux yeux sont traitées de manière équivalente par le cortex, et que le système d'acquisition permet une détection fiable et reproductible des réponses évoquées.

Les figures, Figure III.49, Figure III.50 présentent les signaux EEG obtenus lors de la stimulation flash monoculaire, affichés sous MATLAB après traitement. Elles mettent en évidence les réponses corticales spécifiques à la stimulation d'un seul œil, notamment au niveau des électrodes occipitales :

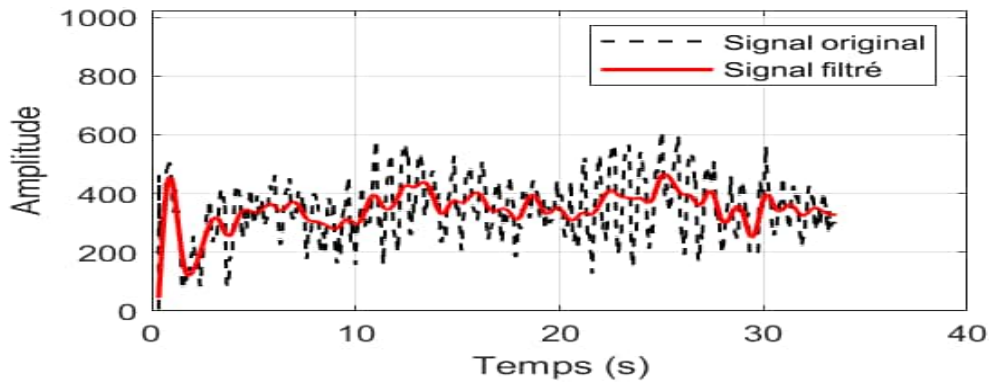


Figure III.49 : Signal EEG enregistré au niveau d'O1 – Stimulation flash monoculaire de l'œil droit (MATLAB).

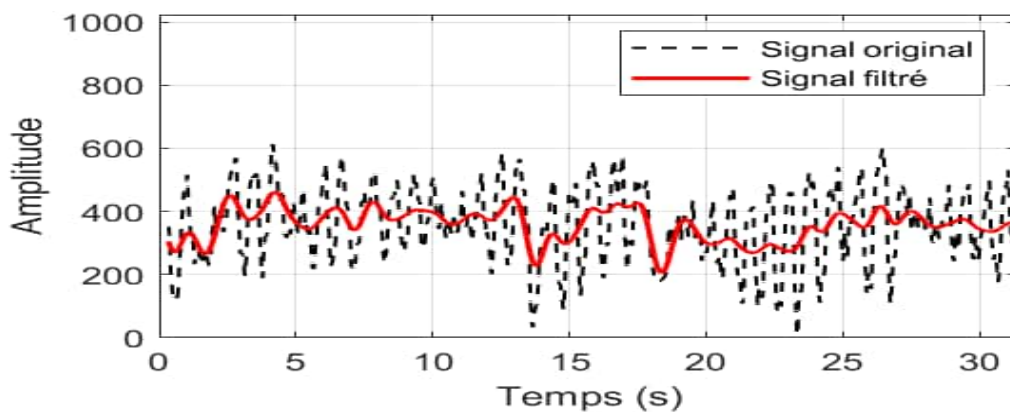


Figure III.50: Signal EEG enregistré au niveau d'O1 – Stimulation flash monoculaire de l'œil gauche (MATLAB).

- **Pour O2 :** Les enregistrements obtenus au niveau de l'électrode O2 confirment les observations faites avec O1, en montrant des réponses corticales similaires pour les deux yeux. Cette régularité témoigne d'une symétrie fonctionnelle du traitement visuel dans les aires occipitales, et souligne l'intégrité des voies visuelles impliquées :

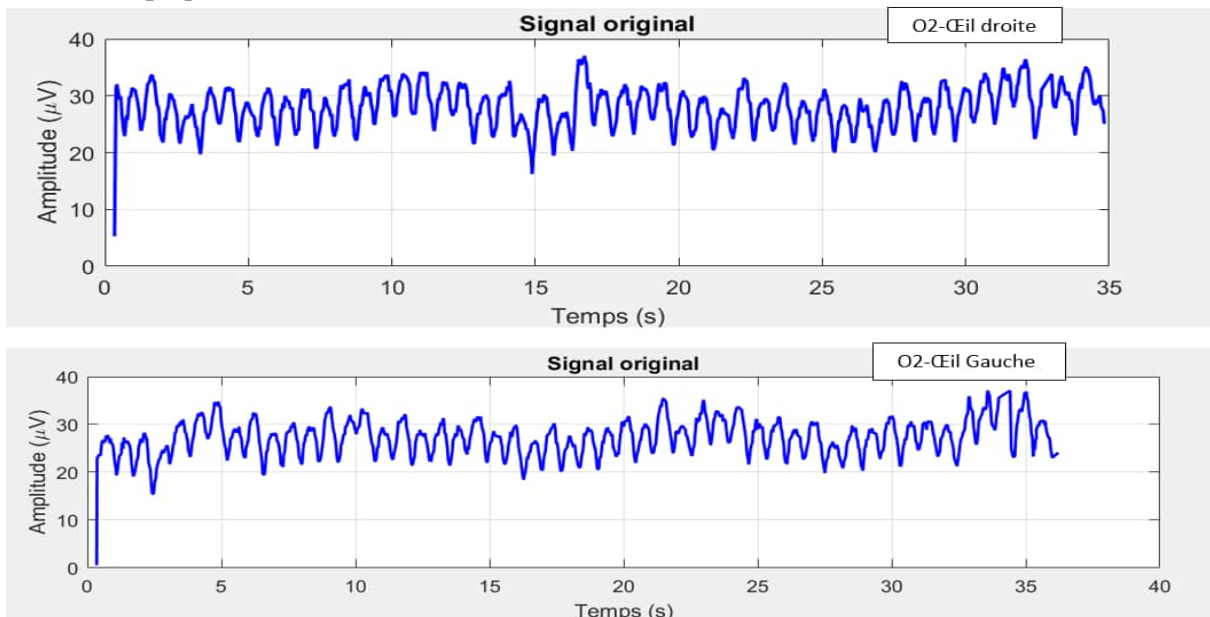


Figure III.51: Résultats des signaux EEG enregistrés sur l'électrode O2 lors de la stimulation monoculaire.

Les figures, Figure III.52, Figure III.53 illustrent les signaux EEG enregistrés lors de la stimulation flash monoculaire, affichés sous MATLAB après traitement :

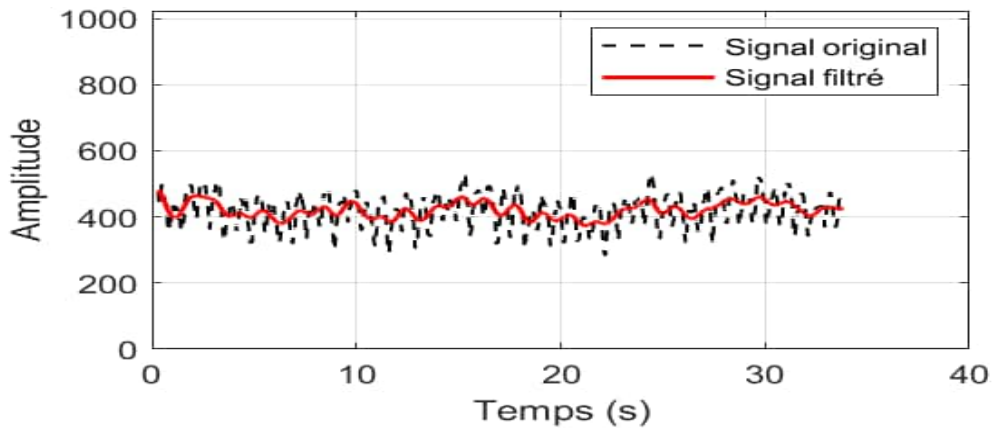


Figure III.52: Signal EEG enregistré au niveau d'O2 – Stimulation flash monoculaire de l'œil droit (MATLAB).

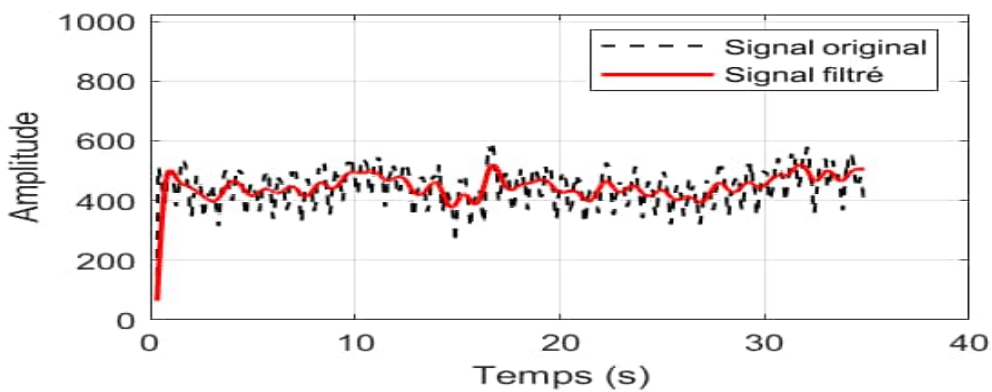
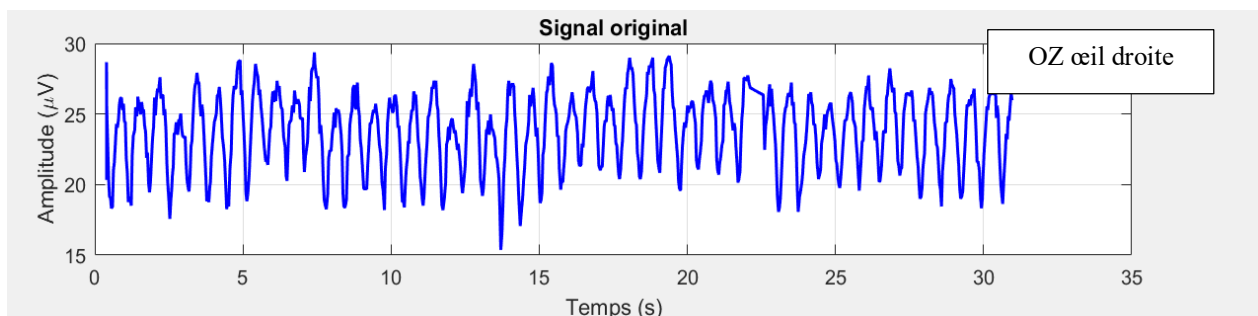


Figure III.53: Signal EEG enregistré au niveau d'O2 – Stimulation flash monoculaire de l'œil gauche (MATLAB).

➤ Pour Oz :

Nous observons, à partir des signaux enregistrés sur l'électrode Oz, une réponse visuelle plus symétrique, nette et reproductible comparée à celles d'O1 et O2. Cela se reflète clairement dans la morphologie du signal et la régularité des pics, notamment lors des stimulations monoculaires.

**Nous déduisons que la transmission neuronal oculaire est uniforme est saine pour les deux yeux chez le sujet 1, dans les deux voies sont similaire ainsi qu'une bonne corrélation.**



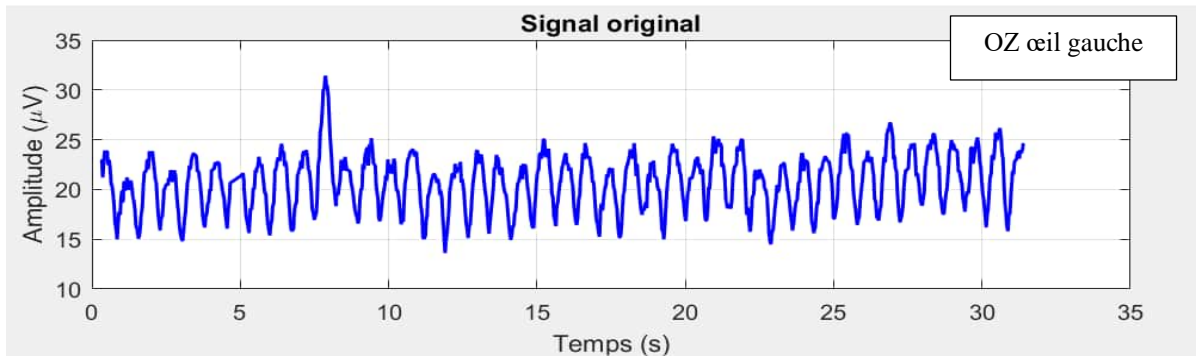


Figure III.54: Résultats des signaux EEG enregistrés sur l'électrode Oz lors de la stimulation monoculaire.

