



**TECNOLÓGICO
DE MONTERREY®**



**TECNOLÓGICO
DE MONTERREY.**

BIBLIOTECA
Campus Ciudad de México

Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey

Campus Ciudad de México

División de Ingeniería y Arquitectura

Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones

Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica

Audiometría Basada en Potenciales Evocados Auditivos

Autores: Javier Aquino Meneses
Marco Antonio Damián Carbajal
Manuel Oreza Beristain

Asesores: M en C. Alfredo Víctor Mantilla Caeiros
M en C. Arturo Francisco Cruz Ramírez
Dr. Bruno Estañol

Profesor: Dr. Jorge Eduardo Brieva Rico

México D.F. a 24 de noviembre de 2004

Índice

	Página
Capítulo 1. Definición del Problema y Objetivos del Proyecto	1
1.1 Definición del Problema	1
1.1.1 Hipoacusia	2
1.1.2 Incidencia	2
1.1.3 Diagnóstico y Rehabilitación Temprana	2
1.1.4 Mecanismos de Diagnóstico Convencional	3
1.2 Motivación	5
1.3 Objetivo	5
Capítulo 2. Potenciales Evocados Auditivos	6
2.1 Estructura y Funcionamiento del Oído	6
2.2 Definición de Potenciales Evocados	7
2.3 Potenciales Evocados Auditivos	8
2.4 Aplicaciones para los Potenciales Evocados Auditivos (PEA)	10
2.5 PEA en la Audiometría	10
2.5.1 Efectos de las características específicas de cada paciente	10
2.5.2 Efectos de la amplitud del estímulo en los PEA.	11
2.5.3 Efectos de la frecuencia del estímulo en los PEA.	11
2.5.4 Selección de la cantidad de estímulos	11
2.5.5 Tipos de estímulo	12
2.5.6 Elaboración del Audiograma. Respuesta Lenta Negativa SN10	14
2.5.7 PEA en el diagnóstico de problemas auditivos	15
2.6 Protocolo para realizar la Audiometría por PEA	16

	Página
Capítulo 3. Sistema Propuesto	18
3.1 Diseño General del Proyecto	18
3.2 Etapa de Adquisición	19
3.2.1 Sensores	19
3.2.2 Preamplificación	20
3.2.3 Eliminación del Ruido	24
3.2.4 Filtrado	27
3.2.5 Acondicionamiento	29
3.2.6 Circuito de Protección	29
3.3 Procesamiento Digital de la Señal	31
3.3.1 Digitalización de la señal del EEG	32
3.3.2 Algoritmos de recuperación PEA	33
3.3.3 Generación de Estímulos	36
3.3.4 Análisis de la intensidad para la generación de estímulos	37
3.3.5 Sincronización de procesos mediante el DSP/BIOS	38
3.3.6 Presentación de resultados	40
Capítulo 4. Resultados	42
Capítulo 5. Conclusiones y Perspectivas	47
5.1 Conclusiones	47
5.2 Perspectivas	48
Apéndice I	
A1.1 Emisiones Otoacústicas	A1A
Apéndice II	
A2.1 Hoja de Especificaciones INA114	
A2.2 Hoja de Especificaciones LF411	
A2.2 Hoja de Especificaciones ISO100	
A2.2 Hoja de Especificaciones PCM3002	
A2.2 Hoja de Especificaciones TPA302	
Referencias	

1. Definición del Problema y Objetivos del Proyecto

1.1. Definición del Problema

1.1.1. Hipoacusia

La hipoacusia, también conocida como pérdida auditiva o sordera, es la disminución de la agudeza auditiva o de la capacidad del oído de captar el sonido. Se puede clasificar el tipo de hipoacusia según su patología, su momento de inicio, su origen, los lados comprometidos en el problema, y el grado de pérdida auditiva.

Según su patología, la hipoacusia puede ser conductiva, cuando el problema se presenta en el conducto auditivo antes de llegar a la membrana del tímpano, neurosensorial, si el problema se localiza en el nervio auditivo o en etapas de la audición posteriores a éste, o mixta cuando se presentan ambas problemáticas. Según el momento de inicio de la sordera, ésta se clasifica en periférica (sordera profunda adquirida en el primer año de vida), prelocutiva (sordera que se presenta antes de haber adquirido lenguaje) y postlocutiva (aparece después de haber adquirido lenguaje). El problema puede clasificarse también, como se mencionaba anteriormente, por su origen (congénito o adquirido), por los lados comprometidos (unilateral o bilateral) y por el grado de pérdida como lo muestra la siguiente tabla:

Tipo	Pérdida(dB)
Leve	30-50
Moderado	50-70
Severa	70-90
Profunda	90-120
Cofosis	>120

Tabla 1.1 Clasificación de la sordera según el grado de pérdida

1.1.2. Incidencia

En 1999, estudios hechos por la Academia Norteamericana de Pediatría reportaron que la incidencia de hipoacusia en niños aparentemente normales era entre 1 a 3 por cada mil de los recién nacidos. En neonatos que requirieron de cuidados intensivos la cifra subió de 2 a 4 por cada mil. Cuando se sospecha una disfunción auditiva en el recién nacido, principalmente por ser considerado niño de alto riesgo (ver tabla 1.2), deben realizarse los procedimientos necesarios para descartar o confirmar el diagnóstico.

Historia familiar de pérdida auditiva	Infección intrauterina rubéola sífilis citomegalovirus toxoplasmosis
Anomalías craneofaciales	Hiperbilirrubinemia
Bajo peso de nacimiento < 1.5kg	Medicamentos Ototóxicos
Meningitis Bacteriana	Ventilación mecánica 5 días o más
Síndromes asociados a pérdida auditiva	

Tabla 1.2 Factores para ser considerado nacimiento de alto riesgo.

La necesidad de esta evaluación radica en el impacto que tiene la pérdida auditiva en la adquisición del lenguaje, el rendimiento académico y el desarrollo socio emocional de los que la padecen. Los primeros tres años de vida son los más importantes en el desarrollo lingüístico; en consecuencia, si un niño es sordo al nacimiento o si sufre pérdida auditiva en estos años, no tendrá los estímulos auditivos, lingüísticos ni sociales que apoyen el aprendizaje del lenguaje y el desarrollo emocional.

Ante estas circunstancias, es conveniente realizar estudios que confirmen o descarten la hipoacusia y no esperar a que el tiempo y el desarrollo del paciente señalen su necesidad. Se considera que aproximadamente a un 70% de los niños con hipoacusia les es detectado el problema inicialmente por sus padres al no haber sido realizado un estudio clínico previo.

Dada esta necesidad, por décadas se han intentado diseñar métodos de detección temprana de estos padecimientos, que resulten eficientes y sean aplicables a los recién nacidos.

1.1.3. Diagnóstico y rehabilitación Temprana

Existen diversos trabajos de investigación realizados en distintos lugares del mundo que confirman los beneficios que conlleva la detección temprana y tratamiento de los infantes con problemas auditivos. En Estados Unidos, diversos estudios hechos en jóvenes graduados de educación secundaria han demostrado que aquellos con pérdidas auditivas leves o moderadas tienen registros de lectura significativamente menores que jóvenes normales. Aquellos con pérdidas auditivas severas o profundas tienen a su vez un registro de lectura a niveles comparables con niños de cuarto o quinto básico.

Los investigadores Apuzzo y Yoshinaga-Itano, en un estudio publicado en 1995[1] encontraron que niños identificados y rehabilitados antes de los 2 meses tenían un

lenguaje más desarrollado que aquellos identificados después de los 2 meses a pesar de recibir la misma rehabilitación. Por otro lado, Robinshaw [2] en el mismo año, demostró que niños identificados y tratados con audífonos y rehabilitación a los 6 meses o antes, adquieren conocimientos lingüísticos y de habla mucho antes que aquellos que son identificados y tratados tardíamente. En 1988 la Universidad de Colorado estableció como edad crítica de detección e intervención los 6 meses de edad.

Otros estudios, como los realizados por Yoshinaga-Itano y Sedey Coulter [3] comparan las habilidades receptivas y expresivas del lenguaje en niños con diferentes grados de pérdida auditiva con niños normales, encontrando que niños con pérdidas auditivas identificadas y tratadas a los 6 meses de edad tenían significativamente un mejor nivel de lenguaje receptivo, expresivo, y lenguaje global, comparado con aquellos identificados y tratados entre los 7 y 12, 13 y 18, 19 y 24, y 25 y 34 meses de edad. Esta diferencia (estadísticamente significativa) era independiente de variables demográficas como edad, etnicidad, modo de comunicación, grado de pérdida auditiva, estatus socioeconómico, y presencia de otras discapacidades. Por lo tanto, para lograr buenos resultados de tratamiento, es esencial el detectar y tratar las pérdidas auditivas antes de los 6 meses de edad.

1.1.4. Mecanismos de diagnóstico convencionales

Cuando se detecta un problema de sordera, se acude con el especialista para que él de un diagnóstico. Ahí se realiza un examen cuyo fin es la obtención de una evaluación de frecuencias específicas en los umbrales de audibilidad. Existen una gran variedad de métodos para la realización de esta prueba, y dependen básicamente de la edad y la colaboración del paciente. Entre los más frecuentemente usados se encuentran:

- Uso de Diapasones
- Audiometría
- Impedanciometría

Diapasones

Son aparatos metálicos que al vibrar producen un tono puro, trabajan a frecuencias que van desde los 128 hasta los 2048 Hz, siendo los más usados los de 256 y 512 Hz. Existen diferentes pruebas que pueden realizarse con los diapasones, dentro de las más usadas se encuentra la de Rinne y la de Weber.

- Test de Rinne: consiste en comparar la audición vía aérea (diapasón ubicado cerca de conducto auditivo externo) y vía ósea (diapasón ubicado en apófisis mastoides) en cada oído por separado. Cuando existe un problema en la transmisión del sonido, el estímulo auditivo llegará directamente a la cóclea por vía ósea (mastoides), pero si se estimula por vía aérea no se podrá transmitir el sonido en forma adecuada a la cóclea por el defecto en el oído medio, y se oirá más débil por esta vía.

- **Test de Weber:** consiste en aplicar el diapasón por vía ósea, pero en los dos oídos simultáneamente. Esto se logra al aplicar el estímulo en los huesos nasales o incisivos superiores. Lo normal es que el sonido sea escuchado al centro de la cabeza o en los dos oídos simultáneamente.

Audiometría

Es la prueba de medición de audición más usada. Se trata de un examen subjetivo ya que depende de la colaboración del paciente, puesto que él debe decir si oye o no los tonos de prueba; depende además de la experiencia del examinador. Por esta razón es difícil realizarla en menores de 3 años o en pacientes discapacitados.

Para realizar el examen se utiliza un aparato electrónico generador de tonos puros llamado audiómetro. Cada tono puede ser generado a una intensidad que va desde 0 dB hasta 110 dB. El audiómetro convencional entrega tonos puros desde los 128 Hz hasta los 8000Hz, que son las frecuencias más usadas por el oído humano. Cada tono puro se entrega por vía aérea y por vía ósea en cada oído, y se determina el umbral auditivo por cada vía en las distintas frecuencias.

Además de la investigación de los umbrales auditivos el audiómetro se utiliza para realizar otras pruebas, que se llaman supraliminales, que sirven para diferenciar sorderas de tipo sensoriales de aquellas neurales. Dentro de estas pruebas la que se realiza con más frecuencia es la de discriminación auditiva, en que se le dicta al paciente una lista de palabras y se ve qué porcentaje de ellas es capaz de entender.

Impedanciometría

Es el estudio de la impedancia acústica, que es la resistencia que el oído medio opone a la propagación del sonido. Se trata de un examen objetivo que nos da información del estado de la vía auditiva, por lo que nos ayuda a aclarar diagnósticos diferenciales. El examen se realiza con un aparato electrónico llamado impedanciómetro, que tiene como principio el envío de una onda sonora de 220 Hz al Conducto Auditivo Externo (CAE) y observar la facilidad o dificultad que tiene ese oído medio en aceptar ese sonido. El impedanciómetro posee una cánula que se introduce en el CAE el cual se sella, luego se varía la presión de aire dentro del canal mientras se entrega un tono de prueba, y se mide la cantidad de energía acústica que es reflejada desde el tímpano, lo que nos da información de la transmisión del sonido en el oído medio; es así que mientras menos complaciente sea el sistema, se reflejará una mayor cantidad de energía acústica

Específicamente, con este examen obtenemos información acerca de la presión del oído medio, función de la trompa de Eustaquio, integridad y movilidad de la membrana timpánica, y continuidad de la cadena osicular. La admitancia acústica es máxima cuando tenemos la misma presión a ambos lados del tímpano.

1.2. Motivación

La motivación para la realización de este proyecto parte de la dimensión del problema de la sordera. Pero también es alimentada por la escasa investigación y desarrollo de aparatos que ayuden a la detección de estos problemas de salud en México.

Si bien la aplicación de los Potenciales Evocados Auditivos es reciente en el mundo, en México es casi nueva. El alto costo, la necesidad de importar los conocimientos y tecnologías hacen que el acceso a métodos basados en Potenciales Evocados Auditivos sea muy bajo en nuestro país.

1.3. Objetivo

Desarrollar un sistema capaz de realizar un estudio audiológico eficaz y confiable utilizando un método de diagnóstico que no requiera la colaboración activa del paciente.

Este sistema permitirá realizar la evaluación de la audición de pacientes a los cuales no sea posible aplicar una audiometría tradicional, como bebés, personas con deficiencias mentales, que no hablen el idioma o que simplemente no quieran cooperar con el estudio.

Para poder realizar este sistema, investigamos qué tipo de respuestas no conscientes al estímulo auditivo podrían darnos información sobre el umbral de audición del paciente. Estas respuestas debían de ser ajenas a la voluntad del individuo, susceptibles de medición y relacionadas con el tipo y cualidades del estímulo aplicado.

En el ámbito médico, las respuestas más estudiadas y utilizadas para realizar este tipo de evaluación son los Potenciales Evocados Auditivos y las Emisiones Otoacústicas. Los primeros son una respuesta neuronal al estímulo auditivo la cual puede obtenerse de manera similar a la toma de un electroencefalograma, y las segundas son una respuesta mecánica producida en el interior del oído mismo y susceptibles de medición mediante la colocación de un micrófono intracoclear, el cual es un pequeño y sensible micrófono que se coloca dentro del canal auditivo con el fin de detectar en forma de sonido, las ondas mecánicas producidas por las Emisiones Otoacústicas.

Después de realizar la evaluación de los dos métodos, y analizar sus factibilidades, finalmente se optó por desarrollar el sistema basándose en la obtención y análisis de los Potenciales Evocados Auditivos. Esta decisión, se fundamentó en la cantidad de información bibliográfica que encontramos respecto a éstos y a que los asesores médicos que encontramos eran especialistas en Neurología.

En el siguiente capítulo se realizará una explicación exhaustiva de éstos y de cómo se utilizan en la audiometría.

La descripción detallada de las Emisiones Otoacústicas se muestra en el Anexo A.

2. Potenciales Evocados Auditivos

2.1. Estructura y Funcionamiento del Oído

Para entender la estructura del oído, podemos estudiarlo en tres partes:

- Oído Externo: Formado principalmente por el pabellón de la oreja y el conducto auditivo.
- Oído Medio: Formado por la membrana timpánica y la cadena de huesecillos (martillo, yunque, estribo, etc.)
- Oído Interno : Formado por la coclea, los canales semicirculares y el inicio del nervio auditivo.

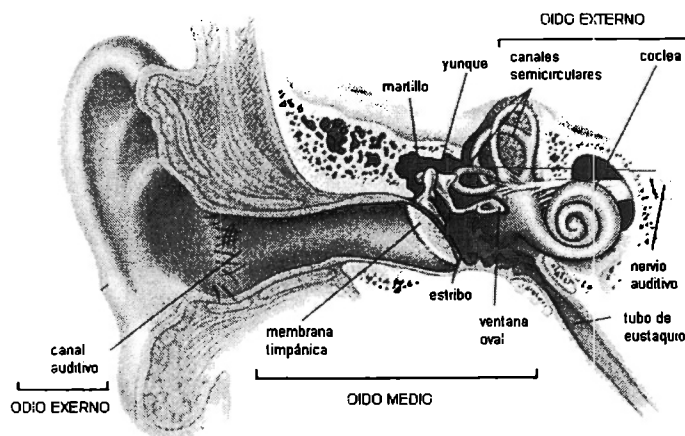


Figura 2.1 Estructura del Oído

De manera general, el trabajo del oído inicia cuando la onda sonora llega al conducto auditivo y viaja hasta la membrana timpánica, la cual vibra por efecto del sonido. Por movimientos mecánicos se transmite la señal acústica a través de los huesecillos del oído medio hasta la ventana oval en la cóclea. En ese lugar el brazo del estribo funciona como un pistón; dentro de la cóclea se transmite el sonido en el fluido que ahí se encuentra. Las ondas que viajan en el fluido hacen vibrar a las células auditivas, que son las que recubren la cara interna de la cóclea.

Las células auditivas son similares a hilos microscópicos. En la base de éstas se producen reacciones químicas al recibir las vibraciones, estas reacciones producen un intercambio de iones, lo cual estimula la base del nervio auditivo. Es a partir de aquí donde se generan los diferentes potenciales evocados en la vía neuronal auditiva.

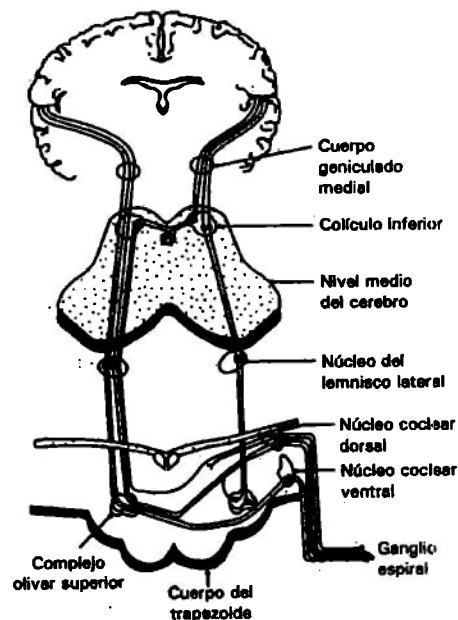


Figura 2.2 Estructura neurológica del canal auditivo.

2.2. Definición de Potenciales Evocados

Un Potencial Evocado es una señal eléctrica neuronal que se mide entre un par de electrodos ubicados adecuadamente sobre la piel, cuero cabelludo, etc., como consecuencia de algún estímulo sensorial.

De acuerdo al tipo y fuente del estímulo los potenciales evocados se clasifican en:

- Potenciales Evocados Visuales: Producidos por estímulos visuales particulares. Pueden ser utilizados para determinar ángulo de visión entre otras aplicaciones.
- Potenciales Evocados Somatosensoriales: Producidos por estímulos sobre la piel.

- Potenciales Evocados Olfatorios.
- Potenciales Evocados Gustatorios.
- Potenciales Evocados Auditivos.

Los últimos son los de interés para nuestro proyecto, por lo que profundizaremos más en ellos a lo largo de este trabajo.

2.3. Potenciales Evocados Auditivos

Se denominan potenciales evocados auditivos (PEA) a un grupo de pruebas *neurofisiológicas* utilizadas en audiología y neurología, que se basan en el registro de las variaciones de los potenciales eléctricos que producen las neuronas y haces de la vía auditiva cuando éstas son excitadas por diversos estímulos sonoros. El análisis de estos potenciales es de gran interés, ya que permite establecer, por comparación con las respuestas consideradas normales, diversas patologías o disfunciones del aparato auditivo y las vías nerviosas. Además se trata de un examen objetivo, que no requiere de la colaboración del paciente. Sin embargo es largo y complejo. Consiste en el registro mediante electrodos, del potencial generado por un estímulo auditivo a nivel de tronco cerebral; estas tensiones, que son el resultado de la actividad neurológica, son fuertemente atenuadas por los diversos tejidos (óseo, muscular, epitelial, etc.) que separan el punto donde se originan los potenciales de aquel donde se miden, reduciéndose así la señal al orden de microvoltios. Entonces, para la adquisición de los PEA's se requiere de un complejo sistema de amplificación y medición que digitalmente elimine el registro eléctrico del resto de la actividad cerebral y sólo muestre el correspondiente al estímulo auditivo.

Luego de la aplicación del estímulo, se grafican las ondas generadas en las diferentes porciones de la vía auditiva. Existen varias etapas en la respuesta evocada auditiva, cada una de ellas caracterizada por ondas específicas. La primera clasificación que se puede hacer es:

- Potenciales evocados auditivos tempranos: Son los primeros potenciales acústicos que aparecen en el tiempo.
- Potenciales evocados auditivos medios: Aparecen entre los 10 y 80 ms después del estímulo. Han sido utilizados para el estudio de pacientes con esclerosis múltiple, implantes cocleares y daño cortical
- Potenciales evocados auditivos tardíos: Reflejan la activación de las áreas de asociación secundaria y se presentan después de 80 ms. hasta los 500 ms.
- Potenciales evocados auditivos muy tardíos: Audiológicamente no son de gran importancia.

