

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

**Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la
Información (CEETI)**



TRABAJO DE DIPLOMA

Algoritmos para el procesamiento y análisis de Potenciales Relacionados con Eventos en Sentido Amplio (PRESA)

Autor: Anilet León de la Cruz

Tutor(es): Ing. Idileisy Torres Rodríguez

Dr.C. Alberto Taboada Crispí

**Santa Clara
2013**

"Año 55 de la Revolución"

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

**Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la
Información (CEETI)**



TRABAJO DE DIPLOMA

Algoritmos para el procesamiento y análisis de Potenciales Relacionados con Eventos en Sentido Amplio (PRESA)

Autor: Anilet León de la Cruz

anilet@uclv.edu.cu

Tutor: Ing. Idileisy Torres Rodríguez

Instructor, itrodriguez@uclv.edu.cu

Dr.C. Alberto Taboada Crispí

Profesor Titular, Investigador Titular, Dir. del CEETI, ataboada@uclv.edu.cu

Santa Clara

2013

"Año 55 de la Revolución"



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería Biomédica, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

Firma del Tutor

Firma del Jefe de Departamento
donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de
Información Científico-Técnica

PENSAMIENTO

El camino es largo y desconocido en parte, conocemos nuestras limitaciones. Y hacemos el hombre de siglo XXI nosotros mismos. Nos forjaremos en la acción cotidiana, creando un hombre nuevo con una nueva técnica.

Ernesto Che Guevara

DEDICATORIA

A mis abuelitos, que a pesar de que no se encuentran físicamente conmigo han estado a mi lado apoyándome y ayudándome espiritualmente en cada decisión que he tomado y porque sé que en este día estarían muy orgullosos de mí al igual que yo lo estaré de ellos por siempre.

A mis padres por ser los seres más maravillosos que conozco, porque los amo más que a nada en el mundo, por hacer tantos esfuerzos por sacarme adelante en la vida y sobre todo por el apoyo incondicional y el amor tan grande que me brindan día a día.

A mi hermano por ser la personita que adoro, por acompañarme en los senderos de la vida y sobre todo por confiar siempre en mí así como yo lo hago en él.

AGRADECIMIENTOS

A mi madre, mi orgullo, mi motor impulsor, no basta con dedicarte el trabajo de mi vida necesito agradecerte por la confianza infinita que siempre has depositado en mí y por ese amor tan grande que nos une.

A mi padre y a mi hermano por darme la tranquilidad que solo ellos saben, por la paciencia y las palabras exactas siempre que las he necesitado.

A Idileisy por saber guiarme por el camino correcto, por ser mi tutora, además de ser mi amiga, conociendo el gran valor de ambas cosas.

A Alberto Taboada por ser un excelente profesor, por ser mi tutor, porque sin su apoyo y sin su guía hubiese sido imposible realizar esta tesis.

A mi novio Eddy le agradezco con el corazón su dedicación, su amor y su empeño en apoyarme y ayudarme a ser mejor estudiante y mejor persona cada momento de mi vida a su lado.

A mi familia que ha estado ahí para mí, han llorado conmigo en los momentos difíciles y han festejado mis logros y alegrías. A todos ellos mi amor incondicional sobre todo a mis tías Ori y Silvia porque sé que les llena de orgullo esta tesis y porque me llena de orgullo a mí poderles hacer este regalo.

A Ana Belén y a Dayibi mis dos grandes amigas, más que eso mis hermanas, porque sé que nada de lo que les diga aquí puede corresponder lo que valen.

A todos mis compañeros del aula y fuera de esta, por darme la oportunidad de compartir con ellos y por permitirme aprender un poquito de cada uno.

A todos los que de una forma u otra contribuyeron en la realización de este trabajo.

A los que, también de una forma u otra, lo obstaculizaron, les doy gracias por engrandecerme en espíritu y en convicciones.

A la vida, por permitirme estar hoy aquí y a la parte de suerte que me dio para estudiar esta carrera.

TAREA TÉCNICA

1. Estudio de la bibliografía referente al tema.
2. Selección de las bases de datos de Potenciales Relacionados con Eventos en Sentido Amplio que se utilizarán.
3. Selección de los algoritmos de promediado que se evaluarán.
4. Análisis estadístico sobre el desempeño de los algoritmos escogidos.
5. Confección del informe final de la tesis.

Firma del Autor

Firma del Tutor

RESUMEN

Desde hace algunos años y hasta la actualidad la técnica más conocida para la detección de Potenciales Relacionados con Eventos en Sentido Amplio (PRESA) ha sido el Promediado Coherente. Sin embargo, en los últimos años se han propuesto otras técnicas de detección (basados en el promediado coherente), tales como: la Media Recortada, la Media Recortada Modificada y la Mediana, entre otras [1]. En esta tesis se propone evaluar y comparar dos de estas técnicas, la Media Recortada y el Promediado Coherente. En una primera instancia se utiliza un sistema simulador de PRESA con parámetros del mundo real y sobre señales reales. Las señales simuladas son procesadas por los algoritmos de promediado escogidos y comparadas con las señales iniciales (señales sin ruido). La comparación se realiza teniendo en cuenta la Relación Señal a Ruido (SNR) y el Sesgo modificado.

TABLA DE CONTENIDOS

PENSAMIENTO	i
DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
RESUMEN	v
INTRODUCCIÓN	1
Organización del informe	2
CAPÍTULO 1. ALGORITMOS PARA LA DETECCIÓN Y ANÁLISIS DE POTENCIALES RELACIONADOS CON EVENTOS EN SENTIDO AMPLIO (PRESA).	4
1.1 Potenciales Evocados (PEs)	4
1.1.1 Características Generales de los PEs	5
1.1.2 Clasificación de los PEs.....	6
1.2 Potenciales Tardíos Ventriculares (PTV).....	8
1.3 Señal de Voz	10
1.4 Algoritmos para la detección y análisis de Potenciales Relacionados con Eventos en Sentido Amplio (PRESA)	12
1.4.1 Promediado Coherente.....	12
1.4.2 Media Recortada	14
1.4.3 Media Recortada Modificada.....	14
1.4.4 Mediana	14
1.5 Obtención de Formas de Onda de Potenciales Evocados a partir de su representación gráfica. <i>graph2vector</i>	15

1.6	Simulador de Potenciales Relacionados con Eventos en un Sentido Amplio para la valoración, detección y estimación de algoritmos	15
	Conclusiones del Capítulo	17
CAPÍTULO 2. EVALUACIÓN DE ALGORITMOS DE PROMEDIADO.....		18
2.1	MATLAB.....	18
2.2	Esquema General	19
2.3	Simulación de los PRESA.....	20
2.4	Algoritmos de promediado.....	25
2.5	Parámetros a Comparar	26
2.6	Conclusiones del Capítulo.....	27
CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.		28
3.1	Señal obtenida con <i>graph2vector</i>	28
3.2	Simulador de PRESA.....	29
3.3	Parámetros para la comparación objetiva	32
3.4	Conclusiones del capítulo	33
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		34
	Conclusiones.....	34
	Recomendaciones	34
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS		35

INTRODUCCIÓN

Los Potenciales Relacionados con Eventos en Sentido Amplio son señales bioeléctricas especiales, las cuales están sincronizadas con cierto tipo de estímulo. Un ejemplo de estas señales son los Potenciales Evocados (PEs), los cuales son fluctuaciones de voltaje en el tiempo generados por el sistema nervioso en respuesta a un estímulo adecuado [2-3]. Los PEs constituyen una herramienta diagnóstica de gran valor para la evaluación funcional del sistema nervioso y las diferentes vías sensoriales. El uso de los PEs constituye un método que requiere poca o ninguna cooperación por parte del paciente y que pudiera solucionar algunas de las dificultades de otros métodos. Existen otras señales como los Potenciales Tardíos Ventriculares (PTV) y la Voz que pueden ser clasificados también como Potenciales Relacionados con Eventos pero en un sentido más amplio [3].

La mayoría de estas señales presentan una reducida razón señal-ruido (SNR). El método mayormente usado con el objetivo de realzar la señal de interés es el promediado coherente. Esta técnica de promediado presenta un grupo de desventajas las cuales pueden limitar en cierta medida al detector de las marcas fiduciales en presencia de ruido. Introduce además un efecto paso bajo que puede degradar la señal de interés. Además de la aparición de *outliers* que afectan la señal promediada [2].

En los últimos años se ha avanzado en la introducción de diversas técnicas de promediado utilizadas en el diagnóstico y evaluación pronóstica, como: la Media Recortada, la Media Recortada Modificada y la Mediana, entre otras [1]. Estas y otras técnicas de procesamiento han sido propuestas en la literatura para superar las limitaciones del Promediado Coherente [2]. Sin embargo, no siempre estas técnicas han sido estudiadas con profundidad y aunque existen, se continúa aplicando en su generalidad la técnica de Promediado Coherente.

Actualmente el CEETI no cuenta con una base de datos de PEs ni con el equipamiento necesario para obtener estas señales. Dando solución a este problema, se implementó un Sistema de Adquisición Simulado para el análisis y procesamiento de Potenciales Relacionados con Eventos en Sentido Amplio (PRESA)[2].

Partiendo de lo anteriormente expuesto, en este trabajo se plantea la siguiente hipótesis: ¿Existen algoritmos para la detección y análisis de Potenciales Relacionados con Eventos en Sentido Amplio que presenten mejores resultados que el Promediado Coherente?

Sobre la base de los antecedentes que se tuvieron en cuenta para el diseño investigativo, en la presente tesis se propone, como **Objetivo General**: Evaluar algoritmos de promediado para la detección y análisis de Potenciales Relacionados con Eventos en Sentido Amplio.

Para lograr la demostración de la hipótesis ante la problemática enunciada, fueron definidos, a su vez, los siguientes **Objetivos Específicos**:

1. Seleccionar las señales que pueden ser clasificadas como Potenciales Relacionados con Eventos en Sentido Amplio.
2. Escoger los algoritmos de promediado a evaluar.
3. Analizar estadísticamente el desempeño de los algoritmos escogidos.
4. Redactar el informe final de la tesis.

A partir de la evaluación objetiva de los algoritmos existentes se podrá determinar si existen algunos que aporten mejores resultados en la detección y análisis de Potenciales Relacionados con Eventos en Sentido Amplio. Lo que significa un aporte considerable y útil para la docencia, en particular para la asignatura de Procesamiento Digital de Señales Biomédicas. Además servirá como propuesta para ajustar las características de los sistemas cubanos actuales para la detección de potenciales.

Organización del informe

Este informe está conformado por tres capítulos.

