



CENTRO DE INVESTIGACIONES
EN ÓPTICA, A.C.

Técnica de Filtrado en Señales de los Potenciales Provocados Auditivos del Tallo Cerebral



Como requisito para obtener el grado de:
Maestro en Optomecatrónica

Asesor:

Dr. J. Ascención Guerrero Viramontes

Co-asesor:

Dr. Víctor Hugo Hernández González

Presenta:

Ing. Luis Miguel González Ortiz

Versión Definitiva. Incluye cambios sugeridos por los revisores

*30 Junio dle 2015
León, Guanajuato,
México*

Así dice el SEÑOR:
«Que no se gloríe el sabio de su sabiduría,
ni el poderoso de su poder,
ni el rico de su riqueza.
24 Si alguien ha de gloriarse,
que se gloríe de conocerme
y de comprender que yo soy el SEÑOR,
que actuó en la tierra con amor,
con derecho y justicia,
pues es lo que a mí me agrada
Jeremías 9:23-24

Agradecimientos

Quiero agradecer antes que nada a Dios, porque sin El la terminación de ésta etapa no hubiera sido posible, por permitirme hacer lo le he pedido y dándome la satisfacción de haber llegado hasta aquí. También agradezco a mi esposa y a mí hijo, que han sido siempre una inspiración. Que aunque no fue fácil siempre conté con su apoyo y paciencia.

Agradezco también a mis asesores el Dr. J. Ascención Guerrero Viramontes (ITA) y al Dr. Víctor Hugo Hernández González (DCI), que siempre desde un inicio estuvieron prestos a apoyarme. Al Dr. David Moreno Hernández (CIO) por sus consejos y ayuda. Y también al Dr. Jean Bernard Hayet (CIMAT) quien también compartió de sus conocimientos para este trabajo. A la Dra. María del Socorro Hernández Montes (CIO) por sus finas observaciones que ayudo a quedar más clara la tesis.

Y como no agradecer a mis compañeros de generación que siempre brindaron amistad, ayuda y compañía, a Julio Cesar, Noé, Alan, Chava y Eloy. Y por supuesto agradezco a los profesores y personal del CIO que sin ellos no podría operar este Centro de Investigación.

Finalmente, agradezco al CONACYT por haberme otorgado la beca durante mi periodo de estudiante en este Centro de Investigación.

Resumen

La medición de los Potenciales Provocados Auditivos del Tallo Cerebral (PPATC) sirve para detectar anomalías en el oído interno. Ya sea por mal funcionamiento en la transducción de la presión sonora en impulsos neuroeléctricos o algún fallo de la cóclea. La manera de medir los PPATC se realiza mediante electrodos de superficie colocados en la frente y lóbulo de la oreja para captar señales bioeléctricas que se originan en la vía auditiva, estas señales están en el rango de los micro volts. Debido a que la señal es muy débil la adquisición es difícil y se requiere de muchas muestras (1000 a 2000) para tener una señal aceptable para su análisis, lo cual da lugar a errores y toma un largo tiempo. En este trabajo se propone la utilización de la Transformada Wavelet Discreta, el filtro Kalman simple y el filtro promedio móvil Henderson. Y una combinación de estos tres, para que con solo 300 muestras poder lograr resultados convenientes. Se trabajo con una base de datos con la que se adquirieron 1200 muestras en ratones con audición normal. Se probaron diferentes técnicas de filtrado y de acuerdo a los resultados obtenidos se aprecia que la mejor técnica de filtrado es con el uso de Wavelet-Promedio Móvil Henderson a 13 términos. Pudiendo reducir el tiempo del procesamiento de la señal para la obtención de los resultados de 40 segundos a 6 segundos.

Contenido

1	Introducción.....	7
1.1	Propósito del estudio	8
2	El sonido.....	9
2.1	Ondas Longitudinales y Transversales	10
2.2	Características de las ondas sonoras	11
2.3	El Ruido	11
2.4	Presión Sonora	12
2.5	Nivel de Presión Sonora (NPS)	12
2.6	Nivel Sonoro con Ponderación.....	12
2.7	El micrófono	13
2.7.1	Sensibilidad	14
2.7.2	Ruido Propio.....	14
3	Anatomía y Fisiología del Oído	16
3.1	Oído externo	18
3.2	Oído Medio	20
3.2.1	Propagación del sonido y acoplamiento de impedancias	21
3.3	Oído Interno.....	22
3.3.1	Función Coclear.....	23
3.3.2	Anatomía coclear	24
3.3.3	Partición coclear.....	26
3.3.4	Propagación del sonido en la cóclea	28
3.3.5	La cóclea como analizador en frecuencia	29
3.3.6	Mecanismo de transducción.....	32
4	REGISTROS ELECTROFISIOLÓGICOS AUDITIVOS	37
4.1	LOS POTENCIALES PROVOCADOS AUDITIVOS (PPA).....	37

Parámetros medidos en un PEATC normal.....	42
5 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL	46
5.1 Filtro Kalman	46
El algoritmo discreto del filtro de Kalman.....	47
5.2 Filtro Promedio Móvil	52
Promedios móviles Ponderados	53
Filtro de Tendencia.....	53
5.3 Transformada Wavelet	54
Análisis mediante la transformada Wavelet.....	56
Cálculo de la Transformada Wavelet.....	57
Transformada Wavelet Discreta	60
6 Desarrollo.....	62
7 Análisis de resultados	70
8 Conclusiones	80
8.1 Trabajo a futuro	81
9 Anexos.....	83
9.1 Anexo 1	83
9.2 Anexo 2	96
9.3 Anexo 3 Especificación del equipo utilizado.....	100
10 Bibliografía.....	104

1 Introducción

Existen diversas técnicas que son utilizadas para la evaluación de la función auditiva en seres humanos y que también son usadas para estudios en laboratorios con modelos de animales para investigación básica. Entre las más actuales se encuentra la medición de Potenciales Provocados Auditivos del Tallo Cerebral (PEATC), Electrocoqueografía, Emisiones Otoacústicas (EOA), Emisiones Otoacústicas por Productos de la Distorsión y Emisiones Provocadas Otoacústicas Transitorias. En ésta tesis se tratará el caso de los PEATC que se presentan cuando el oído interno responde a un estímulo sonoro y este es transmitido a todo lo largo de la vía auditiva mediante una serie de eventos neuroeléctricos [1]. Esta técnica es muy usada en el diagnóstico de la audición de recién nacidos.

El registro de las señales que se generan debido al estímulo se registra por medio de electrodos colocados en la oreja y frente. Este tipo de pruebas diagnósticas son muy valiosas para determinar el umbral auditivo del sujeto y determinar la integridad del nervio auditivo (VIII) y el funcionamiento normal de las áreas y estructuras del tallo cerebral involucrados en la función auditiva. Uno de los objetivos en esta tesis es el procesamiento de las señales registradas, para posteriormente analizarlas. Debido a que este tipo de señales está en el orden de los μV es difícil el procesamiento de ésta señal, si se realiza un promedio de las tomas de muestra se requieren de 1000 a 2000 muestras para llegar a una buena aproximación de la señal que se pretende estudiar.

1.1 Propósito del estudio

Algunos de los inconvenientes en la medición de los PEATC es que se captan en el cuerpo humano en el orden de los μV , esto dificulta el análisis de dichas señales, ya que existen otras señales que interfieren con mayor o menor voltaje. Como puede ser la respiración, movimientos oculares, latidos cardiacos u otras señales que se generan en el cuerpo humano debido a otros eventos o procesos realizados ya sea voluntaria o involuntariamente. Y que además estas señales se presentan en eventos en corto tiempo, requiriendo que cada estudio tenga que ser rápido, o teniendo al paciente en calma, incluso hasta dormido.

El propósito de este trabajo es encontrar un método de análisis que ahorre tiempo en el análisis de los resultados de manera confiable. Para procesar la señal se utilizó el software LabView implementando la transformada Wavelet, el filtro Kalman simple y el filtro Promedio móvil de Henderson para el análisis de señales en el tiempo. Se uso una base de datos en la cual se tienen muestras de 30 a 80 dB en intervalos de 10 dB para el filtrado de la señal y se comparó la mejor respuesta que hay entre el filtro Kalman simple, el filtro Promedio móvil, Wavelet-Kalman y Wavelet-Promedio móvil Henderson con éstas señales para proponer cual es el mejor filtraje de la señal.

2 El sonido

El sonido es una onda mecánica longitudinal que se propaga a través de medios elásticos como pueden ser el aire, agua, etc. Lo produce un objeto vibrante que cede parte de su movimiento vibratorio a las partículas del medio que lo rodean y se desplaza a través de éste transportando energía a una determinada velocidad. El sonido se considera como una vibración que se produce con una determinada frecuencia sobre la presión atmosférica estática del aire, que puede ser percibida por el oído humano.

La presión se define como la fuerza ejercida por unidad de superficie. La presión P es directamente proporcional a la fuerza ejercida F , e inversamente proporcional a la superficie S donde se aplica dicha fuerza. De esta forma se obtiene la siguiente expresión:

$$P = \frac{F}{S} \quad (1)$$

Donde F puede estar en *Newtons* y S en m^2

El aire en ausencia de sonido, presenta una determinada presión que se considera constante (presión atmosférica) y es igual a $P_0 = 1.013 \times 10^5 \text{ N/m}^2$.

Según la definición dada, podemos considerar al sonido en su doble vertiente:

- *Fenómeno físico*, que consiste en una vibración mecánica que se desplaza por un medio elástico y que es capaz de producir una sensación auditiva.
- *Fenómeno fisiológico*, en este caso es una sensación auditiva producida por una vibración mecánica que ha utilizado un medio elástico para propagarse.[2]

2.1 Ondas Longitudinales y Transversales

Las ondas de sonido son longitudinales, es decir, la propagación es en la misma dirección que la presión, a diferencia de las ondas electromagnéticas que son transversales y se propagan en dirección perpendicular a los campos eléctrico y magnético. El tratamiento matemático de las ondas sonoras es muy similar al de las ondas electromagnéticas. En tanto que éstas no requieren de un medio material y pueden propagarse en el vacío, las ondas sonoras necesitan un medio material y pueden considerarse como causadas por la compresión y rarefacción de las moléculas del medio. En promedio, no hay movimiento neto de las partículas del aire, de modo que no debe pensarse que el sonido produce viento, ya que el aire se comprime y rarifica alternativamente. Así, lo que se propaga es el ciclo de compresión-rarefacción. Esto se ilustra en la FIGURA 1[3].

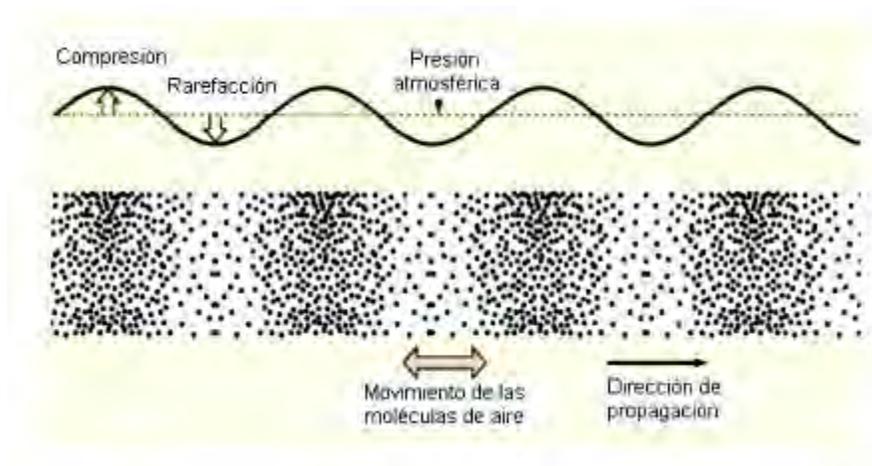


FIGURA 1 Onda Sonora

2.2 Características de las ondas sonoras

El número de variaciones de presión por segundo es lo que se llama frecuencia (f) del sonido y se mide en Hercios (Hz) o en ciclos por segundo. La banda de frecuencias audibles se descompone en tres regiones:

- Tonos graves: entre 125 y 250 Hz
- Tonos medios: entre 500 y 1000 Hz
- Tonos agudos: entre 2000 y 20000 Hz

Cada frecuencia de sonido produce un tono distinto. Un sonido de una única frecuencia se denomina tono puro, los tonos puros se encuentran muy raramente y la mayoría de los sonidos se componen de distintas frecuencias.

La frecuencia más prominente producida por un cuerpo vibrante se denomina frecuencia fundamental, la cual producirá un tono determinado. Cualquier frecuencia que produzca una sensación de tono dos veces mayor que la fundamental, se denomina un octavo u octava por encima de esta.

2.3 El Ruido

El ruido es una combinación de varias frecuencias que produce una sensación de incomodidad. La exposición prolongada a fuentes de ruido puede provocar fatiga, daños auditivos irreversibles, alteraciones del sueño, estrés y disminución de rendimiento en el trabajo. Se utiliza la densidad espectral de potencia para censar el ruido. Un sonido aleatorio característico es el ruido blanco. Se define como aquel ruido que presenta una densidad espectral de potencia constante.

2.4 Presión Sonora

La presión sonora se define como la diferencia entre una presión instantánea debido al sonido y la presión atmosférica y se mide en Pa. Sin embargo la presión sonora se mide en valores mucho menores que la presión atmosférica. Por ejemplo los sonidos más intensos que pueden soportarse sin experimentar dolor alguno corresponden a 20 Pa. Mientras que los apenas audibles están cerca de los 20 μ Pa.

2.5 Nivel de Presión Sonora (NPS)

El hecho de que la relación del sonido más intenso y el más débil sea alrededor de 1,000,000 Pa ha llevado a aceptar una escala logarítmica. Llamando P_{ref} (Presión de referencia) a la presión de un tono apenas audible y P a la presión sonora, el nivel de presión sonora NPS se puede obtener con la siguiente expresión:

$$NPS = 20 \log \frac{P}{P_{ref}} \quad (2)$$

Donde \log es la escala logarítmica decimal. La escala utilizada para el NPS es el dB. El nivel de presión sonora de los sonidos audibles varía entre 0 dB y 120 dB. Los sonidos de más de 120 dB pueden causar daños auditivos inmediatos e irreversibles.

2.6 Nivel Sonoro con Ponderación

El nivel de presión sonora tiene la ventaja de ser una medida objetiva y bastante cómoda de la intensidad del sonido, pero tiene la desventaja de no presentar con precisión lo que realmente se percibe. Esto se debe a que la sensibilidad del oído depende fuertemente de la frecuencia ya que mientras que un sonido de 1kHz y 0 dB es audible, es necesario llegar a los 37 dB para poder escuchar un tono a los 100Hz, es decir, el oído se comporta de manera diferente con respecto a la dependencia de la frecuencia para diferentes niveles físicos del sonido. Por

ejemplo, a bajos niveles, solo los sonidos con frecuencias medias son audibles, mientras que a altos niveles todas las frecuencias se escuchan a la misma sonoridad. Por lo tanto se diseñaron tres niveles de ponderación, A, B, y C, con niveles de 40 dB, 70 dB y 100 dB respectivamente, Figura 2.

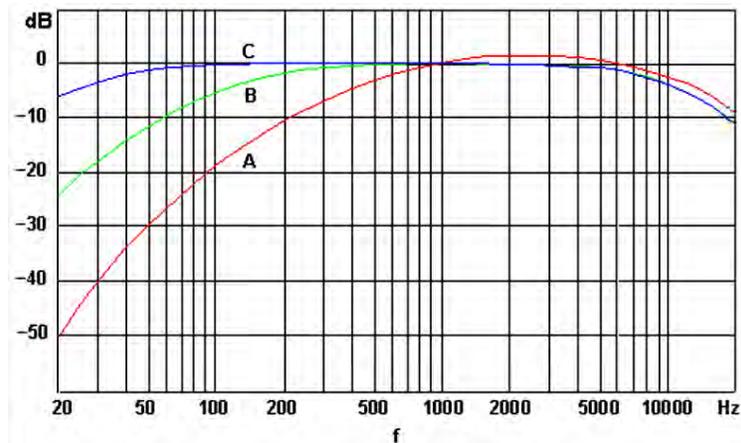


Figura 2 Curvas de Ponderación A, B y C

El resultado de una medición efectuada con la red de ponderación A se expresa en decibeles A, abreviados dB(A)[4]. La ponderación A ha sido utilizada grandemente en estudios donde se quiere saber si existe un daño auditivo, el nivel sonoro con ponderación A es la mejor medida única disponible para evaluar problemas de ruido y para tomar decisiones.

2.7 El micrófono

El micrófono es un transductor acústico eléctrico que permite convertir una forma de energía en otra. Su función es la de actuar como vínculo electromecánico entre el medio acústico donde se desarrolla la música o la locución y el medio eléctrico donde se almacena, procesa o distribuye la señal.

2.7.1 Sensibilidad

Es un concepto que indica la capacidad del micrófono de captar sonidos débiles y convertirlos en señales eléctricas. Se define como el cociente entre la tensión eléctrica en bornes del micrófono cuando está en circuito abierto y la presión que incide sobre su diafragma en campo libre o en una cámara anecoica.

$$S = \left| \frac{E}{P} \right| \quad (3)$$

Donde:

S = Es la sensibilidad del micrófono

E = Es la energía eléctrica del circuito abierto

P = Es la presión del sonido que incide el diafragma del micrófono

La sensibilidad tiene como unidad fundamental el *Voltios/Pascales*. En las características técnicas de un micrófono es común expresar la sensibilidad en dB, la sensibilidad se da una frecuencia de 1kHz y los valores típicos están entre -50 dB y -80 dB lo cual indica la baja sensibilidad de este transductor ya que es mejor tener micrófonos con sensibilidades altas lo que significa valores en dB próximos a cero. [2].

2.7.2 Ruido Propio

El ruido propio de un micrófono es el que produce cuando no hay ninguna señal externa que excite el micrófono. Esta medida se realiza normalmente en una cámara anecoica y se especifica como una medida del nivel de presión sonora en dB. El nivel indicado en dB, se especifican con la ponderación A incluida, de forma que se adapta a la curva de nuestro oído ajustando las frecuencias mas graves y más agudas. [4]

Se puede considerar como excelente un nivel de ruido de 20 dB(A), como valor bueno sobre unos 30 dB(A), y como malo 40 dB(A). A la hora de comparar varios micrófonos es importante tener en cuenta este valor de ruido propio. Cuanto menos ruido se tenga mejor. [4]

3 Anatomía y Fisiología del Oído

La generación de sensaciones auditivas en el ser humano se desarrolla en tres etapas básicas:

- Captación y procesamiento mecánico de las ondas sonoras.
- Conversión de la señal acústica (mecánica) en impulsos nerviosos, y transmisión de dichos impulsos hasta los centros sensoriales del cerebro.
- Procesamiento neuronal de la información codificada en forma de impulsos nerviosos.

La captación, procesamiento y transducción de los estímulos sonoros se llevan a cabo en el oído, mientras que la etapa de procesamiento neuronal, en la cual se producen las diversas sensaciones auditivas, se encuentra ubicada en el cerebro. Se pueden distinguir dos regiones o partes del sistema auditivo: la región periférica, en la cual los estímulos sonoros conservan su carácter original de ondas mecánicas hasta el momento de su conversión en señales electroquímicas, y la región central, en la cual se transforman dichas señales en sensaciones.

El oído o región periférica se divide en tres zonas de acuerdo a su ubicación en el cráneo, oído externo [E], formado por la oreja o pabellón auricular y el conducto auditivo externo, Oído medio [M], formado por la membrana timpánica o tímpano y la cadena de huesecillos, martillo, yunque y estribo; y oído interno [I], formado por la cóclea o caracol y el sistema vestibular como puede observarse en la Figura 3.

El oído externo se encarga de capturar el sonido y dirigirlo hacia la membrana timpánica. El oído medio actúa como un acoplador de impedancia acústica, y envía el sonido hacia el oído interno. El oído interno transduce la información mecánica en información eléctrica, la cual viaja a través del Nervio Auditivo hacia la corteza cerebral.

La energía sonora del ambiente se propaga a través de estas zonas y sufre distintas transformaciones durante el proceso de audición. La primera transformación sucede cuando la energía sonora impacta sobre la membrana timpánica dando como resultado una energía mecánica que se transmite hacia el oído medio. La segunda transformación ocurre cuando la energía mecánica se traduce en energía hidráulica, al actuar sobre los fluidos de las estructuras vestibulares y cocleares. La tercera y última transformación se lleva a cabo cuando las células ciliadas del oído interno convierten la energía hidráulica en información neurológica que posteriormente se envía al cerebro para su análisis e interpretación perceptual, Figura 3. Tanto el procesamiento mecánico de las ondas sonoras como la conversión de éstas en señales electroquímicas son procesos no lineales [5]. Es decir que aunque las intensidades son mayores en las ondas sonoras no se reflejan de igual manera en las señales electroquímicas.

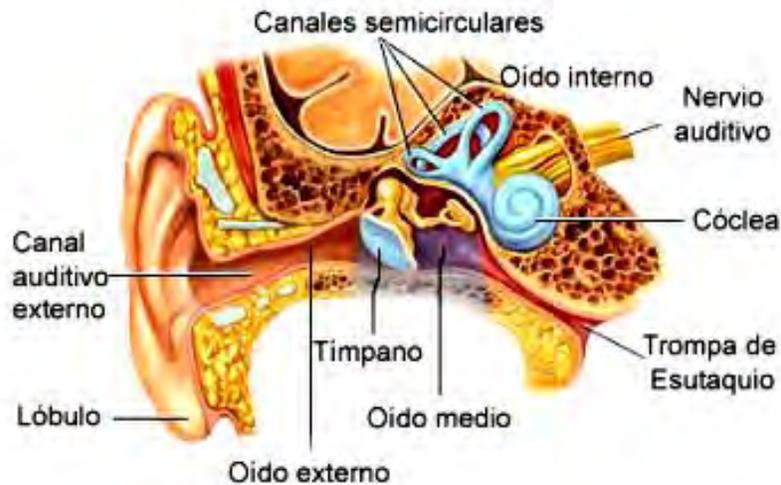


Figura 3 Anatomía del oído humano

3.1 Oído externo

El oído externo está formado por el pabellón auricular u oreja, el cual dirige las ondas sonoras hacia el conducto auditivo externo a través del orificio auditivo. El otro extremo del conducto auditivo se encuentra cerrado por la membrana timpánica o tímpano, la cual constituye la entrada al oído medio. El oído externo está formado de piel y cartílago, se caracteriza por diversas protuberancias, surcos y depresiones, donde la concha, la más profunda de éstas, conduce directamente al conducto auditivo. La función del oído externo es la de recolectar las ondas sonoras y conducirlas hacia el oído medio. Asimismo, el conducto auditivo tiene dos propósitos adicionales: proteger las delicadas estructuras del oído medio y minimizar la distancia del oído interno al cerebro, reduciendo el tiempo de propagación de los impulsos nerviosos [6].

En la Figura 4 se observa el pabellón (1), el cual recoge el sonido y lo dirige hacia el conducto auditivo externo (2). En el adulto el conducto auditivo externo tiene aproximadamente 25 mm de largo y 7 mm de ancho. El conducto se estrecha hacia

la mitad y vuelve a ensancharse cerca del tímpano (3). Las dos terceras partes internas del conducto auditivo externo son óseas, mientras que el primer tercio es cartilaginoso.

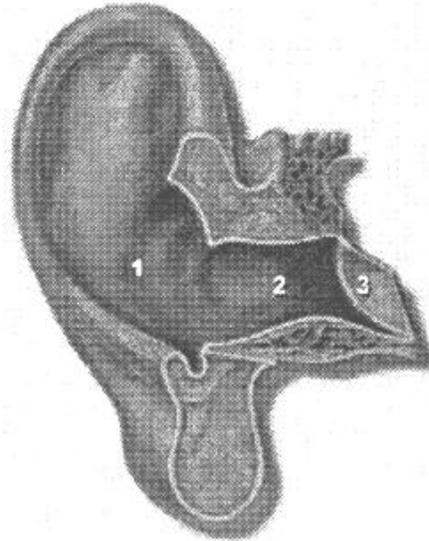


Figura 4 Oído Externo

La membrana timpánica es de apariencia translúcida con un espesor aproximado de 0.07 mm. Es de forma cónica, apunta hacia el interior del oído medio con una superficie promedio aproximada de 63 mm^2 y con un ángulo de inclinación con respecto al conducto auditivo externo de aproximadamente 150° . Está unida al conducto auditivo en su borde superior y posee mayor movilidad lateral en la parte inferior que en la superior. El tipo de movimiento que experimenta es de vaivén, haciéndola extremadamente sensible a sonidos de pequeña magnitud.

3.2 Oído Medio

El oído medio, está constituido por una cavidad llena de aire, dentro de la cual se encuentran tres huesecillos articulados entre sí, denominados martillo, yunque y estribo, Figura 5. Uno de los extremos del martillo se encuentra adherido al tímpano, mientras que la base del estribo está unida mediante un anillo flexible a las paredes de la ventana oval, orificio que constituye la vía de entrada del sonido al oído interno.

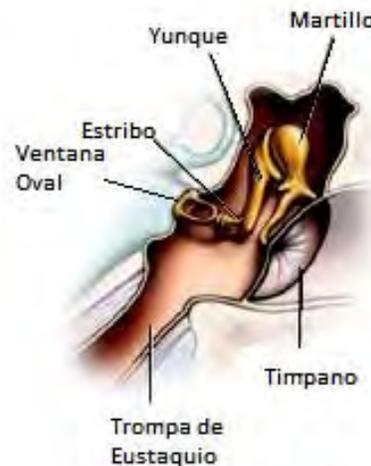


Figura 5 Propagación del sonido a través del oído medio e interno

Las variaciones de presión que se ejercen sobre la membrana timpánica originan el movimiento articulado del martillo, yunque y base del estribo; creando una onda de presión dentro del oído interno al comprimir y descomprimir el fluido localizado detrás de la ventana oval. Debido a que este fluido es prácticamente incompresible, la presión hidráulica que genera el fluido se alivia por el desplazamiento experimentado por la membrana de la ventana redonda.

La cavidad del oído medio se comunica con la atmósfera a través de la tuba auditiva, ducto de 35 mm de longitud y que se comunica con la nasofaringe. Sus funciones básicas son igualar las presiones de aire en ambos lados de la membrana timpánica, permitiendo el paso del aire externo esencial para el metabolismo de los tejidos del oído medio y drenar los fluidos del oído medio hacia la nasofaringe [7].

3.2.1 Propagación del sonido y acoplamiento de impedancias

El sonido se conduce a través del conducto auditivo hasta el tímpano. Los cambios de presión en la pared externa de la membrana timpánica, asociados a la señal sonora, hacen que la membrana vibre siguiendo las oscilaciones de la señal.

Las vibraciones del tímpano se transmiten a lo largo de la cadena osicular, la cual opera como un sistema de palancas de tal forma que la base del estribo vibra en la ventana oval, Figura 5. Este hueso se encuentra en contacto con uno de los fluidos contenidos en el oído interno; actuando como un mecanismo que transforma las vibraciones del aire en vibraciones del fluido.[6]

Para lograr que la transferencia de potencia del aire al fluido sea máxima, debe efectuarse un acoplamiento entre la impedancia mecánica característica del aire y la del fluido, puesto que esta última es mucho mayor que la primera.

El equivalente mecánico del transformador es una palanca [6]; de ahí que la cadena osicular actúe como acoplador de impedancias. Por otra parte la relación entre las superficies del tímpano y de la base del estribo introduce un efecto de acoplamiento adicional, lográndose una transformación de impedancias del orden de 1:20, minimizando las pérdidas por reflexión.

El máximo acoplamiento se obtiene en el rango de frecuencias medias, alrededor de 1 kHz [9]. En la Figura 6 se representa en forma esquemática la transmisión del sonido del oído externo al interno, a través del oído medio.[5]



Figura 6 Esquema de Propagación del sonido a través del oído medio

3.3 Oído Interno

El oído interno representa el final de la cadena de procesamiento mecánico del sonido, y en él se llevan a cabo tres funciones primordiales: filtraje de la señal sonora, transducción y generación de impulsos nerviosos.

El oído interno está formado por una porción ósea externa, el laberinto óseo Figura 7. Este se divide en tres partes: los canales semicirculares (superior, lateral y posterior), el vestíbulo y la cóclea. Las primeras dos secciones alojan los órganos sensoriales del sistema vestibular, responsable del balance y postura del cuerpo. La cóclea o caracol es un conducto rígido en forma de espiral, de unos 35 mm de longitud, lleno con dos fluidos de distinta composición[5].

