



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Ingeniería
Maestría en Ciencias en Ingeniería Matemática

**Análisis de potenciales evocados auditivos de estado estable mediante
análisis de wavelet**


Opción de titulación
Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el grado de
Maestro en Ciencias en Ingeniería Matemática

Presenta:
Silvana Valencia Rodríguez

Dirigido por:
Dr. Juvenal Rodríguez Reséndiz

Dr. Juvenal Rodríguez Reséndiz
Presidente


Firma

Dr. Roberto Augusto Gómez Loenzo
Secretario


Firma

Dra. Gloria Nélide Avecilla Ramírez
Vocal


Firma


Dr. Suresh Thenozhi
Suplente


Firma

M.C. César Javier Ortiz Echeverri
Suplente

RÚBRICA
Firma


Dr. Manuel Toledano Ayala
Director de la Facultad


Dra. Ma. Guadalupe Flavia Loarca Piña
Directora de Investigación y Posgrado

© 2018 - Silvana Valencia Rodríguez

All rights reserved.

Esta tesis está dedicada a mi familia...

Acknowledgments

Agradezco el financiamiento y apoyo recibido por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT). De una manera especial a las siguientes personas: Dr. Juvenal Rodríguez Reséndiz, Dr. Roberto Augusto Gómez Loenzo, Dra. Gloria Nélica AVECILLA Ramírez, Dr. Suresh Thenozhi y M. C. César Javier Ortiz Echeverri por siempre brindarme de sus enseñanzas y su tiempo para aclarar todas las dudas que me surgieron mientras estaba en este camino de la tesis. Gracias por haberme otorgado los medios suficientes para llevar a cabo todas las actividades propuestas durante este trabajo.

A mis dos grandes pilares que jamás me han cortado las alas para llegar hasta donde me encuentro hoy en día. Gracias por siempre estar apoyando en toda circunstancia y darme todo lo que estuvo en sus manos para que pudiera llegar a mis metas. Mis hermanos que con el simple hecho de que estuvimos en gran convivencia con risas, diversión y sobretodo las maldades que les hacía me han hecho grandes recuerdos los cuales me inspiraban a seguir en esos momentos de dificultad. La vida me ha hecho feliz por haberme dado una familia que nunca se podrá repetir, en verdad gracias por todo su apoyo y espero siempre estén orgullosos de quién soy.

A mis amigas que han estado desde antes de empezar este camino no saben como les agradezco toda su amistad, jajajaja y como siempre su presión para terminar la tesis. Claro se sumó a la lista una nueva integrante :-). A mis nuevos amigos y amigas que se han estado añadiendo en este camino que está a punto de terminar, muchas gracias por todas esas tardes de café, salidas por la ciudad, pizza y algo que siempre agradeceré serán sus pláticas random.

Abstract

The present project presents the extraction of characteristics to the records of electrophysiological responses to a set of auditory stimuli that consist of series of syllables and tones to a population of healthy babies of 6 weeks. The signal was analyzed with the Discrete Wavelet Transform (DWT) tool to observe in what period of time the stimulus is present in the synaptic response. With this analysis, the signal responses under the DWT were obtained and the presence of the stimulus was observed in a period of time.

Keywords: Wavelet Transform, biopotentials, Daubechies wavelet.

Resumen

El presente proyecto presenta la extracción de características a los registros de respuestas electrofisiológicas a un conjunto de estímulos auditivos que consisten en series de sílabas y tonos a una población de bebés sanos de 6 semanas. La señal fue analizada con la herramienta de la Transformada Discreta de Wavelet (DWT) para observar en qué periodo de tiempo el estímulo está presente en la respuesta sináptica. Con este análisis se obtuvieron las respuestas de la señal bajo la DWT y se observa la presencia del estímulo en un periodo de tiempo.

Palabras clave: Transformada wavelet, biopotenciales, Wavelet Daubechies.

Índice general

Acknowledgments	I
Abstract	III
Resumen	V
Contents	VII
List of Figures	IX
List of Tables	XI
1. Introducción	1
1.1. Motivación	2
1.2. Hipótesis	3
1.3. Objetivos	3
1.4. Estructura de la tesis	3
2. Fundamentación Teórica	5
2.1. Biopotenciales	6
2.1.1. Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (PEAee)	7

2.1.2. Electroencefalogramas (EEG)	10
2.2. Análisis de Wavelet	11
2.2.1. Transformada Wavelet Discreta (DWT).	12
3. Metodología	13
3.1. Adquisición de la señales EEG	14
3.2. Selección de una <i>wavelet</i> madre	15
4. Resultados y discusiones	21
4.1. Trabajo a futuro	27
5. Conclusiones	29
Bibliografía	32

Índice de figuras

2.1. Representación esquemática de un instrumento de registro de potenciales evocados ((Zenker, 2002)).	9
2.2. Generación de un estímulo complejo que permite el registro de PEAAe de forma simultánea a cuatro frecuencias portadoras en ambos oídos (Zenker, 2002).	10
2.3. Sistema 10/20 para el posicionamiento de los electrodos.	11
3.1. En ambas figuras se muestra el promedio de los 15 EEG.	14
3.2. En ambas figuras se muestra el promedio de los 15 EEG.	15
3.3. Descomposición de la señal mediante DWT (Misiti et al., 2009)	16
3.4. Familia de wavelet madre Daubechies (Misiti et al., 2009)	16
3.5. EEG estimulada con sílabas y sus diferentes representaciones usando la wavelet madre Daubechies {1, 2, 3, 40, 43}	17
3.6. EEG estimulada con tonos y sus diferentes representaciones usando la wavelet madre Daubechies {1, 9, 45}	18
3.7. Se presenta los diferentes niveles de descomposición de la señal.	19
4.1. En ambas figuras se muestra el promedio de los 15 EEG.	21
4.2. Descomposición del promedio de EEG en sílabas.	22
4.3. Descomposición del promedio de EEG en sílabas, para el primer paciente. . .	23

4.4. Descomposición del promedio de EEG en sílabas, para el séptimo paciente. . .	23
4.5. Descomposición del promedio de EEG en sílabas, para el onceavo paciente. . .	24
4.6. Descomposición del promedio de EEG en tonos	25
4.7. Descomposición del promedio de EEG en tonos, para el primer paciente. . .	25
4.8. Descomposición del promedio de EEG en tonos, para el séptimo paciente. . .	26
4.9. Descomposición del promedio de EEG en tonos, para el onceavo paciente. . .	26

Índice de tablas

3.1. Covarianza entre las Db y la señal original estimulada con sílabas.	16
3.2. Covarianza entre las Db y la señal original estimulada con tonos.	17
4.1. Energía de los coeficientes de descomposición para el promedio de EEG sílabas.	22
4.2. Energía de los coeficientes de descomposición para el primer paciente de EEG en sílabas.	23
4.3. Energía de los coeficientes de descomposición para el séptimo paciente de EEG en sílabas.	24
4.4. Energía de los coeficientes de descomposición para el onceavo paciente de EEG en sílabas.	24
4.5. Energía de los coeficientes de descomposición para el promedio de EEG tonos.	25
4.6. Energía de los coeficientes de descomposición para el primer paciente de EEG en tonos.	25
4.7. Energía de los coeficientes de descomposición para el séptimo paciente de EEG en tonos.	26
4.8. Energía de los coeficientes de descomposición para el onceavo paciente de EEG en tonos.	26

Introducción

El proyecto de investigación consiste en estudiar los Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (PEAee) para poder determinar si un infante, a temprana edad, padece o no de un caso de hipoacusia. Los pacientes que tienen órganos auditivos afectados por esta enfermedad tienen más dificultad para adaptarse a la sociedad (Mundial;, 2015).

Dentro del mercado existe una gran variedad de equipos para hacer un estudio a profundidad para diagnosticar el padecimiento y tienen en ellos instalados pruebas, como son las emisiones otoacústicas, prueba de respuesta auditiva evocada del tronco del encéfalo, prueba de reflejo muscular del oído medio, prueba de respuesta auditiva de estado estable, entre otras. De dichos dispositivos, podemos encontrar diversas desventajas de las cuales se destacan dos; la primera es que los pacientes únicamente pueden encontrarlos en zonas urbanas; la segunda, es que el estudio que se deriva de dichos aparatos, tiene un costo muy elevado para las personas que necesitan usarlo. Estas dos causas llevaron a desarrollar un equipo denominado Auditec[®], el cual ayuda a mitigar las dos desventajas mencionadas.

Existen diversos factores que se deben de ajustar al proyecto del Auditec, los cuales destacan el procesamiento, interpretación y la caracterización de la señal . Se requiere de un banco de datos fuera de línea de los PEAee para poder caracterizar la señal y posterior a ese tratamiento poder comparar las muestras con las que se vayan adquiriendo con el equipo antes mencionado.