Les figures, Figure III.55, Figure III.56 illustrent les signaux EEG enregistrés lors de la stimulation flash monoculaire, affichés sous MATLAB après traitement :

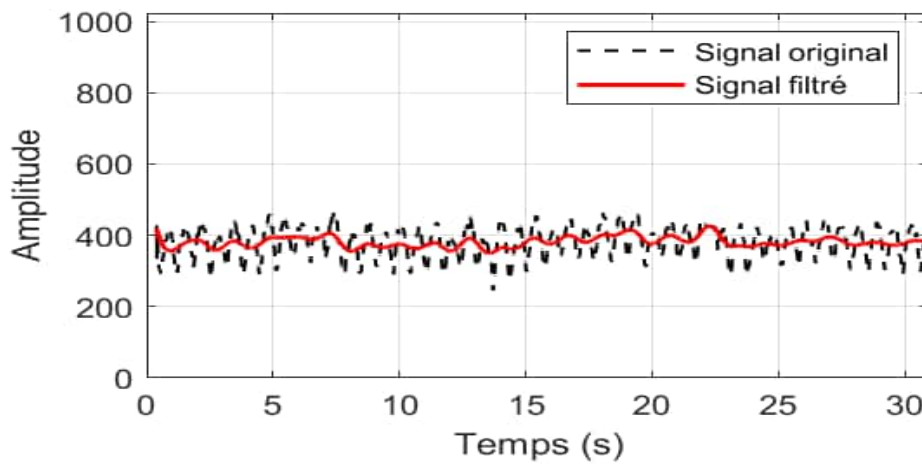


Figure III.55 : Signal EEG enregistré au niveau d'Oz – Stimulation flash monoculaire de l'œil droit (MATLAB).

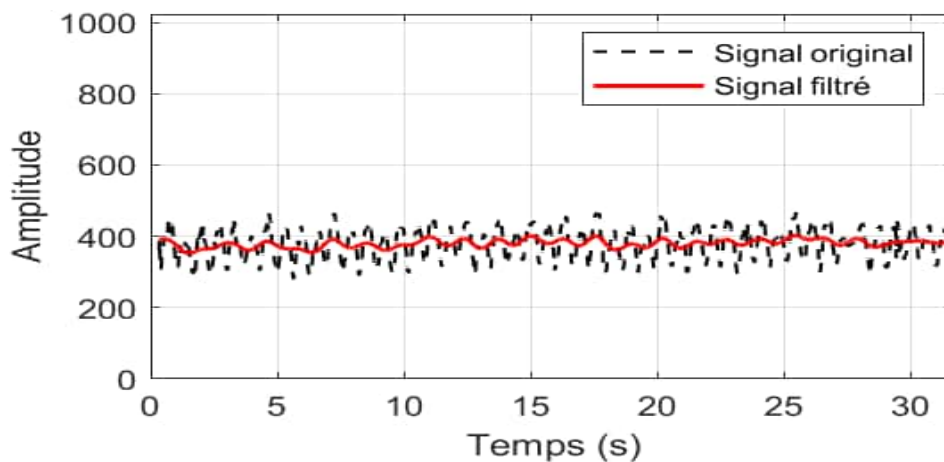


Figure III.56: Signal EEG enregistré au niveau d'Oz – Stimulation flash monoculaire de l'œil gauche (MATLAB).

Une série de tests a été rigoureusement menée au niveau des trois sites électrodes du lobe occipital — O1, O2 et Oz — pour chaque œil, droit et gauche. La répétition des enregistrements dans une même position visait à évaluer la reproductibilité des signaux et à vérifier la corrélation ainsi que la cohérence inter-essais. Cette

méthodologie nous a permis de garantir la robustesse des données recueillies, tout en assurant une interprétation fiable et précise.

Dans la suite de ce travail, nous procéderons à une analyse comparative des résultats enregistrés dans les différentes régions occipitales, en tenant compte des signaux issus de l'œil droit et de l'œil gauche. Cette analyse portera à la fois sur un sujet sain et sur un sujet présentant des troubles visuels, notamment un déficit d'acuité et un léger strabisme. L'objectif est d'identifier les variations de réponse corticale entre les deux profils, d'évaluer la corrélation inter-électrodes, et de mettre en évidence les éventuelles altérations fonctionnelles du traitement visuel induites par le trouble. Une attention particulière sera portée à la périodicité, l'amplitude et la stationnarité des signaux, afin de dégager des indicateurs neurophysiologiques pertinents.

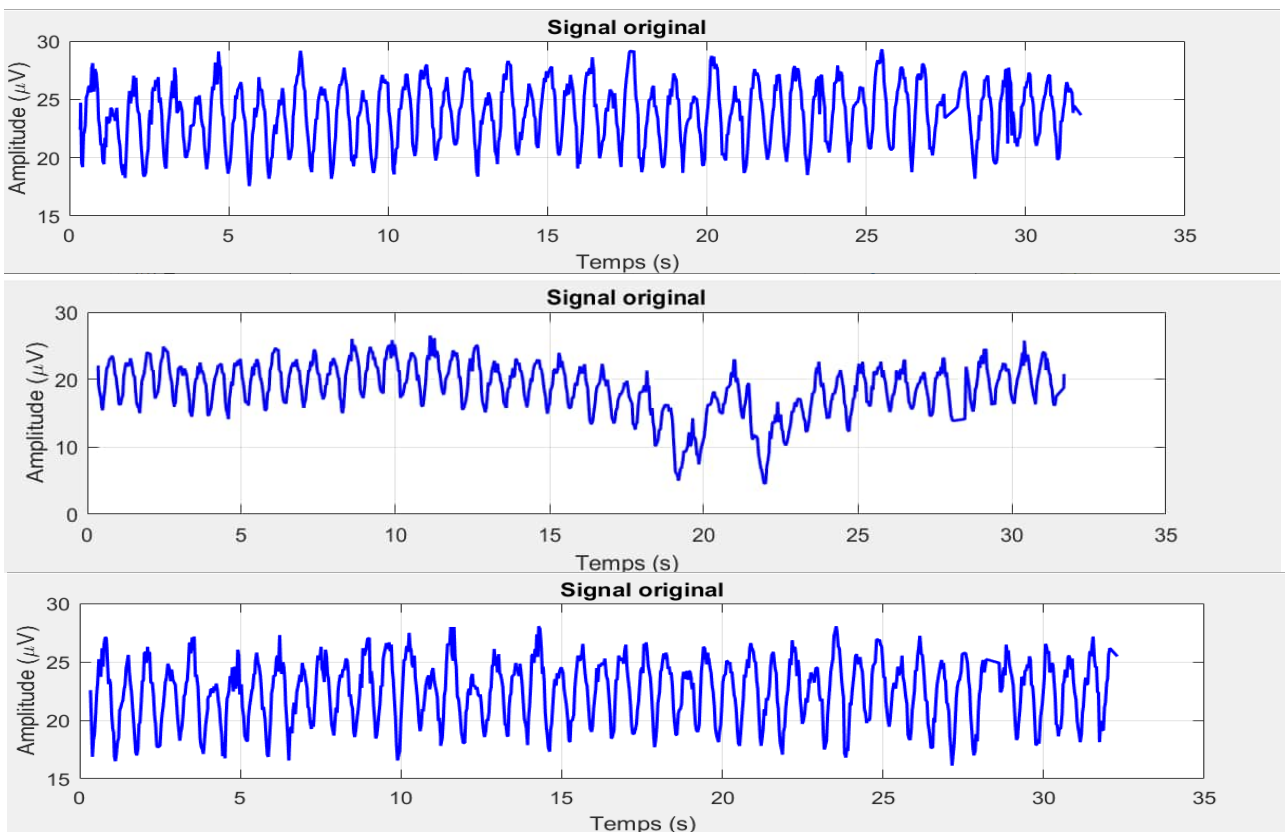


Figure III.57: Répétitions des signaux EEG enregistrés sur Oz – Stimulation monoculaire (œil gauche).

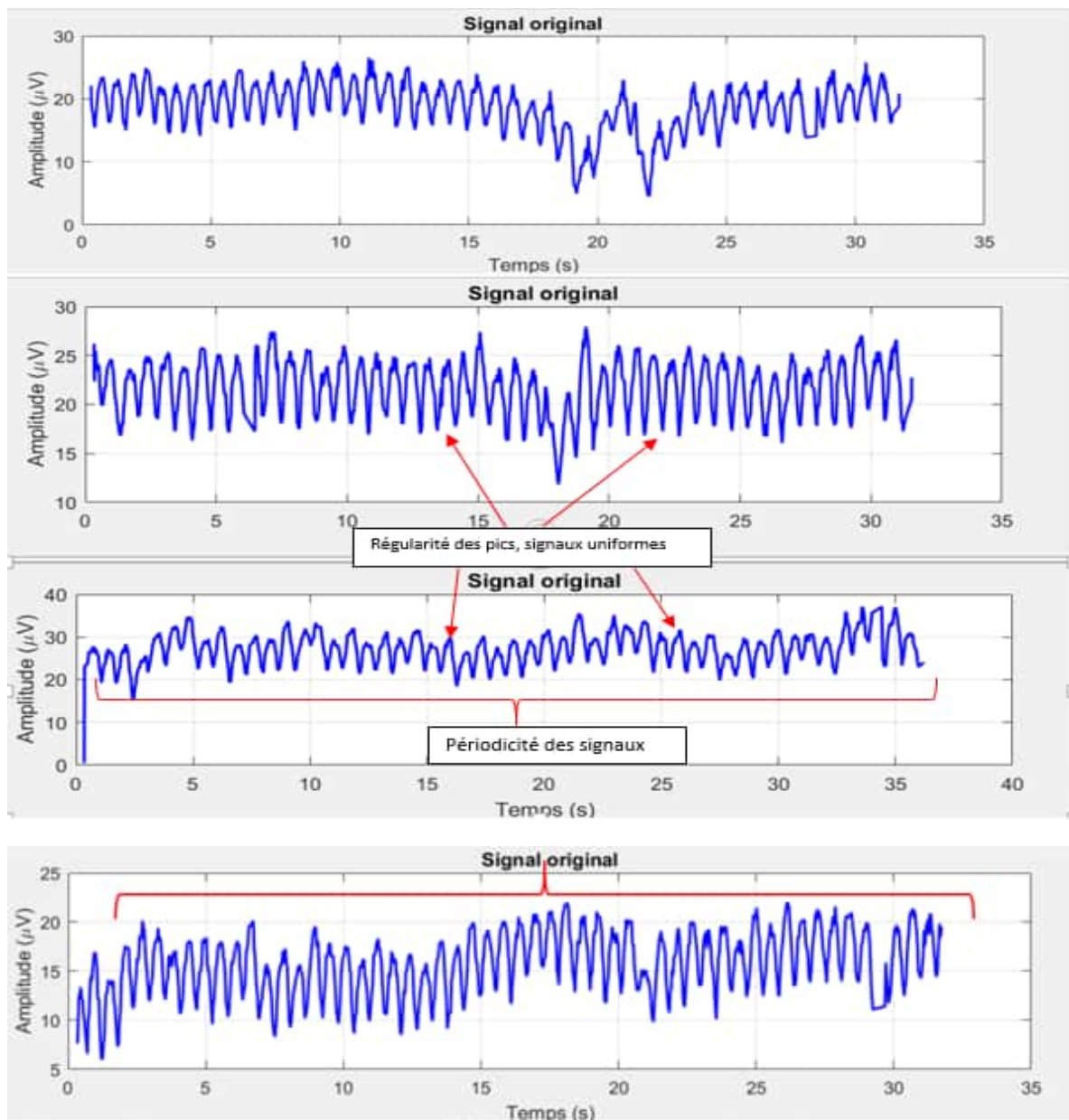
Les signaux enregistrés au niveau de l'électrode Oz pour l'œil droit présentent une forme d'onde régulière, oscillatoire et bien structurée, L'ensemble des essais montre une bonne reproductibilité, avec des tracés globalement similaires, ce qui traduit une corrélation satisfaisante entre les différentes répétitions. On observe une fréquence d'oscillation constante d'environ 4 Hz, correspondant à une réponse harmonique stable du cortex visuel primaire à la stimulation. Cette fréquence, caractéristique des rythmes alpha induits ou des potentiels évoqués visuels en régime stationnaire, témoigne d'une activité corticale synchronisée et cohérente.

En parallèle, les potentiels évoqués visuels en régime stationnaire (SSVEP) sont des réponses électriques cérébrales synchronisées à une stimulation visuelle répétitive, comme un clignotement à 1Hz. Ce type de réponse se caractérise par sa stabilité dans le temps, tant que le stimulus visuel reste constant.