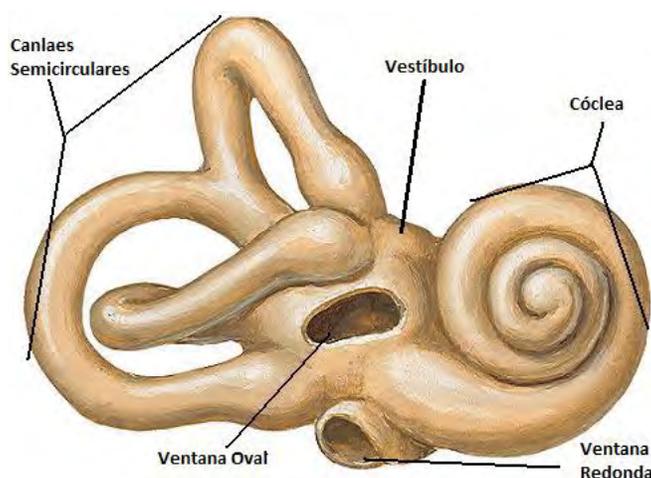


Figura 7 Laberinto Óseo del Oído interno

3.3.1 Función Coclear

Las respuestas fisiológicas que ocurren en la cóclea son el fundamento del proceso de la audición. El oído interno separa las frecuencias del estímulo sonoro en diferentes regiones espaciales del sistema auditivo, convirtiendo los cambios de presión en descargas de las neuronas auditivas, preservando una cierta cantidad de información de la señal acústica original. Esta decodificación de los sonidos dio origen a la teoría de la onda viajera, propuesta por von Békésy en 1949; aunque tiempo después no resultaba consistente con la información experimental obtenida que sugería la presencia de no linealidades significativas en las respuestas [8].

3.3.2 Anatomía coclear

La cóclea es una cavidad larga del hueso temporal llena de fluido, alojando en su interior los órganos de la audición. Está enrollada en 2.5 vueltas en espiral. El extremo ancho que limita con el oído medio se denomina base, y termina en una delgada porción llamada ápex, Figura 8.

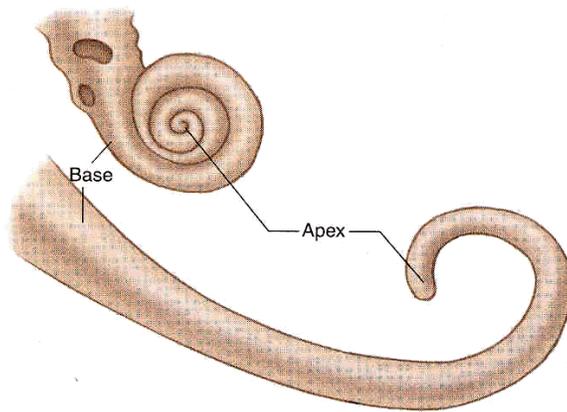


Figura 8 Cóclea

Las membranas basilar y de Reissner dividen a la cóclea en tres compartimentos o escalas, Figura 9. Se denomina escala vestibular al espacio de fluido entre la membrana de Reissner y la pared superior ósea de la cóclea; escala timpánica al espacio de fluido entre la membrana basilar y la pared ósea inferior; y escala media o ducto coclear al espacio entre las dos membranas. La escala media es elástica debido a que se encuentra rodeada por membranas, y responde a presiones desde cualquier lado mediante movimientos en la dirección apropiada. Figura 10.

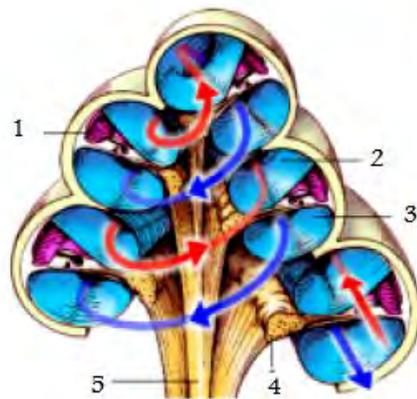


Figura 9 Corte de la cóclea. (1) Escala media, (2) Escala vestibular, (3) Escala Timpánica, (4) Ganglio Espiral, (5) Nervio Auditivo.

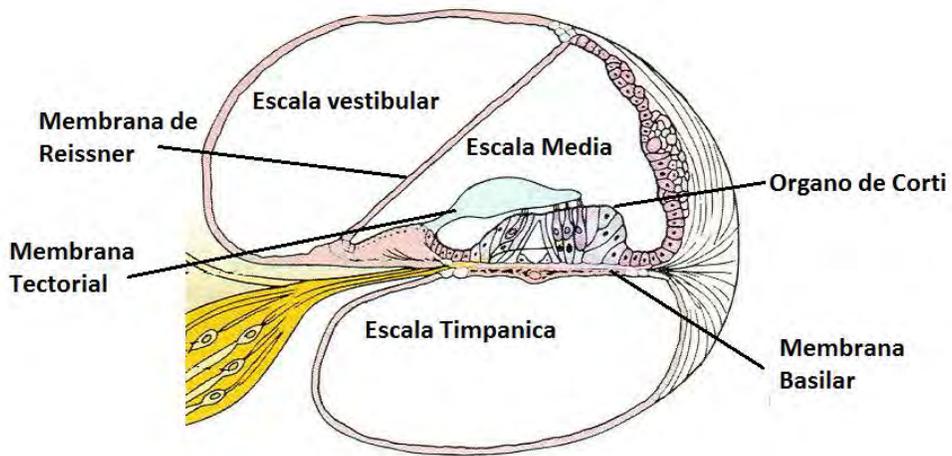


Figura 10 Corte transversal de un conducto de la cóclea

Las escalas vestibular y timpánica, conteniendo perilinfa, fluido extracelular rico en sodio y bajo en potasio, se interconectan a través de una abertura situada en el vértice del caracol denominada helicotrema. La escala media, aislada y delimitada por las dos primeras contiene endolinfa, fluido extracelular bajo en sodio y rico en potasio. Los espacios llenos de fluido del oído interno están separados por el volumen de aire del oído medio delimitado por las ventanas oval y redonda.

3.3.3 Partición coclear

La membrana basilar está formada por fibras de tejido conectivo embebido en una matriz celular. En su parte superior se encuentran estructuras responsables directas de la función sensorial en la cóclea. Estas estructuras incluyen el epitelio sensorial conocido como órgano de Corti. Figura 11, el cual se extiende desde el vértice hasta la base de la cóclea y contiene las células ciliadas que actúan como transductores de señales sonoras en impulsos nerviosos, y una estructura gelatinosa llamada membrana tectorial, ubicada sobre las células ciliadas y dentro de la cual se proyectan las prolongaciones o cilios de las células ciliadas externas.

La partición coclear mantiene la misma estructura básica a lo largo de toda la cóclea. Sin embargo, cambia conforme se avanza desde la base hasta el ápex. Es 10 veces más ancha en la base que en el ápex. Su masa es mayor en la base que en el ápex, debido principalmente al aumento en el número y el tamaño de las células de soporte en el órgano de Corti, y finalmente su rigidez es mayor en la base que en el ápex.[5]

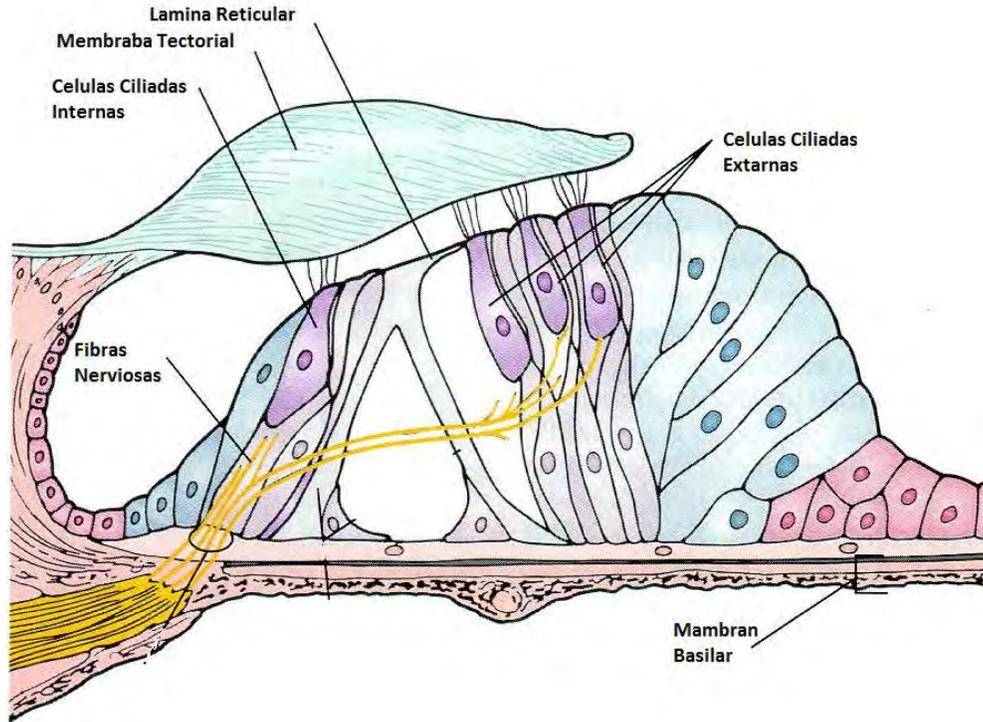


Figura 11 Órgano de Corti

Hay dos tipos de células ciliadas. Una sola fila de células ciliadas internas (aprox. 3,500) rodea las células de soporte cerca del modiolo, hueso central de la cóclea y tres filas de células ciliadas externas (aprox. 20,000) cerca al borde externo del órgano de Corti, las cuales sólo tienen contacto con las células de soporte en sus extremos superior e inferior, y se hallan dispuestas en tres filas en forma de V. Los cuerpos cilíndricos y elongados de las células ciliadas externas se encuentran suspendidos en un espacio lleno de fluido dentro del órgano de Corti.

Como se observa en la Figura 11, cada una de estas células posee cilios que brotan de su parte superior. Aproximadamente del 90 al 95% de las fibras nerviosas auditivas que llevan información hacia el cerebro están en contacto con las células ciliadas internas.

3.3.4 Propagación del sonido en la cóclea

Las oscilaciones del estribo, provocan oscilaciones en la perilinfa de la escala vestibular. La membrana de Reissner que separa la escala vestibular de la escala media es sumamente delgada y en consecuencia, desde el punto de vista de la mecánica de fluidos los líquidos de ambas escalas pueden tratarse como una sola [5]. Así las oscilaciones en la perilinfa de la escala vestibular se transmiten a la endolinfa y de ésta a la membrana basilar, Figura 10 .

Puesto que tanto los fluidos como las paredes de la cóclea son incompresibles, la función de la ventana redonda compensa el desplazamiento de los fluidos "cerrando el circuito hidráulico"[9] . La propagación de las oscilaciones del fluido de la escala vestibular a la timpánica no sólo se lleva a cabo a través de la membrana basilar; sino que para sonidos de muy baja frecuencia, las vibraciones se transmiten a través del helicotrema o ápex.

En resumen, el sonido propagado a través del oído externo y medio llega hasta la cóclea, donde las oscilaciones en los fluidos hacen vibrar a la membrana basilar y a todas las estructuras que ésta soporta.

3.3.5 La cóclea como analizador en frecuencia

La membrana basilar es una estructura cuyo espesor y rigidez no es constante: es más ancha y menos rígida en el ápex y más angosta y más rígida en la base esta variación de la rigidez en función de la posición afecta la velocidad de propagación de las ondas sonoras a lo largo de ella, y es responsable en gran medida de la selectividad en frecuencia del oído interno.

3.3.5.1 Onda viajera y transformación de frecuencia a posición

Las ondas de presión generadas en la perilinfa a través de la ventana oval tienden a desplazarse a lo largo de la escala vestibular. Debido a que el fluido es incompresible la membrana basilar se deforma. La ubicación y amplitud de dicha deformación varía en el tiempo a medida que la onda de presión avanza a lo largo de la cóclea.

Cuando se excita al sistema auditivo con una señal sinusoidal de una frecuencia dada, la membrana basilar vibrará sinusoidalmente, con una amplitud de vibración que irá en aumento a medida que se aleja de la ventana oval, hasta llegar a un punto en el cual la deformación de la membrana basilar sea máxima. En este punto de "resonancia", la amplitud de vibración es máxima, significando una máxima transmisión de la energía de la onda al fluido de la escala timpánica en dicho punto.

A partir de esa región, la onda no puede propagarse eficientemente, de modo que la amplitud de la vibración se atenúa muy rápidamente a medida que se acerca al helicotrema. En la Figura 12 se observa la cóclea y las frecuencias que se atenúan en determinadas regiones de la misma. Una onda entre 1.5 -20 KHz se atenúa a la entrada de la Cóclea, mientras más baja es la frecuencia más profundo llega la vibración en la cóclea.

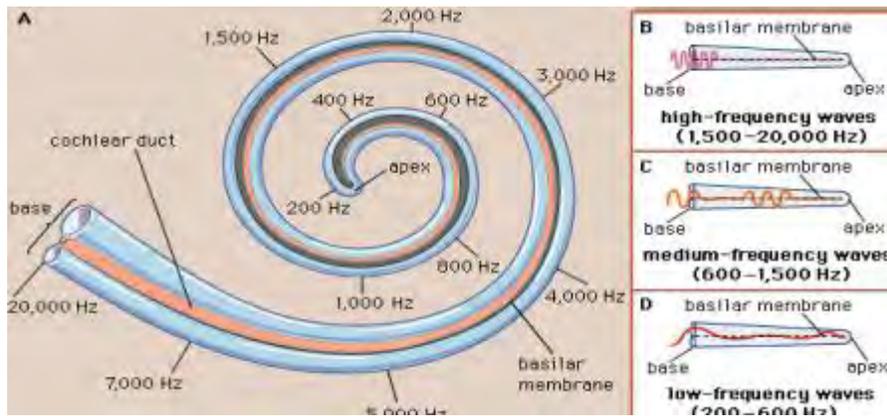


Figura 12 Distribución tono tónica de la membrana basilar.

En este modo de propagación, las ondas de presión son ondas viajeras, en las cuales (a diferencia de las ondas estacionarias) no existen nodos. En la Figura 13 se observa la amplitud de oscilación de la membrana basilar en dos instantes de tiempo, junto con la envolvente de la onda viajera, en función de la distancia al estribo.

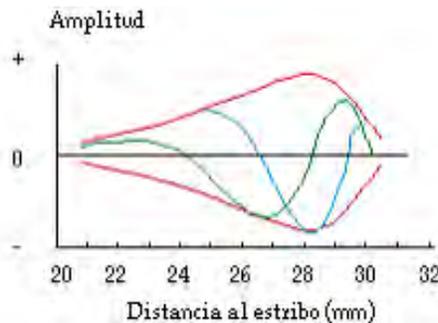


Figura 13 Onda viajera para un tono de 200Hz

La ubicación del máximo de la envolvente de la onda viajera depende de la frecuencia de la señal sonora, como puede observarse en la Figura 14; mientras menor es la frecuencia del tono, mayor es la distancia que viaja la onda a lo largo de la membrana antes de ser atenuada, y viceversa. De esta forma, la membrana basilar distribuye las distintas componentes de una señal de espectro complejo en posiciones bien definidas respecto a la ventana oval.

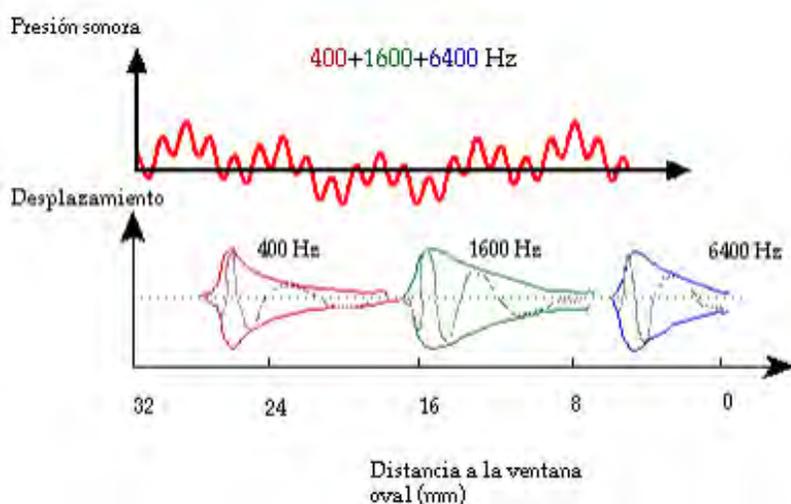


Figura 14 Atenuación de frecuencias en cierta posición de la membrana basilar

3.3.6 Mecanismo de transducción

El proceso de transducción o conversión de señal mecánica a electroquímica ocurre en el órgano de Corti. Las vibraciones de la membrana basilar hacen que ésta se mueva en sentido vertical. A su vez la membrana tectorial, ubicada sobre las células ciliadas vibra igualmente; sin embargo, dado que los ejes de movimiento de ambas membranas son distintos, el efecto final es el de un desplazamiento "lateral" de la membrana tectorial con respecto a la membrana basilar. Como resultado, los cilios de las células ciliadas externas se "flexionan", Figura 15 hacia un lado u otro como en la imagen.

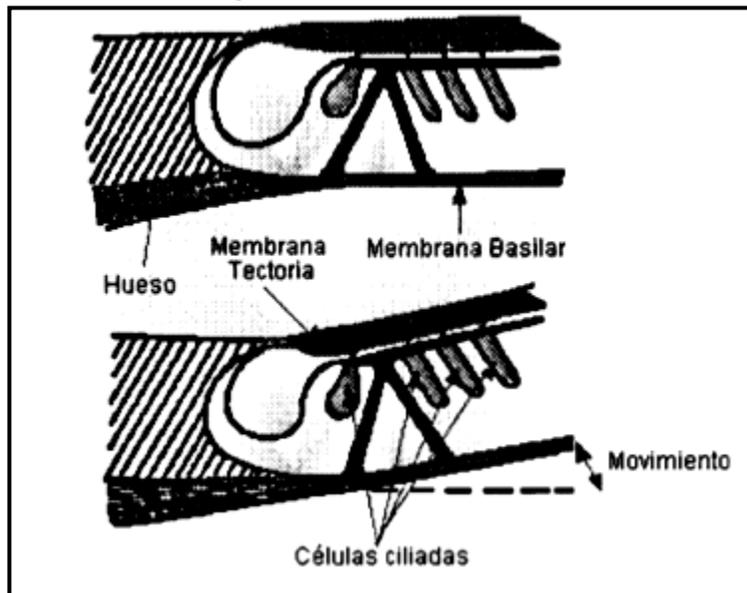
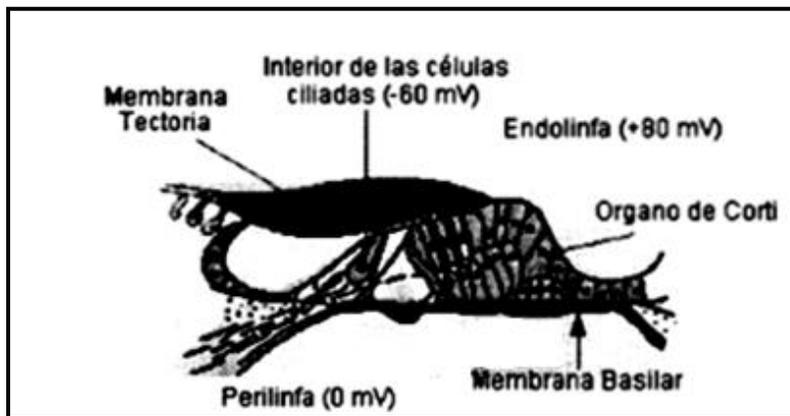


Figura 15 Desplazamiento de las membranas basilar y tectorial

En el caso de las células internas, aun cuando sus cilios no están en contacto directo con la membrana tectorial, los desplazamientos del líquido y su alta viscosidad (relativa a las dimensiones de los cilios) hacen que dichos cilios se doblen también en la misma dirección[5].

3.3.6.1 Células ciliadas y potenciales eléctricos

La diferencia fundamental entre los dos fluidos de la cóclea, perilinfa y endolinfa, se debe a las distintas concentraciones de iones en los dos fluidos. De esta manera, la endolinfa se encuentra a un potencial eléctrico ligeramente positivo, Figuran 16, respecto a la perilinfa [8].



Figuran 16 Potenciales Eléctricos en el órgano de Corti y los fluidos de la cóclea

Por otro lado, los movimientos de los cilios en una dirección determinada (hacia la derecha, Figura 15) hacen que la conductividad de la membrana de las células ciliadas aumente [10]. Debido a las diferencias de potencial existentes, los cambios en la membrana modulan una corriente eléctrica que fluye a través de los canales de mecano transducción localizados en los cilios de las células ciliadas. Por consiguiente, la disminución en el potencial interno de las células internas provoca la activación de las terminales nerviosas aferentes, generándose un impulso nervioso que viaja hacia el cerebro. Por el contrario, cuando los cilios se flexionan en la dirección opuesta, la conductividad de la membrana disminuye y se inhibe la generación de dichos impulsos.

Se pueden mencionar dos aspectos de este proceso de transducción: primero, que la generación de impulsos nerviosos es un fenómeno probabilístico; segundo, que el proceso se comporta como un rectificador de media onda [5], puesto que la probabilidad de activación de las fibras nerviosas "sigue" a las porciones "positivas" de la señal sonora (equivalentes a desplazamientos hacia "arriba" de la membrana basilar), Figura 15, mientras que se hace cero en las porciones "negativas" de la onda.

La función del oído interno se puede resumir de la siguiente manera: primero, realiza un análisis en frecuencia de la energía sonora de entrada; y segundo, transduce energía mecánica en energía eléctrica por medio de las células ciliadas.

La respuesta del órgano de Corti a la fuerza mecánica de corte es generar una corriente alterna, denominada microfónica coclear, resultado de los cambios de polarización originados por la flexión de las células ciliadas en ambos sentidos. Esta despolarización e hiperpolarización se deben a los movimientos hacia arriba y abajo de la membrana basilar que originan movimientos similares en los cilios de células ciliadas externas. La microfónica coclear es una réplica eléctrica del sonido de entrada si este es inferior a los 85 dB SPL; por encima de esta intensidad no hay una correspondencia uno a uno con el estímulo acústico de entrada. El impulso neurológico, que se genera posterior a la acción de corte, se conduce por la rama auditiva del VIII nervio craneal hacia el sistema nervioso central.

Cuando una neurona auditiva es estimulada por la célula ciliada que descansa sobre ella, se producen cambios de potencial en la superficie de la neurona, potencial de acción. La magnitud de este potencial de acción es directamente proporcional a la intensidad del estímulo acústico de entrada.

La cóclea tiene un sistema eferente que recibe información desde el cerebro para elevar los umbrales de audición. Aunque hay más fibras aferentes que eferentes dentro de la cóclea, existe un delicado balance que cumple funciones de retroalimentación.

El nervio auditivo

El nervio auditivo es el octavo nervio de los doce nervios craneales, responsable del equilibrio y de la función auditiva. Es un nervio aferente de tipo sensitivo.

Desde que las fibras nerviosas auditivas salen de la parte central ósea de la cóclea o modiolo, mantienen un arreglo ordenado en su camino hacia el cerebro. El haz de fibras nerviosas que comprenden la rama coclear del nervio auditivo está organizado de tal forma que las fibras que tienen frecuencias características altas están localizadas alrededor del perímetro, mientras que las fibras que tienen frecuencias características bajas comprenden el núcleo del nervio coclear. Implica que el nervio auditivo está organizado, como la membrana basilar, correspondiendo a cada frecuencia característica un lugar dentro del haz de fibras nerviosas.

Los impulsos nerviosos generados en el oído interno contienen información codificada acerca de la amplitud y el contenido espectral de la señal sonora; estos dos parámetros están representados por la tasa con la que suceden impulsos y la distribución de los mismos en las distintas fibras, respectivamente.

Las fibras nerviosas aferentes llevan esta información hasta diversos lugares del cerebro. En éste se encuentran estructuras de mayor o menor complejidad, encargadas de procesar distintos aspectos de la información. Las fibras nerviosas eferentes se encargan de conducir la información desde la corteza o el tallo hacia la periferia. La actividad eléctrica de los potenciales de acción que se generan en la rama coclear del nervio auditivo se propaga hacia la corteza cerebral vía el Sistema Nervioso Central Auditivo.

En la Figura 17 se encuentra un esquema de cómo se puede apreciar la vía auditiva. Esquemáticamente es una vía corta con tres o cuatro niveles que termina en la corteza o área auditiva primaria. Transmite la información codificada por la cóclea. En cada uno de los niveles se realiza una actividad específica de decodificación y de interpretación que se transmite a los niveles superiores.

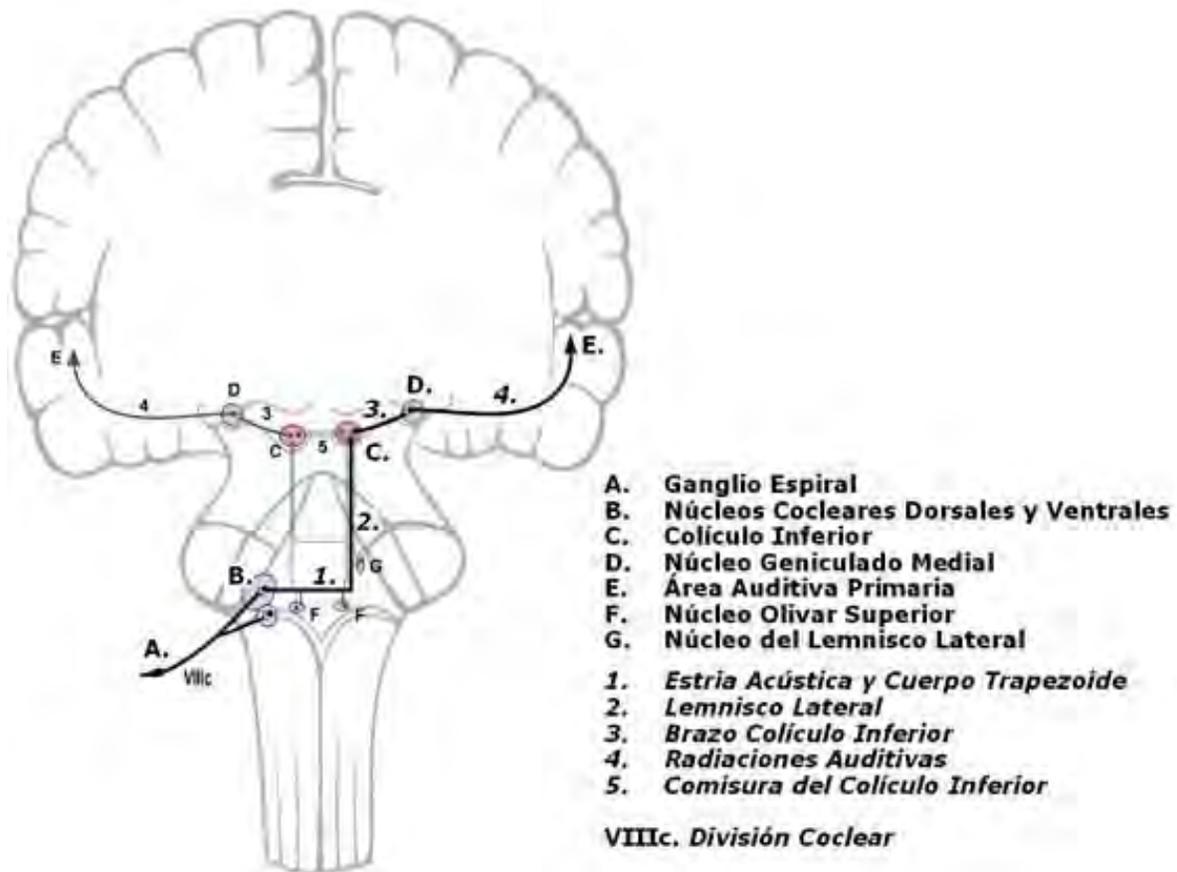


Figura 17 Partes de la vía auditiva

4 REGISTROS ELECTROFISIOLÓGICOS AUDITIVOS

4.1 LOS POTENCIALES PROVOCADOS AUDITIVOS (PPA)

En ausencia de estimulación sensorial, el sistema nervioso central (SNC) genera actividad neuroeléctrica aleatoria y espontánea. Esta actividad eléctrica basal o electroencefalograma (EEG) es la que se registra mediante electrodos de superficie o de aguja.

Berger fue el primero en monitorear y registrar la actividad del EEG espontáneo generada por el SNC humano a nivel de cuero cabelludo; posteriormente Loomis, Harvey y Hobart reportaron alteraciones de los patrones del EEG humano al introducir estimulación sensorial, a la que inicialmente se denominó Complejo K [11]. Estos autores describieron los PEA que obtuvieron en sujetos en estado de alerta y de sueño, demostrando que la introducción de estímulos auditivos repetitivos permite registrar pequeños cambios en la actividad espontánea del EEG [12].

Los PPA se generan cuando se presenta al oído un estímulo acústico. Representan la contribución de numerosos eventos neurales de la vía auditiva, donde la respuesta viaja desde su origen en la cóclea hasta la corteza auditiva.

