



Universidad Autónoma de Querétaro

Facultad de Ingeniería

Maestría en Instrumentación y
Control Automático

**Sistema embebido enfocado al procesamiento de audiometrías realizadas por
medio de PEAAe con base en un análisis estadístico.**

TESIS

Que como parte de los requisitos para obtener el grado de
Maestro en Ciencias en Instrumentación y Control Automático

Presenta:

José Manuel Fernández Parra

Dirigido por:

Dr. Juvenal Rodríguez Reséndiz

SINODALES

Dr. Juvenal Rodríguez Reséndiz
Presidente

Dra. Gloria Nélide AVECILLA RAMÍREZ
Secretario

Mtro. Carlos Miguel Torres Hernández
Vocal

Mtro. César Javier Ortiz Echeverri
Suplente

Dr. Roberto Augusto Gómez Loenzo
Suplente

Centro Universitario
Querétaro, QRO
México.
Junio 2019

Abstract

In this work, steady state auditory evoked potentials were studied. They allow a better evaluation of the auditory integrity of people by means of continuous stimuli at a certain frequency. Although this type of tests can not replace conventional screening, are a good support tool to determine the patient's hearing thresholds. This paper presents a proposal for the acquisition and processing of the information, which, when dealing with evoked potentials, is registered through an electroencephalogram. The proposal consists of a method to place the electrodes that record the electrical activity of the brain, use an electronic card to obtain the data and implement a method so that an existing commercial device can acquire, filter and process the auditory responses. Additionally, the different applications of the steady state auditory evoked potentials that go beyond the auditory evaluation are addressed; the different methodologies for obtaining them and the procedures to process the signals. At the end of the investigation, positive results were obtained, based on the MatLab software, by implementing the electrode placement proposal and by using a method that would allow the existing commercial device to acquire this type of signals, even though it was not designed for it. However, there were no good results with the proposed electronic card, with which the acquisition was practically null.

Resumen

En este trabajo se estudiaron los potenciales evocados auditivos de estado estable. Los cuales permiten una mejor evaluación de la integridad auditiva de las personas por medio de estímulos continuos a una determinada frecuencia. Este tipo de pruebas si bien, no pueden sustituir a los tamizajes convencionales, son una buena herramienta de apoyo para determinar los umbrales de audición del paciente. En este escrito se presenta una propuesta para la adquisición y procesamiento de la información, la cual al tratarse de potenciales evocados, es registrada a través de un encefalograma. La propuesta consta de un método para colocar los electrodos que registran la actividad eléctrica del cerebro, utilizar una tarjeta electrónica para obtener los datos e implementar un método para que un dispositivo comercial ya existente pueda adquirir, filtrar y procesar las respuestas auditivas. Así mismo, se abordan las diferentes aplicaciones de los potenciales evocados auditivos de estado estable que van más allá de la evaluación auditiva; las diferentes metodologías para su obtención y los procedimientos para procesar las señales. Al final de la investigación se obtuvieron resultados positivos, apoyándose en el software MatLab, al implementar la propuesta de colocación de electrodos y al utilizar un método que permitiera al dispositivo comercial existente adquirir este tipo de señales, aun cuando no fue diseñado para ello. Sin embargo, no hubo buenos resultados con la tarjeta electrónica propuesta, con la cual la adquisición fue prácticamente nula.

Palabras claves: PE Aee, audiometría, procesamiento de señal.

Esta tesis está dedicada a los compañeros que puedan encontrarla útil para sus trabajos e investigaciones.

Agradecimientos

Me gustaría agradecer a CONACYT por el apoyo aportado y a la Universidad Autónoma de Querétaro por permitirme ser parte de esta institución. Así mismo, agradecer a mis compañeros, profesores y demás personas que fueron parte de este proceso.

Índice general

Abstract

Resumen

Agradecimientos

III

1. Introducción

1

- 1.1. Justificación 2
- 1.2. Identificación del problema 2
- 1.3. Hipótesis 2
- 1.4. Objetivo 2
 - 1.4.1. Objetivos específicos 2

2. Antecedentes

5

- 2.1. Estado del arte 5
 - 2.1.1. Colocación de electrodos 6
 - 2.1.2. Estímulos auditivos 8
 - 2.1.3. Métodos de reducción de ruido y procesamiento de la señal. 11
 - 2.1.4. Aplicaciones 12
- 2.2. Marco teórico 13

3. Metodología

17

- 3.1. Materiales 17
- 3.2. Implementation 20
- 3.3. Experimento 22

4. Resultados

25

- 4.1. Resultados 25
- 4.2. Publicaciones 30
- 4.3. Futuros trabajos 30

5. Conclusión

31

Bibliografía	36
6. Apéndices	37
6.1. Código Matlab	37

Índice de figuras

1.1. Distribución de la población de con discapacidades en México (INEGI, 2010).	1
2.1. Implementación de una ASSR.	6
2.2. Sistema 10-20 [Niedermeyer et al., 2005]	7
2.3. Sistema 10-10 [Niedermeyer et al., 2005]	7
2.4. Electrodo de Ear-EEG [Kidmose et al., 2013]	8
2.5. Smart Helmet [Von Rosenberg et al., 2016]	8
2.6. Modulaci3n de amplitud sinusoidal [Matsumoto et al., 2012]	9
2.7. Tres estímulos sinusoidales [Kaongoen and Jo, 2017]	10
2.8. Clicks peri3dicos [Matsumoto et al., 2012]	10
2.9. Perturbaciones de amplitud modulada [Matsumoto et al., 2012]	11
2.10. Frecuencia y amplitud moduladas [Matsumoto et al., 2012]	11
2.11. Diagrama de bloques de tratamiento de seíal.	15
3.1. Tarjeta ADS1299EEG-FE.	17
3.2. Electrodo.	18
3.3. Gorra con electrodo	18
3.4. Dispositivo Neuronic	19
3.5. Software Neuronic estimulador cognitivo	19
3.6. Computadora conectada a dispositivo Neuronic	20
3.7. Computadora para adquisici3n de ASSRs	20
3.8. Colocaci3n de electrodo (derecha)	22
3.9. Colocaci3n de electrodo (izquierda)	23
4.1. Registro de experimento	25
4.2. Registro de experimento	26
4.3. Ventana del software Neuronic Estimulador Cognitivo	26
4.4. EEG en MatLab	27
4.5. Resultado obtenido por MatLab al aplicar FFT	27
4.6. Acercamiento de la Figura 4.5	28
4.7. Diseíno de filtro en MatLab	28
4.8. Seíal despu3s de aplicar filtro	29

4.9. Señal después de aplicar filtro	29
5.1. Actividad en frecuencia analizada	31
5.2. Actividad en frecuencia analizada después de ser filtrada la señal	32

Índice de tablas

2.1. Situaciones posibles al probar una hipótesis	16
---	----

Introducción

La pérdida de la audición es una condición que priva a las personas de una de las necesidades más básicas del ser humano, la habilidad de comunicarse efectivamente [Aquino-Russell, 2003].

Al año 2010 en México, las personas que tienen algún tipo de discapacidad son 5 millones 739 mil 270, lo que representa 5.1% de la población total. Si se toma en consideración la Figura 1.1 se puede apreciar que el 12% de las personas con alguna dificultad se debe a problemas de audición, por lo que se puede deducir que en el año 2010 en México había aproximadamente 694 mil 450 personas con problemas de audición.

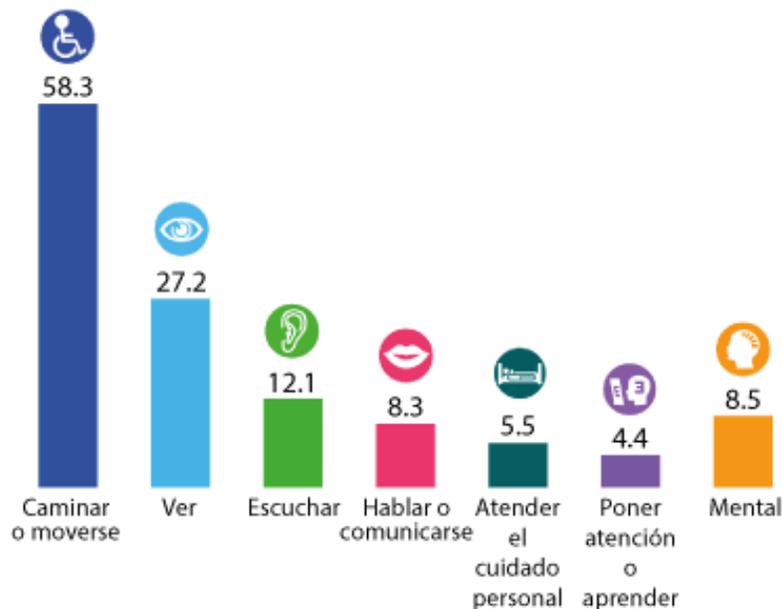


Figura 1.1: Distribución de la población de con discapacidades en México (INEGI, 2010).

1.1. Justificación

Actualmente existen audiometrías que se basan en el tamizaje de los pacientes, donde únicamente se concluye que existe una pérdida de audición en el paciente y no la gravedad del mismo. El uso de potenciales evocados auditivos de estado estable permite conocer el grado de afectación. Así mismo, el objetivo general de la investigación brinda la posibilidad de obtener mejores resultados en la prueba al establecerse un nivel mínimo de confianza. En adición, la digitalización de un banco de datos con los resultados de las pruebas permite un mejor seguimiento de los pacientes en pruebas posteriores. La importancia de este tipo de audiometrías (Potenciales Evocados de estado estable) es su realización a pacientes que no son candidatos para procesos convencionales y que requieren condiciones especiales.