Como el presente proyecto está en ajuste para obtener los PEAee fuera de línea, se contacta con compañeros de otras investigaciones para hacer colaboración con su base datos. Desafortunadamente este ejercicio no tuvo éxito ya que no se pudo hacer la obtención del apoyo . El trabajo cambió su rumbo al hacer el estudio con Electroencefalogramas (EEG) fuera de línea.

Los EEG fueron otorgados por la Dra. Gloria Nélida Avecilla Ramírez, pues ella

hace el estudio de la respuesta cognitiva con estímulos de sílabas y tonos para detectar los potenciales de acción. En el presente trabajo se usó la información otorgada para hacer una comparación con la Transformada *Wavelet* (WT).

1.1. Motivación

En México existen padecimientos que se pueden tratar si son detectados a temprana edad, la hipoacusia no es algo ajeno a esto, esta enfermedad afecta a los órganos auditivos lo cual impide adquirir el sentido de la audición. La recurrencia de aparición de la hipoacusia profunda llega a afectar a uno de cada 200 niños. La detección suele ser a infantes entre 2 y 5 años (Berlanga et al., 2013).

Hay un programa para recién nacidos en nuestro país denominado Tamiz Auditivo Neonatal Universal (TANU), la cual es una prueba que estipula las leyes mexicanas para que sea aplicada a neonatos, sin embargo no garantiza que sea definitivo los resultados. A pesar que sea capaz de diagnosticar si padecen de hipoacusia, no se identifica que grado de pérdida auditiva. Esta principal desventaja sólo se puede saber con el empleo de equipo que tengan en su funcionamiento los PEAee. Estos equipos suelen ser de costosa adquisición y los resultados deben ser analizados por profesionales en el área. mismos que sino manejan los estudios será de difícil comprensión para una persona ajena, inclusive para médicos generales (Torrente, 2016).

La solución a lo anterior es contar con una base de datos de los PEAee previamente categorizada que aumentaría el número casos diagnosticados de la hipoacusia.

En este proyecto se persigue trabajar con el estudio de los PEAee y su análisis con la WT. Se pretende poder tener un umbral auditivo de los diferentes estadios de la hipoacusia.

Contando la base de datos caracterizada se podrá añadir al audiómetro que se ha desarrollado en la Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma de Querétaro (UAQ) llamado Auditec[®]. Esto permitiría ser una herramienta para la detección de la pérdida auditiva en los neonatos ó personas que son incapaces de someterse a otro diagnóstico en los Centros de salud.

Como parte inicial del proyecto, se desarrolló un protocolo de tesis en el cual se incluían hipótesis, objetivos generales y particulares para culminar el trabajo. Entre estos datos, se destaca estar trabajando con PEAee fuera de línea y la implementación de una WT para la determinación del grado de hipoacusia. Sin embargo, debido a que no se pudo conseguir una base de datos de dicho biopotencial, no fue impedimento aplicar la WT a una señal, ya que se consiguieron EEG y bajo estas señales se modificó la nueva hipótesis y objetivos del trabajo

1.2. Hipótesis

Un análisis con base en la WT, con datos fuera de línea, permite obtener un escrutinio orientado a la caracterización de los EEG con una precisión mayor respecto con la anterior.

1.3. Objetivos

Objetivo General

Analizar e implementar una transformada *wavelet* para el procesamiento de señales electroencefalográficas estimuladas con tonos y sílabas.

Objetivos específicos

- Desglosar el archivo de texto a un archivo compatible con MatLab.
- Generar un procedimiento para la lectura y clasificación.
- Determinar una wavelet madre y sus niveles de descomposición para cada EEG.
- Comparar el perfil obtenido previamente entre los EEG con tonos y sílabas.
- Verificar la caracterización global con una particular de cada EEG.

1.4. Estructura de la tesis

En el Capítulo 2 se analiza el marco teórico de los biopotenciales, en especial los PEAAe y los EEG, y el porqué en este estudio se escogió trabajar con la WT, la *wavelet* madre y la Transformada wavelet discreta. Mientras que en el Capítulo 3 se describe la metodología que se siguió para llevar a cabo los objetivos, como son el análisis de los datos, la descomposición de la selección para poder escoger una *wavelet* madre.

El Capítulo 4 discute los resultados obtenidos en el proyecto y analiza a fondo algunas gráficas que resultaron importantes.

Por último en el capítulo 5 se exponen las conclusiones que se derivaron del Capítulo 4 y se da un enfoque para el trabajo a futuro.

Fundamentación Teórica

Las enfermedades, en su mayoría, pueden ser diagnosticadas a tiempo siempre y cuando se tenga un complejo estudio de los síntomas pero ¿qué pasa cuando éstos no siempre se presentan a temprana edad?

Cabe señalar que las enfermedades como la hipoacusia ó algunas encefalopatías, son difícil diagnóstico ya que se debe de contar con algún especialista en el área, ó en su defecto de algún estudio previo (Torrente, 2016).

Existen exámenes vanguardistas para el diagnóstico de cada padecimiento. La hipoacusia tiene como estudio los PEAAe para hacer un debido análisis del canal auditivo de los neonatos, con las enfermedades encefalopáticas se cuenta con electroencefalogramas (EEG).

Es común que los médicos estén acostumbrados a leer parámetros ya establecidos para algunas enfermedades y poder determinar el tratamiento para dicho padecimiento. Ello llevó mucho tiempo para poder poner parámetros pero los resultados que arrojan los PEAAe y EEG siguen siendo de dificultad para la interpretación. Se propone una diferente manera para hacer un análisis de lo que deriva los estudios. Cabe señalar que hay diferentes tipos de herramientas que permiten hacer un análisis de las señales arrojadas por los PEAAe y los EEG, pero en este proyecto se trabajará con la transformada *wavelet* (WT). Para esto se dará una introducción a esta herramienta en la sección 2.2 correspondiente.

Este capítulo desarrolla el estudio de los biopotenciales y se mencionan dos de ellos que son los PEAAe y los EEG. Posterior a esas secciones se hace una descripción de la WT, la DWT y os diferentes tipos de *wavelet* madre.

2.1. Biopotenciales

Tucci Reali (1999) menciona el desarrollo de los biopotenciales y dice que en el año de 1786, el fisiólogo Luigi Galvani observó que las células nerviosas estimulaban los músculos ocasionando una contracción.

La comunicación entre neuronas pueden ser del tipo de señales eléctricas (iónicas) y químicas. Las células nerviosas están limitadas por membranas que tienen en sus capas lipoproteínas; entre las capas externas e internas se mantiene una diferencia de potencial. Cuando las células nerviosas están en reposo el material externo tiene carga positiva y en su interior es negativo. Ésta carga eléctrica se le denomina **potencial de reposo de la membrana**. El cero del sistema es la parte externa de la célula y por ello se tiene un valor negativo. Investigaciones anteriores han demostrado que el potencial de reposo oscila entre los valores de -40 y -75 mV. Se le conoce como **hiperpolarización** al aumento en el potencial de reposo de la membrana, es decir, se hace más negativo. Mientras que cuando se siente una disminución en el potencial, se hace más positivo, se le llama **despolarización** (Winans, Sarah; Gilman, 2003).

La distribución de los cationes (iones positivos) y los aniones (iones negativos) en el exterior e interior de la membrana celular da como resultado el potencial de reposo. Puede la membrana tener esa separación de cargas porque permanece una barrera para el movimiento de los iones positivos y negativos, además que se requieren de bombas de energía y que conservan gradientes de iones de sodio y potasio (Winans, Sarah; Gilman, 2003)..

Existen iones principales que permiten llevar el potencial de reposo que son el sodio (Na^+) y el cloruro (Cl^-), estos están concentrados en su mayoría fuera de la célula, y el potasio (K^+) y aniones orgánicos (A^-), estos están en el interior. Las células nerviosas son variablemente permeables a Na^+ , Cl^- y K^+ , pero son impermeables a los A^- (Winans, Sarah; Gilman, 2003)..

El potencial de reposo debe permanecer siempre constante y para ello se requiere que el flujo de carga hacia el interior sea igual que el flujo de salida, es decir, el Na^+ entra a la célula en forma constante mientras que el K^+ sale en forma constante. A esto se le conoce como **bomba de sodio-potasio** pero también requiere del trifosfato de adenosina como fuente de energía. Por tanto, se necesita energía metabólica para conservar los gradientes iónicos a través de la membrana. El Cl^- se encuentra libre dentro ó fuera de la célula, este elemento no tiene bomba de manera activa, sólo está distribuido de manera pasiva. El Na^+ y K^+ tienen su distribución de modo activo (Winans, Sarah; Gilman, 2003; Tucci Reali, 1999).

La forma de activar el potencial de reposo es con funciones de varios conductos iónicos. Los conductos se agrupan en dos grandes clases: los que abren o cierran por la presencia o ausencia de neurotransmisores; y los que abren o cierran en respuesta a cambios

de voltaje a través de la membrana (Winans, Sarah; Gilman, 2003; Tucci Reali, 1999).