En general las técnicas de exploración y estudio se centran primordialmente en los potenciales evocados auditivos tempranos. Estos, que un sujeto normal produce como respuesta al estímulo sonoro, se generan en forma automática, es decir, el sujeto no tiene que estar despierto, ni alerta o consciente para producirlas. En el análisis de esta etapa se identifican 5 ondas básicas y dos complementarias, las cuales se nombran por medio

de números romanos, con representación gráfica de las ondas positivas hacia arriba. Para el estudio de las ondas se definen ciertos parámetros:

- **Amplitud:** Se mide basándose en la parte superior de la altura del pico positivo hasta la depresión inferior del pico negativo. La medida se da en microvoltios. El rango de amplitud de las ondas observadas en el análisis de los PEA es aproximadamente de 0.1 a 1.0 microvoltios. Las amplitudes de las ondas individuales que conforman el PEA, no son tan importantes en la evaluación clínica debido a la variabilidad marcada entre sujetos.
- **Latencia absoluta:** Es tiempo transcurrido entre el estímulo y una onda cualquiera que forma parte de la respuesta eléctrica a ese estímulo. Se consideran cortas latencias las de menos de 10 ms, medianas latencias entre 10 y 60 ms, y largas latencias las de más de 60 ms. Las latencias absolutas proveen un fundamento clínico importante para la interpretación.
- **Latencia ínter onda:** Es el periodo de tiempo entre los puntos máximos de una onda y otra

Las primeras 5 ondas son las más constantes (I a V). Cada una tiene una latencia e intensidad propias; de su análisis se puede inferir el estado del oído y sus conexiones centrales. De tal forma que los potenciales evocados tempranos son los más importantes para el desarrollo de nuestro proyecto. Las ondas que lo forman son:

- **Onda I.** Surgen en el inicio del nervio acústico y es un reflejo del tiempo que transcurre entre la recepción del estímulo y su arribo al nervio auditivo. Es de amplitud reducida y con una latencia entre los 1.3 a 1.9 milisegundos.
- **Onda II.** Su latencia típica es de 2.5 ms, pero tolerable en el rango de los 2.3 hasta los 2.8 ms.
- **Onda III y IV:** reflejan la activación del complejo de núcleos cocleares y el complejo olivar superior. Las latencias de la onda III es de 3.3 hasta 3.9 milisegundos, en tanto para la onda IV son de 4.5 hasta 5.2 milisegundos.
- **Onda V:** es la onda más clara y la más constante del registro, por lo que es muy importante para fines diagnósticos. Su latencia corresponde a los 5.5 ms.

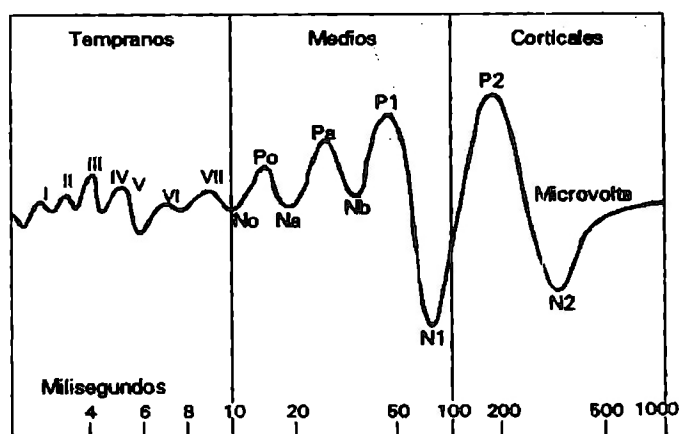


Figura 2.3 Gráfica de los Potenciales Evocados Auditivos Las diferentes etapas y ondas.

Existen para el hombre un nivel de audición normativa (ANn) [*Hearing Level Normal (HLn)*][4], que es la intensidad de la onda sonora (en dB) a la cuál una persona con un oído saludable debe de escuchar. Es aquí donde se marcan las latencias normales para los PEA. La siguiente tabla muestra las diferencias latencias normales para los PEA tempranos

Sujetos Normales	Onda I	Onda III	Onda V	Intervalo I-III	Intervalo III-V	Intervalo I-V
Hombres Adultos	1.65	3.79	5.82	2.14	2.02	4.16
Mujeres Adultas	1.62	3.74	5.58	2.12	1.86	3.97

Tabla 2.1 Latencias Normales de los PEA Tempranos en (ms)

2.4. Aplicaciones para los Potenciales Evocados Auditivos (PEA)

Las aplicaciones para los potenciales evocados auditivos son muy variadas y van en función del tipo de estímulo, lugar para colocar los sensores y etapa de la onda que se analice. Algunas aplicaciones que se encuentran son:

Detección de Hipoacusias. Además de detectar la sordera, los PEA permiten detectar en que parte de la vía auditiva se producen los problemas, incluso si el problema es por conducción.

- Lesiones del órgano de Corti.
- Detección de Neurinomas en el nervio acústico.
- Audiometrías: Aplicación de reciente aparición, útil en pacientes menores de edad y aquellos que no quieran colaborar.

2.5. PEA en la Audiometría

Como se vio en el punto anterior las aplicaciones de los PEA están en función de diversas variables; la audiometría no es la excepción, veremos como deben de ser interpretadas las ondas obtenidas, sus amplitudes y latencias, así como diversos factores a considerar para lograr la correlación con la audiometría.

2.5.1. Efectos de las características específicas de cada paciente

Existen una serie de factores que pueden alterar las amplitudes y latencias de las ondas que conforman el PEA:

- Temperatura. Todas las latencias absolutas e íter onda tienden a incrementarse en cuanto disminuye la temperatura basal del cuerpo (36°); en tanto un aumento en la temperatura 1° C puede producir una disminución en la latencia de la onda V de aproximadamente 0.2 ms.

- Sexo del sujeto: La latencia absoluta de todas las ondas, especialmente la onda V, son mayores en hombres que en mujeres, sin embargo ya existen tablas que muestran estas diferencias de tiempo. Estas diferencias de sexo no se aprecian en niños pequeños, pero si se observan desde la segunda década de la vida.
- Edad del sujeto: Las diferencias en las latencias de la sondas obtenidas en pruebas a adultos sólo se atribuye a la pérdida auditiva.

2.5.2. Efectos de la amplitud del estímulo en los PEA

Cuando se disminuye la intensidad del estímulo aplicado al paciente, las ondas de los PEA tempranos gradualmente desaparecen. Primero se pierden las ondas II, IV y VI, seguidas de las ondas III y I. La onda V es la última en desaparecer y puede registrarse en algunos sujetos hasta llegar a una intensidad de 10 dB arriba del nivel auditivo promedio en adultos normales. Con una disminución en la intensidad del estímulo, las latencias absolutas de todas las ondas aumenta en forma casi idéntica. La función latencia-intensidad se calcula con base en las latencias de la onda V que corresponden a cada intensidad de estímulo presentada. Normalmente la función latencia-intensidad se presenta como una gráfica, con la intensidad del estímulo en la abscisa, y la latencia de la onda V en la ordenada.

2.5.3. Efectos de la frecuencia del estímulo en los PEA

Se ha visto que la latencia absoluta de las ondas tiende a incrementarse cuando la frecuencia del estímulo aumenta; sin embargo en la onda V la variación es mínima, con un máximo de 0.5 ms, además de que la amplitud de ésta tiende a mantenerse aunque cambie la frecuencia. Por lo tanto en pruebas donde se varía la frecuencia se busca la onda V, lo que reduce considerablemente el tiempo necesario para efectuar el PEA.

2.5.4. Selección de la cantidad de Estímulos

Como se había mencionado la repetición del estímulo permite recuperar el PEA. La cantidad de veces que se repite el estímulo depende del nivel de ruido existente. A medida que aumenta la proporción de ruido con respecto al PEA que se desea medir, aumentará la cantidad de estímulos utilizados, ya que de esa forma el error originado en el ruido se va eliminando.

Para encontrar la cantidad de estímulos partimos de la relación señal a ruido (S/N) como el cociente entre el nivel de la señal y el nivel del ruido, ambos en micro voltios. Por ejemplo, en los PEA el nivel de la señal es de $10 \mu V$ y el del ruido llega a ser mayor a los $10 \mu V$, entonces la relación señal a ruido es:

$$\frac{S}{N} = \frac{10 \mu V}{10 \mu V} = 1 \quad (2.1)$$

Ahora supongamos que la relación señal a ruido antes de la realizar el promedio es S/N_1 y la relación señal a ruido que se desea obtener es S/N_2 . Entonces el número n de estímulos requerido es:

$$n = \left(\frac{S/N_2}{S/N_1} \right)^2 \quad (2.2)$$

Donde S/N_2 se obtiene por la mínima variación de la señal que tiene importancia para una interpretación confiable de los resultados. Cuando con el ejemplo, si el nivel de la señal es de $10 \mu V$, y existe una onda de $2 \mu V$ que nos interesa, el ruido deberá reducirse a menos de $1 \mu V$ para que la aparición o no de esa onda pueda ser resultado de una respuesta neuroeléctrica y no del ruido. Tomando una resolución de $0.5 \mu V$, el número de estímulos es:

$$n = \left(\frac{S/N_2}{S/N_1} \right)^2 = \left(\frac{10 \mu V / 0.5 \mu V}{1} \right)^2 = 200 \quad (2.3)$$

Es importante trabajar con los valores mínimos necesarios; sería deseable aplicar una cantidad de estímulos muy grande, pero existen limitaciones de orden práctico para ello. Primero cada estímulo requiere un tiempo que según el estudio a realizar puede variar entre 10 y 1000 ms, lo cual haría muy largo el examen. Se llega así a un balance entre precisión y practicidad. Es por eso que para discriminar un PEA del ruido se tomarán entre 200 y 300 estímulos, según los cálculos hechos y recomendaciones de varios autores y médicos.

2.5.5. Tipos de Estímulos.

El estímulo ideal debería permitir, entre otras cosas, determinar objetivamente el umbral de audición a las diversas frecuencias de la audiometría subjetiva tradicional. Esto es muy difícil de lograr en la práctica ya que los estímulos para potenciales evocados deben satisfacer dos requisitos que en la práctica se contraponen. En primer lugar deben ser de muy corta duración, ya que un estímulo prolongado tiende a producir un fenómeno de adaptación, que altera considerablemente el perfil del potencial evocado. En segundo lugar, los estímulos deberían poseer una gran especificidad tonal, lo cual implica que en su espectro de frecuencias la energía debería estar concentrada en una región muy angosta del espectro.

Estos dos parámetros se contraponen, ya que las señales de muy corta duración tienden a tener un espectro muy extendido, y las de espectro angosto requieren una duración considerable.

Para los estudios de potenciales evocados se utilizan normalmente tres tipos de estímulos: el clic, el *tone burst*, y el *logon*. El clic es una señal cuadrada idealmente de corta duración. Sin embargo, cuanto más corto sea el pulso más extenso será el espectro, es decir que la energía sonora se reparte en un rango más amplio de frecuencias. Así, un clic muy corto permite estimular toda la cóclea.

El *tone burst* consiste en un tono puro (senoidal) limitado a un pequeño número de ciclos. Tiene más especificidad tonal que el clic; sin embargo en su espectro, aun se puede ver energía en las frecuencias diferentes a la frecuencia central. Para evitar saltos bruscos derivados de la transición de la senoide al pasar por cero, se suele utilizar la técnica de *windowing* por la cual se reemplaza la modulación con un clic por la modulación con una onda en forma de trapecio, lo que asegura una transición más gradual.

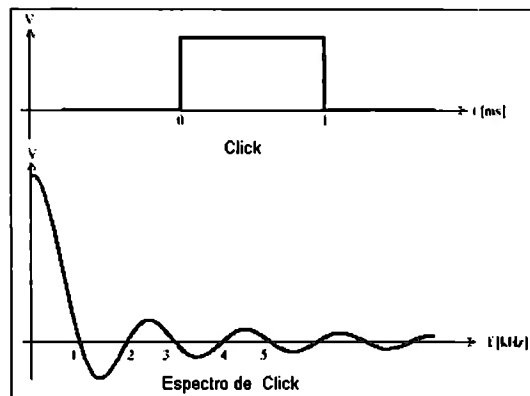


Figura 2.4. Forma del Click

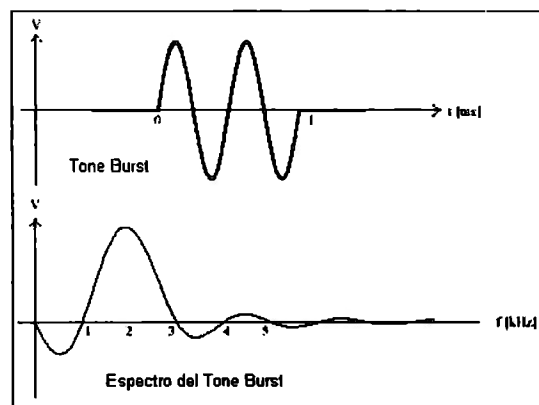


Figura 2.5. Forma de Tone Burst

El *logon* es un tono puro modulado por una campana de Gauss. Es una forma especial de *windowing*. Su espectro es también una campana de Gauss, que tiene la particularidad de que se reduce muy rápidamente fuera de su zona central, por lo cual la energía se concentra en dicha zona. Por esta razón se logra una buena especificidad tonal aún con un estímulo corto. Se utiliza por lograr un balance entre corta duración y especificidad tonal, por lo tanto es el más recomendado para el estudio de las respuestas a las frecuencias a través de los PEA.

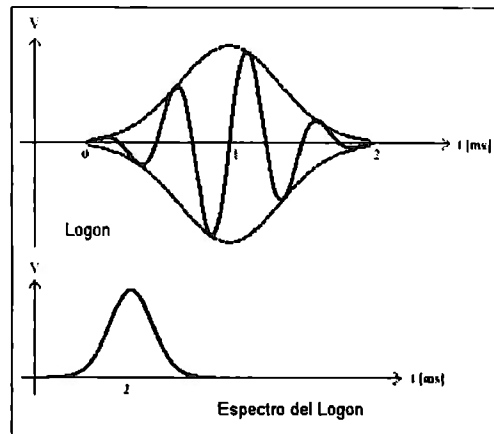


Figura 2.6. Forma de Logon

2.5.6. Elaboración del Audiograma. Respuesta Lenta negativa SN10

El examen de PEA nos puede indicar el umbral auditivo, que corresponde al mínimo estímulo auditivo con que aparece la onda V, lo cuál resulta fundamental para la realización de nuestro proyecto. En general, el déficit auditivo periférico tiene el mismo efecto que la disminución de la intensidad del estímulo.

La correlación con la audiometría no es absoluta, y en general el umbral determinado por los PEA es hasta 20 dB mayor que el determinado por audiometría. Un examen de Potenciales Evocados Auditivos que muestra ausencia de ondas no implica ausencia de audición, ya que con este examen no se estudian las frecuencias graves.

Los PEA han demostrado importantes ventajas en la evaluación audiológica de muchos pacientes, sin embargo tienen desventajas. Una de ellas que estímulo que actualmente se utiliza es clic que contiene amplias frecuencias y por lo tanto dan poca información a cerca de la sensibilidad auditiva a frecuencias específicas. Esta desventaja se puede superar utilizando la respuesta conocida con el nombre de respuesta lenta negativa SN10.

La respuesta SN10 en un potencial similar a los PEA, su diferencia radica que puede ser evocado a través de una ráfaga de tonos breves enfocada a ciertas frecuencias dadas. En las audiometrías tradicionales típicamente se presentan estímulos de chasquido de tono breve a frecuencias de 500, 1000, 2000, 3000, 4000 Hz. El umbral para cada frecuencia es obtenido en cada oído. La respuesta SN10 debe ser obtenida a diferentes niveles de intensidad y frecuencia. Otra diferencia importante es que cambia la latencia de la onda V, aparece en los primeros 8 a 11 ms después del estímulo (para chasquido a 4000 Hz), hasta un rango de 11 a 14 ms (para un chasquido de 500 Hz); conservando su estado de Potencial Evocado Auditivo Temprano. Con esto se cumple uno de los objetivos de las audiometrías; tener utilidad para la adaptación auxiliares auditivos, además de influir en la rehabilitación de pacientes a quienes no se puede aplicar el examen audiométrico convencional.

2.5.7. PEA en el diagnóstico de problemas auditivos.

Además de las consideraciones generales de latencia y amplitud absoluta de los Potenciales Evocados, existen parámetros que ayudan al médico a realizar el diagnóstico de alguna deficiencia auditiva. Entre estos podemos mencionar:

Relación entre las amplitudes de las ondas V y I. Esta relación es bastante útil en la interpretación clínica pues ha mostrado su utilidad para la identificación de anomalías de amplitud de los PEA Tempranos. En pacientes con funciones cocleares normales, la amplitud de la onda V (o IV) debe ser igual o mayor que la amplitud de la onda I, haciendo la relación típicamente mayor o igual a 1. En un estudio realizado en pacientes con patología retro coclear, alrededor de un 40 % de los sujetos mostraron una proporción de las amplitudes V/I que fue menor de 1.0. Típicamente, una proporción de amplitudes V/I inferior a 0.66 se toma como indicación de una anomalía. Cuando las ondas IV y V se muestran muy juntas, se toma la amplitud mayor de ellas como punto de referencia para la obtención de la relación. En los recién nacidos se considera que la onda I tiene la misma amplitud que la onda V o es de mayor amplitud [5].

Función latencia-intensidad. Esta función se calcula con base en las latencias de la onda V que corresponden a cada intensidad de estímulo presentada y usualmente se representa de manera gráfica. De esta manera, la función latencia-intensidad de la onda V puede ser utilizada para distinguir entre las lesiones conductivas, cocleares y retro cocleares. Cada una de estas condiciones muestra una función latencia-intensidad característica, que difiere al patrón normal. Cuando la intensidad del estímulo disminuye de 90 dB a 60 dB HLn [6], la latencia de todas las ondas tiende a aumentarse lentamente, mientras que en el rango de 60 a 25 dB HLn, la latencia cambia más rápidamente.

Diferencias en la latencia interaural. Una latencia similar de la onda V en ambos oídos, indica que la sensibilidad auditiva periférica es casi igual. En caso de existir una diferencia en el valor de la latencia de la onda V entre los oídos en exceso a 0.4 ms, probablemente existe una anomalía.

Los estudios demuestran que a ciertas patologías corresponden características bien identificadas en los Potenciales Evocados Auditivos Tempranos. En el caso de los pacientes con hipoacusia sensorineural, por ejemplo, los pacientes suelen mostrar una severa prolongación de la latencia de la onda I y en general de las demás ondas, en el caso de una hipoacusia profunda, la onda I puede estar incluso ausente[7].

Por otro lado, "en el caso de una pérdida coclear, ésta está caracterizada por que la latencia de la onda V está dentro de límites normales en altas intensidades, pero se prolonga rápidamente a intensidades más bajas, para quedarse fuera del rango normal, perdiéndose repentinamente a intensidades más bajas" [8]. Un déficit auditivo coclear en frecuencias altas está relacionado con una curva latencia-intensidad con un desplazamiento a la derecha de la región normal presentando también una pendiente mayor a la de los sujetos normales.

2.6. Protocolo para realizar la Audiometría por PEA

Los pacientes deben estar relajados para evitar la interferencia por descargas musculares durante el registro. Normalmente, los pacientes deben adoptar una postura reclinada con los ojos cerrados, y se recomienda que duerman.

El estímulo normalmente se presenta en forma monoaural, a través de la colocación de audífonos dentro de un ambiente preferentemente sonoamortiguado. Es importante notar que los tonos no solamente estimulan al oído estudiado sino que también viajan a través de la vía aérea y vía ósea al oído contralateral, llegando a una intensidad de aproximadamente 40 dB menos de lo que recibió el oído estudiado; por lo tanto se debe utilizar enmascaramiento del oído no estimulado con ruido blanco.

“En casos de hipoacusia conductiva severas (o una pérdida completa de la audición por problemas conductivos) el estímulo por vía ósea, puede ser empleado para obtener los PEA”[9].

Para poder medir la señal tan pequeña de los PEA (actividad eléctrica cerebral), primero hay que cerciorarse de que el contacto entre el electrodo y la piel sea el correcto. La piel debe de estar preparada, lo que significa que se limpian la grasa y las células muertas de la superficie cutánea para mejorar así el contacto. También se utiliza un gel o pasta conductora para lograr un mejor contacto.

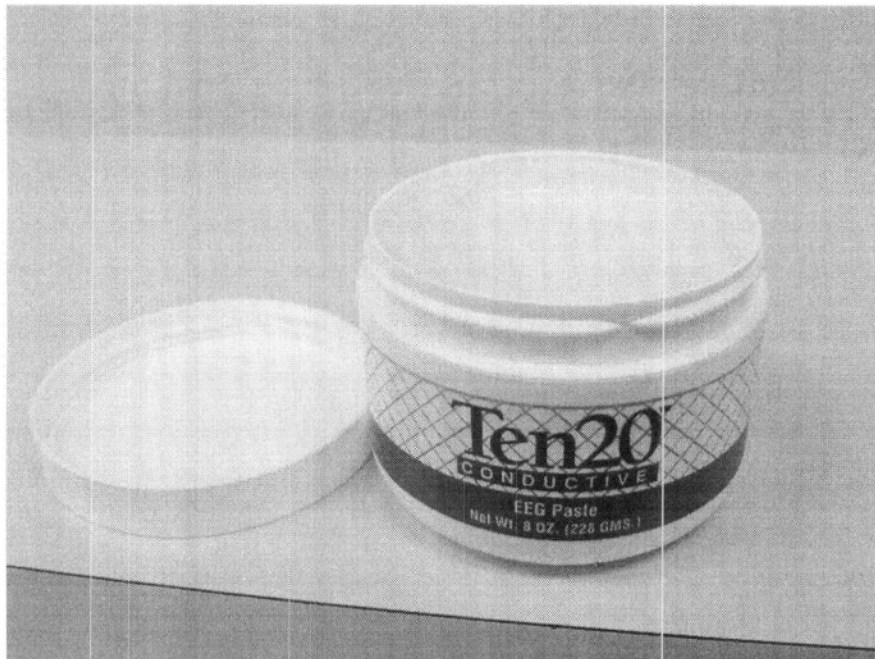


Figura 2.7. Gel conductor para la prueba de PEA

Una vez hechos todos los preparativos, hay entonces una manera de hacer una valoración del contacto, que consiste en medir la impedancia entre el electrodo y la piel. Para conseguir un buen resultado, la impedancia debe estar en el rango de los 5 k Ω hasta

los 10k Ω . La colocación de los electrodos se hace en función de una localización normalizada en el sistema internacional 10-20 que se muestra a continuación.