Selon le travail de Norcia et al. (2015)[24], lorsqu'un stimulus visuel clignote à une fréquence donnée par exemple 2 Hz, l'activité électrique enregistrée au niveau du cuir chevelu par électroencéphalographie (EEG)

révèle non seulement une réponse à cette fréquence fondamentale, mais également à ses multiples, appelés harmoniques (par exemple 4Hz, 6 Hz, etc.). Cela ne signifie pas que la fréquence de stimulation change, mais que le cerveau réagit de manière plus complexe en produisant des réponses électriques à plusieurs niveaux de fréquence. Par exemple, une stimulation à 2 Hz peut entraîner des réponses cérébrales à 4 Hz (2<sup>e</sup> harmonique) comme celle dans notre cas, 6 Hz (3<sup>e</sup> harmonique), et ainsi de suite. Ces réponses harmoniques traduisent la nature non linéaire du traitement neuronal visuel, et permettent une analyse plus riche et plus fine des potentiels évoqués visuels en régime stationnaire (SSVEP). Elles constituent ainsi un indicateur important de la robustesse et de la richesse de la réponse neurovisuelle.

Quelques variations transitoires ou perturbations ponctuelles sont toutefois observées, probablement liées à des artefacts de mouvement, des clignements ou une variation de l'attention du sujet. Ces légères fluctuations n'altèrent cependant pas la qualité globale des enregistrements. Ainsi, les résultats obtenus à Oz pour l'œil droit peuvent être considérés comme fiables, cohérents et représentatifs d'une réponse neurovisuelle normale et exploitable dans le cadre de l'analyse des potentiels évoqués.



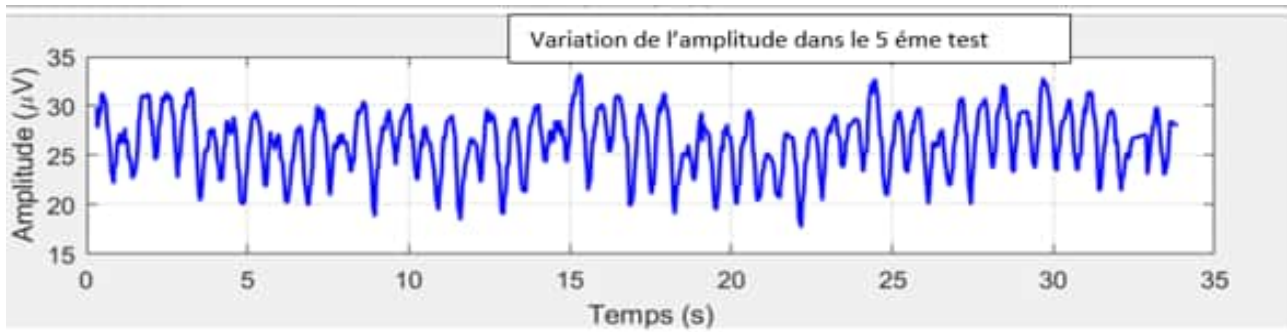
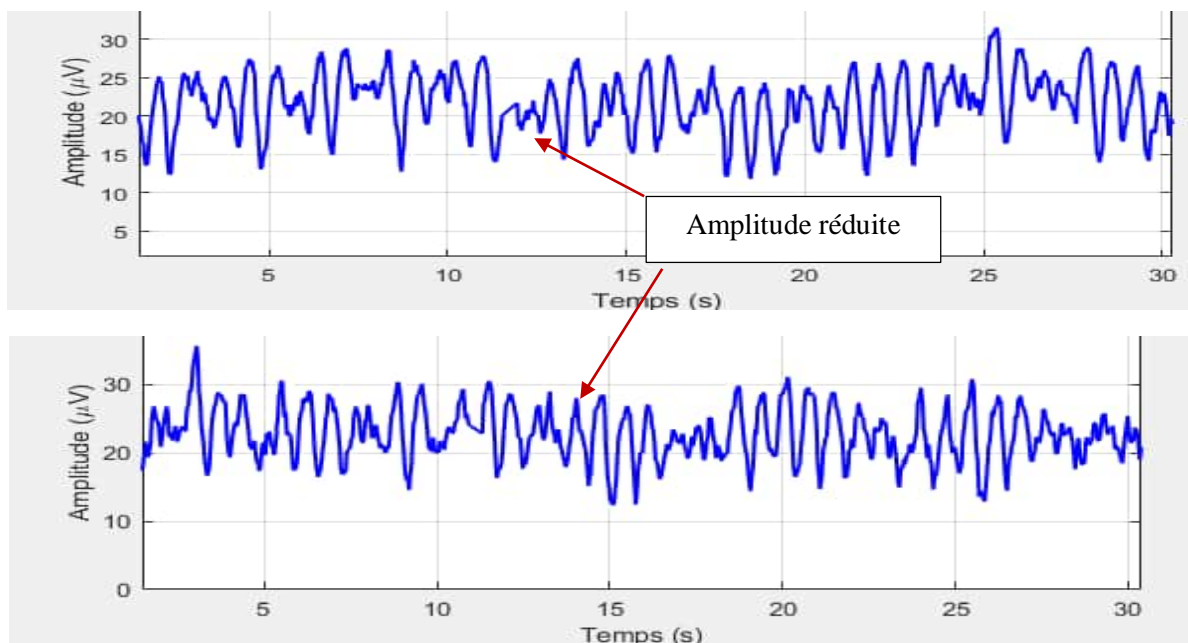


Figure III.58: Répétitions des signaux EEG enregistrés sur O2 – Stimulation monoculaire (œil droit).

En comparant les enregistrements obtenus aux positions Oz et O2 pour l'œil droit, on observe des différences notables bien que les deux signaux présentent une structure globalement périodique. Le tracé en Oz se distingue par une forme d'onde plus régulière et sinusoïdale, avec des amplitudes relativement stables, traduisant une réponse corticale claire et bien synchronisée à la stimulation visuelle. En revanche, les signaux en O2 montrent une plus grande variabilité d'amplitude, avec des oscillations parfois moins nettes et des fluctuations plus marquées. Cette différence peut s'expliquer par la position topographique de l'électrode : Oz, (Hwang et al., 2019) [28] situé au centre du lobe occipital, est généralement plus directement impliqué dans le traitement visuel primaire, tandis que O2, placé plus latéralement, est susceptible d'être influencé par des activités de fond ou des réponses corticales moins focalisées. Cette comparaison souligne ainsi la pertinence de la position Oz pour l'étude des potentiels évoqués.

Comme montré dans la Figure III.59, le signal au niveau d'O1 présente une structure plus bruitée, avec une réduction nette de l'amplitude par rapport à Oz. Ce constat est cohérent avec les observations de Hwang et al. (2019), qui ont souligné la moindre efficacité des électrodes latérales pour capter l'activité du cortex visuel primaire :



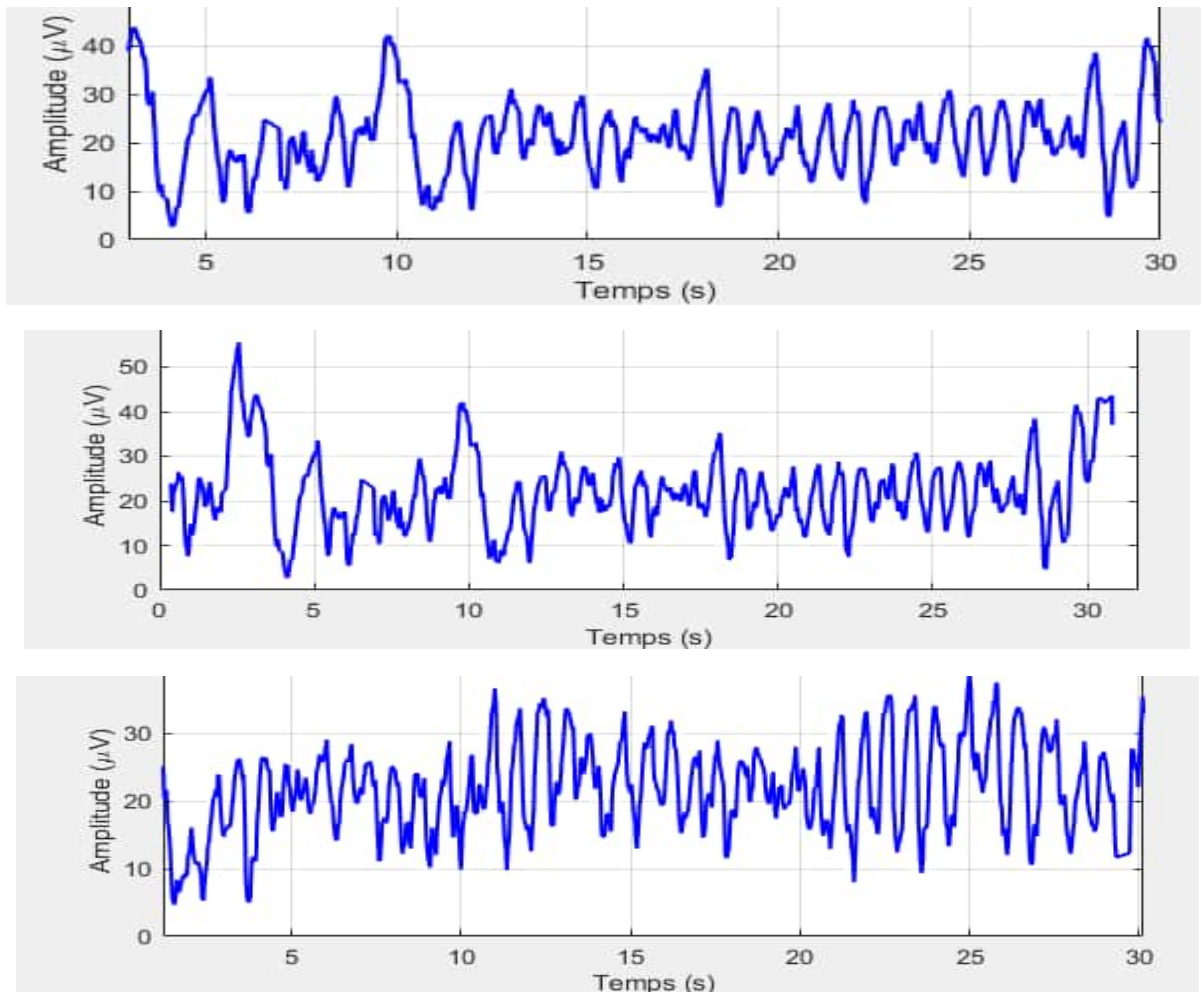


Figure III.59: Répétitions des signaux EEG enregistrés sur O1 – Stimulation monoculaire (œil droit).

L'aire V1, responsable du traitement initial des informations visuelles, est localisée majoritairement dans la région occipitale médiane du cerveau. L'électrode Oz, placée précisément au centre de cette zone, permet de capter plus directement l'activité neuronale induite par une stimulation visuelle périodique, en particulier lors de protocoles utilisant les potentiels évoqués visuels en régime stationnaire (SSVEP).

En revanche, nous avons observé que les électrodes O1 et O2, situées plus latéralement sur le cuir chevelu, sont plus éloignées du noyau de cette activité corticale. Par conséquent, les signaux qu'elles enregistrent tendent à présenter une amplitude moindre et une clarté réduite, ce qui peut affecter la précision des analyses électrophysiologiques.

Des études de H. S. Hwang, S. K. Kim et Y. H. Jeong (2019)[28] ont montré que la position de l'électrode joue un rôle déterminant dans la qualité de détection des potentiels évoqués visuels en régime stationnaire (SSVEP). En comparant différents montages EEG, les auteurs ont observé que les performances de détection chutent significativement lorsque l'on remplace l'électrode Oz par des positions latérales comme O1 ou O2. Cette dégradation des performances souligne l'importance stratégique de la position Oz, centrée sur la région occipitale médiane, pour capter avec fiabilité l'activité neuronale induite par les stimulations visuelles périodiques.

#### iv. Analyse des résultats pour le sujet avec Strabisme

Après avoir effectuée une comparaison pour le sujet représentant aucune anomalie, nous avons inclus un Flash lumineux pour identifier la nature des signaux pour les deux yeux. Le patient présente une acuité visuelle de 9\10 et de 3\10 pour l'œil droit avec un léger strabisme. Nous avons procédé à des enregistrements pour deux positions dans le lobe (O2,Oz).

