

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA  
SEDE QUITO**

**CARRERA: INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**Tesis previa a la obtención del título de: INGENIERO ELECTRÓNICO**

**TEMA:  
DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO BRAIN COMPUTER  
INTERFACE (BCI), PARA LA MANIPULACIÓN DE UNA PINZA ROBÓTICA  
UTILIZANDO COMUNICACIÓN BLUETOOTH.**

**AUTORES:  
JAVIER DANILO ASIMBAYA MOLINA  
JUAN ANDRÉS SUASNAVAS TIPÁN**

**DIRECTOR:  
FLAVIO VINICIO CHANGOLUISA PANCHI**

**Quito, agosto 2014**

**DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD Y AUTORIZACIÓN DE USO DEL  
TRABAJO DE TITULACIÓN**

Nosotros, autorizamos a la Universidad Politécnica Salesiana la publicación total o parcial de este trabajo de titulación y su reproducción sin fines de lucro.

Además, declaramos que los conceptos y análisis desarrollados y las conclusiones del presente trabajo son de exclusiva responsabilidad de los autores.

-----  
Javier Danilo Asimbaya Molina

CC.: 1721706735

-----  
Juan Andrés Suasnavas Tipán

CC.: 1721118915

## **DEDICATORIA**

A toda mi familia que ha estado siempre en los buenos y malos momentos y a mis amigos que siempre están conmigo y no me han dado la espalda.

Javier Danilo Asimbaya Molina

Dedico el presente trabajo a Danielita y Jessy.

Juan Andrés Suasnavas Tipán

## **AGRADECIMIENTOS**

Damos nuestros agradecimientos a la Universidad Politécnica Salesiana por la formación académica recibida en las aulas y al Ing. Vinicio Changoluisa, por ser el tutor del presente trabajo de titulación quien nos ha corregido, guiado y orientado en el transcurso del mismo y que ha sabido llenar nuestras expectativas puestas.

Javier Danilo Asimbaya Molina & Juan Andrés Suasnavas Tipán

## ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>1</b>
<b>CAPÍTULO 1.....</b>	<b>2</b>
<b>ANTECEDENTES.....</b>	<b>2</b>
1.1 Planteamiento del problema .....	2
1.2 Justificación e importancia del proyecto .....	2
1.3 Objetivos.....	3
1.3.1 Objetivo general.....	3
1.3.2 Objetivos específicos.....	3
1.4 Alcances .....	3
<b>CAPÍTULO 2.....</b>	<b>4</b>
<b>ESTADO DEL ARTE.....</b>	<b>4</b>
2.1 Electroencefalografía.....	4
2.1.1 Evaluación del electroencefalograma.....	5
2.2 Electroodos .....	5
2.2.1 Electroodos de superficie. ....	6
2.2.2 Electroodos especiales (basales). ....	6
2.2.3 Electroodos neuroquirúrgicos. ....	7
2.3 Gel conductor.....	7
2.4 Sistema de ubicación estándar de los electroodos .....	7
2.5 Principios neurofisiológicos .....	9
2.6 Tipos de señales .....	10
2.6.1 Ondas alpha ( $\alpha$ ). ....	10
2.6.2 Ondas beta ( $\beta$ ). ....	11
2.6.3 Señales teta ( $\theta$ ). ....	11
2.6.4 Señales delta ( $\delta$ ). ....	12

2.7 Potenciales evocados (PE).....	12
2.7.1 Clasificación de los potenciales evocados.....	13
2.7.2 Aplicaciones generales y utilidades de los potenciales evocados.....	14
2.7.3 Potenciales evocados visuales (PEV).....	14
2.7.4 Potenciales evocados auditivos.....	15
2.7.5 Potenciales evocados somatosensoriales.....	16
2.7.6 Potenciales evocados P300.....	16
2.8 Interfaz cerebro computador (BCI).....	17
2.9 Tipos de BCI.....	17
2.9.1 BCI dependientes.....	17
2.9.2 BCI independientes.....	18
2.9.3 BCI síncronos.....	18
2.9.4 BCI asíncronos.....	18
2.10 Tratamiento digital de la señal EEG.....	18
2.10.1 Pre-procesado de la señal.....	20
2.11 Extracción de características.....	20
2.11.1 Método de banda de potencia espectral.....	20
2.12 Clasificación.....	21
2.12.1 Lógica Booleana.....	21
2.12.2 Redes neuronales.....	21
2.13 Entrenamiento.....	21
<b>CAPÍTULO 3.....</b>	<b>23</b>
<b>DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO BCI.....</b>	<b>23</b>
3.1 Diseño de la tarjeta de adquisición de la señal EEG.....	23
3.1.1 Amplificador operacional TL082.....	26

3.1.2 Acoplamiento de impedancias. ....	27
3.1.3 Amplificador de instrumentación. ....	28
3.1.4 Amplificador de instrumentación AD620. ....	29
3.1.5 Filtro notch. ....	31
3.1.6 Filtro pasa banda. ....	32
3.1.7 Amplificador de señal. ....	36
3.1.8 Acondicionador de señal. ....	37
3.1.9 Tarjeta arduino UNO. ....	37
3.2 Conversión análoga-digital con la tarjeta arduino UNO. ....	38
3.2.1 Comunicación serial arduino-PC. ....	44
3.2.2 Transmisión de datos arduino–MATLAB. ....	44
3.2.3 Configuración serial de arduino. ....	45
3.3 Gráfica de la señal EEG en MATLAB. ....	48
3.4 Comunicación bluetooth entre MATLAB y arduino. ....	48
3.4.1 Protocolo bluetooth. ....	48
3.4.2 Interfaz bluetooth. ....	49
3.5 Descripción de la pinza robótica. ....	52
<b>CAPÍTULO 4</b> .....	<b>54</b>
<b>ANÁLISIS, PRUEBAS Y RESULTADOS</b> .....	<b>54</b>
4.1 Pruebas realizadas .....	54
4.2 Análisis de resultados. ....	58
4.3 Análisis del prototipo .....	58
<b>CONCLUSIONES</b> .....	<b>61</b>
<b>RECOMENDACIONES</b> .....	<b>63</b>
<b>LISTA DE REFERENCIAS</b> .....	<b>64</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura1. Estructura de los electrodos .....	5
Figura2. Electrodo para eeg .....	6
Figura3. Sistema de ubicación .....	8
Figura4. Posiciones Fpz, Fz y Cz .....	9
Figura5. Partes de la neurona .....	10
Figura6. Onda alpha .....	10
Figura7. Onda beta .....	11
Figura8. Onda teta .....	11
Figura9. Onda delta .....	12
Figura10. Potencial evocado .....	13
Figura11. Potencial evocado visual .....	15
Figura12. Potencial evocado auditivo .....	16
Figura13. Estructura del prototipo .....	19
Figura14. Diseño del prototipo .....	23
Figura15. Diagrama de conexiones .....	24
Figura16. Diseño del circuito impreso .....	25
Figura17. Placa impresa de la tarjeta .....	25



Figura18.Tarjeta construida .....	26
Figura19.Amplificador TL082 .....	27
Figura20.Acoplador de impedancia .....	28
Figura21.Configuracion del AD620 .....	29
Figura22.Amplificador de instrumentación .....	30
Figura23.Filtro notch .....	32
Figura24.Filtro pasa bajos .....	34
Figura25.Filtro pasa altos .....	35
Figura26.Filtro pasa banda (0.5Hz-30Hz) .....	36
Figura27.Amplificador de señal .....	36
Figura28.Acondicionador de señal .....	37
Figura29.Tarjeta arduino Uno .....	38
Figura30.Modulo ADC del ATMEGA 328 .....	39
Figura31.Pre-escalado del ADC .....	40
Figura32.Registro ADCSRA .....	43
Figura33.Registro ADMUX .....	43
Figura34.Entorno arduino .....	45

Figura35.Configuracion serial.....	46
Figura36 Programacion en arduino.....	47
Figura37.Modulo bluetooth HC-06 .....	49
Figura38.Programacion en matlab.....	50
Figura39.Programacion en arduino .....	51
Figura40.Brazo robotico .....	52
Figura41.Vistas del brazo robotico .....	53
Figura42.Prueba 1 .....	55
Figura43.Prueba 2.....	56
Figura44.Prueba 3.....	57
Figura45.Señal cerebral adquirida .....	60

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla1. Ajuste del pre-escalado del ADC .....	41
Tabla2.Ajuste de ADMUX .....	44
Tabla 3. Datos de la prueba 1 .....	55
Tabla4. Datos de la prueba 2 .....	56
Tabla5. Datos de la prueba 3 .....	57
Tabla6.Analisis de los usuarios .....	58

## ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1. Calculo de Av del AD620 .....	30
Ecuación 2. Calculo de la frecuencia .....	31
Ecuacion 3. Formula de ganancia .....	33

## ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1.Pruebas del dispositivo .....	68
Anexo2. Datasheet AD620 .....	75
Anexo3. Datasheet TL082 .....	78
Anexo4. Gel conductor para EEG .....	82
Anexo5. Dispositivo completo .....	82
Anexo6. Código matlab (Interfaz Gráfica) .....	84
Anexo7.Lista de materiales .....	87

## **RESUMEN**

El presente trabajo tiene como propósito la manipulación de una pinza robótica empleando señales cerebrales obtenidas a través del uso de electrodos que se colocan sobre el cuero cabelludo de una persona, utilizando los principios de la electroencefalografía. A partir de esto se obtienen señales eléctricas de magnitudes muy pequeñas las cuales ingresarán a etapas de amplificación y filtrado del ruido.