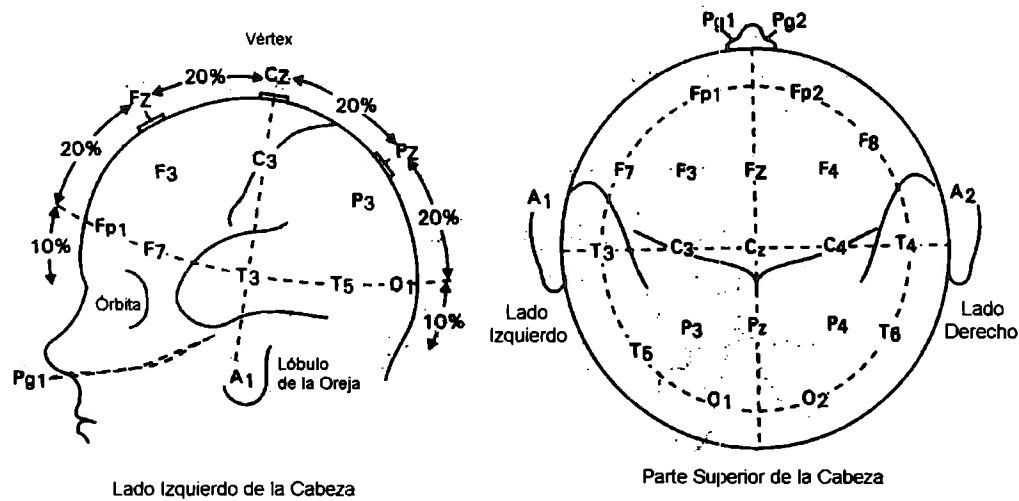


Figura 2.8. Sistema Internacional 10-20

Específicamente para el registro de los PEA, los electrodos deben colocarse en el vértex (Cz), y en el lóbulo del oído izquierdo (A1) o en lóbulo derecho (A2). De esta forma se pueden obtener los registros de 2 canales utilizando las derivaciones vértex ipsilateral (Cz-Ai) y vértex contralateral (Cz-Ac). El electrodo a tierra debe también estar incluido

En esta primera etapa del proyecto se mostrará en el osciloscopio el registro de la actividad cerebral, pero en la prueba completa de audiometría, la morfología de las ondas resultantes se debe mostrar en el pantalla y por lo menos se obtienen dos pruebas o registros por cada oído. Los registros se superponen para demostrar consistencia en la forma de los componentes. Las latencias entre onda y onda no deben variar en más de 0.1 ms entre ambas pruebas, y la morfología de las ondas debe superponerse adecuadamente. Las formas de las ondas más consistentes y claras se producen en sujetos bien relajados o dormidos. Esto se debe, a la eliminación de artefactos musculares (señales eléctricas musculares) y de movimientos. Debe suspenderse la prueba para la frecuencia que se este estudiando, cuando se presentan artefactos sucesivos.

3. Sistema Propuesto

3.1. Diseño General del Sistema

Después de realizar la investigación sobre la obtención y características de los PEA, se diseñó un sistema en el que la señal electroencefálica adquirida será acondicionada para poder ser trabajada en un Procesador Digital de Señales (DSP por sus siglas en inglés). Este va a ser el encargado de discriminar los PEA de todos los estímulos cerebrales no importantes para el estudio que son detectados por los sensores. Además el DSP llevará el control del tiempo de los estímulos que genere, para registrar a que estímulo corresponde la respuesta detectada.

La figura 3.1 muestra un diagrama general del sistema propuesto, contemplando la adquisición, el procesamiento y la presentación de resultados. Como puede verse, el sistema se divide en tres etapas: una etapa analógica de adquisición, una etapa digital de procesamiento de la señal y por último una etapa de presentación de resultados en una PC.

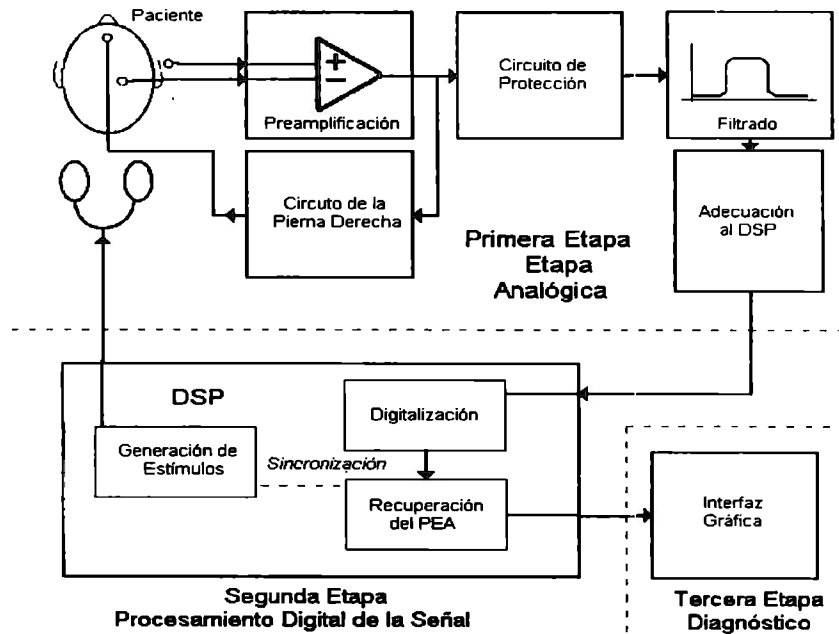


Figura 3.1. Diagrama de Bloques del Sistema Propuesto

La etapa analógica de adquisición fue desarrollada durante la primera etapa del proyecto. Posteriormente, se vio la necesidad de hacerle algunas modificaciones como la incorporación del Circuito de la Pierna Derecha.

La segunda comprende la implementación del algoritmo de recuperación de la señal, la generación de los estímulos y la sincronización de ambas actividades.

La tercera etapa es un software de presentación de datos en una PC, el cual permitirá al médico visualizar las características de la medición de los PEAs para realizar así el diagnóstico. A continuación se explican a detalle cada una de las etapas.

3.2. Etapa de Adquisición

3.2.1. Sensores

Una de las partes más importantes en la etapa de adquisición es la que incluye a los electrodos, los cuales serán colocados en distintos puntos de la cabeza para poder medir la respuesta cerebral a los estímulos auditivos. Los médicos especializados recomendaron utilizar electrodos hechos de plata o de oro los cuales poseen una gran conductividad logrando que la impedancia total sea menor y el ruido introducido sea el mínimo. Finalmente optamos por electrodos hechos de plata con baño de oro por ser más eficientes y no tan costosos.

Se estuvieron analizando los precios de las diferentes marcas de los sensores y los diferentes proveedores. Como resultado de este análisis se eligieron los electrodos marca GRASS, los cuales se pueden adquirir en versión de conector macho, tipo banana y en

conector hembra (SAFELEAD, una marca registrada de GRASS). Adquirimos el tipo hembra, ya que las recomendaciones médicas internacionales indican que los sensores no deben de tener ninguna parte metálica expuesta mas que la necesaria para adquirir la señal, para evitar que accidentalmente se conecte a la fuente de AC.

Adquirimos finalmente 4 electrodos marca GRASS para mediciones de electroencefalograma fabricados de plata y con recubrimiento de oro con cable y conector hembra. Tres necesarios para la realización del estudio en un canal y uno más de repuesto.

Como se vio en el protocolo especificado anteriormente, fue necesario adquirir una pasta conductora especial para EEG que reduce la impedancia entre el electrodo y la piel permitiendo una lectura óptima.

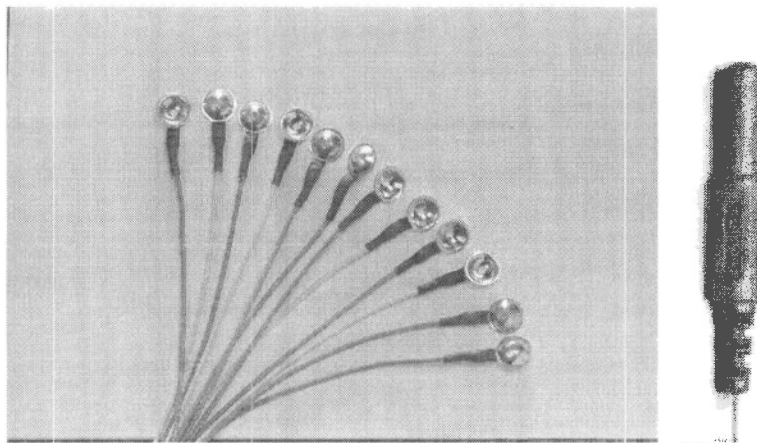


Figura 3.2. Electrodos y vista del conector SAFELEAD ®

3.2.2. Preamplificación

Cómo se mencionó en el Capítulo 2, los potenciales que esperamos obtener tienen una amplitud del orden de micro voltios, por lo tanto, la señal obtenida debe ser amplificada para poder ser manipulada y posteriormente introducida a un Procesador Digital del Señales para ser analizada. Al tener una amplitud tan pequeña, la amplificación debe hacerse lo más "limpiamente" posible, ya que al amplificar el potencial podemos amplificar también algún ruido que se haya introducido a nuestro sistema.

Además, se requiere un amplificador que registre la diferencia de potencial entre los electrodos y tenga una alta impedancia de entrada, así como un gran rechazo a modo común. La elección natural es un amplificador de instrumentación, el cual tiene como características una gran ganancia, un excelente rechazo a modo común y una muy alta impedancia de entrada.

Con el propósito de introducir el menor ruido a nuestro sistema, optamos por utilizar un amplificador de instrumentación en un solo circuito integrado, ya que al armarlo con amplificadores operacionales en encapsulados separados, aumentábamos las posibilidades de introducir ruido al sistema.

Después de hacer una búsqueda entre varios fabricantes y modelos, nos decidimos finalmente por dos circuitos integrados: el INA114 y el INA126 (o su versión con dos amplificadores, el 2126), ambos de Texas Instruments. Los parámetros en los cuáles basamos nuestra elección fueron la ganancia máxima que podían ofrecer, el rechazo a modo común (CMRR) el ruido y su respuesta en frecuencia.

TABLA DE CARACTERÍSTICAS DE LOS COMPONENTES ELEGIDOS			
MODELO	GANANCIA (V/V)	CMRR(Db)	Ruido a 1kHz (nV/rt(Hz))
INA114	1 a 10000	110	11
INA2126	5 a 10000	83	35
INA126	5 a 10000	83	35

Tabla 3.1. Características componentes evaluados.

Una vez elegidos los componentes, solicitamos su envío. Cuando los tuvimos en nuestras manos, nos dimos a la tarea de diseñar el amplificador.

Elegimos trabajar con el INA114 debido a que presenta una respuesta más plana en las frecuencias en que vamos a trabajar. Internamente cuenta con una configuración tradicional de tres amplificadores operacionales, y con terminales destinadas a la entrada de las señales a restar (V_{IN+} y V_{IN-}) y una referencia; así como pines para la colocación de la resistencia R_G que determinará la ganancia de acuerdo a la relación:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (3.1)$$

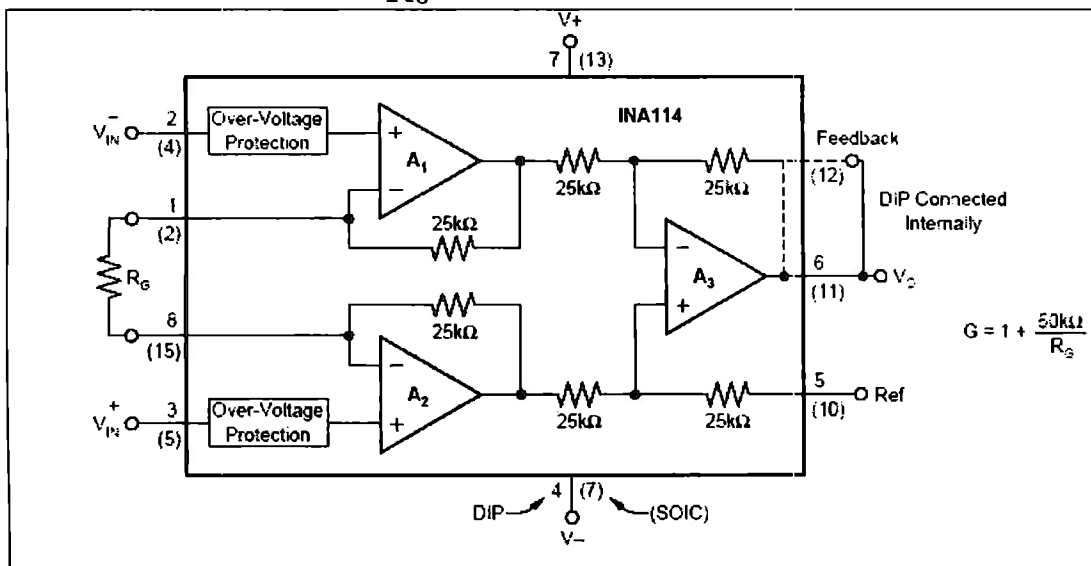


Figura 3.3. Esquema Amplificador de instrumentación INA114AP

La primera prueba conjunta que hicimos con el amplificador y los sensores fue la obtención de un Electrocardiograma. Definimos una ganancia de 100 y colocamos un

electrodo en la parte anterior de la muñeca derecha, el otro en la parte anterior de la muñeca izquierda y la referencia la tomamos de la pantorrilla derecha. Cabe hacer notar que en esta prueba utilizamos la pasta conductiva.

Esta primera prueba fue satisfactoria, pues obtuvimos en el osciloscopio la siguiente respuesta:

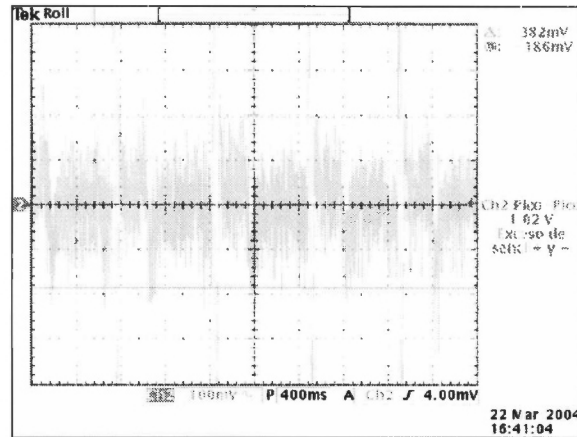


Figura 3.4. ECG sin filtrar

Puede apreciarse una respuesta periódica con una frecuencia aproximada de 1Hz, lo que nos garantiza que es el pulso lo que estamos midiendo. Puede apreciarse también que la señal obtenida es muy ruidosa. Para solucionar esto se diseñó un sencillo filtro pasa-bajas con frecuencia de corte cercana a los 20Hz. El resultado de pasar nuestra señal por ese filtro fue:

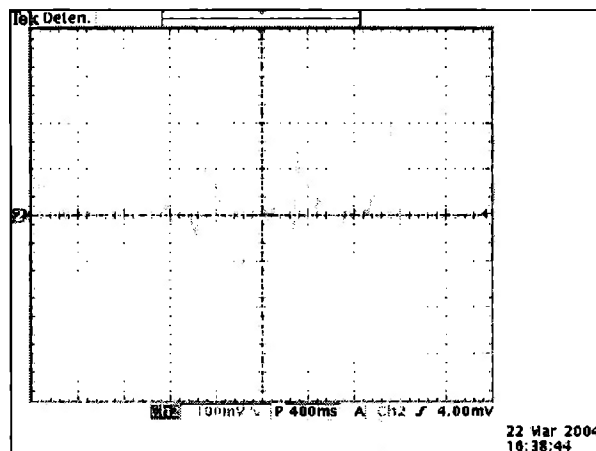


Figura 3.5. ECG filtrado.

Con esta prueba comprobamos que nuestro amplificador trabajaba correctamente y que nuestros sensores eran, de igual manera, completamente funcionales.

Los artículos consultados proponen una amplificar aproximadamente 400 000 veces la señal adquirida, considerando que los PEA tienen una amplitud máxima de 10 o 12 V, se

comprende que amplificando 400 000 veces la señal, obtendremos una señal de máximo 4.8V. Sin embargo, el DSP que utilizaremos, en su entrada analógica, soporta un máximo de 1V pico, por lo tanto tanta debemos considerar una amplificación menor para evitar saturarlo. Por otro lado, la actividad cerebral normal que acompaña al PEA se registra con amplitudes de algunos milivoltios, lo cual también limita el nivel de amplificación pues esta actividad podría saturar la entrada del DSP, haciendo imposible el procesamiento que éste realiza. Tomando en cuenta estas consideraciones, proponemos una ganancia total de mínima de 251 ajustable hasta 2500.

Analizando las hojas de especificaciones del INA114, vemos que su respuesta es plana hasta casi los 1000Hz con una amplificación de 1000. Al realizar pruebas amplificando señales sinusoidales obtenidas de un generador de señales, observamos que la amplificación varía con la frecuencia ante una misma R_G . Por esto, decidimos hacer la amplificación en dos etapas, la primera, directamente en la lectura de los electrodos (preamplificación) y la segunda amplificando la señal obtenida del preamplificador.

Para evitar ruido y por sus demás características decidimos implementar ambas etapas (preamplificación y acondicionamiento) con el INA114, la primera con $R_G=200$, y la segunda con $R_G=variable$. Esto, sustituyéndolo en la fórmula antes mencionada para la ganancia:

$$G_1 = 1 + \frac{50k\Omega}{200} = 251 \quad (3.2)$$

Se muestra a continuación el esquemático utilizado en el programa PSPICE y los resultados de la simulación.

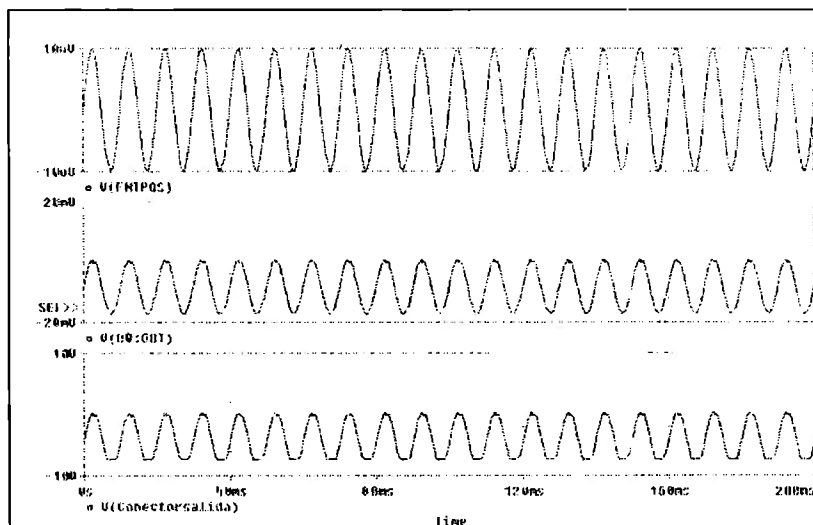


Figura 3.7. Respuesta en el tiempo de sistema de amplificación, sin conectar a los filtros

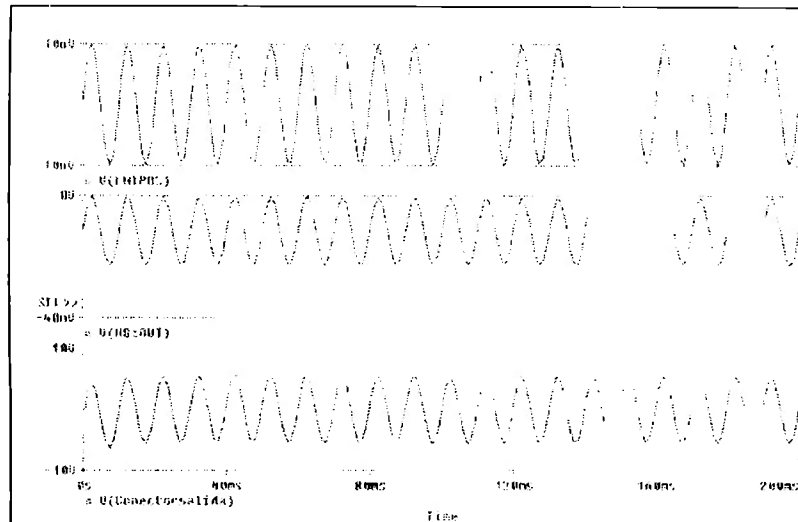


Figura 3.8. Respuesta en el Tiempo del Sistema de Amplificación con filtro pasabandas

En el primer prototipo, la entrada diferencial del preamplificador estaba directamente conectada a los sensores y la referencia será conectada a la tierra de la fuente de alimentación, sin embargo esta configuración era muy susceptible al ruido, principalmente al inducido por la línea de alimentación de AC del laboratorio; esto nos daba en nuestro sistema una componente de 60Hz no deseada que era igualmente amplificada, con lo cual perdíamos la señal de interés.