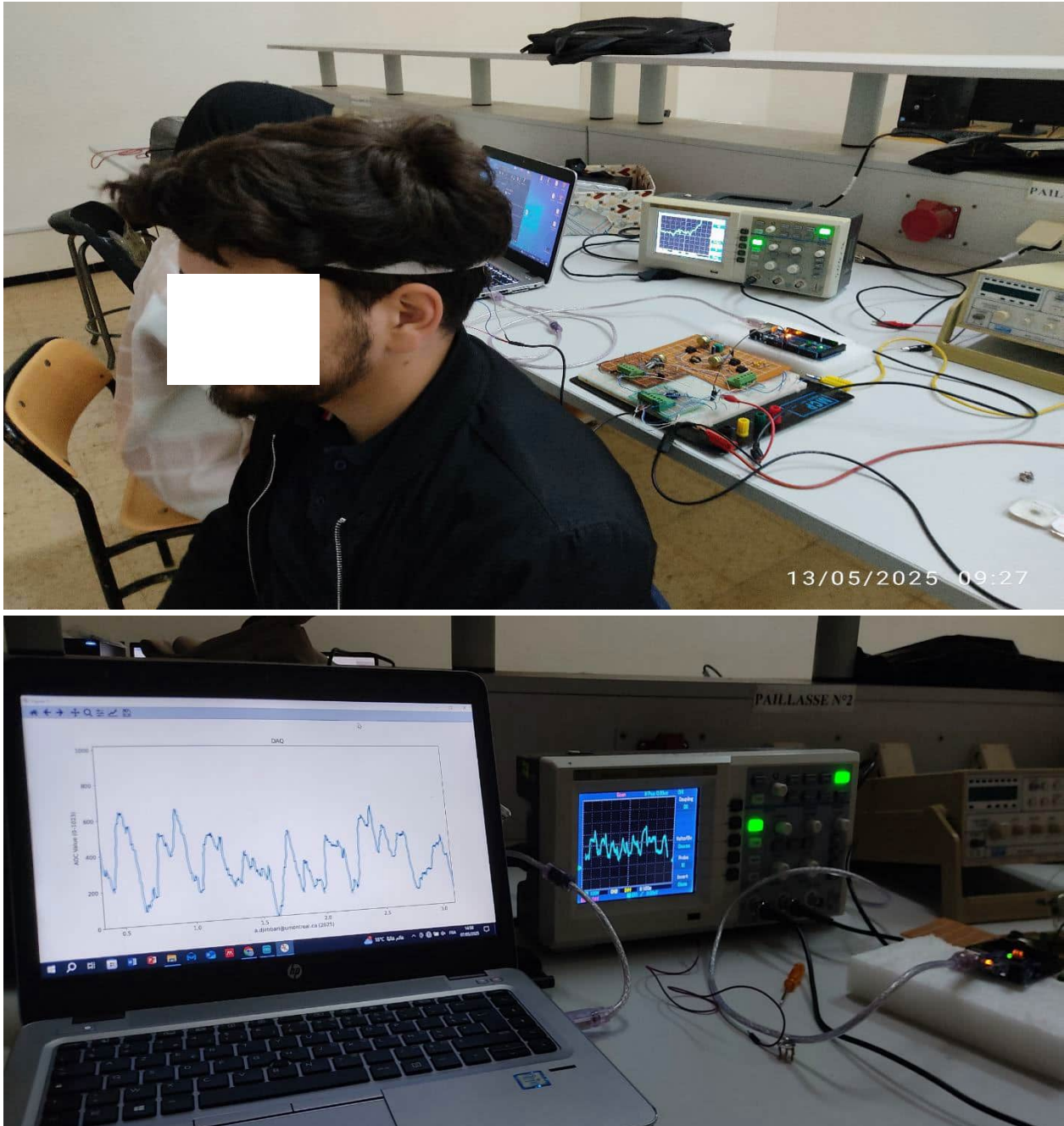


Figure III.60 : Protocole d'analyse des résultats – Sujet avec strabisme.

- 1<sup>er</sup> enregistrement Pour O2 :

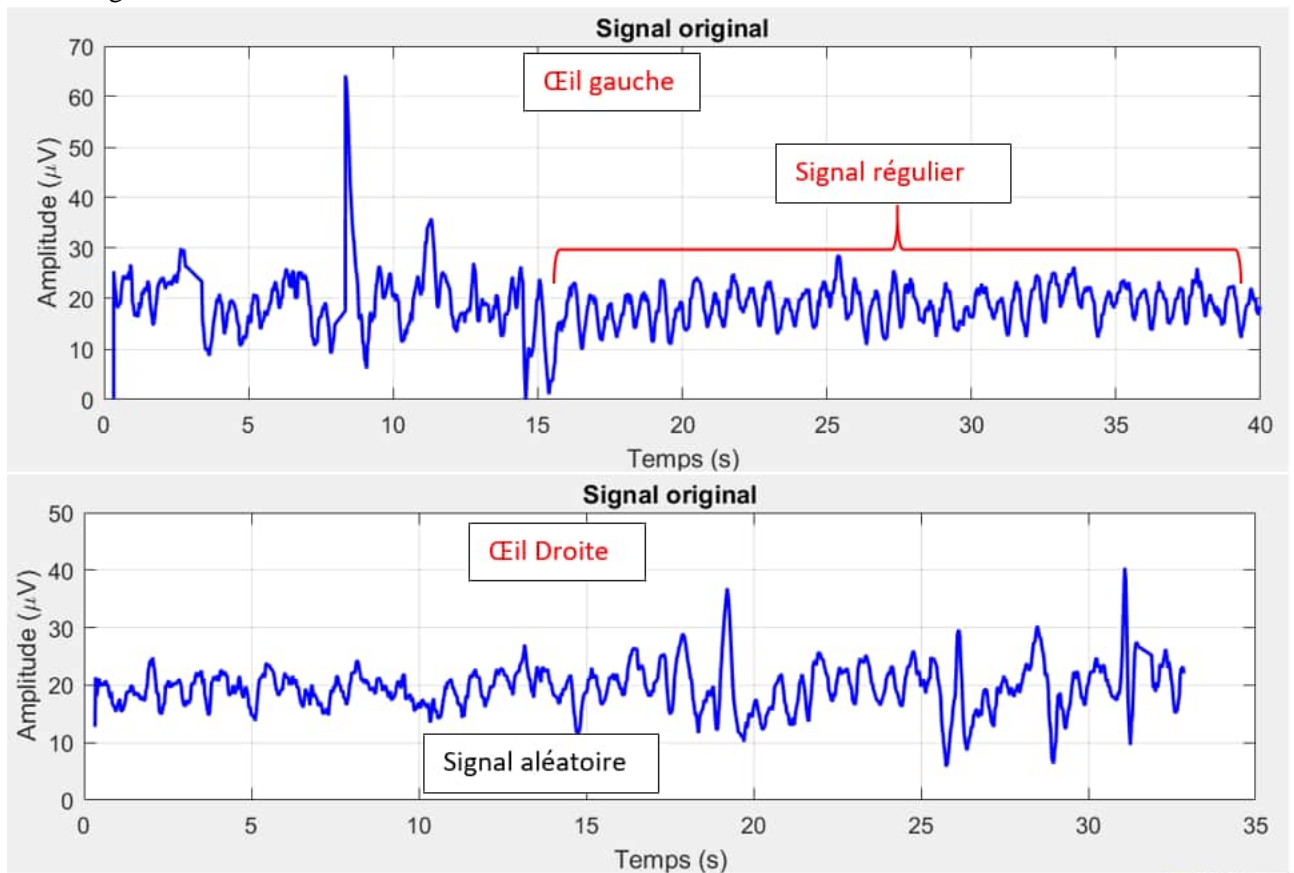


Figure III.61: signaux pour le flash lumineux pour le sujet 2.

Dans l'œil gauche, nous avons obtenu un signal régulier comme celle chez le premier sujet, des ondes conformes qui sont présentes le long du signal. Cet œil présente une bonne acuité et ne présente aucune anomalie.

L'œil droit pour lequel la régularité est absente, le signal n'est pas uniforme, des pics apparaissent, cependant à des moments irréguliers et à des amplitudes variées. L'acuité pour cet œil est très faible (3\10) avec strabisme.

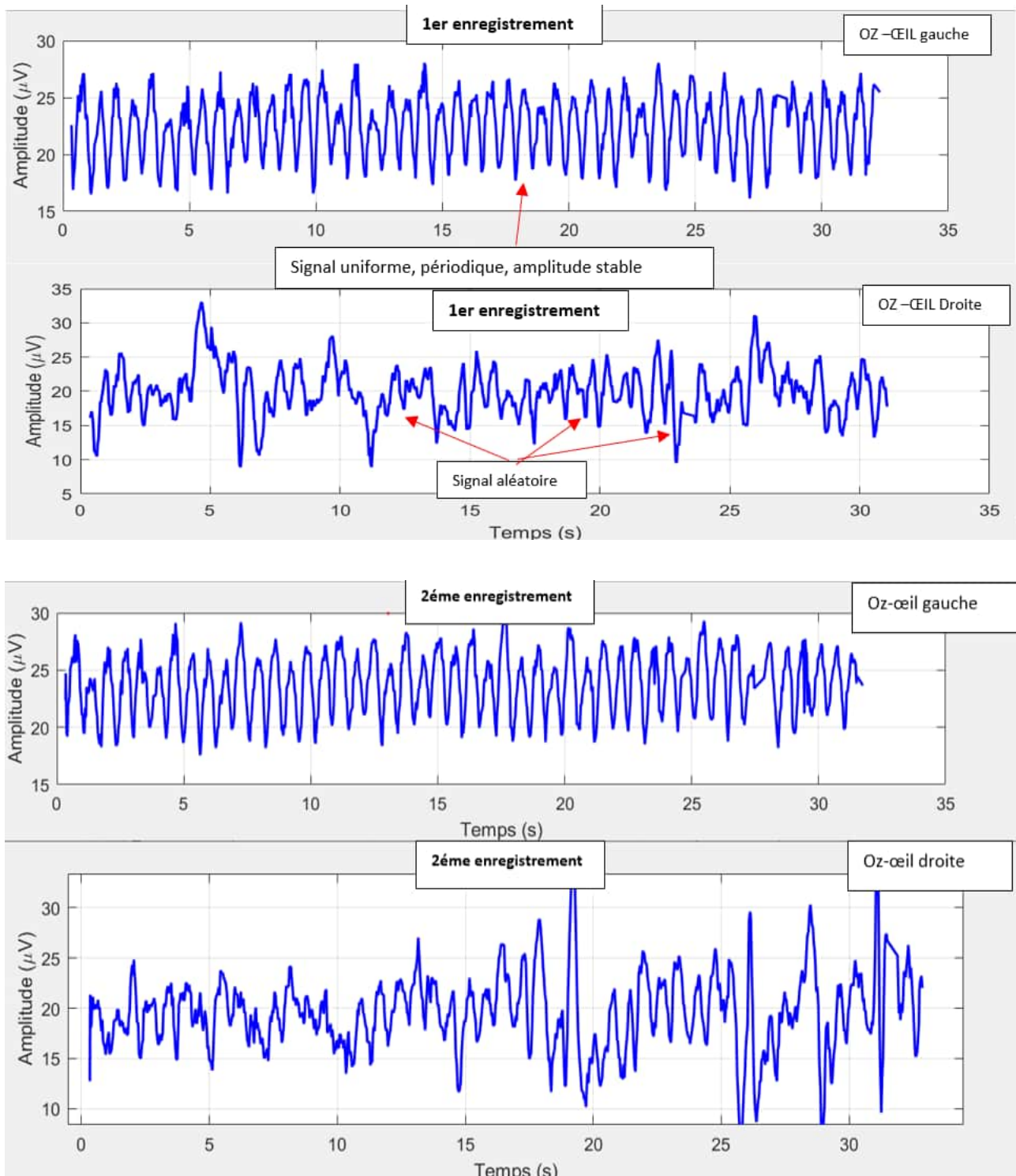
- **Ceci montre qu'un problème de l'acuité et un strabisme ce traduit par un trouble dans la transmission neuronale provoquant des réponses irrégulières et moins synchronisées dans les enregistrements.**

Si on se penche encore une fois vers la littérature, d'autres travaux renforce notre approche :

L'étude "Asymmetric motion visually evoked potentials in infantile strabismus" (Yildirim et al., ~1999)[29] a montré qu'en vision monoculaire, certains patients strabiques présentent une net asymétrie entre les deux yeux dans les réponses VEP au mouvement. Chez 8 patients sur 20, une inversion de phase de  $\sim 180^\circ$  entre les yeux a été détectée, révélant des altérations du signal cortical liées au strabisme. Cette asymétrie persiste même en l'absence de nystagmus, ce qui suggère un déficit sensoriel cortical plutôt qu'un artefact oculaire

- **ce qui reflète une altération de la transmission neuronale. des signaux irréguliers, des pics et des amplitudes variables dans l'œil droit peuvent donc être attribués à une acuité faible et à un strabisme.**

La Figure III.62, montre une altération de la transmission neuronale : Dans la région médiane, l'œil sain (gauche) interprète bien la forme d'onde régulière, oscillatoire et bien structurée, tandis que l'œil droit (strabisme et faible acuité) révèle des altérations du signal cortical.