El Capítulo 1 está relacionado con la revisión bibliográfica del tema y aborda aspectos tales, como: los tipos de Potenciales Evocados, las técnicas tradicionales para la detección

de los mismos, la obtención de formas de onda de PEs a partir de su representación gráfica y el simulador de PRESA para la valoración, detección y estimación de algoritmos.

En el Capítulo 2 se detallan las herramientas y los algoritmos usados con el fin de cumplir el objetivo general propuesto.

En el Capítulo 3 se muestran y se discuten los resultados obtenidos.

El presente trabajo consta de las Conclusiones a las cuales se arriban y se dan Recomendaciones para futuros trabajos.

Finalmente quedan recogidas en orden de aparición las Referencias Bibliográficas usadas, las cuales sirvieron de punto de partida en el desarrollo de este trabajo.

CAPÍTULO 1. ALGORITMOS PARA LA DETECCIÓN Y ANÁLISIS DE POTENCIALES RELACIONADOS CON EVENTOS EN SENTIDO AMPLIO (PRESA).

Los Potenciales Relacionados con Eventos pueden ser vistos como señales bioeléctricas especiales, las cuales están sincronizadas con cierto tipo de estímulo. En el caso de los Potenciales Evocados, estos son una respuesta emitida por el cerebro ante algún tipo de estímulo, que puede ser visual, auditivo o somatosensorial [2]. Existen otras señales como los Potenciales Tardíos Ventriculares y la Voz que pueden ser clasificados también como Potenciales Relacionados con Eventos pero en un sentido más amplio [4-5]. Este capítulo describe las características principales de estas señales y de los algoritmos de promediado que se utilizan para detectarlas y analizarlas. Se abordan otros algoritmos (*graph2vector*, *avetestsignal*, *avetestnoise*) simuladores que facilitan la realización de este trabajo [2, 6].

1.1 Potenciales Evocados (PEs)

Los Potenciales Evocados se definen como respuestas eléctricas del sistema nervioso a la estimulación sensorial, es decir, una manifestación de la recepción del cerebro de una respuesta a un estímulo externo [7-8]. Estas formas de onda consisten en una secuencia de picos y deflexiones caracterizadas por parámetros medidos sobre la señal (latencia, amplitud, y otras). Estos potenciales son registrados utilizando electrodos, los cuales se ubican en el cuero cabelludo, en la superficie de la piel sobre la médula espinal o en los nervios periféricos [8-10].

1.1.1 Características Generales de los PEs

Los Potenciales Evocados consisten en una serie de picos u ondas, que se caracterizan por determinados parámetros que se miden en su morfología. Algunos parámetros son: la polaridad eléctrica, el número de ondas en secuencia, la latencia, la amplitud; estos dos últimos se utilizan con mucha mayor frecuencia que los anteriores [7, 11] [8-10].

La **latencia** es un concepto temporal, e implica el intervalo de tiempo que transcurre desde el momento de la aplicación del estímulo hasta un punto específico en la morfología de la respuesta evocada. Suele representar la velocidad de conducción de las fibras nerviosas que participan en la conformación de la respuesta evocada. Nos brinda información indirecta sobre la posible eficiencia de los diferentes relevos sinápticos que tienen lugar en la transmisión nerviosa [10, 12].

En estudios de Potenciales Evocados, los picos en la forma de onda son usados como puntos de medición. El tiempo de separación entre dos picos se denomina latencia inter-onda o latencia inter-pico. Existen diversas formas de medir la latencia; la más utilizada es latencia absoluta, es la considerada hasta el punto de máxima amplitud del componente evaluado. Otra forma particular de evaluar este parámetro es la latencia inter-picos o inter-componentes, que resulta de la medición de la diferencia temporal entre dos componentes relacionados. Las mediciones de latencias se realizan a través de los cursores (marca movibles identificables sobre el modo gráfico) y su unidad de medida son los milisegundos [9, 12].

La **amplitud** es un parámetro cuantitativo, considera el tamaño relativo de un determinado componente. Existen varias formas de medir la amplitud pero la más utilizada es la amplitud absoluta (amplitud pico-pico), esta se mide desde el punto de máxima amplitud de un componente o pico de una polaridad al punto siguiente (o precedente) de máxima amplitud pero de polaridad opuesta. Los valores de amplitud son mucho más variables que los de latencia, pues no suelen presentar una distribución estadística normal y se requieren entonces de alternativas estadísticas más complejas para definir su normalidad [3, 12]. La amplitud refleja la cantidad de elementos neurales que participan en la transmisión nerviosa y la sincronización con que esta se produce.

1.1.2 Clasificación de los PEs

Existen numerosas clasificaciones para los PEs. Algunas de las más utilizadas son: según su naturaleza, en exógenos y endógenos [11]. Dependiendo de su relación temporal con el estímulo (latencia) pueden clasificar en PEs de latencia corta, larga, media, muy larga o tardía. Según su relación con la frecuencia de estimulación (frecuencia de repetición del estímulo) se dividen en PEs transientes, sostenidos y de estado estable [3, 7, 9-10, 13].

Teniendo en cuenta la modalidad sensorial, existen los Potenciales Evocados Auditivos (PEA): estos son las respuestas evocadas que se obtienen mediante la aplicación de un estímulo acústico o sonoro. Los Potenciales Evocados Visuales (PEV): son las respuestas evocadas que se obtienen mediante la aplicación de un estímulo visual, fótico o luminoso. Potenciales Evocados Somatosensoriales (PES): son las respuestas evocadas que se obtienen mediante la aplicación de estimulación eléctrica (puede incluirse el láser) a nervios periféricos o áreas dermatómicas. Potenciales Evocados Motores: Son aquellas respuestas evocadas que se obtienen mediante la aplicación de estimulación eléctrica o magnética sobre vías motoras e incluso áreas de la corteza motora [12].

Potencial Evocado Auditivo (PEA)

Estudia la respuesta del nervio coclear, tronco cerebral y corteza auditiva, sin necesidad de la colaboración del paciente. El estímulo es un "clic" que se administra mediante unos auriculares. Los sensores, colocados en distintas partes del cráneo recogen los puntos por los que pasa este estímulo [14-15] [16]. Habitualmente se estudian los potenciales de corta latencia, es decir hasta tronco cerebral y se obtienen 5 ondas con sus correspondientes latencias. Las referidas ondas son: I, que se genera en el nervio coclear, II, en el núcleo intraaxial y III, IV y V, en el tronco cerebral (Figura 1.1) [17]. Las alteraciones o retrasos de estas ondas son muy útiles para detectar precozmente neurinomas (tumor benigno), así como desmielinización en el contexto de la esclerosis múltiple. El Potencial Evocado Auditivo es considerado un potencial cognitivo y endógeno, porque refleja el uso funcional y las marcas individuales del estímulo no dependiendo directamente de sus características físicas [14] [16]. Para que este sea generado, hay que tener prejuicio contra los estímulos auditivos raros, entre los otros que son frecuentes y de la misma modalidad, con características físicas diferentes.

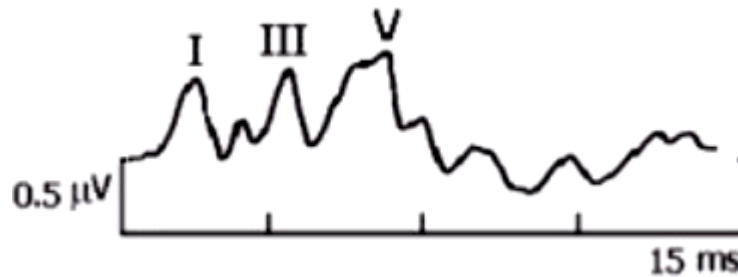


Figura 1. 1. Muestra un PEA de tronco cerebral provocado por un clic (0.1 ms). En este caso se identifican los componentes de la respuesta transiente (I III V) seguidos de una negatividad lenta [18]

Potencial Evocado Visual (PEV)

Estudia el estado del nervio óptico, o parte más anterior de la vía óptica. La estimulación habitualmente se realiza mediante un patrón de *Pattern-Reversal* o damero reversible. Este consiste en un tablero de ajedrez o damas, iluminado en la pantalla de un monitor [14] que va cambiando sus casillas alternativamente entre blanco y negro. Cada cambio de uno a otro implica un estímulo que es captado por la retina y transmitido al cerebro. Mediante una serie de sensores, colocados en distintos puntos del cráneo se capta el paso de esta señal para obtener una onda presentable gráficamente que se denomina P100 (C1 en la Figura 1.2), que es positiva y aparece a unos ~100 ms tras el estímulo. Hay otras formas de estimular la retina, por ejemplo, mediante un *flash*. Debe estimularse cada ojo por separado, realizando la oclusión del contrario [5, 9-10] [3].

La interpretación de este potencial tiene valor patológico, cuando aparece un retraso en la onda o una deformación de esta. Lo que implica habitualmente desmielinización, o pérdida axonal del nervio óptico respectivamente. Es muy útil en el diagnóstico de las enfermedades desmielinizantes, la más conocida y frecuente es la esclerosis múltiple [14].

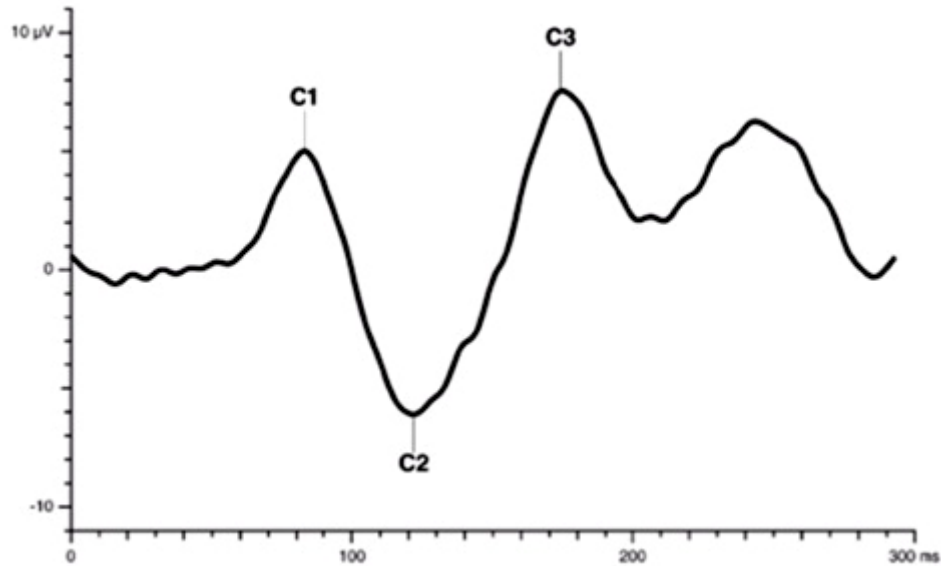


Figura 1. 2. PEV obtenido con estímulo de luz *flash* [6]

Potencial Evocado Somatosensorial (PES)

Existen varios tipos de potenciales somestésicos, pero los más habituales y utilizados son los del nervio mediano y tibial. Su principal objetivo es conocer el estado de la vía sensitiva desde el punto de aplicación del estímulo, ya sea el brazo (nervio mediano) o la pierna (nervio tibial), pasando por la médula, el tronco del encéfalo o el córtex [3, 14].

