

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EQUIPO PARA
AUDIOLOGÍA OBJETIVA
(PEATC)**

Actividad A02-1:

**Elaboración de las etapas que conforman el circuito de Amplificación de los
potenciales evocados auditivos**

Elaboró:

**SANDRA MILENA RODRIGUEZ ALVAREZ
Ingeniera Biomédica**

**ARNOLDO TORRES VALDERRAMA
Ingeniero Electrónico**

Producto P02:

**DISEÑO Y ELABORACIÓN DEL CIRCUITO DE AMPLIFICACIÓN DE
POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS**

CONTENIDO

	Pág
INTRODUCCIÓN	4
1. DIAGRAMA A BLOQUES DE LA INSTRUMENTACIÓN	6
1.1 PACIENTE	7
1.2 ELECTRODOS	8
1.2.1 Cable	10
1.3 AMPLIFICACIÓN	11
1.3.1 Diagrama interno del INA128P	13
1.4 FILTRADO	14
1.5 PROMEDIACIÓN DE LA SEÑAL	15
1.6 DIGITALIZACIÓN	17
1.6.1 Muestreo	19
1.6.2 Retención (En inglés, Hold)	20
1.6.3 Cuantificación	21
1.6.4 Codificación	21
1.7 COMUNICACIÓN SERIAL	22
1.7.1 Aspectos técnicos de la programación del PIC	22
1.7.2 Principio de Funcionamiento	23
1.7.3 El protocolo RS-232	24
1.8 PROCESAMIENTO Y ALMACENAMIENTO DE REGISTROS	24
BIBLIOGRAFÍA	26

LISTA DE FIGURAS

	Pág
Figura 1. Representación de un instrumento de registro de potenciales evocados	5
Figura 2 Diagrama a bloques para la adquisición de los PEATC	7
Figura 3 Disposición de electrodos según el sistema 10-20	7
Figura 4 Electrodo Ag/AgCl	9
Figura 5 Interface electrodo - piel	10
Figura 6 Cable para el registro	11
Figura 7 Amplificación de la señal	11
Figura 8 Diagrama interno INA128P (burr -brown)	13
Figura 9 Gráfico de un filtro de paso de banda	15
Figura 10 Conversión análogo - digital	18
Figura 11 Periodo de muestreo de una señal analógica	19
Figura 12 Señal analógica y señal digital	20
Figura 13 Retención	20

INTRODUCCIÓN

La respuesta de las vías nerviosas auditivas a la aplicación de un estímulo acústico adecuado se denomina potenciales evocados auditivos (PEA). Es posible utilizar diferentes patrones de estimulación, ubicación de electrodos y ventanas de análisis del registro, obteniéndose señales con distintos tipos de información relativa a las vías nerviosas involucradas. Los PEA registrados en el cuero cabelludo están inmersos en una suma de otros potenciales generados por diversas fuentes fisiológicas (electroencefalograma EEG, electromiograma EMG, electrocardiograma ECG, etc.) y no fisiológicas (tensión de 50 Hz, señales de radio y ruido de instrumentación, entre otros). El caso más desfavorable se presenta con los potenciales evocados auditivos de tronco cerebral (PEATC), cuya amplitud máxima es del orden de $1 \mu\text{V}$, mientras que la amplitud del ruido es casi dos órdenes de magnitud mayor (alrededor de $50 \mu\text{V}$).

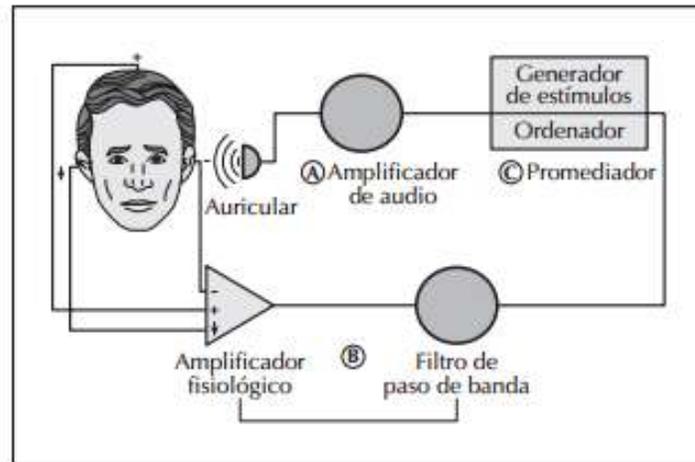
Un registro de PEATC consiste en una sucesión de picos correspondientes a la actividad eléctrica del nervio auditivo y de las vías auditivas ascendentes dentro del tronco cerebral en los 10 ms siguientes a la aplicación de un estímulo o sonido. El análisis de los PEATC reviste gran importancia, ya que diferentes características de la señal (presencia o no de picos, valores de latencias y amplitudes) permiten realizar diagnósticos, como estimación del umbral de audición o localización de patologías auditivas, entre otros ^[1, 2].

La identificación de los componentes que conforman un potencial evocado requiere cierta instrumentación que permita la visualización y tratamiento posterior de la señal bioeléctrica registrada. Esto es así debido a que la magnitud eléctrica de estos potenciales es relativamente pequeña (entre los $0,001-1 \mu\text{V}$, en el caso de los PEATC). De otra parte es necesario distinguir los PEATC y la respuesta electrococleográfica de otra actividad no deseable como es la actividad eléctrica cerebral de fondo, la actividad muscular y la posible contaminación de artefactos ^[3].

Según Suarez (2007), el sistema de registro de los potenciales evocados tiene como objetivo mejorar la relación entre la respuesta biológica desencadenada por el estímulo usado y la actividad no deseada. El aparato convencional de registro (Ver Figura No.1) está compuesto por el generador de estímulos (A), cuya función es desencadenar clics e impulsos tonales u otro tipo de estímulos más complejos, como palabras o frases, dependiendo de las demandas de la tarea.

En el capítulo instrumentación y procesamiento de la señal del Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello se plantea el esquema de la figura 1, donde el sistema de tratamiento de la señal (B), está compuesto por el amplificador, cuya misión es aumentar la amplitud de la actividad eléctrica cerebral registrada; los filtros, que nos permiten limitar el registro a un rango de frecuencias predeterminado; y el promediador (C), cuyo objetivo es llevar a cabo la suma algebraica de la actividad biológica registrada que de forma sincrónica se desencadena tras la presentación del estímulo.

Figura 1. Representación de un instrumento de registro de potenciales evocados



Fuente: Tratado de otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello.

1. DIAGRAMA A BLOQUES DE LA INSTRUMENTACIÓN

La actividad eléctrica recogida por los electrodos dentro del período especificado de ventana, debe ser procesada a través de varias estrategias para visualizar la forma de la onda del PEATC. La identificación de los componentes que conforman un potencial evocado requiere de cierta instrumentación que permita la visualización y tratamiento posterior de la señal bioeléctrica registrada, debido a que la magnitud eléctrica de estos potenciales es relativamente pequeña, encontrándose entre los 0.001-1 μV , y están mezclados en una interferencia (llamada ruido, ruido de fondo) compuesta principalmente por actividad cerebral y por potenciales musculares causados por movimiento o tensión.

Tal como cita en el capítulo 83 del tratado mencionado anteriormente, para llevar a cabo registros de PEATC se utilizan electrodos aplicados a la superficie craneal. Los electrodos tienen forma de disco y están recubiertos con una ligera capa de cloruro de plata. Este tipo de electrodos son de baja impedancia y presentan pocas reacciones alérgicas. La superficie del electrodo se rellena con una pasta que facilita la conducción bioeléctrica. Antes de adherir los electrodos a la superficie craneal se eliminan la grasa e impurezas de la piel.