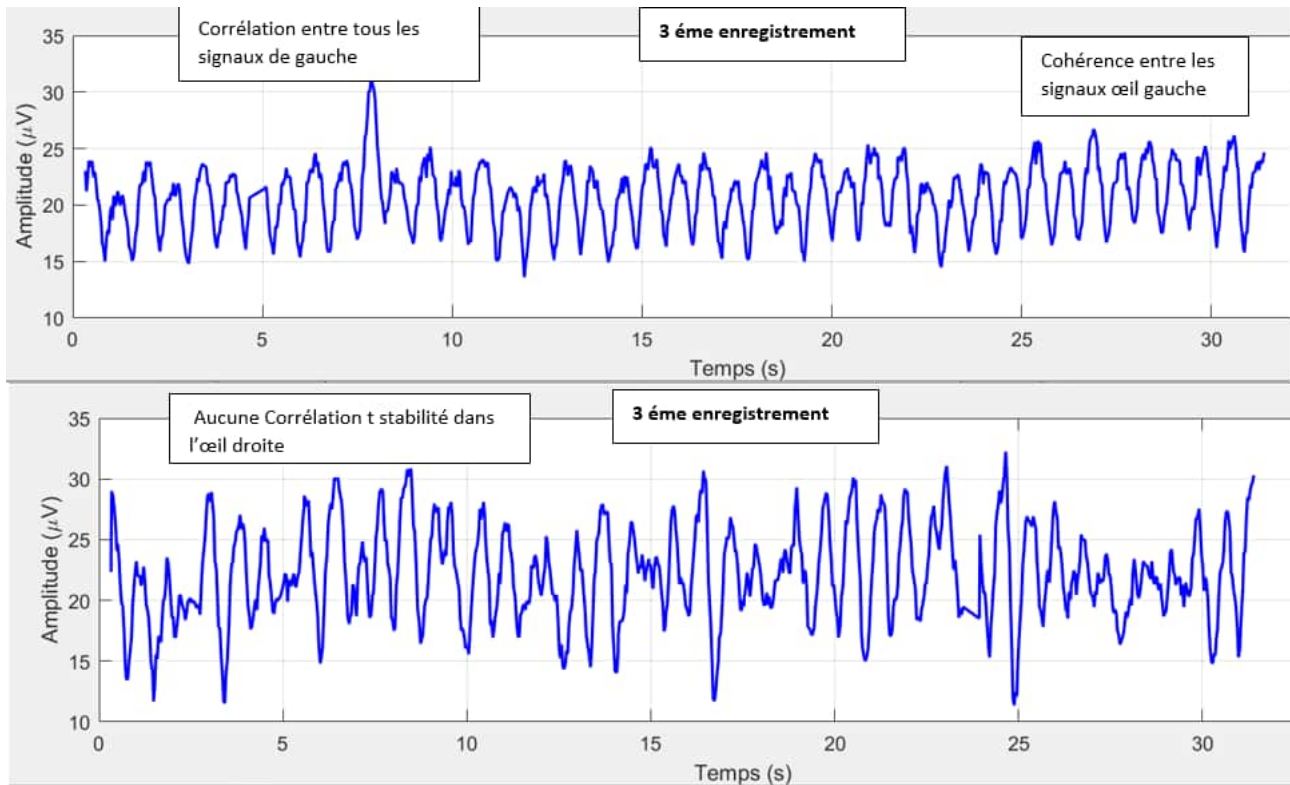


Figure III.62: Comparaison et analyse des résultats entre l'œil droit et l'œil gauche chez le sujet atteint de strabisme.

Les enregistrements dans la région médiane Oz reste beaucoup plus stable et forme d'onde plus régulière et sinusoïdale que celle de O2, comme conclu précédemment, et cela même pour le sujet ayant les troubles visuelles.

Le cerveau favorise les messages électriques de l'œil sain que celle atteinte ce qui explique aussi l'apparition des altérations dans les enregistrement de l'œil droit, les pics ne sont pas de la même amplitude et l'absence totale d'uniformité des ondes sinusoïdaux, il est tout à fait normale d'apercevoir une baisse dans l'amplitude et des pics dans des moments différents et des amplitudes variées. Les figures montrent que l'acuité ne peut être la seule raison de l'absence de la cohérence entre les deux yeux. Ces résultats sont cohérents avec la littérature décrivant une inhibition corticale et une désorganisation des réponses neuronales dans les cas de strabisme.

Bien que les signaux enregistrés pour l'œil droit présentent une amplitude parfois plus importante, leur caractère non-stationnaire et non-périodique indique une réponse corticale désorganisée. Cette apparente hyperactivité est probablement liée à des artefacts moteurs, des compensations neuronales ou à une désynchronisation corticale, comme cela a été décrit dans les études de Tychsen et Burkhalter (1997) [30] et Levi (2006) [25]. Ainsi, l'amplitude seule ne suffit pas à qualifier la qualité de la transmission visuelle.

#### v. Comparaison des signaux en condition basale entre un sujet sain et un sujet atteint de strabisme :

Faute de pouvoir effectuer davantage d'acquisitions sur le sujet présentant une anomalie, l'analyse s'est orientée vers une comparaison des signaux EEG enregistrés en condition basale (absence de stimulus visuel) entre deux sujets : l'un sain, l'autre présentant un strabisme associé à une acuité visuelle réduite. Les enregistrements ont été effectués au niveau de l'électrode occipitale droite O2, dans un environnement

faiblement éclairé, avec les sujets fixant un point droit devant eux, dans le calme, afin d'assurer une stabilité optimale des signaux.

Le choix de l'électrode O2 s'explique par le fait que c'est à ce niveau que les différences observées entre les deux sujets étaient les plus marquées lors des acquisitions précédentes.

Chez le sujet sain, les signaux enregistrés en condition de repos montrent une activité régulière, avec des ondes alpha bien visibles, caractéristiques d'un état de repos oculaire dans un environnement calme. Ces ondes présentent une amplitude marquée et une structure bien définie, traduisant une activité corticale occipitale stable et fonctionnelle.

À l'inverse, chez le sujet atteint de strabisme, on observe une réduction nette de l'amplitude, des ondulations moins régulières, ainsi qu'un signal globalement instable, et ce dans toutes les conditions de stimulation. En condition de repos, la fréquence alpha apparaît affaiblie voire absente, ce qui peut être interprété comme une désorganisation de l'activité occipitale spontanée. Cette observation renforce l'idée d'un traitement visuel altéré même en dehors de toute stimulation, comme illustré sur la Figure III.63 :

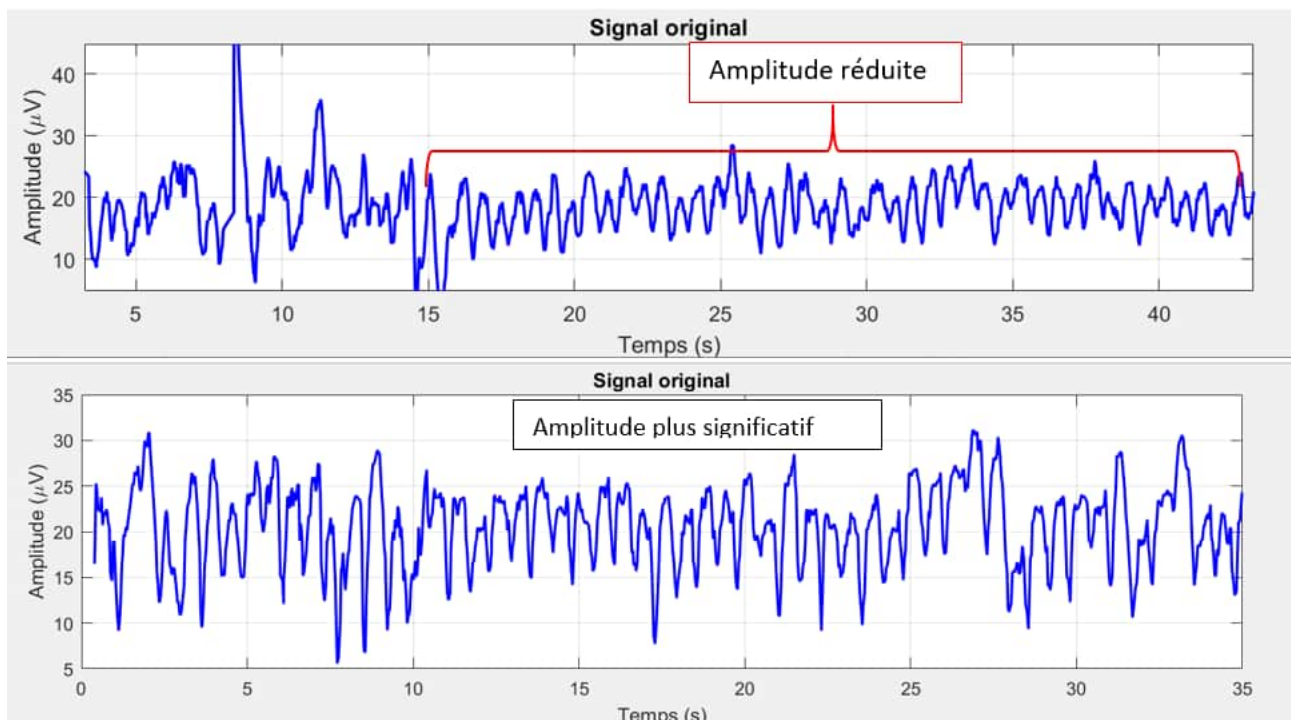


Figure III.63: illustration de la différence entre le sujet sain et malade dans la position O2 de repos.

Dans la condition de stimulation flash binoculaire, le sujet sain présente des ondes bien définies, avec une amplitude marquée et une périodicité régulière, traduisant une réponse corticale cohérente et bien synchronisée aux stimuli visuels. Cette régularité est particulièrement visible au niveau de la composante P100, généralement associée à l'activation du cortex visuel primaire. En revanche, chez le sujet atteint de strabisme, on observe une réduction notable de l'amplitude, des ondes moins nettes et une variabilité accrue du signal. Cette altération du tracé évoqué reflète une mauvaise intégration des informations issues des deux voies visuelles, phénomène typique des troubles de la vision binoculaire tels que le strabisme. Cette

désynchronisation corticale suggère une réponse neuronale perturbée dès les premiers stades du traitement visuel, comme l'illustre la Figure III.64:

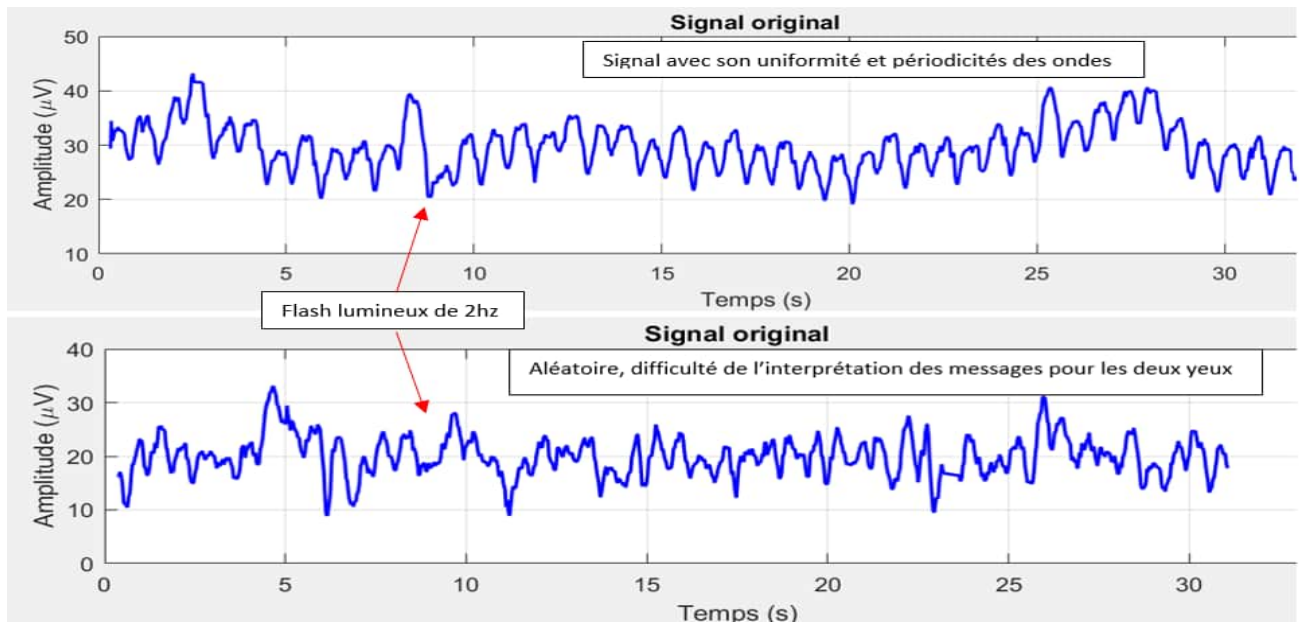


Figure III.64: simulation flash lumineuse binoculaire chez le sujet sain et malade.