En el segundo semestre se introdujo a la etapa de adquisición un sistema de reducción de ruido.

3.2.3. Eliminación de ruido

Uno de los principales inconvenientes de trabajar con señales tan pequeñas como los Potenciales Evocados Auditivos, es que en ocasiones los niveles de los voltajes de "ruido" inducidos en el circuito son parecidos o mayores a los de la señal de interés, por lo que la relación señal a ruido es muy pobre. Esta relación puede ser empeorada al amplificar la señal, pues se amplificarán de igual manera la señal y las componentes de ruido.

En nuestro sistema en particular, no solamente el circuito puede sufrir interferencias, sino que en cada uno de los cables de los sensores puede inducirse ruido, el cual será distinto dependiendo de la ubicación de cada uno de los sensores. Esto hace que el ruido no sea exactamente igual en cada entrada del amplificador diferencial, impidiendo que el rechazo a modo común lo elimine completamente.

Para mejorar el desempeño del amplificador diferencial, se añadió al diseño de la etapa de adquisición un circuito conocido como Circuito de la Pierna Derecha (Right Leg Drive).

El Circuito de la Pierna Derecha, o también conocido como circuito de tercer electrodo, comenzó a utilizarse en aplicaciones de electrocardiografía con el fin de hacerlas más

estables. En éstas, el tercer electrodo, se colocaba en la pierna derecha del paciente tomándola como referencia. De esta aplicación, obtuvo el nombre con el que hasta la fecha se le conoce.

Este circuito ayuda a reducir el voltaje que proporciona el paciente con respecto al común, este voltaje es considerado también una interferencia, por lo tanto es deseable eliminarlo, pues a pesar de que idealmente es eliminado por el rechazo a modo común del amplificador de instrumentación, un acoplamiento deficiente de los electrodos, puede traducirse en impedancias muy distintas y por lo tanto el voltaje común del paciente puede percibirse como un voltaje diferencial en el amplificador.

Otra medida que fue tomada para reducir las corrientes de interferencia inducidas en los cables de los electrodos fue adicionarles un segundo blindaje.

A pesar de que los electrodos que adquirimos cuentan con un blindaje de fábrica, observamos que aún con este resultaban sensibles a interferencias externas. En particular observamos como la señal de 60Hz se hacía mas notoria si acercábamos alguno de los cables a la línea de alimentación. Por esto se les blindó nuevamente, para reducir los efectos de interferencia, y para tener acceso a la malla de los blindajes y hacerla así, un blindaje "común" pudiendo así hacer que todos los cables de los electrodos estuvieran rodeados del mismo ruido, haciéndolo así común para eliminarlo con el amplificador de instrumentación.

El blindaje se realizó colocando una malla cubriendo toda la longitud de los cables y colocando después un recubrimiento plástico en los mismos. En la figura 3.9 podemos ver los electrodos con el blindaje.

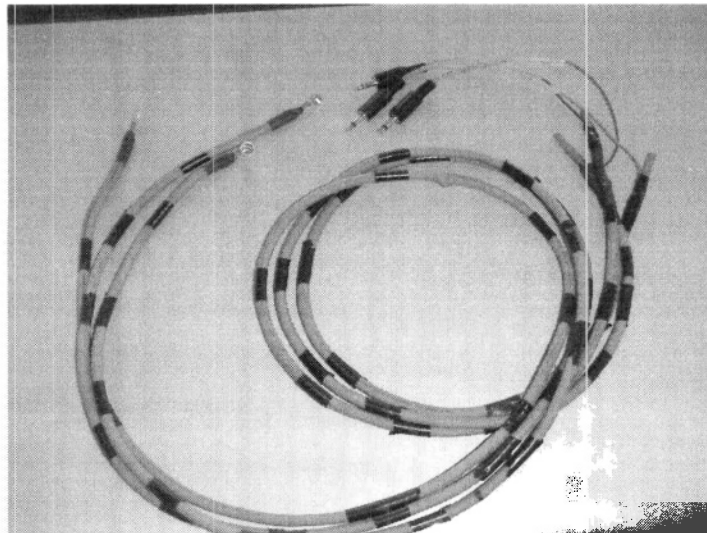


Figura 3.9. Electrodo con su blindaje

En la figura 3.10 podemos ver el conector que está unido a blindaje de los electrodos y nos permite tener control sobre éste.

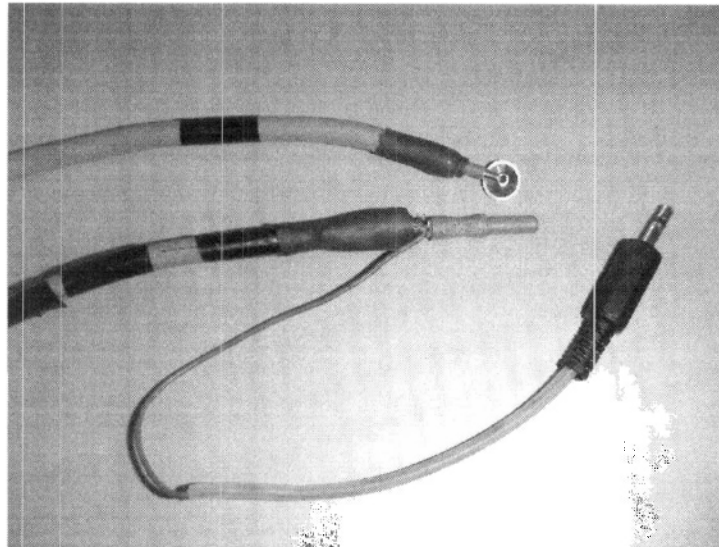


Figura 3.10. Conector de entrada y del blindaje de los electrodos.

A continuación mostramos el diseño del circuito de la pierna derecha que se utilizó para el proyecto, el cual es una adaptación de un circuito propuesto por TI publicado en la hoja de especificaciones del INA114:

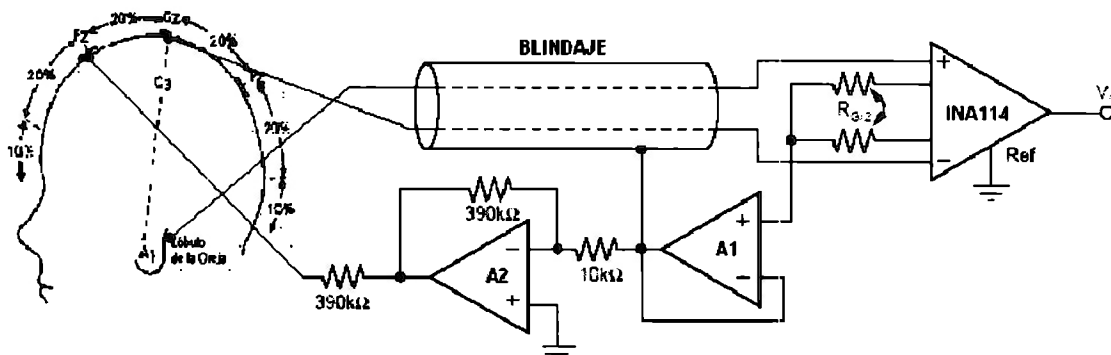


Figura 3.11. Diagrama de Conexión del Circuito de la Pierna Derecha

Como se puede observar, la entrada al circuito de la pierna derecha viene de una modificación hecha a la configuración típica del INA114. La resistencia R_G que, como sabemos, determina la ganancia que dará el amplificador, se sustituye con un arreglo en serie de dos resistencias iguales a $\frac{1}{2} R_G$, lo cual no alterará la ganancia del circuito, pero nos permitirá obtener el promedio de las entradas diferenciales, es decir, el voltaje común.

Posteriormente, la señal pasa por un op-amp configurado como seguidor de voltaje (A1), el cual se coloca para garantizar que ninguna corriente de retroalimentación afecte el circuito y para hacer un acoplamiento de impedancias. La salida de este seguidor (el voltaje común), se conecta a los blindajes de los electrodos.

Por último, la señal es invertida y amplificada por un segundo op-amp (A2) y conectada al electrodo de referencia en el cuerpo del paciente, con lo cual se logra una relación conocida entre la tierra del paciente y la tierra del sistema, eliminando así casi en su totalidad el voltaje común.

La última resistencia se coloca para mantener las condiciones de seguridad y limitar la corriente que se le aplica al paciente para que ésta no rebase los 10mA. Este límite se encuentra establecido en las recomendaciones UL544, IEC 60601 y VDE 0884 para instrumentación médica.

El circuito propuesto es entonces una red de retroalimentación del voltaje común hacia el paciente, lo cual reduce activamente el mismo.

En la implementación de este circuito, se utilizaron dos amplificadores operacionales LF411. También se hizo necesario añadir conectores para los blindajes de cada uno de los electrodos para poder unirlos y conectarlos a la salida de A1. Esto se hizo con conectores de audio de 3.5mm los cuales se conectan a jacks del mismo tipo en la tarjeta del circuito impreso.

3.2.4. Filtrado

Como se mencionaba anteriormente, los Potenciales Evocados Auditivos son un tipo de los muchos de estímulos eléctricos que conforman la actividad normal del cerebro, por lo tanto es necesario hacer una discriminación de la señal obtenida con el fin de filtrar la actividad no relevante para el estudio y dejar únicamente la respuesta al estímulo auditivo.

La primera parte de esa discriminación será frecuencial mediante la utilización de un filtro paso bandas el cual únicamente permitirá el paso a las frecuencias en las que se encuentra el contenido espectral de la señal de interés.

Los artículos relacionados con la obtención de los PEA indican que la mayor parte del espectro de la energía de estos potenciales se encuentra alrededor de los 100Hz, por lo que proponen un filtrado que permita el paso a la banda comprendida entre los 50 y los 1000Hz.

El grado de los filtros varía en los diferentes sistemas comerciales existentes. A mayor orden del filtro se tiene un mejor efecto en la adquisición de la señal, no obstante, esto podría distorsionar la onda obtenida y aumentar la complejidad del sistema físico. Por ello, determinamos que en el sistema se utilizarían filtros de cuarto orden, ya que sus pendientes en la banda de transición es de 40dB por década, esto se comprobó al simularlos, donde se encontró que tienen una buena respuesta para rechazar frecuencias sin ser físicamente robustos o complejos. La aproximación utilizada en los filtros fue de tipo Butterworth ya que la respuesta en la banda de paso que se requiere debe ser plana.

El filtro pasa-bandas, se logra al colocar en serie un filtro pasa-bajas y un filtro pasa-altas, los cuales se describen a continuación.

El filtro pasa-bajas empleado tiene una frecuencia de corte de 1kHz ya que, como se mencionó, se tiene determinado que la señal esperada presenta poca información después en esta frecuencias y de ser mayor la frecuencia de corte, sólo agregaría más ruido eléctrico a la señal. La Topología que se utilizó para armar el filtro fue la de retroalimentación múltiple, debido a que en el simulador se observó que el filtro tenía una mejor respuesta que el circuito diseñado con Topología Sallen-key en esta etapa de filtrado.

El filtro pasa-altas cuenta con una frecuencia de corte de 30Hz. Ésta es elegida porque se ha comprobado que en esta frecuencia no existe información necesaria para el estudio y se tiene una mejor relación señal a ruido para la onda V[10]. En este caso, la Topología que se utilizó fue Sallen-key por las mismas razones que se utilizaron para el filtro pasa-bajas.

La importancia del filtro pasa-altas radica también en su utilidad para recuperar la señal de línea de base, esto es importante, porque al unir la referencia obtenida del cuerpo con la tierra de la fuente de alimentación, el amplificador de instrumentación hace la comparación sobre cierto nivel de DC que finalmente se ve también amplificado. Con la recuperación de la señal de línea de base (filtrado de frecuencias bajas, incluida la DC) nos evitamos problemas en las segunda etapa de amplificación.

Una vez teniendo los dos filtros, se prosiguió a colocarlos en serie para obtener el filtro pasa-bandas:

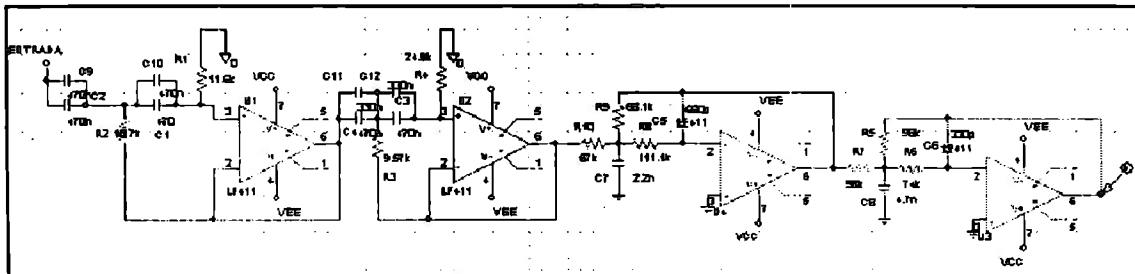


Figura 3.12. Diagrama del Sistema Pasa-bandas

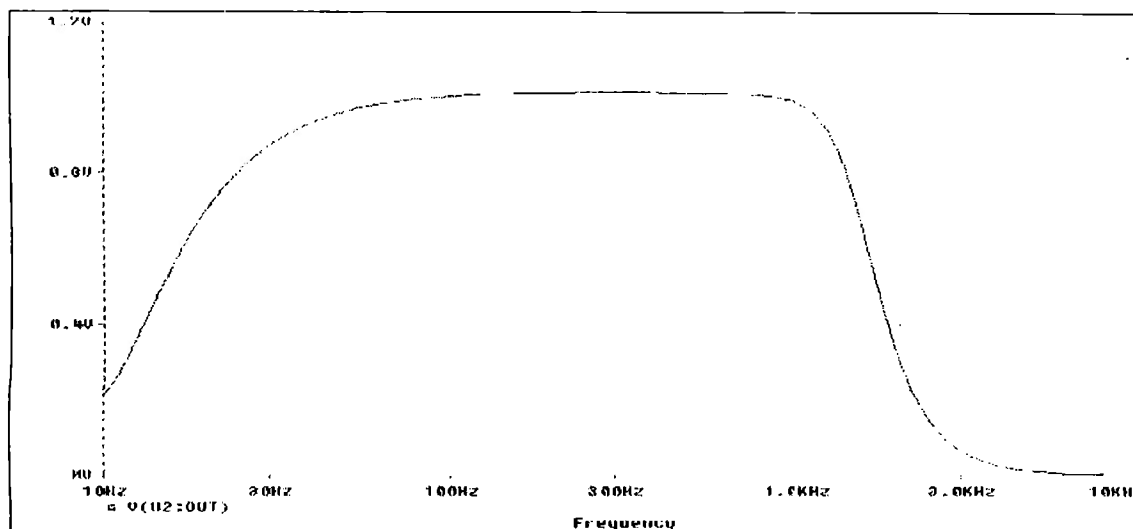


Figura 3.13. Análisis en AC en el simulador

En la figura anterior observamos la respuesta en frecuencia del filtro pasa-bandas, como se puede observar corta eficientemente en las frecuencias altas y bajas, sin alterar el espectro útil para análisis audiológico. Para garantizar su óptimo funcionamiento, los filtros fueron construidos utilizando resistencias de precisión.

3.2.5. Acondicionamiento

Posterior a la preamplificación y filtrado de la señal eléctrica adquirida, sigue una etapa de acondicionamiento, la cual dejará la señal lista para ser introducida a la entrada analógica del convertidor A/D del DSP.

Esta etapa, consiste simplemente en una amplificación final de la señal, cuidando mantenerla dentro del rango máximo de operación del convertidor, es decir 1Vpp. Esta amplificación se implementó utilizando un INA114, para obtener rechazo de interferencias. Se introdujo la salida de la etapa del filtrado a la entrada positiva del diferencial, mientras que la negativa y la referencia se conectaron a tierra.

Por último, colocamos un amplificador operacional como seguidor de voltaje para un acoplamiento de impedancias y para proteger tanto al DSP como al paciente de una corriente de regreso.

3.2.6. Circuito de protección

Todo dispositivo electrónico que sea utilizado en medicina debe tener como prioridad la seguridad del paciente, procurando no someterlo a situaciones riesgosas de temperatura, radiación o corrientes eléctricas.

El caso de nuestro sistema de adquisición no es la excepción, y es pertinente prevenir algún desperfecto en la fuente de alimentación que pudiera conllevar alguna corriente muy elevada que pudiera dañar al paciente.

Cuando una corriente eléctrica fluye a través del cuerpo humano pueden ocurrir básicamente tres tipos de fenómenos:

- Estimulación eléctrica en tejidos altamente excitables (nervios y músculos)
- Calentamiento resistivo de los tejidos
- Quemaduras electroquímicas y daño de los tejidos por la corriente directa y altos voltajes.
- El nivel de afectación esta directamente relacionado con la magnitud de la corriente y su frecuencia. Pueden ocurrir, por ejemplo contracciones involuntarias de los músculos respiratorios provocando asfixia si la corriente no es interrumpida (fenómeno observado con corrientes entre los 18 y 22mA). También es posible que ocurra una fibrilación si una corriente que pasa por el pecho excita suficientemente sólo una parte del corazón (corriente entre los 75 y 400mA). Las quemaduras provocadas por calentamiento resistivo de los tejidos se presentan al exponerse a corrientes de más de 10A.

Nosotros descartamos la probabilidad de cualquier corriente dañina al paciente pues alimentamos todo el circuito con baterías, y cualquier corriente de regreso dañina por parte de la alimentación del DSP es eliminada por el último op-amp de la etapa de acondicionamiento.

Sin embargo, para un sistema comercial, es necesario implementar un aislamiento entre el circuito que se conecta directamente al paciente (que puede ser alimentado con baterías) y las demás etapas (usualmente alimentadas por una fuente de DC).

Para el diseño de esta etapa de aislamiento pueden utilizarse amplificadores de aislamiento, los cuales son dispositivos que rompen con la continuidad óhmica de las señales eléctricas entre la entrada y la salida del amplificador. Este aislamiento incluye diferentes fuentes de voltajes y diferentes tierras en cada uno de los lados de la barrera de aislamiento.

Los amplificadores de aislamiento puede trabajar mediante:

- aislamiento por transformador
- aislamiento óptico
- aislamiento capacitivo

A pesar de su costo, proponemos el aislamiento óptico, ya que se adapta a las características de nuestra señal.

La siguiente imagen ilustra el funcionamiento de un amplificador comercial de este tipo, el ISO130 de Burr Brown.

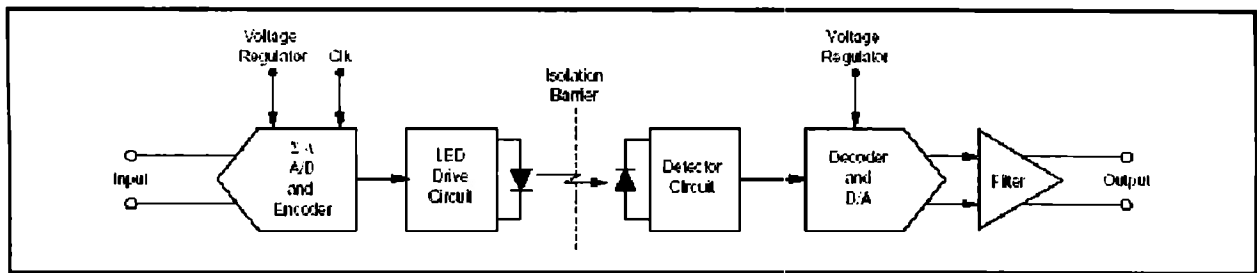


Figura 3.14. Esquema del ISO 130

Otra opción que se puede encontrar comercialmente es el ISO100, el cual tiene un precio en el mercado de alrededor de 100USD. Este integrado funciona en un ancho de banda de 60kHz y realiza el acoplamiento mediante un LED láser y dos fotodiodos.

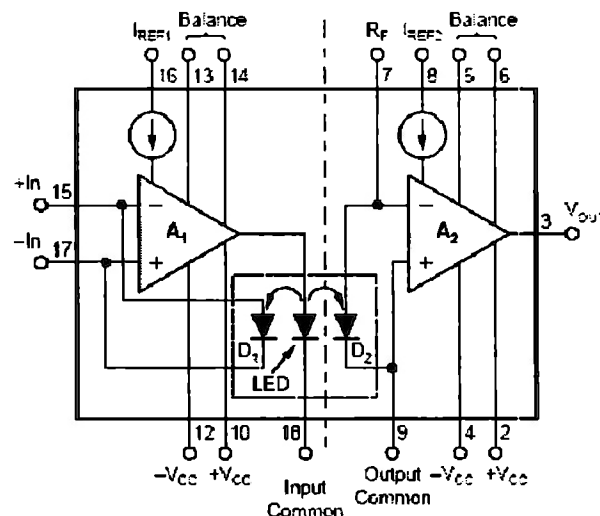


Figura 3.15. ISO 130

3.3. Procesamiento Digital de la Señal

El DSP utilizado para el procesamiento es el C5416 de Texas Instruments en su kit de desarrollo TMS320VC5416, el cual incluye puertos serial y USB, entradas y salidas analógicas y un codificador decodificador PCM. Está pensado principalmente para aplicaciones de procesamiento de audio, pero sirve para nuestros propósitos.