1.2. Identificación del problema

Existen un gran número de audiometrías basados en EEG que se utilizan para detectar problemas de audición, sin embargo, muchos de estos métodos tienen como principales complicaciones el largo tiempo de duración de la prueba, la relativa confiabilidad de la prueba y la ausencia de una base de datos, incurriendo incluso en el no uso de ordenadores para dar seguimiento a los resultados de los pacientes y realizar futuras pruebas.

1.3. Hipótesis

Es posible diseñar una plataforma embebida que utilice un análisis estadístico de señales cerebrales auditivas que permite obtener una base de datos con un nivel de confianza aceptable en audiometrías de PEAee relacionando la señal transportadora de estímulo.

1.4. Objetivo

Desarrollar un sistema embebido enfocado al procesamiento de señales de sensores craneales que genere una base de datos con base en un análisis estadístico para validar audiometrías realizadas con PEAee.

1.4.1. Objetivos específicos

- Recibir señales eléctricas del cerebro en microvoltios por medio de electrodos craneales en una tarjeta de adquisición de datos.
- Acondicionar las señales cerebrales auditivas generadas por estímulos acústicos continuos en milivoltios utilizando la plataforma ADS1299EEG-FE. y el dispositivo Neuro-nic.

- Desarrollar una interfaz de usuario para visualizar los resultados obtenidos de las pruebas realizadas.
- Compilar una base de datos con los resultados obtenidos por la ADS1299EEG-FE y el equipo Neuronic en las pruebas realizadas.

Antecedentes

2.1. Estado del arte

El cerebro es conocido por ser eléctricamente activo todo el tiempo y esta actividad eléctrica del cerebro puede ser sincronizada con un evento tal como un sonido aislado o estímulos más elaborados como frases habladas. Esta sincronización es definida como un potencial evocado, o respuesta evocada.

Los potenciales evocados transitivos no permiten predecir la respuesta evocada con un suficiente nivel de precisión con los estímulos utilizados. En consecuencia, los análisis de las audiometrías de potenciales evocados pueden ser fuertemente basados en el juicio del examinador. Lo anterior propicia subjetividad a los análisis y a las conclusiones obtenidas a diferencia de las respuestas auditivas de estado estacionario.

Las señales bioeléctricas pueden ser registradas por medio de un electroencefalograma, el cual es el registro de la actividad eléctrica del cerebro y es usado para diagnosticar la salud de las personas. Una de las señales cerebrales más estudiadas son los potenciales evocados. Un estímulo externo genera este tipo de señales. Los estímulos pueden ser visuales, auditivos o somatosensoriales. Los potenciales evocados auditivos (AEPs) pueden ser registrados directamente de la corteza humana, tallo cerebral, nervio auditivo, la cóclea o el cuero cabelludo y pueden ser generados en respuesta a estímulos auditivos.

Una ASSR, por sus siglas en inglés (Auditory Steady State Response), también conocida como Potencial Evocado Auditivo de Estado Estable (PEAee), es una señal eléctrica del cerebro generada en respuesta a estímulos auditivos continuos y modulados. Este tipo de señales pueden ser detectadas colocando electrodos en el cuero cabelludo. Estas señales han sido utilizadas para diagnosticar la capacidad auditiva de las personas y tienen algunas ventajas en comparación con los AEPs, por ejemplo, pueden calcular los umbrales de audición en distintas frecuencias y en ambos oídos simultáneamente, están basados en algoritmos matemáticos de detección y pueden estimar la capacidad auditiva de manera precisa en diferentes frecuencias.

El estímulo continuo auditivo insertará patrones modulados en el electroencefalograma mientras el estímulo de un AEP generará una respuesta espontánea [Kidmose et al., 2012a]. Debido a que una ASSR es de fase constante con la misma frecuencia del estímulo, es posible usarla en una audiometría. Para lograr determinar los umbrales de audición, la intensidad del estímulo auditivo es reducida hasta que la ASSR desaparece [Biesmans et al., 2015]. Algunos estudios revelan que las ASSRs no son lo suficientemente confiables para sustituir las Respuestas de Tallo Cerebral Auditivas, (ABR) por sus siglas en inglés, las cuales son el método por excelencia para realizar audiometrías [Celik et al., 2016]. Sin embargo, pueden ser aplicadas como prueba complementaria para la detección temprana de pérdida auditiva congénita [Noriega-Iglesias et al., 2016].

La implementación de las ASSRs puede ser analizada como se muestra en la Figura 2.1. Primeramente, es necesario acomodar los electrodos para adquirir las señales cerebrales, una vez que los electrodos han sido colocados, se deben presentar los estímulos auditivos al paciente. Seguido, la ASSR debe ser extraída del electroencefalograma removiendo el ruido y amplificando la señal. Finalmente, es esencial analizar la señal para determinar los umbrales de audición.

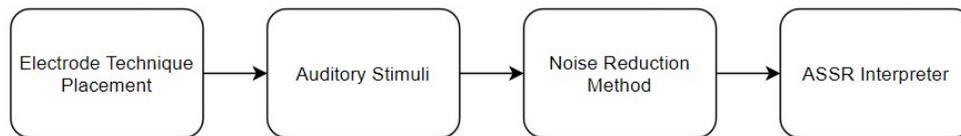


Figura 2.1: Implementación de una ASSR.

2.1.1. Colocación de electrodos

Un electroencefalograma de rutina utiliza 19 electrodos colocados en el cuero cabelludo, cada uno muestra una gráfica en tiempo real del comportamiento eléctrico. El voltaje está representado en el dominio vertical mientras que el tiempo está en el dominio horizontal. Cada electrodo muestra la actividad cerebral registrada. Para estandarizar la colocación de electrodos diferentes sistemas han sido creados. Por ejemplo, en la Figura 2.2 se muestra el sistema 10-20 y en la Figura 2.3 se ilustra el sistema 10-10 usado en [Attina et al., 2017], donde las posiciones estándares del sistema internacional 10-10 fueron usadas para adquirir los potenciales evocados auditivos de los participantes con audición normal. Adicionalmente, hay capas con electrodos colocados en el sistema 10-20 y otras de 32 canales estandarizados [Sou et al., 2018].

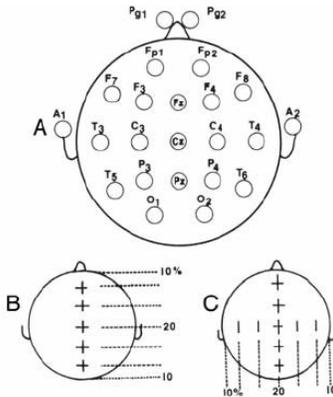


Figura 2.2: Sistema 10-20 [Niedermeyer et al., 2005]

Aunque algunos sistemas de colocación de electrodos han sido estandarizados, hay varias investigaciones relacionadas con nuevas posiciones de electrodos y modelos. En [Kidmose et al., 2012b], [Kidmose et al., 2013], [Fiedler et al., 2016] y [Christensen et al., 2018], los electrodos utilizados son electroencefalogramas de oído (ear-EEG), los electrodos er-EEG in [Kidmose et al., 2012b] están hechos de plata y están incrustados en piezas individuales auriculares como se muestra en la Figura 2.4 la cual es colocada en el oído externo. El desempeño de estos electrodos propuestos, en términos de la relación Señal-Ruido (SNR) y la calidad de la señal, es tan bueno como el de un electroencefalograma convencional.

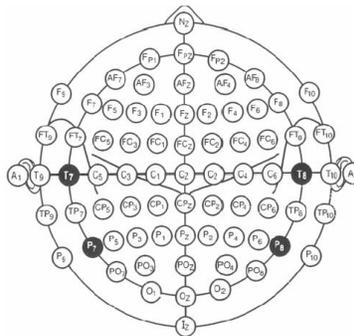


Figura 2.3: Sistema 10-10 [Niedermeyer et al., 2005]

En [Von Rosenberg et al., 2016] la propuesta es un casco inteligente mostrado en la Figura 2.5 que puede realizar un electroencefalograma y un electrocardiograma al mismo tiempo. Este casco reduce el número de electrodos colocados para obtener las ASSRs. Sin embargo, en [Acikgoz et al., 2006] solo 4 electrodos son colocados en el registro de ASSRs, 2 electrodos negativos en los mastoides, un electrodo positivo en Cz y un electrodo tierra en la frente baja.



Figura 2.4: Electrodo de Ear-EEG [Kidmose et al., 2013]

Colocar los electrodos no es lo único importante, también es esencial como recibir las señales, los registros pueden ser ipsilaterales o contralaterales. En [Jalaei et al., 2017] el uso de registros contralaterales a 40 Hz es recomendado debido a su desempeño en la estimación de umbrales auditivos.