Un nervio se llega a despolarizar cuando tiene una aplicación de un estímulo eléctrico ó por un neurotransmisor, estos permiten que los conductos de Na^+ se abran y permitan el movimiento de los iones de dicho elemento. La naturaleza siempre buscar estar en equilibrio con el ambiente que los rodea y el caso en las células no es la excepción. Las cargas del sodio, al estar en movimiento deben llegar a un equilibrio y esto es alrededor de $+50mV$, cuando sus gradientes químicos eléctricos están en equilibrio dentro y fuera de la célula (Winans, Sarah; Gilman, 2003; Tucci Reali, 1999).

La célula al estar despolarizada admite que los conductos de potasio tengan una apertura, éstos son más lentos que los del sodio, sin embargo permiten la salida del K^+ . Junto con el movimiento de cargas del Na^+ y K^+ llegan a dar un resultado neto de cargas positivas de la unidad biológica. Este curso de actividad da por hecho que la célula se repolariza a su valor de reposo (Winans, Sarah; Gilman, 2003; Tucci Reali, 1999).

El potencial de acción tiene diversas propiedades que son debido a la características de las células, no influye en este la característica del estímulo. El potencial de acción tiene un periodo de **hiperpolarización** el cual consiste en que la célula al momento de estar estimulada y abren los canales del potasio, como no es un cierre automático suele permanecer un breve periodo de tiempo abiertos. Después de estar presente la energía de acción sigue de un periodo **refractario**, que incluye la fase refractarios absolutos y relativos. Estos lapsos son resultado de la apertura residual de los conductos para el K^+ y la inactivación residual de los conductos del Na^+ (Winans, Sarah; Gilman, 2003; Tucci Reali, 1999).

2.1.1. Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (PEAee)

Los PEAee son la respuesta del cerebro a través de un estímulo acústico repetitivo y se dice que son estables porque la respuesta es constante mientras esté presente la excitación. Son usados para identificar y cuantificar la pérdida auditiva en pacientes.

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS) la hipoacusia es la limitación de mayor prevalencia en todo el orbe, la cual se incrementa a la par de la dinámica poblacional. El grado de afectados es de al rededor de 360 millones (Mundial;, 2015). Los infantes son los más afectados por lo que es importante que un individuo en crecimiento sea capaz de apropiarse del lenguaje para no afectar su desarrollo psicológico y cognitivo, así como su inserción social (Mundial;, 2015).

El gobierno de México implementó políticas y programas como el *Tamiz Auditivo Neonatal Universal (TANU)*, cuyo principal objetivo es hacer la detección de la hipoacusia después de las primeras 24 horas y antes de los seis meses de edad (Lino-González et al., 2015; Sandoval-García et al., 2012).

A pesar de que el TANU fue llevado a cabo en diferentes instituciones de salud en el país, no fue posible la detección de ninguno de los pacientes. Los resultados sugieren que la eficiencia y el impacto del programa todavía son relativos, además que debe ser realizado por médicos y paramédicos capacitados para tener una garantía (Lino-González et al., 2015).

Una herramienta para examinar el oído de un lactante es el espéculo otoscópico con una lupa pediátrica ó un endoscopio. Para realizar la valoración del padecimiento es con acimetría, se emplean tres tipos diapasones de diferentes frecuencias, pero sólo sirve como una orientación (Sandoval-García et al., 2012; Thomassin et al., 2009). Otras pruebas que Thomassin et al. (2009) mencionan son las de Rinne, Weber, Schwabach, Bing, Bonnier, Gellé y Lewis-Federici, la mayoría son para emplear, a una frecuencia que es determinada por cada técnica, un diapasón posicionado en el cráneo del sujeto a estudiar. Con este procedimiento se observa si el oído es capaz de escuchar dichas frecuencias.

Torrente (2016) menciona que la audiometría no es eficiente para los neonatos menores a 6 meses ya que no son capaces de interactuar con la evaluación. Además, los diferentes métodos para determinar si un paciente presenta hipoacusia suelen tener la cooperación de los pacientes con el examinador, y por lo general deben estar sin moverse.

En los últimos años el método basado en los **Potenciales Evocados Auditivos** (PEA) ha encabezado la lista de la mejor técnica para el diagnósticos de la hipoacusia porque no necesita de la cooperación del paciente. Es un examen no invasivo que estudia, a partir de una estimulación sonora, la transmisión del impulso eléctrico desde la emergencia del nervio coclear en el conducto auditivo interno hasta el tálamo. Este estudio se puede realizar con el bebé inducido en el sueño, permitiendo estimar el umbra auditivo (Legget et al., 2017; Sandoval-García et al., 2012; Slugocki et al., 2016; Van Eeckhoutte et al., 2016; Granell et al., 2008; Mijares et al., 2015; Torrente, 2016). Los PEA demuestran ser una técnica útil para evaluar ambos oídos durante la prueba, reduciendo el tiempo de evaluación (Balencia Lázaro & Rodríguez Reséndiz, 2012; Mijares et al., 2015). Mijares et al. (2015) mencionan que la duración de la prueba consta de $5.3 \pm 1.9min$, siendo tiempo suficiente para ser considerada una sola repetición.

Como se ha presentado los PEA han llegado a ser una opción válida para determinar de manera objetiva el umbral auditivo en neonatos o pacientes que no pueden ser evaluados mediante las técnicas audiométricas tradicionales.

Por su parte los Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (PEAee) no cuantifican la audición de forma rigurosa, sino registran la actividad bioeléctrica del cerebro mejorando la respuesta biológica desencadenada por el estímulo empleado y la actividad no deseada. Las respuestas de los potenciales generalmente oscilan en una banda de $0.0001 - 1\mu V$, por lo que en la siguiente Figura se presenta una forma de tomar los registros de la técnica, así como sus principales componentes de cada equipo empleado para el procesamiento de la señal.

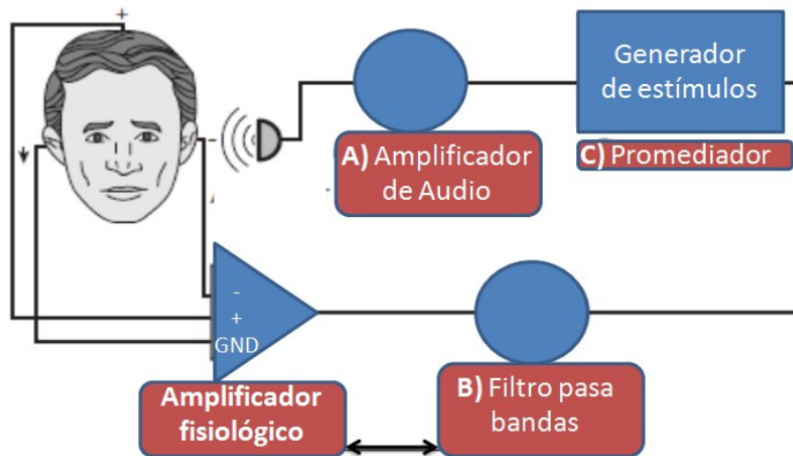


Figura 2.1: Representación esquemática de un instrumento de registro de potenciales evocados ((Zenker, 2002)).

El sistema de registro de los PEAAe está compuesto por el generador de impulsos (A), su principal función es desencadenar diferentes tipos de estímulos dependiendo de las demandas de la tarea, pueden llegar a ser impulsos tonales, clics, palabras o frases. La parte (B), es el sistema de tratamiento de la señal que está compuesto por el amplificador, el trabajo de dicho sistema es aumentar la amplitud de la actividad cerebral registrada; los filtros que limitan el examen a un rango de frecuencias predeterminado. La parte (C) es el promediador que da la respuesta de la suma algebraica de la actividad biológica registrada tras la aparición de un estímulo (Zenker, 2002).

La presentación de un estímulo acústico induce a la interrupción de la polarización de las Células Ciliadas Internas (CCI), lo que provoca un potencial de acción sobre las fibras del nervio auditivo. Sobre la superficie craneal hay una actividad cerebral registrada que es una composición de la respuesta a la frecuencia de modulación, actividades musculares y del ruido de la actividad cerebral del fondo.

La respuesta para cada frecuencia tonal, evaluando el componente espectral para cada estímulo, puede ser separada para cada oído. Las frecuencias de las portadoras están separadas una octava, por lo que no existe una superposición de las áreas activadas en la membrana basilar a intensidades bajas y moderadas (véase la Figura 2.2).

Este método proporciona la facilidad de valorar diferentes frecuencias del audiograma de forma sincronizada y en ambos oídos a la par. La estimulación consiste en presentar tonos continuos modulados en frecuencia.