El estímulo se aplica sobre uno de los nervios referidos, consistiendo en un estímulo táctil eléctrico repetido. Los sensores de registro pueden situarse, en superficie, sobre la médula, sobre el tronco, o lo más habitual sobre el córtex parietal. La técnica más habitual es la de situar el sensor de registro sobre el cráneo en el punto superior al córtex parietal encargado de registrarlo [9-10].

Son especialmente útiles en la detección de lesiones medulares y del tronco cerebral, expresándose como una alteración y/o retraso de la onda normal.

1.2 Potenciales Tardíos Ventriculares (PTV)

Los Potenciales Tardíos Ventriculares (PTV) son señales de muy baja amplitud (del orden de $\sim 20 \mu V$) y alto contenido de frecuencia (entre 40 y 250 Hz). Se encuentran localizados en el tramo final del complejo QRS y en la porción inicial del segmento ST de la señal

electrocardiográfica (Figura 1.3). La detección de los PTV en registros ECG de alta resolución (ECGAR) ha sido asociada al riesgo de sufrir arritmias ventriculares malignas en pacientes post-infartados de miocardio. Debido a su baja amplitud, los PTV se encuentran generalmente enmascarados por el ruido en los registros ECGAR. El promediado temporal de señal es la técnica clásica utilizada para mejorar la relación señal a ruido de los micropotenciales [19-20]. La técnica se basa en la hipótesis de que los PTV se comportan de manera estable y se repiten en cada latido del registro ECGAR y que el ruido es aleatorio y no correlacionado con la señal de interés. El proceso de promediado requiere definir un punto de sincronismo preciso en cada latido a promediar (marcas fiduciales). Cabe señalar que el proceso de promediado elimina información dinámica de los PTV que puede resultar de interés desde el punto de vista diagnóstico. Diferentes estudios han demostrado que los PTV pueden presentar un comportamiento dinámico y que la variabilidad latido a latido de los PTV puede estar asociada con el riesgo de arritmias malignas. Por otra parte, la detección directa latido a latido de los PTV no resulta sencilla debido a la baja amplitud de los micropotenciales y a las características del ruido en los registros ECGA [20-21].

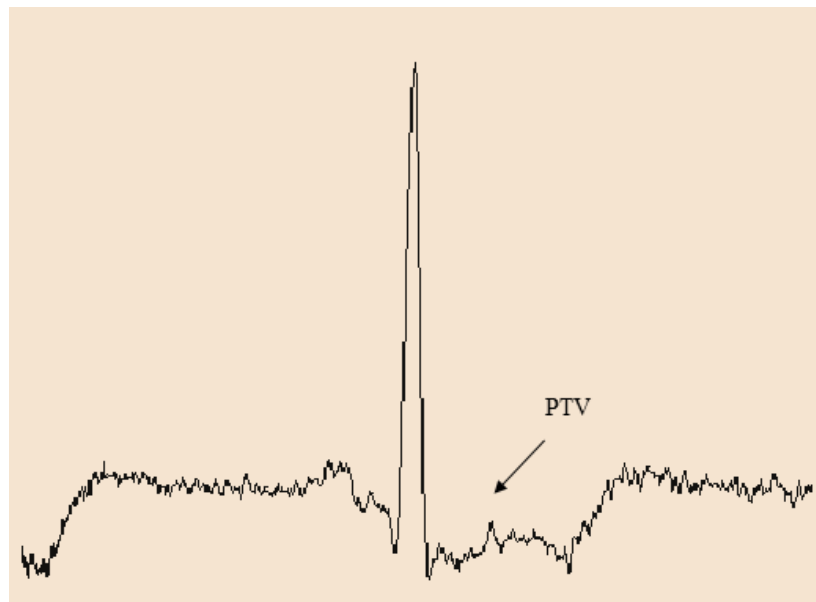


Figura 1. 3. Ubicación de los PTV en la señal ECG

1.3 Señal de Voz

La señal de voz, en segmentos sonoros, está constituida por la repetición periódica de un patrón que representa la respuesta del tracto vocal a los pulsos glotales (apertura y cierre de las cuerdas vocales) [22]. Esta señal acústica puede ser transformada por un micrófono en una señal eléctrica (Figura 1.4). Como todos los sonidos, está formado esencialmente por curvas elementales (senos y cosenos) pero las posibles combinaciones de éstas pueden ser complejas. La representación de la señal de voz en función del tiempo brinda información sobre características importantes como la energía y los cruces por cero, las cuales facilitan su estudio y análisis [23-25].

Básicamente, la Señal de Voz puede clasificarse en los siguientes tipos: Sonora, No Sonora y Plosiva [22].

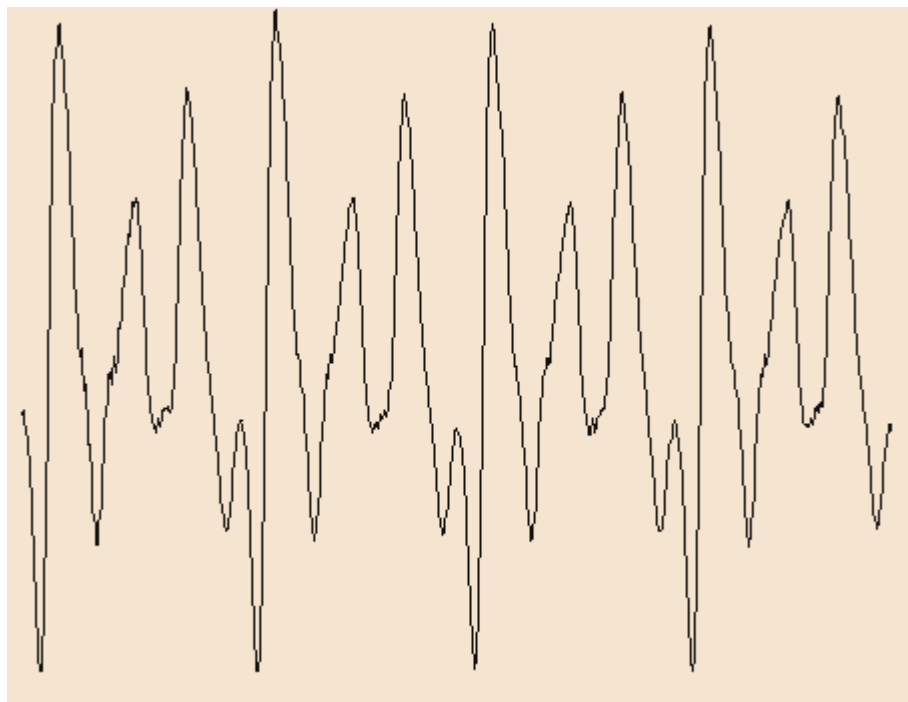


Figura 1. 4. Forma de onda de señal de voz de una “a” sostenida

Sonora: se genera por la vibración de las cuerdas vocales manteniendo la glotis abierta, lo que permite que el aire fluya a través de ella. Estas señales se caracterizan por tener alta Energía y un contenido frecuencial en el rango de los 300 Hz a 4000 Hz presentando cierta periodicidad, es decir son de naturaleza cuasiperiódica.

No Sonora: a esta señal también se le conoce como señal fricativa o sorda, y se caracteriza por tener un comportamiento aleatorio en forma de ruido blanco. Tienen una alta densidad de cruces por cero y baja Energía comparadas con las señales de tipo sonora.

Plosiva: se genera cuando el tracto vocal se cierra en algún punto, lo que causa que el aire se acumule para después salir expulsado repentinamente (explosión). Se caracterizan por que la expulsión de aire está precedida de un silencio.

Factores que afectan la señal de voz

Existen muchos factores que afectan la correcta percepción de las Señales de Voz, tales como el ruido, la acústica y la calidad del micrófono [23-24].

El ruido se define como aquellos sonidos aleatorios que de forma "oculta" transforman y enmascaran el sonido. Es poco probable encontrar un entorno de audio digital en perfecto silencio, por lo que es importante conocer la cantidad de ruido, en relación con la señal que se introduce en el equipo de sonido. La fuerza de cualquier sonido (hablar por ejemplo), comparada con la fuerza promedio del ruido, se conoce como relación señal a ruido (SNR). A medida que aumenta la relación SNR, es mejor el trabajo realizado en grabación [23].

La acústica de la habitación (ecos), puede crear cambios en el espectro de la Señal de Voz, debido a las resonancias de la habitación. Cualquier ambiente cerrado tendría resonancias inherentes, su énfasis cuando interfiere con una señal de habla puede crear rangos anormales de frecuencias. Debido a esto, se producen dos cambios básicos en la acústica de una habitación, el primero es causado por el retardo en el tiempo del retorno de la señal original de una superficie reflectante, tal como una pared o una ventana. Cuando la onda es reflejada, regresa con mucha menor amplitud, y retardada en el tiempo, ésta interactúa con la forma de onda originalmente hablada para crear un nuevo espectro compuesto del habla. El segundo, está relacionado con la reflexión de una superficie rugosa de una pared, lo cual tiende a atenuar en altas frecuencias, pero a reforzar en el rango de bajas frecuencias. El ruido del ambiente afecta si el usuario del sistema está operando el dispositivo en cualquier lugar que no sea una habitación tranquila, existe la posibilidad de la interferencia del ruido con las formas de onda. No obstante sin ruido externo, el sistema

es susceptible de captar ruido a través del micrófono, y aunque suene extraño, muchas veces el ruido proviene desde la boca durante la pronunciación del mensaje [23-24].

La **calidad del micrófono** es uno de los factores que más influye en la adquisición electrónica de señales del habla. Existen principalmente cuatro tipos de micrófonos disponibles en el mercado, los cuales son el electreto, el dinámico, el de cristal y el de carbón [23-24].