Una vez aplicados los electrodos debemos registrar la impedancia (resistencia al paso de la corriente alterna). La mayoría de los aparatos comerciales permiten llevar a cabo una comprobación de la impedancia mediante el paso de una corriente, de baja intensidad, entre pares de electrodos. Una impedancia baja aumenta la calidad del registro porque ayuda a eliminar el ruido interno de los amplificadores y reduce las interferencias eléctricas externas.

Convencionalmente se considera 5 k Ω como la impedancia óptima para llevar a cabo registros de PEATC. En el caso de la Ecg, debe esperarse impedancias de aproximadamente 20 k Ω , dada las características de la disposición del electrodo Ver Tabla 1.

Tabla 1. Características de los PEATC

Descripción	Valores
Amplitud	0.2 - 0.8 μV
Ancho de Banda	10 - 3.000 Hz
Duración	10 milisegundos
Ruido de fondo (EEG)	50 a 100 μV
Montaje de electrodos	Cz ¹ (+), A1 ² (-), Fpz ³ (G)
Ondas	I, II, III, IV, V, VI, VII
Estímulo	Click

Fuente: Tratado de otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello, arreglo del autor

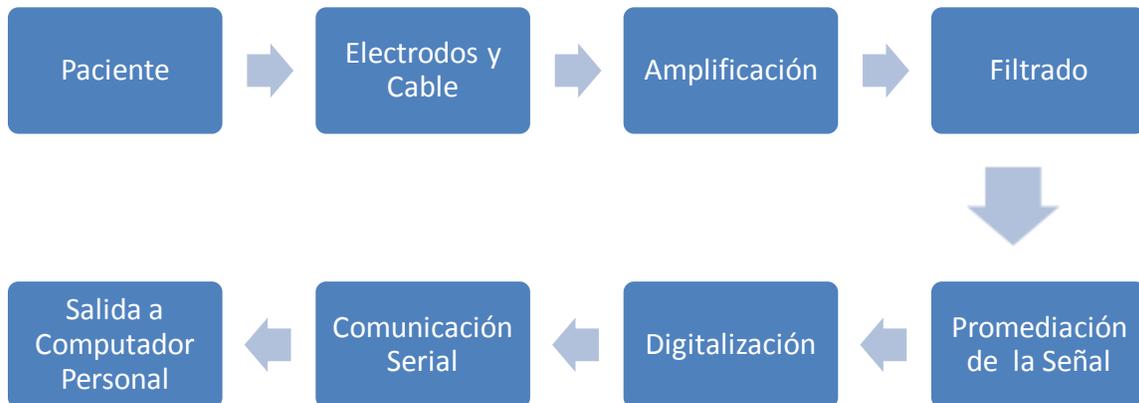
¹ Electrodo situado en vértex es denominado Cz.

² Electrodo situado en el lóbulo de la oreja A (A1 para el lóbulo izquierdo y A2 para el derecho).

³ Electrodo situado en la mastoides.

A continuación se presenta el diagrama a bloques (Ver Figura No. 2) para la adquisición de los potenciales evocados auditivos de Tallo Cerebral (PEATC):

Figura 2 Diagrama a bloques para la adquisición de los PEATC

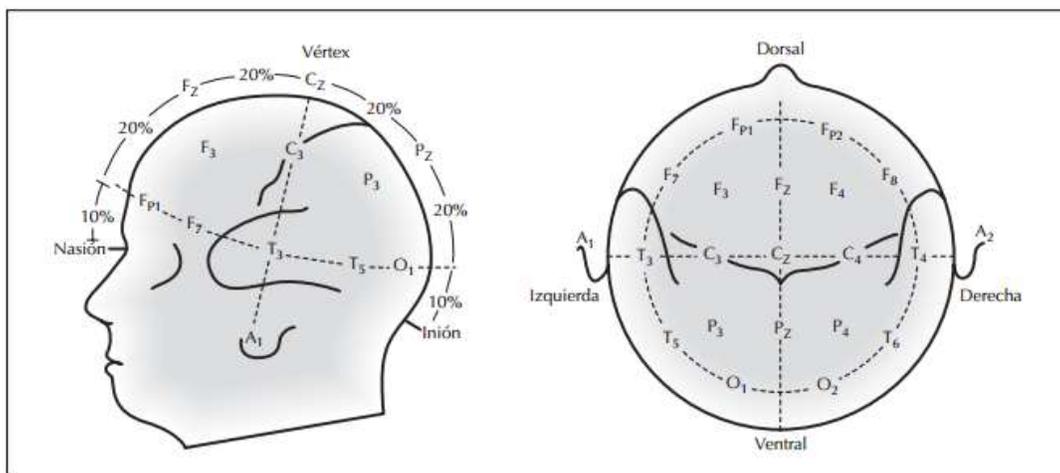


Fuente: El autor

1.1 PACIENTE

En los registros de PEATC, la disposición de los electrodos en la superficie craneal sigue una normativa específica, conocido como el Sistema Internacional de Nomenclatura de Electrodos 10-20⁴ (Ver Figura No. 3). Bajo este sistema, el electrodo situado en vértex es denominado Cz, la frente Fz, el lóbulo de la oreja A (A1 para el lóbulo izquierdo y A2 para el derecho) y la mastoides M.

Figura 3 Disposición de electrodos según el sistema 10-20



Fuente: Tratado de otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello.

⁴ Es un sistema recomendado por la Federación Internacional de Sociedades para Electroencefalografía y Neurofisiología Clínica (IFSECN) para la localización de los electrodos en el cuero cabelludo; El nombre se debe a que las distancias entre electrodos son de 10% o 20% de la distancia frontal-posterior o de lado a lado del cráneo.

1.2 ELECTRODOS

Los PEATC son registrados desde los electrodos fijados en varias posiciones sobre la cabeza. Típicamente los electrodos son pequeños de metal en forma de disco, cubiertos con varios materiales como plata, cloruro de plata, oro, estaño, platino, etc. Este tipo de electrodos son de baja impedancia y presentan pocas reacciones alérgicas. Los PEATC son actualmente registrados por medidas de diferencia en la actividad eléctrica entre dos electrodos, una técnica conocida con el nombre de diferencial de registro. Uno de los electrodos es colocado en el vértex, o en la línea media por debajo de la línea de implantación del cuero cabelludo. Otro electrodo es colocado en el lóbulo del oído o en proceso mastoideo del oído ipsilateral que será el oído que reciba el estímulo. Un tercer electrodo, típicamente colocado en la frente, lóbulo del oído o proceso mastoideo contralateral servirá como electrodo de tierra.

Antes de fijar los electrodos, la piel debe de ser limpiada para remover el exceso de aceite, descamaciones y suciedad para obtener un buen contacto entre la piel y el electrodo. La superficie del electrodo se rellena con una pasta que facilita la conducción bioeléctrica. Una vez que los electrodos han sido colocados, el adecuado contacto con la piel es valorado al medir la impedancia mediante el paso de una corriente eléctrica, de baja intensidad, entre cada par de electrodos. Una impedancia baja aumenta la calidad del registro por que ayuda a eliminar el ruido interno de los amplificadores y reduce las interferencias eléctricas externas. Para registros de alta calidad las impedancias menores o iguales a $6k\Omega$ son generalmente aceptadas como normales. Las impedancias deberán de ser muy equivalentes entre los pares de electrodos para un correcto registro.