Para la obtención de las señales, se utilizarán electrodos que harán la función de sensores en el cuero cabelludo de la persona. La función de los electrodos es recoger la diferencia de potenciales eléctricos provenientes de las neuronas situadas cerca del cuero cabelludo y que se encuentran en el orden de mili-voltios.

Se utilizará como referencia el sistema de posicionamiento de electrodos 10/20 que es usado en pruebas médicas, específicamente para el desarrollo de la neurología y que sirven para el registro de la actividad cerebral del paciente en determinadas zonas del cerebro humano. Además, se utilizará una configuración con la cual se obtienen mejores resultados para el estudio de potenciales visuales.

Con el uso de la plataforma arduino se realizará la adquisición de las señales, y haciendo uso de la comunicación serial con el software MATLAB se visualizará la señal cerebral obtenida en la pantalla de un computador. Posteriormente se identificarán los pulsos eléctricos que son generados por un estímulo visual y que serán los que determinen la activación de un mecanismo. Este mecanismo manipulará a un dispositivo a distancia que en este caso será una pinza robótica.

## **ABSTRACT**

This paper aims handling robot gripper using brain signals obtained through using electrodes located on the person's scalp using electroencephalographic principles. Based on this, electrical signals of very small magnitudes are obtained, which will enter to amplification stage and noise filtering.

For obtaining the signals, will be used electrodes that act as sensors in the person's scalp. The electrodes function is take the difference of electrical potential from the neurons located close to the scalp and which are in the order of mili-volts.

The electrode positioning system 10/20 shall be used as the reference, which is used in medical testing, specifically for the neurology development, and used to record the patient's brain activity in certain areas of the human brain. In addition it will be used a configuration to produce a better results for the study of visual potentials.

Using arduino platform will be performed the signals acquisition and using serial communication with matlab software the brain signal obtained will be displayed in the PC monitor. Next, the electrical pulses generated by visual stimulation will be identified, and it will be define the activation from mechanism. This mechanism will manipulate a remote device which in this case will be a robotic gripper.

## INTRODUCCIÓN

El electroencefalograma es utilizado en el mundo de la medicina y sirve para el registro de señales eléctricas mediante electrodos colocados en el cuero cabelludo de una persona, es decir define la actividad eléctrica del cerebro humano representando el voltaje en el eje (y) vs el tiempo en el eje (x). De esta manera se obtienen varios tipos de señales cerebrales denominadas señales bioeléctricas dependiendo de los estímulos de la persona o las acciones que esta realice. En base a este principio se han diseñado interfaces que utilizan señales bioeléctricas provenientes del cerebro.

Las señales bioeléctricas son potenciales eléctricos que están en el rango de los milivoltios y los microvoltios que se generan en el cuerpo humano debido al movimiento de iones en proceso de disolución. En este caso se utilizara la señal de EEG para obtener una respuesta frente a un estímulo específico.

Para hacer uso de una señal bioeléctrica y dar una aplicación específica, es necesario procesar la señal obtenida de forma digital (DSP), debido a que el potencial requerido se presenta en un tiempo específico y se deberá evitar interferencia de cualquier tipo.

En el campo de la interfaces BCI existen varios prototipos que utilizan un tipo de potencial evocado con el fin de reconocer patrones o sonidos específicos sin necesidad de tener intérpretes mecánicos tales como botones o palancas. En el proyecto propuesto se utilizará un estímulo de tipo visual para el control de un mecanismo que será una pinza robótica.



# CAPÍTULO 1

## ANTECEDENTES

### 1.1 Planteamiento del problema

Mediante el análisis de EEG, se pueden identificar las diferentes características de las ondas cerebrales.

La interfaz cerebro-computador o BCI mide la actividad eléctrica de las neuronas para obtener la señal que luego se procesará. Dichas interfaces establecen el camino para interactuar con el exterior mediante nuestro pensamiento y transformarlo en acciones reales en nuestro entorno.

Hoy en día la ley del estado ecuatoriano puntualiza que la inclusión de operarios discapacitados es del 4% del total de trabajadores de una empresa. Personas que han sufrido la amputación de alguna de sus extremidades o hayan sufrido alguna lesión en la columna vertebral que les impida el movimiento total o parcial del cuerpo pueden beneficiarse de este proyecto, pues al someterse a diferentes estímulos visuales se determinará la activación inalámbrica de un dispositivo por medio de la tecnología Bluetooth.

### 1.2 Justificación e importancia del proyecto

El estudio del comportamiento eléctrico de las bioseñales provenientes del cerebro ha permitido desarrollar dispositivos que permiten la manipulación de diferentes mecanismos como: motores, luminarias, maquinaria etc. Los dispositivos de adquisición y acondicionamiento de señales cerebrales son utilizados principalmente en hospitales y centros de estudio dedicados a estas actividades.

El presente proyecto se basa en el principio de funcionamiento de un electroencefalógrafo para diseñar e implementar un prototipo de interface de adquisición y tratamiento de señales cerebrales, de las cuales se obtendrán datos que

se generan al recibir un estímulo visual. El reconocimiento de estas señales accionará los servomotores de una pinza robótica para realizar diferentes movimientos.

### **1.3 Objetivos**

#### **1.3.1 Objetivo general.**

Diseño e implementación de un prototipo Brain Computer Interface (BCI), para la manipulación de una pinza robótica utilizando comunicación Bluetooth.

#### **1.3.2 Objetivos específicos.**

- Investigar los conceptos que definen la actividad eléctrica cerebral y las características de las señales cerebrales P300.
- Diseñar e implementar las etapas de adquisición, acondicionamiento y filtrado de las señales electroencefalográficas.
- Diseñar e implementar la interfaz de visualización de la señal cerebral utilizando comunicación Bluetooth para la manipulación de brazo robótico.
- Realizar las pruebas de funcionamiento y el análisis de resultados correspondientes para verificar el control de la pinza robótica.

### **1.4 Alcances**

Diseño e implementación de una interface BCI, con la capacidad de:

Adquisición y acondicionamiento de señales cerebrales.

Implementar la etapa de filtrado de la señal.

Implementar la conversión análoga a digital de la señal.

Realizar el tratamiento digital de la señal.

Utilizar la señal obtenida para la manipulación de la pinza robótica.

## **CAPÍTULO 2**

### **ESTADO DEL ARTE**

El desarrollo del presente capítulo es un compendio general sobre la electroencefalografía, los sensores para captar la señal de EEG, el sistema para la ubicación de electrodos 10/20, los principios neurofisiológicos de la actividad eléctrica cerebral, los tipos de las señales de EEG, los potenciales evocados y las características de la componente P300.

#### **2.1 Electroencefalografía**

“La electroencefalografía clínica (EEG) es la exploración neurofisiológica para el registro de la actividad bioeléctrica, que genera el sistema nervioso central como resultado de la actividad metabólica celular del conglomerado neuronal” (Richard C).

El electroencefalograma consiste en registrar la actividad eléctrica del cerebro y que es tomada en la corteza cerebral.

Para adquirir y registrar las señales cerebrales se utiliza electrodos que hacen la función de sensores y son colocados en el cuero cabelludo de las personas y tiene como función recoger los potenciales eléctricos que provienen de los conglomerados de neuronas que se encuentran en la corteza cerebral, estos potenciales se encuentran en el orden los micro-volts.

Los registros de electroencefalograma pueden ser bipolares o unipolares. Los registros bipolares muestran fluctuaciones en la diferencia de potencial entre dos electrodos corticales; los registros unipolares muestran la diferencia de potencial entre un electrodo cortical y un electrodo en teoría indiferente que está en alguna parte del cuerpo distante de la corteza. (Kim E. Barret, 2010)

### 2.1.1 Evaluación del electroencefalograma.

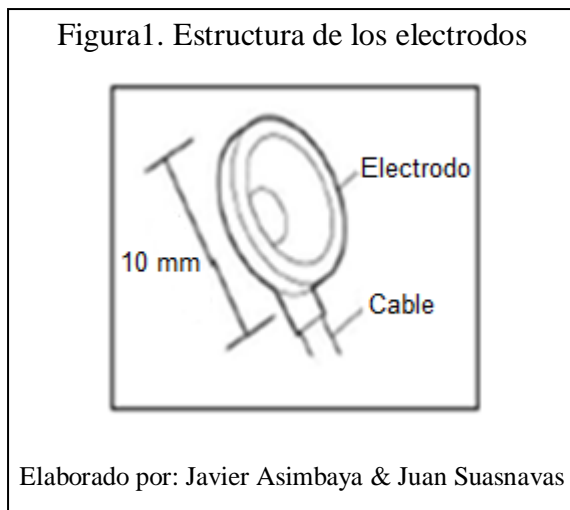
En un electroencefalograma se deben evaluar los siguientes elementos:

- Tipo de actividad.
- Organización de la actividad base.
- Modulación.
- Simetría.
- Reactividad de las señales y su simetría en ambos hemisferios.

La frecuencia de una señal de EEG está dada por el número de ondas en la unidad de tiempo y normalmente pueden identificarse

### 2.2 Electrodo

Los electrodos son simplemente los dispositivos que facilitan la conducción de los potenciales electro-corticales hacia el dispositivo de amplificación. Básicamente, los electrodos EEG estándar son pequeños discos metálicos no reactivos que se colocan sobre el cuero cabelludo mediante una pasta de conducción (James Rowan, 2004).