1.4 Algoritmos para la detección y análisis de Potenciales Relacionados con Eventos en Sentido Amplio (PRESA)

Aunque el tradicional método de promediado de registros individuales para la extracción de los PEs da estructura a la forma de onda, este procedimiento presume la pérdida de información que podría representar componentes adicionales en el registro de la señal [26]. Por tal motivo, en la última década muchos investigadores se han enfocado en la búsqueda de otras alternativas que permitan la eliminación de ruido con la menor pérdida de información posible [8]. Una alternativa para mejorar estas desventajas sería utilizar otras técnicas de promediado (Media Recortada, la Media Recortada Modificada y la Mediana) con el fin de obtener mejores resultados y menor pérdida de información.

1.4.1 Promediado Coherente

El Promediado Coherente es el método comúnmente utilizado para la obtención de los Potenciales Evocados y mejorar la SNR. Consiste en promediar [27-29] las respuesta individuales obtenidas en la repetición de un mismo experimento (ver ecuación 1) [1]; de esta manera, el ruido esporádico conformado por el EEG, el EMG, y la interferencia eléctrica, es reducido substancialmente y los PEs se manifiestan de forma más clara (Figura 1.5)[9]. Esta técnica se realiza bajo la presunción que el PE es invariante en el tiempo, ya que el EEG tiene por lo menos una distribución estadística simétrica [30]. Además, para que esta técnica resulte confiable, debe asumirse que cada vez que un estímulo dado se presente, provocará esencialmente la misma respuesta; de esta manera, la amplitud y polaridad que exhiben los PEs serán razonablemente estables (en tiempos fijos) en relación con el estímulo y no se cancelarán al promediar el número de repeticiones, lo cual si

ocurriría con el ruido de fondo al presentar amplitudes y polaridades eventuales en cualquier instante que sigue al estímulo [26].

$$\mu_{mean} = \sum_{i=1}^N \frac{1}{N} X_i \quad (1.1)$$

donde:

N – es el número de épocas a promediar

X_i – época i -ésima a promediar

Si bien el Promediado es el método generalmente usado, presenta un grupo de desventajas las cuales pueden limitar en cierta medida al detector de las marcas fiduciales en presencia de ruido. Introduce además un efecto paso bajo que puede degradar la señal de interés. Además de la aparición de *outliers* que afectan la señal promediada [2]. El tiempo requerido para lograr una estimación confiable del PE aumenta dado que se necesita un gran número de estimulaciones para obtener un solo PE promedio. El método mencionado presenta limitaciones que justifican buscar alternativas a este [1, 31] [21, 29].

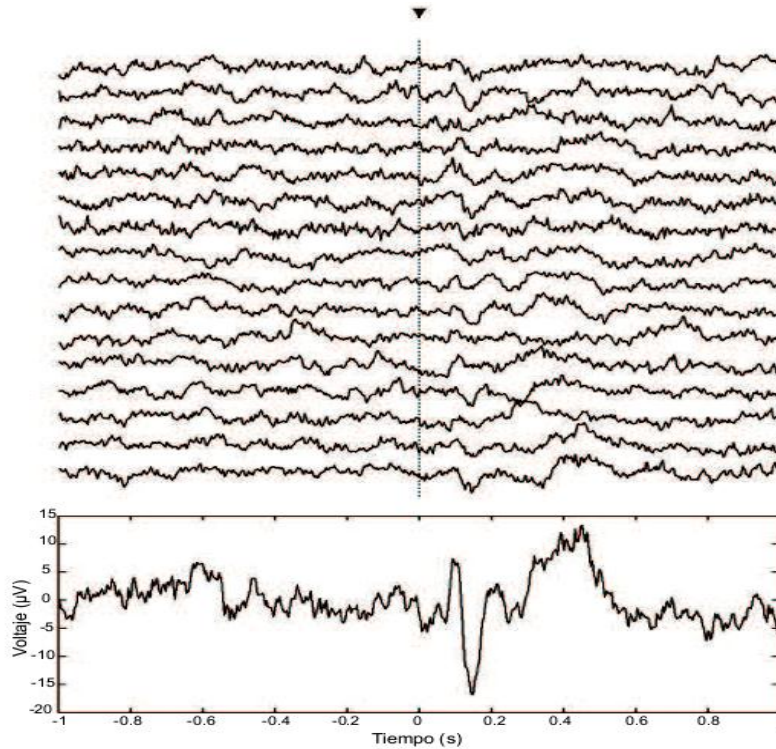


Figura 1. 5. Extracción de PEs por promediación de señales EEG [9]

1.4.2 Media Recortada

La Media Recortada (α -*trimmed mean*) consiste en quitar α % de las muestras tanto de arriba como de abajo, después de ordenarlas de menor a mayor, y luego se hace el promediado, o sea:

Para la α -*trimmed mean* (donde $p = \alpha N$) los pesos w_i pueden ser definidos como [1, 31-32]:

$$w_i = \begin{cases} \frac{1}{N-2p}, & p+1 \leq i \leq N-p \\ 0, & \text{otros casos} \end{cases} \quad (1.2)$$

1.4.3 Media Recortada Modificada

En el caso del α -*trimmed mean*, las colas del ordenamiento de la data son simplemente eliminadas y eso es válido en general cuando el tamaño de la señal cruda es tan grande que no afecta ni provoca una pérdida apreciable de la información, sin embargo, no se debe usar de esa manera cuando el tamaño es pequeño. *Winsorized mean* es similar al α -*Trimmed mean* con la excepción de que este reemplaza en cada fracción α ($p = \alpha N$) de la cola de ordenamiento por el valor más cercano a la observación no afectada. Los pesos w_i en este caso serían [1]:

$$w_i = \begin{cases} 0, & i \leq p \text{ or } i \geq N - (p - 1) \\ \frac{p+1}{N}, & i = p + 1 \text{ or } i = N - p \\ \frac{1}{N}, & p + 2 \leq i \leq N - (p + 1) \end{cases} \quad (1.3)$$

1.4.4 Mediana

El propósito de la mediana $\tilde{X}$ de la muestra es reflejar la tendencia central de la muestra de manera que no esté influida por los valores externos [1, 32]. Dado que las observaciones en una muestra son $X_1, X_2, \dots, X_n$, acomodados en orden creciente de magnitud, la mediana de la muestra es:

$$\tilde{X} = X_{(n+1)/2} \quad \text{Si } n \text{ es impar} \quad (1.4)$$

$$\tilde{X} = (X_{\frac{n}{2}} + X_{(\frac{n}{2}+1)})/2 \quad \text{Si } n \text{ es par} \quad (1.5)$$

1.5 Obtención de Formas de Onda de Potenciales Evocados a partir de su representación gráfica. *graph2vector*.

Para evaluar algoritmos de detección de Potenciales Evocados se requiere tener formas de onda que representen a los mismos. El CEETI no cuenta con bases de datos de PEs, ni el modo de adquirirlas usando equipos y procedimientos especiales por lo que se creó una forma para obtener los Potenciales Evocados, a partir de la representación gráfica de los mismos, con cierta calidad [6]. La técnica se basa en herramientas de procesamiento de señales e imágenes desarrolladas en MATLAB. Se implementó una función general, llamada *graph2vector*, que permite obtener un vector de amplitud y otro de tiempo asociado, a la frecuencia de muestreo y a los niveles especificados de amplitud, a partir de la forma de onda mostrada gráficamente en algún documento en formato digital (guardada temporalmente en algún formato de imágenes que acepte MATLAB).

1.6 Simulador de Potenciales Relacionados con Eventos en un Sentido Amplio para la valoración, detección y estimación de algoritmos

La mayoría de los PRESA tiene una relación señal/ruido reducida (SNR) [2]. El método comúnmente usado para realzar la señal de interés o estimar al PRESA es el promediado coherente. Esta técnica promedia un número de épocas, N , usando referencias temporales o marcas fiduciales y ventanas de análisis. Sin embargo, las desalineaciones de las formas de onda de interés, debido a las razones fisiológicas o la actuación limitada del detector de marcas fiduciales en presencia del ruido, introducen un paso bajo filtrando el efecto que puede degradar la señal de interés [2]. Para vencer estas limitaciones, muchas otras técnicas han estado propuestas en la literatura, sin embargo los modelos usados para la evaluación de los algoritmos son algunas veces simplistas y lejos de un panorama real. Debido a estas limitaciones el CEETI por no contar con una base de datos de PEs ni con el equipamiento necesario para adquirirlas propone un esquema general de simulación y desarrolla un sistema en MATLAB para generar PRESA que puede evaluar algoritmos de detección/estimación en un panorama realista [33].

La Figura 1.5 muestra el sistema de generación de PRESA a partir de una forma de onda básica. Los parámetros de entrada del modelo son los siguientes:

$x_0(t)$ – forma de onda básica

τ_i – ley de modulación de la posición o *jitter*

N – número de épocas

a_i – ley de modulación de la anchura

T – período de los eventos

a – longitud de la ventana de análisis

$n(t)$ – parámetro del ruido aditivo

$A(t)$ – ley de modulación de la amplitud o *shimmer*

$[B, A]$ – coeficientes del filtro de instrumentación

f_s – frecuencia de muestreo

V_f – voltaje de plena escala

b – número de bits del convertidor

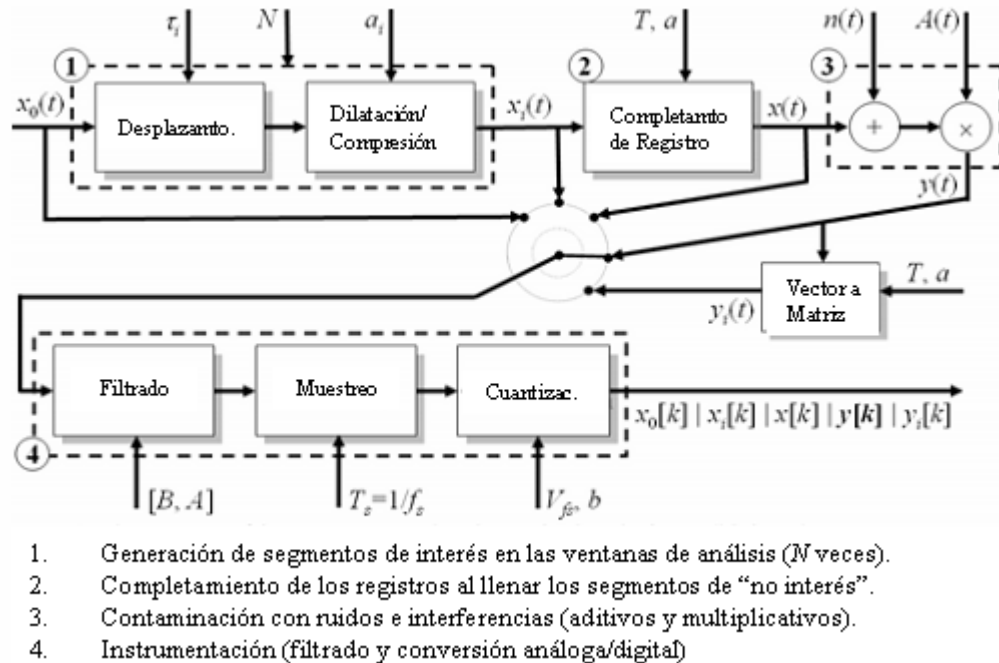


Figura 1. 6. Esquema de simulación de PRESA a partir de una forma de onda básica [34]

Conclusiones del Capítulo

La detección de Potenciales Relacionados con Eventos permite acercarnos a la fisiología o funcionamiento de distintas partes del cerebro y del cuerpo humano. Varias técnicas de detección han sido propuestas en la literatura aunque aún predomina el uso de la técnica de promediado. En este capítulo se abordan algunas de las técnicas de promediado existentes. Se hace referencia a un programa que es capaz de obtener formas de ondas de PEs a partir de su representación gráfica como una propuesta a la ausencia de bases de datos de estos. Se muestra el diagrama general del sistema de generación de formas de ondas simuladas semejantes a las existentes en el mundo real, que permite utilizar las técnicas de promediado.