En la Figura 2.2 se observa cuatro tonalidades de 500, 1, 000, 2, 000 y 4, 000 Hz cuya

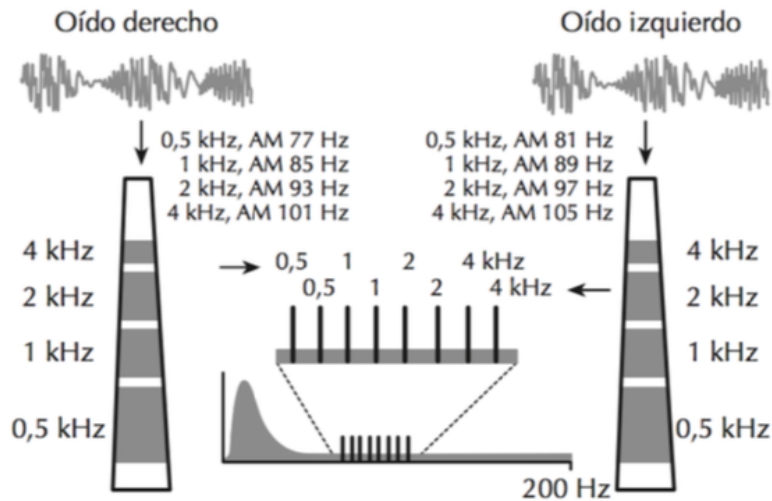


Figura 2.2: Generación de un estímulo complejo que permite el registro de PEAee de forma simultánea a cuatro frecuencias portadoras en ambos oídos (Zenker, 2002).

amplitud modulada (AM) es de 77, 85, 93 y 101 Hz, respectivamente. Se puede hacer una combinación entre estas cuatro frecuencias en un sólo estímulo para su presentación de forma simultánea para un sólo oído. De la misma manera pero con valores distintos de modulación para los estímulos en el oído contralateral.

2.1.2. Electroencefalogramas (EEG)

La electroencefalografía es el examen mediante actividad eléctrica desde el cuero cabelludo para estudiar actividad neuronal del encéfalo. Es un estudio para hacer un debido tratamiento a pacientes que padecen epilepsia, algunos trastornos del estado de conciencia como son el coma, respuestas cognitivas.

Para el registro de los EEG, se emplean múltiples electrodos activos que se localizan en la superficie del cuero cabelludo, generalmente se utiliza el sistema 10/20, un electrodo que simula la tierra; éste comúnmente colocado en un oído ó ambos, y uno que es de referencia (Véase la Figura 2.3).

Lo que registra el EEG, son las diferencias del potencial entre los electrodos activos adyacentes y las diferencias entre cada conductor activo y uno indiferente. Los potenciales de acción son las señales más grandes generadas por las neuronas pero estas no contribuyen en gran medida al registro del estudio, esto es porque no ocurren simultáneamente en todas las células cerebrales.

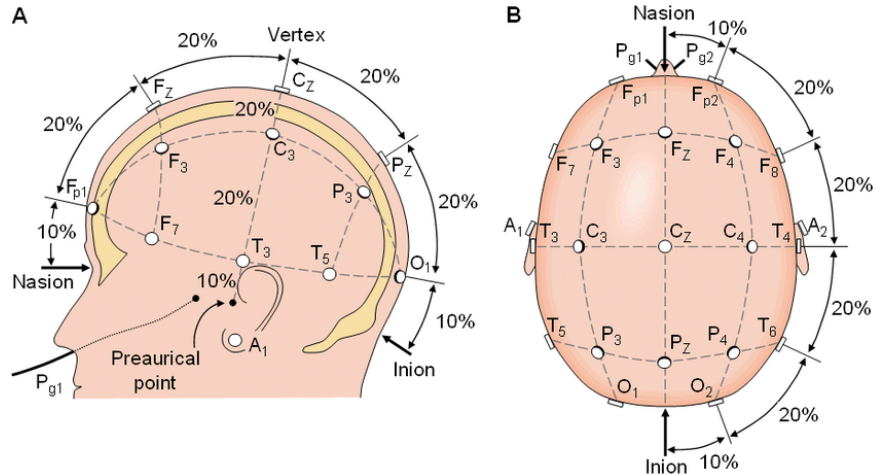


Figura 2.3: Sistema 10/20 para el posicionamiento de los electrodos.

Las frecuencias de los potenciales registrados en la superficie del cabello oscilan entre 1 a 50 Hz , y las amplitudes varían arriba de los $100\mu V$. Dentro de los EEG, con práctica, se pueden observar unas frecuencias características (Winans, Sarah; Gilman, 2003):

- El rimo **alfa** se registra mejor en la región parietooccipital y está relacionado con la vigilia en reposo con los ojos cerrados. Este ritmo tiene una frecuencia entre $8 - 13Hz$.
- Actividad **beta** tiene una frecuencia de 14 a $30Hz$ y se ve sobre las regiones frontales, normalmente.
- Cuando el cerebro alcanza su madurez son presentes la actividad **theta** y **delta**, con 4 a $7Hz$ y entre 0.5 a $4hz$, respectivamente.

2.2. Análisis de Wavelet

Es esencial poder explicar todo los fenómenos que ocurren en la vida real con alguna representación matemática, las señales biológicas no son la excepción. Los biopotenciales son un área dónde se analiza el comportamiento de estos para extraer la información que se está estudiando (Pardo Gómez, 2011).

Gómez et al. (2013) y Señales; (2006) mencionan que es importante el análisis de Wavelets a señales biológicas en especial a EEG porque son medidas con alto índice de no estar estacionadas, por lo que la transformada de Fourier no es idónea en el estudio. También dice que las wavelets permiten transformar la señal al dominio del tiempo-frecuencia. (Kouro & Musalem, 2002)

La WT es eficiente para el estudio local de señales no estacionarias y de rápida transitoriedad y, al igual que la Transformada de Fourier con Ventana, mapea la señal en una representación de tiempo-escala. El aspecto temporal de las señales es preservado. La diferencia está en que la WT provee análisis de multiresolución con ventanas dilatadas. La comparación de las frecuencias de mayor rango se realiza usando ventanas angostas y las frecuencias de menor rango se hace utilizando ventanas anchas .

Las Wavelets, funciones bases de la WT, son generadas a partir de una función Wavelet básica. Su principal empleo es descomponer la señal en partes que se puedan localizar en cualquier intervalo de tiempo, y que se puedan contraer o dilatar para hacer el análisis de diferentes escalas de resolución. Estos resultados permiten reconstruir la señal original a través de la WT inversa.

Dentro de los usos de esta poderosa herramienta podemos nombrar, además del análisis local de señales no estacionarias, el análisis de señales electrocardiográficas, sísmicas, de sonido, de radar, así como también es utilizada para la compresión y procesamiento de imágenes y el reconocimiento de patrones.

Para este trabajo fue requerida la **transformada discreta Wavelet (DWT)** porque presenta una eficacia para la reducción de ruido, descomposición y extracción de características.

Existen tres tipos de WT: Continua (CWT), Semidiscreta (SWT) y Discreta (DWT). La forma en que los parámetros de desplazamiento y escala son discretizados es la diferencia entre los tipos de WT.

2.2.1. Transformada Wavelet Discreta (DWT).

Sea la señal a analizar $f[n]$ una función discreta. En este caso la transformada Wavelet de esta señal viene dada por:

$$C[j, k] = \sum_{n \in \mathbf{Z}} f[n] \psi_{j,k}[n], \quad (2.1)$$

donde $\psi_{j,k}$ es una Wavelet discreta definida como:

$$\psi_{j,k}[n] = 2^{-\frac{j}{2}} \psi[2^{-j}n - k]. \quad (2.2)$$

Si las constantes indicadas en la SWT son $A = B = 1$, entonces la transformada es ortogonal. Estas Wavelets pueden ser construidas mediante un análisis multiresolución.

Metodología

El desarrollo de este proyecto no tuvo afectó a humanos, animales ni el medio ambiente, sólo se hizo simulaciones por software e investigación básica no experimental.

Fueron llevado a cabo EEG a infantes de 46 semanas de nacidos dentro de una sala sonoamortiguada. Durante el registro las madres sostuvieron a los bebés y fueron ubicados dos altavoces a 50cm de cada una de las orejas del bebé. La prueba duró 1hr mientras el lactante estaba durmiendo. Fueron colocados electrodos de acuerdo al Sistema Internacional 10-20 con lóbulos de las orejas como referencia. El paso de banda para los amplificadores diferenciales fue entre 0.5 y 50 Hz y fueron utilizados con una frecuencia de muestreo de 200Hz. Los datos y la etapa de sueño fueron determinados por un neurofisiólogo experimentado. Para tener un muestreo homogéneo se incluyen sólo las ventanas correspondientes a la etapa de sueño silencioso; el sueño silencioso se basa en secciones de alto voltaje lento (HVS) y una traza alterna (TA). El modelo HVS incluye actividad delta difusa de alta amplitud continua (50-150 μ V), alternando con actividad de rango theta y beta de baja amplitud. La parte HVS se sustituye por el patrón TA: mientras la división TA, las actividades del rango delta y theta se relacionan con las frecuencias más rápidas de menor amplitud observadas sincrónicamente en ambos hemisferios (Avecilla-Ramírez et al., 2011)

Se trabajaron con 15 EEG infantiles fuera de línea de 15 neonatos sanos con 6 semanas que fueron estimulados con tonos (T) y posteriormente con sílabas (S). Los estímulos fonéticos emplean sílabas de consonante y vocal, para este caso fue / pa /, que fueron habladas por una persona femenina con español como lengua materna. Los estímulos de tono fueron creados utilizando el software Sound Forge 6.0 y eran tonos sinusoidales armónicos con una frecuencia fundamental de 1000 Hz. Los componentes armónicos fueron 2000 y 3000 Hz. El periodo de cada sílaba y cada tono fue de 255 ms, y la intensidad en el oído del bebé fue de 71 dB.