Se han utilizado varios tipos de metal, como oro, plata/cloruro de plata, estaño y platino. El contacto de los electrodos debe ser firme para garantizar una impedancia (resistencia al flujo de corriente) baja, con el fin de minimizar los artefactos asociados con el electrodo y el ambiente. (James Rowan, 2004)

Figura2. Electrodo para eeg



Fuente: (Neurotecnologías, 2013)

Existen varios tipos de electrodos según la forma en la que se obtiene el registro:

- Superficiales
- Especiales ( basales)
- Neuroquirúrgicos

### **2.2.1 Electrodo de superficie.**

“Los electrodos superficiales se untan con un gel conductor que facilita la adquisición, el registro y el análisis de las señales, pues su magnitud es muy pequeña” (Sutil Martín, 2013).

### **2.2.2 Electrodo especiales (basales).**

En los electrodos especiales (basales) la captación de señales bioeléctricas se realiza en la base del cráneo y su nivel de voltaje es mayor que la de los electrodos de superficie en un rango de 10-20mV.

### **2.2.3 Electroodos neuroquirúrgicos.**

Son utilizados en intervenciones quirúrgicas, pueden ser del tipo corticales o intracerebrales, se utilizan a nivel cerebral.

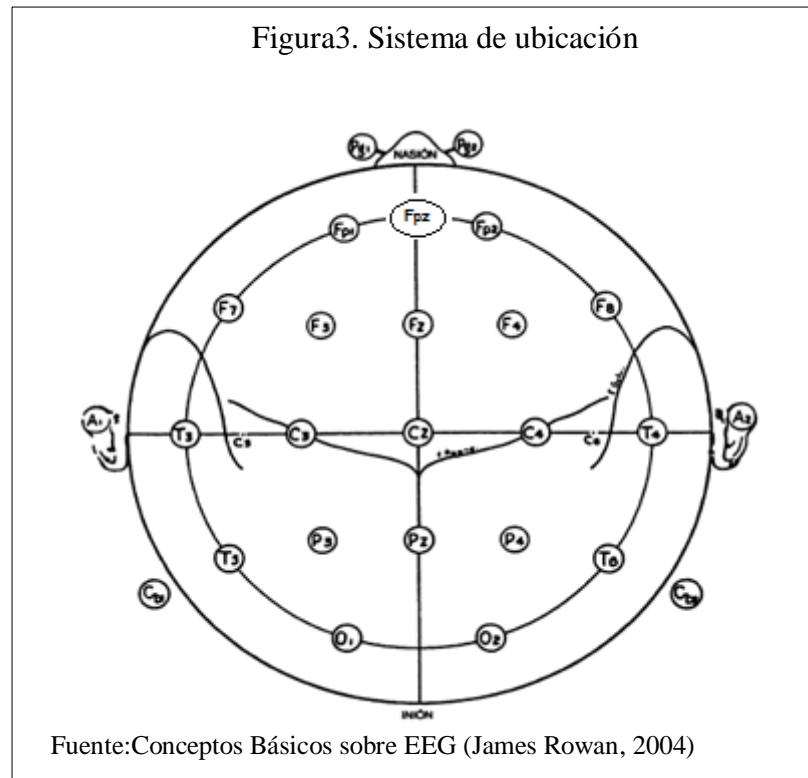
### **2.3 Gel conductor**

El gel conductor es utilizado en el estudio de EEG para disminuir la impedancia entre los electrodos y el cuero cabelludo de la persona y así evitar que se genere algún tipo de señal errónea que interfiera en la señal que se desea registrar. En este caso se utilizara el gel conductor Nuprep que es utilizado en la mayoría de estudios EEG en donde se emplean electrodos superficie.

### **2.4 Sistema de ubicación estándar de los electrodos**

La colocación de los electrodos está estandarizada en Estados Unidos y en la mayoría de los países. De esta manera, los EEG realizados en un laboratorio pueden ser interpretados en cualquier otro. El problema general es el de registrar de manera lógica he interpretable la actividad de las distintas zonas de la corteza cerebral. Gracias al Dr. Herbert Jasper, un renombrado especialista en electroencefalografía del Montreal Neurological Institute, poseemos un sistema lógico y aceptado de manera genérica para la colocación de los electrodos: el 10-20 International System of Electrode Placement. Este sistema, que fue desarrollado durante la década de 1950, depende de la realización de mediciones precisas en el cráneo utilizando diversas marcas anatómicas. Básicamente, se obtienen mediciones en tres planos (sagital, coronal y horizontal) de un arco semi circunferencial del cráneo (James Rowan, 2004).

Figura3. Sistema de ubicación

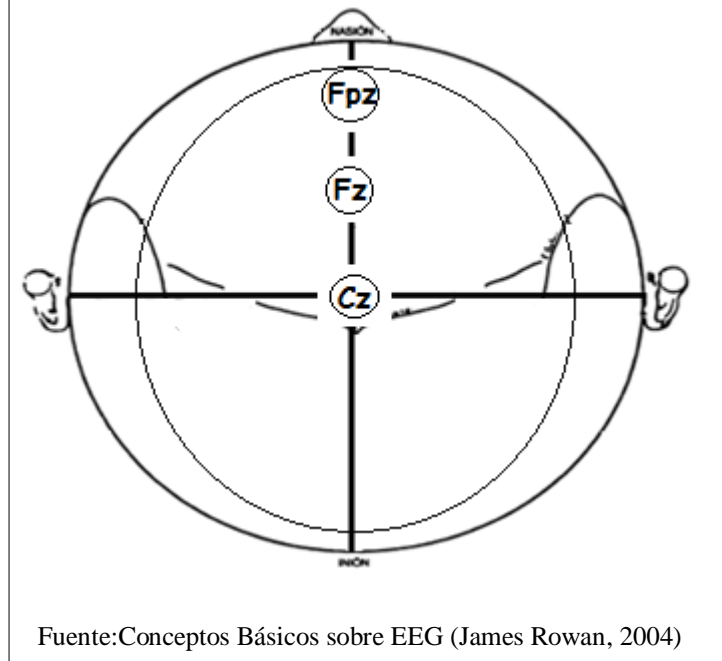


Existen dos tipos de montajes de los electrodos para la captura de señales las cerebrales:

- Montajes diferenciales: está basado en la diferenciación de potencial entre un par de electrodos.
- Montajes referenciales: se basa en calcular el potencial eléctrico con respecto a un electrodo de referencia

El sistema de posición de electrodos utilizado es el sistema diferencial entre dos electrodos y uno referencia. Para el prototipo utilizaremos 3 canales que son Fz, Cz y Fpz, este último corresponde al electrodo de tierra.

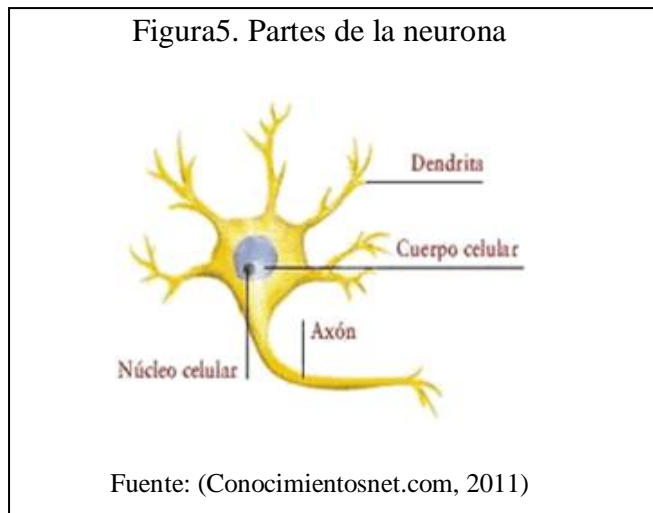
Figura4. Posiciones Fpz, Fz y Cz



## 2.5 Principios neurofisiológicos

Las neuronas son la unidad básica del sistema nervioso que están compuestas por tres partes que son: núcleo o (soma), axón, y dendritas. La comunicación de las neuronas está dada por la conexión entre el axón y la dendrita la cual tiene un potencial diferencial aproximado de  $-70\text{mV}$ . Entre el axón y la dendrita se genera una bolsa permeable donde se guarda la información la que es conocida como sinapsis, las señales transmitidas entre las neuronas son iones químicos. Los iones químicos son Cl, Na y K.