Dans la condition de stimulation flash monoculaire de l'œil droit, le sujet sain a généré un tracé clair, présentant des caractéristiques proches de celles observées en stimulation binoculaire, bien que légèrement atténuées en termes d'amplitude, ce qui reste physiologiquement cohérent avec une stimulation unilatérale. Chez le sujet strabique, en revanche, on observe un affaiblissement supplémentaire du signal, accompagné d'ondulations irrégulières et d'une réduction marquée de la réponse corticale. Ces altérations suggèrent que l'œil droit pourrait être le plus affecté par le trouble, ou qu'il fait l'objet d'une suppression corticale active, un mécanisme souvent rencontré dans les cas de strabisme unilatéral ou d'amblyopie fonctionnelle. Cette réponse altérée clairement illustrée dans la Figure III.65:

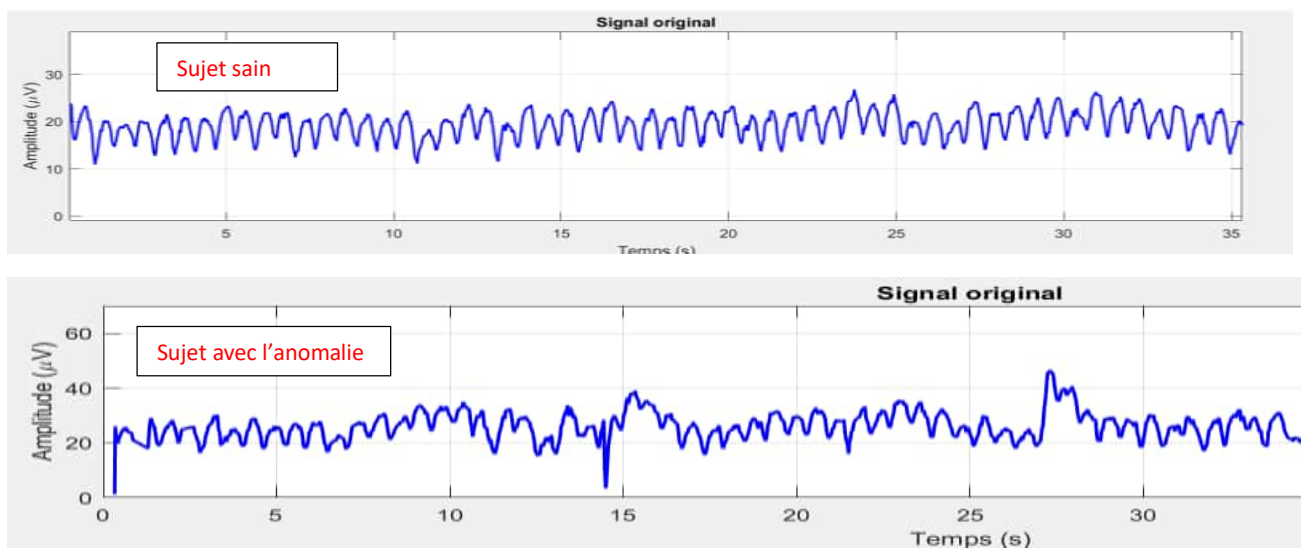


Figure III.65: Stimulation flash monoculaire de l'œil droit chez le sujet sain et malade.

Dans la condition de stimulation flash monoculaire de l'œil gauche, le sujet sain présente une réponse comparable à celle obtenue avec l'œil droit, ce qui confirme un bon équilibre fonctionnel entre les deux voies visuelles, sans signe de dominance ni de suppression.

Chez le sujet atteint de strabisme, bien que le signal reste globalement faible, il apparaît légèrement plus stable que celui enregistré avec l'œil droit. Cette observation pourrait traduire une dominance fonctionnelle partielle de l'œil gauche, phénomène fréquemment observé dans les cas de strabisme où un œil est préféré pour la fixation, tandis que l'autre subit une inhibition corticale. Ce comportement asymétrique est mis en évidence dans la Figure III.66 :

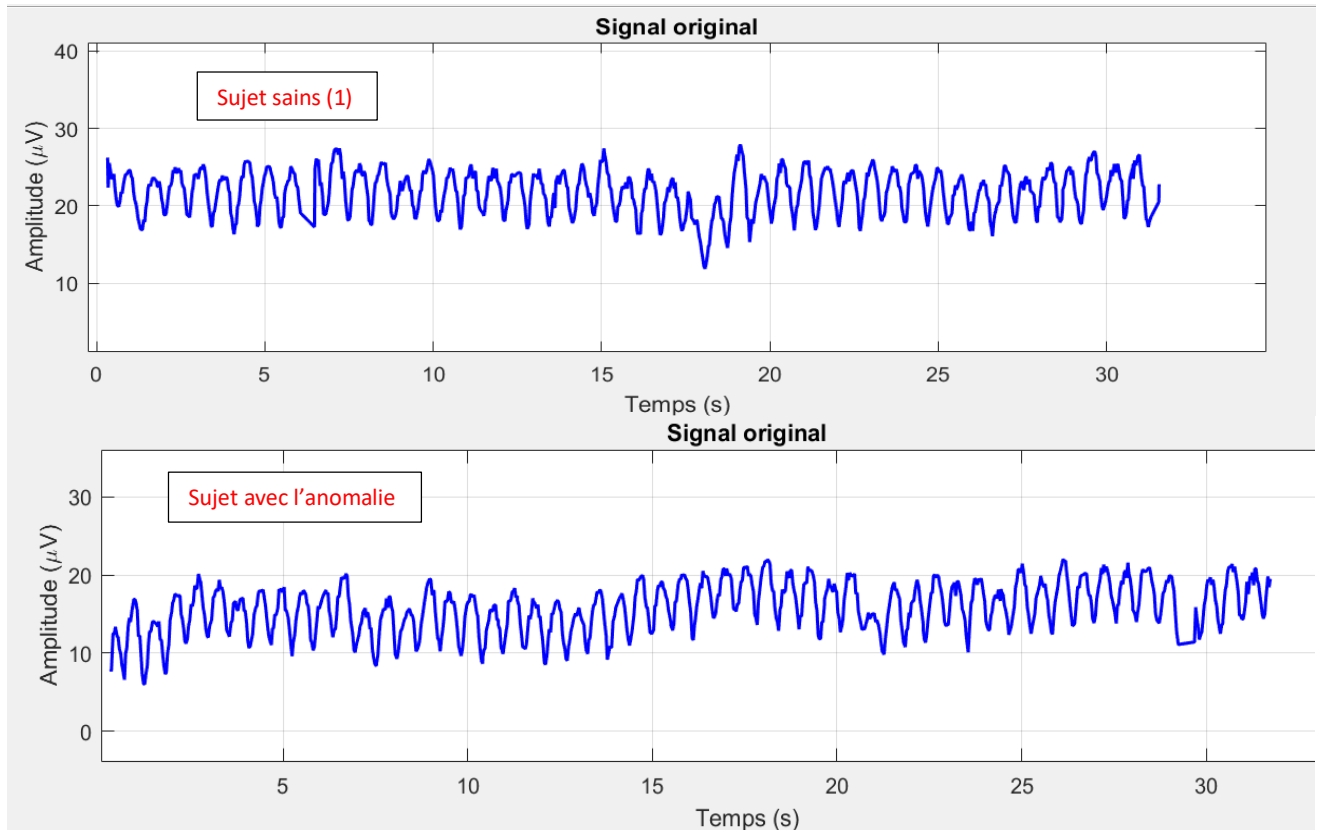


Figure III.66 : Stimulation flash monoculaire de l'œil gauche chez les sujets sain et malade.

Cette altération pourrait s'expliquer par une stimulation visuelle inefficace des photorécepteurs, entraînant un affaiblissement du signal transmis au cortex visuel. Cette hypothèse est soutenue par des travaux publiés dans BMC Ophthalmology, qui rapportent une corrélation significative entre l'amplitude des potentiels évoqués visuels (PEV) et l'acuité visuelle : une baisse d'acuité visuelle s'accompagne systématiquement d'une réduction de l'amplitude des PEV, aussi bien chez les sujets normaux que chez les patients amblyopes [23].

Par ailleurs, plusieurs études ont montré que le strabisme affecte non seulement la perception binoculaire, mais aussi l'activation corticale des aires visuelles primaires (V1) et secondaires (V2), observée par une diminution de la réponse EEG ou l'absence des composantes classiques comme la P100[31] [32]. Ces données corroborent nos résultats, et renforcent l'idée selon laquelle l'analyse EEG peut refléter objectivement le niveau de déficit visuel.

Nos résultats expérimentaux mettent en évidence l'impact de l'acuité visuelle sur la morphologie du signal EEG, confirmant la pertinence de l'exploration électrophysiologique pour la détection des anomalies visuelles.

Afin de compléter l'analyse comparative, les signaux EEG enregistrés chez le sujet atteint de strabisme ont été traités et visualisés à l'aide de MATLAB. Ces tracés mettent en évidence des irrégularités notables et l'absence de composantes typiques, notamment au niveau de l'électrode O2. Cette représentation permet une comparaison directe avec les réponses du sujet sain et renforce ainsi la compréhension des altérations corticales liées au trouble visuel :

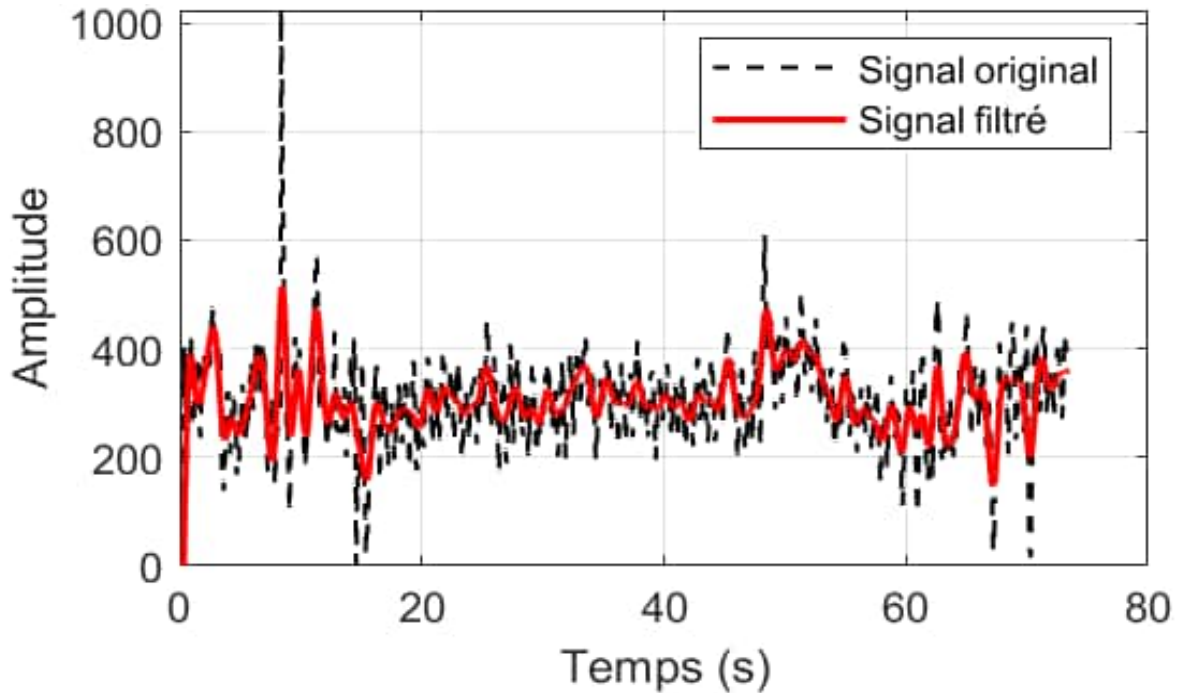


Figure III.67: Signal EEG au niveau d'O2 – Sujet avec strabisme (activité de repos, MATLAB).