EL Codec es toda una etapa de adquisición (filtros, moduladores, demoduladores, muestreadores, codificadores) de señales eléctricas para DSP. Es un dispositivo lógico programable a través de registros de que se incluyen en el DSP.

La programación del DSP se hará mediante el software CodeComposer, desarrollado por TI, el cual cuenta con una herramienta llamada DSP/Bios, la cual permite trabajar con un kernel multitarea para sincronizar varias aplicaciones.

El Procesador digital de señales está encargado de dos de las etapas más importantes del sistema: la generación de los estímulos y la recuperación del PEA, además de la digitalización de la señal proveniente del sistema analógico de adquisición. A continuación mostramos cómo se implementaron estos procesos, así como sus justificaciones teóricas.

3.3.1. Digitalización de la señal de EEG

El primer paso para realizar el procesamiento de la señal, es digitalizarla. Este proceso es bastante sencillo en el DSP, simplemente se introduce la señal analógica mediante la entrada Line In del kit de desarrollo y en el software se configura el codec PCM y se declara la librería que maneja dicho codec.

El proceso de inicialización incluye habilitar canales de salida y entrada, definir atenuaciones para el DAC, así como establecer el formato en que van a ser manejados los datos.

El tamaño de la palabra de una muestra adquirida también puede ser especificado, existen dos valores posibles: 32 bits de números signados y 16 bits también para valores signados. Estos mismos tamaños de palabra también se aplican para valores que quieran sacados del DSP a través de los puertos de salida de CODEC. La forma de especificar que longitud de palabra se va a utilizar es llamando a funciones designadas para leer o escribir en 16 o 32 bits. En nuestro caso, elegimos trabajar con palabras de 16 bits.

Otro paso importante es establecer la frecuencia de muestreo del reloj del codec, los valores posible para este son 6000, 8000, 12000, 24000, y 48000 Hz. Como podemos ver la frecuencia de muestreo con la cual va a ser adquirida la señal no es una limitante para nuestro proyecto.

Como desde la etapa analógica, se limitó el ancho de banda a los 1000kHz, según el teorema de muestreo, sería suficiente una frecuencia de muestreo de 2000kHz para recuperar satisfactoriamente la señal. Sin embargo, ya que elegir una mayor frecuencia de muestreo no representa gran problema, decidimos trabajar con 48000Hz con el fin de tener la mayor cantidad de puntos posibles para graficar la señal recuperada.

Las pruebas de adquisición las hicimos introduciendo al DSP señales conocidas obtenidas de un generador de funciones. A continuación mostramos el resultado de muestrear y almacenar una señal triangular. La gráfica la obtuvimos mediante el CodeComposer, el cual permite graficar el contenido de los registros.

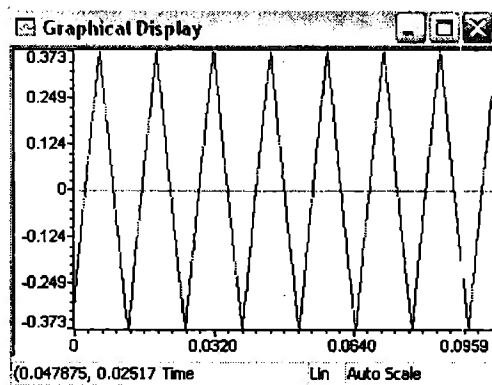


Figura 3.16. Muestreo de señales con elDSP

3.3.2. Algoritmos de recuperación del PEA

Como se ha mencionado durante el trabajo una limitante del proyecto es que las señales que se pretenden obtener (PEA) son de muy bajo nivel y están expuestas a la interferencia de ruido de diversos orígenes; ya que a la respuesta neuroeléctrica del oído se superponen los potenciales electroencefalográficos y electrocardiográficos, los potenciales generados por la actividad muscular (miopotenciales), y otros potenciales generados por campos externos. Estos ruidos suelen ser mayores en amplitud que la propia señal de interés.

Podemos entonces caracterizar la señal obtenida del sistema analógica como:

$$s(t) = x_{PEA}(t) + b_{EEG}(t) \quad (3.3)$$

Donde :

$s(t)$ = señal total medida

$x_{PEA}(t)$ = Potencial Evocado Auditivo

$b_{EEG}(t)$ = Actividad normal del cerebro, actividad de miopotenciales y otros potenciales no relacionados con el estudio.

Llamaremos ruido a b_{EEG} . Debido a que cada vez que se obtiene la respuesta al estudio, las condiciones cambian, además que es afectado por perturbaciones aleatorias, podemos considerarlo un proceso aleatorio no correlacionado con los estímulos.

Esto da origen a que el resultado de cada realización sea distinto del anterior e incluso puede que no representen la respuesta que se obtendría sin perturbaciones. Se conoce como realización a cada vez que se presenta el estímulo y se registra la respuesta.

Consideraremos entonces que las muestras de este ruido no están relacionadas con las muestras anteriores y es imposible saber su valor futuro, definiendo así proceso estocástico, que consideraremos de media cero al tomar suficientes muestras (se tomarán 3000).

Podemos entonces decir, que al hacer varias realizaciones y promediar las respuestas, es posible recuperar la respuesta auditiva a un estímulo, ya que ésta será muy similar (podemos considerarla casi constante) en cada una de ellas.

Entonces, haciendo el promedio de M muestras tendremos:

$$x_{PEA}[n] = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^M x[n] \quad (3.4)$$

Para entender la forma en que pretendemos discriminar la señal deseada veamos un *ejemplo*. Supongamos que nos interesa obtener la respuesta durante los 10 ms siguientes al comienzo del estímulo (por ejemplo para el estudio de la respuesta SN10), y que manejamos una precisión de 0.1 ms. Esto significa que para cada repetición del estímulo tomamos 101 muestras de dicho potencial. Así, si decidimos efectuar 100 repeticiones del estímulo a intervalos de tiempo similares, tendremos un total de 10.100 muestras. Entonces se calcula el promedio de los 100 valores correspondientes al instante 0, luego se calcula el promedio de los 100 valores correspondientes al instante 0.1 ms, luego el promedio de los 100 que corresponden a 0.2 ms, etc.

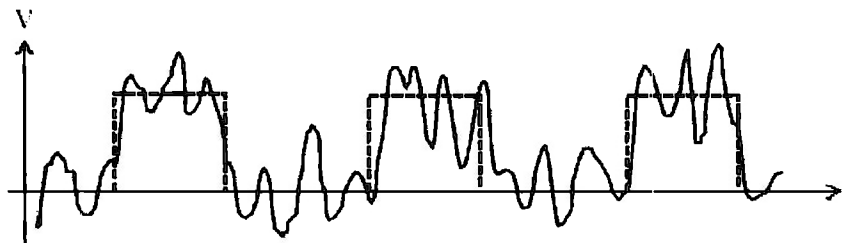


Figura 3.17. Respuesta Evocada a estímulos periódicos.

El resultado de esos promedios es una buena estimación del verdadero potencial evocado en los respectivos instantes de tiempo.

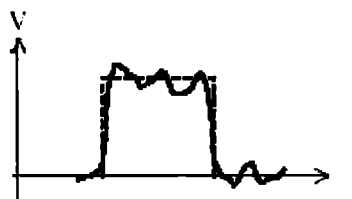


Figura 3.18. Señal Promediada Recuperada

Realizamos la simulación de este algoritmo en MATLAB para comprobar que funcionara correctamente. Para ello definimos una función seno de 100 muestras, la cual representará la respuesta al estímulo y que consideraremos constante para cada una de las realizaciones. Posteriormente generamos 200 realizaciones de ruido blanco gaussiano de media cero de 100 muestras cada una. Esto simulará la actividad eléctrica del cerebro no relacionada con la prueba, que en cada realización es diferente. Cabe mencionar que la amplitud máxima del ruido es 10 veces mayor a la amplitud de la señal senoidal.

Se realizó la suma de la función seno con cada una de las 200 señales de ruido, dándonos como resultado 200 señales de ruido + señal deseada. Cabe mencionar que al ser tan distintas las amplitudes, la señal senoidal se pierde al ser sumada con el ruido.

Por último, se realizó la sumatoria punto por punto de todas las señales ruidosas y posteriormente se dividió entre 1000 para obtener así la recuperación de la señal.

En la siguiente imagen se ilustra el proceso descrito anteriormente.

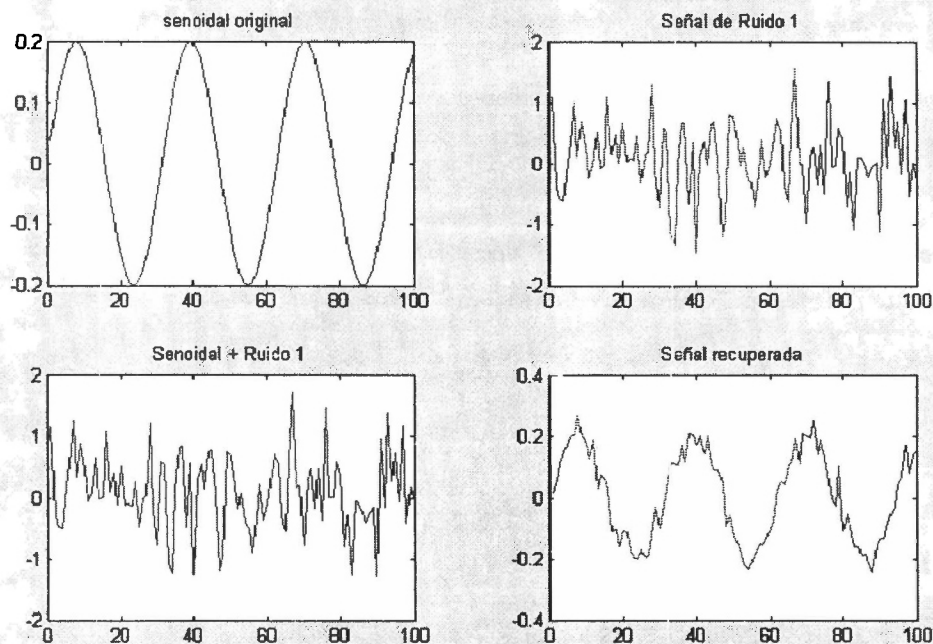


Figura 3.19. Demostración del ARMP

Podemos ver que nuestro Algoritmo de Recuperación Mediante Promedios, que en adelante llamaremos ARMP por simplicidad, funciona de manera aceptable. En la cuarta imagen apreciamos que las características de amplitud y frecuencia de la señal original se conservan.

Esta simulación se realizó con únicamente con 200 realizaciones, sin embargo el sistema de PEA corre el algoritmo utilizando 3000 realizaciones de 50ms cada una. Es decir, obtendremos la respuesta promedio en los 50ms posteriores a la estimulación.

La adquisición se realiza mediante un ciclo *for* que se repite 2400 veces, y en cada repetición se toma una muestra. Las muestras son almacenadas en un arreglo de registros. Existe un arreglo acumulador, el cual se inicializa con un valor de cero. El nuevo valor de cada registro será entonces el valor anterior más la muestra correspondiente a la realización que se lleva a cabo en ese momento.

La asignación es entonces del tipo:

```
while(!DSK5416_PCM3002_read16(hCodec, &data));  
acum[j]=(acum[j]+data);
```

La primera instrucción lee la señal, presente en la entrada analógica del códec, la digitaliza y codifica y asigna el valor al registro data. Posteriormente, se añade al valor del j-ésimo registro del arreglo acum el valor leído.

Una perturbación externa puede originar un pico que sature el convertidor A/D, introduciendo una señal demasiado alta que afectará la realización del promedio en ese punto. Para evitar esto, se implementó un algoritmo detector de picos, el cual después de digitalizar una muestra, la compara con el 80% de la entrada máxima del convertidor, si es mayor, ignorará ese dato.

3.3.3. Generación de Estímulos

El DSP tiene el cargo de generar los estímulos que se aplicarán a los pacientes. Estos tienen una carga muy importante en el sistema, ya que los potenciales evocados auditivos son la respuesta de ellos. Así que si se quiere un estudio con rangos de frecuencia, es necesario que cada uno de los estímulos se encuentre bien definido para poder pronosticar el umbral audiológico del paciente.

El estímulo que se ocupa en el sistema es el tone burst, el cual consiste en un tono puro (sinusoidal) limitado a un pequeño número de ciclos. Los estímulos son modulados en amplitud por una señal cuadrada de 50Hz.

La amplitud de los estímulos es variable para que el médico especializado pueda obtener la respuesta a diferentes intensidades y desarrollar una gráfica de decibels sobre frecuencia.

La generación del estímulo se encuentra dentro de una función del programa llamada *reproduce*. Como el programa está hecho en lenguaje C++ se han aprovechado las librerías que contiene el software para facilitar la creación de cada una de las señales que se usan para excitar al paciente.

En este proceso como en el de adquisición se utiliza la librería *dsk5416_pcm3002.h* que se encarga de relacionar el DSP con el códec PCM3002. La salida se toma del jack de audio "line out" de 3.5mm, en donde son conectados los audífonos que son colocados al paciente.

El sistema se basa en el umbral audiológico de la voz humana, es decir, un rango hasta los 4000Hz. Por ello el DSP generará estímulos de 500, 1000, 1500, 2000, 2500, 3000, 3500 y 4000Hz. Cada uno de ellos tiene una duración de 2ms.

El siguiente gráfico muestra un tono generado por el DSP visto en un osciloscopio. Esta imagen muestra el estímulo con frecuencia de 1500Hz con una duración de 2ms.

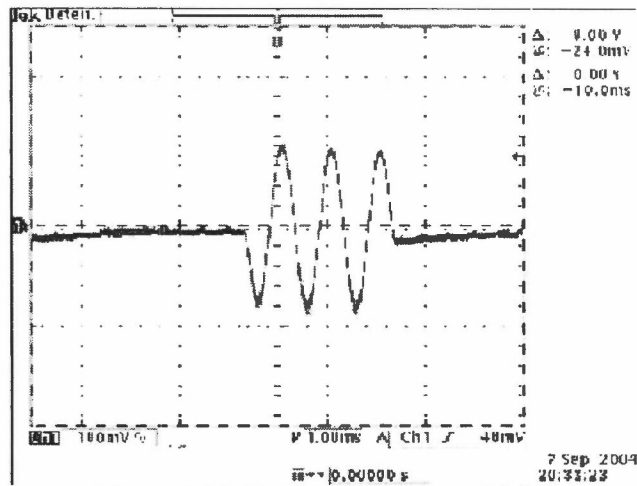


Figura 3.20. Tono generado por el DSP

3.3.4. Análisis de la intensidad para la generación de estímulos

El oído humano puede detectar cambios de presión en el aire que producen un desplazamiento de la membrana auditiva de $0.1\text{Å} = 0.1 \times 10^{-10}\text{m}$ (mínimo) y 0.1mm (máximo)

El factor de incremento de este desplazamiento es de:

$$\frac{0.1 \times 10^{-3}\text{m}}{0.1 \times 10^{-10}\text{m}} = 1 \times 10^{-7} \quad (3.5)$$

La unidad de presión es el bar y se tienen las siguientes equivalencias:

$$1\text{bar} = 760\text{mmHg} = 10^6 \text{ dina/cm}^2 = 14.7\text{lb/ft}^2 = 1\text{atm} = 1.013 \times 10^5 \text{ Pa}$$

En el libro de Sid Deutsch se menciona que un desplazamiento de 0.1Å corresponde a un cambio de presión de $3 \times 10^{-10}\text{bar}$, pero al comprobar este dato es necesario conocer la frecuencia a la cual se realiza esta prueba, por lo que utilizamos la siguiente expresión:

$$P_m = K \rho_0 v^2 y_m \quad (3.5)$$

Donde:

P_m = Amplitud de la presión [N/m^2]

K = Factor de conversión llamado número de onda $\left(\frac{2\pi}{\lambda}\right)$

ρ_0 = Densidad del aire = 1.22Kg/cm^3

v = Velocidad del sonido

y_m =Desplazamiento de la onda de presión

Se calculó el factor K el cual nos dio 1.1kHz.

Los cambios de presión, debido a que representan un intervalo muy grande, son generalmente expresados en dB de NPS (nivel de presión sonora) ó SPL (Sound pressure level).

Considerando que la presión mínima (3×10^{-10} bar) equivale a 0dB NPS y que la intensidad máxima es igual a 3×10^{-3} bar su nivel máximo expresado en dB NPS será:

$$NPS_{m\acute{a}ximo} (dB) = 20 \log \frac{3 \times 10^{-3}}{3 \times 10^{-10}} = 140 dB.NPS \text{ El cual es el rango audible de un humano}$$

Para los altavoces y los micrófonos se tiene una característica llamada sensibilidad, la cual es la tensión eléctrica producida por cada unidad de presión. Considerando la sensibilidad de cada aparato de audio y conociendo la intensidad en decibeles NPS es posible determinar el voltaje de salida necesario en los altavoces para generar la señal a esa intensidad.

En nuestro caso, no se ha podido encontrar las hojas de especificaciones de los auriculares que utilizamos para el sistema, por ello no se ha calibrado los audífonos con la norma ANSI para poder determinar la intensidad en dB de los estímulos que se le presentarán al paciente.

El Codec PC3002 está conectado a un amplificador de potencia TPA302, el cual es capaz de entregar 250mW de potencia promedio continuo con una carga de 8 Ω y una distorsión de armónica total menor del 0.06%(THD-N). El valor de la potencia disipada cambia a 300mW al tener 1% de THD-N. Al tener una carga o audífonos de 32 Ω puede disipar a 60mW con un THD-N menor a 0.06%. Tiene una protección contra corto circuito.

3.3.5. Sincronización de procesos mediante DSP/BIOS

Para la sincronización de los diferentes procesos que realiza el DSP se pensó en utilizar la herramienta DSP/BIOS, que es parte del programa Code Composer para el procesamiento digital de la señal adquirida de la primera etapa.

El DSP/BIOS es un kernel multitarea escalable en tiempo real. Está diseñado para aplicaciones que requieren una sincronización en tiempo real o funciones que se realicen en un tiempo específico.

Por las características de la herramienta, es posible con el DSP generar al paciente los estímulos correspondientes para el estudio de los potenciales evocados, adquirir la respuesta cerebral del paciente y aplicarle el algoritmo de recuperación de los potenciales evocados mediante promedios en tiempo real, es decir, sin perder tiempo en ninguno de los procesos.

En el programa se tienen tres funciones principales. La primera tiene el nombre de *reproduce*, la cual contiene toda la lógica necesaria para poder generar los diferentes estímulos y reproducirlos en la salida del codec PCM3002.

La segunda función *adquiere* contiene todo lo relacionado con la digitalización de la actividad cerebral del paciente procesada por la primera etapa analógica del sistema. Por último se tienen la función *promedia* la cual aplica el algoritmo de recuperación mediante promedios para recobrar el PEA.

Estas tres funciones deben de estarse alternando con un tiempo determinado, ya que si éste varía cada vez que las funciones son ejecutadas, el punto de inicio con que se empieza a digitalizar la señal después de cada estímulo no sería el mismo, provocando que cada punto de los diferentes tiempos de muestreo que se obtienen no correspondan a los anteriores, por lo que ocurriría un error con los promedios de la señal adquirida.

En el programa *Code Composer* se debe crear un archivo de configuración del DSP/BIOS para que éste controle los procesos. Una vez teniendo este archivo, se puede desarrollar el funcionamiento de la herramienta.

Para que el DSP sepa que tarea manipular al ejecutar el programa, se tienen que dar de alta las tres funciones en el administrador de tareas del "scheduling". En el código del programa, se debe indicar en cada una de las funciones el tiempo en que el DSP pondrá en espera cada una de estas para ejecutar los siguientes procesos. Cada tarea se declara con un nombre diferente al de la función para que el DSP no detecte ningún error al compilar el programa.