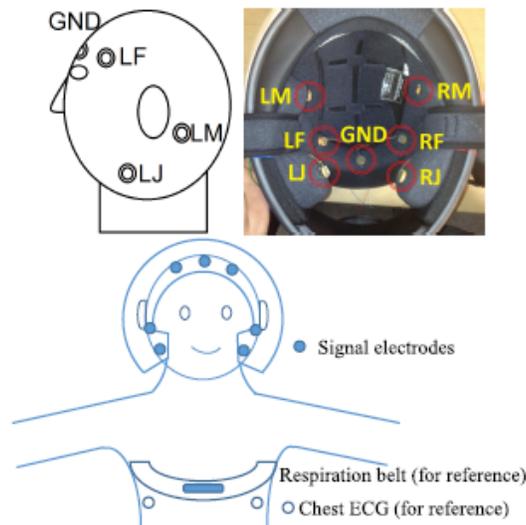


Figura 2.5: Smart Helmet [Von Rosenberg et al., 2016]

2.1.2. Estímulos auditivos

El estímulo convencional usado para generas ASSRs es un tono de amplitud modulada. Esta clase the tono está compuesto por 2 frecuencias, la primera es de amplitud modulada (AM) y la segunda es una frecuencia portadora. La frecuencia (AM) repite a la frecuencia portadora, por esta razón, la frecuencia portadora siempre es mayor que la frecuencia AM. Un ejemplo es representado en la Figura 2.6.

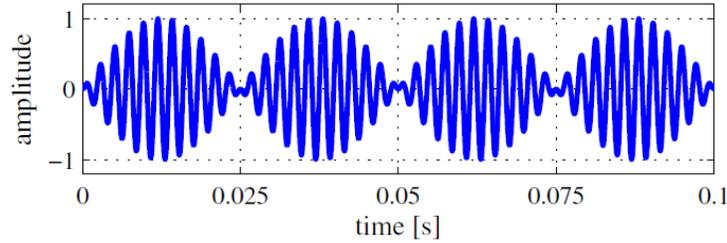


Figura 2.6: Modulación de amplitud sinusoidal [Matsumoto et al., 2012]

De acuerdo con [Attina et al., 2017] existen dos frecuencias de modulación comúnmente utilizadas. Una frecuencia de 40 Hz de amplitud modulada es capaz de realizar una buena detección de ASSRs en adultos despiertos sin la audición comprometida. Por otro lado, una frecuencia de 80 Hz es normalmente utilizada en adultos dormidos o niños. Además, las principales zonas de obtención de ASSR están activas en la región cortical y subcortical con frecuencias AM en 4, 20, 40 y 80 Hz. 40 Hz muestra resultados más confiables [Farahani et al., 2017].

Basados en las últimas conclusiones, en [Attina et al., 2017], [Haghighi et al., 2016], [Ikawa et al., 2013] una frecuencia de 40 Hz de amplitud modulada fue usada en la etapa experimental. A pesar de tener la misma frecuencia AM, la intensidad y la frecuencia portadora del estímulo fue cambiada encontrando mejores resultados. En [Attina et al., 2017] fue utilizada una frecuencia AM de 40 Hz y 80 Hz con una intensidad de 69.4 dB mientras que en [Haghighi et al., 2016] fue usada una intensidad de 60 dB y una frecuencia portadora de 2 KHz. Aunque las ASSRs consumen mucho tiempo, una prueba más compleja fue utilizada en [Ikawa et al., 2013] donde una frecuencia AM de 40 Hz fue aplicada con diferentes frecuencias portadoras: 500, 1000, 2000 y 4000 Hz. La intensidad fue establecida en 70 dB y fue reducida en pasos de 10 dB hasta que la ASSR desaparece.

Fue encontrado que algunos artículos modificaron el estímulo para favorecer la detección de ASSR. Por ejemplo, en [Cevallos-Larrea et al., 2016] se analizó el desempeño de ASSRs generadas por tonos de amplitud modulada de segundo orden (AM2). Es interesante que las ASSRs gestadas por un estímulo AM2 tuvo un incremento de amplitud en comparación con las generadas por tonos AM en las intensidades de 60 (16%), 45 (18%) y 30 dB (12%). En [Acikgoz et al., 2006], el estímulo utilizado es un tono binaural con una intensidad ascendente y permite registrar diversos potenciales evocados en una sola sesión. Estos estímulos incrementan linealmente. Adicionalmente existen estímulos de chasquidos que cambian su frecuencia instantáneamente, las cuales son señales acústicas sinusoidales. En [Hekimoglu et al., 2001] fue demostrado que los estímulos de chasquidos evocan mejores ASSRs que los estímulos en forma de clic. Los tonos modulados en intervalos pueden ser usados cuando la atención de paciente está comprometida [Voicikas et al., 2016]. Aunque los estímulos de chasquidos mejoran la salida obtenida, su confiabilidad es reducida cuando se analizan bajas frecuencias [Lee et al., 2016].

Además en [Kaongoen and Jo, 2017] los autores describen una nueva técnica de estímulos que mejora la detección de ASSRs. Se colocaron 3 estímulos sinusoidales, como en la Figura 2.7, que usan frecuencias AM de 37 Hz, 40 Hz y 43 Hz con frecuencias portadoras de 500 Hz, 1000 Hz y 2000 Hz. Aunque la amplitud de la ASSR había incrementado cerca del 20 % cuando el paciente presta atención a un estímulo, el experimento se vuelve incómodo para el participante cuando los estímulos son reproducidos al mismo tiempo.

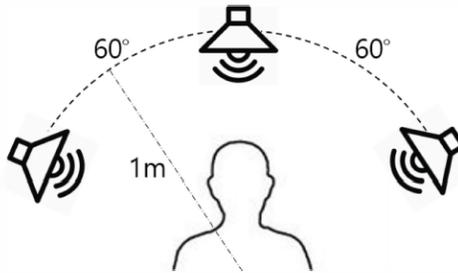


Figura 2.7: Tres estímulos sinusoidales [Kaongoen and Jo, 2017]

A pesar de que existen estudios que concluyen que una frecuencia modulada de 40 Hz es la mejor para generar ASSRs en adultos despiertos, se han desarrollado muchos métodos para mejorar las respuestas obtenidas por medio de estímulos y nuevas técnicas de aplicación para reducir el tiempo de duración de la prueba.

Algunos tipos de estímulos se muestran a continuación en la Figura 2.8, 2.9 y 2.10.

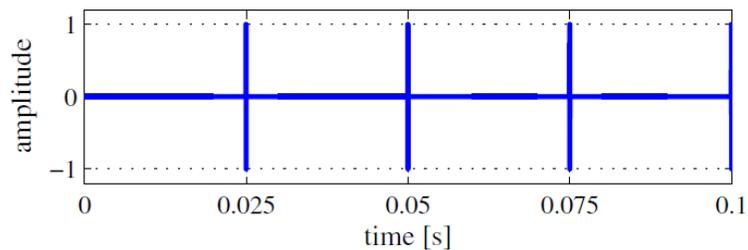


Figura 2.8: Clicks periódicos [Matsumoto et al., 2012]

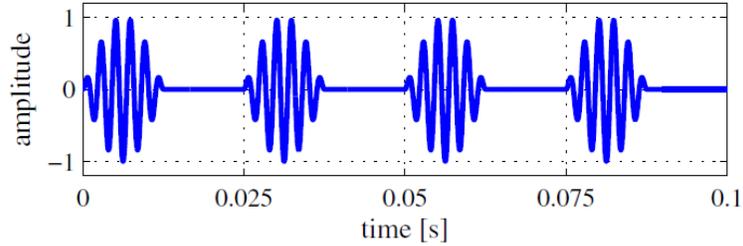


Figura 2.9: Perturbaciones de amplitud modulada [Matsumoto et al., 2012]

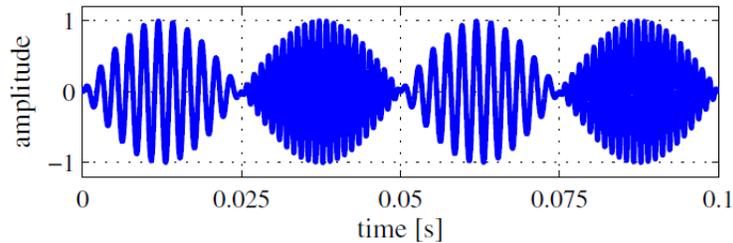


Figura 2.10: Frecuencia y amplitud moduladas [Matsumoto et al., 2012]

2.1.3. Métodos de reducción de ruido y procesamiento de la señal.

Una ASSR preciso para la estimación de umbrales auditivos en adultos toma alrededor de 45 minutos, una prueba con bebés puede durar varias horas [Van Dun et al., 2009]. Esto ocurre debido a que las señales de los bebés son poco confiables y es necesario utilizar más tiempo para procesarlas. Las ASSRs no pueden ser detectadas en el ruido de fondo de un EEG [Middleton et al., 2006]. Debido a que la ASSR está escondida en el registro del EEG, la ASSR es considerada como la señal objetivo, y las demás señales cerebrales eléctricas son consideradas ruido. Promediar es la técnica comúnmente utilizada para mejorar la SNR y de este modo, poder detectar y medir las ASSRs usando un análisis con la Transformada Discreta de Fourier (DFT) [McNamara and Ziarani, 2004].

Aunque la función Wavelet convencional es más eficiente que el análisis por Transformada Rápida de Fourier (FFT) derivado de las características no estacionarias de la señal, solo puede ser utilizada cuando la señal es afectada por un nivel bajo de ruido [Haghighi et al., 2016]. La principal desventaja de las ASSRs es el largo tiempo que toman obtener un registro confiable de ASSR. Existen muchos estudios que tienen como objetivo reducir el tiempo de las pruebas. Consecuentemente, una nueva investigación propone una función Wavelet multi-nivel adaptativa que elimina el ruido para detectar los ciclos de ASSR más rápidamente que las técnicas actuales de promedio [Haghighi et al., 2016] y [Javaher Haghighi et al., 2017].