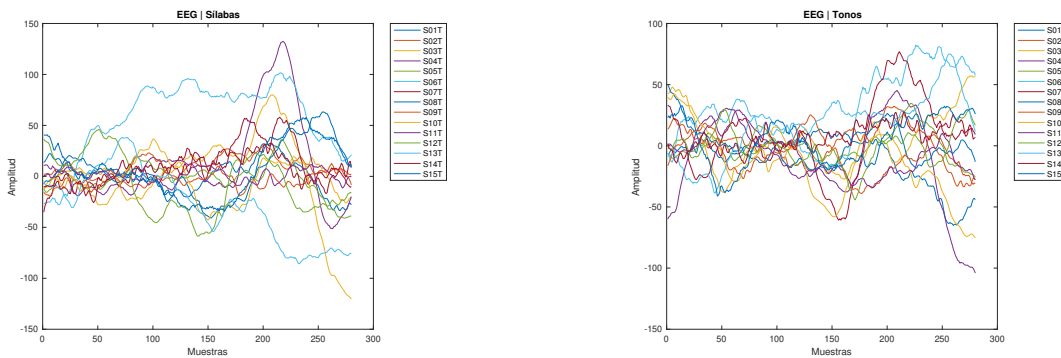
Los resultados fueron previamente editados para eliminar algunas ventanas que introducían ruido al EEG, como es el movimiento de los infantes.

Se dividió en tres etapas el trabajo: la primera, acomodo de los archivos obtenidos de los EEG para su debida interpretación; la otra etapa, fue determinar las características de los EEG estimulados con tonos y sílabas, por último fue utilizando esas características y analizar cada estudio para saber que tanto se aleja de la realidad los resultados en particular.

3.1. Adquisición de la señales EEG

Como se trata de EEG fuera de línea, se obtuvieron 15 participantes de bebés sanos de 6 semanas de nacidos. Los archivos estuvieron organizados en columnas que representaban una muestra cada $5ms$, siendo un total de 280 muestras tratándose de $700ms$ antes y $700ms$ después del estímulo. Los renglones representan los 19 canales, electrodos organizados con el sistema 10-20. En el archivo se tenían 280 columnas y en promedio 1045 líneas, los renglones se promediaron para obtener sólo 19 que eran los electrodos.

Obteniendo el archivo organizado en una matriz de 19 renglones por 280 columnas, se grafican cada EEG para la observación de cada estudio. Una vez teniendo el patrón de cada EEG, se promedia en un sólo renglón, así obteniendo 15 y 15 para el estímulo y sílabas, respectivamente.



(a) EEG estimulados con sílabas

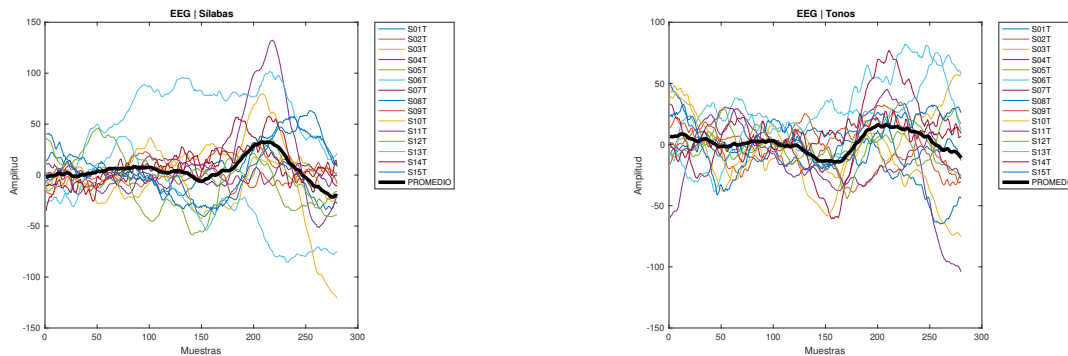
(b) EEG estimulados con tonos

Figura 3.1: En ambas figuras se muestra el promedio de los 15 EEG.

En la siguiente Figura(3.2) se puede ver observar que en ambos casos, tanto para el estímulo de sílabas como para tonos, tienden a un mismo patrón por lo que se logra proponer un promedio para ambos casos.

Por lo que la siguiente Figura nos muestra un promedio para ambos estudios, siendo éste puesto en cada una de las gráficas con color negro (véase 3.2). Nótese que para la elección

del tipo de wavelet madre y niveles de descomposición se trabajará con el promedio de cada uno de los estudios.



(a) Promedio EEG estimulados con sílabas

(b) Promedio EEG estimulados con tonos

Figura 3.2: En ambas figuras se muestra el promedio de los 15 EEG.

3.2. Selección de una *wavelet* madre

Como se trata de una cantidad de muestreo finito, se considera emplear la DWT, además Ikawa et al. (2012) menciona que para las señales biológicas es necesario utilizarla. La DWT es una buena herramienta para analizar señales ya que cuenta con una característica de hacer traslación y dilatación de su wavelet madre, lo cual permite el acoplamiento de ésta con la señal original. Varios autores concuerdan que es eficiente en la reducción de ruido, descomposición y la extracción de las características de la señal. (Gómez et al., 2013), (Kouro & Musalem, 2002) y (Martínez & Castro, 2002)

Para seguir con el proceso de la selección de la wavelet madre, es necesario colar la señal original en el dominio del tiempo por filtros paso bajo y paso alto con la ventaja de eliminar componentes de alta o baja frecuencia de la señal. A la repetición de este ciclo se le conoce como **descomposición** (Martínez & Castro, 2002). Como se puede ver en la siguiente Figura 3.3 se tiene la señal original y se va descomponiendo en dos partes la frecuencia inicial, una en pasa alta y otra en pasa baja. La primera sección se vuelve a seccionar en alta y baja frecuencia con el fin de poder obtener sus coeficientes (Misiti et al., 2009).

Kouro & Musalem (2002) describe el desempeño de la wavelet madre *Daubechies* (Db) es la adecuada para el análisis de señales biológicas. Por ello sólo se hace la selección de la Db para cada caso de los EEG estimulado con tonos y con sílabas (véase la Figura 3.4) ((Gómez et al., 2013), (Kouro & Musalem, 2002), (Martínez & Castro, 2002))

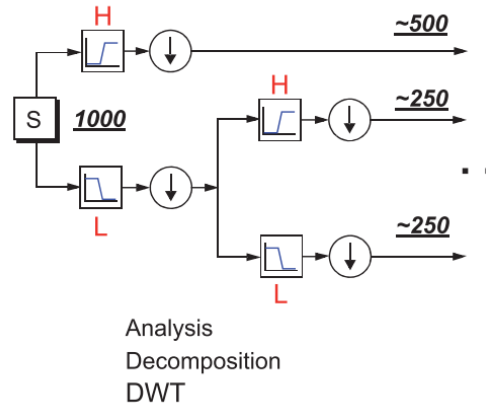


Figura 3.3: Descomposición de la señal mediante DWT (Misiti et al., 2009)

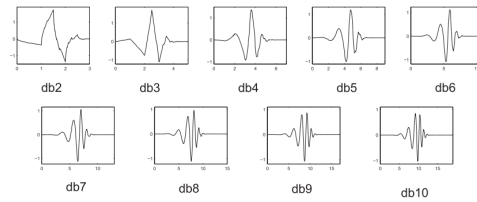


Figura 3.4: Familia de wavelet madre Daubechies (Misiti et al., 2009)

Para escoger que tipo de Db se debe emplear en la reconstrucción de la señal, se utilizó una comparación entre sus covarianzas de la señal original respecto al tipo de Db. Para el caso del promedio de los EEG estimulados con sílabas se comparó las Db1, Db2, Db3, Db 40 y Db43 y sus resultados se muestran en la siguiente Tabla (3.1). La Tabla está organizada de la siguiente manera: la primera columna se trata del tipo de Db, empleada para cada ejercicio; la columna dos es la covarianza de la Db; la siguiente columna es la covarianza de la señal; y, por último es la covarianza entre la señal original y la construida por la Db. Siendo la covarianza de la señal y la Db43, donde no hay mucho cambio respecto a ella de la que presenta la señal original.