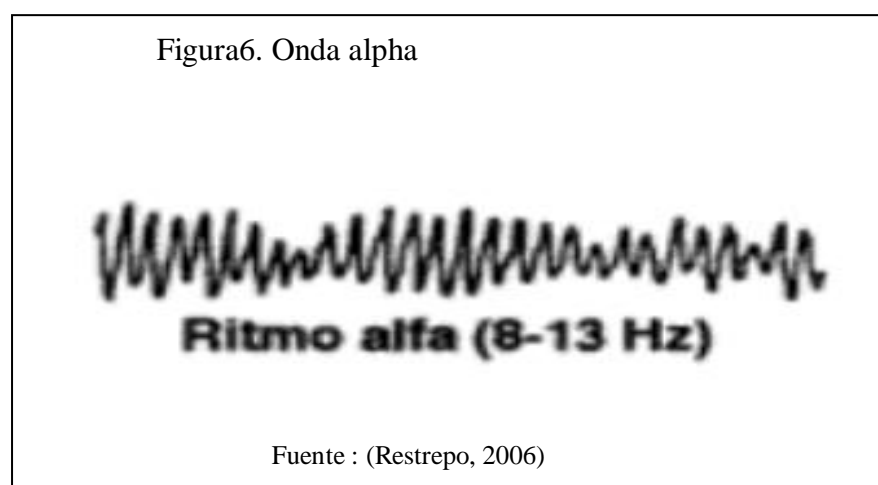


## 2.6 Tipos de señales

“Los principales ritmos en el electroencefalograma son la oscilaciones  $\alpha$  (8 a 13 Hz),  $\beta$  (13 a 30 Hz),  $\theta$  (4 a 7 Hz),  $\delta$  (0.5 a 4 Hz) y  $\gamma$  (30 a 80 Hz).” (Kim E. Barret, 2010)

### 2.6.1 Ondas alpha ( $\alpha$ ).

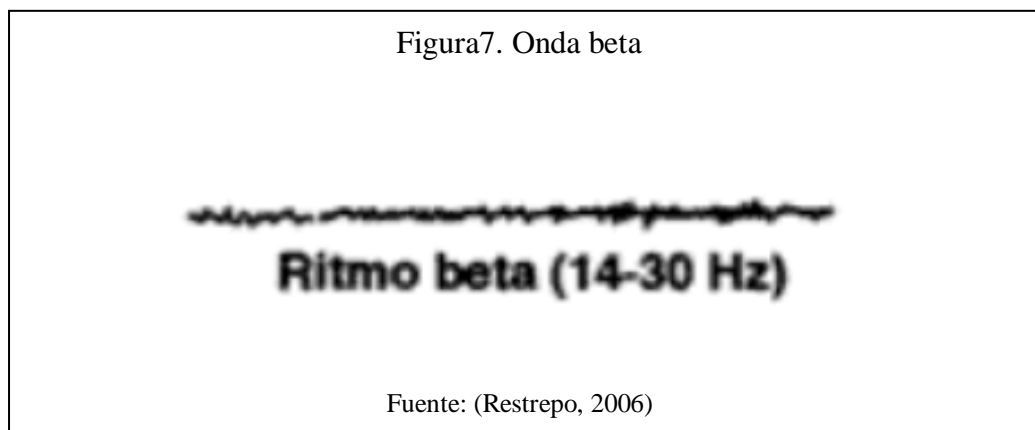
En los seres humanos adultos despiertos, pero en reposo con la mente libre y los ojos cerrados, el componente principal del electroencefalograma es un patrón bastante regular de ondas con una frecuencia de 8 a 13 Hz y amplitud de 50 a 100 $\mu$ V cuando se registran en el cuero cabelludo. Este patrón es el ritmo  $\alpha$ . Este es más prominente en los lóbulos parietal y occipital, y se relaciona con niveles bajos de atención (Kim E. Barret, 2010).



### 2.6.2 Ondas beta ( $\beta$ ).

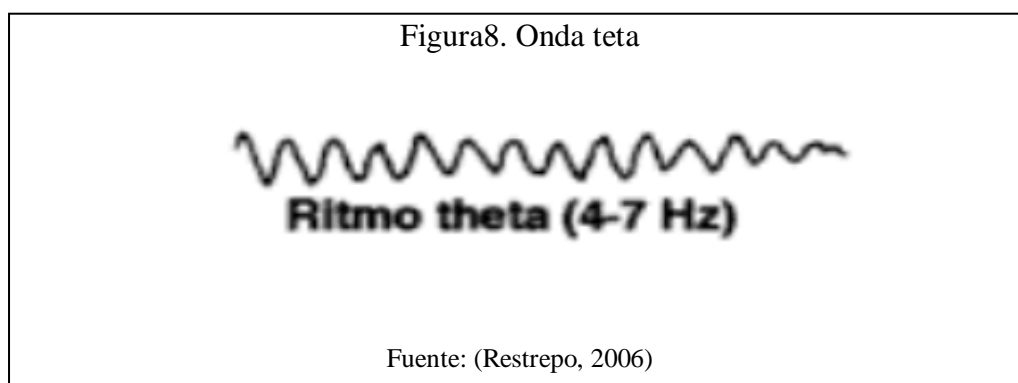
Cuando la atención se enfoca en algo, el ritmo  $\alpha$  cambia a una actividad irregular de voltaje bajo y de 13 a 30 Hz, el ritmo  $\beta$ .

“Este fenómeno se llama bloqueo  $\alpha$  y puede producirse con cualquier forma de estimulación sensitiva o concentración mental, como la solución de problemas matemáticos” (Kim E. Barret, 2010).



### 2.6.3 Señales teta ( $\theta$ ).

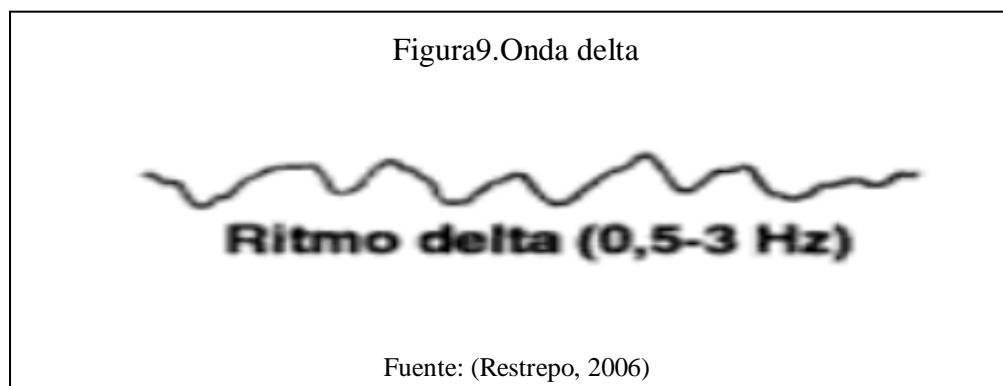
Se encuentran en el rango de frecuencias de 4Hz – 8Hz y amplitudes que superan los 20uV, se presentan en las personas cuando tienen estados de somnolencia, excitación o meditación.



#### 2.6.4 Señales delta ( $\delta$ ).

Es la actividad lenta posterior que se presenta en la juventud y que se mezcla con actividad alfa, alcanza una amplitud moderada que tiene una frecuencia alrededor de los 3Hz. La presencia focal de delta en vigilia es una anomalía sugestiva. En algunos casos cuando paciente logra mantenerse alerta se aprecia en oportunidades incremento de esta actividad (Morillo, 2014).

Se presentan en el rango de frecuencia de 0.4Hz – 4Hz con una amplitud que varía dependiendo el estado ya sea en un sueño profundo o en estado de meditación, en esta frecuencia se confunde con los estímulos musculares de la región de la nuca.

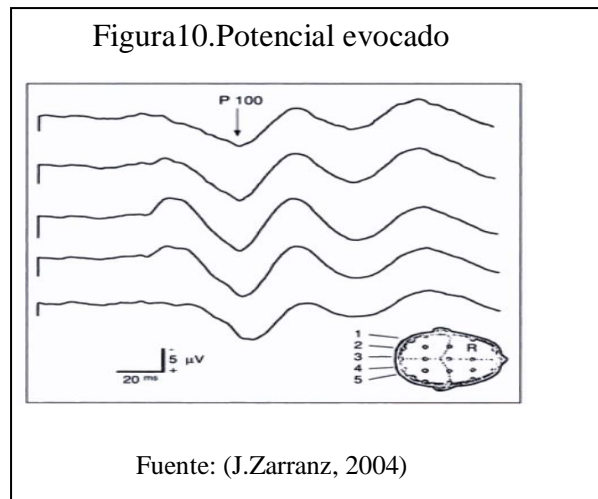


#### 2.7 Potenciales evocados (PE)

Los fenómenos eléctricos que ocurren

Desde el punto de vista morfológico, un PE es una gráfica voltaje contra tiempo, en la que se describen variaciones de voltaje, ondas o picos que van a tener polaridad positiva o negativa, que cuando se relaciona con un evento anatómico funcional reciben el nombre de componentes (Caballero, 2008).

La característica principal de los potenciales evocados es que aparecen cuando existe un estímulo externo, ya que de esta manera se puede estudiar los diferentes procesos del sistema nervioso.



### 2.7.1 Clasificación de los potenciales evocados.

Los potenciales evocados se pueden clasificar en distintas categorías dependiendo el criterio que se use.

Naturaleza:

- Exógenos.
- Endógenos.

Modalidad:

- Auditivos.
- Visuales.
- Somatosensoriales.
- Motores.

Latencia:

- Muy corta latencia.
- Latencia corta.
- Latencia media.
- Latencia larga.
- Muy larga latencia.

Origen:

- Cortical.

- Subcortical.
- Periféricos.

Relación entre su generador y el sitio de registro:

- De campo cercano.
- De campo remoto.

Frecuencia de estimulación:

- Transitorios.
- Estacionarios.

### **2.7.2 Aplicaciones generales y utilidades de los potenciales evocados.**

- Demostrar el funcionamiento anormal de un sistema sensorial.
- Revelar el mal funcionamiento de un sistema sensorial.
- Ayudar a definir la distribución anatómica de la enfermedad.
- Monitorear de forma objetiva en el tiempo los cambios evolutivos del estado del paciente.

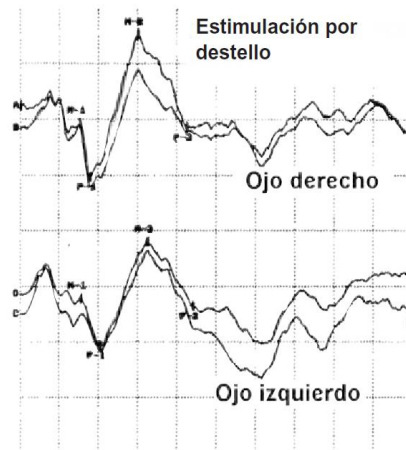
### **2.7.3 Potenciales evocados visuales (PEV).**

Los PEV son potenciales registrados sobre el córtex visual que se utilizan para obtener la dirección del ojo. Actualmente los PEV se están utilizando para detectar afecciones relacionadas a las vías visuales.