CAPÍTULO 2. EVALUACIÓN DE ALGORITMOS DE PROMEDIADO.

En este capítulo se describen las herramientas y los métodos utilizados con el fin de comparar dos algoritmos de promediado, la Media Aritmética y la Media Recortada. Mediante estos métodos de promediado se obtendrá un patrón estimado similar a la señal original, el cual será confrontado con una señal inicial limpia, permitiendo su comparación [1].

2.1 MATLAB

MATLAB es una herramienta computacional ampliamente usada por investigadores, científicos, estadísticos, ingenieros y otros. Cuenta con un ambiente de fácil uso que integra la computación, la programación y la visualización de distintos problemas y sus soluciones, las cuales han sido expresadas con una notación matemática familiar [33].

2.1.1 Caja de herramientas del procesamiento de señales (*Signal Processing Toolbox*)

El *toolbox* del procesamiento de señales constituye una colección de herramientas basadas en el ambiente de MATLAB [33]. Esta caja de herramientas soporta un amplio rango de operaciones para el procesado de la señal, desde la generación de formas de onda hasta la implementación y diseño de filtros, el modelado paramétrico y el análisis espectral, por citar algunos ejemplos. El *toolbox* cuenta con dos categorías principales de herramientas:

- La línea de comando o funciones
- Interfaces gráficas

Estas dos herramientas han sido utilizadas ampliamente en el desarrollo de esta tesis, como se verá a continuación.

2.2 Esquema General

El esquema mostrado en la Figura 2.1 expone el procedimiento que se lleva a cabo para comparar dos técnicas de promediado en tres señales diferentes. Dicho procedimiento se explica en este y en los próximos epígrafes.

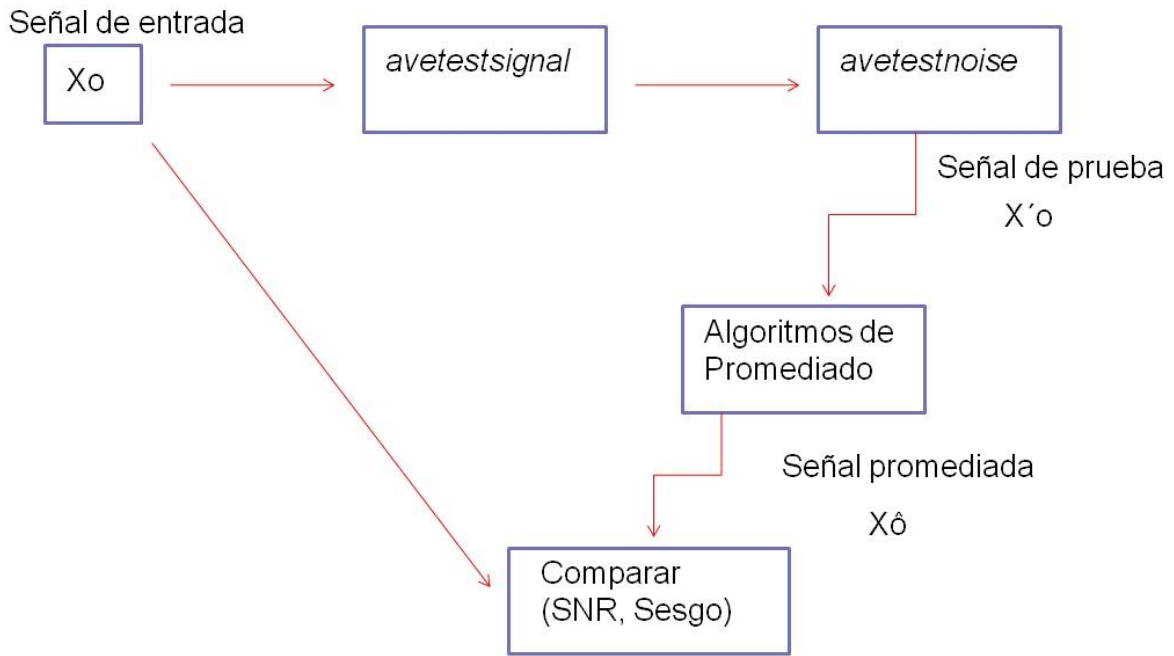


Figura 2.1. Esquema General

Señales de entrada

Para la señal de entrada X_o se utilizan 3 señales. La primera, de un Potencial Evocado Auditivo (PEA) utilizando la función *graph2vector* implementada en MATLAB. Esta función permite obtener un vector de amplitud y otro de tiempo asociado, a la frecuencia de muestreo y a los niveles especificados de amplitud, a partir de la forma de onda mostrada gráficamente en algún documento en formato digital [6, 34]. A continuación se detallan las características de esta función.

$[w,t] = \text{graph2vector}(fig, xmin, xmax, y0, ymin, ymax, fs)$

fig = nombre de la figura

$xmin$ = mínimo valor en el eje x ($xmin = 0$)

$xmax$ = máximo valor en el eje x ($xmax = 13$)

$y0$ = valor mínimo del eje de tiempo que en este caso es cero

$ymin$ = valor del pico más bajo que alcanza la señal ($ymin = -0.5$)

$ymax$ = valor del pico más alto que alcanza la señal ($ymax = 0.5$)

fs = frecuencia de muestreo ($fs = 8$)

La segunda señal de entrada fue una señal de voz obtenida de una base de datos de la vocal sostenida “a”. Esta base de datos está constituida por 53 personas sanas, 32 mujeres y 21 hombres, con edades comprendidas entre 20 y 60 años. Todas las grabaciones fueron hechas con un DAT-RECORDER. La distancia de la boca al micrófono fue 15 cm. El tiempo de grabación de 2 a 3 segundos a una frecuencia de muestreo de 50kHz.

La última señal escogida fue una señal Electrocardiográfica de Alta Resolución (ECGAR), obtenida de una base de datos compuesta por 63 voluntarios sanos sin evidencia de enfermedad cardiovascular entre 28 y 90 años. Los datos fueron obtenidos a una frecuencia de muestreo de 1KHz, en 3 hospitales diferentes de Santa Clara (La Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital “Arnaldo Milián Castro”, el Hospital “Dr. Celestino Hernández” y el Cardiocentro de Villa Clara), Cuba, entre junio de 1999 y abril del 2000.

La onda original X_0 también se puede obtener a través de ondículas de la familia *Wavelet*, debido a la variedad de tipos de ondas que existen se escoge como patrón la que más se parezca al potencial evocado que se quiere analizar [2, 19].

2.3 Simulación de los PRESA

MATLAB ofrece múltiples ventajas para implementar la simulación de los PRESA, así como también el armazón para la valoración de los algoritmos [6]. La función *avetestsignal.m*, permite la generación limpia de la señal y *avetestnoise.m*, considera la contaminación de diferentes ruidos [2].

avetestsignal.m

El programa *avetestsignal* genera PRESA, para estudiar señales “promediadas”. Las señales son generadas a partir de la onda básica (en este caso serían la señal del Potencial Evocado Auditivo obtenida del programa *graph2vector*, la señal de voz y la señal HRECG) dándole el tipo de *shimmer* (modulación de amplitud), *jitter* (desplazamiento relativo de las mismas) y *width modulation* (modulación de ancho) que afectarán la señal básica en cada respuesta [2].

La modulación de amplitud en los Potenciales Evocados se debe a la concentración del paciente o sea mientras más concentrado el paciente está, la amplitud es máxima pero mientras más dure la sesión el paciente se cansa y empieza a perder la concentración y también disminuye la amplitud. Sin embargo la latencia expresa la velocidad de procesamiento de información. Sabemos que la latencia depende de la edad del paciente, así que la latencia de un adulto es mucho más rápida que la de un anciano porque un anciano procesa más lento la información que un adulto en general.

La función en MATLAB queda de la siguiente forma:

```
[svector,smatrix,refm,rsa,lsa,amplits,widths,delays,fs,nb,Amax] =  
avetestsignal(wave,wp,A,fs,per,N,aml,pam,wml,pwm,pml,ppm,pp,nb,Amax,os)
```

Entradas:

wave = forma de onda

wp = Los parámetros de forma de onda

A = El tamaño de la forma de onda en unidades (u)

fs = Frecuencia de muestreo

per = El período relativo del acontecimiento

N = El número de eventos

aml = La ley de modulación de amplitud (*shimmer*)

pam = El parámetro de modulación del amplitud

wml = La ley de modulación de anchura

pwm = El parámetro de modulación de anchura (s)

pml = La ley de modulación de la posición

ppm = El parámetro de modulación de la posición (s)

pp = posición llevada como referencia

nb = El número de bits del convertidor análogo-digital (ADC)

$Amax$ = El valor del máximo que puede convertirse por el ADC

os = Factor de sobremuestreo (las señales son sobremuestreadas en 2^os veces)

Las salidas:

$svector$ = El vector columna de PRESA

$smatrix$ = La matriz de N -filas del PRESA, para análisis de enventanado donde la primera fila representa la forma de onda remisiva centrado en la ventana de análisis de dos veces a la anchura de la forma de onda básica

$refm$ = Posición de las marcas fiduciales

rsa = El número de muestras a la derecha de la marca fiducial, por defecto 156

lsa = El número de muestras a la izquierda de la marca fiducial, por defecto 99

$amplits$ = El vector columna de amplitudes máximas de los N PRESA, en u

$widths$ = El vector columna de anchuras de los N PRESA, en ms

$delays$ = El vector columna de retardos respecto a t_0 de los N PRESA, en ms

Las entradas fs , nb , $Amax$ están dadas también como salidas.