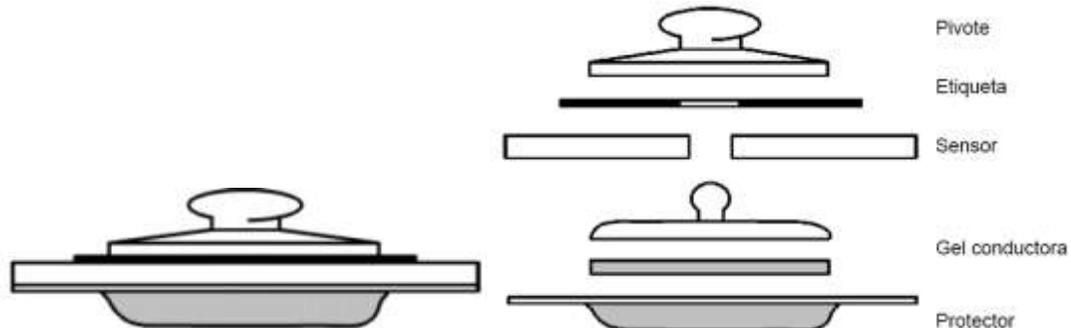
Como se dijo anteriormente, para la adquisición de los potenciales evocados de tallo cerebral se utilizará electrodos de superficie. Los electrodos de superficie suelen ser de ranura, con pasta de electrodo llenando la cavidad para conseguir más contacto con la piel y reducir la impedancia de los electrodos. Los electrodos comercializados pueden ser desechables, como los electrodos Electrocardiográficos (ECG), o reutilizables con una protección de plástico y un cuello adhesivo por ambos lados. Su diámetro va de 2 a 10 mm para la parte activa del electrodo. Los electrodos de cloruro de plata-plata (Ag-Ag Cl) con pasta de cloruro se utilizan invariablemente debido a sus propiedades de estabilidad y reducción del ruido.

Los electrodos son elementos esenciales para la medicina porque proporcionan una interfase entre el cuerpo humano y los aparatos médicos de medida. Los electrodos, son los encargados de transformar en corrientes eléctricas las corrientes iónicas del cuerpo humano. El electrodo está formado por una superficie metálica y un electrolito en contacto con la piel.

Los electrodos convierten corrientes iónicas en corrientes de electrones. Se utilizan electrodos Ag-AgCl, que son discos de plata con un electrolito (gel o pasta conductora) (Ver Figura 4). La interface electrodo-electrolito consta de una impedancia y una tensión continuas. Para los electrodos de superficie la

impedancia oscila entre decenas de kiloohmios. Se realiza una amplificación diferencial y un filtrado de paso alto para eliminar la componente de potencial de contacto de los electrodos y la componente continua. Las interferencias externas, procedentes de la red eléctrica, se conducen por el cuerpo humano provocando un acoplamiento capacitivo entre éste y la red. De la misma forma existe un acoplamiento de 60 Hz entre la red y los cables hacia tierra. La misión de los electrodos consiste en recoger la señal de la superficie cutánea.

Figura 4 Electrodo Ag/AgCl



Fuente: <http://www.dalcame.com/wdescarga/modulo%20ecg.pdf>

Para recibir una buena señal se debe tener en cuenta los siguientes parámetros:

- Los electrodos deben ser iguales y de la misma marca.
- Se deben situar de forma que se reconozcan las diferentes ondas del potencial evocado.

Para aplicar los electrodos:

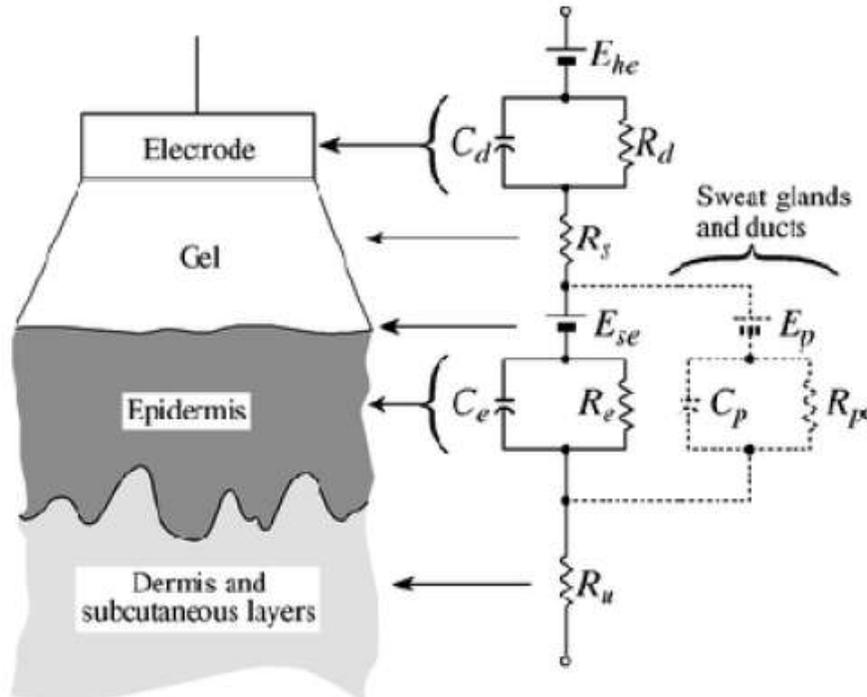
- La piel ha de estar limpia, seca y desengrasada; si hay exceso de vello, se debe rasurar un poco.
- Los electrodos son desechables.

Especificaciones técnicas:

- Impedancia de corriente alterna por debajo de 2 k Ω .
- Voltaje de desplazamiento de corriente directa menor de 100 mV.
- Recuperación de Sobrecarga de desfibrilación menor de 100 mV, con una proporción de cambio de potencial residual de polarización menor de 1mV/s.
- Prejuicio la Tolerancia Actual inferior de 100 mV.
- Inestabilidad combinada de desplazamiento y Ruido Interno no mayor de 150 mV.

La piel consiste en tres capas principales que rodean el cuerpo para protegerlo del medio ambiente y también sirven como interfaces. A continuación se representa (Ver Figura No. 5) la conexión entre un electrodo y la piel por medio de un gel:

Figura 5 Interface electrodo - piel



Fuente: BioPhysicsResearch

El circuito equivalente a la interfaz electrodo-electrolito es el que está al lado del gel electrodo. R_s es la resistencia efectiva entre la piel y electrodo, y el estrato córneo se puede considerar como una membrana semipermeable a iones, de tal modo que si hay una diferencia en la concentración de iones a lo largo de la membrana hay una diferencia de potencial. Ese, el cual está dado por la ecuación de Nerst.

La capa epidérmica tiene una impedancia eléctrica y se comporta como un circuito RC en paralelo, para 1 cm^2 la impedancia de la piel se reduce desde $200 \text{ k}\Omega$ a 1 Hz hasta 200Ω a 1 MHz la dermis y las capas subcutáneas se comportan como resistencias.

1.2.1 Cable

El cable a utilizar para este circuito, es el utilizado para Electrocardiografía y Electromiografía, llamado cable clip o botón (Ver Figura No. 6). Es un cable de conexión con clip de presión para electrodos adhesivos, que contiene las siguientes características:

- Longitud del cable: 1 y 1.5 metros.
- Surtido de cables en 6 colores.
- Tipo de conexión: Se cuenta con el conector que presiden a los equipos.