Wavelet Db	Cov (Db)	Cov(Señal con sílabas (SS))	Cov (SS, Db)
Db 1	137.4608	137.8889	137.5634
Db 2	137.8441	137.8889	137.8489
Db 3	137.8581	137.8889	137.8574
Db 40	137.8767	137.8889	137.8727
Db 43	137.9110	137.8889	137.8900

Tabla 3.1: Covarianza entre las Db y la señal original estimulada con sílabas.

Los valores numéricos no suelen ser siempre claros, por ello es que se llevaron esos

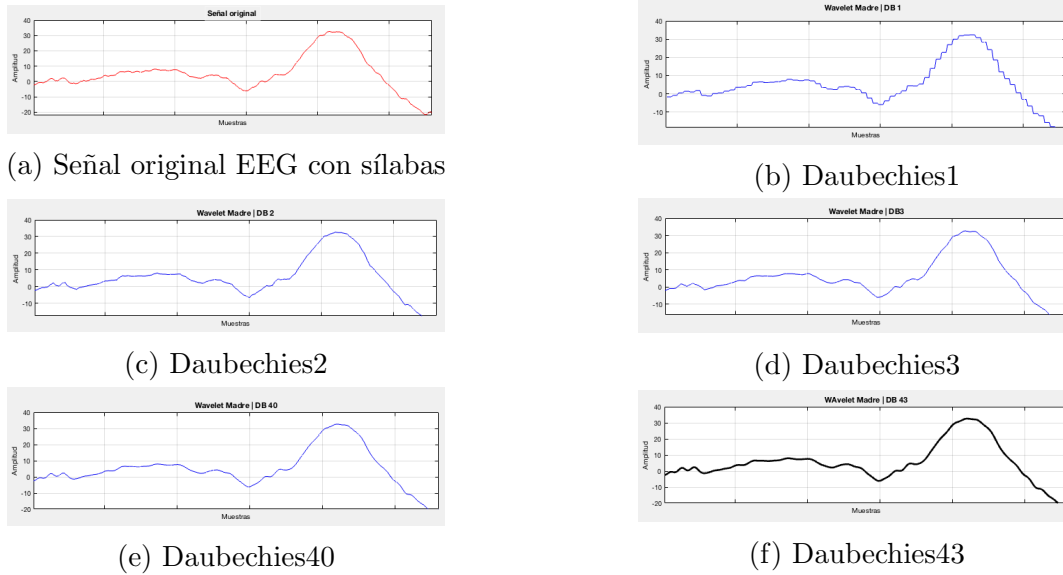


Figura 3.5: EEG estimulada con sílabas y sus diferentes representaciones usando la wavelet madre Daubechies $\{1, 2, 3, 40, 43\}$

valores a una representación gráfica (véase la Figura 3.5). Se puede notar desde la Gráfica 3.5b hasta la 3.5e que se ve muy forzada la reconstrucción de la señal original, mientras que la Figura 3.5f y se puede observar que las curvas son más ligeras en comparación que las demás.

Ahora bien, se siguió el mismo proceso para el promedio de los EEG estimulados con tonos y sus resultados se muestran en la siguiente Tabla:

Wavelet Db	Cov (Db)	Cov(Señal con tonos (ST))	Cov (ST, Db)
Db 1	64.5907	64.8857	64.6617
Db 2	64.7895	64.8857	64.8192
Db 3	64.8720	64.8857	64.8660
Db 40	64.8305	64.8857	64.8500
Db 45	64.9443	64.8857	64.9082

Tabla 3.2: Covarianza entre las Db y la señal original estimulada con tonos.

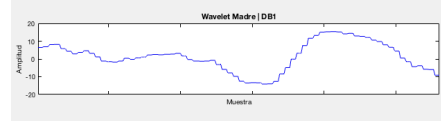
En la Tabla (3.2) en el último renglón se puede observar que la covarianza entre ambos ya no es significativamente diferente a la del promedio de los EEG estimulados con tonos, por lo que se decidió seguir trabajando, para este caso, con la *Db45*.

Los EEG estimulados con tonos se puede ver en la siguiente Figura 3.6 que la señal original se presenta mejor cuando se reconstruye con la *Db45*.

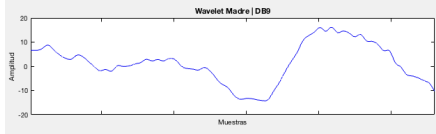
Estas dos Figuras 3.5 y 3.6 nos muestran el comportamiento de la *Daubechies* para



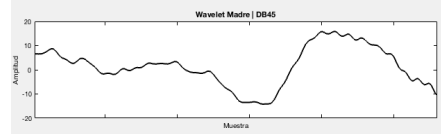
(a) Señal original EEG con tonos



(b) Daubechies1



(c) Daubechies2



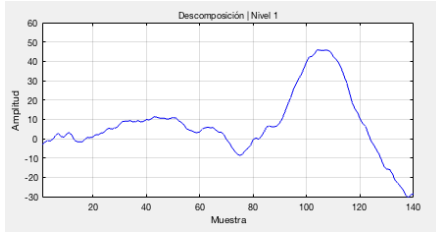
(d) Daubechies3

Figura 3.6: EEG estimulada con tonos y sus diferentes representaciones usando la wavelet madre Daubechies $\{1, 9, 45\}$

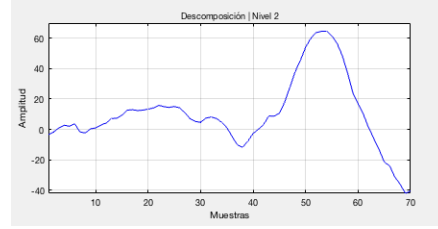
representar las señales biológicas, pero aún es necesario saber el número de nivel para la descomposición de la señal EEG. Se trató del mismo nivel de descomposición para ambos casos con EEG estimulados con sílabas y con tonos.

Se puede visualizar que, con el menor grado de muestras, no es posible reconstruir la señal original, por lo que se optó en trabajar con el nivel de descomposición 2, siendo éste el idóneo para trabajar ambas señales electroencefalográficas.

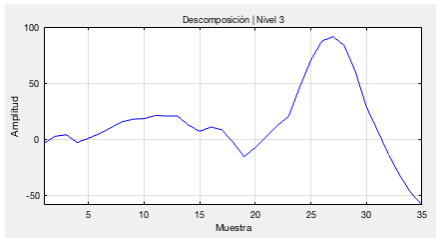
Con los resultados preliminares, se puede concluir que la mejor configuración al momento de trabajar con los EEG, es una descomposición a dos niveles y para el caso de los EEG estimulados con sílabas es la *Db43* mientras que los EEG con respuesta a tonos es la *Db45*. Con ello obteniendo los mejores resultados para obtener las características de cada señal.