La foto-estimulación permitió estudiar los cambios producidos en el espectro electroencefalográfico y así reconocer los PEV en su registro. Los PEV pueden ser observados al recibir estímulos emitidos por flashes de luz o un estroboscopio.

Los sistemas basados en PEV dependen de la capacidad del usuario para mantener la mirada fija en un punto. Esto supone un impedimento para el uso de estos sistemas por parte de personas con algún tipo de discapacidad visual.

Figura 11. Potencial evocado visual



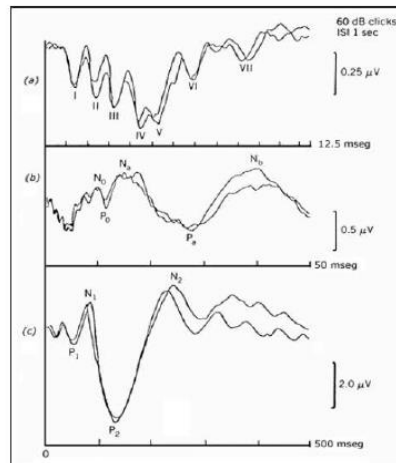
Fuente: (Ojeda, 2011)

#### 2.7.4 Potenciales evocados auditivos.

Estudian la actividad eléctrica producida a lo largo de las vías auditivas periféricas y centrales en respuesta a un estímulo auditivo. Según el análisis empleado y las estructuras auditivas exploradas distinguimos varios tipos de potenciales evocados auditivos (PEA):

- Potenciales Evocados Auditivos de Tallo Cerebral (PEATC).
- De latencia media
- Tardíos

Figura12.Potencial evocado auditivo



Fuente: (Isa Jara, 2011)

### 2.7.5 Potenciales evocados somatosensoriales.

Existen varios tipos de potenciales somatosensoriales, pero los más habituales y utilizados son los de mediano y tibial.

Estudian de manera objetiva el estado de la vía sensitiva desde el punto de aplicación del estímulo, ya sea el brazo (nervio mediano) o la pierna (nervio tibial), pasando por la médula, el tronco del encéfalo o el córtex.

### 2.7.6 Potenciales evocados P300.

Es una respuesta involuntaria a estímulos visuales, auditivos o somatosensoriales que surge principalmente en el córtex parietal.

Se trata del empleo de un pico de voltaje que aparece unos 300 ms después de la percepción de estímulos somatosensoriales, visuales o auditivos, infrecuentes cuando se mezclan con estímulos frecuentes. La probabilidad de aparición de este pico es mayor cuanto menos frecuente es el estímulo asociado. Los potenciales tienen mucho interés porque no necesitan entrenamiento previo, esto supone una gran ventaja. Sin embargo, exigen un entorno de uso bien estructurado y controlado, por lo que son menos flexibles.

Se utilizan para determinar la causa del deterioro cognitivo que puede darse por causa orgánica (Alzheimer u otras demencias), o secundario por estado de depresión, sobre todo en el anciano.

## **2.8 Interfaz cerebro computador (BCI)**

Cuando se habla de una interface cerebro – computador, se refiere a un tipo de sistema que registra y analiza señales cerebrales que permite la comunicación e interacción del cerebro humano con el exterior sin la necesidad de accionar al dispositivo manualmente, este tipo de sistemas utiliza potenciales que se generan en los conglomerados de neuronas y se obtienen en la corteza cerebral a través del uso de electrodos.

Las Interfaces Cerebro Ordenador (BCI por su connotación en inglés), abren un nuevo canal para la comunicación entre personas que están privadas del movimiento total o parcial de su propio cuerpo y el mundo físico. La Interfaz BCI es la encargada de traducir las intenciones de un usuario, mediante el estudio de la actividad eléctrica cerebral captada por medio de sensores no invasivos que se ubican en el cuero cabelludo y las traducen a comandos para controlar un dispositivo.

## **2.9 Tipos de BCI**

Se pueden clasificar en dos clases:

- Dependiente o Independiente
- Síncronos o asíncronos

### **2.9.1 BCI dependientes.**

Se utilizan estímulos para generar la actividad cerebral que produce el mensaje.

Por ejemplo los BCI basados en potenciales visuales evocados.

Este es el tipo de BCI que se implementará en el presente proyecto.



### **2.9.2 BCI independientes.**

No depende de ninguno de los cambios habituales que el cerebro emplea para comunicarse.

Para generar la actividad cerebral el usuario únicamente deberá imaginar cierta acción motora y el BCI lo decodificará.

Este tipo de BCI puede ser utilizado por personas con discapacidades que afectan el canal de comunicación de la visión.

### **2.9.3 BCI síncronos.**

Realiza un análisis de la señal solamente en ciertos intervalos de tiempo e ignora cualquier señal fuera de estos intervalos.

### **2.9.4 BCI asíncronos.**

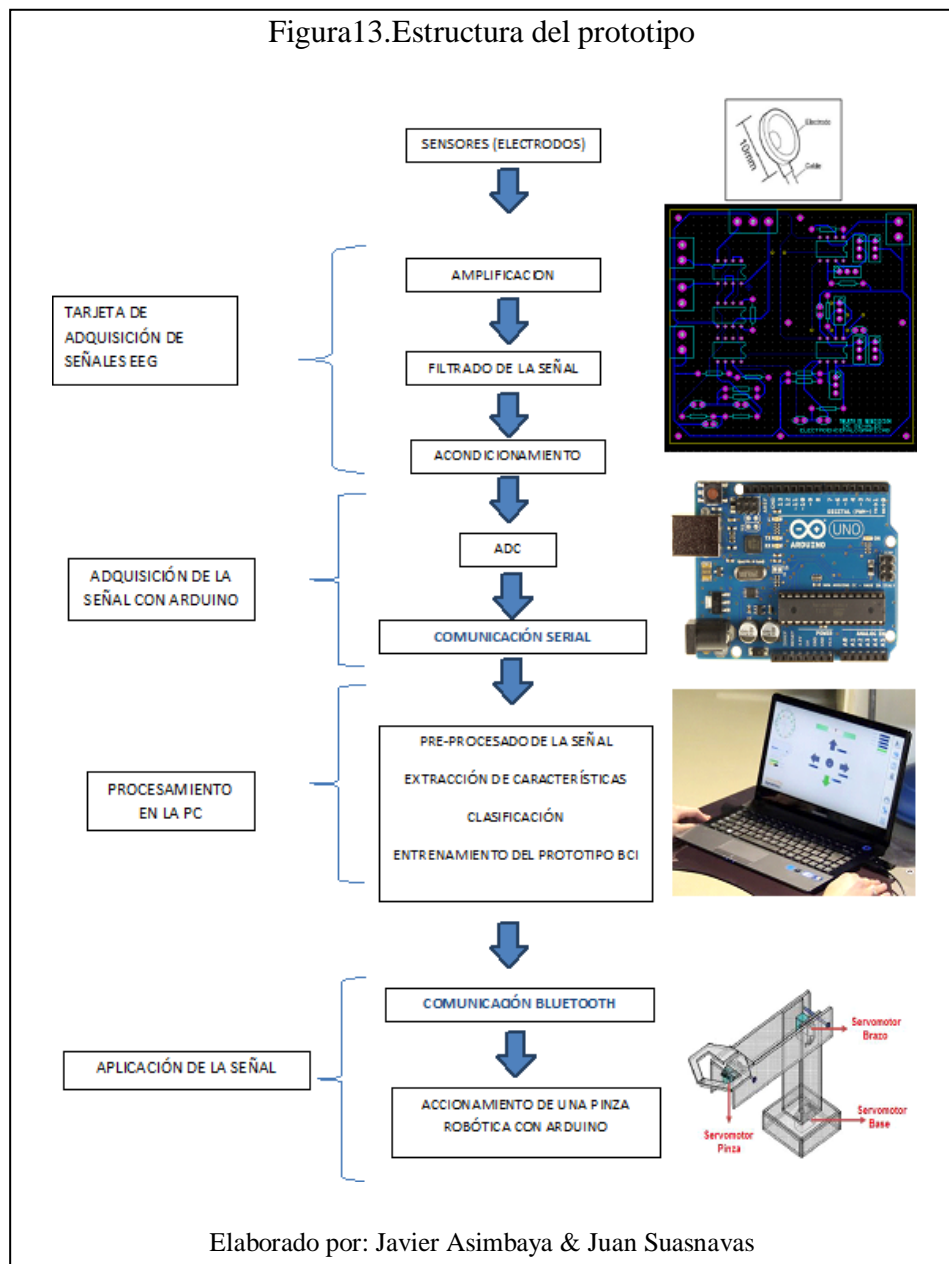
Analizan las señales cerebrales continuamente y ofrecen un modo de interacción más natural que los BCI síncronos.

## **2.10 Tratamiento digital de la señal EEG**

Para el tratamiento de la señal se siguió los siguientes pasos:

- Pre-procesado de la señal: se elimina el ruido de la señal en bruto.
- Extracción de Características: características importantes de las señales.
- Clasificación: detección de estados mentales específicos.
- Entrenamiento: entrenamiento del sistema con un usuario definido.

Para explicar mejor los pasos anteriores se los describen a continuación.