Los parámetros que se le pasan a *avetestsignal* son:

El número de bits del convertidor A/D para las tres señales es 12.

La ley de modulación de amplitud fue aleatoria (*Normally distributed random numbers*, con media cero, la varianza y la desviación estándar es 1) con un parámetro de modulación de amplitud que es la desviación estándar relativa como una fracción del valor máximo de la señal. Este parámetro fue igual al 0,06 para la señal de Voz. Para la señal ECGAR y el

PEA se utilizó la ley de modulación de amplitud sinusoidal, pasándole como parámetro el vector que contiene los valores de amplitud, frecuencia y fase relativas. Para la señal ECGAR y la señal del PEA el vector es [0.05 0.05 0].

También la ley de modulación de ancho fue aleatoria de la misma manera que la ley de modulación de amplitud con un parámetro de modulación de ancho que es la desviación estándar como una fracción del valor máximo de la señal. Este parámetro fue igual a 0,0107 para la señal de Voz. Para la señal ECGAR y el PEA se utilizó la ley de modulación de amplitud sinusoidal, pasándole como parámetro el vector que contiene los valores de amplitud, frecuencia y fase relativas. Para la señal ECGAR y la señal del PEA el vector es [0.01 0.01 0].

Mientras la ley de modulación de la posición (desalineamiento) fue también aleatoria con un parámetro que determina que es la desviación estándar como una fracción del valor máximo de la señal. Este parámetro fue igual a 0,0214 para la señal de Voz, 0.01 para la ECGAR y para el PEA. En cuanto a la posición tomada como referencia para el desalineamiento de las respuestas fue del centro de la señal en los tres casos.

Se van a formar 64 respuestas cada vez que se ejecute el programa.

avetestnoise.m

El programa *avetestnoise* usa las salidas de *avetestsignal* para generar ruidos e interferencias y así obtener los Potenciales simulados. Los ruidos y las interferencias son generadas teniendo en cuenta los valores de amplitudes, frecuencias y fases dados para interferencias sinusoidales y de la línea base. Tiene en cuenta también la desviación estándar, la frecuencia de corte, el orden y el tipo de aproximación del filtro de instrumentación usado[2].

$[nvector, nmatrix, snr] = avetestnoise(svector, fs, nb, Amax, refm, rsa, lsa, interf, colorn, vnoise)$

Entradas:

svector = El vector de columna de PRESA

fs = frecuencia de muestreo

nb = El número de bits del convertidor A/D

A_{max} = El valor del máximo que puede convertirse por el convertidor A/D

$refm$ = La posición de las marcas fiduciales

rsa = El número de muestras a la derecha de las marcas fiduciales

lsa = El número de muestras a la izquierda de las marcas fiduciales

$interf$ = Interferencia y ruido de la línea base. Es una matriz, en la cual todas las filas comprenden las amplitudes, las frecuencias y las fases para una instancia dada. (Por defecto $interf=[15, 60, \pi; 7, 180, 0; 3, 300, \pi/2]$)

$colorn$ = Es un vector fila con información de ruido coloreado, correspondiente a las características del filtro paso bajo de instrumentación.

$approx = 1$ para la aproximación *Bessel* (por defecto)

2 para la aproximación *Butterworth*

3 para Ruido Blanco Gaussiano (no filtro)

$order$ = La orden del filtro analógico paso bajo (por defecto 8)

$cutoff$ = La frecuencia de corte en Hz (por defecto $= fs/4$)

$stdn$ = La desviación estándar típica del ruido coloreado en unidades

$vnoise$ = Un vector con valores de cualquier otro tipo de ruido que pueda contaminar a la señal

Las salidas:

$nvector$ = Un vector columna con los Potenciales obtenidos en un ambiente ruidoso, lo más cercano a un ambiente real.

$nmatrix$ = La matriz de N -filas de Potenciales ruidosos inventanados para su análisis

snr = Razón señal-ruido global estimada

Los parámetros que se le pasan al *avetestnoise* son:

Una interferencia de ~ 60 Hz con una amplitud alrededor de 10% del valor máximo de la señal y una fase escogida aleatoriamente de 0 a 2π .

Se utilizaron los valores por defecto propuestos para el parámetro *interf*, las amplitudes (15, 7, 3) en este caso se dividieron por 1000, con el objetivo de adecuar el programa para los PRESA. El programa se diseñó inicialmente para trabajar con señales ECG.

También se agregó ruido coloreado con una frecuencia de corte de 12.5 kHz para la señal de Voz, 25 Hz para la ECGAR y 2 kHz para el PEA. Se utilizó aproximación de *Bessel*, orden 8.

2.4 Algoritmos de promediado

En este trabajo se comparan dos técnicas de promediado en tres tipos de señales diferentes: un PEA obtenido utilizando la función *graph2vector*, una señal electrocardiográfica y una señal de voz.

2.4.1 Promediado Coherente (media aritmética)

Para realizar el Promediado Coherente se utilizó la función *mean* implementada en MATLAB. A continuación se explica brevemente su funcionamiento [1] [3]:

Para un vector, *mean* (*x*) computa el valor medio de los elementos en *x*, para una matriz, *mean* (*x*) devuelve un vector fila que contiene los valores medios de cada columna de *x*.

$$M = \text{mean}(x, \text{dim})$$

Entradas:

x = vector o matriz de entrada

dim = la dimensión (por defecto = 1, la respuesta es un vector fila con el promedio de cada columna de *x*)

Ejemplo: si $x = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 2 \\ 3 & 4 & 5 \end{bmatrix}$

Entonces para *mean*(*x*, 1), *M* es [1.5 2.5 3.5] y para *mean*(*x*, 2), *M* es [1; 4]

2.4.2 Media Recortada

Otro algoritmo de promediado fue la Media Recortada, la función que se utilizó fue α - *trimmed_mean*, también implementada en MATLAB. A continuación se explica brevemente en qué consiste dicha función:

Para vectores, $\text{alphatrimmed_mean}(x, \alpha)$ devuelve el valor medio recortado de los elementos en x . Para una matriz, esta función devuelve un vector fila conteniendo los valores medios recortados de cada columna.

$y = \text{alphatrimmed_mean}(x, \alpha, \text{dim})$

Entradas:

x = vector o matriz

α = % de muestras que deben ser recortadas antes de promediar (por defecto 5)

dim = la dimensión de la matriz

y = vector o matriz de salida

2.5 Parámetros a Comparar

Los parámetros con los cuales se va a hacer la comparación son la Relación señal-ruido SNR y el sesgo b_θ [1] [3].

Para la parte de la simulación la SNR es:

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{\sigma^2(x_o)}{\sigma^2(\theta)} \right) \quad (2.1)$$

Donde:

$\sigma^2(x_o(t))$ – es la potencia de la señal ideal sin ruido, señal inicial

$\sigma^2(\theta)$ – es la potencia del ruido (señal filtrada – señal inicial)

El sesgo es el factor que indica la distorsión que se introduce al usar un método de promediado determinado [3]. Este parámetro es de gran importancia porque puede que se obtenga un valor alto de SNR y de sesgo también, entonces se debe llegar a un compromiso entre los 2 parámetros. El sesgo modificado se calcula según la ecuación 2.2.

$$b_\theta = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M |\theta[j]| \quad (2.2)$$

Donde:

M – representa la cantidad total de muestras del segmento a ser evaluado

θ – es el ruido remanente (la señal obtenida por el método de promediado menos la señal ideal)

El subíndice j – identifica la muestra j -ésima del parámetro afectado.

2.6 Conclusiones del Capítulo

En este capítulo se describieron las herramientas y las funciones utilizadas con el objetivo de comparar el método de Promediado Coherente y la Media Recortada. Con este fin se seleccionaron tres tipos de señales, las cuales pueden ser vistas como Potenciales Relacionados con Eventos en Sentido Amplio. Estas señales se pasaron por el sistema de simulación compuesto por *avetestsignal* y *avetestnoise* y se le aplicaron los algoritmos de promediado seleccionados.

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.

En este capítulo se mostrarán los Potenciales Relacionados con Eventos en Sentido Amplio obtenidos luego de aplicarle dos técnicas de promediado.

3.1 Señal obtenida con *graph2vector*

En la Figura 3.1 se muestran dos señales, la primera corresponde al Potencial Evocado Auditivo que se seleccionó de [6], y la segunda su representación grafica obtenida mediante la función *graph2vector*.

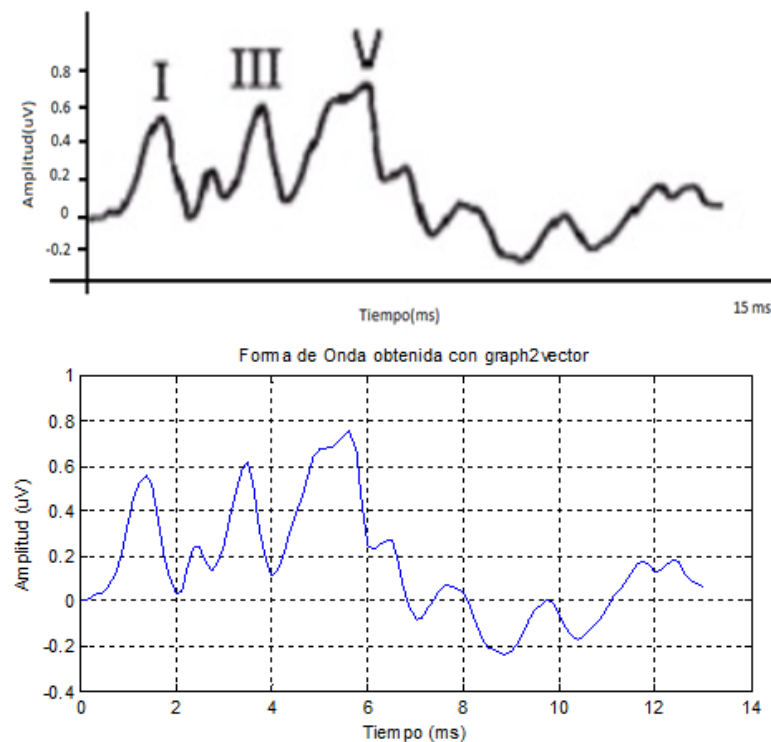


Figura 3. 1. Señal obtenida con *graph2vector*

3.2 Simulador de PRESA

Se utilizó un simulador que consta de dos funciones principales, la primera *avetestsignal* y la segunda *avetestnoise*. La Figura 3.2 muestra una corrida de estos dos programas para la señal del PEA. Este procedimiento se le aplicó también a la señal de Voz y a la ECGAR.