Figura 6 Cable para el registro



Fuente: DiscountDisposables

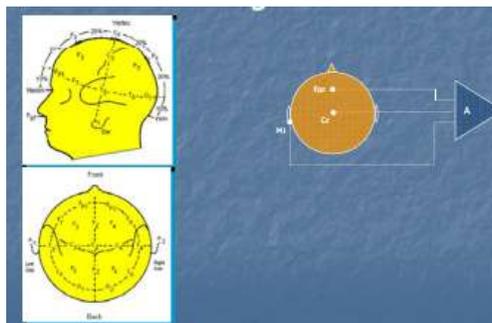
El cable anteriormente usado es blindado con tres conductores internos uno para el electrodo no inversor (+), uno para el inversor (-) y uno para el electrodo de referencia.

1.3 AMPLIFICACIÓN

Debido al pequeño tamaño de los picos de los PEATC, es necesaria la amplificación para aumentar la magnitud de la actividad eléctrica recogida a través de los electrodos. Esta amplificación de los potenciales evocados se lleva a cabo mediante amplificadores diferenciales (Ver Figura No. 7). El amplificador aumenta la señal de entrada unas 100,000 veces (10^5).

El inconveniente de que la interferencia obscurezca el PEATC es disminuida parcialmente al filtrar la actividad eléctrica que procede desde los electrodos. La mayor parte del ruido se localiza en la región de las frecuencias graves debido a componentes musculares relativamente lentos.

Figura 7 Amplificación de la señal



Fuente: http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/bioing2/Clase_PE_Bioll_2008.pdf

Para esta etapa de amplificación se utilizará un “amplificador de instrumentación” de aplicación biomédica. Los amplificadores constituyen un componente muy importante en los sistemas de bioinstrumentación; sus características deben ajustarse a las condiciones impuestas por la señal a amplificar y al entorno físico de aplicación. Las señales biológicas se caracterizan por un bajo nivel de amplitud. El amplificador de bioinstrumentación debe reunir las siguientes características:

- Salida simple y entrada diferencial.
- Alto rechazo a la señal de modo común.
- Alta impedancia de entrada: La impedancia de entrada del amplificador debe ser alta para evitar errores de carga y la transformación de señales de modo común a modo diferencial.
- Ganancia apropiada según la aplicación.
- Respuesta en frecuencia: El amplificador ha de filtrar paso alto la señal para eliminar el potencial de contacto de los electrodos y sus derivas con el tiempo. La señal se debe filtrar también paso bajo para limitar la banda de señal y reducir el ruido. El ancho de banda del amplificador debe ser suficientemente grande para poder reproducir de forma precisa el potencial evocado auditivo.
- Bajo Voltaje Offset.
- Bajas corrientes de polarización de entrada.
- Circuito de protección contra sobre voltajes.

El amplificador de instrumentación responde solamente a la diferencia entre las dos señales de entrada y presenta una extremadamente alta impedancia entre las entradas diferenciales y entre cada una de ellas y la referencia.

El voltaje de salida es obtenido entre la salida simple y la referencia del amplificador de instrumentación y esta será igual a la ganancia del amplificador por la diferencia entre los dos voltajes de las terminales de entrada.

La ganancia del amplificador, es fijada desde un resistor externo. Las propiedades de un amplificador de instrumentación ideal pueden ser resumidas por una impedancia de entrada infinita, cero impedancias de salida, voltajes de salidas proporcionales solamente al voltaje de diferencia de entrada, una ganancia constante y precisa (lo cual implica altísima linealidad y un ilimitado ancho de banda). Este amplificador rechaza las señales comunes en ambas entradas (señales de modo común), dejando un poco de voltaje offset.

Para la aplicación que se requiere se recomienda utilizar el INA128 con un voltaje de alimentación de 5V. A este circuito el fabricante lo recomienda para aplicaciones biomédicas. El circuito integrado INA128P de la Burr-Brown, es un Amplificador de Instrumentación de alta precisión.

El INA128P es fabricado con láser lo cual logra un muy bajo voltaje de Offset ($50\mu\text{V}$), con una variación ($0.5\mu\text{V}/^\circ\text{C}$) ofreciendo alto rechazo en modo común

(120dB a $G \geq 1000$). Operan con alimentaciones tan bajas como $\pm 2.25V$, permitiendo uso de baterías y una corriente inmóvil de $700\mu A$ máximo.

El INA128P está disponible en encapsulado de 8 pines de plástico con un rango de temperatura ($-40^{\circ}C$ a $+85^{\circ}C$).

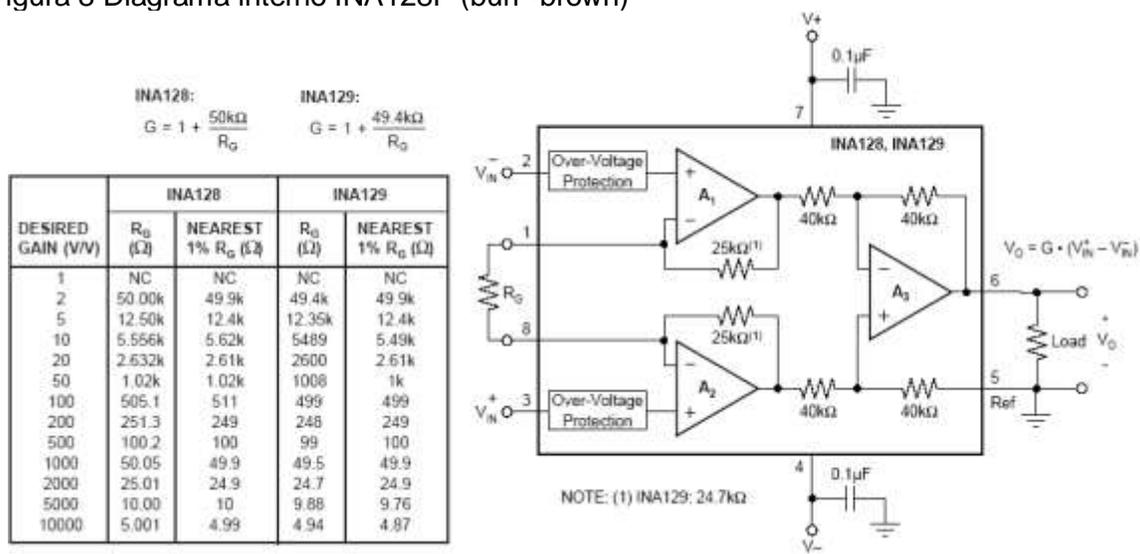
Rangos del INA128P:

- Voltaje de Offset bajo: $50\mu V$ máximo.
- Variación baja: $0.5\mu V/^{\circ}C$ máximo.
- Corriente de offset baja a la entrada: $5na$ máximo.
- Alto rechazo en modo común: 120dB mínimo.
- Protección de sobrevoltaje a la entrada: $\pm 40V$.
- Rango de alimentación: ± 2.25 a $\pm 18V$.
- Corriente inmóvil baja: $700\mu A$ Máxima.
- Encapsulado de 8 pines en plástico.

1.3.1 Diagrama interno del INA128P

La Figura 8 representa el diseño clásico utilizado por la mayoría de los amplificadores de instrumentación. La salida del amplificador operacional es un amplificador diferencial con ganancia de tensión unidad. Las resistencias utilizadas en esta etapa de salida son normalmente menos de un $\pm 0.001\%$ de diferencia entre ellas gracias a los cortes realizados con láser. La Figura 8 muestra las conexiones básicas requeridas para el funcionamiento del INA128P. Aplicaciones con suministros de voltaje de alta impedancia o ruidosos pueden requerir condensadores de desacoplo cerca del dispositivo como se muestra en la Figura 8.