Los PEA se clasifican de acuerdo a su latencia en tres grupos, Figura 18:

- 1) Potenciales provocados auditivos de latencia corta. Son de origen pre sináptico, generados en el oído interno por las células ciliadas y post-sináptico como respuesta del nervio auditivo. También se originan en las sinapsis de la vía auditiva en el tallo cerebral y en el tálamo. Aparecen dentro de los 10 ms posteriores a la presentación del estímulo acústico, dividiéndose a su vez en dos grupos:

- a) Microfónico coclear, potencial suma y el potencial de acción del VIII nervio (0 – 2 ms).
- b) Potenciales evocados auditivos de tallo cerebral (2 - 10 ms).
- 2) Potenciales provocados auditivos de latencia media. Generados en el tálamo y la corteza auditiva. Se encuentran de 10 a 50 ms posteriores a la presentación del estímulo acústico. También llamados Respuesta Cortical temprana
- 3) Potenciales provocados auditivos de latencia larga. Aparecen entre los 50 y 350 ms posteriores al estímulo. Se dividen en: lentos (50 - 300 ms), asociados a las áreas primarias y secundarias de la corteza cerebral; y tardíos (más de 300 ms), asociados a las áreas primarias y de asociación de la corteza cerebral.

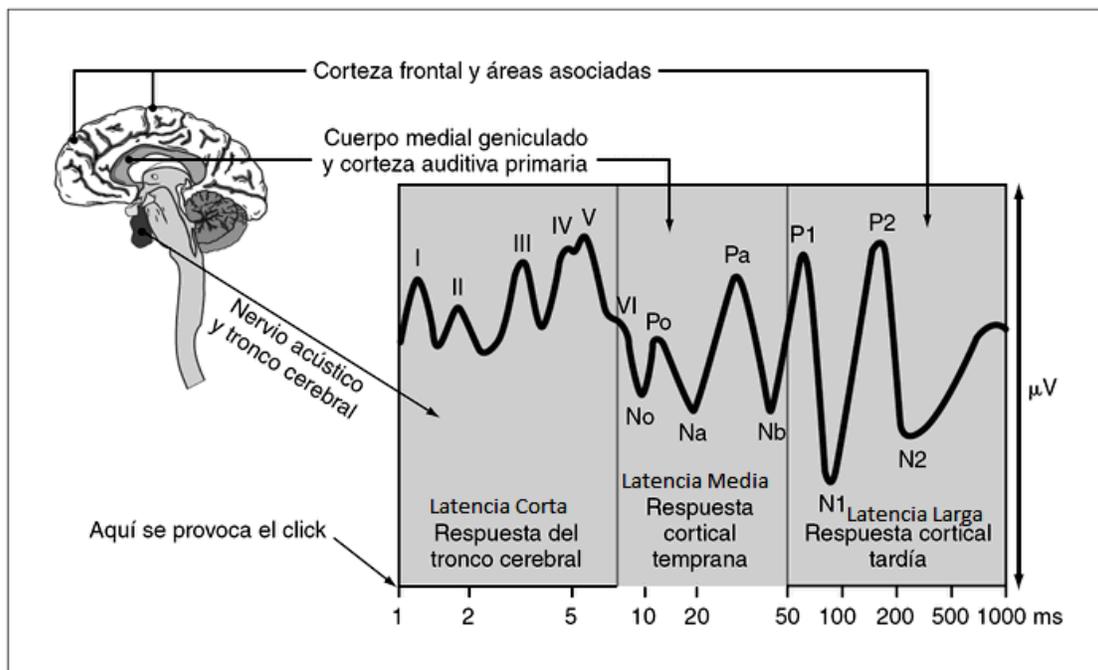


Figura 18 Clasificación de los PEA

Potenciales Provocados Auditivos de Tallo Cerebral (PPATC)

La medición de los potenciales provocados auditivos de tallo cerebral es un complemento de las pruebas audiológicas diagnósticas y de las pruebas neurológicas. Es una herramienta no quirúrgica para determinar la integridad del VIII Par craneal y el funcionamiento normal de ciertas áreas y estructuras del tallo cerebral que participan en la vía auditiva. Las respuestas de latencia corta que un sujeto normal produce como respuesta a un estímulo auditivo se generan en forma automática; el sujeto no requiere estar despierto ni consciente para producirlas.

Son muy útiles en las siguientes situaciones:

1. En la evaluación de recién nacidos o niños pequeños cuando hay sospecha de pérdida auditiva.
2. En la evaluación de pacientes inconscientes, en estado de coma, bajo sedación o anestesia general y paciente con alguna enfermedad neurodegenerativa.
3. Para realizar monitoreo intraoperatorio.
4. Está indicado cuando en la evaluación audiológica comporta mental no se obtiene la información suficiente.
5. En niños menores de 6 años con trastornos en el desarrollo.

En 1967, se registró el PEATC utilizando electrodos de superficie en un intento de encontrar una técnica no quirúrgica de evaluar el Potencial Suma, y posteriormente identificaron y describieron el origen del los PEATC registrados en la superficie del cráneo utilizando estimulación con clicks o tonos puros. Los PEATC son la manifestación de la descarga sincrona de neuronas del sistema nervioso central y periférico, como respuesta a un estímulo auditivo externo.

Habitualmente en las señales de los PEATC se promedian las adquiridas de 2 a 12 ms después de la estimulación, sincronizando en el tiempo la ocurrencia del estímulo con la digitalización de la respuesta neuronal. Tienen una amplitud 0.1 y 0.5 μV , mientras los potenciales tardíos tienen amplitudes entre 5 y 10 μV .

Clínicamente se aplican en la identificación de anomalías neurológicas del VIII nervio craneal y tallo cerebral, es decir, nos permita determinar la función de los receptores cocleares y la integridad de las vías auditivas periféricas (nervio auditivo) y centrales (núcleos cocleares, complejo olivar superior y colículo interior) así como en la estimación del umbral auditivo. La función de los receptores cocleares se determina midiendo la latencia de la onda V a la intensidad (dB SPL) o umbral. Aunque los PEATC no son una prueba de audición, es posible utilizarlos para inferir el umbral de audición.[13].

Fuentes generadoras de los potenciales provocados auditivos del tallo cerebral

Se acepta que los PEATC son originados en el nervio auditivo y en los subsiguientes tractos nerviosos y núcleos dentro de las vías auditivas del tronco cerebral. Moller y Janetta en 1985 reportaron la ubicación de la generación de las ondas. En el estudio concluyeron que las ondas I y II se originaban desde el nervio auditivo, la onda I desde la porción distal del nervio en la cóclea y la onda II desde la porción proximal del nervio auditivo en su entrada al tronco cerebral. La onda III se origina *en el núcleo coclear de la oliva superior*, la onda IV, aparece en el lemnisco lateral y en el complejo de la oliva superior, la onda V en el geniculado medial.Figura 19 [13][1].

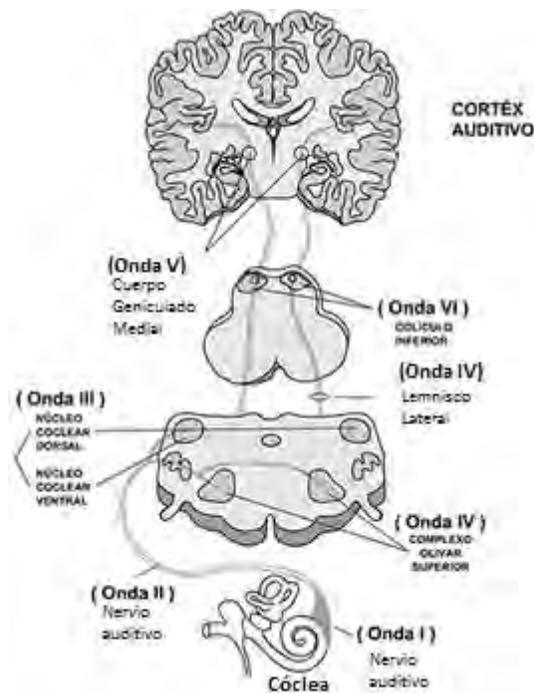


Figura 19 Generación de los PEATC

En el estudio de la sensibilidad auditiva es importante tener en cuenta que los PEATC no miden audición en un sentido estricto, sino que establecen la competencia y la integridad del sistema auditivo periférico hasta un determinado nivel. Esto implica que puede haber potenciales provocados absolutamente normales, en pacientes con hipoacusia profunda (lesiones en áreas corticales auditivas), y por otra parte puede haber pacientes con audición normal y PEATC totalmente distorsionados (esclerosis múltiple) [14].

Parámetros medidos en un PEATC normal

Latencia

El intervalo de tiempo transcurrido entre la presentación del estímulo y un valor pico en la respuesta se denomina latencia de la respuesta. La interpretación del PEATC se hace precisamente a partir de su latencia, ya que es su característica más robusta y confiable.

En sujetos normales y para clicks con una intensidad 75 dB por encima del umbral de audición, la latencia absoluta de la onda I ocurre aproximadamente a 1.6 ms posteriores a la presentación del estímulo, la onda III a 3.7 ms y la onda V a cerca de 5.6 ms. Pueden existir variaciones de latencia hasta de 1 ms y en mujeres en promedio la latencia es 0.2 ms menor.

Función Latencia - Intensidad

A medida que disminuye la intensidad del estímulo, las latencias de los picos de los PEATC aumentan y la amplitud de las respuestas disminuye. Este aumento de latencia ocurre lentamente para intensidades entre 90 y 60 dB nHL (nivel de audición de referencia basado en el umbral promedio a click's en un grupo de sujetos normoyentes) y luego aumenta más rápido a bajos niveles de intensidad.

En la Figura 20 se observan los PEATC obtenidos para distintos niveles de intensidad. La función latencia - intensidad se obtiene al graficar las latencias absolutas de la onda V en función de la intensidad, tal y como se observa en la Figura 21 para un adulto con audición normal y sin anomalías neurológicas.

Las pérdidas auditivas conductivas se caracterizan por latencias mayores a las normales debido a que la intensidad del estímulo que llega a la cóclea es menor. En el caso de una pérdida coclear, se genera una función intensidad-latencia más

escalonada de lo normal con mayores latencias a bajas intensidades y latencias normales a altas intensidades.

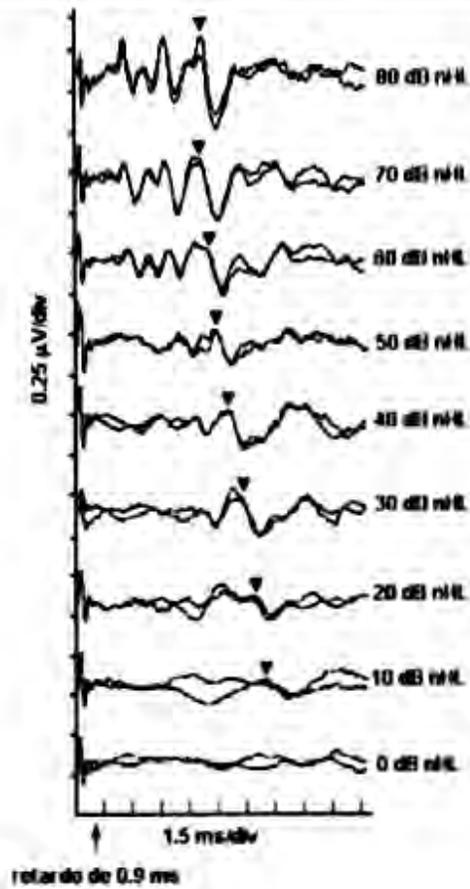


Figura 20 Registro de PEATC en un adulto con click's que disminuyen en pasos de 10 dB

Para intensidades ≥ 75 dB nHL, normalmente se observan picos bien definidos, dentro de los cuales aparecen la onda I, III y V; aunque en algunos casos no es posible distinguir la onda IV de la V.

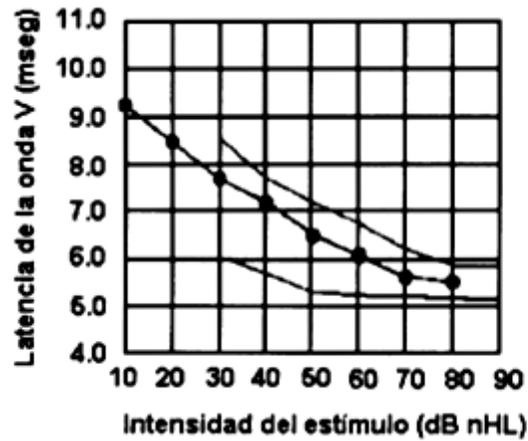


Figura 21 Latencias absolutas de la onda V como función de la intensidad de 10 a 80 dBHL

Tasa de repetición

El aumento de la tasa de repetición del estímulo produce cambios en la latencia y amplitud del PEATC. Se utilizan tasas de repetición altas para evaluar la sincronía y recuperación neuronal. Cuando la tasa de estimulación se incrementa de 10 a 100 por segundo, la latencia de la onda V se incrementa aproximadamente 0.5 ms en sujetos normales [9]. El aumento de la latencia de la onda V en más de 0.6 a 0.8 ms se considera anormal, Figura 22

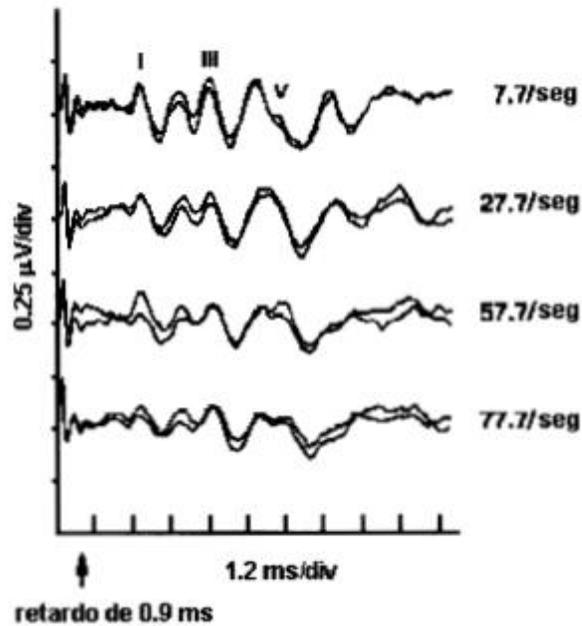


Figura 22 PEATC obtenidos a varias tasas de repetición.

Amplitud

Los rangos de amplitud normales para los PEATC se encuentran entre 0.1 y 1.0 μV . A medida que la intensidad del estímulo disminuye, la amplitud de la respuesta también disminuye. A pequeñas amplitudes los primeros picos de los PEATC se pierden en el ruido de fondo, pero la onda V permanece visible aún a bajas intensidades. La amplitud del PEATC usualmente se mide como amplitud pico a pico, amplitud del positivo I o V al siguiente valle negativo. El pico más alto del complejo formado por las ondas IV y V es el que usualmente se utiliza para calcular la amplitud pico a pico de la onda V.

5 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

La identificación de los componentes que conforman un potencial evocado requiere cierta instrumentación que permita la visualización y tratamiento posterior de la señal bioeléctrica registrada. Esto es así debido a que la magnitud eléctrica de estos potenciales es relativamente pequeña (entre los 0,1-0.5 μV , en el caso de los PEATC). Por otra parte es necesario distinguir los PEATC de las respuestas de otra actividad no deseable como lo es la actividad eléctrica cerebral de fondo y la actividad muscular.

La actividad eléctrica que se genera debido a un estímulo es captada mediante electrodos colocados uno en la frente y otro en el lóbulo de la oreja. Un método muy común para obtener las ondas de los PEATC es promediando las señales captadas en ciertos intervalos de tiempo, mientras también se capta un ruido aleatorio. Para tener una señal con un menor ruido, y que los PEATC se vean claros, es necesario obtener de 1000 a 2000 muestras.

En años recientes se han descubierto nuevas técnicas que ayudan al procesamiento de señales que tengan como característica un ruido aleatorio y que sean no estacionarias, las cuales se darán los conceptos y fundamentos en los siguientes apartados.

5.1 Filtro Kalman

Es un algoritmo de procesamiento de datos óptimo recursivo. Óptimo porque minimiza los cálculos a determinar y porque incorpora toda la información que se le suministra para determinar el filtrado. Recursivo porque no precisa mantener los datos previos, lo que facilita su implementación en sistemas de procesado en tiempo real. Por último, algoritmo de procesado de datos, ya que es un filtro, pensado para sistemas discretos.

El filtro es un procedimiento matemático que opera por medio de un mecanismo de predicción y corrección. En esencia este algoritmo pronostica el nuevo estado z a partir de su estimación previa añadiendo un término de corrección proporcional al error de predicción, de tal forma que este último es minimizado estadísticamente [15].

El algoritmo discreto del filtro de Kalman

El filtro Kalman estima un proceso utilizando un control de retroalimentación, esto significa que estima el proceso de algún momento en el tiempo y luego obtiene la retroalimentación por medio de los datos observados. Desde el punto de vista de las ecuaciones que se utilizan para el desarrollo en el filtro Kalman se pueden dividir en dos grupos: las ecuaciones de predicción y las ecuaciones de actualización. Las primeras son las responsables de la proyección hacia adelante (en el tiempo) del estado al momento t tomando como referencia al estado en el momento $t-1$ y de la actualización intermedia de la matriz de covarianza del estado (error de covarianza estimado). Para obtener las estimaciones a priori para el siguiente paso en el tiempo $t+1$. Las ecuaciones de actualización son las responsables de la retroalimentación, es decir, incorporan una nueva medición dentro de la estimación a priori con la cual se llega a una estimación mejorada del estado a posteriori.

El estado $X \in R^n$ de un proceso controlado en tiempo discreto, el cual es dominado por una ecuación lineal en diferencia estocástica de la siguiente forma:

$$X_t = AX_{t-1} + w_{t-1} \quad (4)$$

Con una medida $Z \in R^m$, que es:

$$Z_t = HX_t + v_t \quad (5)$$

Las variables aleatorias w_t y v_t representan el error del proceso y de la medida respectivamente. Se asume que son independientes entre ellas, que son ruido blanco y con distribución de probabilidad normal:

$$p(w) \cong N(0, Q) \quad (6)$$

$$p(v) \cong N(0, R) \quad (7)$$

En la práctica las matrices de covarianza de la perturbación del proceso, Q , y de la perturbación de la medida, R , podrían cambiar en el tiempo, por simplicidad en general se asumen que son constantes.

La matriz A se asume de una dimensión $n \times n$ y relaciona el estado en el periodo previo $t-1$ con el estado en el momento t . La matriz H de dimensión $m \times n$ relaciona el estado con la medición Z_t . Estas matrices pueden cambiar en el tiempo, pero en general se asumen como constantes.

El filtro Kalman funciona como un algoritmo de predicción-corrección al pronosticar el nuevo estado y su incertidumbre y corregir la proyección con la nueva medida, Figura 23.

El primer paso consiste en generar un pronóstico del estado hacia adelante en el tiempo tomando en cuenta toda la información disponible en ese momento y en segundo paso, se genera un pronóstico mejorado del estado, de tal manera que el error es minimizado estadísticamente.

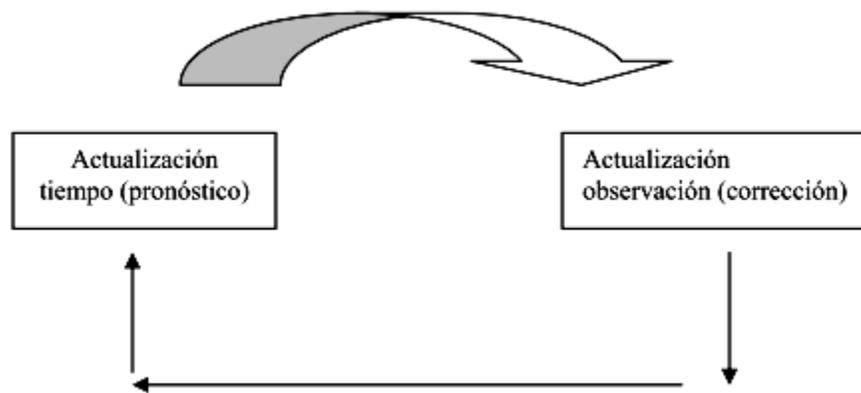


Figura 23 Representación del Algoritmo del Kalman

Las ecuaciones específicas para el pronóstico y la corrección del estado son detalladas en las ecuaciones (8) y (9), respectivamente.

$$\hat{X}_t^* = A\hat{X}_{t-1} \quad (8)$$

$$P_t^* = AP_{t-1}A^t + Q \quad (9)$$

Donde A es la matriz de espacio de estados. \hat{X}_t^* Es la estimación del estado hacia adelante, \hat{X}_{t-1} es el estado previo, Q representa la covarianza de la perturbación aleatoria del proceso que trata de estimar el estado.[15]

$$K_t = P_t^* H^T (H P_t^* H^T + R)^{-1} \quad (10)$$

$$\hat{X}_t = \hat{X}_t^* + K_t (Z_t - H \hat{X}_t^*) \quad (11)$$

$$P_t = (I - K_t H) P_t^* \quad (12)$$

La primera tarea durante la corrección de la proyección del estado es el cálculo de la ganancia de Kalman, K_t , ecuación (10). Este factor de ponderación o ganancia es seleccionado de tal forma que minimice la covarianza del error de la nueva estimación del estado, el estado de la medición H puede cambiar con cada medición, pero por lo general se considera constante. El siguiente paso es realmente medir el proceso para obtener Z_t y entonces generar una nueva estimación del estado que incorpora la nueva observación como en la ecuación (11). El paso final es obtener una nueva estimación de la covarianza del error mediante la ecuación (12).

Después de cada par de actualizaciones, tanto del tiempo como de la medida, el proceso es repetido tomando como punto de partida las nuevas estimaciones del estado y de la covarianza del error. Esta naturaleza recursiva es una de las características llamativas del filtro de Kalman. La Figura 24 ofrece un cuadro completo de la operación del filtro [16].

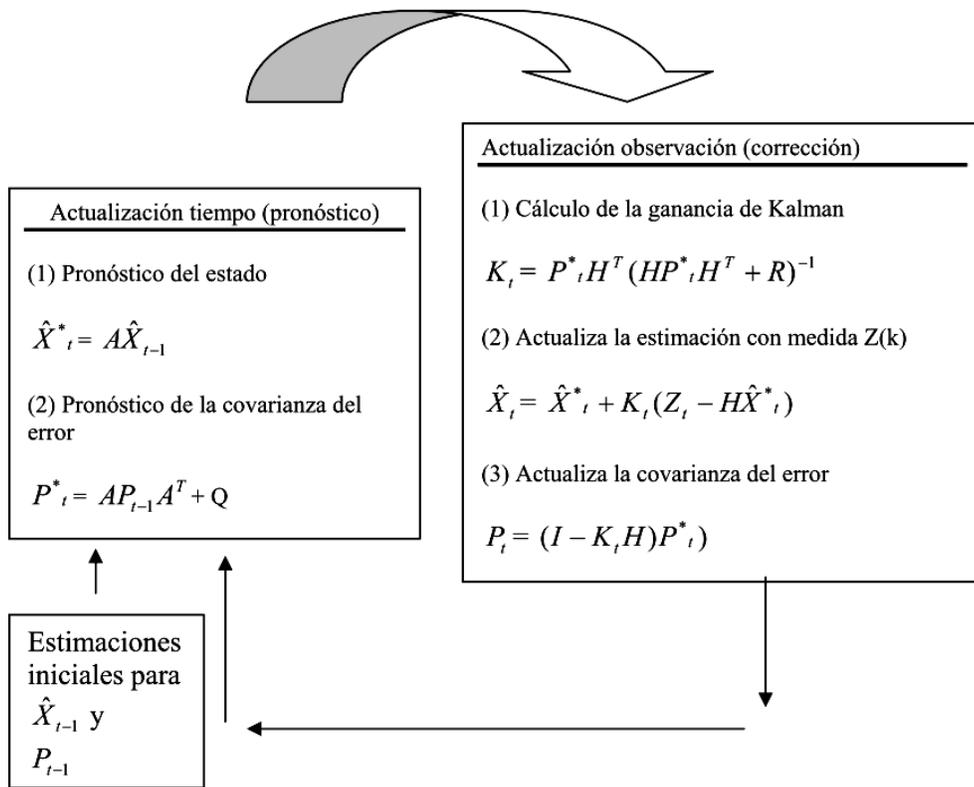


Figura 24 Esquema de implementación del algoritmo Kalman

5.2 Filtro Promedio Móvil

Moving Average, MA por sus siglas en ingles o promedio móvil, es el filtro más utilizado en el procesamiento de señales, ya que es fácil de entender y puede reducir el ruido aleatorio con facilidad para señales que se trabajan en el dominio del tiempo.

Consiste precisamente en promediar las muestras que se tomaron, entre mayor sea el número de muestras mejor será la eliminación del ruido aleatorio. La ecuación 13 muestra la fórmula de dicho filtro[17]

$$y[n] = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} x[k] \quad (13)$$

Donde $y[n]$ es la salida de la señal, $x[k]$ es la entrada de la señal y M es el número de muestras a promediar. También existe el filtro simétrico, se caracteriza porque el número de observaciones que entra para su cálculo es impar, asignándose cada media móvil a la observación central. Así una media móvil simétrica viene dada por:

$$y[n] = \frac{1}{2M + 1} \sum_{k=0}^{M-1} x[n + k] \quad (14)$$

Como podemos observar no podremos calcular los primeros elementos ni los últimos elementos de la serie temporal. Esos datos se pierden pero son tomados en cuenta para el cálculo de la estimación de la predicción.

Promedios móviles Ponderados

En el método de promedio móvil cada muestra en los cálculos recibe el mismo peso. Existen los promedios ponderados, en los cuales consiste en seleccionar un peso diferente para cada uno de los valores y después calcular el promedio ponderado de los M valores más recientes como pronóstico. Para utilizar el método de promedios móviles, primero se debe seleccionar la cantidad de valores que se incluirán en el promedio móvil ponderado y después elegir los pesos para cada uno de los valores. El requisito es que los pesos deben sumar 1 [18].

Filtro de Tendencia

Un filtro de tendencia es el aquel que puede ser utilizado para poder eliminar ruido suavizando los datos tomados o en este caso la señal. El filtro Henderson es un filtro de tendencia que puede reproducir polinomios de hasta tercer grado, quiere decir que fácilmente puede adecuar puntos de inflexión de los datos.

5 Términos	(-0.073, 0.294, 0.558, 0.294, -0.073)
7 Términos	(-0.059, 0.059, 0.294, 0.412, 0.294, 0.059, -0.059)
9 Términos	(-0.041, -0.010, 0.119, 0.267, 0.330, 0.267, 0.119, -0.010, -0.041)
13 Términos	(-0.019, -0.028, 0.0, 0.066, 0.147, 0.214, 0.240, 0.214, 0.147, 0.066, 0.0, -0.028, -0.019)
23 Términos	(-0.004, -0.011, -0.016, -0.015, -0.005, 0.013, 0.039, 0.068, 0.097, 0.122, 0.138, 0.148, 0.138, 0.122, 0.097, 0.068, 0.039, 0.013, -0.005, -0.015, -0.016, -0.011, -0.004)

Tabla 1 Ponderaciones del filtro simétrico Henderson

En la tabla 1 se muestran las ponderaciones para 5, 7, 9, 13 y 23 términos que se pueden utilizar en el filtro promedio móvil Henderson. La manera en la que se calculan las ponderaciones queda fuera del alcance de esta tesis [19].

5.3 Transformada Wavelet

Al enfrentarnos con el análisis de las señales no estacionarias o transitorias es importante trabajar con técnicas en las cuales podamos tener más información que simplemente las frecuencias de las señales sinusoidales que participan en la señal a analizar. A veces es necesario conocer el tiempo en el que ocurre un evento, o aparece cierta frecuencia. Una de las técnicas para conocer el tiempo en el que aparece una frecuencia es la Transformada de Fourier por Intervalos o Transformada de Fourier en un corto tiempo (STFT), usando una especie de ventana con las mismas dimensiones en cada tiempo que registra la frecuencia que aparece en ese momento. Otra técnica es el uso de la transformada Wavelet.

La transformada Wavelet utiliza varias ventanas con región de tamaño variable. Permite el uso de intervalos grandes de tiempo para segmentos que se requiere mayor precisión en baja frecuencia y regiones más pequeñas donde se requiere información en altas frecuencias.

Supongamos que la señal es pasada por varios filtros pasa altas y pasa bajas, separando las señales de alta frecuencia y de baja frecuencia, repitiendo el procedimiento varias veces sobre las señales filtradas tendremos, Figura 25.

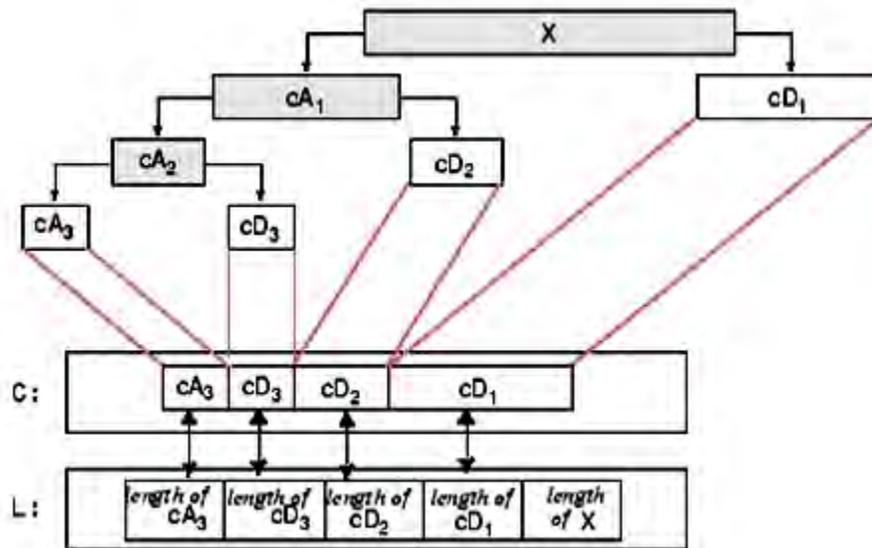


Figura 25 Esquema de visualización de la Transformada Wavelet a una señal X

Si X representa una señal en la cual tiene frecuencias que van de 0 - 1000 Hz. Al pasarla por los filtros se divide en dos señales una que va de 0 - 500 Hz y otra de 500 - 1000 Hz que representan cA_1 y cD_1 respectivamente. Repitiendo el proceso a partir de cA_1 y dividiendo las señales de 0 - 250Hz y de 250 - 500 Hz. Representando en la figura cA_2 y cD_2 . Y así sucesivamente hasta donde sea conveniente obteniendo varias señales a distintas bandas de frecuencia.