El análisis de espectro (FFT o DFT) y las técnicas Wavelet no son los únicos métodos que pueden ser aplicados para detectar una ASSR o reducir el ruido. Métodos adaptativos no lineales han demostrado una rápida identificación de la ASSR en señales débiles inmersas en grandes cantidades de ruido [McNamara and Ziarani, 2004] y la estimación de sinusoidales no estacionarias en la actividad de fondo del cerebro. El método principal para remover el ruido es el filtrado. Existen algunas técnicas de filtrado usadas para detectar las ASSR, por ejemplo, el filtro pasa bandas tipo Meyer [Ikawa et al., 2013] que funciona a 40 Hz, el filtro de emparejamiento [Sou et al., 2018] y la técnica multicanal de filtrado Wiener que mejora el tiempo de detección en 13.4% [Van Dun et al., 2007a]. Sin embargo, su desempeño es malo cuando se somete a señales con baja SNR. Además está el filtro Kalman basado en la detección de ASSR consiguiendo una amplitud utilizable significativamente más rápido que algunos métodos basados en la DFT [Luke and Wouters, 2017]. Adicionalmente hay herramientas que mejoran la detección de ASSR basadas en el análisis de componentes (ICA) [Van Dun et al., 2007b].

En algunos casos no solo es necesario detectar la ASSR del EEG, también es importante clasificar la ASSR o extraer algunas de sus características. Para obtener información acerca de la energía es posible utilizar métodos de agrupamiento como Fuzzy c-means [Javaher Haghighi et al., 2017] o la transformada de Hilbert utilizada para calcular la energía del ruido y la señal [Acikgoz et al., 2006]. Otro método para clasificar las características de las ASSRs es usar redes neuronales artificiales, por ejemplo, un perceptrón que comunica las características de la ASSR con un sistema (BCI) [Lopez et al., 2008]. Adicionalmente, existe la coherencia de magnitud cuadrada múltiple que mejora la detección de la magnitud de la ASSR de 40 Hz en un 11% [Bonato et al., 2018] y en un 18% cuando 80 HZ ASSR son utilizado [Silva Eloi et al., 2018].

Las técnicas mencionadas han sido desarrolladas constantemente, y los autores frecuentemente presentan más de un estudio. Ellos han demostrado la efectividad de sus técnicas, también presentan algunas modificaciones, su desempeño y nuevas aplicaciones de sus métodos.

2.1.4. Aplicaciones

La principal aplicación de las ASSRs es la evaluación de la integridad auditiva en una persona, por ejemplo, cuando hay que lidiar con el ruido provocado por los implantes de cóclea en los registros de EEG [Attina et al., 2017]. Sin embargo, existen otras formas en las que las ASSRs son útiles. En [Javaher Haghighi et al., 2017] y [Haghighi and Hatzinakos, 2016] las ASSRs son usadas para monitorear el efecto de la anestesia, y puede ser aplicada para el estudio del sueño y la privación del mismo [Haghighi and Hatzinakos, 2014]. No solo las personas pueden ser diagnosticadas por medio de las ASSRs, también pueden ser evaluados mamíferos acuáticos cuya supervivencia depende de su capacidad auditiva [Delory

et al., 2006]. Un dispositivo portable permite evaluar la integridad auditiva y determinar si pueden sobrevivir en estado salvaje.

Sorprendentemente, las ASSRs pueden ser usadas para el control automático de sistemas inteligentes en el hogar [Shivappa et al., 2018] y [Arake et al., 2017]. Incluso, existen aplicaciones en el análisis de procesos cognitivos, por ejemplo, las ASSRs de participantes de un estudio han sido estudiadas para identificar los puntos débiles en sesiones de entrenamiento de simulación de vuelo [Norani et al., 2010]. Aparentemente, los pacientes con esquizofrenia, esquizoafectividad y trastorno bipolar tienen las mismas anomalías medibles 40 Hz y las ASSRs permiten detectarlas [Zhou et al., 2018].

2.2. Marco teórico

El sonido puede ser definido como una serie de ondas de presión causadas por un objeto en vibración y propagado a través de un medio elástico. El sonido puede ser descrito por medio de tres magnitudes físicas; la frecuencia, la intensidad y la complejidad.

La frecuencia es la razón de las ondas de presión acústicas, o que tan seguido son las moléculas desplazadas en un periodo de tiempo. La frecuencia es medida en Hertz (Hz), o también ciclos por segundo.

La intensidad se refiere a la amplitud de las ondas de presión, en otras palabras, que tanto se desplazan las moléculas de su posición original. La amplitud es medida en decibeles y es percibida como volumen.

Complejidad se refiere a la interacción entre varias frecuencias e intensidades que componen un sonido. Un tono puro es un sonido que es compuesto únicamente por una frecuencia y una intensidad. La complejidad es percibida como la calidad del sonido.

El oído humano responde a frecuencias desde 20 Hz hasta 20,000 Hz. El oído es más sensible a frecuencias entre 1000 y 3000 Hz. Las frecuencias necesarias para el entendimiento del habla son de 500 a 4000 Hz. Las frecuencias básicas para una audiometría son 500, 1000, 2000, 4000, y 8000 Hz. La intensidad es medida en unidades de presión. A mayor presión acústica, mayor ruidoso se vuelve el sonido. El oído humano es capaz de responder a una gran variedad de presiones. La presión de sonido que es apenas audible para una persona joven de audición normal es aproximadamente 20 micro Pascales. La presión acústica de un sonido para volver a un sonido doloroso es cerca de 200,000,000 de micro Pascales. Al existir un rango tan grande en la cuantificación de la intensidad, la presión es convertida en decibeles; el oído humano responde a intensidades desde 0 dB a 140 dB.

La escala de decibeles es logarítmica, es decir, la presión actual del sonido de un decibel al siguiente incrementa al incrementar el la cantidad de decibeles. Por ejemplo, aumentar la presión acústica de 20 a 40 dB no es lo mismo que aumentar de 40 a 60 dB.

Cuando se calcula lo umbral de audición de una persona (por ejemplo, haciendo audiometrías de tono puro) se usa una tabla de referencia que indica el nivel de daño, los resultados son registrados en dB HL. La medición de 0 dB no significa que no hay sonidos en absoluto, significa que hay sonidos por debajo de 0 dB.

El oído humano se compone de 4 principales áreas: el oído externo, el oído medio, el oído interno y el sistema nervioso auditivo. El oído externo tiene como función principal canalizar el sonido dentro del oído y modificar la señal acústica. La función principal del oído medio es transformar la señal acústica en vibraciones mecánicas. El oído interno se encarga de transformar las vibraciones mecánicas del oído medio en impulsos neuronales. El sistema nervioso auditivo se encarga de conducir los pulsos neuronales al cerebro para ser interpretados.

La pérdida de la audición que es causada por problemas en el oído externo u oído medio es llamada pérdida de la audición conductiva, debido a la dificultad de establecer una conducción del sonido a la cóclea. La pérdida de la audición que es causada por problemas en el oído interno o a lo largo del sistema nervioso auditivo es conocida como pérdida de la audición sensorneuronal, debido a la dificultad de la cóclea para reconocer el sonido o la habilidad del nervio de conducir la señal al cerebro.

Los estímulos auditivos generados, es decir las frecuencias que se utilizan para realizar las audiometrías de potenciales evocados de estado estable, se encuentran dentro de una señal modulada, normalmente a 90 Hz que transporta los estos tonos puros y los repite cada cierto intervalo de tiempo.

Una señal se define como cualquier magnitud física que varía con el tiempo, el espacio o cualquier otra variable o variables independientes. Matemáticamente se describe una señal como una función de una o más variables independientes. Por ejemplo, las funciones.

$$\begin{aligned} s_1(t) &= 5t \\ s_2(t) &= 20t^2 \end{aligned}$$

describen dos señales, una que varía linealmente con la variable independiente (tiempo) y una segunda que varía cuadráticamente.

En general un segmento de voz se puede representar con un alto grado de precisión como la suma de varias señales sinusoidales de diferentes amplitudes y frecuencias, es decir como

$$\sum_{i=1}^N A_i(t) \sin[2\pi F_i t + \theta_i(t)] \quad (2.1)$$

y $A_i(t)$, $F_i(t)$ y $\theta_i(t)$ son los conjuntos de amplitudes, frecuencias y fases respectivamente de las señales sinusoidales. Una forma de interpretar la información de una señal consiste en medir las amplitudes, frecuencias y fases contenidas.

La señal de un electrocardiograma proporciona al médico información sobre el estado del corazón de un paciente. De forma análoga, la señal de un encefalograma proporciona información sobre la actividad del cerebro. Estas señales y la mayoría de ellas son analógicas por naturaleza.

El tratamiento digital de señales proporciona un método alternativo de procesar una señal analógica. Normalmente se compone de los 7 elementos presentados en la Figura 2.11; señal analógica de entrada, convertidor A/D, señal digital de entrada, procesador de señales digitales, señal digital de salida, convertidor D/A y señal analógica de salida.

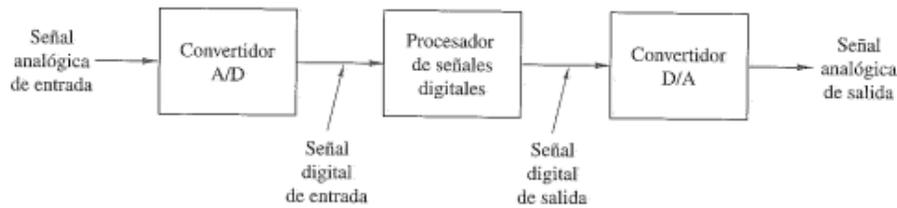


Figura 2.11: Diagrama de bloques de tratamiento de señal.