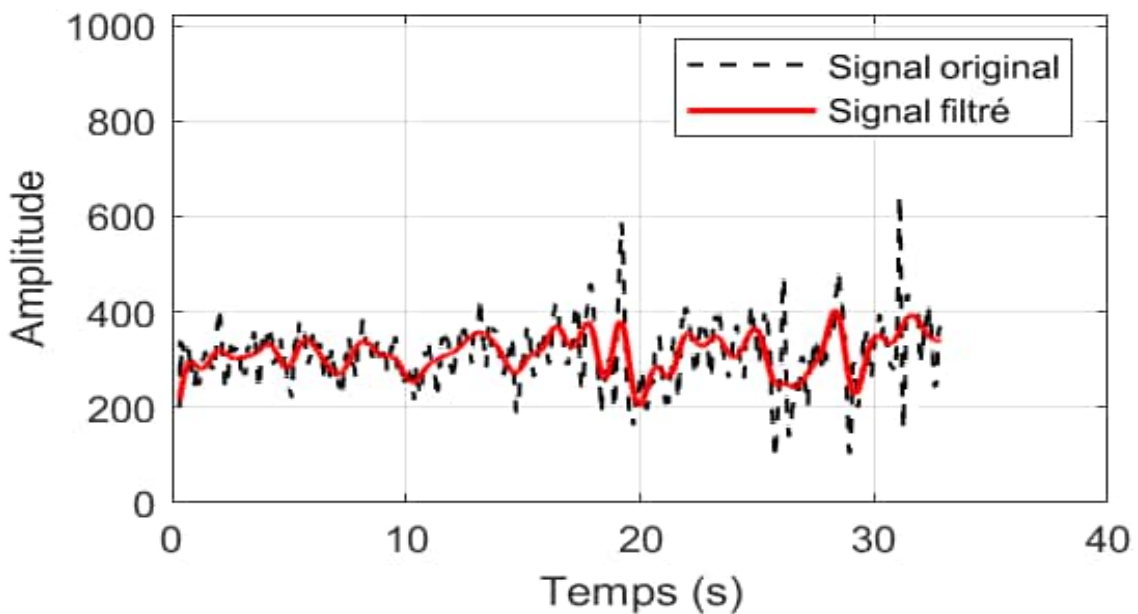


Figure III.68: Signal EEG au niveau d'O2 – Sujet avec strabisme (stimulation flash binoculaire, MATLAB).

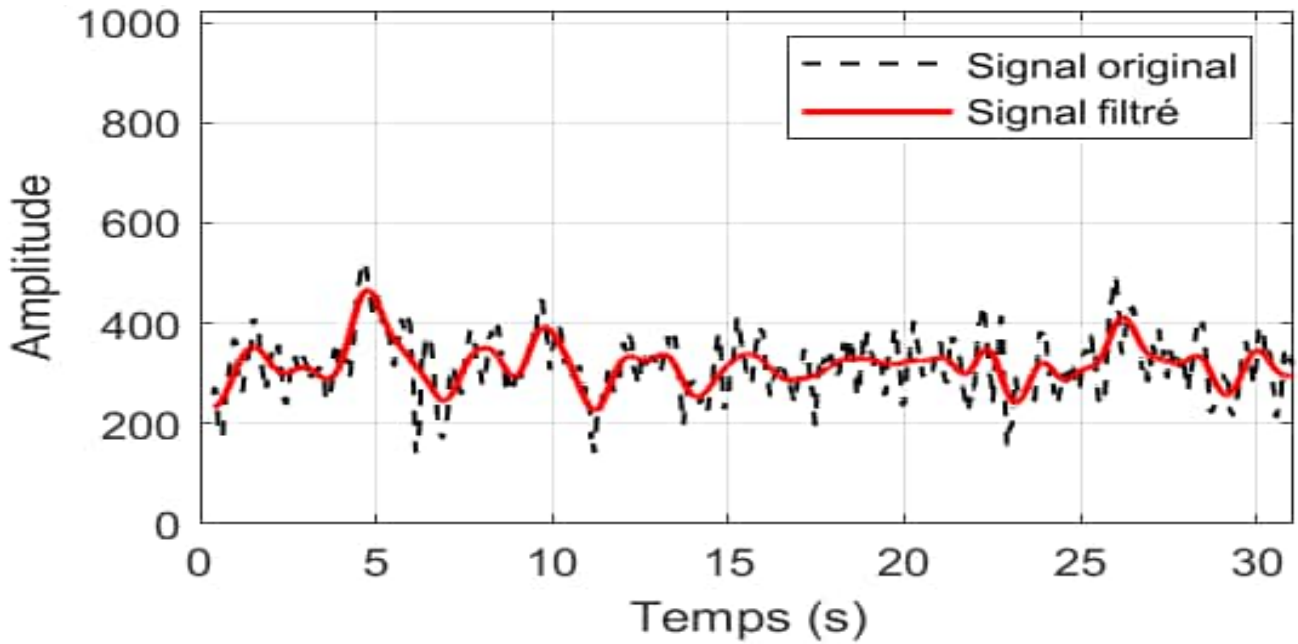


Figure III.69 : Signal EEG au niveau d'O2 – Sujet avec strabisme (stimulation flash monoculaire – œil droit, MATLAB).

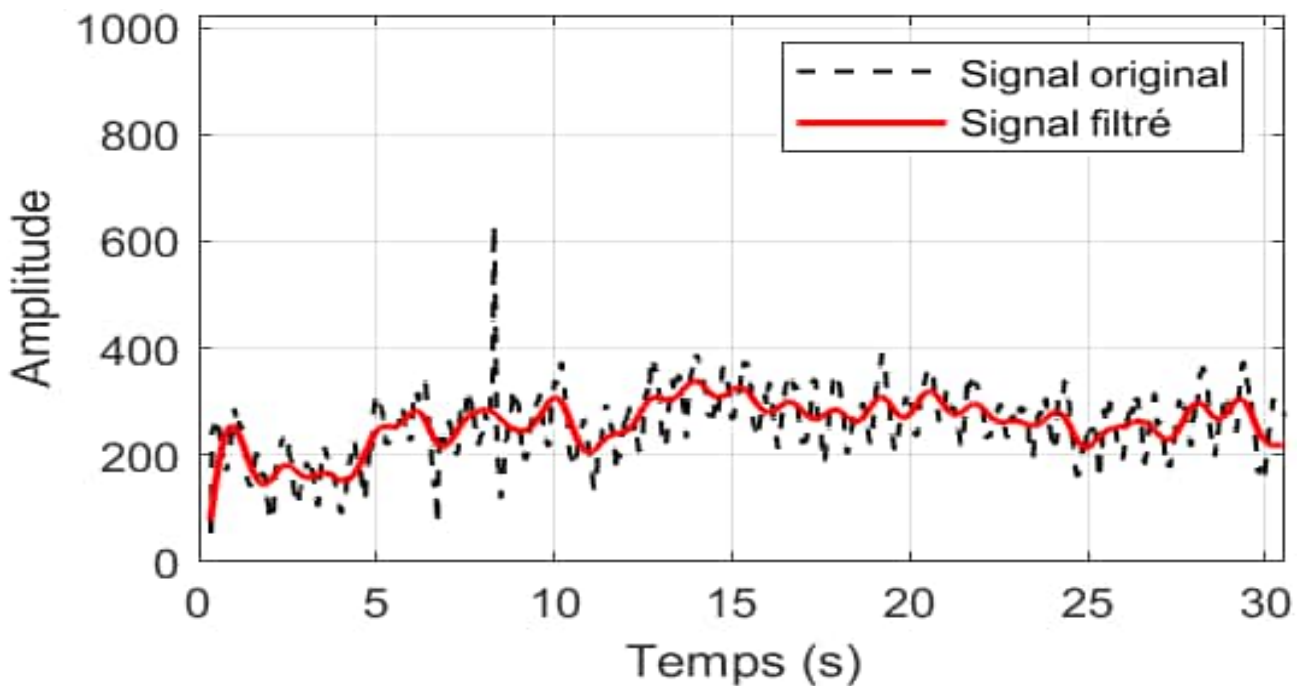


Figure III.70 : Signal EEG au niveau d'O2 – Sujet avec strabisme (stimulation flash monoculaire – œil gauche, MATLAB).

vi. Visualisation sous MATLAB de réponses évoquées potentiellement associées au pic P100 :

Plusieurs représentations de signaux EEG ont été générées à l'aide de MATLAB suite à la stimulation visuelle. Bien que les contraintes expérimentales n'aient pas permis la mise en œuvre d'un moyennage classique, certaines réponses individuelles affichent des déflexions temporelles notables, notamment au niveau des électrodes occipitales (O1, O2 et Oz).

Parmi ces tracés, on observe à plusieurs reprises une composante positive apparaissant aux environs de 100 ms après la stimulation. Cette réponse pourrait correspondre au pic P100, connu pour refléter l'activation du cortex visuel primaire. En l'absence de traitement par moyennage, cette hypothèse reste prudente, mais la offrent une visualisation claire de ces réponses, permettant d'en supposer l'origine corticale :

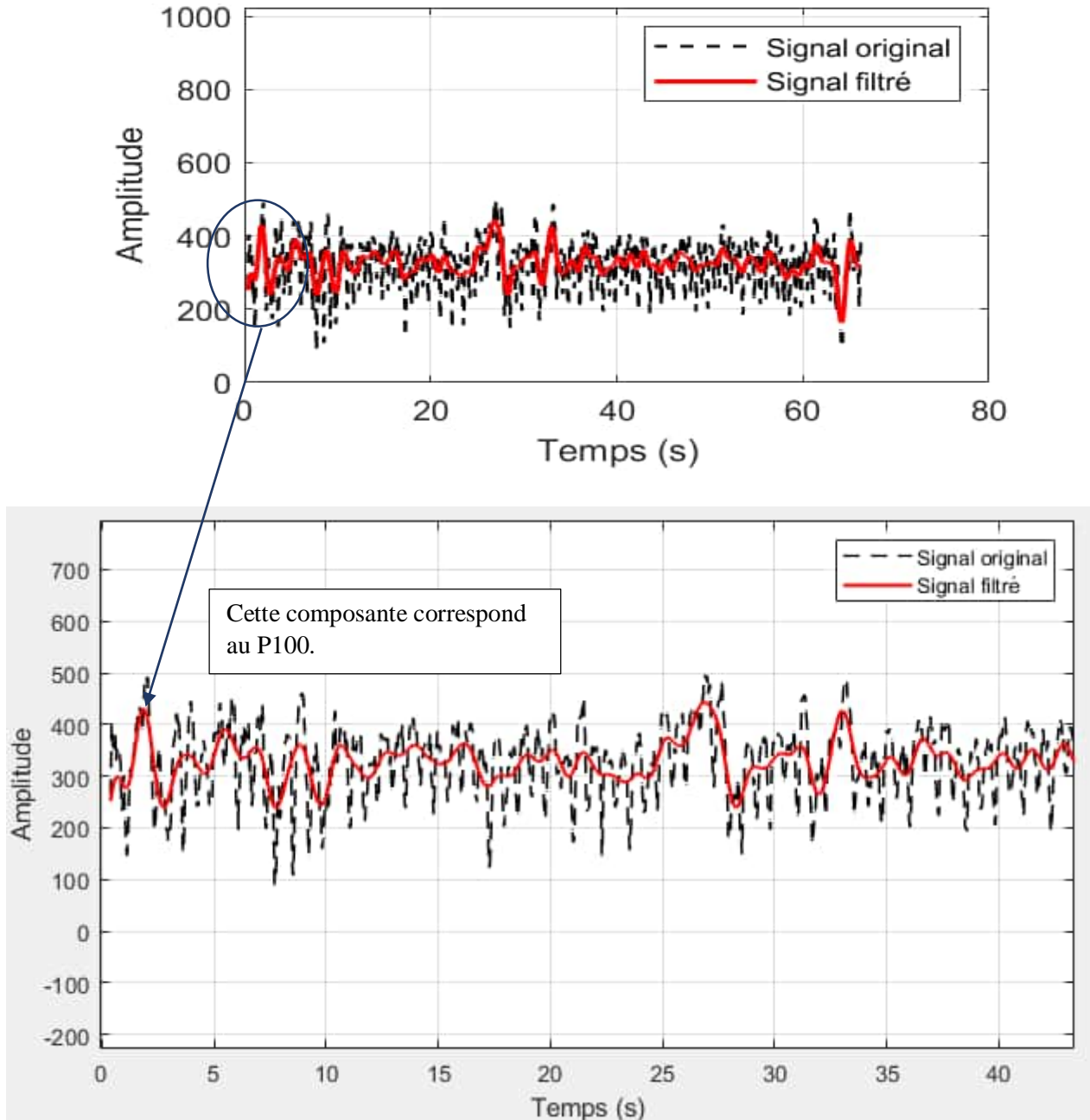


Figure III.71: Signal EEG enregistré au niveau de l'électrode O2 – Apparition possible du composant P100.