Al poder separar la señal en bandas de frecuencia se puede obtener en qué tiempo aparece dicha banda de frecuencia mediante un gráfico en tres dimensiones. Sin embargo, el principio de incertidumbre de Heisenberg establece que no puede conocerse la información de tiempo y frecuencia de una señal en cierto punto del plano tiempo-frecuencia, en otras palabras no puede conocerse exactamente qué frecuencia existe en un instante dado, por lo que solo es posible conocer que banda de frecuencia existe en un determinado intervalo de tiempo.

Con la transformada Wavelet las altas frecuencias tienen mejor resolución en el tiempo mientras que las bajas frecuencias tienen mejor resolución en el dominio de la frecuencia. Esto quiere decir que una determinada componente de alta

frecuencia puede localizarse mejor en el tiempo que una componente de baja frecuencia. Por el contrario una componente de baja frecuencia puede localizarse mejor comparado con una componente de alta frecuencia.

Análisis mediante la transformada Wavelet

Una Wavelet es una señal de duración limitada cuyo valor medio es cero. Comparando las Wavelet con las funciones sinusoidales, se puede resaltar que la principal diferencia radica en que las señales sinusoidales no tienen duración limitada. Además mientras las señales sinusoidales son suaves y predecibles, las Wavelets tienden a ser irregulares y asimétricas como en la Figura 26

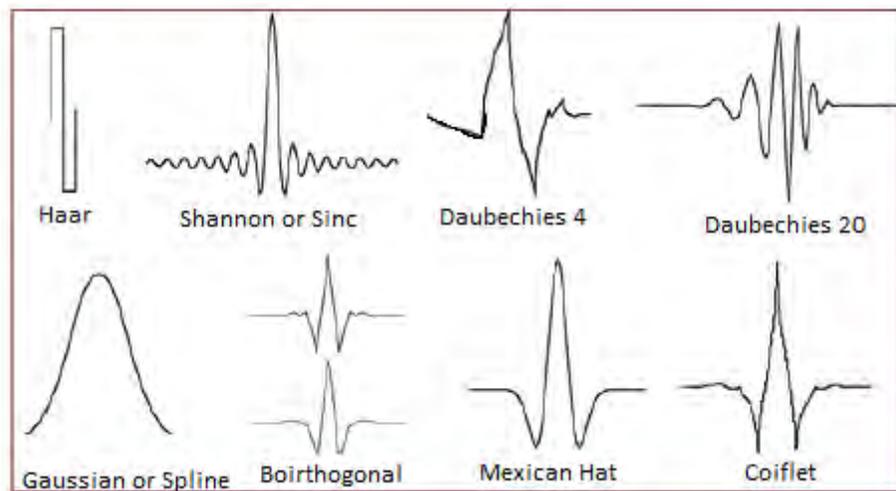


Figura 26 Distintos tipos de Wavelet madre

El análisis de señales mediante la Transformada Wavelet descompone la señal en versiones trasladadas (en el tiempo) y escaladas de la Wavelet original, mejor conocida como Wavelet madre.

Cálculo de la Transformada Wavelet

Antes que nada se debe de elegir una función Wavelet madre y servirá como prototipo para todas las ventanas que se emplean en el proceso. Los pasos a seguir para determinar la transformada Wavelet son:

1. Comenzando con un determinado valor de s (escala), es decir comenzando al inicio de la señal se ubica la Wavelet al inicio en $t=0$, y se multiplican entre si ambas señales y el resultado se integra sobre todo el espacio del tiempo. El resultado de dicha integral se multiplica por el inverso de la raíz cuadrada de s , con el objeto de normalizar la energía y de este modo obtener una función Transformada con la misma energía a cualquier escala. Este resultado es el valor de la Transformada Wavelet en tiempo cero y $s = 1$. El resultado indica cuan relacionado está la Wavelet con la señal original. En la Figura 27 se representa este paso representando una señal cualquiera.

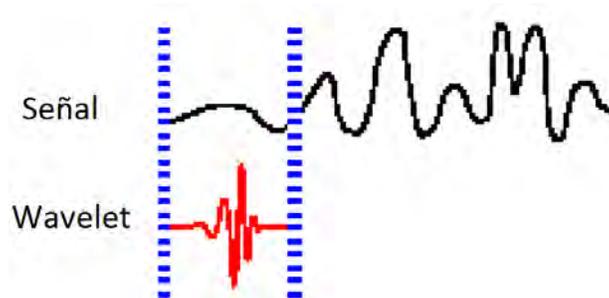


Figura 27 Paso 1 para la obtención de la transformada Wavelet

2. La función Wavelet (en la misma escala, por ejemplo $s=1$) se traslada en tiempo (hacia la derecha) en τ , y se vuelve a realizar el procedimiento descrito en el paso 1. Se debe repetir esto hasta llegar al final de la señal a analizar se ilustra en la Figura 28.

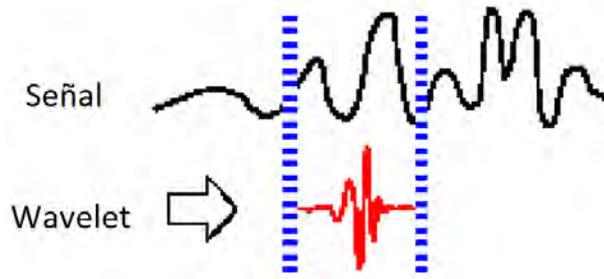


Figura 28 Paso 2 para la obtención de la Transformada Wavelet

3. Se varía el valor de s (escala) y se vuelven a realizar los pasos 1 y 2 hasta haber barrido todo el rango de frecuencias que se desea analizar, Figura 29.

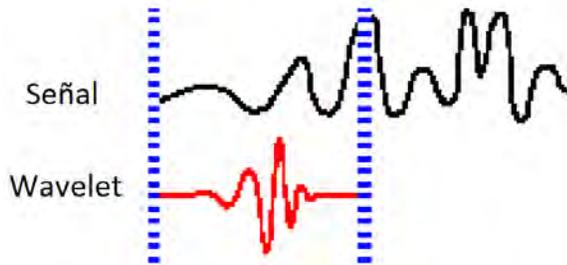


Figura 29 Paso 3 para la obtención de la transformada Wavelet

Con las siguientes fórmulas se muestran las operaciones analítica que se deben realizar:

$$C(\tau, s) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi_{\tau, s}^*(t) dt \quad (15)$$

$$\psi_{\tau, s}(t) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \psi\left(\frac{t - \tau}{s}\right) \quad (16)$$

Como se observa en la ecuación anterior, la señal transformada es una ecuación de dos variables, τ y s , los parámetros de traslación y escala respectivamente. $\psi_{\tau,s}$, es la función de transformación la llamada Wavelet madre.

Transformada Wavelet Discreta

Para aplicar la Transformada Wavelet a una serie de datos numéricos, se hace necesario implementar una transformada discreta. La idea fue desarrollada por Mallat en 1988, quien diseñó un algoritmo basado en un banco de filtros que permite obtener la transformada Wavelet en forma instantánea a partir de datos de interés.

A. Filtros a un Nivel

En la mayoría de las señales son las componentes de baja frecuencia son las que le otorgan a la señal la mayor parte de su información. Mientras que las componentes de alta frecuencia se encargan de incorporar características más particulares. Es por eso que se subdividen las componentes en dos categorías:

- Aproximaciones (baja frecuencia)
- Detalles (alta frecuencia)

Luego surge la idea de separar estas dos componentes a través de filtros. Lo anterior se muestra en el diagrama de la Figura 30.

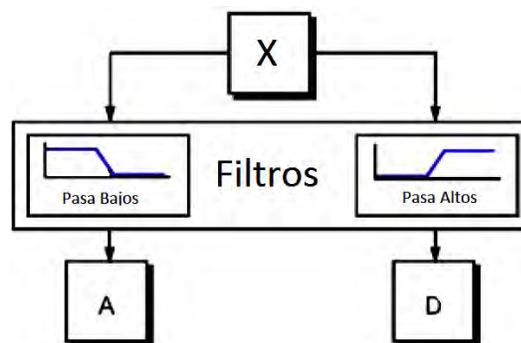


Figura 30 Diagrama de descomposición de la señal.

Donde X es la señal que se desea analizar. A la salida del pasabajos y D a la salida del pasaaltos. El resultado de las señales A y D deben ser del mismo tamaño, por consiguiente se tendría que almacenar en memoria más señales, por ello se

realiza un sub muestreo. Para muchas señales de mayor complejidad, no basta con dos bandas de frecuencias (altas y bajas), sino que más bien deben hacerse una descomposición de más niveles para poder separa las características y poder analizarlas independientemente. Surge la idea entonces de filtros multinivel.

B. Filtros *multiniveles*

Esta es la idea que se mencionó al inicio de este apartado donde se aplica el mismo procedimiento a las señales de salida de la primera etapa, y así sucesivamente hasta el nivel de precisión que se desee. Dando por resultado una descomposición multinivel. Tal como se mostró en la Figura 31.

C. Reconstrucción Wavelet

Por tratarse de una transformación es deseable poder establecer su inversión, o en otras palabras, poder volver a la señal original a partir de los datos de salida. El proceso anterior es conocido como reconstrucción Wavelet o transformada inversa. La metodología sigue el razonamiento en dirección contraria, es decir, a partir del último coeficiente hacia arriba debe obtenerse S. Lo anterior se ilustra en la Figura 31.

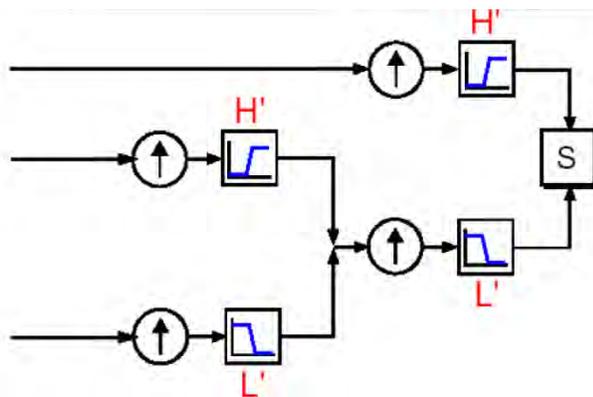


Figura 31 Esquema de reconstrucción Wavelet

6 Desarrollo

Se implementaron la transformada Wavelet, el filtro Kalman simple y el filtro Promedio Móvil Henderson en serie de tiempo, para procesar señales que fueron previamente adquiridas con experimentos hechos a ratones con el equipo TDT III System (Tucker-Davis Technologies) y controlado por un programa desarrollado en Matlab. Éste equipo sirve para captar señales a altas frecuencias y con una alta resolución. Algunos parámetros como la forma de onda y la amplitud de los potenciales son algo diferentes en el ser humano, cambian dependiendo de los elementos nerviosos que se activen dependiendo del oído pero la cinética de las ondas y su sustrato fisiológico son los mismos. No existe un modelo o una forma de onda ideal ya que hay varios factores que influyen en la adquisición de de los PETAC, como el equipo usado y número de muestras adquiridas, por ello llamaré como señal original a la señal de la cual me basaré para comparar las muestras procesadas con la base de datos que se obtuvo en laboratorio. Para la adquisición de los PEATC se usó un tono click para estimular la cóclea. Las señales originales fueron filtradas electrónicamente para eliminar ruido de frecuencias altas y otras señales como las del ritmo cardiaco y de respiración, pero aún se captaba algo de ruido debido al propio equipo que es el que se pretende eliminar con este trabajo. Solo se tomarán en cuenta niveles de estímulo de 40 a 80 dB en intervalos de 10 dB cada una.

Se mostraran resultados obtenidos con el filtro Promedio Móvil Henderson, Kalman simple, Wavelet-Kalman y Wavelet-Promedio Móvil de Henderson, esto para encontrar el mejor filtrado de la señal con el menor número de muestras. Se trabajara con solo una Wavelet que es la que mejor resultados dio. Se realizaron comparaciones entre varias Wavelet madre, en la Figura 32 se muestran las comparaciones de cuatro wavelet daubechies con la original, pudiendo apreciar un atraso en el tiempo cuando aumenta el orden de la wavelet madre. En la Figura 33 se muestra una comparación entre las wavelet madre Biorthogonal 1.3, Coiflet 1, Haar, Symlet 2 y la original, se puede apreciar que las que mejor se acercan a la

original son las Haar y la Symlet 2. Luego se compararon la Haar, Symlet 2 y Daubechies 02 y Daubechies03, Figura 34, como se puede apreciar no se encuentra diferencia entre la Symlet2 con la Daubechies02, que son las más semejantes con la original, por lo tanto se escogió la wavelet Daubechies02 para el filtrado de las señales. También al utilizar el filtro Kalman simple hay algunas variables que no se consideran o se ponen en uno como la matriz A y H , teniendo como formulas las siguientes:

$$\hat{X}_t^* = \hat{X}_{t-1} \quad (17)$$

$$P_t^* = P_{t-1} + Q \quad (18)$$

$$K_t = P_t^*(P_t^* + R)^{-1} \quad (159)$$

$$\hat{X}_t = \hat{X}_t^* + K_t(Z_t - \hat{X}_t^*) \quad (20)$$

$$P_t = (I - K_t)P_t^* \quad (21)$$

En base a los parámetros estadísticos, como son la media, la desviación estándar y la varianza. Así como la raíz cuadrática media (RMS), que arrojaron cada una de las señales originales de 40 dB a 80dB. Se optó por delimitar las señales procesadas considerando rangos en cada uno de los parámetros estadísticos con el fin de poder tener señales lo mejor parecida a la señal original. Es decir nuestra comparación o punto de referencia serán los valores de cada uno de los parámetros estadísticos en las señales originales. La desviación estándar, con un rango de ± 0.8 nos indicará que tan desviados están los valores respecto a la media y RMS, (por sus siglas en inglés), con un rango de ± 2 . También se considero que el promedio del error absoluto de los errores porcentuales, debía ser menor al 10%. Ya que no hay un modelo de éste tipo de señales, estos rangos se tomaron como tolerancia para que al procesar las muestras pudiéramos aproximarnos a la señal original. No existen datos de referencia en los parámetros estadísticos que nos

ayuden a saber si estos valores son los más óptimos pero los consideramos como referencia para obtener una señal lo más parecida a la original.

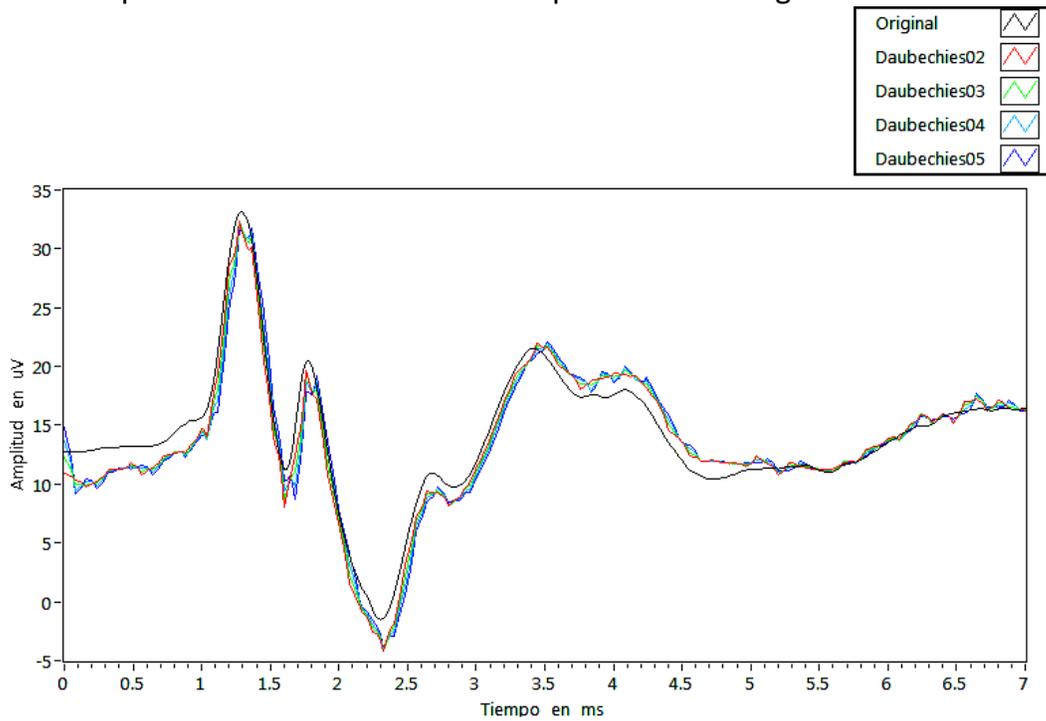


Figura 32 Comparación de varias Daubechies con la señal original

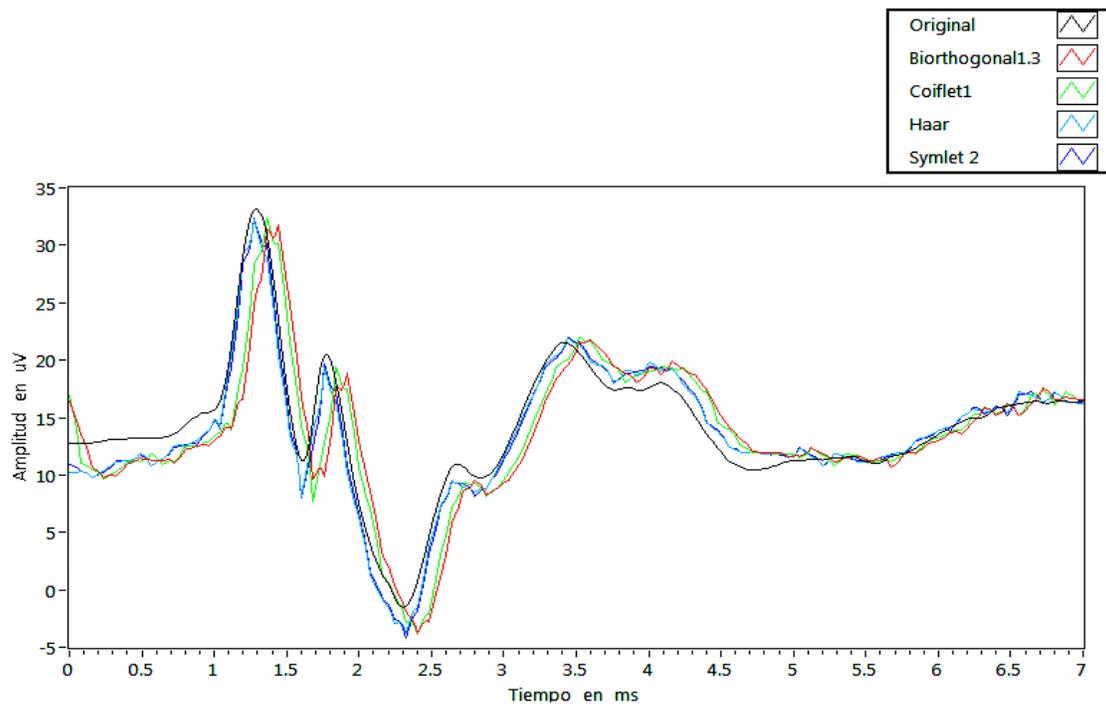


Figura 33 Varias wavelet madre comparadas con la original

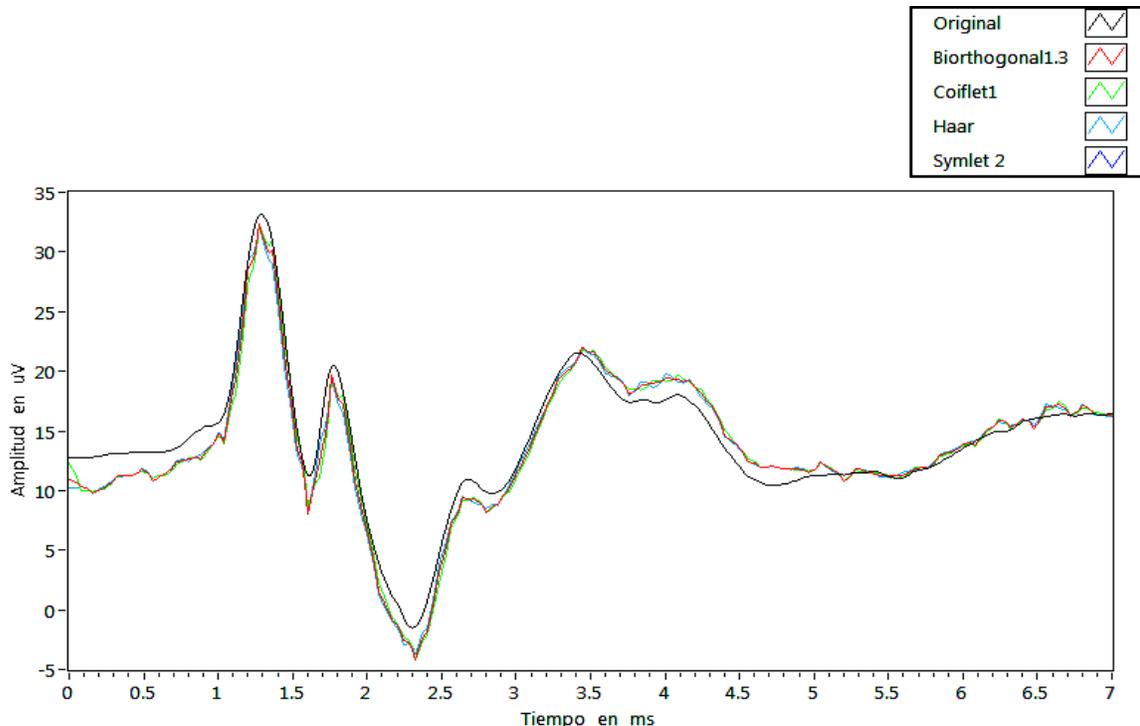


Figura 34 Comparación entre las mejores aproximaciones de wavelet madre con la original

Se desarrollo un programa en donde las 1200 muestras de la base de datos se van adquiriendo en un arreglo aleatorio, la Figura 35 muestra que el programa manda las muestras aleatorias al ver que cada muestra de las 1200 se imprime aleatoriamente observando un cambio de color en las mismas. Esto con el fin de que al aplicar el procesamiento de la señal se puedan tener valores aleatorios, en los parámetros estadísticos y poder validar dicho procesamiento dependiendo de los resultados obtenidos. El programa se detiene cuando los parámetros estadísticos de la señal aleatoria filtrada estén dentro de los rangos que se propusieron. Entonces, se adquieren dos muestras aleatorias de la base de datos, se realiza un promedio de dichas muestras, se aplica el filtro Kalman simple o el filtro promedio móvil. Se comparan los parámetros estadísticos de la señal procesada con la señal original. Si la señal procesada esta fuera del rango de los

parámetros estadísticos, entonces tomara una muestra más de la base de datos para volver a promediar y procesar la señal. Esto se repetirá hasta que la señal procesada esté dentro de los parámetros estadísticos. Todo este procedimiento se realiza con cada uno de los niveles de intensidad. En promedio, se llegó a 278 muestras necesarias para llegar lo más cerca posible a la señal original. Es decir, que se promedió el número de muestras necesarias para que estén dentro de los parámetros estadísticos propuestos de cada nivel de intensidad. Redondeando las 278 muestras a 300 muestras que al final de todo son muchas menos muestras para la obtención de la señal buscada y con las que se pueden obtener buenos resultados. En la Figura 36 se muestra el algoritmo para determinar el número de muestras necesarias para un buen procesamiento.

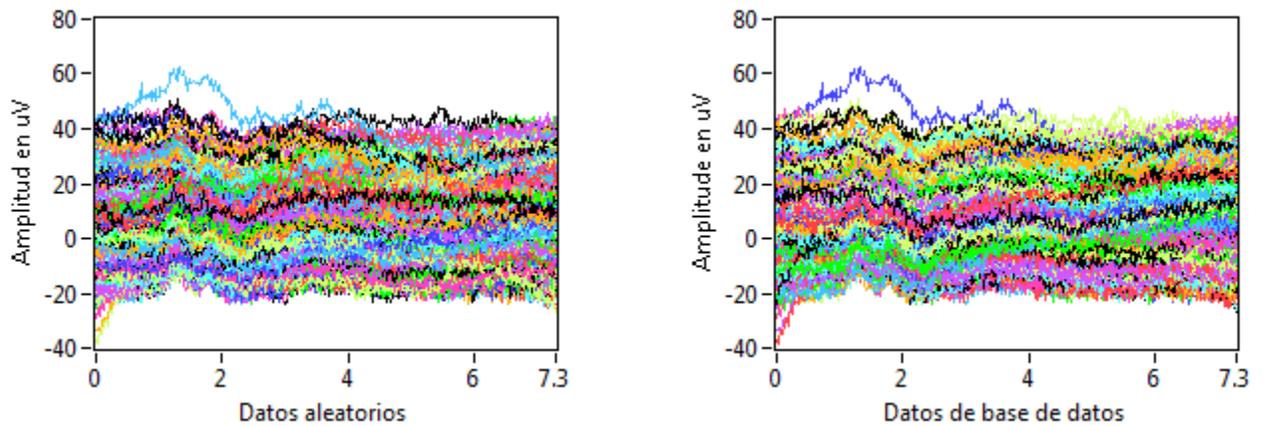


Figura 35 Datos originales (derecha). Muestras aleatorias (izquierda).

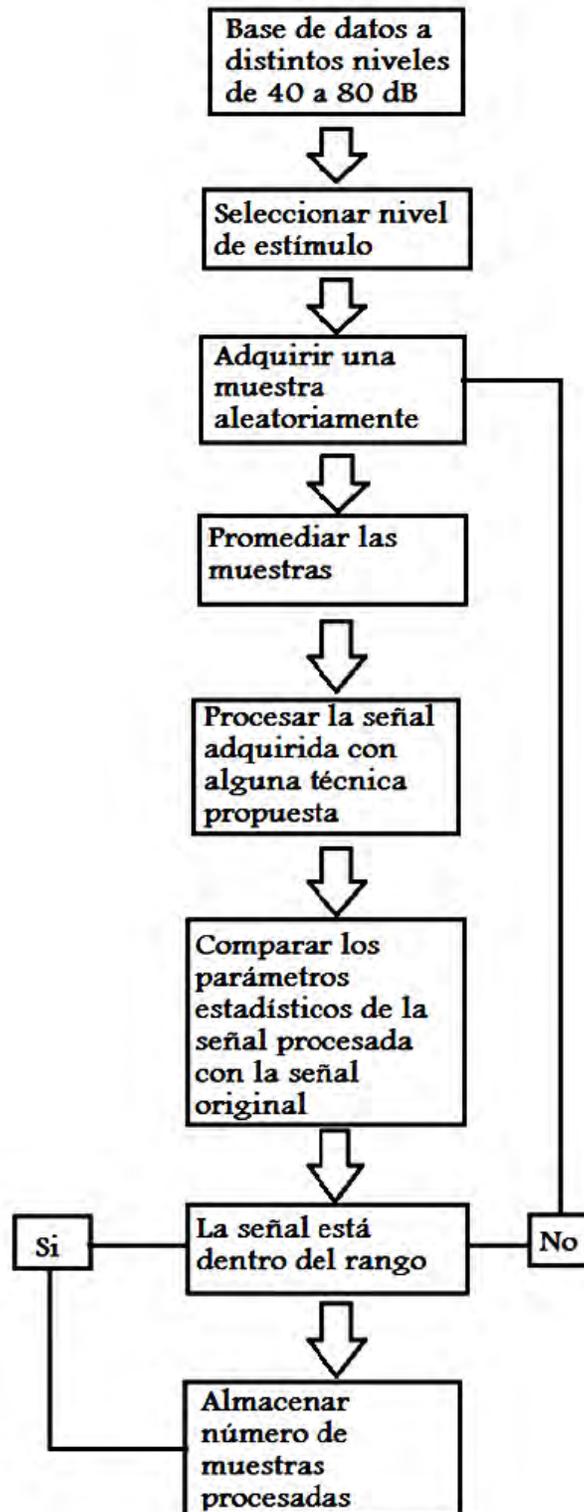
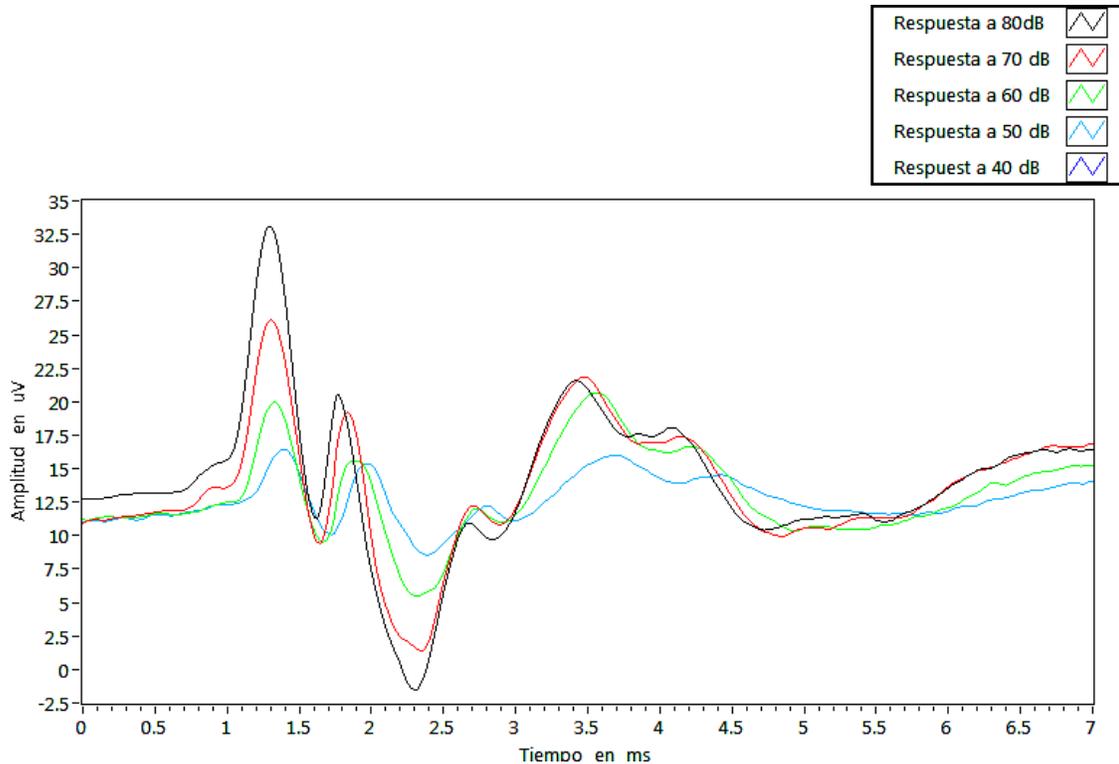


Figura 36 Diagrama para elegir cuantas muestras son suficientes.