### **2.10.1 Pre-procesado de la señal.**

La señal de EEG en bruto es muy pequeña de orden de los micro-voltios, por esta razón es susceptible a interferencias.

Para eliminar las interferencias producidas por el entorno de trabajo se siguen los siguientes pasos:

- Filtrar: filtro pasa-banda digital de 1-25 Hertzios. Es la banda en la cual existe más interés en el estudio electroencefalográfico, además que elimina la interferencia provocada por la red eléctrica (60 Hz).
- Filtro cancelador de ruido adaptivo: utilización de un algoritmo para eliminar de la señal EEG en bruto artefactos no deseados provocados por contracciones musculares. El filtro cancelador de ruido adaptivo reestructura y filtra los artefactos generados por el movimiento de los músculos, utilizando un algoritmo de realimentación para que las señales de interferencia que contaminan de ruido a la señal sean iguales a los artefactos generados por el movimiento de los músculos.
- Filtro Espacial Laplaciano: resta a cada señal de los sensores la media de las señales de sus vecinos próximos.

### **2.11 Extracción de características**

Se buscan similitudes en las señales para definir patrones de la señal de EEG que permitan clasificar a las señales en diferentes clases para el funcionamiento correcto del BCI.

Para la extracción de características se pueden utilizar varios métodos:

#### **2.11.1 Método de banda de potencia espectral.**

Consiste en aplicar filtros pasa-banda en los rangos correspondientes a las bandas espectrales  $\Delta$  (0-4 Hz),  $\theta$  (4-8 Hz),  $\alpha$  (8-13 Hz),  $\beta$  (>13 Hz).

Una componente fuerte  $\alpha$  significa relajamiento, tal como una  $\beta$  concentración del usuario del BCI. A la salida de los filtros pasa banda se utiliza un tipo de filtro denominado de medias móviles de ventana deslizante.

Este filtro tiene la función de medir la potencia instantánea de cada banda actualizándola periódicamente (Ken Sharman, 2004).

## **2.12 Clasificación**

“La entrada a la etapa de clasificación es el conjunto de características extraídas en la etapa anterior y la salida es el estado mental del usuario del BCI” (Ken Sharman, 2004).

La clasificación se puede realizar por los siguientes métodos.

### **2.12.1 Lógica Booleana.**

Una tabla de verdad es un medio para describir la manera en que la salida de un circuito lógico depende de los niveles lógicos que haya en la entrada del circuito. Es posible representar un circuito lógico utilizando las compuertas lógicas AND, OR y NOT ya que son básicamente el fundamento de los circuitos digitales (Tocci, 1996).

### **2.12.2 Redes neuronales.**

La opción más viable es utilizar una Red Neuronal Artificial denominada Perceptrón.

“Un Perceptrón permite dar solución a un problema de clasificación linealmente separable. El número de clases involucradas nunca excede de dos” (Pérez, 2007).

## **2.13 Entrenamiento**

La fase de entrenamiento es la última etapa del procesamiento de la señal de EEG. Cada usuario tiene diferentes patrones de actividad cerebral registrada en el EEG y el sistema BCI deberá diferenciar las características correspondientes a cada estado mental.

Esta etapa se desarrolla de la siguiente manera:

- Se selecciona un estado mental al azar y se lo indica al usuario.
- El usuario del BCI se concentra en dicho estado mental durante unos segundos.
- Durante este tiempo de concentración el ordenador recolecta los datos, los almacena y etiqueta según el estado mental seleccionado.
- Los datos se procesan y son clasificados.
- Se repiten nuevamente los pasos por un tiempo adecuado de más o menos 15 minutos.

El entrenamiento se repite por varios días y si los datos de los patrones de EEG son consistentes, el sistema BCI puede construir una base de datos para entrenar a el método escogido en la fase de clasificación y si el entrenamiento es satisfactorio el sistema BCI puede pasar a nivel operativo, en donde el usuario puede controlar un dispositivo seleccionado desde su cerebro.

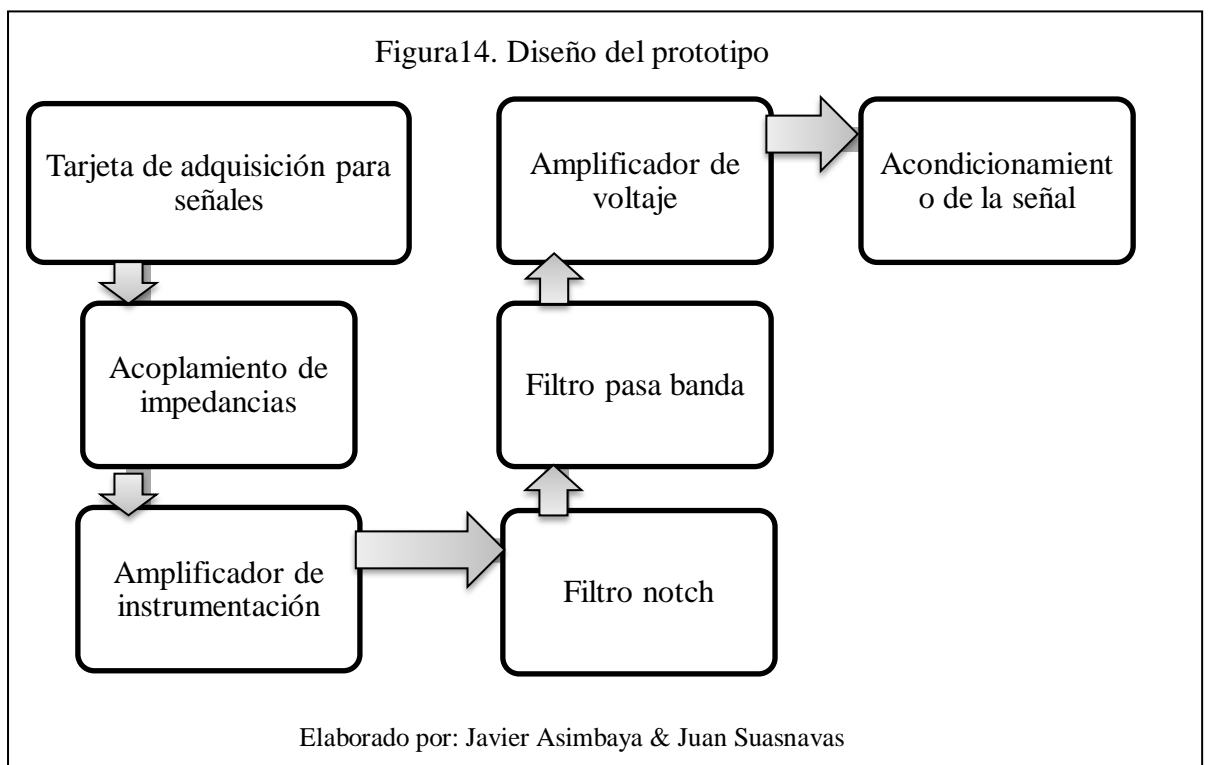
## CAPÍTULO 3

### DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO BCI

El desarrollo del presente capítulo tiene como objetivo la construcción de una tarjeta de adquisición para la interfaz BCI, que consiste en el acondicionamiento de la bioseñal y el tratamiento digital de la señal. Con el propósito de documentar la información necesaria para la construcción del prototipo BCI planteado.

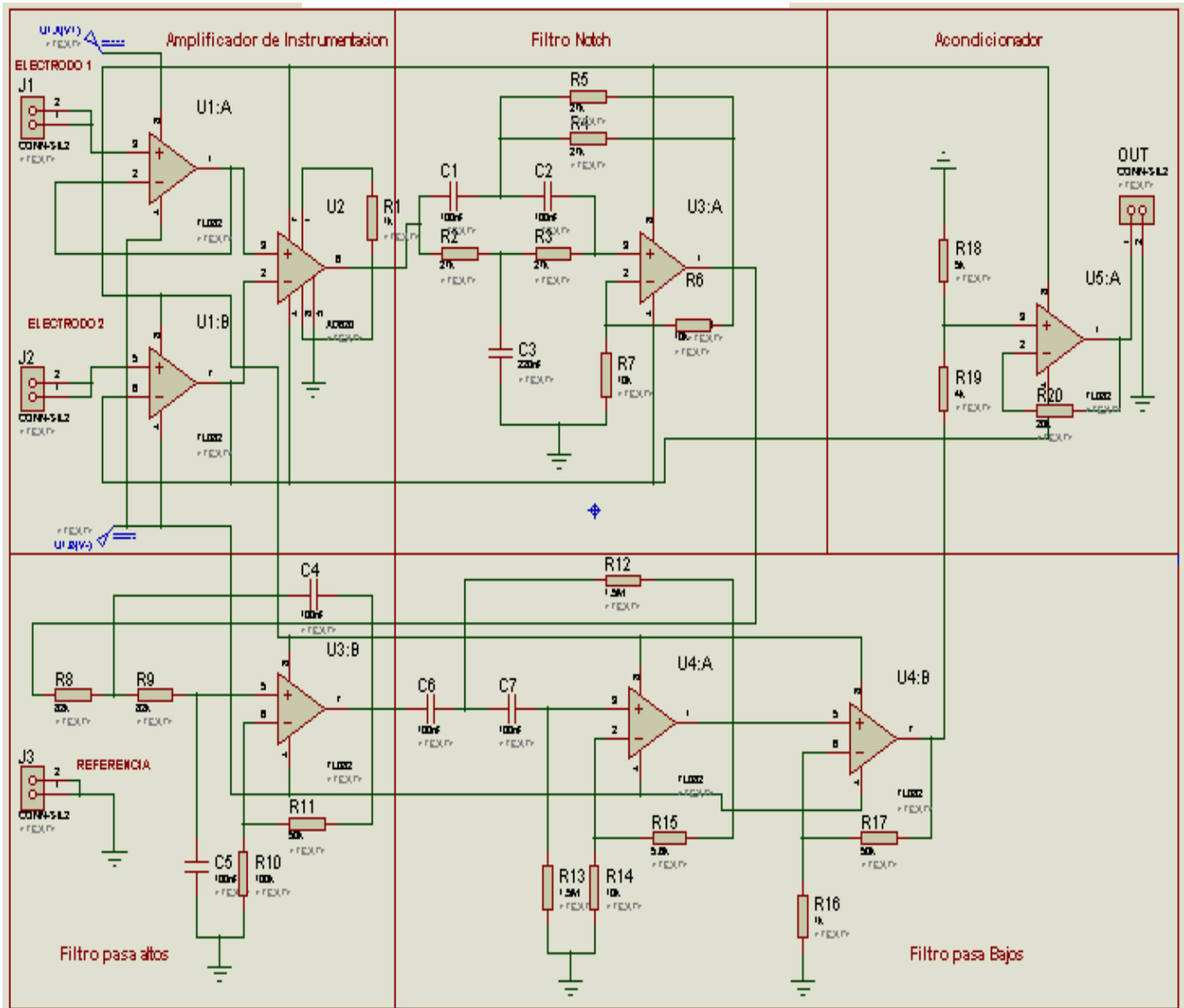
#### 3.1 Diseño de la tarjeta de adquisición de la señal EEG