Figura 8 Diagrama interno INA128P (burr -brown)



Fuente: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>

La salida (pin 6) es referenciada a tierra, normalmente el pin 5 se conecta a tierra. La ganancia del INA128P, viene dada por la relación que el fabricante especifica en el datasheet:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

Tomando en cuenta los valores sugeridos por el fabricante (Burr-Brown) la resistencia externa, es una resistencia con un valor de 80Ω que entrega una ganancia fija que cumple con la siguiente relación: $G = (1 + (50k\Omega)/80\Omega) = 626$.

1.4 FILTRADO

Posteriormente la señal es filtrada mejorando la relación señal-ruido. Los potenciales evocados auditivos vienen sumergidos en inmensa cantidad de ruido, para atenuar el efecto de esta interferencia se filtra la señal. Los filtros son circuitos que permiten el paso de una determinada banda de frecuencias mientras atenúan todas las señales que no estén comprendidas en esta banda.

En esta etapa se toman en cuenta básicamente dos consideraciones: la interferencia y el ancho de banda. La interferencia en la señal del potencial evocado se origina principalmente por la línea de corriente alterna de 60 Hz, electrodos indebidamente fijados, resequedad en la pasta electrolítica y otros, siendo la interferencia de la línea de corriente alterna la que destaca entre ellas, sin ser su presencia sino sus efectos los que deben eliminarse. Con base en estas consideraciones se diseñó la etapa de filtrado.

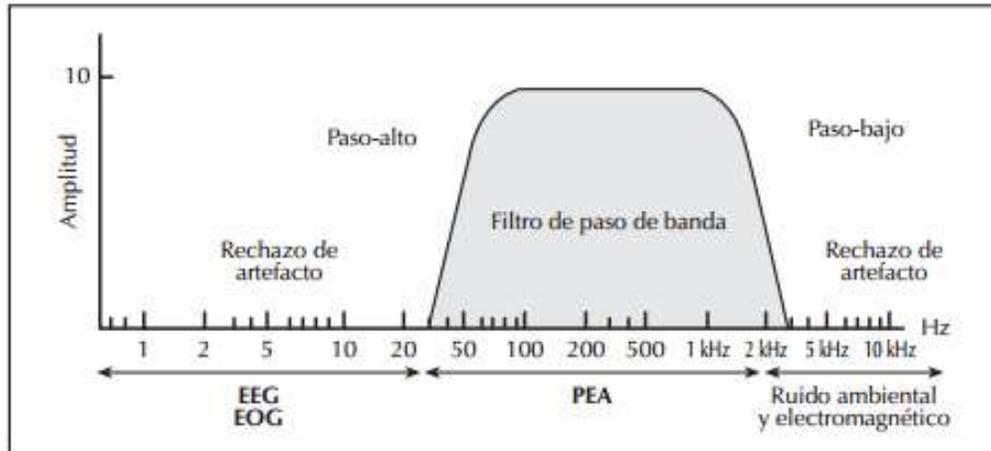
La frecuencia de corte de los filtros se define como el punto en el que el filtro atenúa la señal en 3 dB. Las características de un filtro vienen determinadas por la pendiente (roll-off) definida como el porcentaje de atenuación de la frecuencia de la señal hasta la frecuencia de corte del filtro. El roll-off se mide en decibelios por octava (Ver Figura No. 9). En los registros electrofisiológicos se utilizan filtros de paso de banda. Éstos están formados por filtros de paso alto y bajo, encargados de excluir de la señal las bajas y altas frecuencias, aceptando solo la frecuencia que se desea estudiar mejorando la relación señal - ruido.

Como se deben desarrollar un filtro Pasa Bajas y pasa Altas, en estas dos etapas se implementaron filtros Butterworth de 60 decibeles por década respectivamente. Este tipo de filtro se escogió por presentar respuesta en amplitud muy plana en la banda de paso además de su fácil implementación. El filtro Butterworth, presenta una banda de paso suave y un corte agudo; también es el filtro que presenta la respuesta más plana mientras más se acerca a la frecuencia de corte, es por eso que recibe el nombre de máximamente plana.

Para el registro de los PEATC se utilizan filtros que varían según el protocolo de estudio, pero en su mayoría se encuentran los de baja frecuencia de paso entre

30-150 Hz, y la alta frecuencia entre los 1,500-3000 Hz. Si no son utilizados adecuadamente la interferencia eléctrica degrada la forma de la onda y aumenta el tiempo del estudio por el incremento del rechazo de la respuesta debido al ruido eléctrico. Para reducir este ruido eléctrico y mejorar la claridad de la onda, la resistencia en y entre los electrodos debe de ser mantenida < de los 3,000 ohms para cada electrodos y <1000 ohms entre todos los pares de electrodos.

Figura 9 Gráfico de un filtro de paso de banda



Fuente: Tratado de otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello.

El filtrado solo puede eliminar una porción del ruido de interferencia debido a que pueden tener puntos en común la frecuencia contenida en los potenciales y la frecuencia de la interferencia. Por lo tanto existe otra técnica llamada promediación de la señal, para reducir la interferencia no deseada y tener una onda de PEATC más clara.

Para la elaboración de la etapa de filtrado se utilizará el Amplificador Operacional OPA2234, con las siguientes características:

- Rango de alimentación: 2.7V a 36V
- Baja corriente de reposo: 250 μ A/amp
- Bajo voltaje de offset: 100 μ VTyp
- Alto Rechazo en Modo Común
- Aplicación Biomédica
- Amplificador Operacional de Precisión

1.5 PROMEDIACIÓN DE LA SEÑAL

La actividad cerebral registrada está contaminada inevitablemente por ruido de fondo. Cuando el ruido de fondo es menor que la amplitud de los potenciales evocados, la presencia de esta contaminación es irrelevante para el registro de la señal; sin embargo, los potenciales evocados auditivos son señales muy pequeñas

y el ruido de fondo suele ser, aproximadamente, unas 10 veces mayor. El cociente entre el potencial evocado y el ruido de fondo determinará la relación señal y ruido:

$$RSR = \frac{PE}{RF}$$

RSR: Relación señal ruido

PE: Potencial evocado

RF: Ruido de fondo

Esta relación suele expresarse en decibelios (dB). La función del promediador es precisamente mejorar este cociente señal-ruido, mediante el proceso de promediación de la señal. El promediador muestrea la actividad electroencefalográfica de forma sincrónica a la presentación del estímulo y almacena posteriormente este dato en la memoria del microcontrolador. Este muestreo tiene lugar un número de veces determinado (N). Una vez alcanzado el valor de N, se obtiene el promedio de todos los registros almacenados, mediante la suma algebraica de las muestras y su división por el valor de N.

Si se asume que los potenciales evocados son invariantes (constantes en morfología y amplitud) y son desencadenados exactamente al mismo tiempo en cada muestra, podemos establecer que la señal promediada es un potencial evocado por la presentación de un determinado tipo de estímulo. El ruido de fondo, sin embargo, es diferente de muestra a muestra, de carácter aleatorio, no sincrónico a la presentación del estímulo y tras el proceso de promediación tiende a la cancelación. Evidentemente, cuantas más muestras se lleven a cabo menor será la contribución del ruido al registro y mejor definición adquirirán los componentes del potencial evocado.