Todo el trabajo se desarrollo con el software LabView, el cual nos ayuda a programar de una manera más rápida y versátil si queremos una interfaz gráfica para poder visualizar los resultados claramente.

Para la obtención de las señales originales se promedian 1200 muestras obtenidas de la base de datos que se muestran en la Figuran 37, a distintos niveles de estimulación.



Figuran 37 Distintas respuestas a estímulos de 40 a 80 dB.

En la Figura 38 se muestra el algoritmo que se implemento para el filtrado de las señales, solo se muestra el algoritmo para el uso de la transformada Wavelet-Kalman y Wavelet-Henderson. A cada muestra de la señal que es adquirida se le aplica la transformada Wavelet a un nivel y la wavelet madre Daubechies02 utilizando el filtro Kalman o el promedio móvil, dependiendo cual se deseen usar, se aplica a los últimos coeficientes $cA3$; Figura 25. Luego se reconstruye la señal por medio de la Transformada Wavelet inversa.

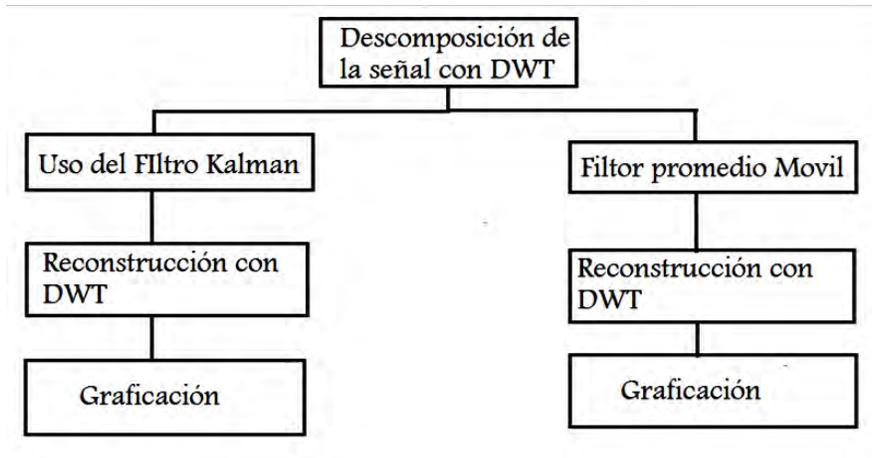


Figura 38 Filtrado de la señal después de una promediación

7 Análisis de resultados

Como se menciona anteriormente se opto por tener 300 muestras para el procesamiento de la señal en base al rango de los parámetros estadístico que se propusieron con varias muestras aleatorias a diferente dB. En este apartado se mostraran los resultados gráficamente para comparar las técnicas de procesamiento. Debido a que son varias técnicas solo se usara la Wavelet Daubechies 02 Figura 39, que fue con la que mejores resultados se obtuvieron, dicha gráfica es la que se grafica en el labview.

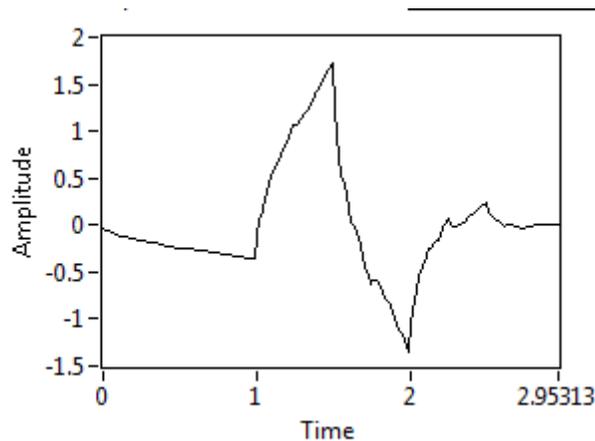


Figura 39 Wavelet Daubechies 02

En la Figura 40 se ve una comparación gráfica de varios niveles de wavelet con una muestra a 80 dB, se puede apreciar un filtrado considerable en el nivel 4 debido a que se eliminan más frecuencias. Para el caso del filtrado wavelet-kalman y wavelet- Promedio móvil Henderson se considero solamente un nivel para tener un resultado más semejante a la señal original, es decir más suave, debido a que es mejor tener más datos al usar el filtro Kalman y promedio móvil Henderson para no perder información. De la Figura 41 a la Figura 44 se muestran las mismas comparaciones pero con cada nivel para apreciar mejor el filtrado. Como el análisis que se hace es solo para obtener la forma de onda o las señales de los PEATC no se grafica en el eje horizontal el tiempo si no solo se hace referencia al número de

puntos obtenidos o en este caso el número de mediciones de voltaje con una frecuencia de 20Hz.

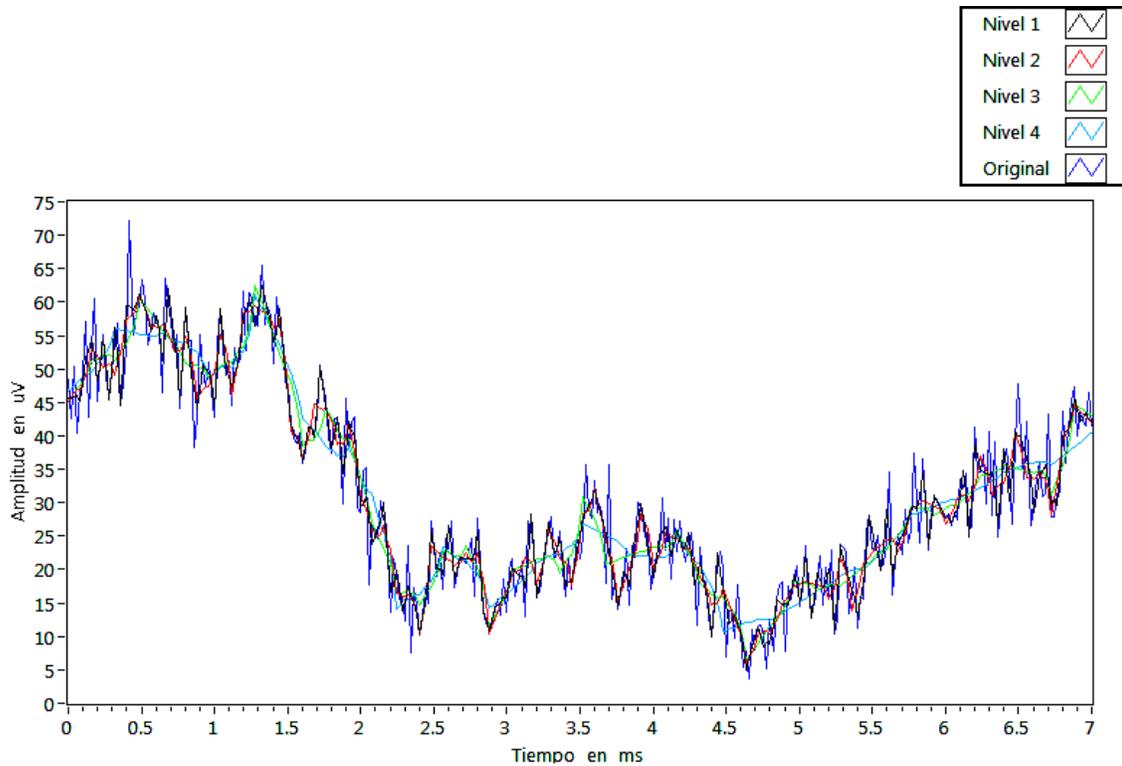


Figura 40 Comparación de los niveles hechos a una muestra de 80 dB

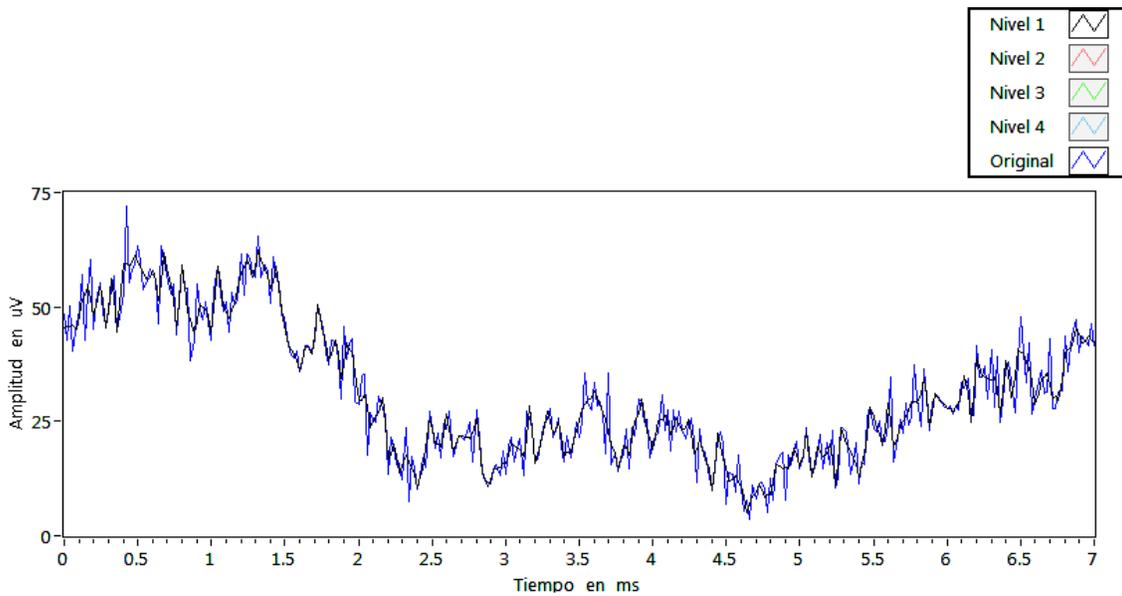


Figura 41 Comparación de una muestra de la señal original con un nivel de Wavelet

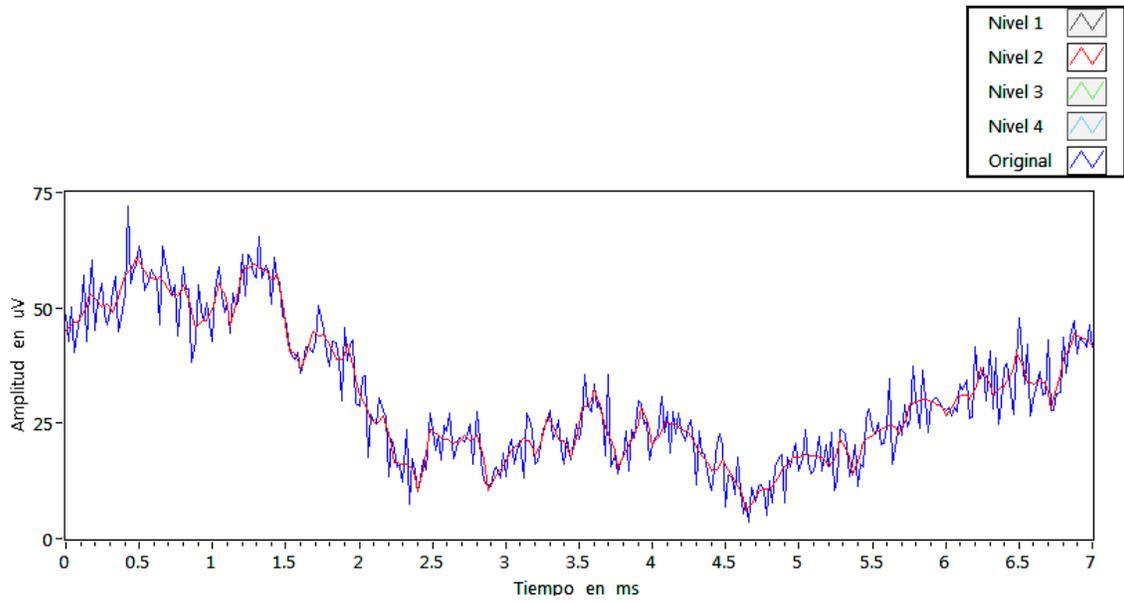


Figura 42 Comparación de una muestra de la señal original con dos niveles de Wavelet

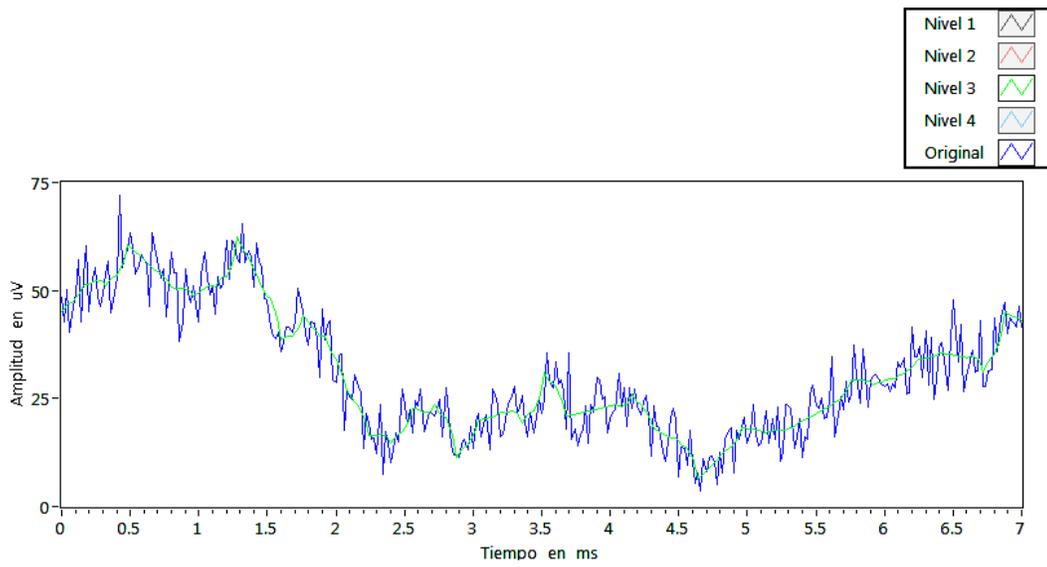


Figura 43 Comparación de una muestra de la señal original con tres niveles de Wavelet

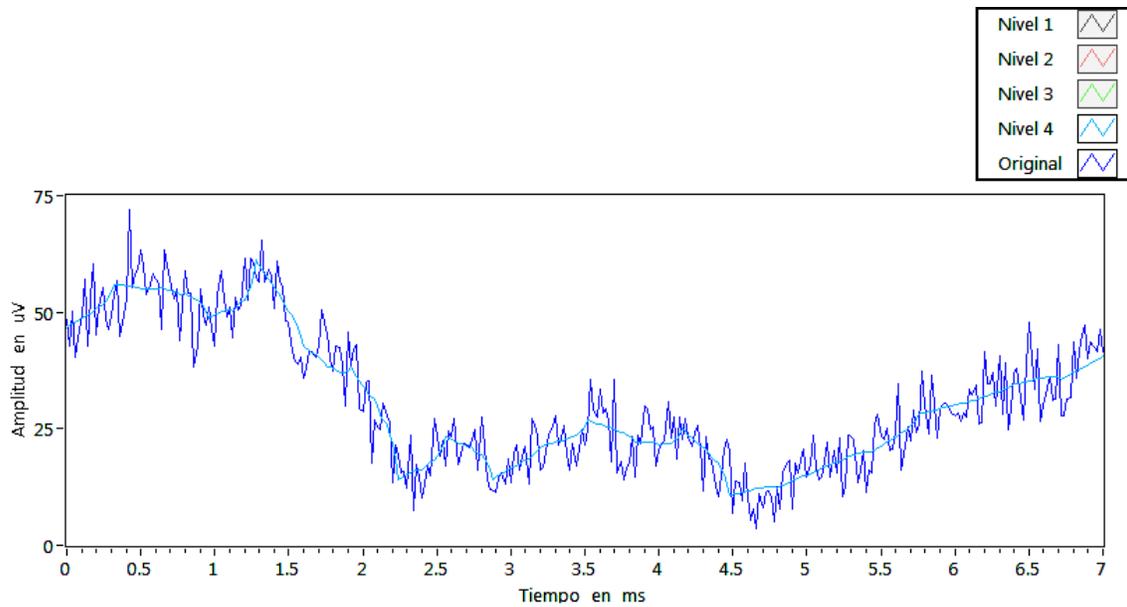


Figura 44 Comparación de una muestra de la señal original con cuatro niveles de Wavelet

En la Figura 45 muestra el resultado de procesar la señal de 80 dB con los filtros mencionados y en la Tabla 1 se muestran los valores estadísticos. Los errores que se obtuvieron fueron en base a la señal original. Para el filtro Kalman se fijo una $Q = 1$ y una $R = 2$, para todos los estímulos de 80 a 40 dB. Para el filtro Wavelet-Kalman se fijo una $Q = 1$ y una $R = .01$. Estos valor se fijaron para tener un mejor procesamiento ya que R corresponde a la covarianza del ruido de medición y Q al proceso de transición o el espacio de estados, Para el filtro Kalman $R > Q$ se considera más el modelo del movimiento resultando la señal más suavizada y para Wavelet-Kalman $Q > R$ debido a que la señal ya fue filtrada por la wavelet, y se perdieron ciertos datos requerimos apegarnos más a las observaciones o datos. Para el filtro Promedio Móvil Henderson se escogió el Henderson a 23 términos para filtrar más la señal. Para el filtro Wavelet-Promedio Móvil Henderson se escogió el Henderson a 13 términos. Estos cambios se realizaron para cada uno de los procesamientos en 80, 70, 60, 50 y 40 dB, Para tener una señal más suave. En las siguientes figuras se muestran los resultados de los procesamientos, en el Anexo 1 se muestran las gráficas de los resultados por separado.

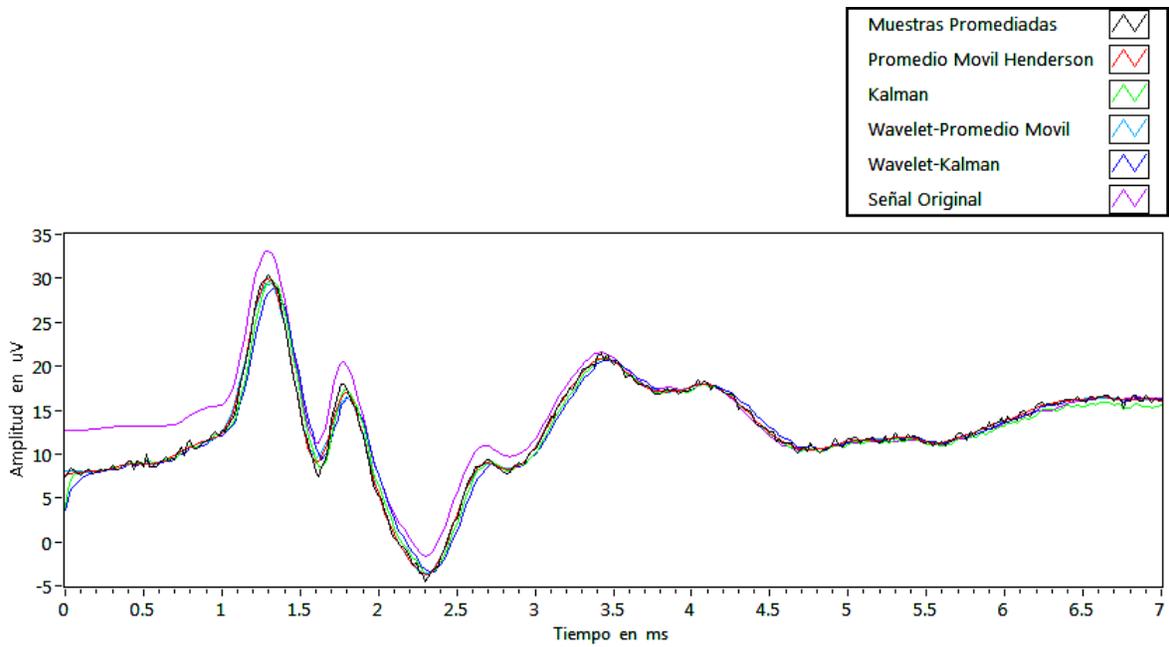


Figura 45 Comparación de los resultados de distintos tipos de filtros a 80 dB (Amplitudes en Volts)

Tabla 1 Valores de los parámetros estadísticos

Señal estimulada a 80 dB						
Parámetros	Original	Sin filtro	Kalaman	MAH	Wavelet-Kalman	Wavelet-MAH
Media	14.36	13.02	13.02	13.02	13.02	13.02
Desv. Est	7.22	7.32	7.24	7.24	7.05	7.2
Varianza	52.08	53.56	52.35	52.48	49.75	51.77
RMS	16.16	14.92	14.89	14.89	14.8	14.87
Error		19.32	15.66	15.81	10.5	15.06

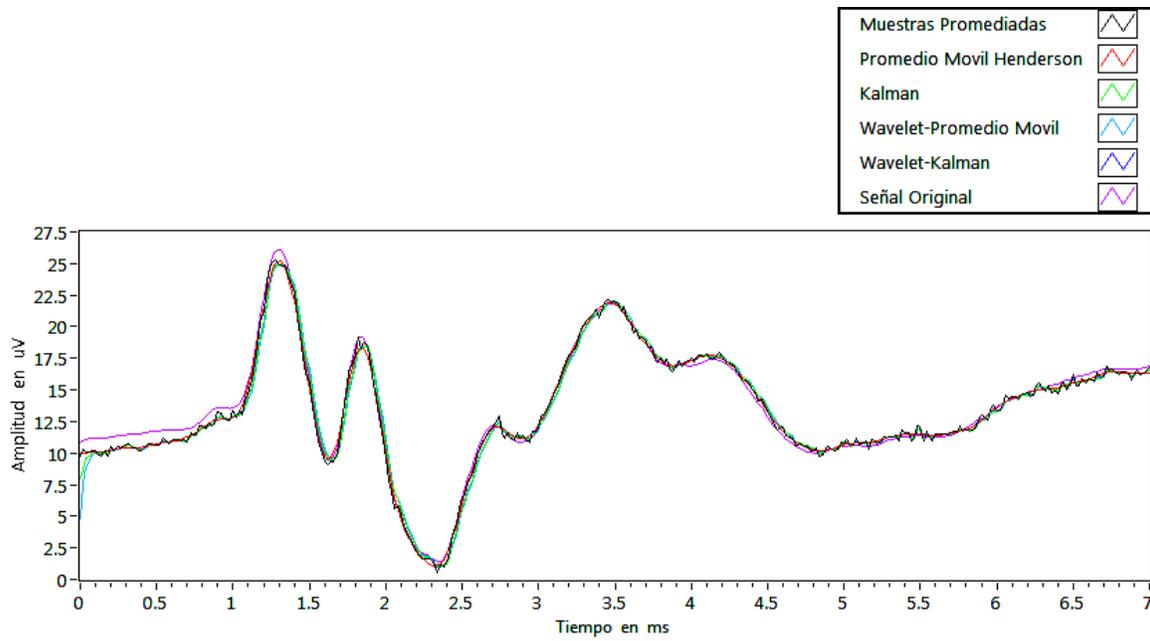


Figura 46 Comparación de los resultados de distintos tipos de filtros a 70 dB (Amplitudes en Volts)

Señal estimulada a 70 dB						
Parámetros	Original	Sin filtro	Kalman	MAH	Wavelet-Kalman	Wavelet-MAH
Media	14.06	13.97	13.98	13.98	13.98	13.97
Desv. Est	5.73	5.75	5.68	5.69	5.68	5.73
Varianza	32.81	33.11	32.24	32.38	32.25	32.87
RMS	15.18	15.11	15.09	15.08	15.08	15.1
Error		3.98	1.13	1.54	1.26	1.79

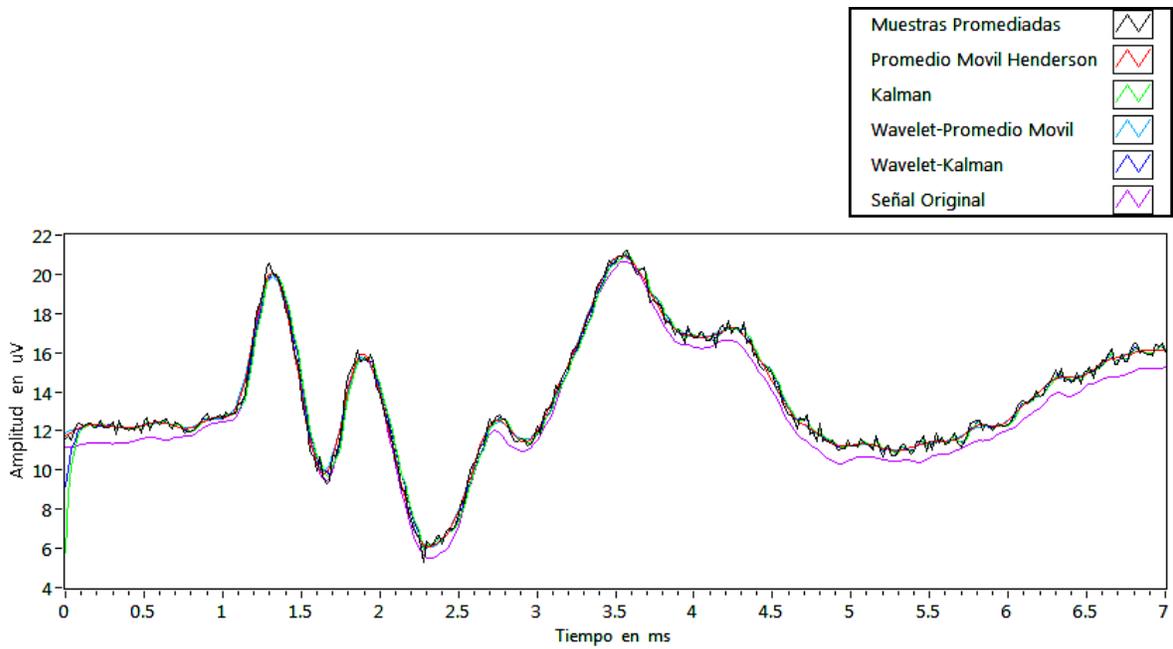


Figura 47 Comparación de los resultados de distintos tipos de filtros a 60 dB (Amplitudes en Volts)

Señal estimulada a 60 dB						
Parámetros	Original	Sin filtro	Kalman	MAH	Wavelet-Kalman	Wavelet-MAH
Media	13.7	14.13	14.14	14.13	14.13	14.13
Desv. Est	3.92	3.86	3.82	3.83	3.82	3.8
Varianza	15.35	14.92	14.57	14.65	14.58	14.46
RMS	14.24	14.64	14.64	14.64	14.64	14.63
Error		6.11	3.89	3.77	3.85	3.86