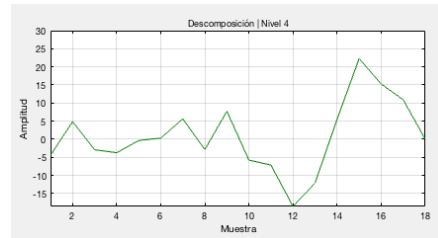
(a) Nivel de descomposición 1



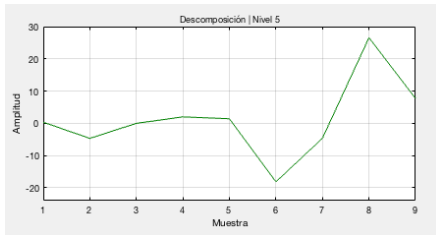
(b) Nivel de descomposición 2



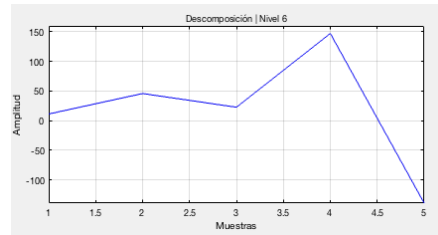
(c) Nivel de descomposición 3



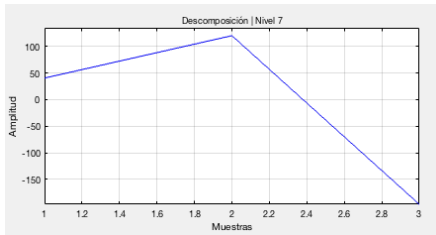
(d) Nivel de descomposición 4



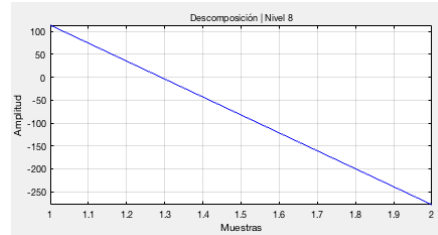
(e) Nivel de descomposición 5



(f) Nivel de descomposición 6



(g) Nivel de descomposición 7

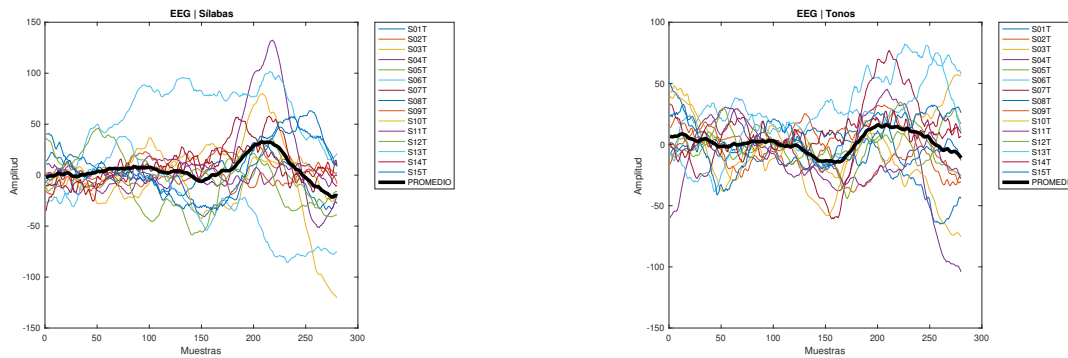


(h) Nivel de descomposición 8

Figura 3.7: Se presenta los diferentes niveles de descomposición de la señal.

Resultados y discusiones

Como se mencionó en la sección anterior, el comportamiento de los EEG tienden en un mismo patrón, por lo que se pudo haber promediado los 15 estudios que fueron llevados a cabo por sílabas y tonos. La gráfica se vuelve a incluir para que esté presente con el resto de los resultados (véase Figura 4.1).



(a) EEG estimulados con sílabas.

(b) EEG estimulados con tonos.

Figura 4.1: En ambas figuras se muestra el promedio de los 15 EEG.

En la figura 4.1 anterior no puede definirse en que momento exacto se han presentado cambios dentro de la señal, por lo que se debe de someter bajo el dominio de la DWT. Los resultados se presentarán en dos bloques, el primero para los electroencefalogramas en presencia de sílabas, su descomposición por medio de la WT, la energía mostrada en cada nivel de la selección y por último, bajo las mismas condiciones que se utilizaron para el promedio de los EEG, se tomaron tres EEG individuales. En el segundo bloque de resultados se presenta pero ahora para los EEG que estuvieron bajo un estímulo de tonos.

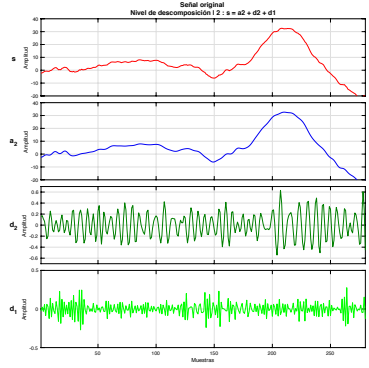


Figura 4.2: Descomposición del promedio de EEG en sílabas.

Coeeficientes de descomposición	Porcentaje de energía (%)	RMS
D1	0.08	0.0877
D2	0.04	0.2199
A	99.89	12.7829

Tabla 4.1: Energía de los coeficientes de descomposición para el promedio de EEG sílabas.

En la Figura 4.2 en el primer plano (s) se presenta la señal promedio y sus dos respectivos niveles de descomposición. Si se suman la parte a_2 , d_1 y d_2 se regresa a la misma señal que se empezó a trabajar. Se puede ver que la descomposición uno (d_1) presenta tres picos característicos los cuales están en la parte 20, 40, 150 y 270, estos son a los 20 se presenta el estímulo, a los 150 es la reacción del potencial y 270 es cuando el vuelve a su reposo inicial.

Toda la información narrada se desglosa en la Tabla 4.1. La energía disminuye del primer al segundo nivel, lo cual indica que del 0-140 muestra guarda la mayor información de toda la señal.

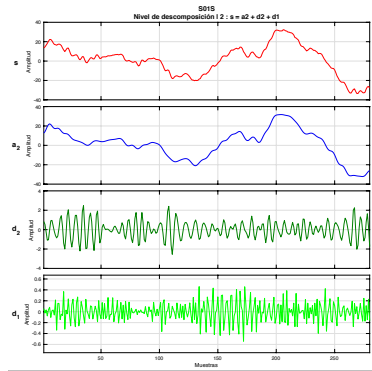


Figura 4.3: Descomposición del promedio de EEG en sílabas, para el primer paciente.

Coefficientes de descomposición	Porcentaje de energía (%)	RMS
D1	0.00	0.1834
D2	0.40	0.9030
A	99.60	15.5774

Tabla 4.2: Energía de los coeficientes de descomposición para el primer paciente de EEG en sílabas.

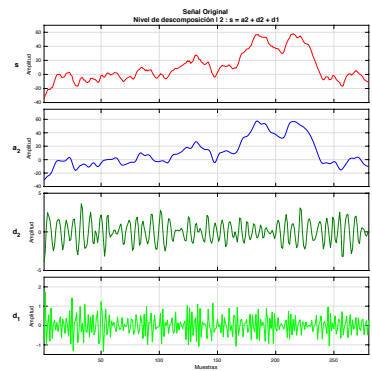


Figura 4.4: Descomposición del promedio de EEG en sílabas, para el séptimo paciente.

Coefficientes de descomposición	Porcentaje de energía (%)	RMS
D1	0.00	0.4647
D2	0.31	0.9888
A	99.69	23.3733

Tabla 4.3: Energía de los coeficientes de descomposición para el séptimo paciente de EEG en sílabas.

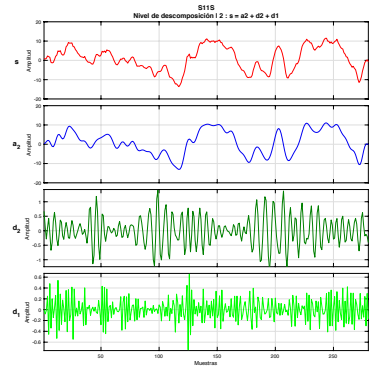


Figura 4.5: Descomposición del promedio de EEG en sílabas, para el onceavo paciente.

Coefficientes de descomposición	Porcentaje de energía (%)	RMS
D1	0.00	0.2237
D2	0.83	0.4989
A	99.17	6.2313

Tabla 4.4: Energía de los coeficientes de descomposición para el onceavo paciente de EEG en sílabas.

En las figuras 4.3, 4.4 y 4.5 son las señales del paciente 01, 07 y 11 respectivamente. En cada una se empleó la *Db43* en dos niveles de descomposición, se puede observar los diferentes comportamientos para cada señal y el nivel de alteración uno tiene las mismas características en los picos 40, 150 y 270. Sin embargo se tienen otros picos diferentes ya que cada señal es “diferente” a la señal promedio.

El segundo bloque de resultados empieza con la Figura 4.6 en el primer plano (s) se presenta la señal promedio y sus dos respectivos niveles de descomposición. Si se suman la parte a_2 , d_1 y d_2 se regresa a la misma señal que se empezó a trabajar. Se puede ver que la descomposición uno (d_1) presenta tres picos característicos los cuales están en la parte 20, 40, 150, 200 y arriba de 250 los cuales son a los 20 se presenta el estímulo, a los 150 es la reacción del potencial y 270 es cuando el potencial vuelve a su reposo inicial.

Toda la información narrada se desglosa en la Tabla 4.1. La energía, al contrario que en las sílabas, aumenta del primer al segundo nivel, lo cual indica que del 140-280 de las muestras guarda la mayor información de toda la señal y es lo que se ve en la Figura 4.6.

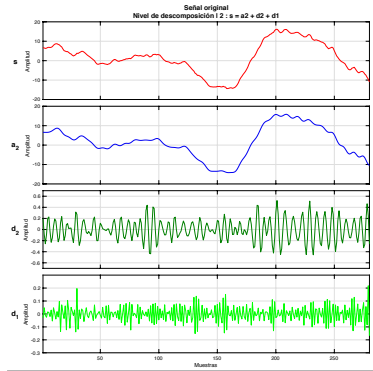


Figura 4.6: Descomposición del promedio de EEG en tonos

Coefficientes de descomposición	Porcentaje de energía (%)	RMS
D1	0.00	0.0642
D2	0.10	0.1930
A	99.90	8.1765

Tabla 4.5: Energía de los coeficientes de descomposición para el promedio de EEG tonos.

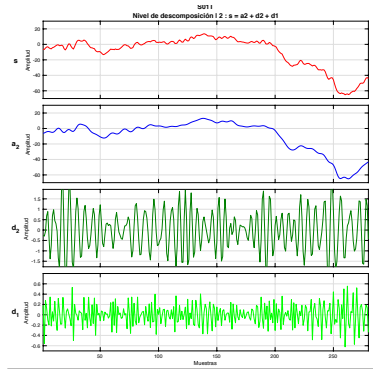


Figura 4.7: Descomposición del promedio de EEG en tonos, para el primer paciente.