En la siguiente imagen se muestra el ambiente de trabajo del programa Code Composer con el archivo de configuración del DSP/BIOS abierto. Se puede ver en el administrador de tareas las tres funciones dadas de alta. Los tres procesos tienen la misma prioridad para el DSP, así que sólo con el tiempo de ejecución establecido en el código de programa es como se ejecutan cada una de las funciones,

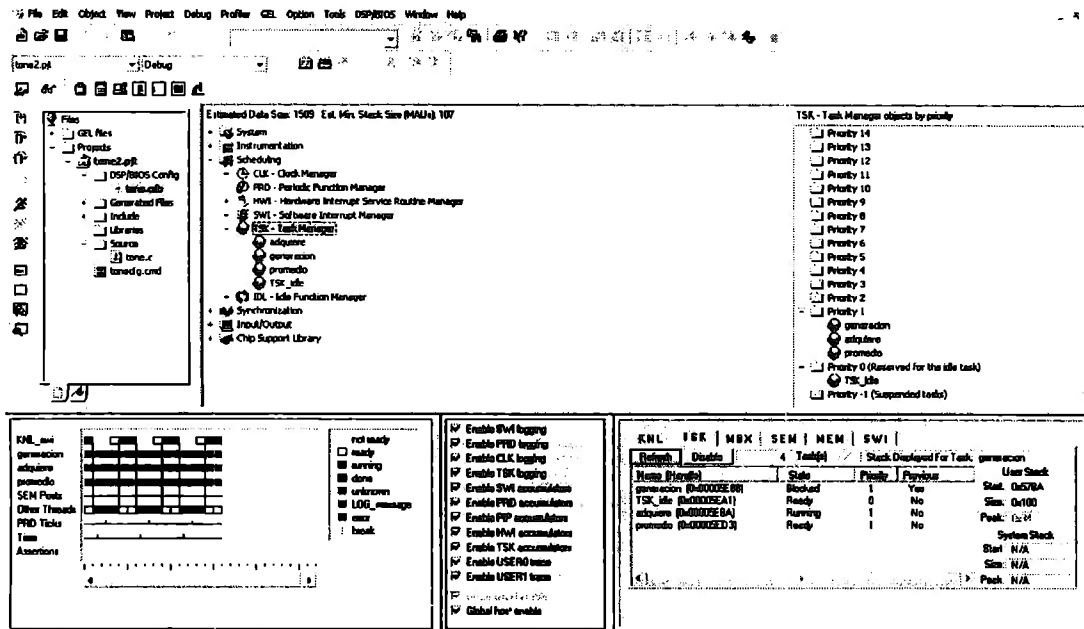


Figura 3.21 Ambiente Gráfico del Code Composer

En la ventana inferior izquierda se puede ver una gráfica donde se muestran todos los registros y procesos que se aplican al programa con el DSP/BIOS, se puede observar los tiempos de ejecución de cada una de ellos.

En la ventana inferior derecha se muestran las tareas programadas para que sean controladas mediante el DSP/BIOS. En este caso se puede observar que en ese momento se estaba ejecutando la tarea *adquiere*, mientras que *promedio* esta lista para aplicarse al momento de que el DSP termine el proceso de *adquiere*. *Generación* se encuentra bloqueada porque el tiempo que se fijó en ella para que el DSP haga una pausa para atender otras funciones, no ha terminado

3.3.6. Presentación de resultados

Una vez obtenidos los puntos del Potencial Evocado Auditivo, se pretende poderlos desplegar en un software que le permita al médico evaluar las características de amplitud y latencia para poder así elaborar un diagnóstico del paciente.

La finalidad es que el médico no tenga que familiarizarse con el ambiente del Code Composer, sino que ejecute una aplicación que le permita visualizar los datos relevantes del estudio, así como guardarlos, y exportarlos a otras aplicaciones.

Entre las características de esta aplicación es que debe ofrecer al médico la posibilidad de seguir la curva obtenida con el puntero del ratón y visualizar la amplitud y latencia de cada punto.

La aplicación se comenzó a desarrollar hacia la etapa final del proyecto, por lo que no fue posible terminarla en todos sus detalles, sin embargo ya provee una confiable visualización del potencial y de sus amplitudes y latencias.

En la figura 3.20 mostramos la pantalla de graficación de la aplicación. Podemos ver el área del gráfico, la cual está predefinida para mostrar 50 milisegundos y un despliegue vertical variable mediante el código. También observamos el área que indica al médico la amplitud y latencia de la colocación del cursor.

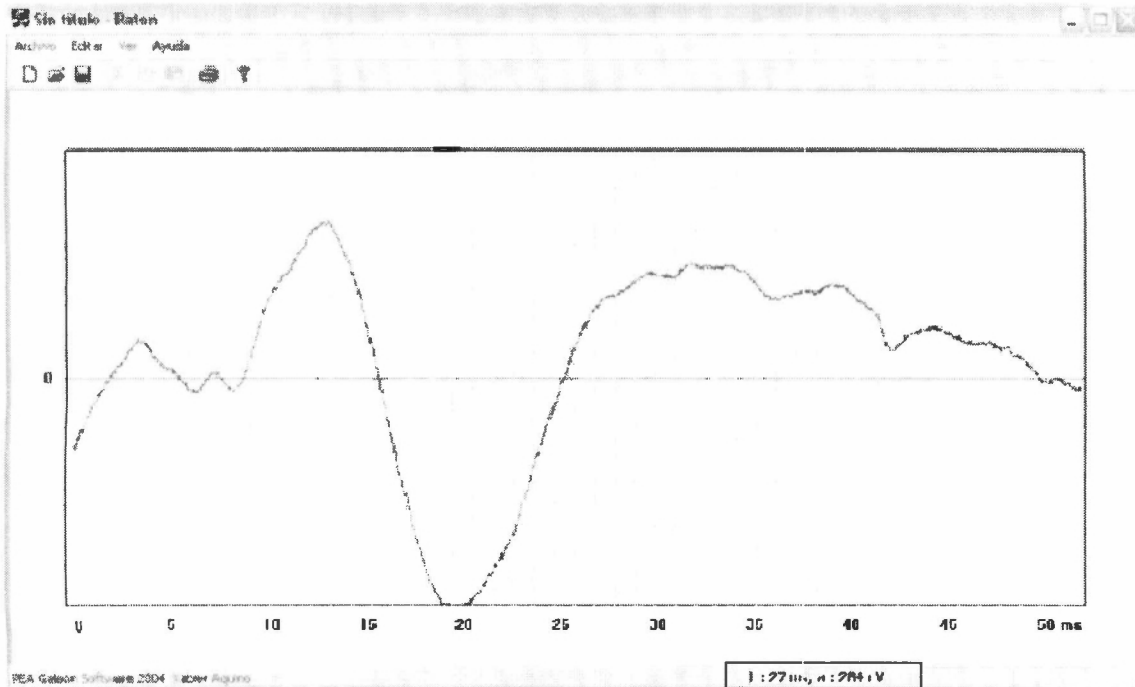


Figura 3.22. Interfaz Gráfica

4. Resultados

4.1. Pruebas con el sistema de adquisición

A lo largo del semestre se realizaron pruebas para comprobar la eficiencia de la primera etapa de adquisición del sistema propuesto. Se encontraron problemas de ruido eléctrico, así que se implementó el circuito de la pierna derecha para eliminar en su mayoría este ruido a la entrada del sistema. Se blindaron los sensores como se describe en el capítulo 3 para lograr sustraerlo.

A pesar de la implementación del blindaje y del circuito de la pierna derecha, nuestras mediciones seguían siendo afectadas principalmente por la línea de alimentación de AC, por lo que observábamos una señal periódica de 60Hz a una amplitud mayor a la máxima tolerada por el DSP.

Comprobamos nuestros circuitos en varias ocasiones pero éstos parecían estar bien armados, por lo que pensamos que los componentes se habían estropeado.

Ordenamos de nuevo amplificadores INA114 y construimos de nuevo el circuito de la pierna derecha, de nuevo sin conseguir resultados. Después de más de un mes de tener este problema, supimos que otro equipo estaba teniendo grandes problemas de ruido en una transmisión por puerto serial, la cual resolvieron puenteando la terminal negativa de la fuente con la que alimentaban su circuito con la terminal de tierra de la misma.

Hicimos ese mismo puenteo y logramos entonces eliminar casi por completo la componente de 60Hz. Concluimos entonces, que los problemas de ruido que observábamos se debían a una mala instalación eléctrica en los laboratorios debido a su instalación provisional.

Se obtuvo un EEG sin estimular al paciente, es decir solo se capturó la actividad cerebral.

Se colocaron los sensores de la siguiente manera: la señal positiva se colocó en el mastoide del oído izquierdo, mientras que la referencia fue puesta en el punto Fp y la entrada negativa se colocó en el área determinada como Cz[11], como se indicó en los protocolos de la investigación. Teniendo los sensores colocados correctamente, se obtuvieron las siguientes imágenes:

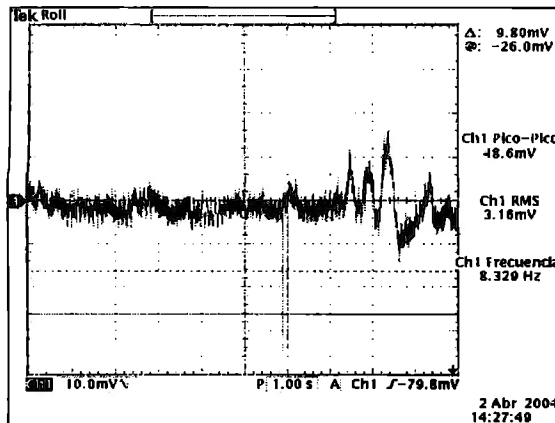


Figura 4.1 Primer Imagen de EEG

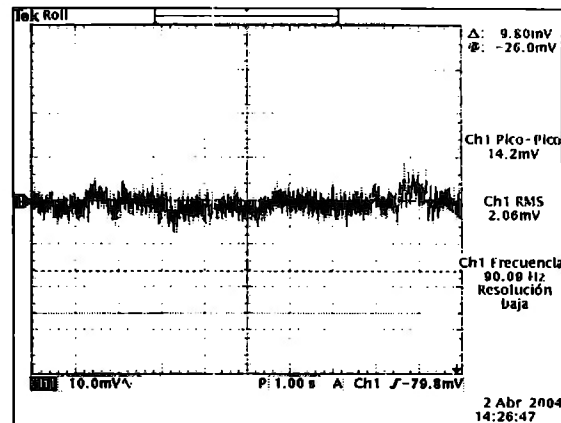


Figura 4.2 Segunda imagen de EEG

Estas mediciones se obtuvieron en diferentes pruebas realizadas. Lo que se aprecia en la primera medición es la actividad cerebral cuando el sujeto empezaba a hablar. Nótese como la señal adquirida cambia en amplitud al momento de que el paciente hablaba.

La medición dos, se obtuvo cuando el paciente se encontraba en reposo total teniendo los ojos cerrados. Se puede apreciar que no existen cambios abruptos en la amplitud de la señal por lo mismo de que el sujeto se encontraba sin hacer movimiento alguno.

Como se puede apreciar en las figuras antes vistas lo que se está obteniendo del sistema es un EEG, puesto que la señal que se adquiere no tiene una frecuencia en particular, cualquier movimiento o actividad física que realice el paciente se percibirá en la onda adquirida, perturbándola. Con esto se comprueba que el paciente debe permanecer en un estado de reposo total al aplicarle los estímulos, puesto que alguna alteración mayor en cualquiera de las muestras haría que la promediación de la señal se altere y se tendría que volver a realizar la prueba.

Una vez comprobado el funcionamiento de la etapa de adquisición, se realizaron las pruebas para recuperar los potenciales evocados auditivos. Se utilizaron los estímulos descritos en el capítulo tres; además del algoritmo de recuperación mediante promedios con un programa secuencial.

Se estimuló el oído a estudiar mientras que el otro se enmascaró con ruido blanco generado por una computadora.

Este programa generaba 3000 estímulos de la misma frecuencia con un tiempo de muestreo de adquisición de señal de 50ms por cada uno. Cada muestra de la señal era sumada a un acumulador para aplicar el ARMP.

Lamentablemente, las pruebas se realizaron en un ambiente ruidoso no ideal, puesto que se realizaron en los laboratorios de electrónica los cuales distan de ser silenciosos, además de que el sistema estaba expuesto a las interferencias provocadas por los diversos aparatos electrónicos que estaban funcionando.

Se siguió el protocolo de colocación de electodos, y se utilizó la pasta conductiva junto con una sustancia abrasiva para tener la impedancia necesaria entre la piel y los electodos[12]. Se colocaron los sensores de la siguiente manera: : la señal positiva se colocó en el mastoides del oído izquierdo, mientras que la referencia fue puesta en el punto Fp y la entrada negativa se colocó en el área determinada como Cz[13], como se indico en los protocolos de la investigación.

Para observar los resultados del ARMP, ocupamos en primera instancia una utilidad del Code Composer que permite graficar el contenido de los registros. Posteriormente, dentro del código se insertaba un *breakpoint* con el cual mandábamos el contenido del arreglo de registros del potencial recuperado a un archivo .dat para poder manipularlo en la PC.

Se realizó la prueba en dos ocasiones, tal y como se realiza en los aparatos comerciales, para verificar que las latencias y amplitudes no presentaran grandes variaciones. Los resultados se presentan en las siguientes gráficas:

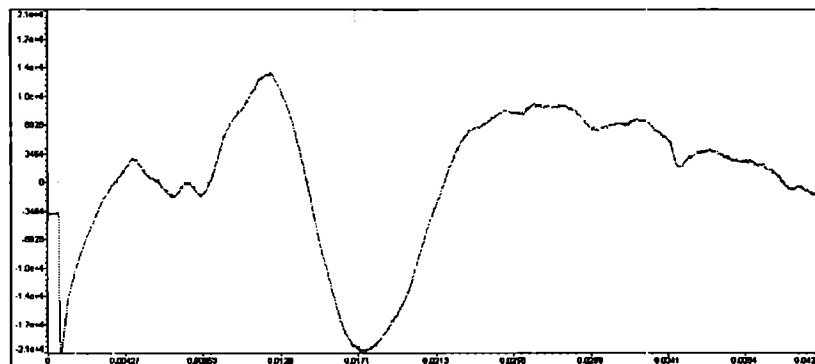


Figura 4.3 Primera prueba de adquisición de PEA

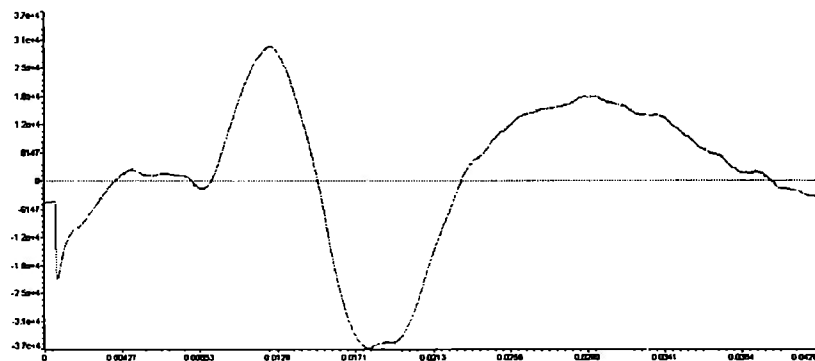


Figura 4.4 Segunda prueba de adquisición de PEA

Se puede observar primeramente que las amplitudes y latencias son muy semejantes, por lo que podemos validar la prueba. Por otro lado, notamos que las ondas que se requieren para determinar si el paciente escucha se obtuvieron con poca resolución, esto se debe a que la gráfica tiene al principio un "pico" negativo transitorio el cual cambia la escala y no permite observar a detalle la señal. Este pico se debe a la transición entre la generación del estímulo y la adquisición de la señal.

Presentamos otra prueba, en la cual se examinó otro sujeto en una prueba de características similares a la anterior sin embargo en condiciones de ruido aún mas adversas. Mostramos aquí los resultados.

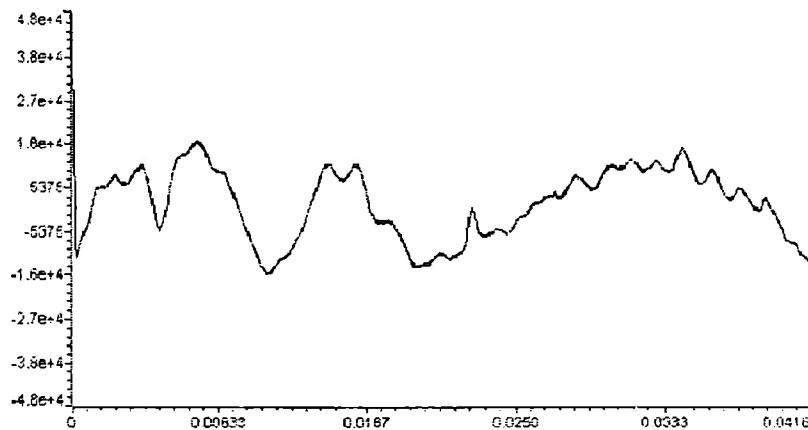


Figura 4.5. Prueba de PEA sujeto 2

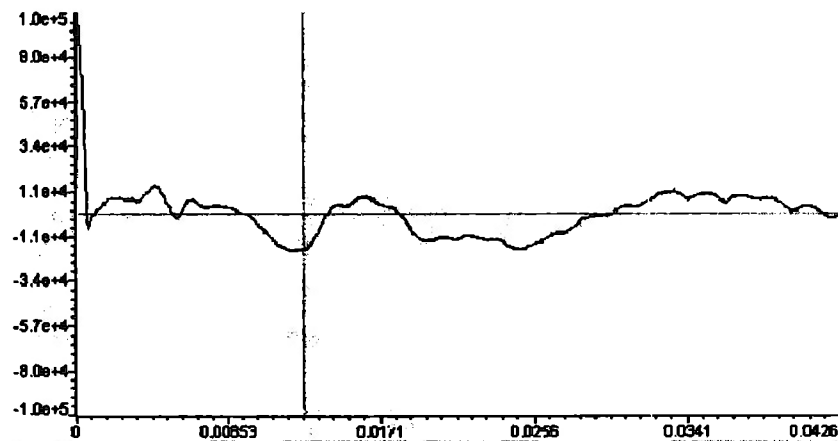


Figura 4.6. Prueba 2 de PEA sujeto 2

Como podemos observar, las características de amplitud y latencia varían entre ambos sujetos, pero se mantienen relativamente constantes entre las pruebas del mismo sujeto. Esto se debe a que cada persona responde de manera distinta a los estímulos, dependiendo de su capacidad auditiva.

Se presenta una tercera prueba, la cual se realizó en el mismo ambiente ruidoso, sólo que con ausencia de estímulo. Esto se hizo para comprobar que la actividad cerebral adquirida se puede modelar como ruido blanco gaussiano de media cero y mostrar las diferencias en el resultado sin estímulo. A continuación se presenta el tercer resultado obtenido.

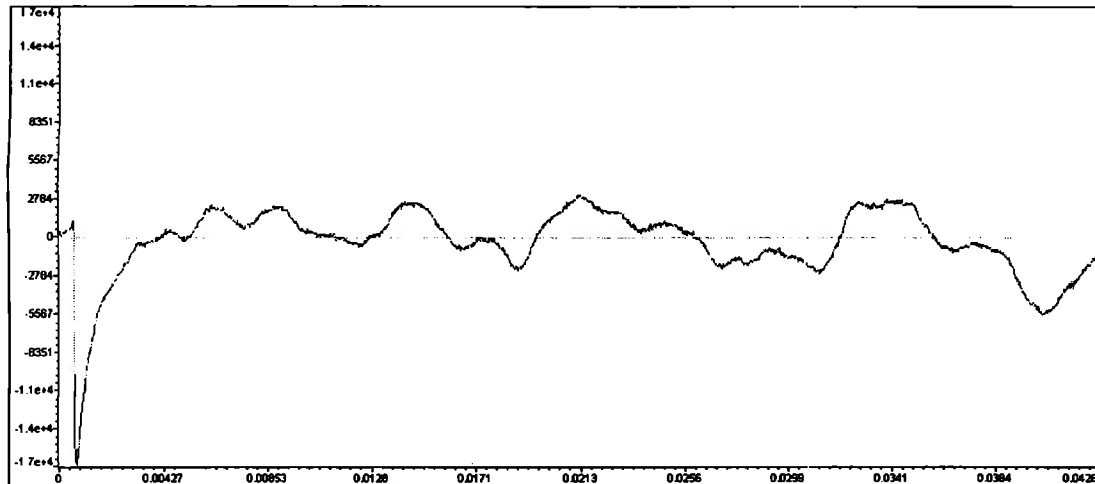


Figura 4.7. Prueba sin estímulo.

Las diferencias en amplitud en comparación con los resultados pasados son notables, siendo la amplitud de esta prueba casi despreciable en comparación de las amplitudes de los Potenciales Evocados Recuperados. Con esto queda comprobado que en ausencia de estímulo la señal que se adquiere al final de la prueba es muy pequeña y completamente aleatoria.

5. Conclusiones y Perspectivas

5.1. Conclusiones

Después de realizar el diseño e implementación de nuestro sistema pudimos constatar que la información que recopilamos en la investigación tanto bibliográfica como con especialistas era correcta. Tanto la ganancia y los filtros como los protocolos eran adecuados y aplicables a las necesidades del estudio.

Durante esta segunda etapa del proyecto nos topamos con algunos contratiempos. El primero de ellos fue que consideramos que el DSP tenía en su entrada analógica un rango de aceptación parecido al de TTL, es decir 5V. Teniendo eso en mente calculamos las ganancias de la primera etapa, teniendo una señal bastante mayor al nivel de ruido que podía introducirse al proceso. Sin embargo, al comenzar la familiarización con el kit TMS320VC5416, e incluso consultar al fabricante, nos dimos cuenta que el convertidor funcionaba para una entrada máxima de 2Vpp. Esto complicó un tanto las cosas, pues tuvimos que reducir las ganancias de la etapa de amplificación para evitar saturar y dañar el DSP.

Al reducir la amplificación, la relación señal a ruido empeora, pues la señal es de una amplitud mas cercana a la del ruido que pudiera inducirse. Sin embargo finalmente esto no afectó la recuperación de los potenciales.