## Conclusion

L'analyse approfondie des signaux EEG recueillis à travers les différentes configurations expérimentales a permis de mettre en évidence des variations significatives en fonction des paramètres visuels et des positions d'électrodes. Les différences observées entre les réponses corticales selon l'œil stimulé ou la position d'enregistrement (Oz, O1, O2) soulignent l'impact de l'acuité visuelle et de troubles comme le strabisme sur la qualité des PEV. Ces observations confirment la sensibilité du système mis en place aux caractéristiques neuro-visuelles des sujets et valident partiellement son potentiel en tant qu'outil d'aide au diagnostic. Elles ouvrent ainsi la voie à des perspectives d'optimisation, tant sur le plan technique que clinique.

## Conclusion générale

Ce travail s'inscrit dans une démarche exploratoire visant la conception d'un système d'acquisition et de traitement des signaux EEG en réponse à des stimulations visuelles, dans le but de faciliter l'analyse des potentiels évoqués visuels (PEV) à des fins de diagnostic neuro-visuel.

Tout au long du projet, nous avons conçu et réalisé un prototype combinant stimulation visuelle, acquisition EEG via une carte Arduino, et traitement numérique du signal à l'aide d'outils tels que MATLAB et Python. La chaîne analogique de conditionnement du signal (amplification, filtrage, numérisation) a été développée avec soin, en vue de garantir la qualité des signaux EEG acquis.

Une étape essentielle de ce travail a consisté à analyser les signaux enregistrés à partir des différents essais réalisés avec le système. En testant plusieurs protocoles de stimulation — notamment à travers des variations de fréquence, de positions électrodes (Oz, O1, O2), et d'œil stimulé — nous avons cherché à évaluer la régularité et l'uniformité, l'amplitude et la cohérence des réponses visuelles obtenues. Ces observations ont permis d'établir des corrélations intéressantes entre la qualité des signaux EEG et certaines conditions cliniques comme l'acuité visuelle ou la présence d'un strabisme, mettant en lumière le potentiel du système pour détecter des anomalies fonctionnelles.

Cependant, malgré les efforts déployés, certaines limitations techniques et expérimentales — notamment liées au bruit, aux artefacts physiologiques, et à la complexité des paramètres de stimulation — n'ont pas permis d'extraire des PEV nets et exploitables. Cela souligne la difficulté d'obtenir des réponses corticales fiables dans des conditions expérimentales simplifiées.

Néanmoins, ce travail constitue une étape importante vers la mise en place d'un système complet d'analyse des PEV. Il offre une base concrète pour des améliorations futures, qu'il s'agisse de l'optimisation de la chaîne d'acquisition, du perfectionnement des protocoles de stimulation, ou de l'intégration d'algorithmes avancés de traitement du signal. Des perspectives prometteuses résident également dans l'automatisation de la détection des réponses via des approches d'intelligence artificielle ou l'extension du système à d'autres modalités sensorielles.

## Les références bibliographiques

- [1] L. A. Remington, Éd., *Clinical anatomy of the visual system*, 2nd ed. St. Louis, Mo: Elsevier, 2005.
- [2] Dr F. SENOUCI, « L'ŒIL ET LA PHYSIOLOGIE DE LA VISION », FACULTE DE MEDECINE D'ORAN. [En ligne]. Disponible sur: [https://facmed-univ-oran.dz/ressources/fichiers\\_produits/fichier\\_produit\\_2304.pdf](https://facmed-univ-oran.dz/ressources/fichiers_produits/fichier_produit_2304.pdf)
- [3] « L'accommodation | Le Guide De La Vue ». Consulté le: 19 mai 2025. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.guide-vue.fr/glossaire/accommodation>
- [4] S. G. Waxman, *Clinical neuroanatomy*, Twenty-Seventh edition. in A Lange medical book. New York: McGraw-Hill Education/Medical, 2013.
- [5] S. Zylberberg, « schéma\_oeil\_humain\_coupe\_transversale\_couches\_rétine ». Consulté le: 18 mai 2025. [En ligne]. Disponible sur: [https://jeretiens.net/anatomie-de-loeil/schema\\_oeil\\_humain\\_coupe\\_transversale\\_couches\\_retine/](https://jeretiens.net/anatomie-de-loeil/schema_oeil_humain_coupe_transversale_couches_retine/)
- [6] « Anatomie de l'œil | Visiopôle du Beaujolais | Villefranche-sur-Saône », Visiopôle du Beaujolais. Consulté le: 18 mai 2025. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.visiopoledubeaujolais.com/anatomie-oeil/>
- [7] B. Pidoux, « LES POTENTIELS EVOQUES VISUELS », 2010, [En ligne]. Disponible sur: <https://physio.sorbonne-universite.fr/wp-content/uploads/2014/01/DUneurophysiologieTextePEV2011.pdf>
- [8] « Rapport SFO 2014 - Glaucome primitif à angle ouvert ». Consulté le: 18 mai 2025. [En ligne]. Disponible sur: [https://www.em-consulte.com/em/SFO/2014/html/file\\_100016.html](https://www.em-consulte.com/em/SFO/2014/html/file_100016.html)
- [9] « Lobes of the Brain: Cerebral Cortex Anatomy, Function, Labeled Diagram — EZmed ». Consulté le: 18 mai 2025. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.ezmedlearning.com/blog/cerebral-cortex-lobe-anatomy>
- [10] R. S. Khandpur, *Compendium of biomedical instrumentation*. Hoboken: John Wiley, 2020.
- [11] S. Sanei et J. Chambers, *EEG signal processing*. Chichester, England ; Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2007.
- [12] T. Valérie, « Étude fonctionnelle des voies visuelles magnocellulaire et parvocellulaire chez l'amblyope par strabisme et l'amblyope par anisométrie. », Université de Montréal, 1999. [En ligne]. Disponible sur: <https://umontreal.scholaris.ca/server/api/core/bitstreams/5a2398f7-c4f4-426e-a747-c3edffba4ab6/content>
- [13] A. M. Husain, *Illustrated manual of clinical evoked potentials*. New York: Demos Medical, 2018.
- [14] O. N. Markand, *Clinical evoked potentials: an illustrated manual*. Cham, Switzerland: Springer, 2020.
- [15] A. H. Chakor Djelthia, « Mesure du potentiel évoqué visuel (PEV) et du temps de réaction (TR) en corrélation avec les différentes ségrégations de textures: À savoir les stimuli de premiers et de seconds ordres », Département de génie biomédical Faculté de médecine Université de Montréal, 2003. [En ligne]. Disponible sur: <https://umontreal.scholaris.ca/server/api/core/bitstreams/0611fbf6-259a-4c6a-a641-c118cb31a132/content>
- [16] « V-6 : LES POTENTIELS ÉVOQUÉS VISUELS CORTICAUX (PEV », studylibfr.com. Consulté le: 18 mai 2025. [En ligne]. Disponible sur: <https://studylibfr.com/doc/4151213/v-6---les-potentiels-évoqués-visuels-corticaux--pev>

- [17] T. Y. T. Tai, « Visual Evoked Potentials and Glaucoma », *Asia-Pacific Journal of Ophthalmology*, vol. 7, n° 5, p. 352-355, sept. 2018, doi: 10.22608/APO.2017532.
- [18] M. McKerral, « Évaluation fonctionnelle des voies visuelles rétino-corticales chez l'humain normal et amblyope à l'aide des techniques de potentiel évoqué visuel et de temps de réaction », Université de Montréal, Juillet 1997. [En ligne]. Disponible sur: [https://www.nlc-bnc.ca/obj/s4/f2/dsk2/tape15/PQDD\\_0002/NQ33058.pdf?is\\_thesis=1&oclc\\_number=47120155](https://www.nlc-bnc.ca/obj/s4/f2/dsk2/tape15/PQDD_0002/NQ33058.pdf?is_thesis=1&oclc_number=47120155)
- [19] [www.alldatasheet.com](http://www.alldatasheet.com/html-pdf/1046626/RENESAS/ICL7660/342/1/ICL7660.html), « ICL7660 datasheet(1/11 Pages) RENESAS ». Consulté le: 21 mai 2025. [En ligne]. Disponible sur: <http://www.alldatasheet.com/html-pdf/1046626/RENESAS/ICL7660/342/1/ICL7660.html>
- [20] [www.alldatasheet.com](http://www.alldatasheet.com/html-pdf/444835/TI/INA129/23/1/INA129.html), « INA129 datasheet(1/20 Pages) TI ». Consulté le: 21 mai 2025. [En ligne]. Disponible sur: <http://www.alldatasheet.com/html-pdf/444835/TI/INA129/23/1/INA129.html>
- [21] [www.alldatasheet.com](http://www.alldatasheet.com/html-pdf/96584/TI/UA741/19/1/UA741.html), « UA741 datasheet(1/19 Pages) TI ». Consulté le: 21 mai 2025. [En ligne]. Disponible sur: <http://www.alldatasheet.com/html-pdf/96584/TI/UA741/19/1/UA741.html>
- [22] [www.alldatasheet.com](http://www.alldatasheet.com/html-pdf/28774/TI/TL081/19/1/TL081.html), « TL081 datasheet(1/19 Pages) TI ». Consulté le: 21 mai 2025. [En ligne]. Disponible sur: <http://www.alldatasheet.com/html-pdf/28774/TI/TL081/19/1/TL081.html>
- [23] International Society for Clinical Electrophysiology of Vision *et al.*, « ISCEV standard for clinical visual evoked potentials: (2016 update) », *Doc Ophthalmol*, vol. 133, n° 1, p. 1-9, août 2016, doi: 10.1007/s10633-016-9553-y.
- [24] Regan, D., *Human Brain Electrophysiology: Evoked Potentials and Evoked Magnetic Fields in Science and Medicine*, Elsevier. Amsterdam, 1989.
- [25] D. M. Levi, « Visual Processing in Amblyopia: Human Studies », *Strabismus*, vol. 14, n° 1, p. 11-19, janv. 2006, doi: 10.1080/09273970500536243.
- [26] Sokol, S., « Measurement of visual evoked potentials: analysis of electrode positions », *Investigative Ophthalmology*, vol. 15, p. 386-389, 1976.
- [27] S. P. McKee, D. M. Levi, et J. A. Movshon, « The pattern of visual deficits in amblyopia », *Journal of Vision*, vol. 3, n° 5, p. 5, juill. 2003, doi: 10.1167/3.5.5.
- [28] Hwang, H. S., Kim, S. K., et Jeong, Y. H., « Comparing steady-state visually evoked potentials frequency estimation methods in brain-computer interface with the minimum number of EEG channels », *IET Science, Measurement & Technology*, vol. 13, n° 8, p. 1191-1196, 2019, doi: 10.1049/iet-smt.2019.0092.
- [29] I. Anteby, H. F. Zhai, et L. Tychsen, « Asymmetric motion visually evoked potentials in infantile strabismus are not an artifact of latent nystagmus », *Journal of American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus*, vol. 2, n° 3, p. 153-158, juin 1998, doi: 10.1016/S1091-8531(98)90007-6.
- [30] Tychsen, L. ; Burkhalter, A., « Neuronal plasticity in strabismic amblyopia », *Journal of AAPOS*, vol. 1, n° 2, p. 92-102, 1997, doi: 10.1016/S1091-8531(97)70092-7.
- [31] A. M. Norcia, L. G. Appelbaum, J. M. Ales, B. R. Cottreau, et B. Rossion, « The steady-state visual evoked potential in vision research: A review », *Journal of Vision*, vol. 15, n° 6, p. 4, mai 2015, doi: 10.1167/15.6.4.
- [32] Levi, D. M., « Visual processing in amblyopia: Human studies », *Strabismus*, vol. 1, n° 1, p. 11-22, 1993, doi: 10.1076/strb.1.1.11.2928.