Coefficientes de descomposición	Porcentaje de energía (%)	RMS
D1	0.00	0.2139
D2	0.23	0.9672
A	99.77	22.9330

Tabla 4.6: Energía de los coeficientes de descomposición para el primer paciente de EEG en tonos.

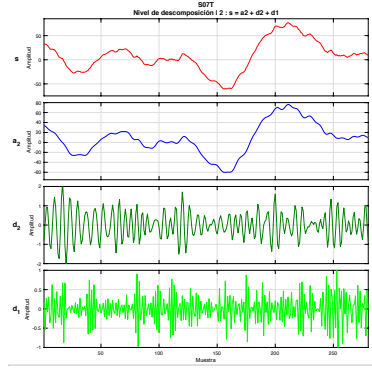


Figura 4.8: Descomposición del promedio de EEG en tonos, para el séptimo paciente.

Coefficientes de descomposición	Porcentaje de energía (%)	RMS
D1	0.00	0.3905
D2	0.08	0.6916
A	99.92	32.9965

Tabla 4.7: Energía de los coeficientes de descomposición para el séptimo paciente de EEG en tonos.

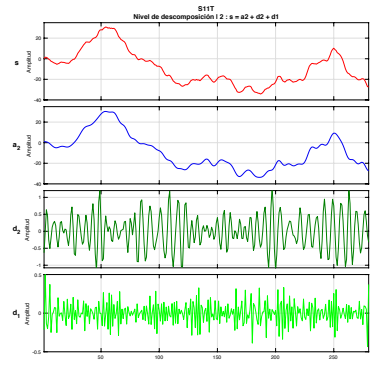


Figura 4.9: Descomposición del promedio de EEG en tonos, para el onceavo paciente.

Coefficientes de descomposición	Porcentaje de energía (%)	RMS
D1	0.00	0.1495
D2	0.06	0.4907
A2	99.94	18.9105

Tabla 4.8: Energía de los coeficientes de descomposición para el onceavo paciente de EEG en tonos.

En las Figuras 4.7, 4.8 y 4.9 son las señales del paciente 01, 07 y 11 respectivamente. En cada una se empleó la *Db45* en dos niveles de descomposición, se puede observar los diferentes comportamientos para cada señal y el nivel de alteración uno tiene las mismas

características en las crestas de 40, 150 y 270. También tienen otros picos debido a que es “diferente.” la señal promedio de donde se eligió la Db y el número de niveles, sin embargo después de la muestra 140, se llega a concentrar toda la energía para las tres señales.

4.1. Trabajo a futuro

De acuerdo a la extracción de características de los potenciales Posinápticos se tiene proyectado realizar un estudio con estos potenciales pero ahora de pacientes con alguna enfermedad cerebral. Comparar ambos resultados entre enfermos y sanos. Además se tiene planeado trabajar con la misma extracción pero con Potenciales Evocados Auditivos de estado estable y alguna comparación entre los diferentes estadios de la hipoacusia.

Conclusiones

El uso de la DWT para biopotenciales tiene un excelente desempeño en el análisis de la señal a tratar. Como se pudo ver en los resultados, el coeficiente de descomposición del primer nivel, nos presenta el periodo donde la señal es alterada por factores fisiológicos, como son la respuesta al estímulo, su potencial de acción y el de reposo.

Al momento de aplicar la WT, que se ha elegido para el promedio de cada EEG a cada estudio en individual, no da una muy buena respuesta, lo que corresponde que para cada señal se debe tomar en cuenta su propia selección de la wavelet madre. De otra manera, sería tener una base de datos mayor para eliminar ese tipo de errores y hacer un algoritmo de aprendizaje que catalogue cada una de las señales.

Se distingue el comportamiento de los EEG cuando un paciente está bajo un estímulo de sílabas que con uno de tonos, ya que el EEG se presenta más ordenado que el otro. Con lo cual se puede ver que el cerebro responde mejor a sílabas que a tonos.

Bibliografía

- Avecilla-Ramírez, G. N., Ruiz-Correa, S., Marroquin, J. L., Harmony, T., Alba, A., & Mendoza-Montoya, O. (2011). Electrophysiological auditory responses and language development in infants with periventricular leukomalacia. *Brain and Language*, 119(3), 175–183.
- Balencia Lázaro, P. Y. & Rodríguez Reséndiz, J. (2012). Potenciales evocados auditivos de estado estable: una revisión. *8º Congreso de Ingeniería*.
- Berlanga, Ó., Sotelo, E., Verónica, T., & Segura, M. (2013). Tamiz auditivo neonatal. *Medigraphic*, 6(2), 41–46.
- Gómez, E., Aponte, G., & Silva, D. (2013). Selección de una wavelet madre para el análisis frecuencial de señales eléctricas transitorias. *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*, 21(2), 262–270.
- Granell, J., Gavilanes, J., Herrero, J., Sánchez-Jara, J. L., Velasco, M. J., & Martín, G. (2008). Cribado universal de la hipoacusia neonatal: ¿Es más eficiente con potenciales evocados auditivos que con emisiones otoacústicas? *Acta Otorrinolaringologica Española*, 59(4), 170–175.
- Ikawa, N., Morimoto, A., & Ashino, R. (2012). Waveform Analysis of 40-Hz Auditory Steady-State Response Using Wavelet Analysis. *Ieee*, (pp. 15–17).
- Kouro, S. & Musalem, R. (2002). Tutorial introductorio a la Teoría de Wavelet. (pp. 1–8).
- Legget, K. T., Hild, A. K., Steinmetz, S. E., Simon, S. T., & Rojas, D. C. (2017). MEG and EEG demonstrate similar test-retest reliability of the 40Hz auditory steady-state response. *International Journal of Psychophysiology*, 114, 16–23.
- Lino-González, A. L., Castañeda-Maceda, M. V., Mercado-Hernández, I., & Arch-Tirado, E. (2015). Tamiz auditivo neonatal universal en México. *Salud Pública de México*, 57(2), 114–115.

- Martínez, J. & Castro, R. (2002). Análisis de la teoría ondículas orientada a las aplicaciones en ingeniería eléctrica: Fundamentos. *E.T.D.I. Industriales Dpt. de ingeniería eléctrica*, (pp. 161).
- Mijares, E., Báez, L., Cabrera, L., Pérez-Abalo, M. C., & Torres-Fortuny, A. (2015). Cribado auditivo mediante potenciales evocados auditivos de estado estable obtenidos por estimulación simultánea de la vía aérea y la ósea. *Acta Otorrinolaringologica Española*, 66(1), 8–15.
- Misiti, M., Misiti, Y., Oppenheim, G., & Poggi, J.-M. (2009). Wavelet Toolbox™ 4 User's Guide. *The MathWorks Inc., . . .*, (pp. 11–47).
- Mundial, A. (2015). *Informes sobre los progresos realizados*.
- Pardo Gómez, E. (2011). Transformadas Wavelet no diezmadas para reducción de ruido y detección de señales : Aplicaciones en Evaluación No Destructiva por Ultrasonidos. (pp. 1–288).
- Sandoval-García, M. A., Iglesias-Leboreiro, J., Silva-Ramírez, H., Frid-Chernitzky, J., & Rendón-Macías, M. E. (2012). Frecuencia de hipoacusia neonatal en un hospital privado. Tamiz auditivo. *Revista Mexicana de Pediatría*, 79(4), 174–178.
- Señales; (2006). Introducción a la Transformada Wavelet.
- Slugocki, C., Bosnyak, D., & Trainor, L. J. (2016). Simultaneously-evoked Auditory Potentials (SEAP): a new method for concurrent measurement of cortical and subcortical auditory-evoked activity. *Hearing Research*, 345, 30–42.
- Thomassin, J.-M., Korchia, D., Danvin, J.-B., Forman-Glard, C., & Bailhache-Behnima, A. (2009). Exploración del oído. *EMC - Otorrinolaringología*, 38(2), 1–9.
- Torrente, M. (2016). Hipoacusia Y Sistema De Garantías Explícitas En Salud (Ges). *Revista Médica Clínica Las Condes*, 27(6), 740–744.
- Tucci Reali, A. (1999). El origen de los biopotenciales. *Revista de la Facultad de Medicina, Universidad de Los Andes*, 5(publicado), 17–23.
- Van Eeckhoutte, M., Wouters, J., & Francart, T. (2016). Auditory steady-state responses as neural correlates of loudness growth. *Hearing Research*, 342, 58–68.
- Winans, Sarah; Gilman, S. (2003). *Neuroanatomía y Neurofisiología clínicas de Manter y Gatz*. 4^o edition.
- Zenker, F. (2002). Potenciales Evocados Auditivos Continuos. volume 1 (pp. 1133–1155).