Un sistema digital programable proporciona la flexibilidad de reconfigurar las operaciones del tratamiento digital de la señal simplemente modificando el programa. Una adecuación en un sistema analógico normalmente implica el rediseño del hardware. Un sistema digital proporciona un control mucho más preciso en relación con un sistema analógico que padece de las tolerancias de los circuitos analógicos.

La estadística inferencial comprende un gran número de herramientas de los métodos estadísticos para contribuir al proceso de realizar juicios científicos frente a la incertidumbre y a la variación. La medida muestral de dispersión que se utiliza más a menudo es la desviación estándar de la muestra. La varianza de la muestra, denotada con s^2 , está dada por

$$s^2 = \sum_{i=1}^n \frac{(x_i - X)^2}{n - 1} \quad (2.2)$$

donde X es el promedio numérico de las muestras, x_i representa las muestras y n el número de muestras.

La desviación estándar de la muestra, denotada con s es la raíz cuadrada positiva de s^2 , es decir,

$$s = \sqrt{s^2} \quad (2.3)$$

Una hipótesis estadística es una aseveración o conjetura respecto a una o más poblaciones. El rechazo de una hipótesis implica que fue refutada por la evidencia de la muestra. El rechazo

significa que existe una pequeña probabilidad de obtener la información muestral observada cuando, de hecho, la hipótesis es verdadera.

La estructura de la prueba de hipótesis se establece usando el término hipótesis nula, el cual se refiere a cualquier hipótesis que se desea probar y se denota con H_0 . El rechazo de H_0 conduce a la aceptación de una hipótesis alternativa, que se denota H_1 .

El rechazo de la hipótesis nula cuando es verdadera se denomina error tipo 1. No rechazar la hipótesis nula cuando es falsa se denomina error tipo 2.

Tabla 2.1: Situaciones posibles al probar una hipótesis

	H_0 es verdadera	H_0 es falsa
No rechazar H_0	Decisión correcta	Error tipo II
Rechazar H_0	Error tipo I	Decisión correcta

Un sistema embebido es todo circuito electrónico digital capaz de realizar operaciones de computación, generalmente en tiempo real, que sirven para cumplir una tarea específica en un producto. Los sistemas embebidos suelen tener recursos limitados y aplicaciones específicas, una de sus principales características es el bajo consumo de energía.

Metodología

El proyecto se desglosa en 3 etapas principales, investigación, pruebas, y resultados. La parte de investigación comprende principalmente la elaboración del protocolo de investigación y la redacción de la tesis. En esta etapa se buscó adquirir los conceptos teóricos necesarios para la realización de la investigación, conocer el estado del arte y la determinar la metodología a utilizar.

3.1. Materiales

Para poder realizar el experimento se propuso la tarjeta de adquisición de datos de la Figura 3.1.

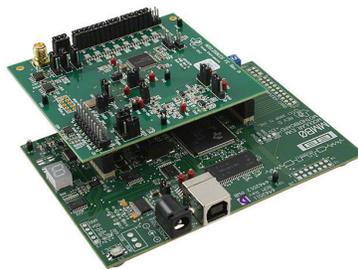


Figura 3.1: Tarjeta ADS1299EEG-FE.

Así mismo, se utilizaron electrodos craneales (Figura 3.2) para la adquisición de la actividad eléctrica del cerebro.

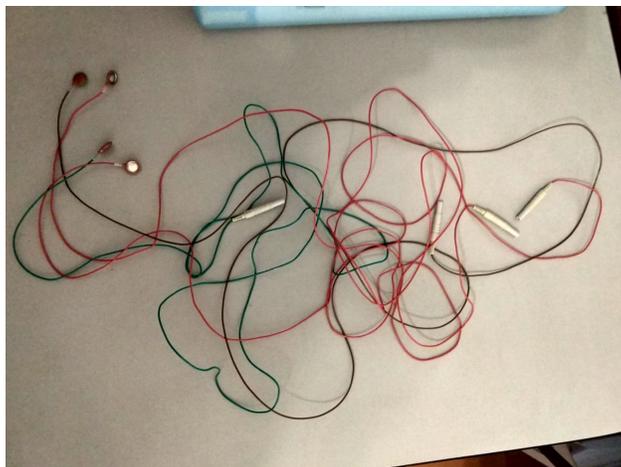


Figura 3.2: Electrodos.

Como una alternativa en caso de no poder adquirir la señal de manera adecuada con solo 4 electrodos, se adquirio una gorra, la cual ya tiene colocados los electrodos en las posiciones del sistema estandar 10-20 (Figura 3.3).



Figura 3.3: Gorra con electrodos

El dispositivo tambien propuesto es el Neuronic (Figura 3.4). El cual tiene como principal función el registro o y análisis de la actividad de fondo del cerebro, es decir, sin potenciales relacionados a eventos. La propuesta para este trabajo fue implementar un método que permitiera la adquisición de ASSRs.



Figura 3.4: Dispositivo Neuronic

El software donde se diseño y ejecuto el experimento, el que contenía los estímulos auditivos era Neuronic estimulador cognitivo (Figura 3.5).

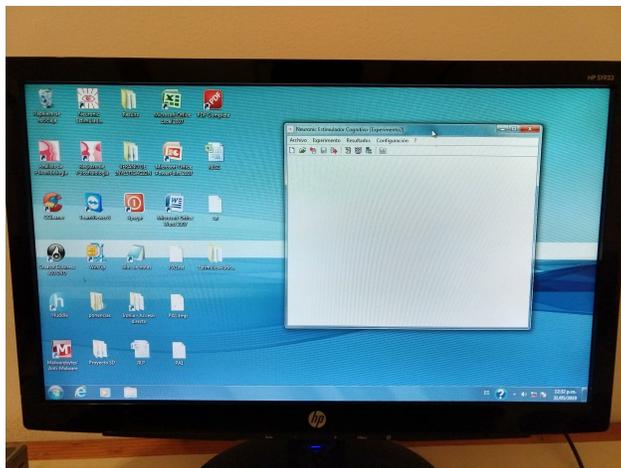


Figura 3.5: Software Neuronic estimulador cognitivo

Se requería de dos computadoras para poder realizar el experimento. Una contenía y ejecutaba el experimento (Figura 3.6). La otra computadora adquiría, guardaba y analizaba la señal (Figura 3.7).



Figura 3.6: Computadora conectada a dispositivo Neuronic



Figura 3.7: Computadora para adquisición de ASSRs

3.2. Implementation

Actividades realizadas:

1. Investigación, Estado del arte.
 - a) Métodos y dispositivos existentes.
2. Investigación, Conceptos teóricos básicos.
 - a) Concepto de hipoacusia y sus características.
 - b) Concepto de de potenciales evocados auditivos y sus derivados.
 - c) Adquisición de señales bioeléctricas.
 - d) Procesamiento de señales.
 - e) Diseño de experimentos.
 - f) Sistemas embebidos.
 - g) Bases de datos.
3. Redacción de protocolo de investigación.
 - a) Antecedentes.
 - b) Justificación.
 - c) Descripción del problema.

- d)* Fundamentación teórica.
 - e)* Hipótesis y objetivos.
 - f)* Metodología.
 - g)* Resultados esperados.
- 4. Investigación, conceptos avanzados.
 - a)* Tarjetas de adquisición de datos.
 - b)* Transformada de Fourier para procesamiento de señales.
 - c)* Filtros para el procesamiento de señales.
 - d)* Descriptores de señales.
 - e)* Herramientas de correlación estadística.
 - f)* Generación de base de datos.
- 5. Pruebas, adquisición de señales cerebrales.
 - a)* Uso de la tarjeta ADS1299EEG-FE y del equipo Neuronic para adquirir señales de electrodos craneales.
- 6. Pruebas, Generación de base de datos.
 - a)* Correcto funcionamiento de todas las partes del sistema integradas.
- 7. Pruebas, Recopilación de resultados, retroalimentación y correcciones.
 - a)* Correcciones necesarias.
- 8. Elaboración, Programación de experimento.
- 9. Resultados, Comparación y análisis de resultados de las pruebas.
 - a)* Comparación de datos entre la prueba del sistema embebido y la prueba con dispositivo comercial.
- 10. Elaboración de tesis.

La etapa de pruebas o experimentación consiste en:

- Se realizaron audiometrías de potenciales evocados de estado estable a voluntarios y se hizo uso de electrodos craneales para adquirir los potenciales evocados y generar un banco de datos, así mismo, se realizaron pruebas de adquisición de señales bioeléctricas, donde se implementaron filtros para obtener la señal requerida.

3.3. Experimento

Las pruebas (audiometrías) se realizaron en un cuarto cerrado para evitar perturbaciones o distracciones del exterior. El paciente permaneció sentado. Se colocaron audífonos en ambos oídos para presentar los estímulos auditivos. Posteriormente, se ubicaron cuatro electrodos con un poco de adhesivos. Para colocarlos es necesario limpiar la zona con alcohol y después colocar una pasta conductora para tener una mejor lectura de los datos. La ubicación de dos electrodos es en el cuello justo detrás del lóbulo de ambas orejas, el electro de referencia se ubica en la parte posterior de la cabeza y el ultimo electrodo, tierra, puede ser colocado en la frente (Figura 3.8 y Figura 3.9). La prueba da comienzo al generar los estímulos auditivos, los estímulos son tonos puros de frecuencias que fueron de 1000 Hz en intervalos de una determinada frecuencia de transportadora (aproximadamente 76 Hz). Los datos recolectados por los electrodos y se guardaron en un archivo TXT. La prueba tiene una duración de 2 minutos.