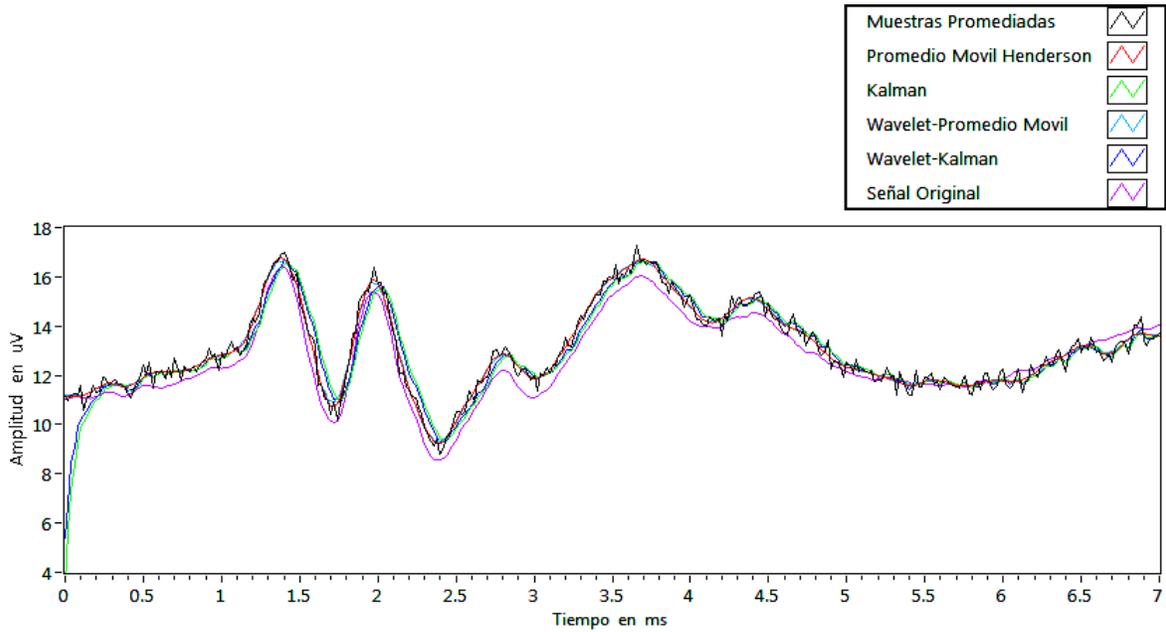


Figura 48 Comparación de los resultados de distintos tipos de filtros a 50 dB (Amplitudes en Volts)

Señal estimulada a 50 dB						
Parámetros	Original	Sin filtro	Kalman	MAH	Wavelet-Kalman	Wavelet-MAH
Media	13.01	13.66	13.66	13.66	13.66	13.66
Desv. Est	1.97	1.96	1.84	1.92	1.85	1.9
Varianza	3.86	3.85	3.37	3.86	3.43	3.61
RMS	13.15	13.8	13.78	13.79	13.78	13.79
Error		7.17	5.4	5.21	5.34	5.2

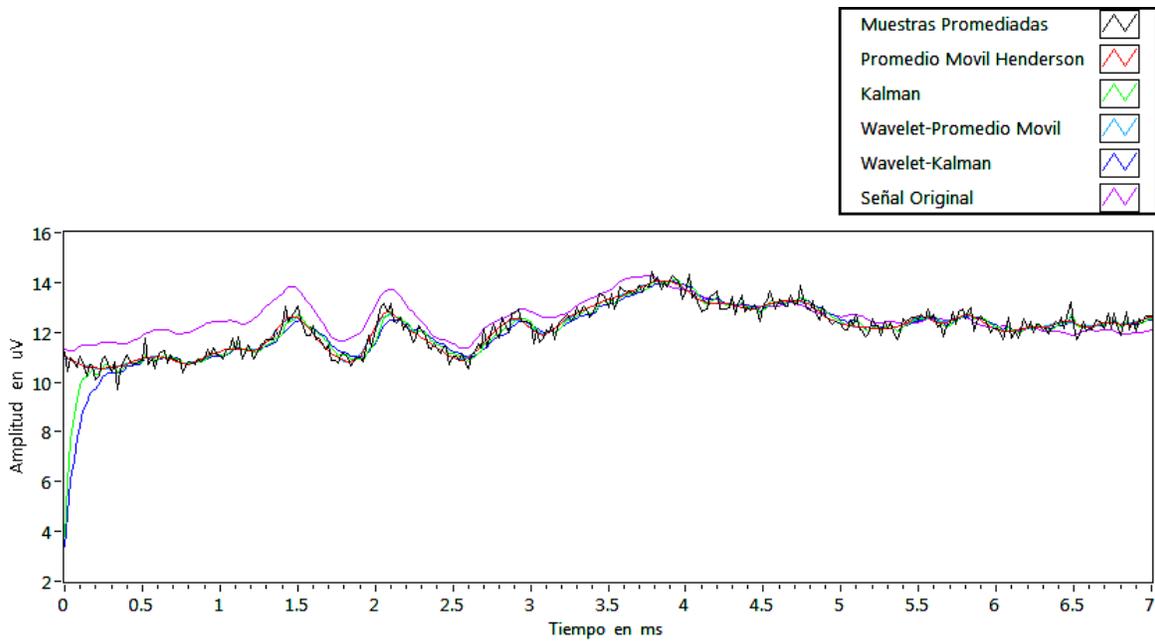


Figura 49 Comparación de los resultados de distintos tipos de filtros a 40 dB (Amplitudes en Volts)

Señal estimulada a 40 dB						
Parámetros	Original	Sin filtro	Kalman	MAH	Wavelet-Kalman	Wavelet-MAH
Media	12.94	12.42	12.41	12.42	12.39	12.42
Desv. Est	0.71	0.95	0.9	0.9	0.88	0.9
Varianza	0.51	0.9	0.81	0.81	0.77	0.8
RMS	12.96	12.46	12.44	12.45	12.42	12.45
Error		6.6	5.19	4.09	4.27	4.08

De acuerdo a los resultados obtenidos mostrados en las tablas, mediante los filtros usados se puede ver que con 300 muestras podemos llegar a obtener resultados convenientes para la adquisición de los PEATC. Esto nos puede ayudar a obtener una gran ventaja al momento de adquirir dichas señales, ya que si para un estudio en el que si queremos simplemente promediar las señales requerimos de 1500 o hasta 2000 muestras por cada estímulo, podemos tardar aproximadamente de 30 a 40 segundos, considerando que por cada muestra requerimos un tiempo de 20 ms

para tener buenos resultados. Utilizando el filtro Kalman y el promedio Móvil de Henderson, junto con la transformada Wavelet, con éste tipo de procesamiento podríamos tardar 6 segundos, los cuales podrían ser muy convenientes si tuviéramos el riesgo de que al individuo o animal al que se le somete la prueba pudiera moverse además si consideramos que requerimos estímulos de 20 a 80 dB en intervalos de 10 dB, tendríamos menor tiempo de adquisición.

De acuerdo a las tablas se puede apreciar que el usar el filtro Wavelet-promedio móvil Henderson nos da mejores resultados para señales con menor intensidad de estímulo, es decir las que presentan más ruido. En el anexo 1 se muestran por separado el resultado de los procesamientos observando que con el uso del filtro Kalman hay un atraso o desfase de la señal procesada ya que se requiere de un filtro Kalman mejor establecido, porque se está sobre estimando el ruido de la medición, y en un proceso de promediar las muestras no es muy conveniente, además haciendo una inspección visual se puede observar que el filtro promedio móvil de Henderson otorga una señal más suave.

8 Conclusiones

El propósito de este trabajo es buscar otras técnicas distintas a la promediación de muestras que nos ayuden en la obtención de los PEATC con un menor número de muestras con el fin de hacer más eficiente el análisis de estas señales. Para ello se utilizó la Wavelet madre Daubechies02, el filtrado Promedio Móvil Henderson a 23 términos, el filtro Kalman simple con $R > Q$ (estimación de una constante), Wavelet-Kalman con $Q > R$ y Wavelet-Promedio Móvil Henderson a 13 términos. Se utilizó una base de datos para realizar la prueba de estos filtros. De acuerdo a los resultados obtenidos se cree más conveniente utilizar el filtro Wavelet-Promedio móvil Henderson, ya que en señales con mucho ruido dio un buen resultado, se pudo observar con las imágenes mostradas en el apartado anterior que con ésta técnica se logro una forma de onda más suave, llegando a obtener resultados mucho muy cercanos a la señal original como se puede apreciar en la Figura 57 y Figura 61, donde a simple vista se ve que son muy parecidas los PEATC.

Con Wavelet-Kalman no es muy recomendable ya que a pesar de que también da buenos resultados podemos tener un considerable atraso en la señal filtrada afectando en la obtención de las latencias. Son suficientes solamente 300 muestras para obtener una señal aceptable de acuerdo a la estadística que se utilizó para filtrar la señal y haciendo una inspección visual de los resultados en las gráficas.

8.1 Trabajo a futuro

Debido a que se utilizaron las Wavelet madre prediseñadas en el software Labview se eligió la Daubechies02 en donde obtuvimos mejores resultados. Pero se puede diseñar otra Wavelet madre para ser utilizada en la que nos ayudaría a procesar de mejor manera la señal. Esto se puede comprobar al observar que cuando se uso la transformada Wavelet discreta se puede obtener un buen resultado con tan solo 100 muestras. En las siguientes figuras muestra el uso de la transformada Wavelet con 100 muestras, 300 muestras y 600 muestras teniendo un resultado muy semejante, si se pudiera diseñar una Wavelet madre para poder tener un resultado aún mejor se puede reducir aún más el numero de muestras requeridas para la obtención de los PEATC. Además se puede estudiar más a fondo el filtrado de Kalman, es decir poder utilizar el filtrado Kalman extendido para llegar a una señal aún más limpia o sin menos ruido.

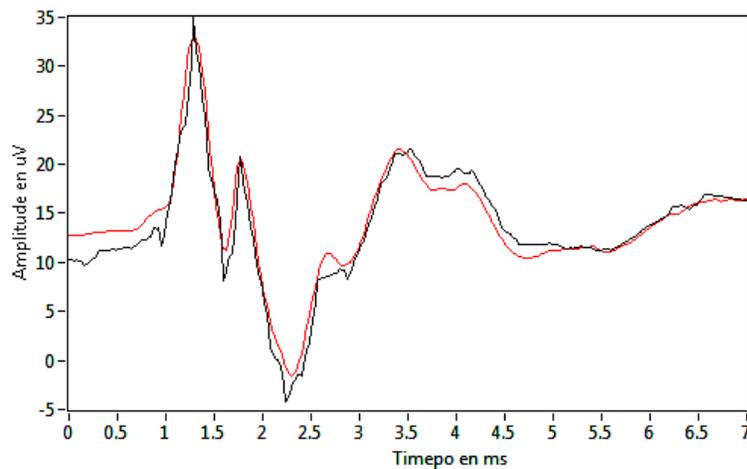


Figura 50 Filtrado con Wavelet daubechies02 a 3 niveles con 100 muestras

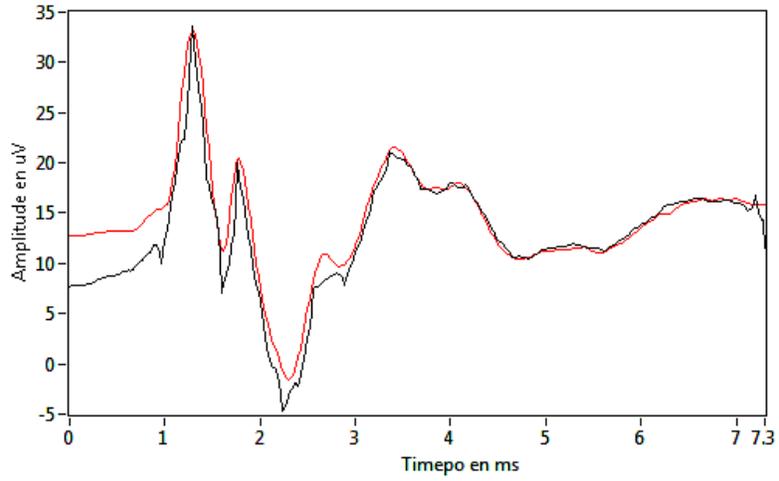


Figura 51 Filtrado con Wavelet daubechies02 a 3 niveles con 300 muestras

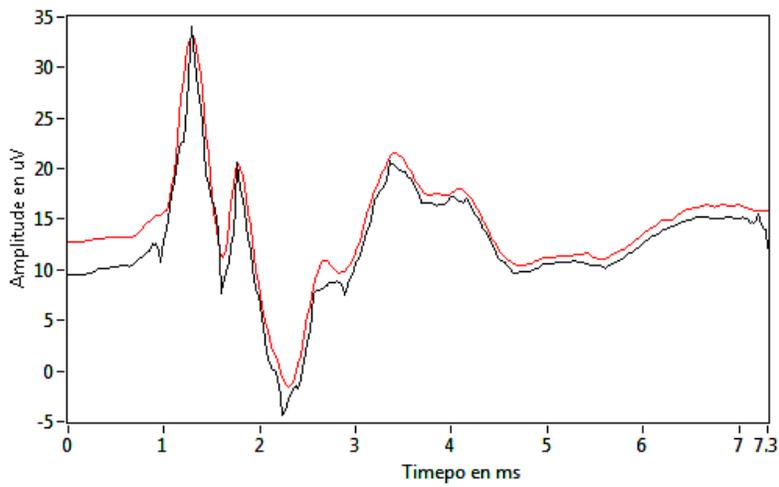


Figura 52 Filtrado con Wavelet daubechies02 a 3 niveles con 600 muestras

9 Anexos

9.1 Anexo 1

Las siguientes figuras muestran los filtros por separado a las señales originales con 300 muestras. Comparación de los filtros por separado de la señal original para un estímulo de 80 dB

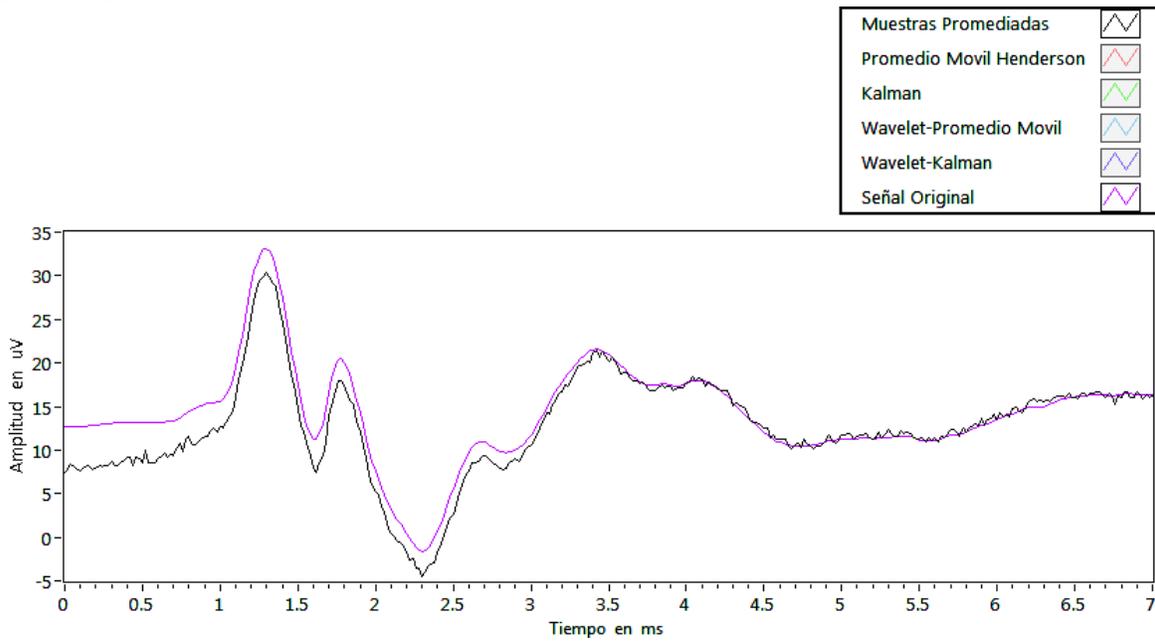


Figura 53 Filtrado promediando las muestras a 80 dB

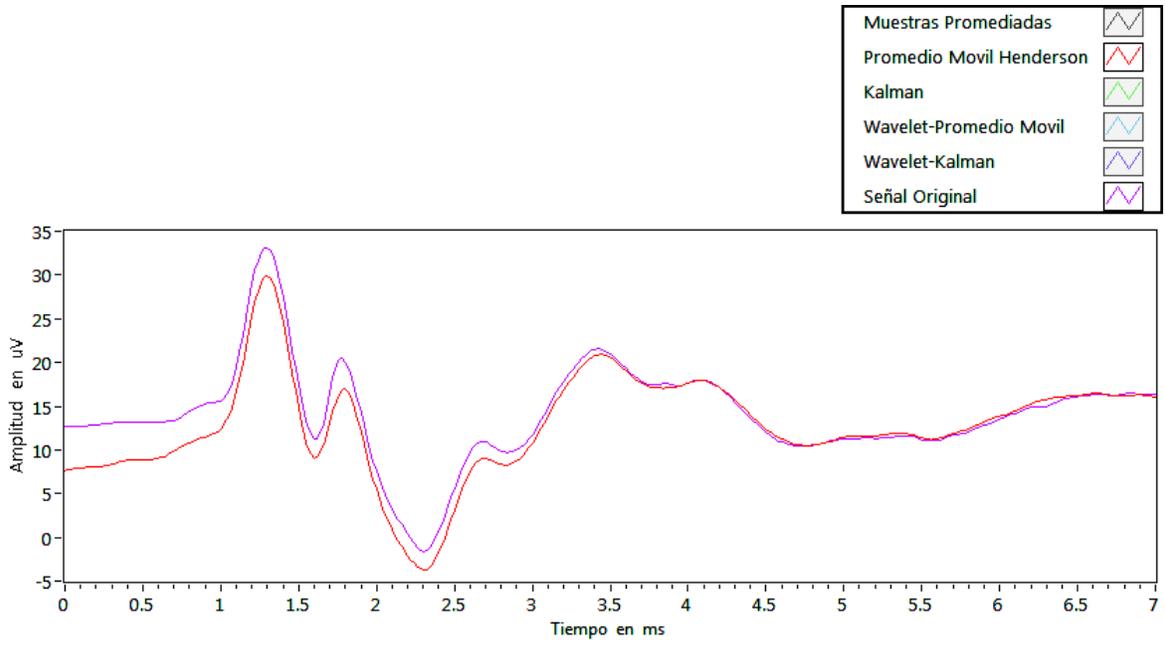


Figura 54 Filtrado con Promedio Móvil Henderson a 80dB

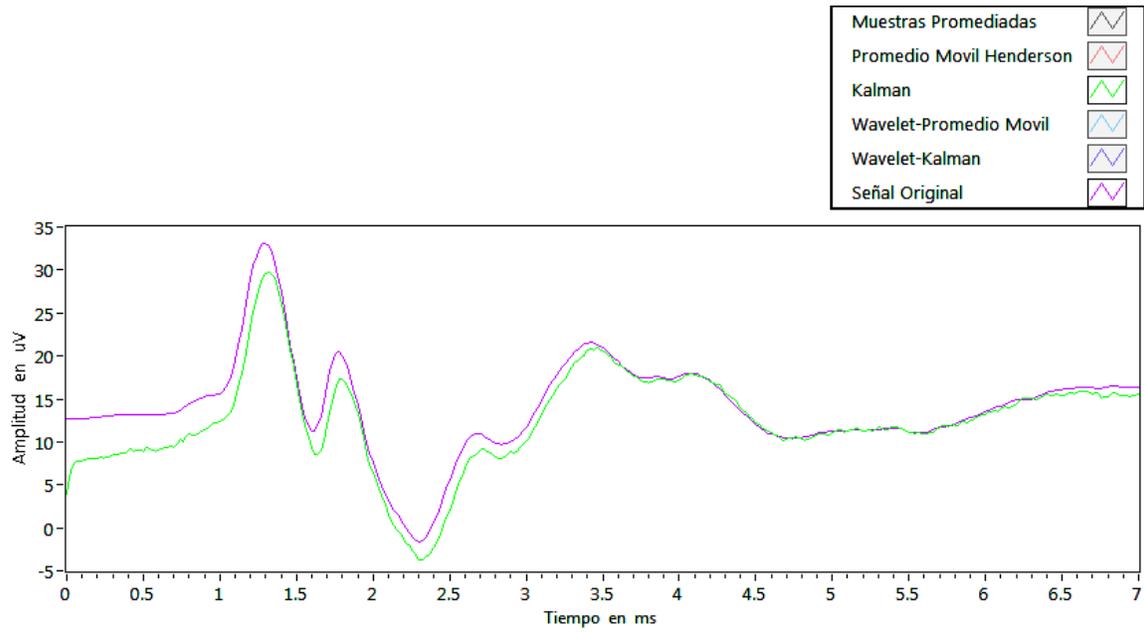


Figura 55 Filtrado con Kalman a 80 dB

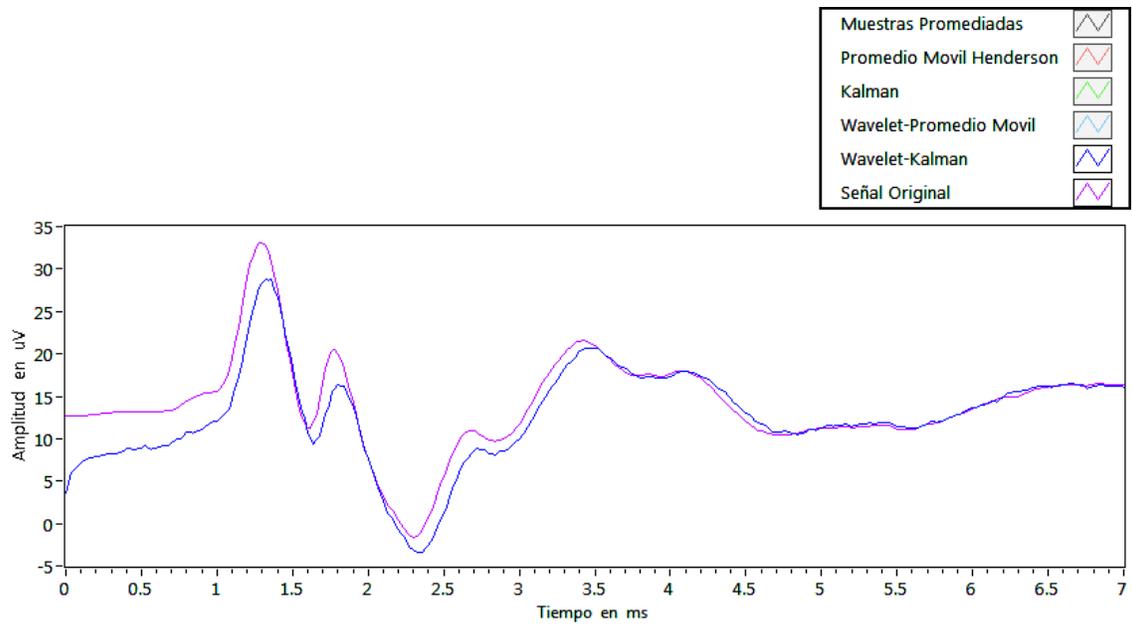


Figura 56 Filtrado con Wavelet-Kalman a 80 dB

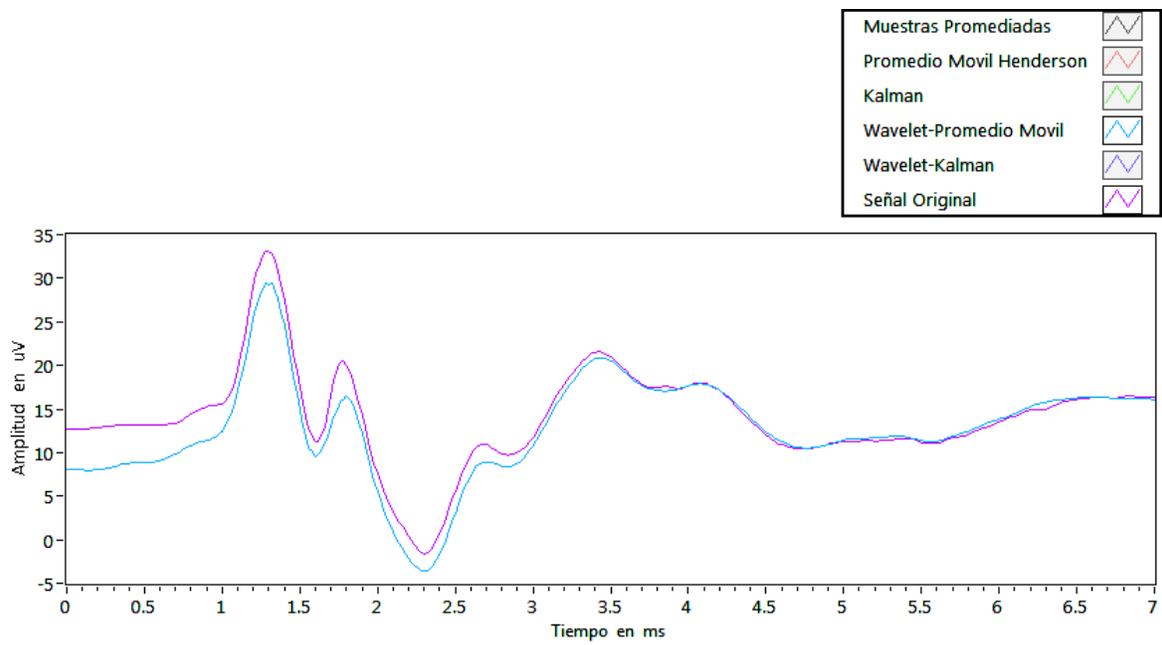


Figura 57 Filtrado con Wavelet-Promedio Móvil Henderson a 80 dB

Comparación de los filtros por separado de la señal original para un estímulo de 70