Otro problema con el que nos enfrentamos fue que la instalación eléctrica del laboratorio donde realizamos las pruebas no estaba correctamente aterrizada, lo cual nos inducía demasiado ruido eléctrico. Con esto entendimos la importancia de una buena instalación eléctrica sobre todo cuando se realizan pruebas con señales muy pequeñas.

Gracias al que se desarrolló el circuito de la pierna derecha se pudo contrarrestar de gran forma el ruido eléctrico que percibimos del ambiente. Esto fue de una gran ayuda ya que a comparación de los resultados presentados en el semestre pasado, la señal en esta ocasión tenía menos componentes de ruido en frecuencia.

Tecnológico de Monterrey
Campus Ciudad de México
BIOINFORMÁTICA

La señal que se obtuvo después de la segunda etapa del sistema propuesto, dio como resultado el PEA al aplicarle el ARMP. Una vez teniendo estos, los valores de las amplitudes y latencias de las diferentes ondas que constituyen al potencial, serán estudiadas y analizadas por un médico especializado para que pueda diagnosticar alguna patología o deficiencia auditiva en el paciente al que se realizó la prueba.

La relación del umbral audiológico con las características de los Potenciales Evocados Auditivos no está completamente determinada. Es objeto de estudio en diferentes investigaciones.

Al hacer las pruebas con diferentes sujetos corroboramos que el paciente debe de permanecer en un reposo total, es decir, sin movimiento físico alguno y con la mente relajada. En el caso contrario de que el paciente no se encuentre en reposo al momento de practicarle el estudio, el promedio se verá afectado por lo que la señal adquirida tendrá una amplitud mucho mayor a la esperada. Aunque el programa tiene un algoritmo que desprecia valores muy altos, se sugiere que la persona se encuentre totalmente relajada durante la prueba para evitar un pico en la adquisición originada por algún miopotencial.

Tal vez la parte más gratificante y a la vez desafiante de este proyecto, fue introducirnos en un campo al que éramos totalmente ajenos, el de la neurofisiología. La investigación inicial, nos llevó a leer textos médicos y a familiarizarnos con las terminologías ahí utilizadas. Posteriormente, en la búsqueda de asesores médicos, conocimos a distintos especialistas, los cuales contribuyeron con su conocimiento para entender el tipo de señal que buscábamos y los requerimientos del sistema que debía adquirirla. Encontramos en la mayor parte de ellos entusiasmo en el proyecto y una gran disposición de aportar a éste.

Fue necesario, sin embargo, adaptarnos a la visión del médico y al tipo de asesoría que ellos podían darnos, ya que su preparación y experiencia hacen que su enfoque sea hacia las aplicaciones médicas y no hacia el desarrollo tecnológico enfocado a la obtención de nuevos sistemas de evaluación.

Esta característica del proyecto fomentó en nosotros habilidades de investigación más allá de la búsqueda bibliográfica en una biblioteca, ya que fue necesario recurrir a artículos, especialistas e incluso a Instituciones fuera del país con las cuales mantuvimos contacto vía correo electrónico.

Sin embargo el peso del diseño de ingeniería del proyecto es muy importante, por lo que los conocimientos de electrónica analógica, sistemas digitales y procesamiento digital de señales adquiridos en nuestra carrera, fueron de suma importancia para el desarrollo de éste.

5.2. Perspectivas

Podemos decir que en este proyecto se han sentado las bases tanto teóricas como técnicas para desarrollar un aparato de medición de PEA con características únicas entre los existentes en el mercado. Actualmente, el sistema depende de el kit TMS320C5416, el

cual fue seleccionado por la integración que presenta. Sin embargo, este proyecto puede implementarse con un microprocesador complementado con un convertidor analógico digital. Esto reduciría el costo del mismo y permitiría su fabricación comercial además de permitir la integración del sistema en un solo módulo. Debido a sus características, el sistema puede ser portátil y alimentado por baterías, lo cual permitiría su traslado para realizar estudios en lugares donde no exista una clínica con laboratorio de neurofisiología.

Las pruebas presentadas se centran únicamente en examinar la respuesta del oído a una sola frecuencia, sin embargo, el sistema está listo para examinar varias frecuencias para obtener toda una colección de gráficas de PEA para que el médico pueda establecer un audiograma del paciente. Actualmente se analiza hasta los 4000Hz, sin embargo puede extenderse por todo el rango auditivo de frecuencias. Esto incrementaría la duración del estudio.

El relacionar los potenciales evocados auditivos con la audiometría forma parte de investigaciones actuales, por lo tanto no existe en ningún sistema comercial. Para llevar el proyecto a ese punto, se requiere un trabajo más estrecho entre los investigadores médicos y los realizadores tecnológicos, así como la realización de pruebas en una población significativa.

Por otro lado es necesario complementar la interfaz gráfica para convertirla en la robusta aplicación que se pretende. Incluso es posible diseñar una interfaz para hacer posible la programación del audiograma obtenido en un auxiliar auditivo digital.

Para medir correctamente la intensidad con que se generan los estímulos es importante caracterizar los auriculares que tenemos para conocer su sensibilidad o en su defecto conseguir unos audífonos con los que podamos determinar dicha intensidad en decibeles.

Conociendo las características de respuesta de los audífonos podemos controlar la intensidad del estímulo aplicado mediante el voltaje de salida del DSP. De esta manera podemos realizar pruebas con estímulos de intensidades y frecuencias perfectamente definidas.

Referencias

- [1] Apuzzo ML, Yoshinaga-Itano C. Early identification of infants with significant hearing loss and the Minnesota Child Development Inventory. *Seminars in Hearing* 1995; 16: 124-37
- [2] Robinshaw HM. Early intervention for hearing impairment: differences in the timing of communicative and linguistic development. *Br J Audiol* 1995 Dec; 29(6): 315-34.
- [3] Yoshinaga-Itano C, Sedey AL, Coulter DK et al. Language of early- and later-identified children with hearing loss. *Pediatrics* 1998 Nov; 102(5): 1161-71.
- [4] Estañol, Bruno. Potenciales Evocados Auditivos. Metodología, variedades y aplicaciones neurológicas y audiológicas. Instituto Nacional de Ciencias Medicas y Nutrición Salvador Zubirán. 2004
- [5] Robinshaw HM. Early intervention for hearing impairment: differences in the timing of communicative and linguistic development.
- [6] Estañol, Bruno. Potenciales Evocados Auditivos. Metodología, variedades y aplicaciones neurológicas y audiológicas.
- [7] Apuzzo ML, Yoshinaga-Itano C. Early identification of infants with significant hearing loss and the Minnesota Child Development Inventory.
- [8] Estañol, Bruno. Potenciales Evocados Auditivos. Metodología, variedades y aplicaciones neurológicas y audiológicas.
- [9] Estañol, Bruno. Potenciales Evocados Auditivos. Metodología, variedades y aplicaciones neurológicas y audiológicas.
- [10] Newborn Hearing Screening Programme, Click auditory brainstem response testing in babies
- [11] Para referencia ver el Sistema Internacional 10-20 en el capítulo 2.
- [12] Véase capítulo 2.6 Protocolo para realizar la Audiometría por PEA
- [13] Para referencia ver el Sistema Internacional 10-20 en el capítulo 2.
- [14] Bruce, Eugene N. *Biomedical Signal Processing and Signal Modeling*, 2001.
- [15] Webster John G., *Electrical Measurement, signal processing, and displays*, CRC, 2003.
- [16] Moore James, Zouridakis George, *Biomedical technology and devices handbook*.

Apéndices

Apéndice I. Emisiones Otoacústicas (OE)

Las emisiones otoacústicas son sonidos generados por la cóclea en el oído medio, específicamente por las células ciliadas externas cuyas contracciones se dan de manera espontánea o como respuesta a un estímulo externo (evocadas) y pueden ser detectadas por un micrófono de alta sensibilidad colocado en el conducto auditivo. Como es de esperarse, para el estudio clínico son únicamente de interés las emisiones evocadas al ser éstas cuya emisión puede ser controlada..

Por el contrario de los Potenciales Evocados, las Emisiones Otoacústicas son respuestas "pre- neurales", es decir que al originarse en el oído medio, la respuesta medida proviene de una ubicación anterior a las células ganglionares, lo cual no permite detectar lesiones en el tronco cerebral y la corteza; pues aunque estas lesiones existan, las emisiones serán normales.

La principal utilización actual de las emisiones otoacústicas consiste en la inspección de recién nacidos, ya que son un método adecuado gracias a su alta especificidad al aparecer en todos los infantes con audición normal.

En 1978, David Kemp describió las emisiones otoacústicas. Los primeros estudios que confirmaron su utilidad e indicaciones se publicaron en los años ochenta, y las experiencias de uso masivo como screening llegaron en los años noventa. De allí en adelante, con la introducción de nuevos *chips* y *software* de computación, se consolidaron como una alternativa diferente, fácil de efectuar sin requisitos de interpretación. Todos estos factores contribuyeron a que este método se transformara en el predilecto en todo programa de detección o *screening* auditivo

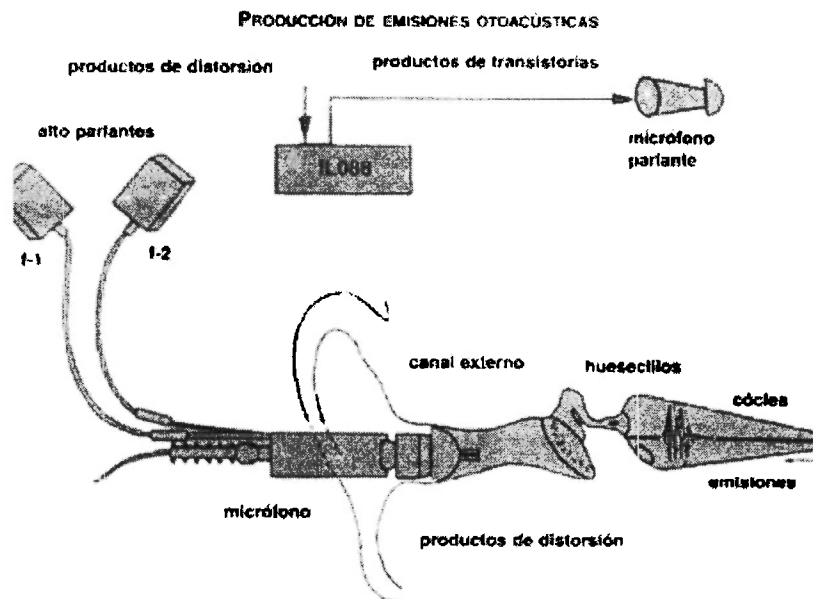
Otras de las características que hacen este método ideal para exámenes auditivos rápidos son: 1. Objetividad, es decir, no responden al estado del paciente ni tampoco interviene el paciente en su aparición y medición. 2. Es un método no invasivo. 3. Las

emisiones registradas pueden ser controladas y procesadas por un computador. 4. Las E. O. están presentes en todos los pacientes con audición normal. 5. Son muy sensitivas. Responden al máximo a niveles de estímulos bajos.

Dentro de las emisiones otoacústicas utilizadas para diagnóstico auditivo tenemos las transitorias y las llamadas producto de distorsión.

Las emisiones otoacústicas transitorias están presentes en todos los pacientes con audición normal y fueron las primeras en ser utilizadas en forma masiva, su estudio fue introducido por el Dr. David Kemp en 1978.

Actualmente, gracias al desarrollo alcanzado por los microprocesadores, se manejan los productos de distorsión (DP); los cuales, para ser generados requieren de un generador de estímulo (generalmente un sistema computarizado).



Los productos de distorsión (DP) corresponden a la energía acústica emitida por las células ciliadas externas en respuesta a dos estímulos tonales cercanos en frecuencia y presentados simultáneamente en el conducto auditivo. Esto hace que el oído responda con energía acústica en otra frecuencia (distinta) de los tonos estimulados y que corresponde a una fórmula matemática representada por:

$$DP=2 f1-f2$$

DP = Producto de distorsión

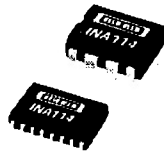
f1 =representa el tono de menor frecuencia

f2 =representa el tono de mayor frecuencia

El poder obtener una frecuencia específica y poder manipular las frecuencias ha permitido que la información que se obtiene sea específica de cada frecuencia. Es así como es posible hacer un *screening* rápido y eficiente de las frecuencias importantes (2-4-6 kilo Hertz) en el recién nacido.

En la práctica clínica éstas se usan tanto en *screening* de recién nacidos como de lactantes. También en pacientes de edad, pacientes comatosos, deficientes mentales o con *handicap*, y en personas que no hablan el idioma y simuladores. Además son útiles para monitorizar pacientes sometidos a quimioterapia, drogas ototóxicas, o a condiciones laborales riesgosas en cuanto a exposición a ruidos.

El examen de emisiones otoacústicas se basa en estímulos que viajan a través del conducto auditivo externo, tímpano y cadena de huesecillos antes de llegar a la cóclea. Por lo tanto, líquido o vermix en el conducto auditivo o problemas de transmisión en el oído medio van a afectar el resultado del examen. Un ambiente ruidoso también lo afecta.



INA114

Precision INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

- **LOW OFFSET VOLTAGE:** 50 μ V max
- **LOW DRIFT:** 0.25 μ V/ $^{\circ}$ C max
- **LOW INPUT BIAS CURRENT:** 2nA max
- **HIGH COMMON-MODE REJECTION:** 115dB min
- **INPUT OVER-VOLTAGE PROTECTION:** \pm 40V
- **WIDE SUPPLY RANGE:** \pm 2.25 to \pm 18V
- **LOW QUIESCENT CURRENT:** 3mA max
- **8-PIN PLASTIC AND SOL-16**

APPLICATIONS

- **BRIDGE AMPLIFIER**
- **THERMOCOUPLE AMPLIFIER**
- **RTD SENSOR AMPLIFIER**
- **MEDICAL INSTRUMENTATION**
- **DATA ACQUISITION**

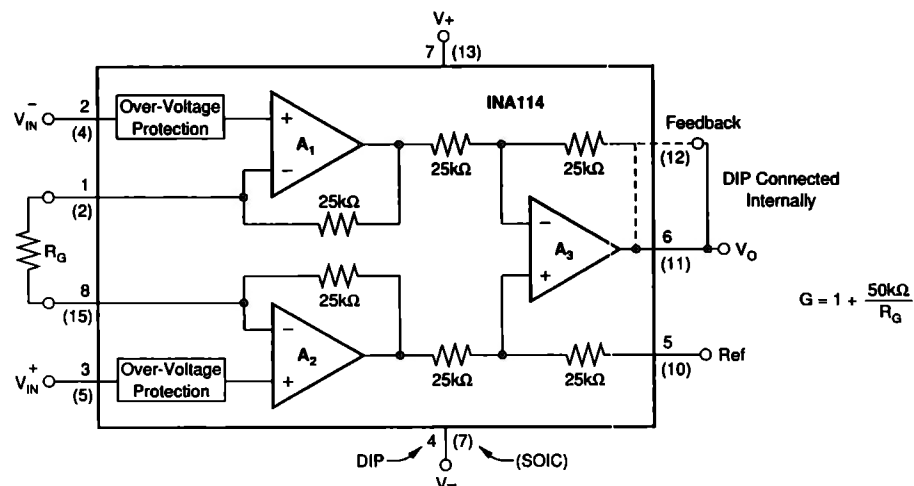
DESCRIPTION

The INA114 is a low cost, general purpose instrumentation amplifier offering excellent accuracy. Its versatile 3-op amp design and small size make it ideal for a wide range of applications.

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. Internal input protection can withstand up to \pm 40V without damage.

The INA114 is laser trimmed for very low offset voltage (50 μ V), drift (0.25 μ V/ $^{\circ}$ C) and high common-mode rejection (115dB at G = 1000). It operates with power supplies as low as \pm 2.25V, allowing use in battery operated and single 5V supply systems. Quiescent current is 3mA maximum.

The INA114 is available in 8-pin plastic and SOL-16 surface-mount packages. Both are specified for the -40° C to $+85^{\circ}$ C temperature range.



International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Twx: 910-852-1111
Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAXLine: (800) 548-6133 (US/Canada Only) • Cable: BBRCORP • Telex: 066-6491 • FAX: (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132

SPECIFICATIONS

ELECTRICAL

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	INA114BP, BU			INA114AP, AU			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
INPUT								
Offset Voltage, RTI	$T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{\text{MIN}} \text{ to } T_{\text{MAX}}$ $V_S = \pm 2.25\text{V to } \pm 18\text{V}$ $V_{\text{CM}} = \pm 10\text{V}, \Delta R_S = 1\text{k}\Omega$ $G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$		$\pm 10 + 20/\text{G}$ $\pm 0.1 + 0.5/\text{G}$ $0.5 + 2/\text{G}$ $\pm 0.2 + 0.5/\text{G}$ $10^{10} \parallel 6$ $10^{10} \parallel 6$ ± 13.5	$\pm 50 + 100/\text{G}$ $\pm 0.25 + 5/\text{G}$ $3 + 10/\text{G}$		$\pm 25 + 30/\text{G}$ $\pm 0.25 + 5/\text{G}$ *	$\pm 125 + 500/\text{G}$ $\pm 1 + 10/\text{G}$ *	μV $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ $\mu\text{V}/\text{V}$ $\mu\text{V}/\text{mo}$ $\Omega \parallel \text{pF}$ $\Omega \parallel \text{pF}$ V V
Initial vs Temperature								
vs Power Supply								
Long-Term Stability								
Impedance, Differential								
Common-Mode								
Input Common-Mode Range			± 11			*	*	
Safe Input Voltage					± 40			
Common-Mode Rejection							*	
			80	96		75	90	dB
		96	115		90	106	dB	
		110	120		106	110	dB	
		115	120		106	110	dB	
BIAS CURRENT			± 0.5 ± 8	± 2		*	± 5	nA pA/°C
vs Temperature						*		
OFFSET CURRENT			± 0.5 ± 8	± 2		*	± 5	nA pA/°C
vs Temperature						*		
NOISE VOLTAGE, RTI	$G = 1000, R_S = 0\Omega$					*		
f = 10Hz			15			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 100Hz			11			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 1kHz			11			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f_B = 0.1\text{Hz to } 10\text{Hz}$			0.4			*		$\mu\text{Vp-p}$
Noise Current						*		
f = 10Hz			0.4			*		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 1kHz			0.2			*		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f_B = 0.1\text{Hz to } 10\text{Hz}$			18			*		pA p-p
GAIN								
Gain Equation		1	$1 + (50\text{k}\Omega/R_G)$	10000	*	*	*	V/V
Range of Gain						*	*	V/V
Gain Error	$G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$		± 0.01 ± 0.02 ± 0.05 ± 0.5	± 0.05 ± 0.4 ± 0.5 ± 1		*	*	%
Gain vs Temperature	$G = 1$		± 2	± 10		*	± 10	ppm/°C
50kΩ Resistance ⁽¹⁾	$G = 1$		± 25	± 100		*	*	ppm/°C
Nonlinearity	$G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$		± 0.0001 ± 0.0005 ± 0.0005 ± 0.002	± 0.001 ± 0.002 ± 0.002 ± 0.01		*	± 0.002 ± 0.004 ± 0.004 ± 0.02	% of FSR % of FSR % of FSR % of FSR
OUTPUT								
Voltage	$I_O = 5\text{mA}, T_{\text{MIN}} \text{ to } T_{\text{MAX}}$ $V_S = \pm 11.4\text{V}, R_L = 2\text{k}\Omega$ $V_S = \pm 2.25\text{V}, R_L = 2\text{k}\Omega$	± 13.5 ± 10 ± 1	± 13.7 ± 10.5 ± 1.5		*	*	*	V V V
Load Capacitance Stability					*	*	*	pF
Short Circuit Current			1000 +20/-15		*	*	*	mA
FREQUENCY RESPONSE								
Bandwidth, -3dB	$G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$		1 100 10 1			*	*	MHz kHz kHz kHz
Slew Rate	$V_O = \pm 10\text{V}, G = 10$	0.3	0.6		*	*	*	V/ μs
Settling Time, 0.01%	$G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$		18 20 120 1100			*	*	μs μs μs μs
Overload Recovery	50% Overdrive		20			*	*	μs μs
POWER SUPPLY								
Voltage Range		± 2.25	± 15	± 18	*	*	*	V
Current	$V_{\text{IN}} = 0\text{V}$		± 2.2	± 3	*	*	*	mA
TEMPERATURE RANGE								
Specification		-40		85	*		*	°C
Operating		-40		125	*		*	°C
θ_{JA}			80			*		°C/W

* Specification same as INA114BP/BU.

NOTE: (1) Temperature coefficient of the "50kΩ" term in the gain equation.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

LF411 Low Offset, Low Drift JFET Input Operational Amplifier

General Description

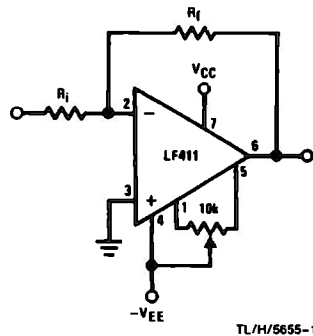
These devices are low cost, high speed, JFET input operational amplifiers with very low input offset voltage and guaranteed input offset voltage drift. They require low supply current yet maintain a large gain bandwidth product and fast slew rate. In addition, well matched high voltage JFET input devices provide very low input bias and offset currents. The LF411 is pin compatible with the standard LM741 allowing designers to immediately upgrade the overall performance of existing designs.