La selección de los participantes fue realizada de forma aleatoria y generalizada, por lo tanto, no se discriminará de algún modo a los voluntarios y no es factor de selección que la persona tenga problemas auditivos, debido a que la principal razón de las pruebas es generar un banco de datos. Se seleccionarán los participantes del grupo total de voluntarios, al ser aleatoria la selección se busca reducir el sesgo de la misma.

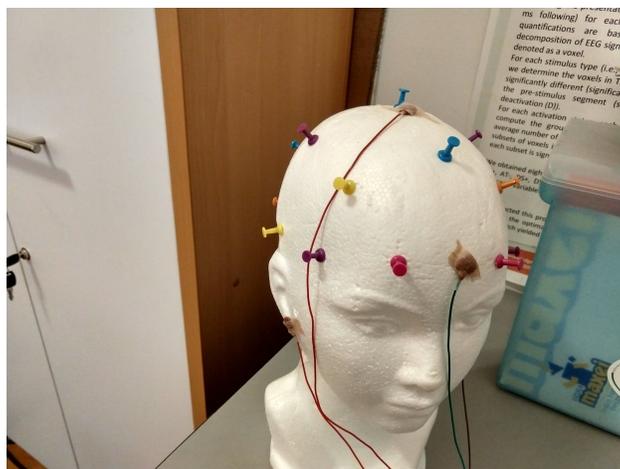


Figura 3.8: Colocación de electrodos (derecha)

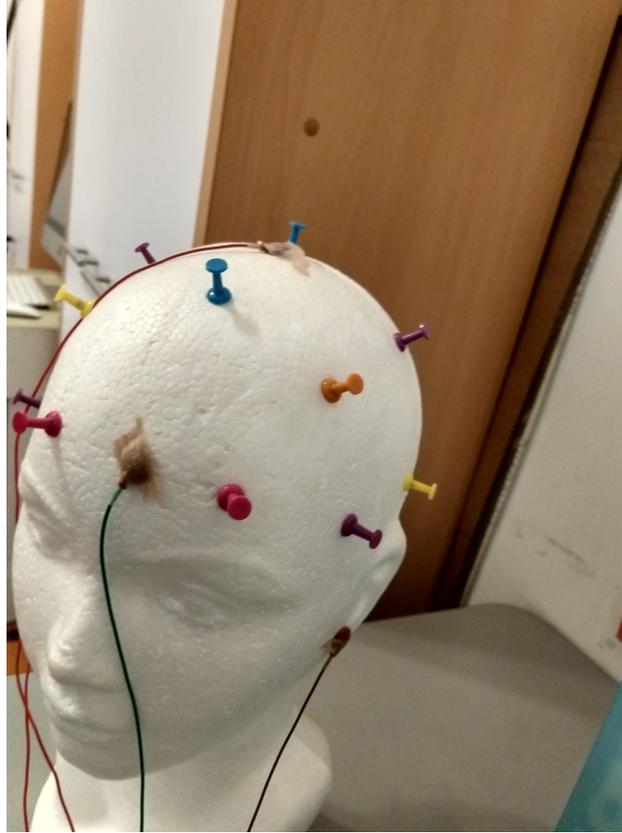


Figura 3.9: Colocación de electrodos (izquierda)

Resultados

4.1. Resultados

Con el dispositivo Neuronic fue posible obtener el registro de la actividad eléctrica cerebral. En la Figura 4.1 se puede apreciar toda la actividad del participante existente en el experimento. Dentro de esa actividad se encuentran las ASSRs. Para identificarlas se aplican filtros y análisis del espectro de frecuencia.



Figura 4.1: Registro de experimento

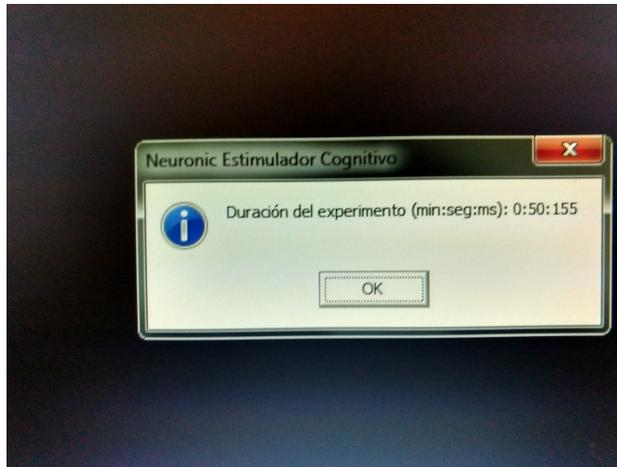


Figura 4.2: Registro de experimento

Para este experimento el estímulo fue presentado durante 50 segundos aproximadamente, como se muestra en la Figura 4.2.

En esta imagen se puede apreciar la interface del experimento, en este caso tiene el nombre de Experimento2.

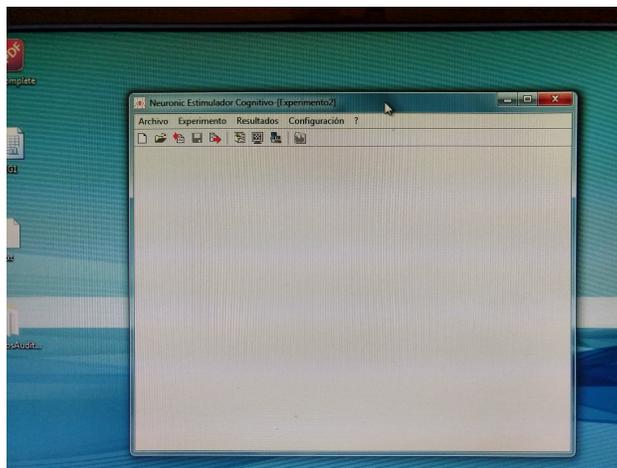


Figura 4.3: Ventana del software Neuronic Estimulador Cognitivo

El equipo Neuronic permite exportar un archivo TXT con la información del experimento. Posteriormente, esta información puede ser importada a Excel y de este modo ser utilizada en MatLab. La Figura 4.4 es la gráfica de la información obtenida.

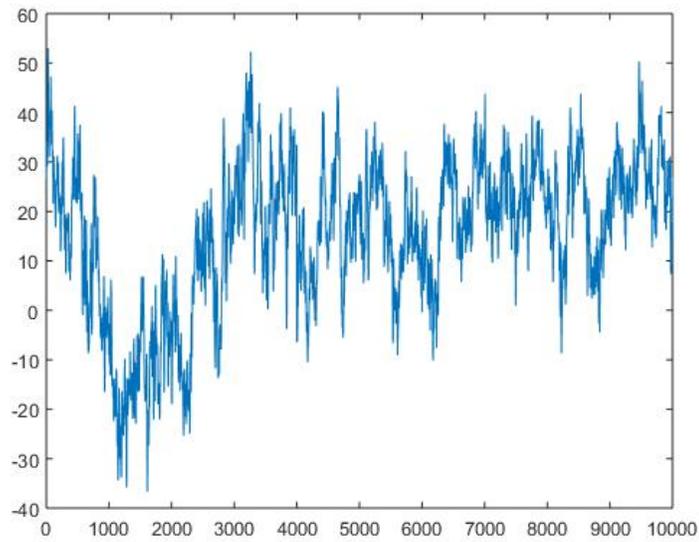


Figura 4.4: EEG en MatLab

La Figura 4.5 muestra el resultado obtenido al aplicar el análisis en frecuencia (FFT) en MatLab.

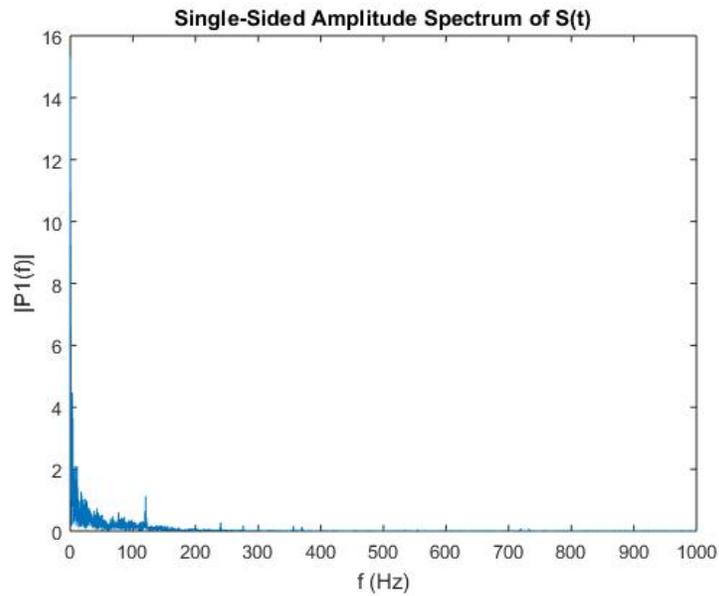


Figura 4.5: Resultado obtenido por MatLab al aplicar FFT

En la Figura 4.6 se puede apreciar los armónicos existentes en la frecuencia de la electri-

idad de corriente alterna a 120 Hz y 240 Hz. Así mismo, es posible visualizr un valle en 60 Hz debido al filtro Notch, es por ellos que la información tiende a desaparecer.