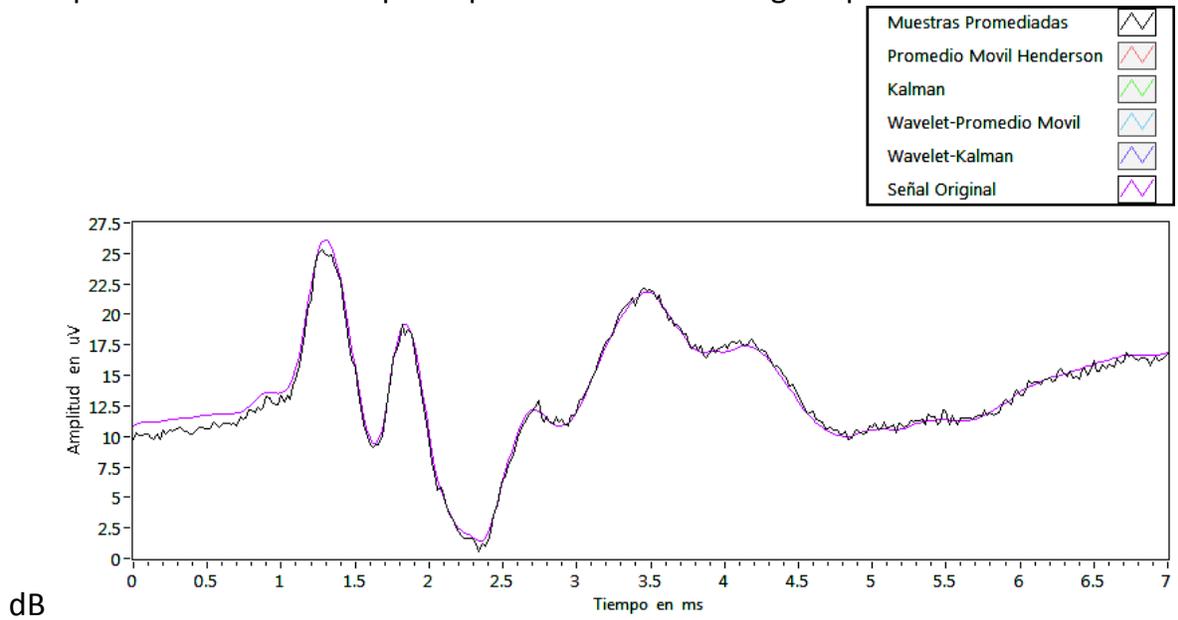


Figura 58 Filtrado promediando las muestras a 70dB

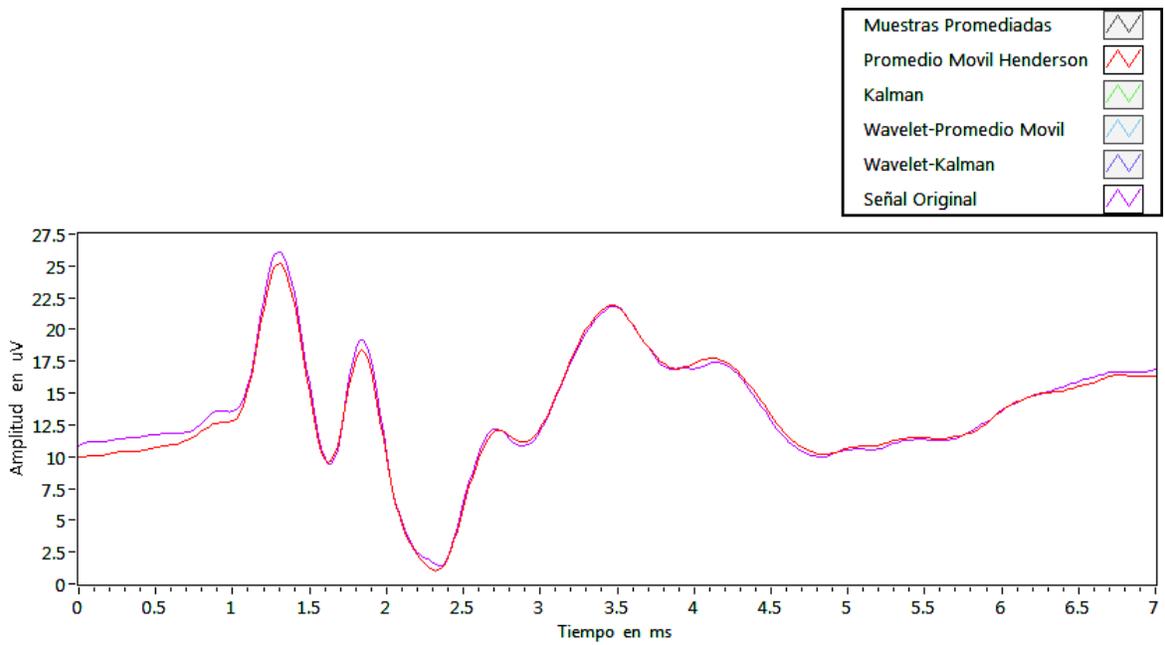


Figura 59 Filtrado con Promedio Móvil Henderson a 70dB

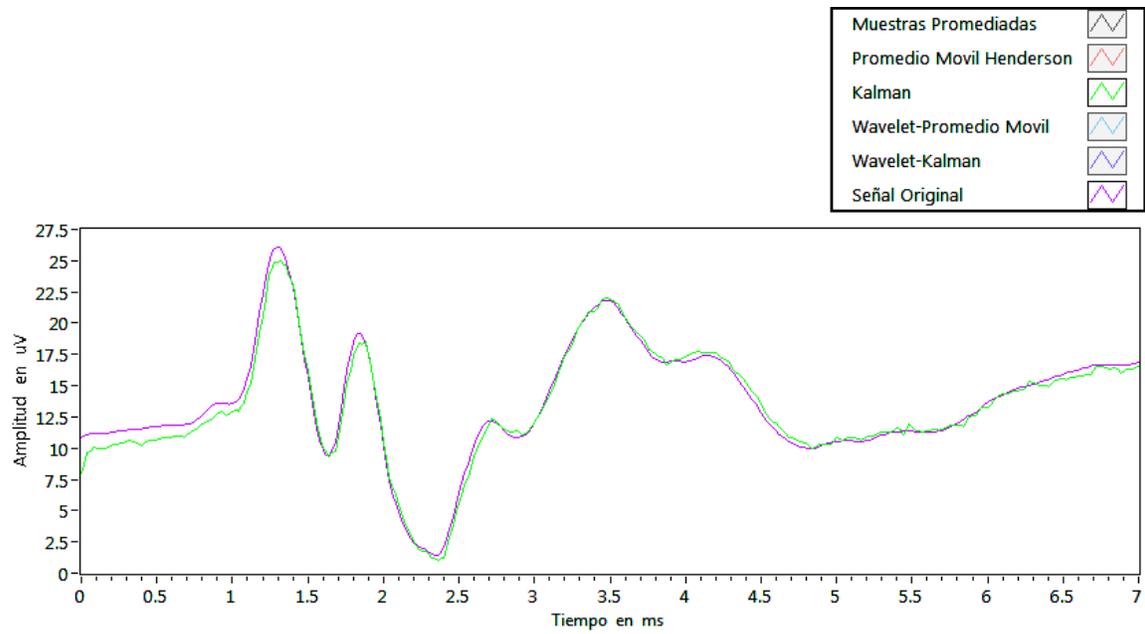


Figura 60 Filtrado con Kalman a 70 dB

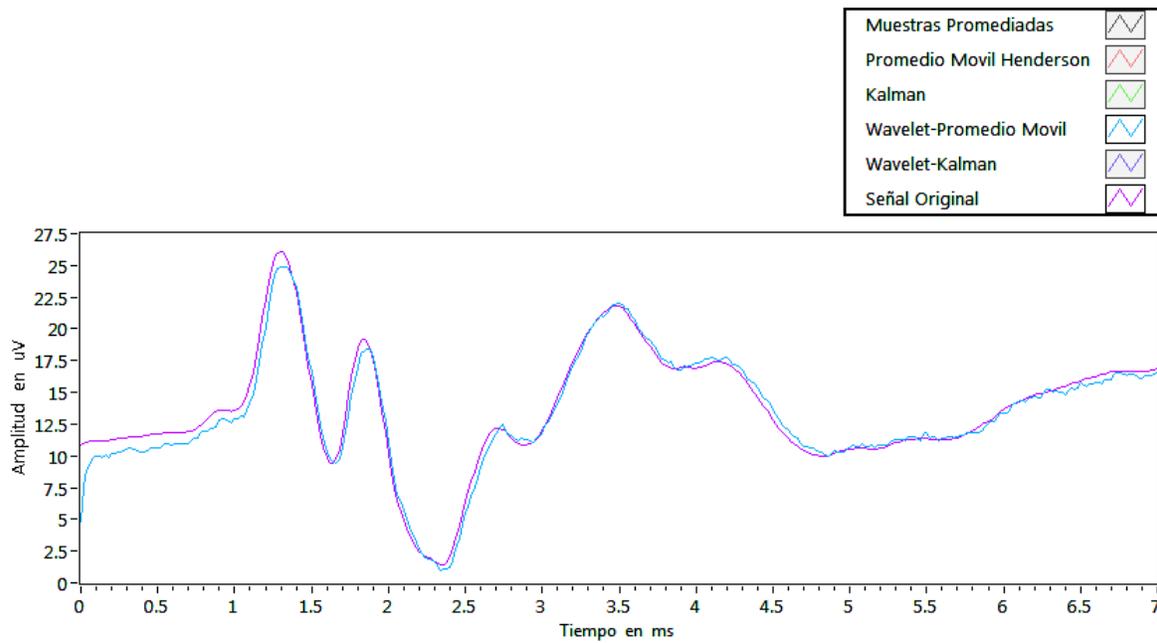


Figura 61 Filtrado con Wavelet-Promedio Móvil Henderson a 70 dB

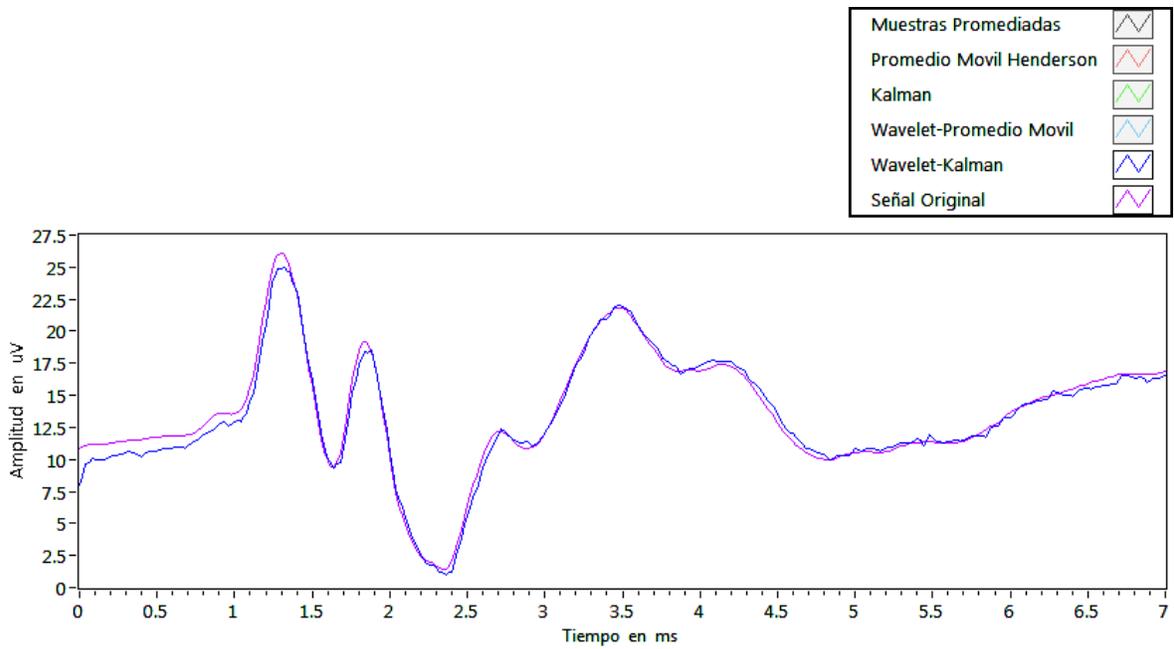


Figura 62 Filtrado con Wavelet-Kalman a 70 dB

Comparación de los filtros por separado de la señal original para un estímulo de 60 dB

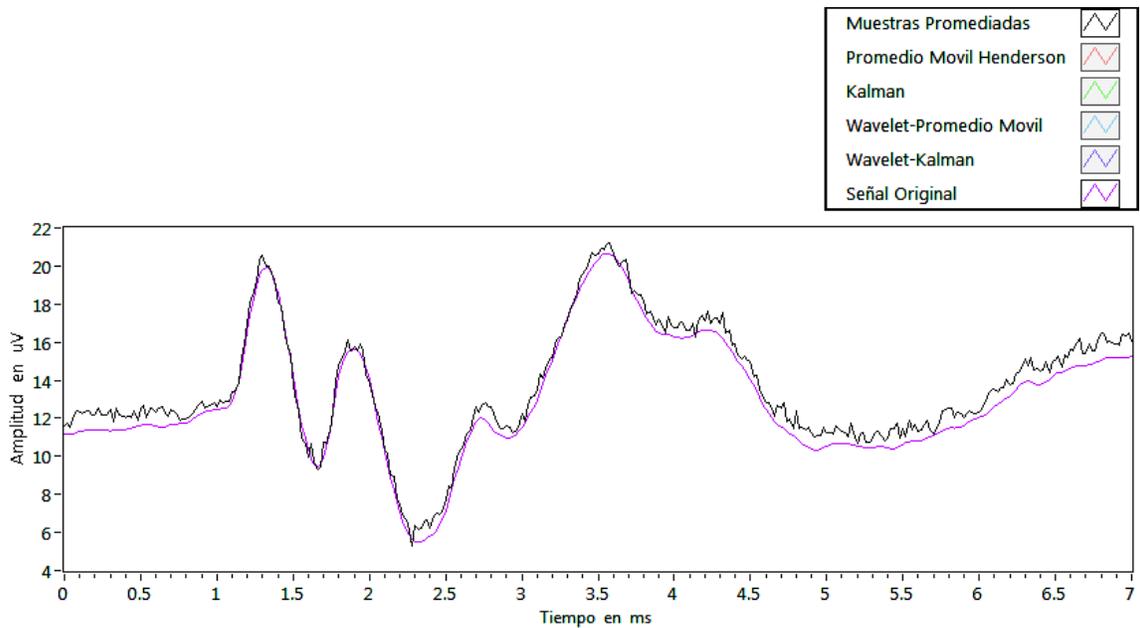


Figura 63 Filtrado promediando las muestras a 60dB

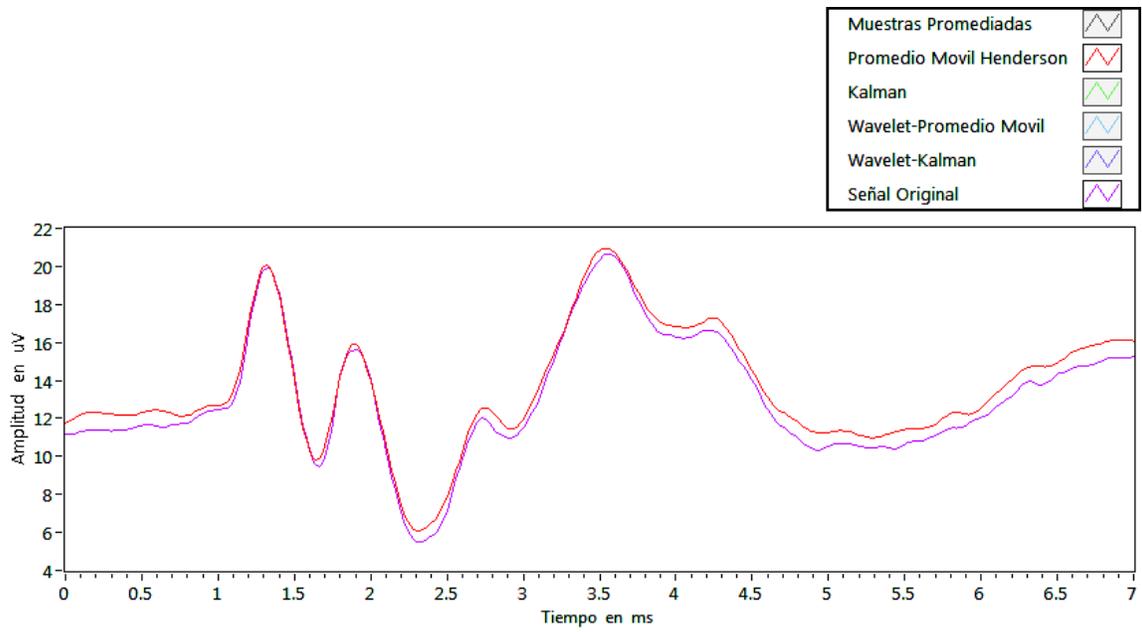


Figura 64 Filtrado con Promedio Móvil Henderson a 60dB

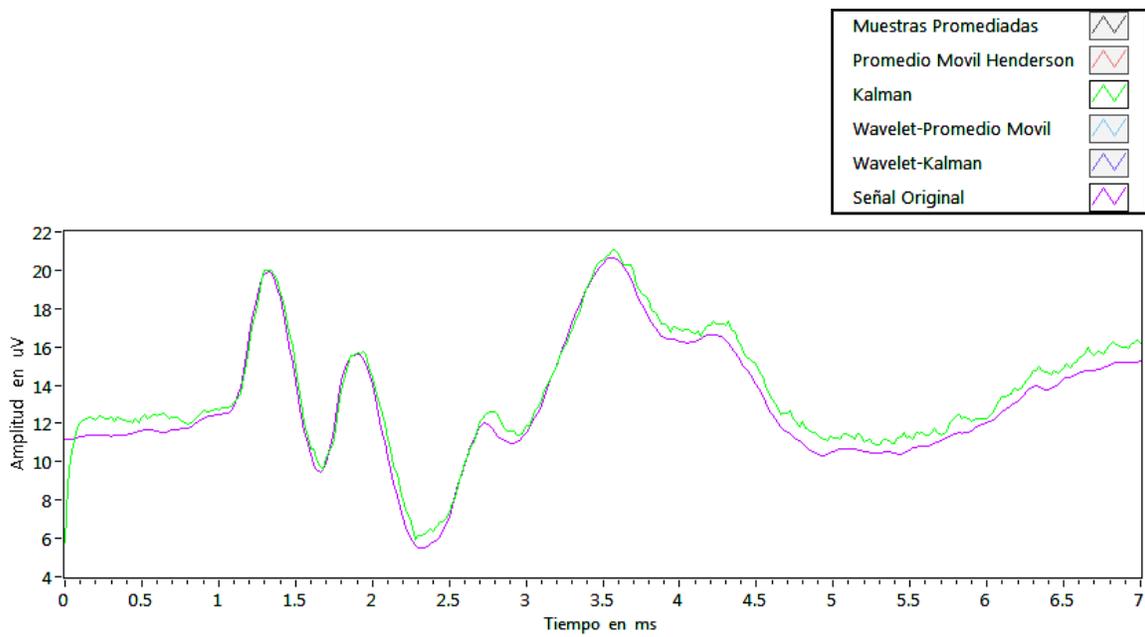


Figura 65 Filtrado con Kalman a 60 dB

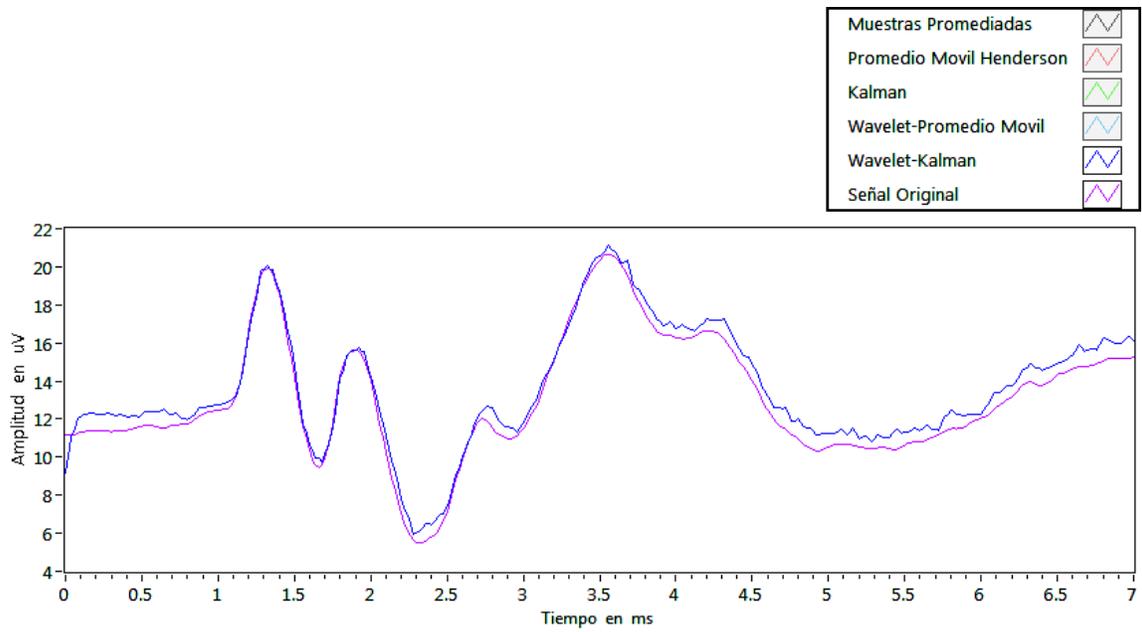


Figura 66 Filtrado con Wavelet-Kalman a 60 dB

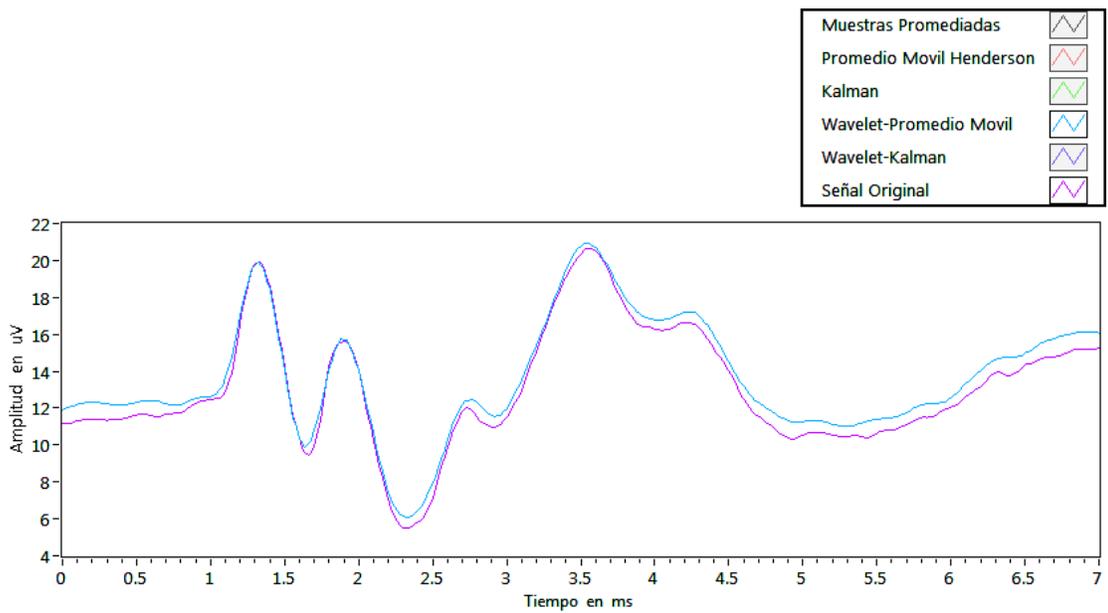


Figura 67 Filtrado con Wavelet-Promedio Móvil Henderson a 60 dB

Comparación de los filtros por separado de la señal original para un estímulo de 50 dB

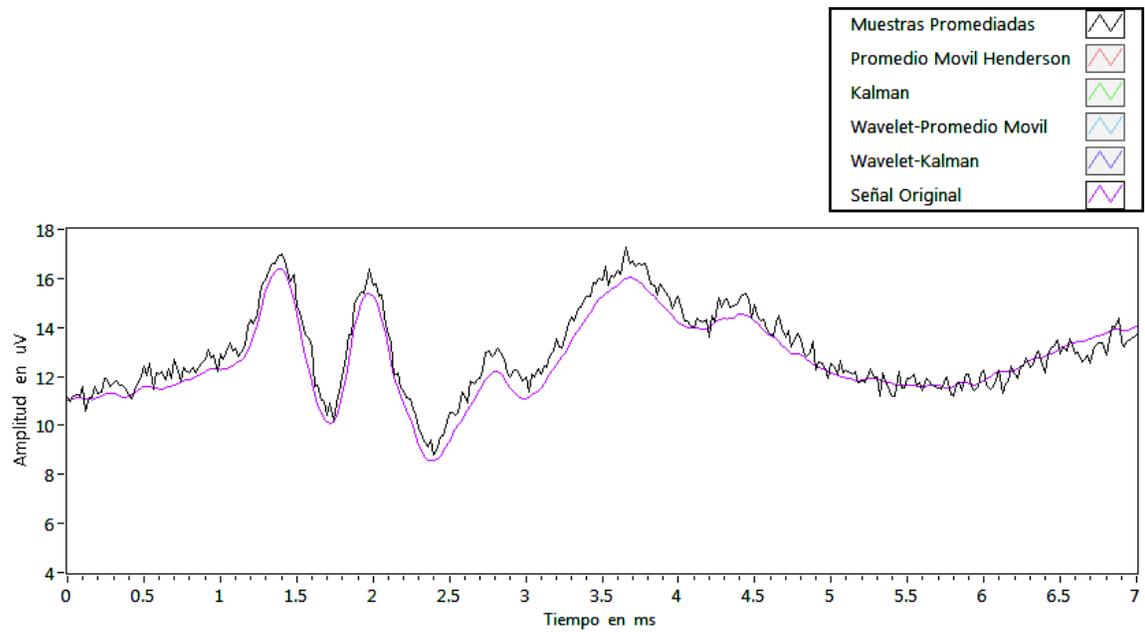


Figura 68 Filtrado promediando las muestras a 50dB

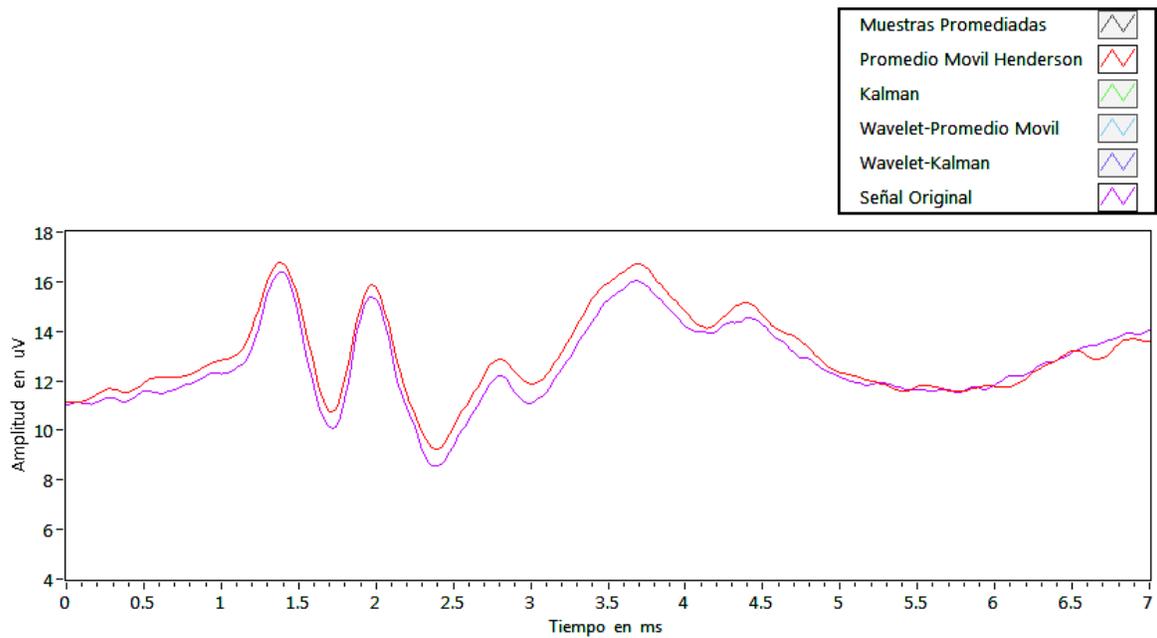


Figura 69 Filtrado con Promedio Móvil Henderson a 50dB

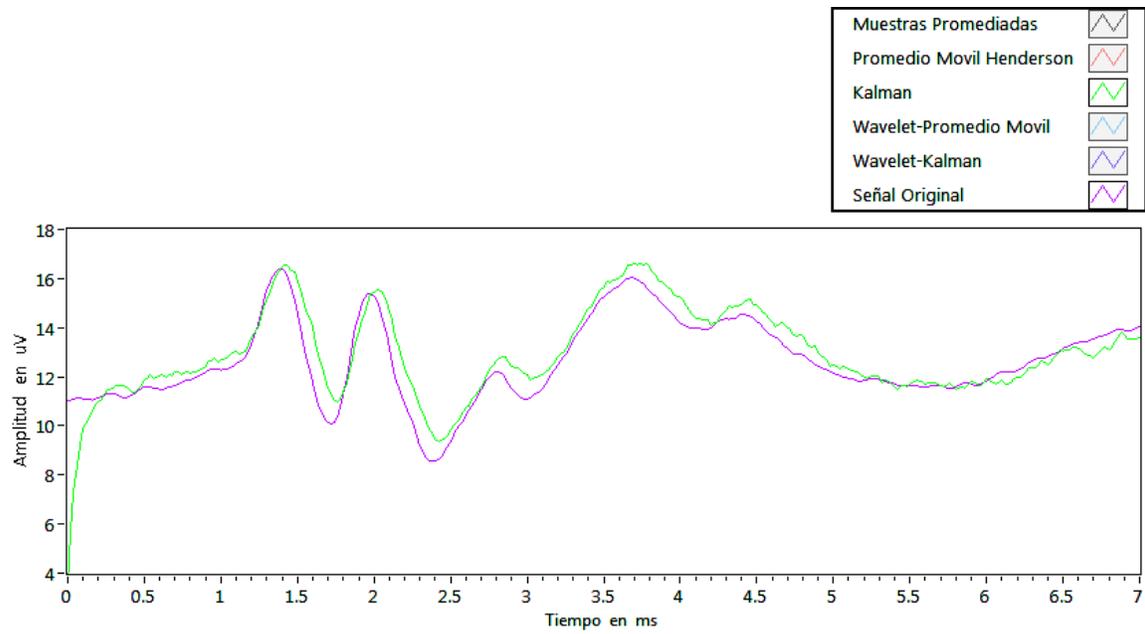


Figura 70 Filtrado con Kalman a 50 dB

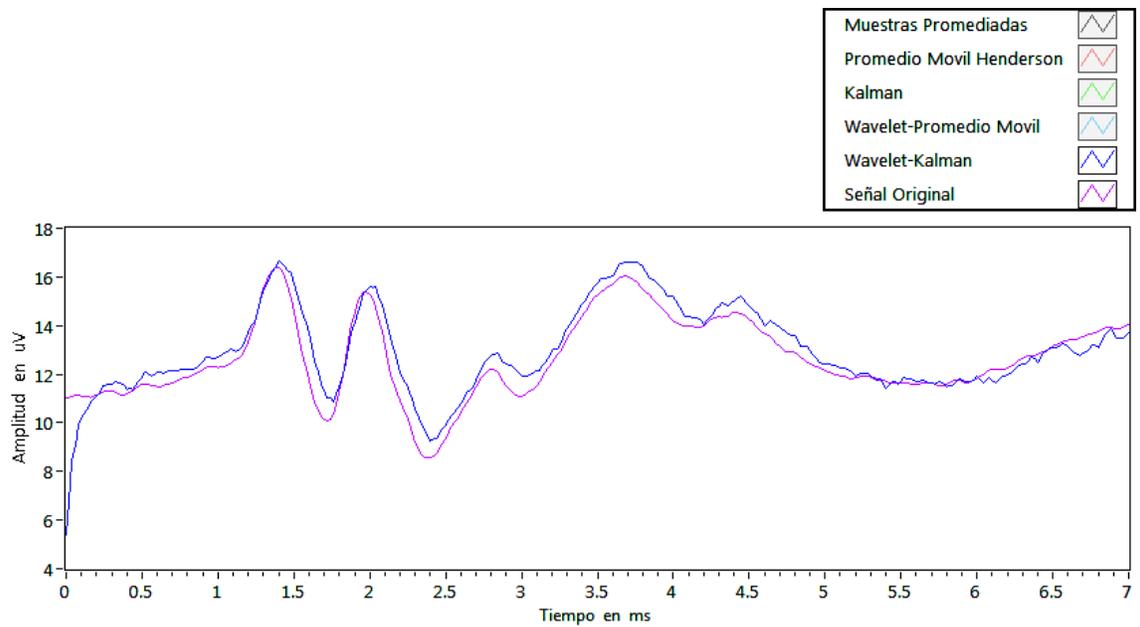


Figura 71 Filtrado con Wavelet-Kalman a 50 dB

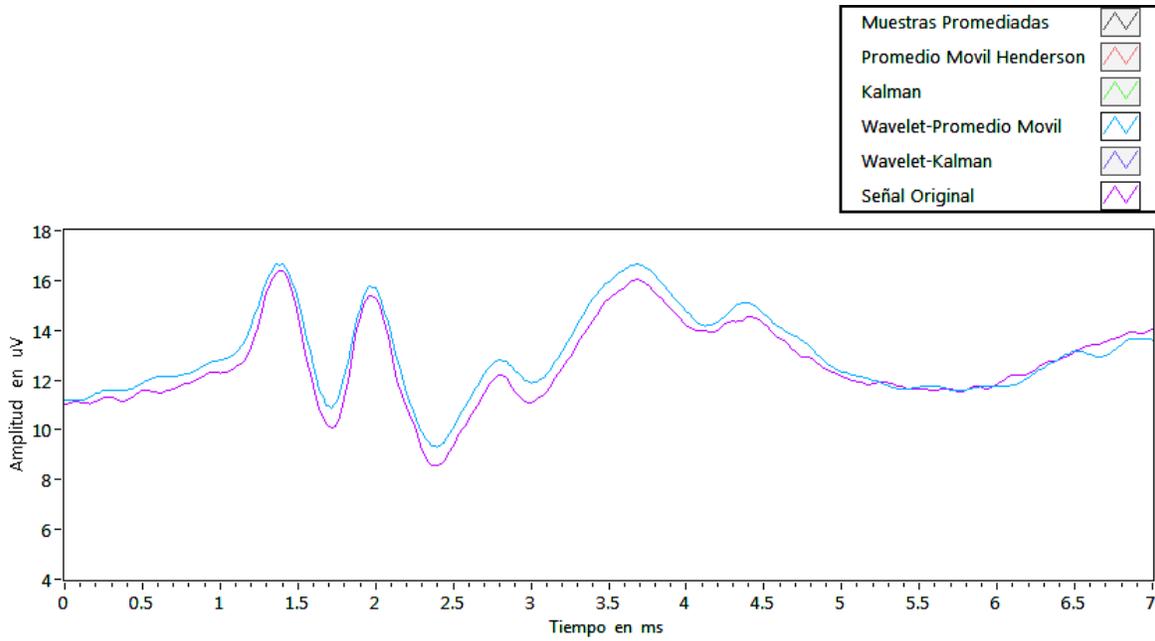


Figura 72 Filtrado con Wavelet-Promedio Móvil Henderson a 50 dB

Comparación de los filtros por separado de la señal original para un estímulo de 40 dB