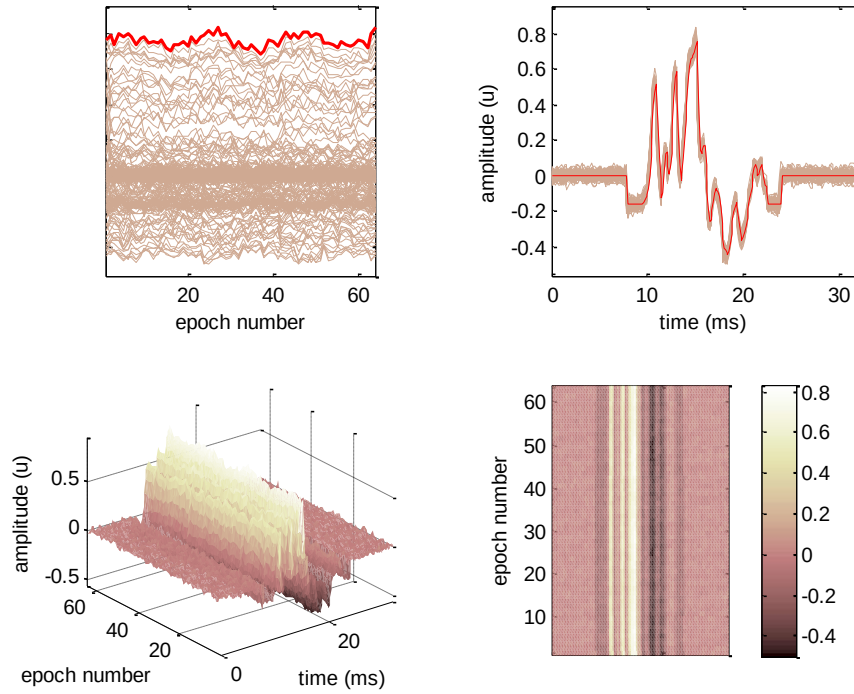


Figura 3. 2. Potencial Evocado Auditivo simulado con *avetestsignal* y *avetestnoise*

A las señales simuladas se le aplicaron las dos técnicas de promediado: el Promediado Coherente o Media Aritmética y la Media Recortada para un (5%, 10%, 15%, 20%, 25%) de α . En el siguiente epígrafe se realiza una comparación subjetiva de ambas técnicas de promediado (Figuras 3.3, 3.4 y 3.5). Esta comparación no aporta la información necesaria para determinar cuál de los dos métodos es superior, dado que a simple vista no hay diferencias apreciables.

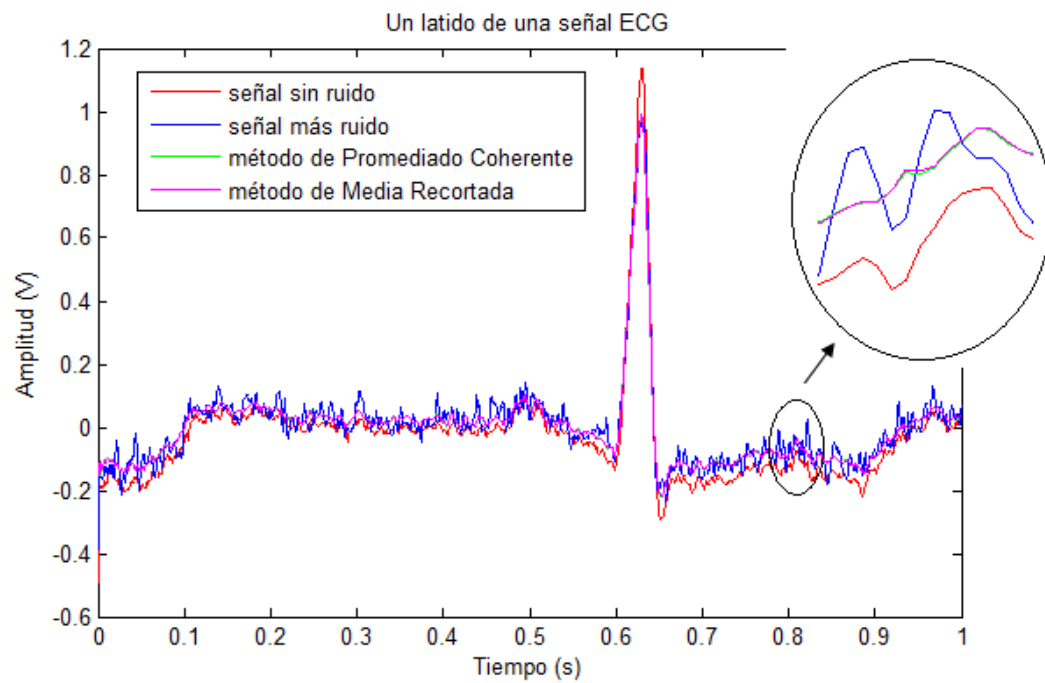


Figura 3. 3. Comparación subjetiva de los métodos de promediado utilizados en la señal ECGAR

En estas figuras se muestran las transformaciones que sufren las señales al aplicarle los métodos de promediado. A simple vista se puede ver como el ruido se atenúa, pero no se puede determinar cuánto, ni cual técnica es superior.

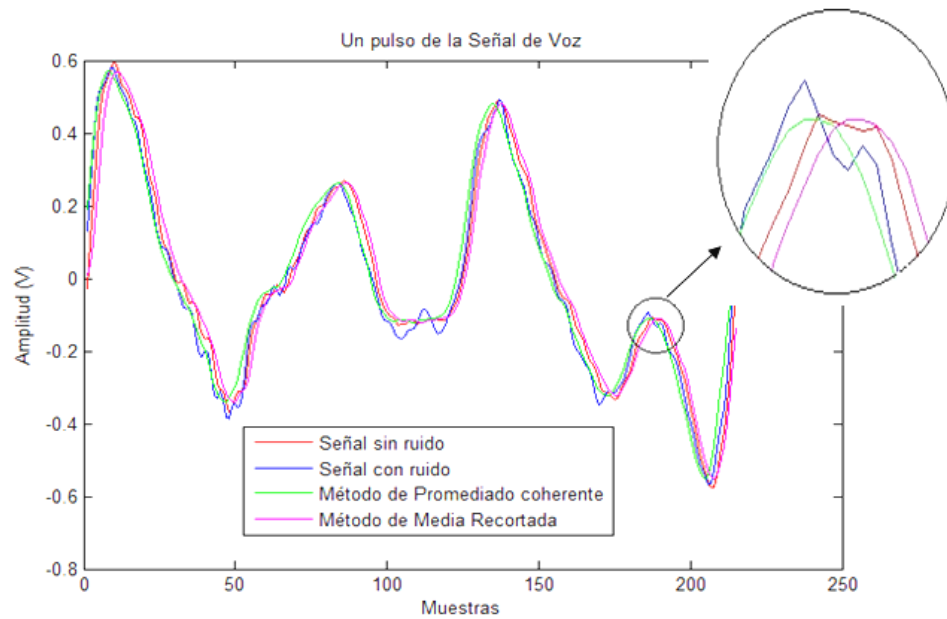


Figura 3. 4. Comparación subjetiva de los métodos de promediado utilizados en la señal de Voz

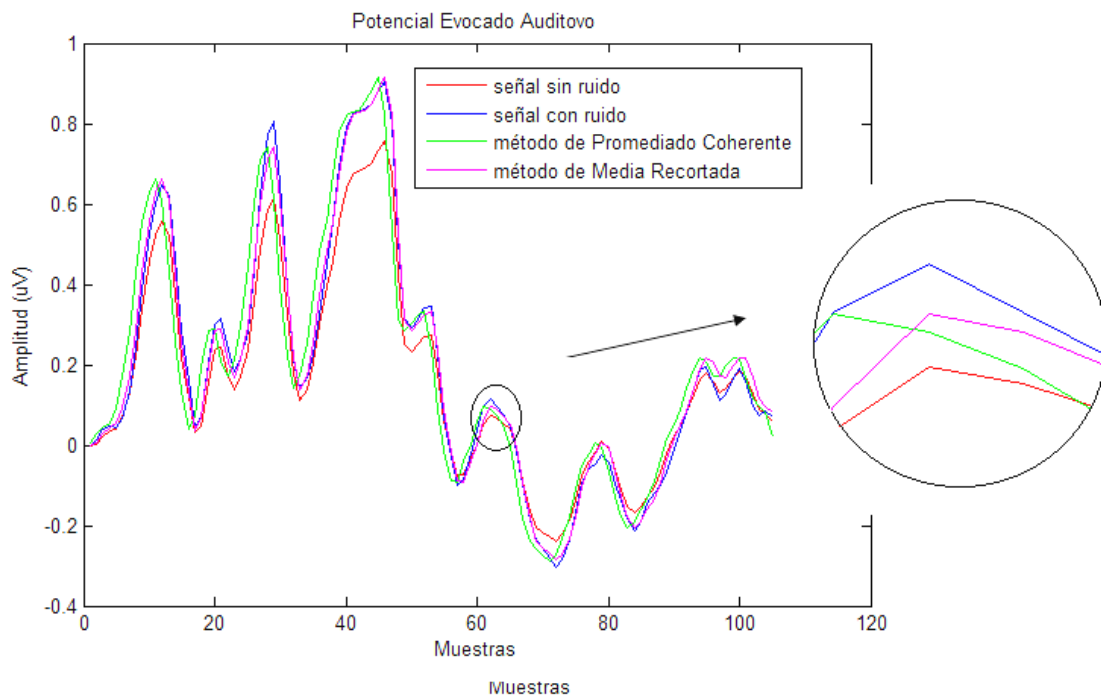


Figura 3. 5. Comparación subjetiva de los métodos de promediado utilizados en la señal del PEA

3.3 Parámetros para la comparación objetiva

Para la comparación objetiva se tuvieron en cuenta la SNR y el Sesgo. En las Tablas 1 y 2 se encuentran recogidos los valores de SNR y b_{θ} para los dos métodos de promediado.