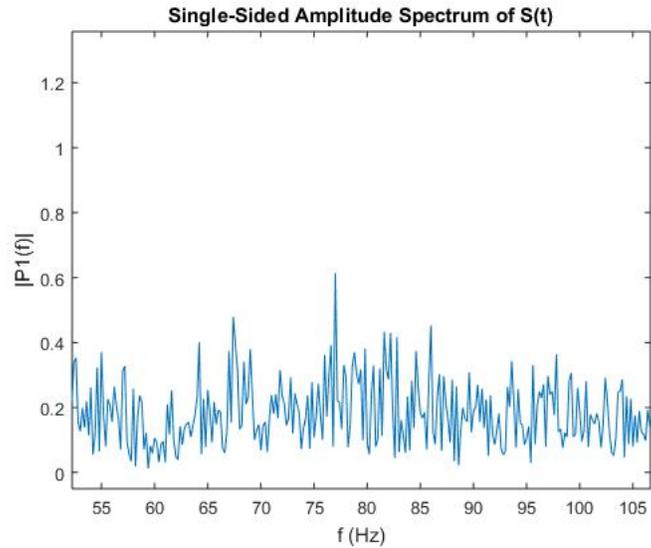


Figura 4.6: Acercamiento de la Figura 4.5

Para mejorar la identificación de la frecuencia del estímulo se diseñó un filtro para limitar el ruido y centrar el análisis en la frecuencia de interés. A continuación en la Figura 4.7 se muestra la librería de MatLab que permíte el diseño del filtro.

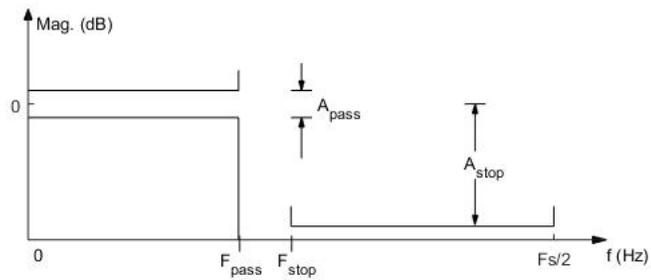


Figura 4.7: Diseño de filtro en MatLab

Después de filtrar la señal se obtiene la siguiente señal, Figura 4.8.

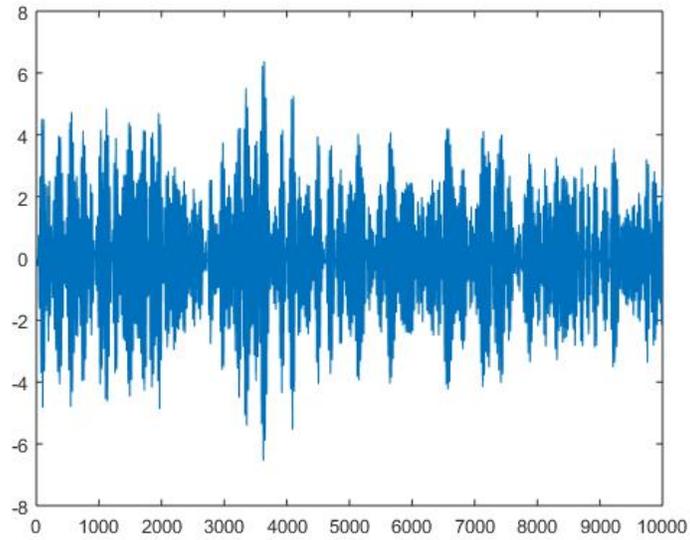


Figura 4.8: Señal después de aplicar filtro

Al aplicar la Transformada de Fourier a la señal filtrada se obtiene repuesta en la Figura 4.9.

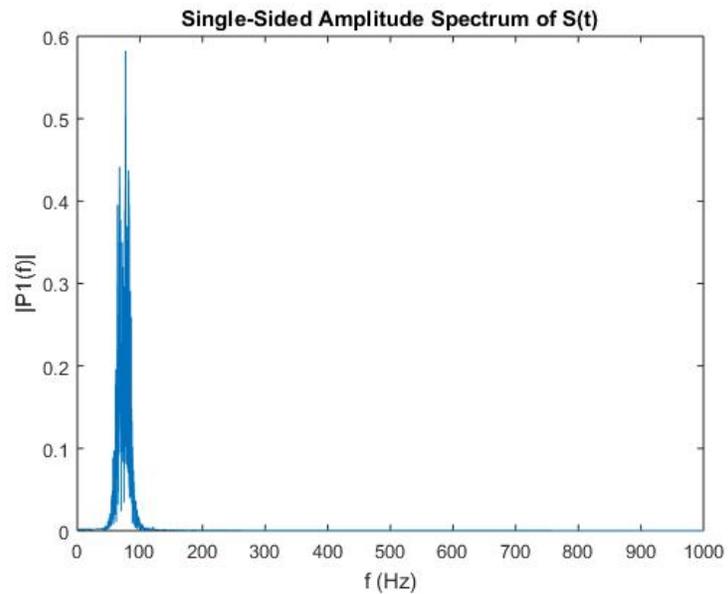


Figura 4.9: Señal después de aplicar filtro

4.2. Publicaciones

Con la investigación realizada fue posible la presentación del artículo Review and Application of Auditory Steady State Responses en el congreso 2018 IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES). El artículo es presentado al final del artículo.

4.3. Futuros trabajos

Con este trabajo se espera crear una base para futuros trabajos relacionados. Se planteó una metodología que permite la realización de experimentos con PEAAe. Del mismo modo se presentaron distintas metodologías para trabajar con los potenciales y se mencionó que este tipo de señales también pueden ser utilizadas para estudiar procesos cognitivos. Se espera aportar a esta línea de investigación dentro de la escuela.

Conclusión

Al realizar un acercamiento, en la Figura 5.1, es posible ver un pico de actividad en la frecuencia de 76 Hz aproximadamente. La frecuencia en la que se presentaron los estímulos es 76.98 Hz, por consiguiente, se puede deducir que con la metodología planteada y la experimentación, el uso de Neuronic y MatLab, es posible realizar pruebas de potenciales auditivos y tener resultados favorables. Sin embargo, no fue posible obtener datos congruentes con la tarjeta de adquisición.

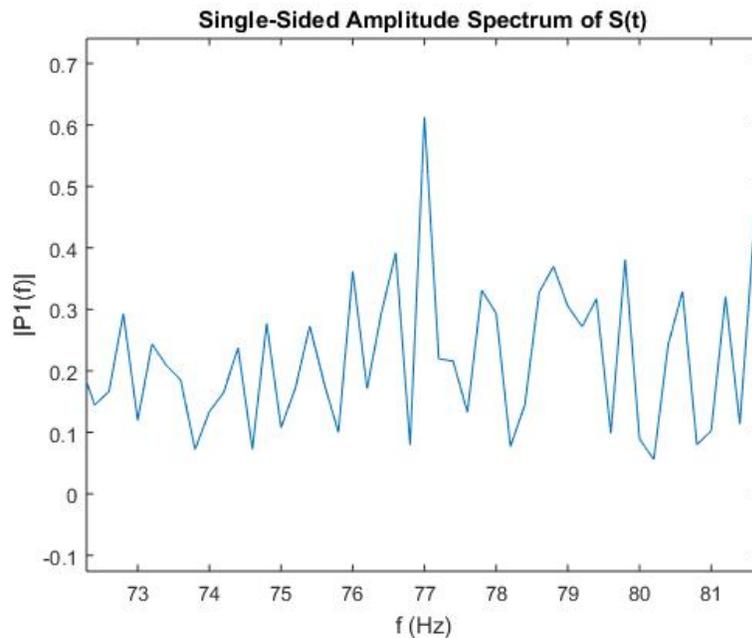


Figura 5.1: Actividad en frecuencia analizada

Al aplicar filtros a las señales obtenidas por el EEG, es posible identificar más fácilmente si existe una respuesta por parte del paciente ante el estímulo auditivo. Lo anterior es debido

a que el filtro disminuye del ruido en la señal y permite que el análisis se centre en la información de interés, como se muestra en la Figura 5.2.