Para la adquisición de señales EEG se construirá una tarjeta electrónica basada en amplificadores operacionales y amplificadores de instrumentación. Para la visualización de las señales EEG en el computador se utilizará la tarjeta arduino UNO, la cual realizará la conversión análoga a digital de la señal cerebral obtenida y la comunicación serial RS-232 con el computador. Esta tarjeta tiene incorporado el micro-controlador ATmega328 que tiene las características necesarias para adquirir la señal EEG.



A continuación se muestra el diagrama de conexiones completo:

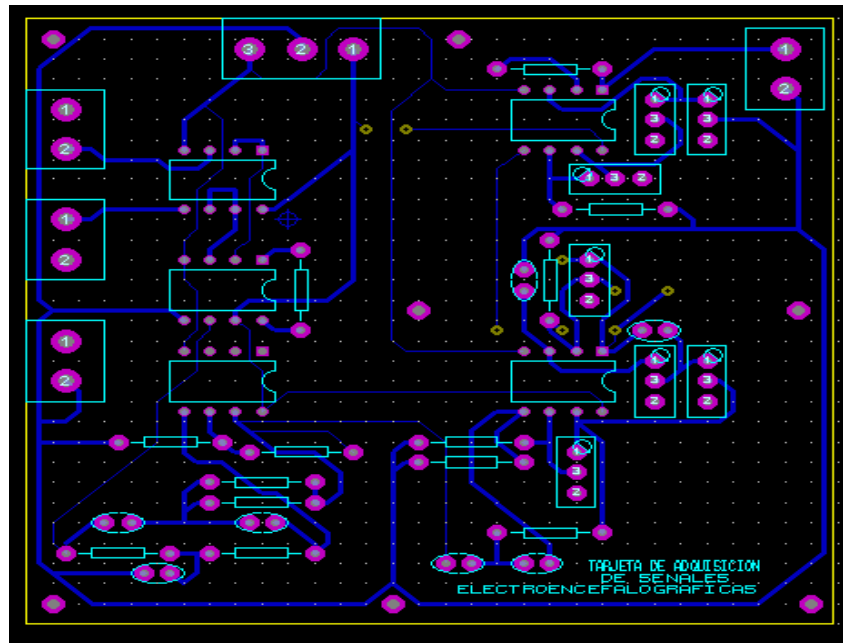
Figura15. Diagrama de conexiones



Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

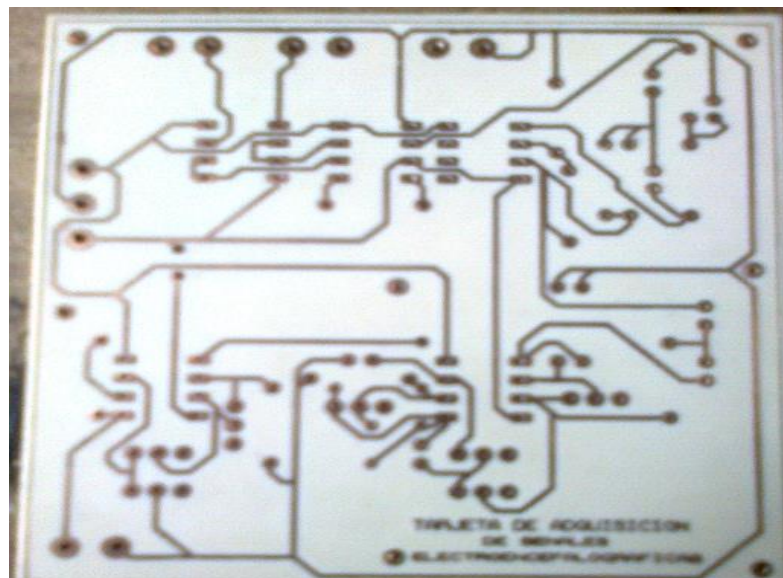
El diseño de las pistas de la tarjeta se realizó en el software ARES 7.

Figura16.Diseño del circuito impreso



Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

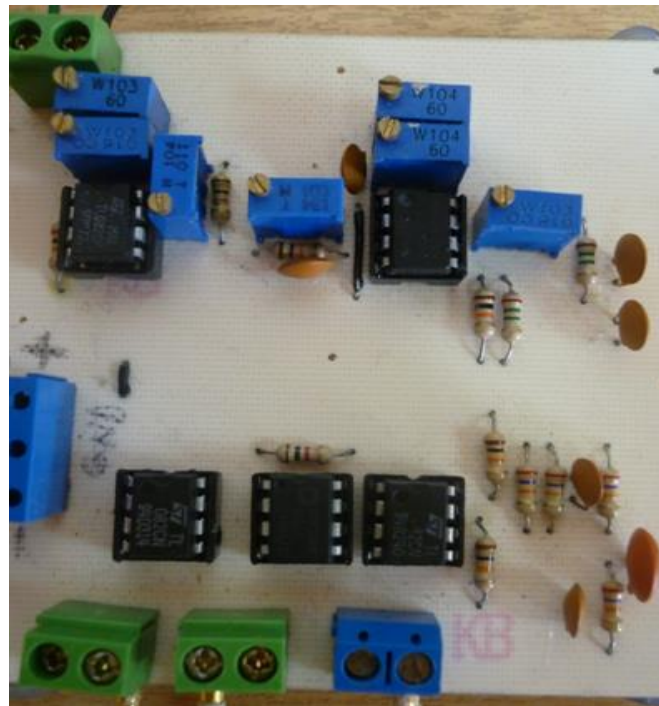
Figura17.Placa impresa de la tarjeta



Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas



Figura18. Tarjeta construida

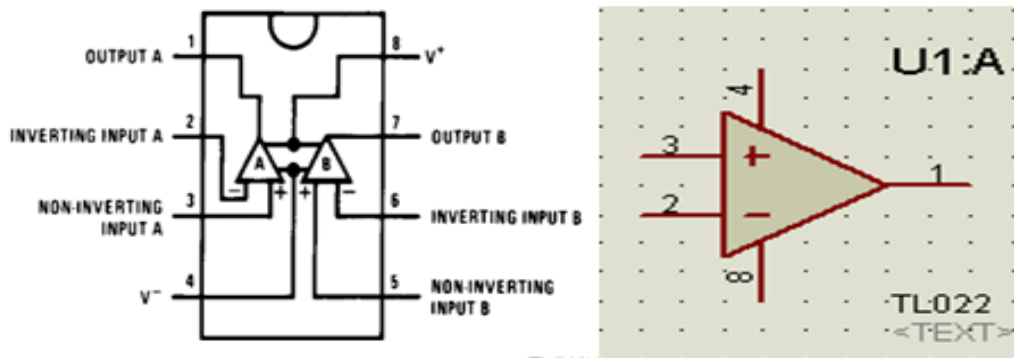


Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

### 3.1.1 Amplificador operacional TL082.

Estos dispositivos son de bajo costo, tiene una alta velocidad, y poseen doble entrada JFET, además cuentan con un offset de entrada interno. Mantienen una ganancia grande, además este dispositivo proporciona una baja polarización de voltaje. El amplificador TL082 pueden ser utilizados en aplicaciones tales como circuitos sumadores, amplificadores, acopladores de impedancias y convertidores A / D, etc. La corriente de polarización de entrada es baja y a su vez tiene alta impedancia de entrada con un gran ancho de banda. Los dispositivos también presentan alta inmunidad al ruido (STMicroelectronics, 2004).