Tabla 1: Valores de SNR obtenidos para ambos métodos

Señales	Media Recortada (dB)					P. Coherente (dB)
	5%	10%	15%	20%	25%	
PEA	13.2719	13.2654	13.2639	13.2632	13.2624	8.5154
Voz	18.6078	18.6066	18.5732	18.5378	19.9383	12.0377
ECGAR	82.2495	82.3736	82.4044	82.4103	82.3990	82.0962

Tabla 2: Valores del sesgo modificado obtenidos para ambos métodos

Señales	Media Recortada					P. Coherente
	5%	10%	15%	20%	25%	
PEA	0.0481	0.0481	0.0481	0.0481	0.0482	0.1366
Voz	0.0264	0.0239	0.0240	0.0241	0.0242	0.0488
ECGAR	0.0292	0.0292	0.0292	0.0292	0.0292	0.0293

A pesar de que en otros estudios publicados, técnicas de detección de Potenciales Relacionados con Eventos como el α -trimmed mean, no superan el Promediado Coherente tradicional para diferentes valores de α . En este trabajo los resultados obtenidos para la Media Recortada son superiores al Promediado Coherente.

La razón para dicho comportamiento pudiera encontrar justificación en la simulación realística realizada tomando en cuenta el *jitter*, las variaciones del *shimmer*, la ley de modulación de la anchura y otros parámetros que se le introducen a las funciones *avetestsignal* y *avetestnoise*. Estos parámetros son generalmente ignorados en otros estudios de simulaciones.

3.4 Conclusiones del capítulo

En este capítulo se realizó la comparación de dos técnicas de promediado, demostrando la superioridad de la Media Recortada con respecto al Promediado Coherente, teniendo en cuenta las señales utilizadas.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

Se concluye que:

1. La señal de Voz y la Electrocardiográfica de Alta Resolución pueden ser vistas como Potenciales Relacionados con Eventos en un Sentido Amplio debido a su cuasi-periodicidad.
2. Las señales como las simuladas utilizando *avetestsignal* y *avetestnoise* pueden procesarse utilizando técnicas de promediado.
3. La Media Recortada fue superior al Promediado Coherente en cuanto a los parámetros seleccionados para las señales utilizadas.

Recomendaciones

Se recomienda:

1. Utilizar en otros estudios de detección de Potenciales la Media Recortada, la cual demostró su superioridad sobre el método tradicional.
2. Evaluar otras técnicas de promediado como la Media Recortada Modificada y la Mediana.
3. Utilizar otros parámetros para realizar la comparación de dichos métodos de promediado. Ej. la varianza.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] J. K. Z. Leonowicz, S. L. Shishkin, "Trimmed estimators for robust averaging of event-related potentials," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 142(1), pp. 17-26, 2005.
- [2] M. O. M. A. Taboada Crispi, C.A. Ferrer Riesgo, A. Falcón Ruíz, D. Hernández Pacheco, "Simulation Of Event-Related Potentials in A Wide Sense For Assessment Of Detection/ Estimation Algorithms," *International e-Conference on Computer Science, IeCCS 2007, AIP (American Institute of Physics) Conference Proceedings*, ISSN 0094-243X, December 2007.
- [3] A. M. Mezher, "Análisis de Potenciales Evocados Mediante procesamiento de Imágenes," Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas. Facultad de Ingeniería Eléctrica. . Santa Clara, Cuba 2009.
- [4] G. Plourde, Stapells, D.R., Picton, T.W., "The human auditory steady-state evoked potentials. Acta Otolaryngol," (*Stockh*), *Suppl*, pp. 153-160 1991.
- [5] D. REGAN, "Human brain electrophysiology: Evoked potentials and evoked magnetic fields," *Science and medicine*. 1989.
- [6] A. T. C. A. Mohamad Mezher, A. Falcón Ruíz, "“Obtención de Formas de Onda de Potenciales Evocados a Partir de su Representación Gráfica”," *VII Congreso Internacional de Informática en la Salud*, ISBN 978-959-286-010-0.
- [7] P. A. C. Cabrera, "Extracción y Selección de Características Discriminantes para la Detección de TDAH en Registros de Potenciales Evocados Cognitivos", Departamento de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Computación Manizales Universidad Nacional de Colombia - Sede Manizales Facultad de Ingeniería y Arquitectura 2011
- [8] M. O.-M. A. Taboada- Crispi, C. A. Ferrer-Riesgo, A. Falcón-Ruiz, D. Hernández-Pacheco., "Simulation Of Event-Related Potentials in A Wide Sense For Assessment Of Detection/Estimation Algorithms.," *Center for Studies in Electronics and Information Technologies, Universidad Central de Las Villas, Santa Clara, Villa Clara, Cuba*.
- [9] P. Q. Quiroga, "Evoked Potentials," *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. University of Leicester, United Kingdom*, 2006.

- [10] J. J. C. Caupolicán Muñoz Gamboa, "Potenciales Evocados," *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. XXII, Núm. 2, 2001.
- [11] L. D.-C. M. Borrego, "Sistema para el Registro de la Actividad Eléctrica Evocada," *Centro de Neurociencias de Cuba. VII Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería, Habana, Cuba*, 2007.
- [12] P. A. C. Cabrera, "Extracción y Selección de Características Discriminantes para la Detección de TDAH en registros de Potenciales Evocados Cognitivos," *Facultad de Ingeniería y Arquitectura, Universidad Nacional de Colombia, Manizales, Colombia*, 2011.
- [13] M. A. M. B. M^a Jesús Presentación Herrero, "Transtorno por Déficit de Atención con Hiperactividad y Potenciales Evocados Cognitivos. Proyecto de Investigación," *Jornades de Foment de la Investigació. Universitat Jaume. I*.
- [14] D. A. F. Roig, "Pruebas Diagnósticas," *Unidad de Neurología Hospital Son Llàtzer. Palma de Mallorca*, 2005
- [15] M. C. P. A. A. T. F. G. S. L. E. E. Suarez, "Los potenciales evocados auditivos de estado estable a múltiples frecuencias y su valor en la evaluación objetiva de la audición" *Revista Electrónica de Audiología. Centro de Neurociencias de Cuba. Ciudad Habana. Cuba.* , vol. 2, 2003.
- [16] J. L. D. K. d. F. A. M. R. B. A. D. P. d. M. R. M. S. O. A. C. Filho, "P300-long-latency auditory evoked potential in normal hearing subjects: simultaneous recording value in Fz and Cz " *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, vol. 75, 2009.
- [17] I. A. Oscar Papazian, Ricardo Lusondo, "Indicaciones Médicas y Quirúrgicas de los Potenciales Evocados," *Medicina(Buenos Aires). Departamento de Neurología, Miami Children's Hospital, Miami, Florida, USA*, pp. 647-660, 2007.
- [18] M. C. PÉREZ-ABALO, A. FORTUNY TORRES, G. SAVIO LÓPEZ Y E. SUAREZ EIMIL, " Los Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable a Múltiples Frecuencias y su Valor en la Evaluación Objetiva de la Audición," *Revista Electrónica de Audiología. Centro de Neurociencias de Cuba, Ciudad de la Habana. Cuba.*, vol. Vol. II, (2003) (active February 2011).
- [19] A. Taboada-Crispi, " Improving ventricular late potential detection effectiveness," *Ph.D.Thesis, Univercity of New Brunswick, Canada*, 2002.
- [20] J. V. L. G. A. Taboada Crispí, D.F. Lovely, "Algunas Contribuciones a la Detección de Potenciales Tardíos Ventriculares," *Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones*, vol. 25, No. 1, pp. 34-40, 2004.
- [21] J. V. L. G. A. Taboada Crispí, D.F. Lovely, " Procedimiento para detectar potenciales tardíos ventriculares a partir de la imagen tiempo-latido," *Patente de Invención No. 22935, Res. 2463/2003, OCPI*.
- [22] D. T. Boza, "Reducción de la Influencia de las Perturbaciones de Amplitud en la Estimación de la Relación Señal a Ruido," *Tesis presentada en opción al grado*

- científico Máster en Ciencia de la Computación Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas. , Santa Clara, Cuba, 2010.
- [23] P. A. C.-A. Fernando, "Reconocedor y analizador de voz," *Universidad Nacional Mayor de San Marcos*, 2002.
- [24] C. John P., Ed., *Electronically Hearing: Computer Speech Recognition*. 1984, p.^pp. Pages.
- [25] E. G. C. A. Ferrer, "Correcting the use of ensemble averages in the calculation of harmonics to noise ratios in voice signals (L)," *J. Acoust. Soc. Am*, vol. 118, pp. 605-607, 2005.
- [26] L. A. e. al., " Estimation of the Cortical Connectivity by High Resolution EEG and Structural Equation Modeling: Simulations and Applications to Finger Tapping Data " *IEEE Trans. Biomed. Eng*, vol. 52, pp. 757-768, 2005
- [27] J. V. L.-G. A. Taboada-Crispi, and D.F. Lovely, "An adaptive enhancer with modified signal averaging scheme to detect ventricular late potentials," *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 334-341, 2003.
- [28] E. G. C.A. Ferrer, and M.E. Hernández-Díaz, "Correcting the use of ensemble averages in the calculation of harmonics to noise ratios in voice signals (L)," *J. Acoust. Soc. Am*, vol. 118, pp. 605-607, 2005.
- [29] J. V. L. G. A. Taboada Crispi, D.F. Lovely, "'An adaptive enhancer with modified signal averaging scheme to detect ventricular late potentials’," *Lecture Notes in Computer Science, LNC 2905*, pp. 334–341, 2003
- [30] L. M. a. D.Farina, "Estimation of M-Wave Scale Factor During Sustained Contractions at High Stimulation Rate," *IEEE Trans. Biomed. Eng*, vol. 52, pp. 869-877, 2005.
- [31] A. T. C. J.V. Lorenzo Ginori, D.F. Lovely, "Ventricular late potential detection via image processing techniques," *Indian Pacing Electrophysiol J*, vol. 2(2), pp. 50–56, 2002.
- [32] R. H. M. Ronald E. Walpole, Sharon L. Meyers, *Probabilidad y Estadística para Ingenieros*, Sexta ed. vol. Parte I.
- [33] MATLAB, "Signal Processing Toolbox," Versión 7.8.0 (R2009a).
- [34] C. A. F.-R. M. O.-M. A. Taboada- Crispi, A. Falcón-Ruiz, D. Hernández-Pacheco, "Simulation Of Event-Related Potentials in A Wide Sense For Assessment Of Detection/Estimation Algorithms," *Center for Studies in Electronics and Information Technologies, Universidad Central de Las Villas, Santa Clara, Villa Clara, Cuba*