These amplifiers may be used in applications such as high speed integrators, fast D/A converters, sample and hold circuits and many other circuits requiring low input offset voltage and drift, low input bias current, high input impedance, high slew rate and wide bandwidth.

Features

■ Internally trimmed offset voltage	0.5 mV(max)
■ Input offset voltage drift	10 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}(\text{max})$
■ Low input bias current	50 pA
■ Low input noise current	0.01 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$
■ Wide gain bandwidth	3 MHz(min)
■ High slew rate	10V/ $\mu\text{s}(\text{min})$
■ Low supply current	1.8 mA
■ High input impedance	$10^{12}\Omega$
■ Low total harmonic distortion $A_V = 10$, $R_L = 10k$, $V_O = 20$ Vp-p, BW = 20 Hz - 20 kHz	< 0.02%
■ Low 1/f noise corner	50 Hz
■ Fast settling time to 0.01%	2 μs

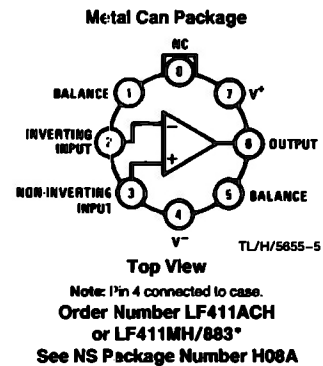
Typical Connection



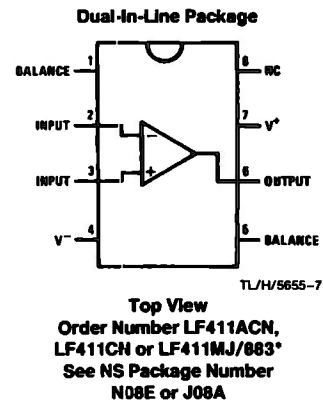
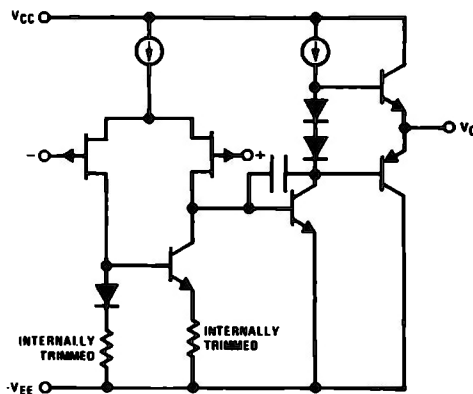
Ordering Information

LF411XYZ
 X indicates electrical grade
 Y indicates temperature range
 "M" for military
 "C" for commercial
 Z indicates package type
 "H" or "N"

Connection Diagrams



Simplified Schematic



BI-FET II™ is a trademark of National Semiconductor Corporation.

*Available per JM38510/11904

Absolute Maximum Ratings

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications. (Note 8)

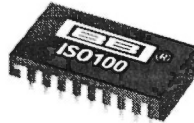
	LF411A	LF411		H Package	N Package
Supply Voltage	±22V	±18V	Power Dissipation (Notes 2 and 9)	670 mW	670 mW
Differential Input Voltage	±38V	±30V	T_{jmax}	150°C	115°C
Input Voltage Range (Note 1)	±19V	±15V	θ_{jA}	162°C/W (Still Air)	120°C/W
Output Short Circuit Duration	Continuous	Continuous	θ_{jC}	65°C/W (400 LF/min Air Flow)	
			Operating Temp. Range	20°C/W	
			Storage Temp. Range	(Note 3)	(Note 3)
			Lead Temp. (Soldering, 10 sec.)	260°C	260°C
			ESD Tolerance		Rating to be determined.

DC Electrical Characteristics (Note 4)

Symbol	Parameter	Conditions	LF411A			LF411			Units
			Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
V_{OS}	Input Offset Voltage	$R_S = 10\text{ k}\Omega$, $T_A = 25^\circ\text{C}$		0.3	0.5		0.8	2.0	mV
$\Delta V_{OS}/\Delta T$	Average TC of Input Offset Voltage	$R_S = 10\text{ k}\Omega$ (Note 5)		7	10		7	20 (Note 5)	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
I_{OS}	Input Offset Current	$V_S = \pm 15\text{V}$ (Notes 4, 6)	$T_J = 25^\circ\text{C}$	25	100		25	100	pA
			$T_J = 70^\circ\text{C}$			2		2	nA
			$T_J = 125^\circ\text{C}$			25		25	nA
I_B	Input Bias Current	$V_S = \pm 15\text{V}$ (Notes 4, 6)	$T_J = 25^\circ\text{C}$	50	200		50	200	pA
			$T_J = 70^\circ\text{C}$			4		4	nA
			$T_J = 125^\circ\text{C}$			50		50	nA
R_{IN}	Input Resistance	$T_J = 25^\circ\text{C}$		10^{12}		10^{12}		Ω	
A_{VOL}	Large Signal Voltage Gain	$V_S = \pm 15\text{V}$, $V_O = \pm 10\text{V}$, $R_L = 2\text{k}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	50	200		25	200		V/mV
		Over Temperature	25	200		15	200		V/mV
V_O	Output Voltage Swing	$V_S = \pm 15\text{V}$, $R_L = 10\text{k}$	±12	±13.5		±12	±13.5		V
V_{CM}	Input Common-Mode Voltage Range		±16	+19.5		±11	+14.5		V
				-16.5			-11.5		V
CMRR	Common-Mode Rejection Ratio	$R_S \leq 10\text{k}$	80	100		70	100		dB
PSRR	Supply Voltage Rejection Ratio	(Note 7)	80	100		70	100		dB
I_S	Supply Current			1.8	2.8		1.8	3.4	mA

AC Electrical Characteristics (Note 4)

Symbol	Parameter	Conditions	LF411A			LF411			Units
			Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
SR	Slew Rate	$V_S = \pm 15\text{V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	10	15		8	15		V/ μs
GBW	Gain-Bandwidth Product	$V_S = \pm 15\text{V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	3	4		2.7	4		MHz
e_n	Equivalent Input Noise Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_S = 100\Omega$, $f = 1\text{ kHz}$		25			25		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
i_n	Equivalent Input Noise Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $f = 1\text{ kHz}$		0.01			0.01		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$



ISO100

Optically-Coupled Linear ISOLATION AMPLIFIER

FEATURES

- EASY TO USE, SIMILAR TO AN OP AMP
 $V_{OUT}/I_{IN} = R_F$, Current Input
 $V_{OUT}/V_{IN} = R_F/R_{IN}$, Voltage Input
- 100% TESTED FOR BREAKDOWN:
 750V Continuous Isolation Voltage
- ULTRA-LOW LEAKAGE: 0.3 μ A, max, at
 240V/60Hz
- WIDE BANDWIDTH: 60kHz
- 18-PIN DIP PACKAGE

APPLICATIONS

- INDUSTRIAL PROCESS CONTROL
 Transducer Sensing
 (Thermocouples, RTD, Pressure Bridges)
 4mA to 20mA Loops
 Motor and SCR Control
 Ground Loop Elimination
- BIOMEDICAL MEASUREMENTS
- TEST EQUIPMENT
- DATA ACQUISITION

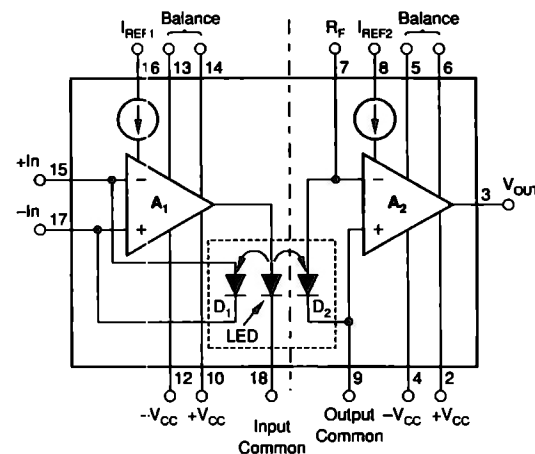
DESCRIPTION

The ISO100 is an optically-coupled isolation amplifier. High accuracy, linearity, and time-temperature stability are achieved by coupling light from an LED back to the input (negative feedback) as well as forward to the output. Optical components are carefully matched and the amplifier is actively laser-trimmed to assure excellent tracking and low offset errors.

The circuit acts as a current-to-voltage converter with a minimum of 750V (2500V test) between input and output terminals. It also effectively breaks the galvanic connection between input and output commons as indicated by the ultra-low 60Hz leakage current of 0.3 μ A at 250V. Voltage input operation is easily achieved by using one external resistor.

Versatility along with outstanding DC and AC performance provide excellent solutions to a variety of challenging isolation problems. For example, the ISO100 is capable of operating in many modes, including: noninverting (unipolar and bipolar) and inverting (unipolar and bipolar) configurations. Two precision current sources are provided to accomplish bipolar operation. Since these are not required for unipolar operation, they are available for external use (see Applications section).

Designs using the ISO100 are easily accomplished with relatively few external components. Since V_{OUT} of the ISO100 is simply $I_{IN}R_F$, gains can be changed by altering one resistor value. In addition, the ISO100 has sufficient bandwidth (DC to 60kHz) to amplify most industrial and test equipment signals.



International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Twx: 910-952-1111
 Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAXLine: (800) 548-6133 (US/Canada Only) • Cable: BBRCORP • Telex: 066-6431 • FAX: (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132

16/20-BIT SINGLE-ENDED ANALOG INPUT/OUTPUT STEREO AUDIO CODECS

FEATURES

- **Monolithic 20-Bit $\Delta\Sigma$ ADC and DAC**
- **16/20-Bit Input/Output Data**
- **Software Control: PCM3002**
- **Hardware Control: PCM3003**
- **Stereo ADC:**
 - Single-Ended Voltage Input
 - Antialiasing Filter
 - 64× Oversampling
 - High Performance
 - THD+N: –86 dB
 - SNR: 90 dB
 - Dynamic Range: 90 dB
- **Stereo DAC:**
 - Single-Ended Voltage Output
 - Analog Low-Pass Filter
 - 64× Oversampling
 - High Performance
 - THD+N: –86 dB
 - SNR: 94 dB
 - Dynamic Range: 94 dB
- **Special Features (PCM3002, PCM3003)**
 - Digital De-Emphasis: 32 kHz, 44.1 kHz, 48 kHz
 - Power Down: ADC/DAC Independent
- **Special Features (PCM3002)**
 - Digital Attenuation (256 Steps)
 - Soft Mute
 - Digital Loopback
 - Four Alternative Audio Data Formats
- **Sampling Rate: 4 kHz to 48 kHz**

- **Single 3-V Power Supply**
- **Small Package: SSOP-24**

APPLICATIONS

- **DVC Applications**
- **DSC Applications**
- **Portable/Mobile Audio Applications**

DESCRIPTION

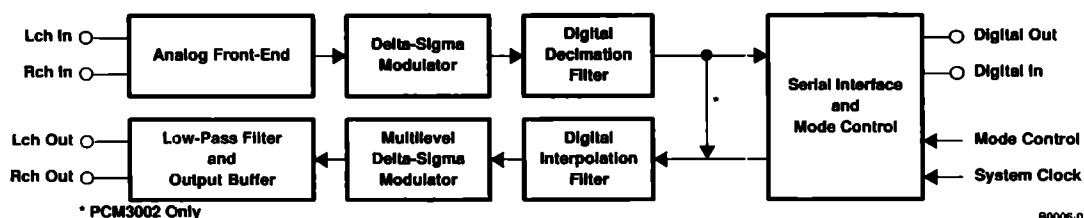
The PCM3002 and PCM3003 are low-cost, single-chip stereo audio codecs (analog-to-digital and digital-to-analog converters) with single-ended analog voltage input and output.

The ADCs and DACs employ delta-sigma modulation with 64-times oversampling. The ADCs include a digital decimation filter, and the DACs include an 8-times oversampling digital interpolation filter. The DACs also include digital attenuation, de-emphasis, infinite zero detection, and soft mute to form a complete subsystem. The PCM3002 and PCM3003 operate with left-justified (ADC) and right-justified (DAC) formats, while the PCM3002 also supports other formats, including the I²S data format.

The PCM3002 and PCM3003 provide a power-down mode that operates on the ADCs and DACs independently.

The PCM3002 and PCM3003 are fabricated using a highly advanced CMOS process, and are available in a 24-pin SSOP package. The PCM3002 and PCM3003 are suitable for a wide variety of cost-sensitive consumer applications where good performance is required.

The PCM3002 programmable functions are controlled by software. The PCM3003 functions, which are controlled by hardware, include de-emphasis, power-down, and audio data format selections.



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

System Two, Audio Precision are trademarks of Audio Precision, Inc.
All other trademarks are the property of their respective owners.



This integrated circuit can be damaged by ESD. Texas Instruments recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

All specifications at $T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_{DD} = V_{CC} = 3\text{ V}$, $f_S = 44.1\text{ kHz}$, $\text{SYSCLK} = 384 f_S$, and 16-bit data, unless otherwise noted

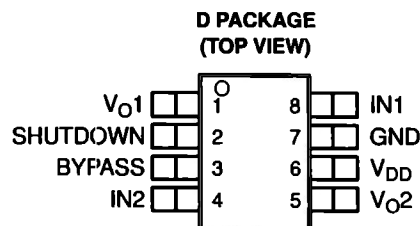
PARAMETER	CONDITIONS	PCM3002E/3003E				
		MIN	TYP	MAX	UNITS	
DIGITAL INPUT/OUTPUT						
Input Logic						
$V_{IH}^{(1)(2)(3)}$	Input logic level	0.7 V_{DD}			VDC	
$V_{IL}^{(1)(2)(3)}$		0.3 V_{DD}				
$I_{IN}^{(2)}$	Input logic current	± 1			μA	
$I_{IN}^{(1)(3)}$		100				
Output Logic						
$V_{OH}^{(4)}$	Output logic level	$I_{OUT} = -1\text{ mA}$	$V_{DD} - 0.3$		VDC	
$V_{OL}^{(4)}$		$I_{OUT} = 1\text{ mA}$	0.3			
$V_{OL}^{(5)}$		$I_{OUT} = 1\text{ mA}$	0.3			
CLOCK FREQUENCY						
f_S	Sampling frequency	4 ⁽⁶⁾	44.1	48	kHz	
	System clock frequency	256 f_S	1.024	11.2896	12.288	
		384 f_S	1.536	16.9344	18.432	
		512 f_S	2.048	22.5792	24.576	
ADC CHARACTERISTICS						
Resolution		20			Bits	
DC Accuracy						
Gain mismatch, channel-to-channel		± 1			± 3	% of FSR
Gain error		± 2			± 5	% of FSR
Gain drift		± 20				ppm of FSR/ $^\circ\text{C}$
Bipolar zero error		High-pass filter bypassed ⁽⁷⁾			± 1.7	% of FSR
Bipolar zero drift		High-pass filter bypassed ⁽⁷⁾			± 20	ppm of FSR/ $^\circ\text{C}$
Dynamic Performance⁽⁸⁾						
THD+N	$V_{IN} = -0.5\text{ dB}$		-86	-80	dB	
	$V_{IN} = -60\text{ dB}$		-28			
Dynamic range	A-weighted		86	90	dB	
Signal-to-noise ratio	A-weighted		86	90	dB	
Channel separation			84	88	dB	

- (1) Pins 7, 8, 17 and 18: RST, ML, MD, and MC for the PCM3002; PDAD, PDDA, DEM1, and DEM0 for PCM3003 (Schmitt-trigger input with 100-k Ω typical internal pulldown resistor)
- (2) Pins 9, 10, 11, 15: SYSCLK, LRCIN, BCKIN, DIN (Schmitt-trigger input)
- (3) Pin 16: 20BIT for PCM3003 (Schmitt-trigger input, 100-k Ω typical internal pulldown resistor)
- (4) Pin 12: DOUT
- (5) Pin 16: ZFLG for PCM3002 (open-drain output)
- (6) See Application Bulletin SBAA033 for information relating to operation at lower sampling frequencies.
- (7) High-pass filter for offset cancel
- (8) $f_{IN} = 1\text{ kHz}$, using the System Two™ audio measurement system by Audio Precision™ in rms mode with 20-kHz LPF, 400-Hz HPF used for performance calculation.



300-mW STEREO AUDIO POWER AMPLIFIER

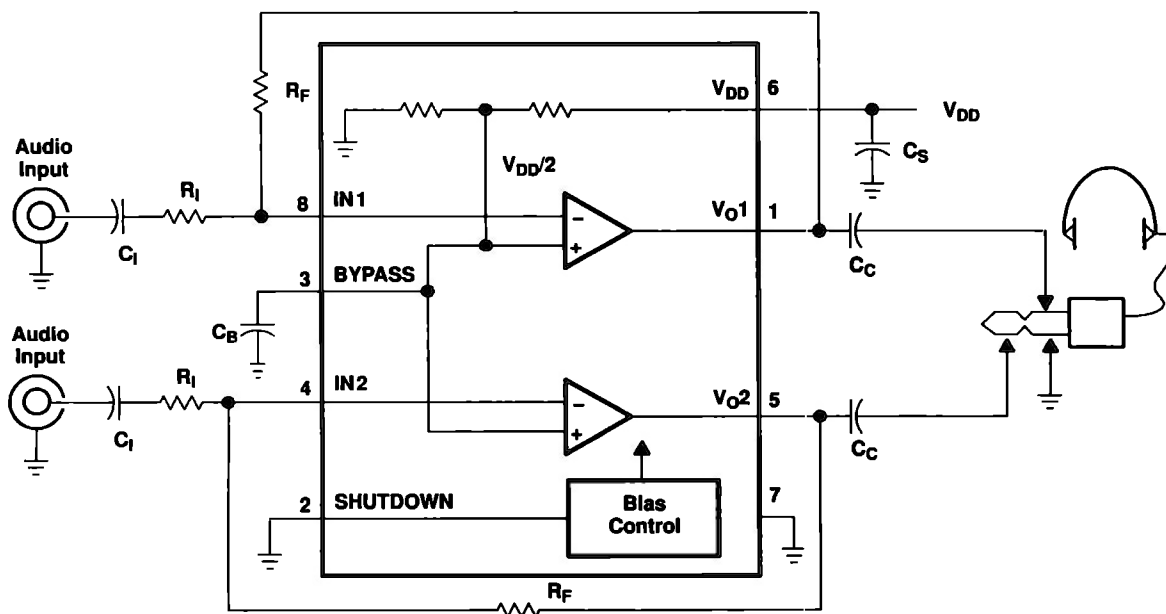
- 300-mW Stereo Output
- PC Power Supply Compatibility 5-V and 3.3-V Specified Operation
- Shutdown Control
- Internal Midrail Generation
- Thermal and Short-Circuit Protection
- Surface-Mount Packaging
- Functional Equivalent of the LM4880



DESCRIPTION

The TPA302 is a stereo audio power amplifier capable of delivering 250 mW of continuous average power into an 8-Ω load at less than 0.06% THD+N from a 5-V power supply or up to 300 mW at 1% THD+N. The TPA302 has high current outputs for driving small unpowered speakers at 8 Ω or headphones at 32 Ω. For headphone applications driving 32-Ω loads, the TPA302 delivers 60 mW of continuous average power at less than 0.06% THD+N. The amplifier features a shutdown function for power-sensitive applications as well as internal thermal and short-circuit protection. The amplifier is available in an 8-pin SOIC (D) package that reduces board space and facilitates automated assembly.

TYPICAL APPLICATION CIRCUIT



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.



This integrated circuit can be damaged by ESD. Texas Instruments recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

AVAILABLE OPTIONS

T_A	PACKAGED DEVICES
	SMALL OUTLINE⁽¹⁾ (D)
–40°C to 85°C	TPA302D

(1) The D packages are available taped and reeled. To order a taped and reeled part, add the suffix R (e.g., TPA302DR)

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)⁽¹⁾

	UNIT
V_{DD} Supply voltage	6 V
V_I Input voltage	–0.3 V to $V_{DD} + 0.3$ V
Continuous total power dissipation	Internally limited (see Dissipation Rating Table)
T_J Operating junction temperature range	–40°C to 150° C
T_{stg} Storage temperature range	–65°C to 150°C
Lead temperature 1.6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds	260°C

(1) Stresses beyond those listed under "absolute maximum ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under "recommended operating conditions" is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

DISSIPATION RATING TABLE

PACKAGE	$T_A \leq 25^\circ\text{C}$ POWER RATING	DERATING FACTOR ABOVE $T_A = 25^\circ\text{C}$	$T_A = 70^\circ\text{C}$ POWER RATING	$T_A = 85^\circ\text{C}$ POWER RATING
D	731 mW	5.8 mW/°C	460 mW	380 mW

RECOMMENDED OPERATING CONDITIONS

	MIN	MAX	UNIT
V_{DD} Supply voltage	2.7	5.5	V
T_A Operating free-air temperature	–40	85	°C

DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS

at specified free-air temperature, $V_{DD} = 3.3$ V (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITION	MIN	TYP	MAX	UNIT
I_{DD} Supply current			2.25	5	mA
V_{IO} Input offset voltage			5	20	mV
PSRR Power supply rejection ratio	$V_{DD} = 3.2$ V to 3.4 V		55		dB
$I_{DD(SD)}$ Quiescent current in shutdown			0.6	20	µA