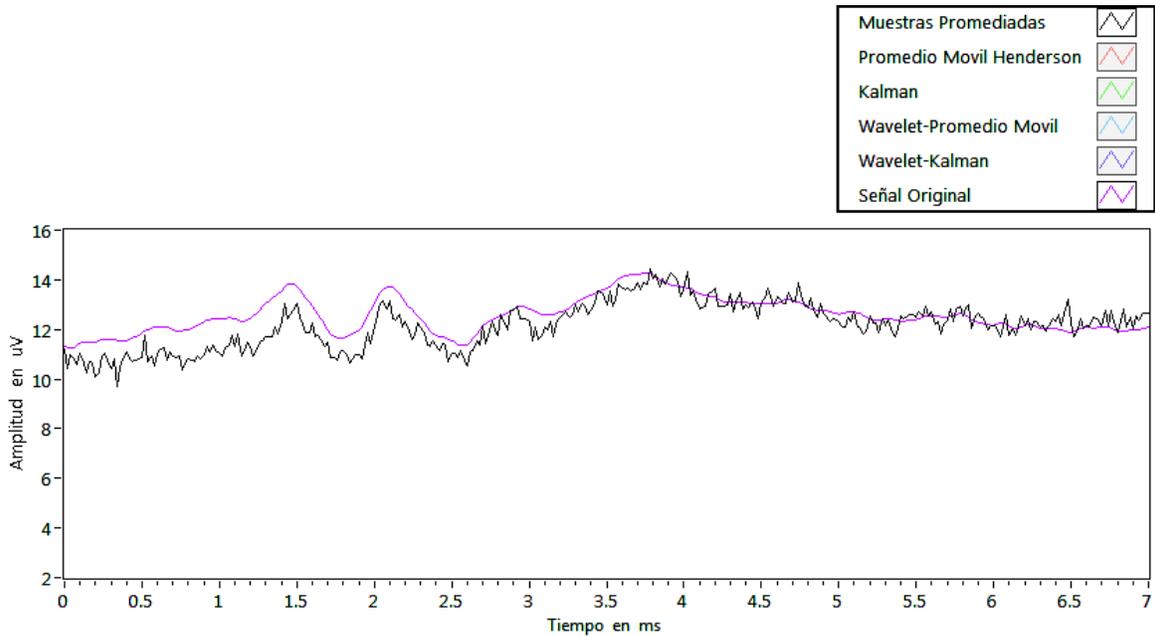


Figura 73 Filtrado promediando las muestras a 40dB

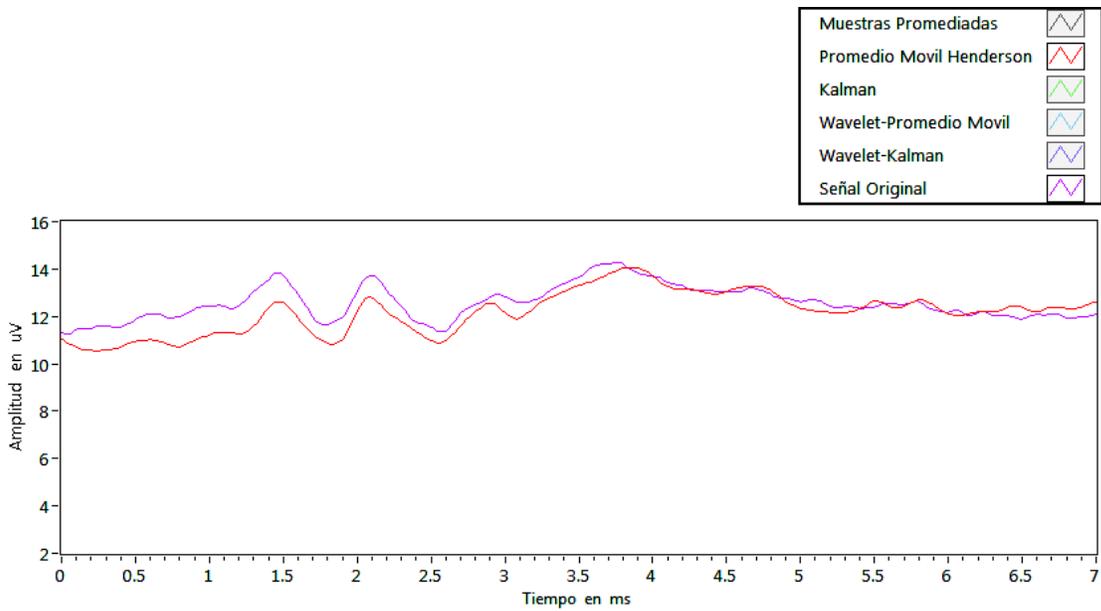


Figura 74 Filtrado con Promedio Móvil Henderson a 40dB

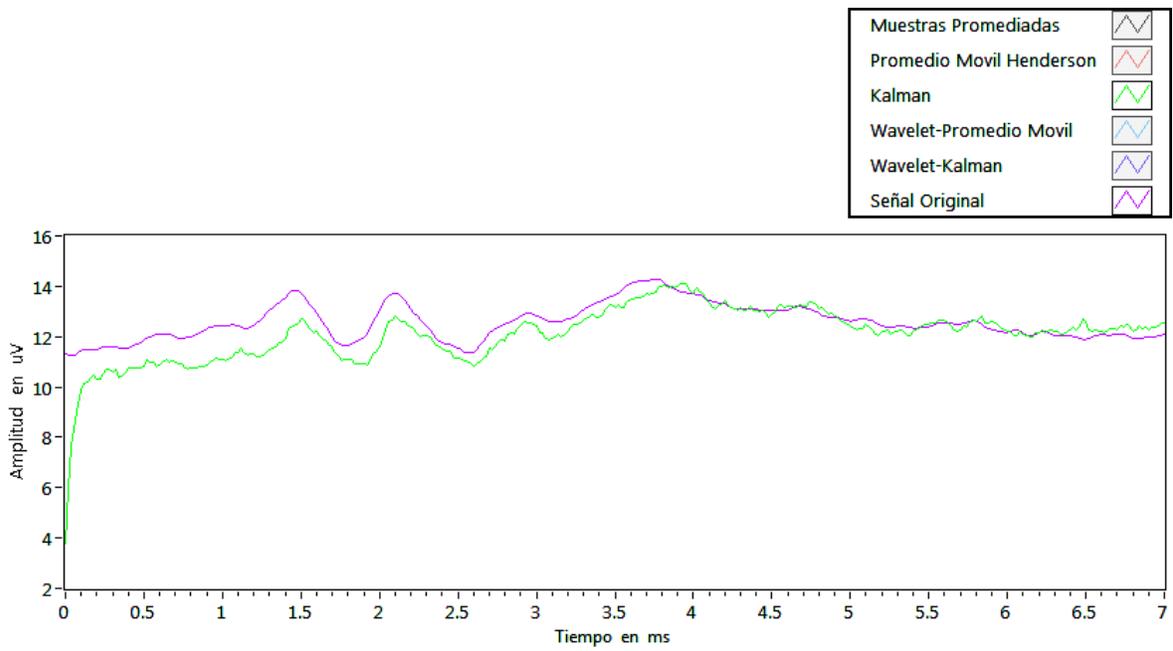


Figura 75 Filtrado con Kalman a 40 dB

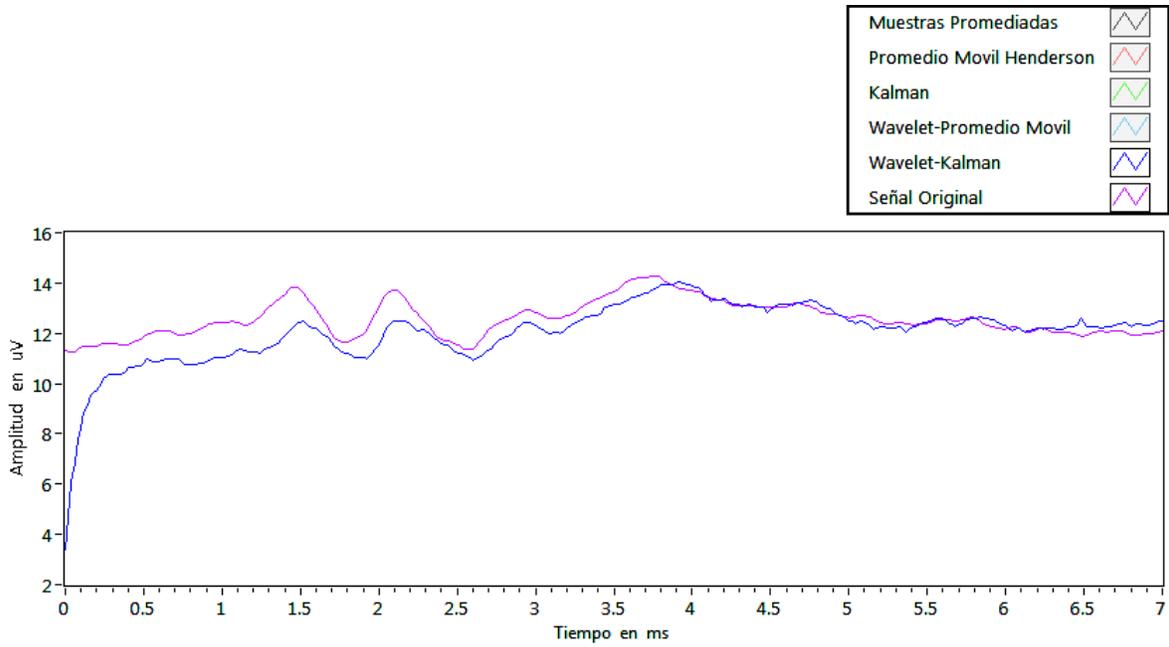


Figura 76 Filtrado con Wavelet-Kalman a 40 dB

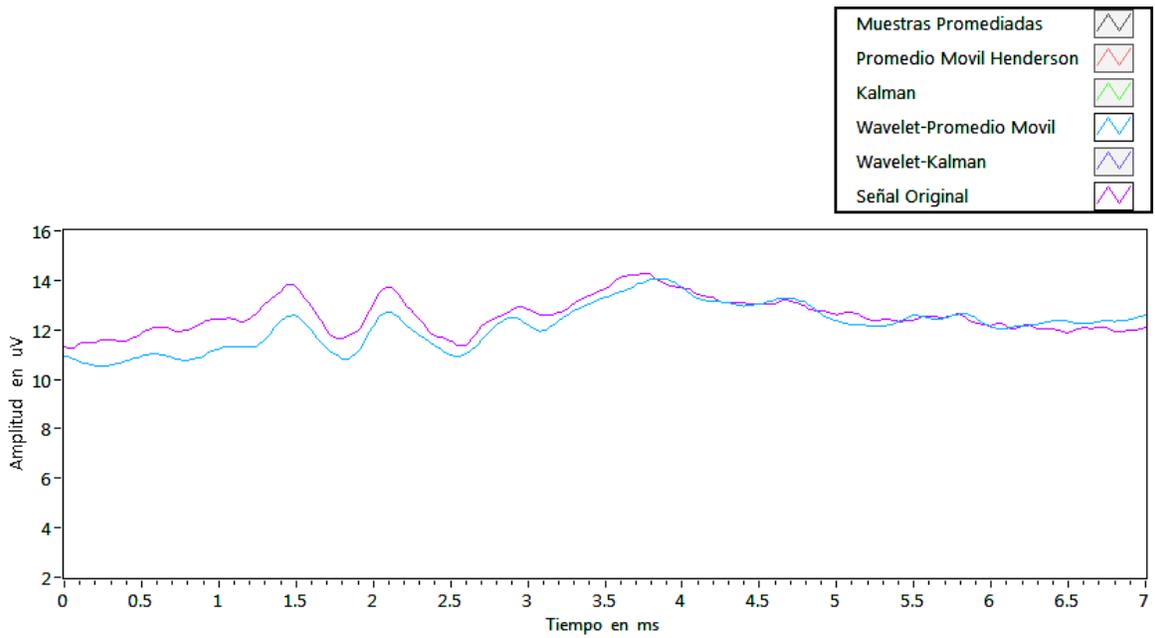


Figura 77 Filtrado con Wavelet-Promedio Móvil Henderson a 40 dB

9.2 Anexo 2

Con el equipo adquirido por la División de Ciencias e ingeniería de la Universidad de Guanajuato. Que consta de bocinas en el rango de ultrasónico arriba de los 65 kHz, Figura 78, una tarjeta de adquisición de datos con una resolución de 24 bits y capacidad de frecuencia de muestreo de 208 000 muestras por segundo, Figura 79, un micrófono con un rango alto de medición de presión sonora, Figura 80 y una caja anecoica para aislar el ruido ambiental, Figura 81 . El avance que se logro para hacer este proyecto, fue en el diseño del estímulo click y la interfaz gráfica para poder cambiar el ancho del pulso y frecuencia. También se utilizaron las bocinas y el micrófono para generar y captar la señal del estímulo respectivamente, e iniciar la calibración. Debido a las características del equipo se requiere un amplificador para igualar las impedancias entre el equipo y la de la bocina.



Figura 78 Bocina de emisión ultrasónica



Figura 79 Tarjeta de adquisición de datos



Figura 80 Micrófono



Figura 81 Caja anecoica

En la Figura 82 se muestra la interfaz en donde se puede calibrar la señal click en amplitud y frecuencia. Se realizó también un programa en el cual se puede captar la señal generada por la bocina con el micrófono, esto con el fin de poder calibrar el estímulo y estar seguros de que efectivamente se generen los dB's requeridos. En la Figura 83 se muestra la señal click que se genera con la bocina y que fue adquirida por el micrófono, dicha señal fue previamente filtra con el filtro de Kalman para quitar el ruido térmico debido a la electrónica y cables. Se puede apreciar la alta sensibilidad del micrófono debido a que es capaz de captar diferencias de presión que tiene la bocina incluso después de la generación del click. Este trabajo concluyo con esto hasta tener un amplificador para generar los dB's requeridos para el propósito del estudio.

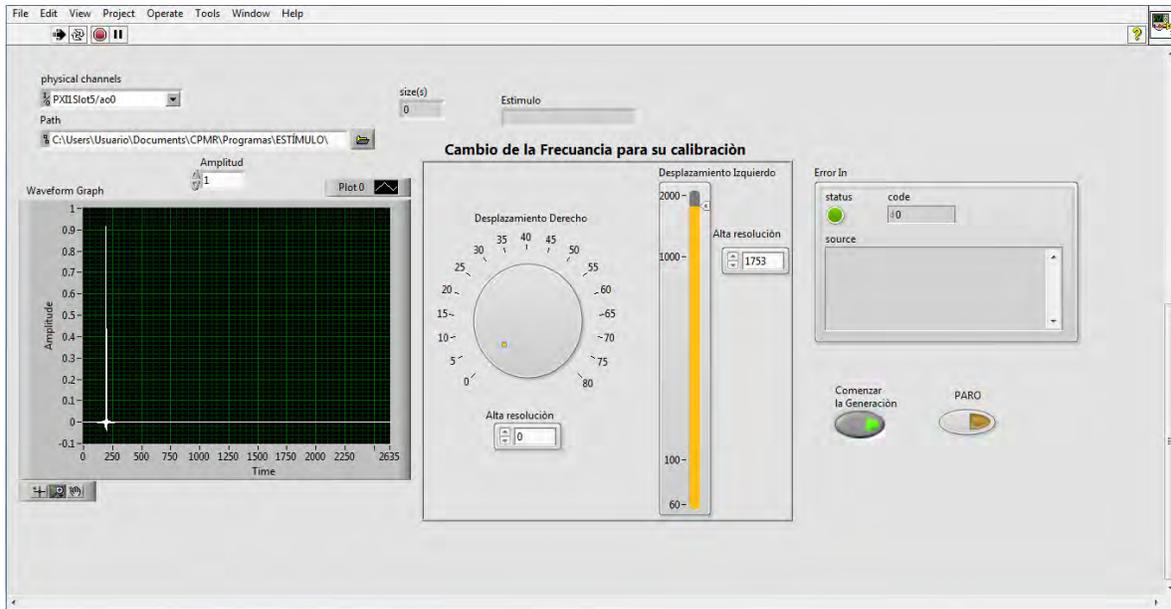


Figura 82 Interfaz gráfica para la calibración del estímulo

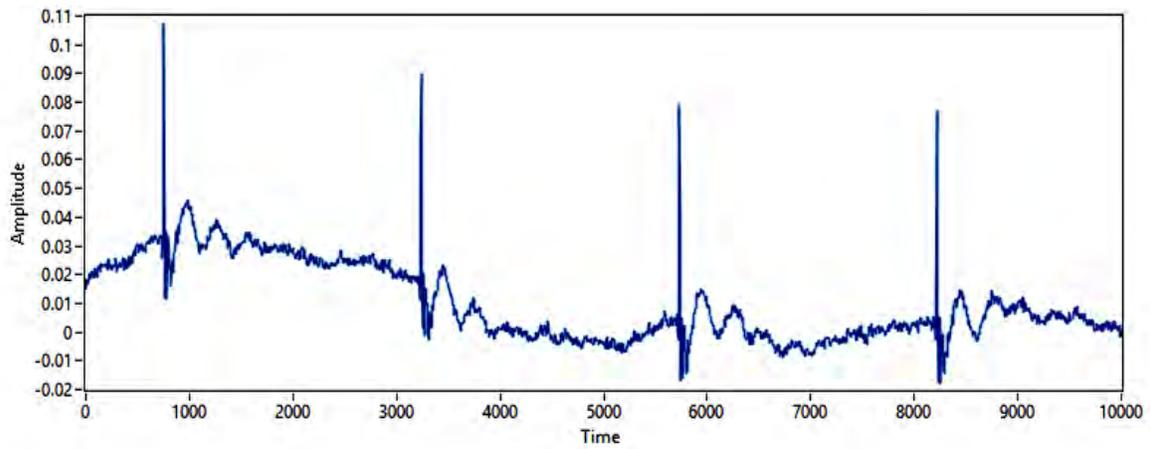


Figura 83 Señal que genera la bocina y es capturada por el micrófono

9.3 Anexo 3 Especificación del equipo utilizado

NI PXI-4461 Specifications

This document lists specifications for the NI PXI-4461 Dynamic Signal Acquisition (DSA) device. These specifications are typical at 25 °C unless otherwise stated. The operating range is 0 °C to 55 °C. All specifications are subject to change without notice. Visit ni.com/manuals for the most current specifications and product documentation.

Analog Input

This section lists the NI PXI-4461 analog input specifications.

Input Characteristics

Number of input channels	2, simultaneously sampled
Input configuration	Differential or pseudodifferential (50 Ω between negative input and chassis ground), per input channel selectable
Input coupling	AC or DC, each channel independently software selectable
ADC Resolution	24 bits
ADC type	Delta-sigma
Sample rates (f_s)	1 kS/s to 204.8 kS/s in 181.9 μ S/s increments
Oversampling, for sample rate	
1.0 kS/s $\leq f_s < 51.2$ kS/s	128 f_s
51.2 kS/s $\leq f_s < 102.4$ kS/s	64 f_s
102.4 kS/s $\leq f_s \leq 204.8$ kS/s	32 f_s
FIFO buffer size	1,023 samples
Data transfers	Direct memory access (DMA)



G.R.A.S. Nominal sensitivity	Frequency response	Power supply	Dynamic range	Output impedance	Max. output peak voltage	Temp. range	Length	Diameter without protection grid	Diameter with protection grid	Weight	
46BD 1.45	4 - 70 k	2 - 20	44 dB(A) to 166 dB	< 50	8	-30 to +70	54	6.35	6.9	10	
46BG 0.25	3.15 - 70 k	2 - 20	60 dB(A) to 184 dB	< 50	8	-30 to +70	53	6.35	6.9	8	
46BL 18	4 - 20 k	2 - 20	25 dB(A) to 147 dB	< 50	8	-30 to +70	53	6.35	6.9	8	
46DD 0.62	6.5 - 70 k	2 - 20	47 dB(A) to 175 dB	< 50	8	-30 to +70	65	3.2	3.5	8	
Units	mV/Pa	Hz	mA	re. 20 μ Pa	Ω	V	$^{\circ}$ C	mm	mm	mm	g

**G.R.A.S. 46BD
1/4" CCP Pressure Standard Microphone Set**



46BD is a 1/4" pressure microphone set with low sensitivity for high level and high frequency measurements; built-in TEDS and Microdot

connector. Cables available: AA0070/72/73-CL.

Fast Facts Transducer Selection Guide

When selecting a speaker for your auditory experiments, consider the expected bandwidth for stimulus production (expected range of hearing for the subject you'll be using) and the required output levels. TDT offers two classes of speakers designed for auditory stimulus generation: electrostatic and magnetic. Both speaker types are available in either free field or closed field configurations.

Electrostatic. The patented TDT electrostatic speaker design produces an ultrasonic signal with a flat frequency response. Both free field and closed field models offer a small, lightweight form factor. These features make the electrostatic speaker's an excellent choice for small animals with hearing in the ultrasonic range.

Recommended for mice and bats.

Magnetic. These broadband speakers have more power at lower frequencies than our electrostatic speakers, making them well-suited for laboratory species with lower frequency hearing. Their high output levels and broad bandwidth also make them excellent for noise exposure studies.

Recommended for rats, guinea pigs, cats, and monkeys.

Contact a TDT sales representative for any additional information.



Specifications	ESI	MFI	ECI	MFI
Configuration	Free-Field	Free-Field	Closed-Field	Closed-Field
Speaker Type	Electrostatic	Magnetic	Electrostatic	Magnetic
Bandwidth	4 kHz - 110 kHz	1 kHz - 65 kHz	4 kHz - 110 kHz	1 kHz - 60 kHz
Frequency Response	+/- 11 dB from 4 kHz to 110 kHz	+/- 13dB from 1 kHz to 65 kHz	+/- 9 dB from 4 kHz to 110 kHz	+/- 20dB from 1 kHz to 60 kHz
Weight	~22 Grams	~216 Grams	~22 Grams	~277 Grams
Dimensions	3.8 cm outside diameter x 2.6 cm deep	6.6 cm outside diameter x 3.6 cm deep	3.8 cm outside diameter x 2.6 cm deep	6.6 cm outside diameter x 3.6 cm deep (+ tip length)
Typical Output	95 dB SPL, +/- 4V 5 kHz signal	87 dB SPL, +/- 1V 1 kHz to 65 kHz	90 dB SPL, +/- 4V 5kHz signal	100 dB SPL, +/- 1V 1 kHz to 60 kHz
THD	< 3% from 2 kHz - 110 kHz	<= 1% from 1 kHz to 50 kHz	N/A	N/A

ESI/MFI measurements typical at 10 cm using +/- 4 V input.

ECI measurements: typical closed field, 1.0m x 0.5 cm coupler with a 20 cm length of 3/32" using +/- 4 V input.

MFI measurements: typical closed field, approx 0.1cc pvc tube coupler using +/- 1V input.

10 Bibliografía

- [1] O. Gómez Gómez, *Audiología Basica*, Universidad Nacional de Colombia, 2006.
- [2] R. D. Fernando, *Equipos de Sonido*, McGrawHill, 2004.
- [3] L. Beranek, *Acoustics.*, McGraw-Hill , 1954.
- [4] J. R. H. Juárez, «Diseño de un Sonometro,» Instituto Politécnico Nacional, 2009.
- [5] L. Jure, «<http://www.eumus.edu.uy/eme/ensenanza//acustica/apuntes/SistemaAuditivo.pdf>,» 2005. [En línea]. [Último acceso: Enero 2014].
- [6] F. Hugo y E. Zwicker, «*Psycho-Acoustics Facts and models*,» Springer, 2007.
- [7] M. Frederick, «*Introduction to Audiology*,» Prentice Hall, 1994.
- [8] J. W. Hall, «*Anatomy and Physiology*,» de *Handbook of Otoacoustic Emission*, ThomasLearning.
- [9] L. R y M. C., «*Analog electronic cochlea*,» *IEEE Transaccion on ASSP*, 1988.
- [10] E. F. Evans, «*Basic physiology of the hearing mechanism.*».
- [11] E. Niedermeyer y F. López da Silba, *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, Philadelphia: Lippincott Williams, 2005.
- [12] H. D. P. L. A. H. E. H. G. Davis, «*Electrical reactions of the human brain to auditory stimulation during sleep*,» *Neurophysiology*, vol. II, pp. 500-514, 1939.
- [13] D. C. Cano, «*Sensores y formas de adquisición para potenciales provocados*,» 2000.
- [14] J. J. B. d. Prat y F. Zenker Castro, «*POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS*,» de *Audiología*.
- [15] G. Welch y G. Bishop., «http://knaan.com/Lev/SIGGRAPH2001_CoursePack_08.pdf,» [En línea].
- [16] M. S. Rafael., «<http://decsai.ugr.es/vip/doctorado/pvd/T7bn.pdf> . Bases Del Filtro de Kalman.,» [En línea].
- [17] Analog-Divices, «http://www.analog.com/static/imported-files/tech_docs/dsp_book_Ch15.pdf,» [En línea].
- [18] S. W. Anderson, «*Análisis de serie de tiempo y elaboración de pronóstico*,» de

Estadística para negocios y economía, CENGAGE Learning, 2012.

- [19] L. Apted, K. Bradbury y J. Cannon, «An Introductory Course,» *Australian Bureau of Statics*, p. 131, 2005.
- [20] J. R. Stuart, «Estimating the significance of errors in audio systems,» *Audio Engineering Society Preprint*, 1991.
- [21] A. S., «Some ECMR properties in relation to other signals from the auditory peripheri,» *Hearing Research*, 1980.