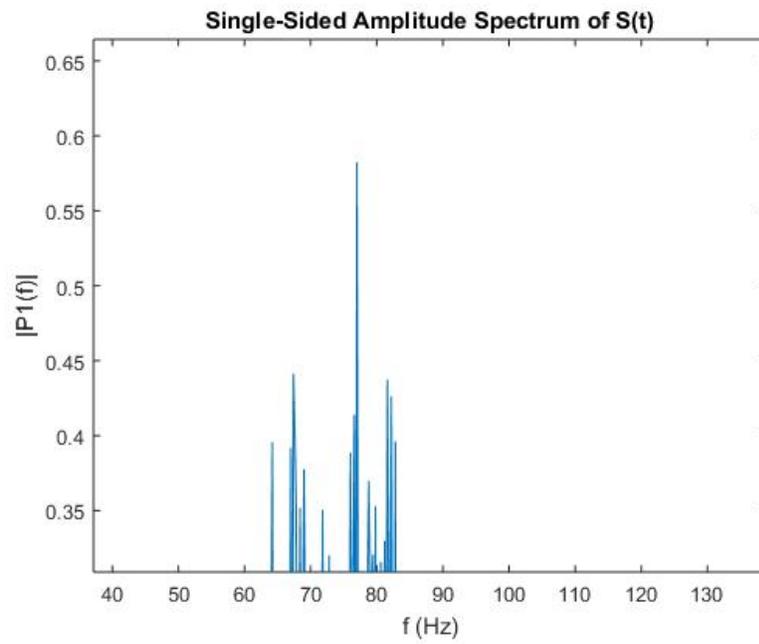


Figura 5.2: Actividad en frecuencia analizada después de ser filtrada la señal

Bibliografía

- N Acikgoz, O Ozdamar, R Delgado, and J Bohorquez. Audiometric threshold screening method using envelope detection filters of intensity ramping click auditory steady-state responses. *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 4983–4986, 2006.
- Catherine Elma Aquino-Russell. *Understanding the Lived Experiences of Persons who Have a Different Sense of Hearing*. PhD thesis, Curtin University of Technology, 2003.
- Masashi Arake, Yusuke Yokota, Masanori Fujita, Hiroyuki Ohta, and Yuji Morimoto. Electrophysiological steady-state responses in flight simulator trainings. *2017 Fourth Asian Conference on Defence Technology - Japan (ACDT)*, pages 1–4, 2017.
- Virginie Attina, Faten Mina, Pierre Stahl, Yvan Duroc, Evelyne Veuillet, Eric Truy, and Hung Thai-Van. A new method to test the efficiency of cochlear implant artifacts removal from auditory evoked potentials. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(12):2453–2460, 2017.
- W. Biesmans, A. Bertrand, J. Wouters, and M. Moonen. Optimal spatial filtering for auditory steady-state response detection using high-density eeg. *2015 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, pages 857–861, 2015.
- Leonardo Bonato, Felipe Antunes, and Jean Carvalho. Comparison of univariate and multivariate magnitudesquared coherences in the detection of human 40-hz auditory steady-state evoked responses. *Biomed. Signal Process*, 40:234–239, 2018.
- O. Celik, G. Eskiizmir, and U. Uz. A comparison of thresholds of auditory steady-state response and auditory brainstem response in healthy term babies. *J. Int. Adv. Otol.*, 12(3):277–281, 2016.
- Pablo Cevallos-Larrea, Thobias Pereira, Wagner Santos, Silvan Frota, Antonio Infantosi, Roberto Ichinose, and Carlos. Tierra-Criollo. Assessment of frequency specific auditory steady-state response using amplitude modulation with 2-order exponential envelope. 2016.

- C Christensen, J Harte, T Lunner, and P Kidmose. Ear-eeeg based objective hearing threshold estimation evaluated on normal hearing subjects. *EEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(5):1026–1034, 2018.
- E. Delory, J. Rio, A. Manuel, and M. Andre. Portable auditory steady-state response evoked potentials unit for fast screening of aquatic mammals. *2006 IET 3rd International Conference On Advances in Medical, Signal and Information Processing - MEDSIP 2006*, pages 1–4, 2006.
- E. Farahani, T. Goossens, J. Wouters, and A. Van Wieringen. Spatiotemporal reconstruction of auditory steady-state responses to acoustic amplitude modulations: Potential sources beyond the auditory pathway. *Neuroimage*, 148:240–253, 2017.
- L Fiedler, J Obleser, T Lunner, and C Graversen. Ear-eeeg allows extraction of neural responses in challenging listening scenarios — a future technology for hearing aids. *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 5697–5700, 2016.
- J. Haghghi, W. Louis, D. Hatzinakos, and H. ElBeheiry. An adaptive multi-level wavelet denoising method for 40-hz assr. *2016 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, pages 824–828, 2016.
- S. Haghghi and D. Hatzinakos. Monitoring sleep with 40-hz assr. *2014 22nd European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*, pages 661–665, 2014.
- S. Haghghi and D. Hatzinakos. 40-hz assr depth of anaesthesia index. *2016 24th European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*, pages 36–40, 2016.
- Y. Hekimoglu, O. Ozdamar, and R. Delgado. Chirp and click evoked auditory steady state responses. *2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2:2084–2087, 2001.
- N. Ikawa, A. Morimoto, and R. Ashino. An application of wavelet analysis to procedure of averaging waveform of 40-hz auditory steady-state response,. *2013 International Conference on Wavelet Analysis and Pattern Recognition*, pages 79–84, 2013.
- B Jalaei, M Shaabani, and M Zakaria. Mode of recording and modulation frequency effects of auditory steady state response thresholds. *Braz. J. Otorhinolaryngol*, 83(1):10–15, 2017.
- S. Javaher Haghghi, M. Komeili, Hatzinakos D., and H. El Beheiry. 40 hz assr for measuring depth of anaesthesia during induction phase. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2017.
- N. Kaongoen and S. Jo. The effect of selective attention on multiple assrs for future bci application. *2017 5th International Winter Conference on Brain-Computer Interface (BCI)*, pages 9–12, 2017.

- P. Kidmose, D. Looney, and D. P. Mandic. Auditory evoked responses from ear-eeeg recordings. *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 586–589, 2012a.
- P Kidmose, D Looney, M Ungstrup, M L Rank, and D P Mandic. .auditory evoked responses from ear-eeeg recordings. *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*,, pages 586–589, 2012b.
- P Kidmose, D Looney, M Ungstrup, M Rank, and D Mandic. A study of evoked potentials from ear-eeeg. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(10):2824–2830, 2013.
- M. Lee, S. Ahn, H. Lee, J Jung, C. Rhee, and M. Suh. Narrow band ce-chirp auditory steady-state response is more reliable than the conventional assr in predicting the behavioral hearing threshold. *Auris Nasus Larynx*, 43(3):259–268, 2016.
- M. Lopez, H. Pomares, A. Prieto, and F. Pelayo. Signal processing and perceptrons in an auditory based brain-computer interface. *2008 Eighth International Conference on Hybrid Intelligent Systems*, pages 781–786, 2008.
- R. Luke and J. Wouters. Kalman filter based estimation of auditory steady state response parameters. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(3):196–204, 2017.
- Y Matsumoto, N Nishikawa, S Makino, and T. Rutkowski Yamada. Auditory steady-state response stimuli based bci application - the optimization of the stimuli types and lengths. *Proceedings of The 2012 Asia Pacific Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference*, pages 1–7, 2012.
- D. McNamara and A. Ziarani. A new adaptive technique of estimation of steady state auditory evoked potentials. *Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 4544–4547, 2004.
- S. Middleton, A. Goli, and A. Ziarani. A software module for the adaptive estimation of steady state auditory evoked potentials. *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 3700–3703, 2006.
- Ernst Niedermeyer, Donald Schomer, and Fernando Lopes. Niedermeyer’s electroencephalography: Basic principles, clinical applications, and related fields. *Lippincott Williams and Wilkins*, 2005.
- N. Norani, W. Mansor, and L. Khuan. A review of signal processing in brain computer interface system. *2010 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*, pages 443–449, 2010.
- S. Noriega-Iglesias, M. Guntin-Garcia, P. Carro-Fernandez, and L. Llorente-Pendas. Auditory-steady-state response reliability in the audiological diagnosis after neonatal hearing screening. *Acta Otorrinolaringológica Española*, 67(4):193–200, 2016.

- V. Shivappa, B. Luu, M. Solis, and K. George. Home automation system using brain computer interface paradigm based on auditory selection attention. *2018 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)*, pages 1–6, 2018.
- F. Silva Eloi, F. Antunes, and L. Felix. Improving the detection of auditory steady-state responses near 80 hz using multiple magnitude-squared coherence and multichannel electroencephalogram. *Biomed. Signal Process*, 42:158–161, 2018.
- Haiyan Sou, Bing Sun, Nan Hu, Shiqi Lu, and Guolin Chen. An auditory steady state response detection method via quadrature matched filter. *Sixth International Conference on Information Science and Technology*, 2018.
- B. Van Dun, J. Wouters, and M. Moonen. Multi-channel wiener filtering based auditory steady-state response detection. *2007 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing -ICASSP '07*, pages 929–932, 2007a.
- B. Van Dun, J. Wouters, and M. Moonen. Improving auditory steady-state response detection using independent component analysis on multichannel eeg data. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(7):1220–1230, 2007b.
- B. Van Dun, G. Rombouts, J. Wouters, and M. Moonen. A procedural framework for auditory steady-state response detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 56(4):1098–1107, 2009.
- A. Voicikas, I. Niciute, O. Ruksenas, and I. Griskova-Bulanova. Effect of attention on 40 hz auditory steady-state response depends on the stimulation type: Flutter amplitude modulated tones versus clicks. *Neurosci. Lett*, 629:215–220, 2016.
- W Von Rosenberg, T Chanwimalueang, V Goverdovsky, D Looney, D Sharp, and D Mandic. Smart helmet: Wearable multichannel ecg and eeg. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 4:1–11, 2016.
- Tian Zhou, Nora Mueller, Kevin Spencer, Sonal Mallya, Lesley Norris, and Deborah Levy. Auditory steady state response deficits are associated with symptom severity and poor functioning in patients with psychotic disorder. *Schizophrenia Research*, 2018.

Apéndices

6.1. Código Matlab

```
close all;
clc;
v1=xlsread('PEAee01','a4:bx8');
S = reshape(v1',1,[])

S=horzcat(v1);
x=1:1:length(S);
hold on;

Fs = 2000; Sampling frequency
T = 1/Fs; Sampling period
L = 1500; Length of signal

L = length(S);
t = (0:L-1)*T; Time vector

S=filter(F,S)

plot(x,S)

Y = fft(S);

P2 = abs(Y/L);
P1 = P2(1:L/2+1);
```

```
P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);  
f = Fs*(0:(L/2))/L;  
plot(f,P1)  
title('Single-Sided Amplitude Spectrum of S(t)')  
xlabel('f (Hz)')
```