El promediador ayuda a reducir este ruido de fondo y hace posible detectar el PEATC mediante el proceso de promediación de la señal. El promediador muestra la actividad electroencefalográfica de forma sincrónica a la presentación del estímulo y almacena posteriormente estos datos en la memoria del computador. Una vez alcanzados una serie de estímulos se obtiene el promedio de todos los registros almacenados mediante la suma algebraica de las muestras y su división entre el número de estímulos.

El promedio de la señal es posible si asumimos que los PEATC son señales invariantes (constantes en morfología y amplitud), desencadenadas exactamente al mismo tiempo en cada muestra que sobrevienen a la presentación del estímulo, mientras que el ruido de fondo o sonido de interferencia ocurre al azar. Esto es, la señal ocurre en los mismos puntos en el tiempo después del inicio del estímulo emitido, pero el ruido de fondo no tiene un patrón regular, este es más bien aleatorio no sincrónico a la presentación del estímulo y tras el proceso de promediación tiende a la cancelación.

El promediador de la señal recibe una gran cantidad de estímulos y realiza un "barrido" de cada señal individual para obtener un promedio final de la onda. Al

realizar el promedio de la señal, el sonido obtenido al azar tiende a ser eliminado, mientras que el potencial evocado es retenido debido a que es básicamente el mismo en cada barrido. Por consiguiente, cuantas más muestras se lleven a cabo menor será la contribución del ruido al registro y mejor definición adquirirán los componentes del PEATC para ser visualizados en el promedio final de la onda formada. Para el registro de los PEATC se requieren entre 100 y 200 barridos para asegurarnos de tener una buena calidad de onda de potencial.

En todo momento el paciente debe de estar reclinado o recostado en una posición relajante sin moverse, debido a que se puede observar una interferencia debida a la actividad muscular que contaminará el registro haciendo difícil la identificación del PEATC. Para infantes o niños pequeños se recomienda que estén dormidos durante el estudio. En ocasiones es necesario utilizar hidrato de clorato para inducir el sueño.

Igualmente que en la etapa de filtrado, Para la elaboración del promediador de la señal se utilizará el Amplificador Operacional OPA2234.

1.6 DIGITALIZACIÓN

Una conversión analógica-digital consiste en la transcripción de señales analógicas en señales digitales, con el propósito de facilitar su procesamiento (encriptación, compresión, etc.) y hacer la señal resultante (la digital) más inmune al ruido y otras interferencias a las que son más sensibles las señales analógicas.

Una señal analógica es aquella que puede tomar una infinidad de valores (frecuencia y amplitud) dentro de un límite superior e inferior.

En cambio, una señal digital es aquella señal cuyos valores (frecuencia y amplitud) no son continuos si no discretos, lo que significa que la señal necesariamente ha de tomar unos determinados valores fijos predeterminados. Estos valores fijos se toman del sistema binario, lo que significa que la señal va a quedar convertida en una combinación de ceros y unos, que ya no se parece en nada a la señal original. Precisamente, el término digital tiene su origen en esto, en que la señal se construye a partir de números (dígitos).

Ventajas de la señal digital

- La señal digital es más resistente al ruido. La señal digital es menos sensible que la analógica a las interferencias, etc.
- Ante la pérdida de cierta cantidad de información, la señal digital puede ser reconstruida gracias a los Sistema de regeneración de señales (usados también para amplificarla, sin introducir distorsión). También cuenta, con sistemas de detección y corrección de errores que, por ejemplo, permiten introducir el valor de una muestra dañada, obteniendo el valor medio de las muestras adyacentes (interpolación).

- Facilidad el procesamiento de la señal. Cualquier operación está al alcance de un cliqueo.
- La señal digital permite la multigeneración infinita sin pérdidas de calidad. Esta ventaja sólo es aplicable a los formatos de disco óptico, la cinta magnética digital, aunque en menor medida que la analógica (que sólo soporta como mucho 4 o 5 generaciones), también va perdiendo información con la multigeneración.

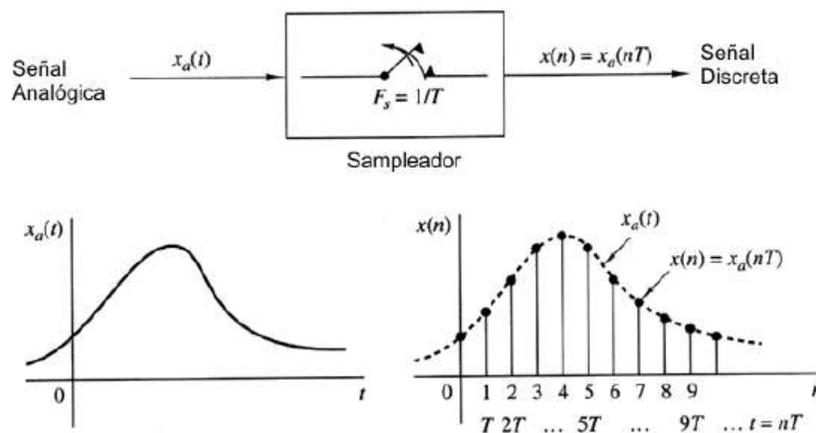
La digitalización o conversión analógica-digital (conversión A/D) consiste básicamente en realizar de forma periódica medidas de la amplitud de la señal y traducirlas a un lenguaje numérico. La conversión A/D también es conocida por el acrónimo inglés ADC (analogicto digital conversion).

La conversión Análoga – Digital es una de las etapas más importantes del circuito de adquisición de los potenciales evocados auditivos, ya que es la encargada de recibir la señalpreviamente amplificada y filtrada, para digitalizarla, y enviarla a través de un canalde comunicaciones a un Computador Personal. Debido a los estándares internacionales, se requiere que el conversor que manejeesta etapa debe tener por lo menos 10 bits de resolución, y la posibilidad de transmitir los datos a través de puertos serie.

Para hacer el proceso de conversión digital de la señal (potenciales evocados auditivos) se deben tener en cuenta lossiguientes aspectos:

- Frecuencia a la que se va a muestrear la señal.
- El tiempo de conversión mínimo del convertidor A/D.
- El tiempo que tarda el dispositivo de almacenamiento en registrar una muestra de señal (Ver Figura No. 10).

Figura 10 Conversiónanálogo - digital



Debido a estos aspectos es necesario un dispositivo electrónico que permita integrar diferentes tipos de tecnologías y realizar tareas como controlar los

tiempos de conversión y almacenamiento de la señal y comunicación con el computador.

Los potenciales evocados auditivos se digitalizaron con el conversor A/D de un microcontrolador de la gama PIC16F. Este conversor tiene una resolución de 10 bits y un tiempo de conversión (TAD) por bit mínimo de 1.6 μ s. El tiempo de conversión de un dato es igual a 12·TAD.

El conversor A/D se configuró para un TAD=2 μ s. El resultado de la conversión se justifica a la derecha, para tomar los 8 bits más significativos. Esto permite aprovechar la capacidad de las memorias, pero la señal digital tendrá un error igual a 0.39%. Dicho error fue calculado mediante la ecuación:

$$\varepsilon \times 100\% = \frac{2^n}{2^N} \cdot 100$$

En donde n es la cantidad de bits desechados y N es el total de bits de la conversión.

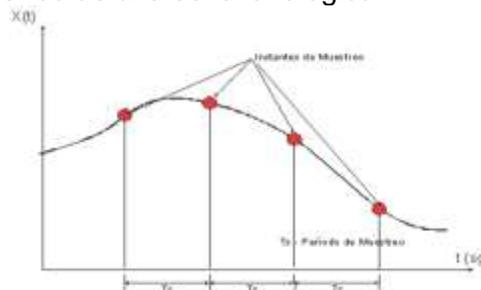
Los datos digitales se transfieren hacia la memoria del microcontrolador, una vez codificados y organizados los datos, son enviados al PC para su registro gráfico.

Para la conversión análoga digital de los potenciales evocados auditivos de tallo cerebral (PEATC) estarán presentes cuatro procesos:

1.6.1 Muestreo

El muestreo (en inglés, sampling) consiste en tomar muestras periódicas de la amplitud de onda. La velocidad con que se toman esta muestra, es decir, el número de muestras por segundo, es lo que se conoce como frecuencia de muestreo. El intervalo de tiempo entre cada 2 instantes de muestreo consecutivos es igual a "T_s" segundos y se le denomina periodo de muestreo (T_s). (Ver Figura No. 11)

Figura 11 Periodo de muestreo de una señal analógica



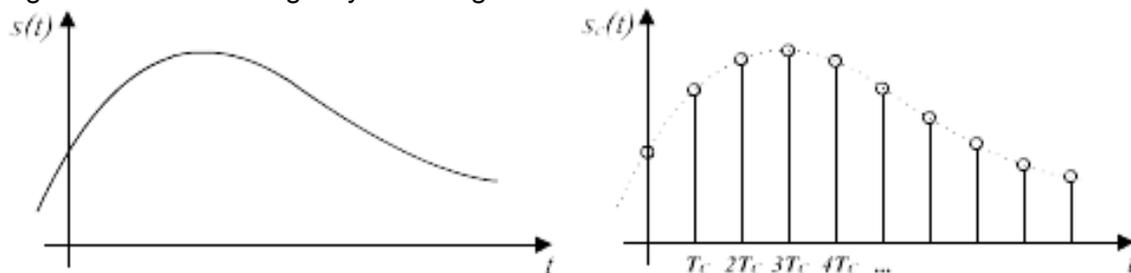
El muestreo digital es uno de los procesos que permite la digitalización de las señales. Consiste en tomar muestras periódicas de la amplitud de la señal

analógica. Estas muestras (samples) no se toman de forma aleatoria, al azar, sino que se toman intervalos fijos de tiempo (de ahí que hayan quedado definidas como periódicas).

Cada muestra debe durar el mismo tiempo y efectuarse en el mismo intervalo. La velocidad a la que se hace este muestreo, es decir, el número de muestras que se toman por segundo es lo que se conoce como frecuencia de muestreo.

Por muy eficaz que sea el muestreo realizado, por muy alta que sea la frecuencia de muestreo, hay que tener presente que siempre que haya un muestreo va a haber una cierta pérdida de calidad de la señal. Siempre habrá matices de la señal que no van a ser tenidos en cuenta, dado que no han sido muestreados. (Ver Figura No. 12)

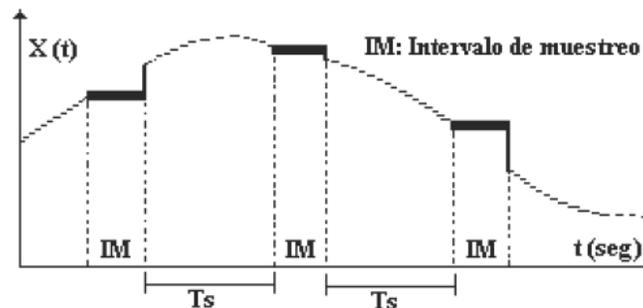
Figura 12 Señal analógica y señal digital



1.6.2 Retención (En inglés, Hold)

Las muestras tomadas han de ser retenidas (retención) por un circuito de retención (Hold), el tiempo suficiente para permitir evaluar su nivel (cuantificación). Es el que se emplea en la práctica consiste en tomar la muestra y retener el valor un cierto tiempo hasta que comience el próximo período de muestreo. (Ver Figura No. 13)

Figura 13 Retención



1.6.3 Cuantificación

En el proceso de cuantificación se mide el nivel de voltaje de cada una de las muestras. Consiste en asignar un margen de valor de una señal analizada a un único nivel de salida.

El proceso de cuantificación es uno de los pasos que se sigue para lograr la digitalización de una señal analógica. Básicamente, la cuantificación lo que hace es convertir una sucesión de muestras de amplitud continua en un sucesión de valores de amplitudes discretas o lo que es lo mismo, una señal digital, aunque no binaria.

Durante el proceso de cuantificación se mide el nivel de voltaje de cada una de las muestras, obtenidas en el proceso de muestreo, y se les atribuye a un valor finito (discreto) de amplitud, seleccionado por aproximación dentro de un margen de niveles previamente fijado.

Los valores preestablecidos para ajustar la cuantificación se eligen en función de la propia resolución que utilice el código empleado durante la codificación. Si el nivel obtenido no coincide exactamente con ninguno, se toma como valor el inferior más próximo.

En este momento, la señal analógica (que puede tomar cualquier valor) se convierte en una señal digital, ya que los valores que están preestablecidos, son finitos.

No obstante, todavía no se traduce al sistema binario. La señal ha quedado representada por un valor finito que durante la codificación (siguiente proceso de la conversión analógico digital) será cuando se transforme en una sucesión de ceros y unos.

Así pues, la señal digital que resulta tras la cuantificación es sensiblemente diferente a la señal eléctrica analógica que la originó, por lo que siempre va a existir una cierta diferencia entre ambas que es lo que se conoce como error de cuantificación que se produce cuando el valor real de la muestra no equivale a ninguno de los escalones disponibles para su aproximación y la distancia entre el valor real y el que se toma como aproximación es muy grande. Un error de cuantificación se convierte en un ruido cuando se reproduzca la señal tras el proceso de decodificación digital.

1.6.4 Codificación

La codificación consiste en traducir los valores obtenidos durante la cuantificación al código binario. Durante el muestreo y la retención, la señal aun es analógica puesto que aún puede tomar cualquier valor. No obstante, a partir de la cuantificación, cuando la señal ya toma valores finitos, la señal ya es digital.

La codificación es el último de los procesos que tiene lugar durante la conversión analógica-digital. La codificación consiste en la traducción de los valores de tensión eléctrica analógicos que ya han sido cuantificados (ponderados) al sistema binario, mediante códigos preestablecidos. La señal analógica va a quedar transformada en un tren de impulsos digital (sucesión de ceros y unos).

La codificación que se realiza mediante el sistema binario está basada en el álgebra de Boole.

1.7 COMUNICACIÓN SERIAL

Con este propósito, se diseñara una interfaz para la comunicación serial. El microcontrolador(PIC16F) posee un módulo que permite la comunicación UART. Dicho módulo se configurará para una transferencia de datos bidireccional a una velocidad de 33.400 bps. Los registros digitales se obtienen, a través de una interfaz de usuario. Dicha interfaz, brinda la posibilidad de adquirir y almacenar continuamente un total de cuatros canales.

1.7.1 Aspectos técnicos de la programación del PIC

- MSSP (modo SPI): Según la hoja de características del convertidor analógico digital la frecuencia de trabajo máxima del dispositivo es de 2,4 MHz. La señal de reloj generada por el PIC no deberá exceder nunca de ese valor. Para ello se configura el módulo MSSP para que genere una señal de reloj de $F_{osc} / 16$, donde F_{osc} es la frecuencia generada por el oscilador, de 10 MHz, por lo que el convertidor trabajará a 625 kHz.
- TMR2 (Timer 2): El timer 2 actúa como un contador de 8 bits que genera una interrupción cuando el valor del contador coincide con el del registro PR2. Para establecer el valor de PR2 se debe tener en cuenta lo siguiente:
 - ✓ El PIC trabaja a una frecuencia 2,5 MHz, por lo que el tiempo de ciclo es $T_{ciclo} = 4 / F_{osc}$, es decir
 - ✓ $T_{ciclo} = 0,4 \mu s$. Si utiliza un 'prescaler' de 16, se logramos que $T_{ciclo} = 6,4 \mu s$. Al establecer el registro PR2 con el valor decimal 157 se consigue que la interrupción del timer se genere cada $6,4 \mu s * 157 = 1 ms$.
- EUSART: Se ha configurado en modo asíncrono con transmisión de datos de 8 bits, sin bit de paridad y con las interrupciones tanto de transmisión deshabilitada y la de recepción habilitada. Se configuro la velocidad de transmisión a 33.400 bps. Para ello se ha habilitado el modo de alta velocidad y se ha establecido el valor del registro SPBRGH:SPBRG a partir de la siguiente ecuación:

$$Valor = \frac{F_{osc}}{16 \times Baudrate} - 1$$

- Recepción / Transmisión de datos de 8 bits: El PIC18F es un microcontrolador de 8 bits, por lo que, tanto la recepción de datos del ADC como la transmisión de datos por el puerto serie se realizará de 8 bits en 8 bits. Debido a que la memoria RAM del PIC está dividida en 16 bancos de datos de 256 bytes cada uno, ha sido necesario modificar el archivo 'linker' consiguiendo así dos bancos de datos de 1.024 bytes donde almacenar las 512 muestras de 16 bits de ambos canales.
- Tramas de señalización: Tanto para indicarle al programa que se debe iniciar la adquisición de datos como para indicarle que inicie la transmisión, se envía el valor hexadecimal 64. Para indicarle al PC qué canal el programa está listo para iniciar la transmisión.

1.7.2 Principio de Funcionamiento

El puerto serial es un dispositivo muy extendido y ya sean uno o dos puertos, conector grande o pequeño, todos los equipos PC lo incorporan actualmente. Debido a que el estándar del puerto serial se mantiene desde hace muchos años, la institución de normalización americana (EIA) ha escrito la norma RS-232-C que regula el protocolo de la transmisión de datos, el cableado, las señales eléctricas y los conectores en los que debe basarse una conexión RS-232.

La comunicación realizada con el puerto serial es una comunicación asíncrona. Para la sincronización de una comunicación se precisa siempre de un bit adicional a través del cual el emisor y el receptor intercambian la señal de pulso. Pero en la transmisión serial a través de un cable de dos líneas esto no es posible ya que ambas están ocupadas por los datos y la tierra. Por este motivo se intercalan antes y después de los datos de información de estado según el protocolo RS-232. Esta información es determinada por el emisor y el receptor al estructurar la conexión mediante la correspondiente programación de sus puertos seriales. Esta información puede ser la siguiente:

- Bit de inicio: Cuando el receptor detecta el bit de inicio sabe que la transmisión ha comenzado y es a partir de entonces que debe leer la transmisión y entonces debe leer las señales de la línea a distancias concretas de tiempo, en función de la velocidad determinada.
- Bit de parada: Indica la finalización de la transmisión de una palabra de datos. El protocolo de transmisión de datos permite 1, 1.5 y 2 bits de parada.
- Bit de paridad: Con este bit se pueden descubrir errores en la transmisión. Se puede dar paridad par o impar. En la paridad par, por ejemplo, la palabra de datos a transmitir se completa con el bit de paridad de manera que el número de bits 1 enviados es par.

1.7.3 El protocolo RS-232

Consiste en un conector tipo DB-25 de 25 pines o de de 9 pines DB-9. En cualquier caso, los PCs no suelen emplear más de 9 pines en el conector DB-25. Las señales con las que trabaja este puerto serial son digitales, de +12V (0 lógico) y -12V (1 lógico), para la entrada y salida de datos, y a la inversa en las señales de control. El estado de reposo en la entrada y salida de datos es -12V. Dependiendo de la velocidad de transmisión empleada, es posible tener cables de hasta 15 metros. Cada pin puede ser de entrada o de salida, teniendo una función específica cada uno de ellos.

Las señales TXD, DTR y RTS son de salida, mientras que RXD, DSR, CTS son de entrada. La tierra de referencia para todas las señales es SG (Tierra de Señal). Finalmente, existen otras señales como RI (Timbre Telefónico).

1.8 PROCESAMIENTO Y ALMACENAMIENTO DE REGISTROS

El Computador Personal es el encargado del almacenamiento y procesamiento gráfico de los registros. Este punto, los registros enviados por el circuito electrónico, son almacenados en la memoria del computador creando una representación virtual del registro. Cuanto mayor sea el número de puntos capaz de obtener el computador mayor será la similitud entre el registro analógico obtenido y la representación virtual almacenada.

Para el registro gráfico se utilizará el software LabVIEW. LabVIEW es una herramienta gráfica para pruebas, control y diseño mediante la programación. El lenguaje que usa se llama lenguaje G, donde la G simboliza que es lenguaje Gráfico. Este programa fue creado por National Instruments (1976) para funcionar sobre máquinas MAC, salió al mercado por primera vez en 1986. Ahora está disponible para las plataformas Windows, UNIX, MAC y GNU/Linux. La última versión es la 2011.

Los programas desarrollados con LabVIEW se llaman Instrumentos Virtuales, o VIs, y su origen provenía del control de instrumentos, aunque hoy en día se ha expandido ampliamente no sólo al control de todo tipo de electrónica (Instrumentación electrónica) sino también a su programación embebida. Un lema tradicional de LabVIEW es: "La potencia está en el Software", que con la aparición de los sistemas multinúcleo se ha hecho aún más potente. Entre sus objetivos están el reducir el tiempo de desarrollo de aplicaciones de todo tipo (no sólo en ámbitos de Pruebas, Control y Diseño) y el permitir la entrada a la informática a profesionales de cualquier otro campo. LabVIEW consigue combinarse con todo tipo de software y hardware, tanto del propio fabricante -tarjetas de adquisición de datos, PAC, Visión, instrumentos y otro Hardware- como de otros fabricantes.

Es usado principalmente por ingenieros y científicos para tareas como:

- Adquisición de datos y análisis matemático

- Comunicación y control de instrumentos de cualquier fabricante
- Automatización industrial y programación de PACs (Controlador de Automatización Programable)
- Diseño de controladores: simulación, prototipaje rápido, hardware-en-el-ciclo (HIL) y validación
- Diseño embebido de micros y chips
- Control y supervisión de procesos
- Visión artificial y control de movimiento
- Robótica
- Domótica y redes de sensores inalámbricos

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Jacobson J. The Auditory Brainstem Response. College Hill Press, 1985.
- [2] Niedermeyer E, Lopes da Silva F (2005) Electroencephalography: basic principles, clinical applications and related fields. Lippincott Williams & Wilkins.
- [3] Suarez, Carlos Gil Carcedo, Luis Maria (2007). Tratado de otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello. Tomo 2 otología. ISBN:978-84-9835-076-0