Figura19. Amplificador TL082



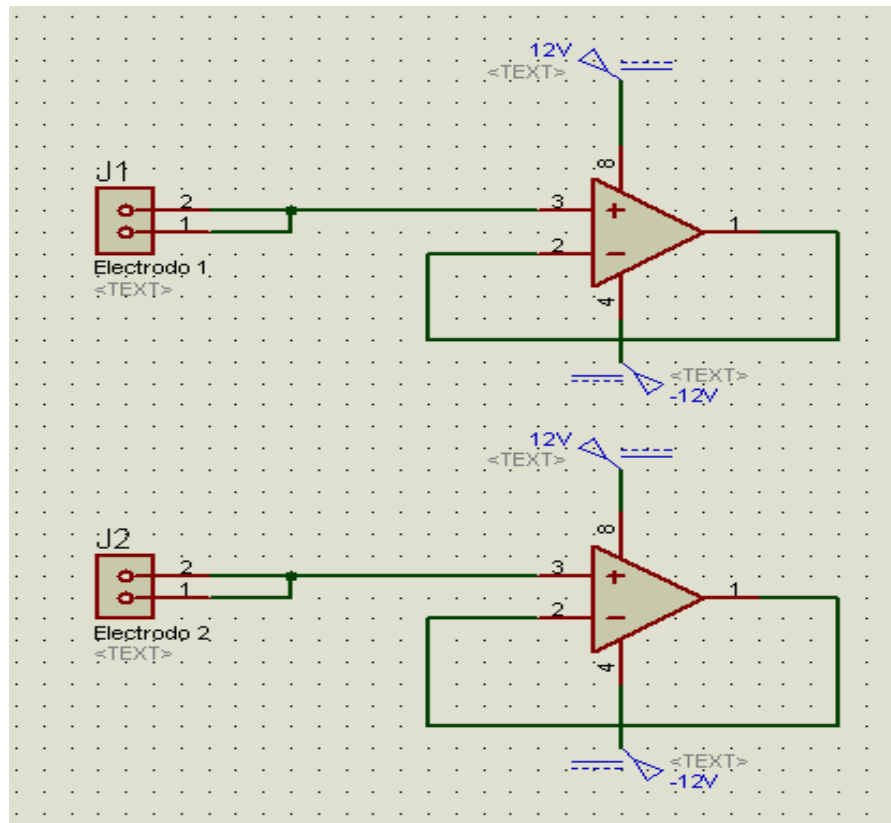
(STMicroelectronics, 2004)

Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

### 3.1.2 Acoplamiento de impedancias.

Cuando se realiza un estudio de electroencefalografía debe existir un buen acoplamiento de los electrodos con el cuero cabelludo de la persona a la cual se realiza el estudio, para esto se utiliza el gel conductor que permite disminuir la impedancia del electrodo con el cuero cabelludo de la persona. En el momento de capturar la señal, esta posee un nivel de corriente relativamente bajo y es necesario construir un seguidor de voltaje para acondicionar la señal bioeléctrica con el circuito electrónico de adquisición, que tiene como característica principal una alta impedancia en la entrada y una ganancia unitaria.

Figura20.Acoplador de impedancia



Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

### 3.1.3 Amplificador de instrumentación.

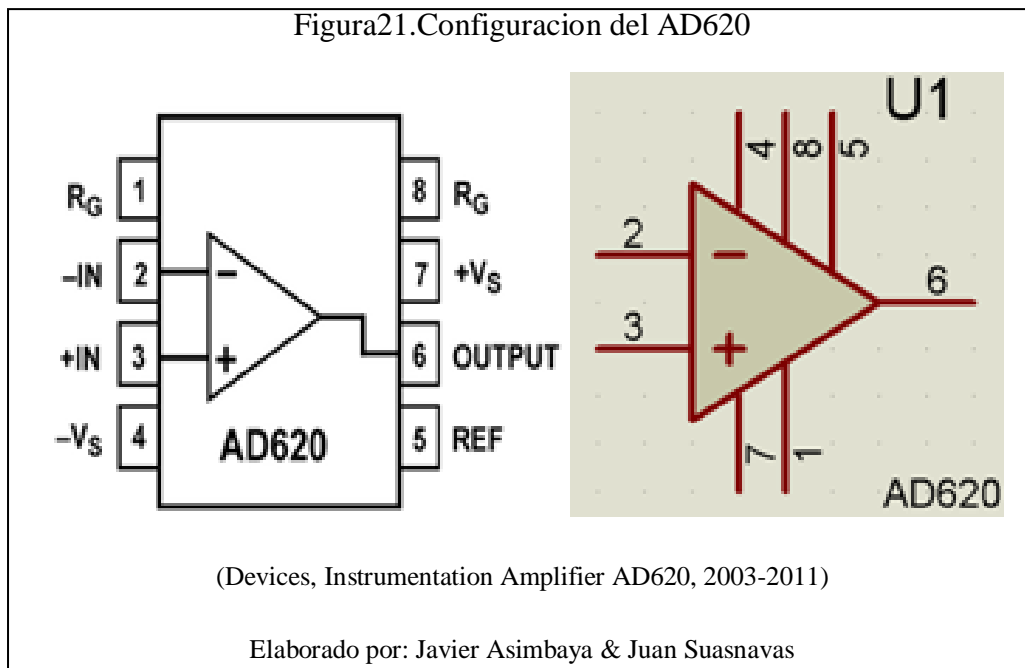
Para esta etapa es recomendable utilizar amplificadores de instrumentación debido a la precisión y además, debe tener una alta impedancia en la entrada y un CMRR (Relación del Rechazo del Modo Común) alto, ya que se utilizan voltajes pequeños en las entradas del amplificador y puede existir interferencia en la señal, por esta razón se utilizó el circuito integrado AD620 ya que tiene ganancia entre 100 y 1000 y tiene las características antes mencionadas.

### 3.1.4 Amplificador de instrumentación AD620.

El circuito integrado AD620 es ideal para el uso en la adquisición de señales análogas que necesitan una precisión grande, tales como básculas y las interfaces que utilizan transductores. Además, posee una alta inmunidad al ruido y una baja corriente de polarización de entrada. El AD620 tiene la característica de tener baja potencia, esto hace que el circuito integrado sea muy adecuado para aplicaciones médicas.

El AD620 es un amplificador de instrumentación monolítico basado en una modificación del enfoque clásico de tres amplificadores operacionales. Permite al usuario programar la ganancia exacta (para 0,15 % en  $G = 100$ ) con una sola resistencia (Devices, Instrumentation Amplifier AD620, 2003-2011).

Figura21. Configuración del AD620



Este circuito integrado es alimentado de forma simétrica con +12V y -12V en los pines 7 y 4 respectivamente, posee dos entradas pin 3 (positivo) y pin 2 (negativo). La referencia a tierra es conectada en el pin 5 (GND) y la resistencia de ganancia ( $R_G$ ) es colocada entre el pin 1 y el pin 8, esta resistencia es calculada utilizando la fórmula de la ganancia que está dada de la siguiente forma.

Ecuación 1. Cálculo de  $A_v$  del AD620. (Malvino, 2000)

$$A_v = \frac{R_3}{R_2} \left( 1 + \frac{2 * R_1}{R_G} \right)$$

Si,  $R_1 = 24.7K\Omega$  y  $R_3 = R_2 = 10K\Omega$

Las resistencias de ganancia interna,  $R_1$  y  $R_2$ , se recortan a un valor absoluto de  $24.7K\Omega$ , permitiendo que la ganancia que se desea programar con precisión con una sola resistencia externa. (Devices, 1999)

Remplazamos los valores;  $50 = \frac{10K\Omega}{10K\Omega} \left( 1 + \frac{2*(24.7K\Omega)}{R_G} \right)$

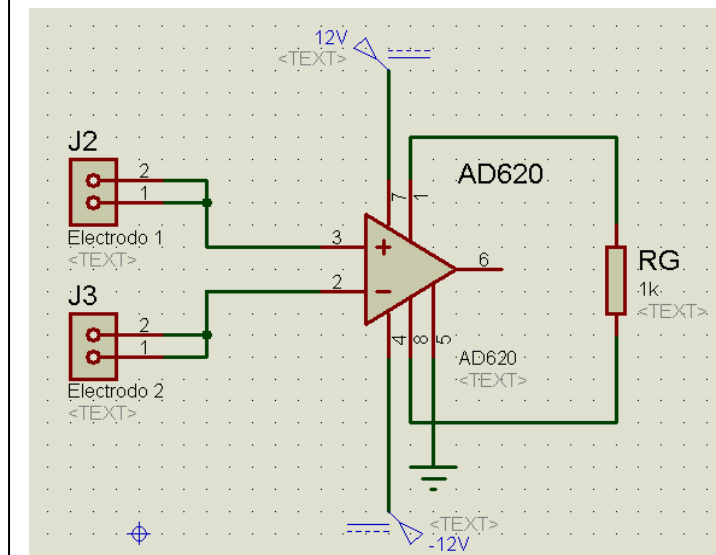
Calculamos el valor de  $R_G$ ;  $R_G = \left( \frac{49.4K\Omega}{50-1} \right)$

$$R_G = 1.008K\Omega$$

El valor normalizado de la resistencia es:

$$R_G = 1K\Omega$$

Figura22. Amplificador de instrumentación



Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

### 3.1.5 Filtro notch.

Al trabajar con un nivel de señales relativamente bajas es necesario construir una etapa de filtrado que tenga la función de evitar el ruido proveniente de la línea de potencia y otro tipo instrumentos que generan ruido que se encuentra en la frecuencia de los 60Hz.

Para determinar el corte de la frecuencia se utiliza la siguiente ecuación:

Ecuación 2. Cálculo de la frecuencia

$$f_z = \frac{1}{2\pi RC}$$

En la cual utilizaremos  $C = 100\mu\text{f}$  y determinamos la frecuencia que se desea eliminar:

$$R = \frac{1}{2\pi f_z C}$$

Reemplazando tenemos:

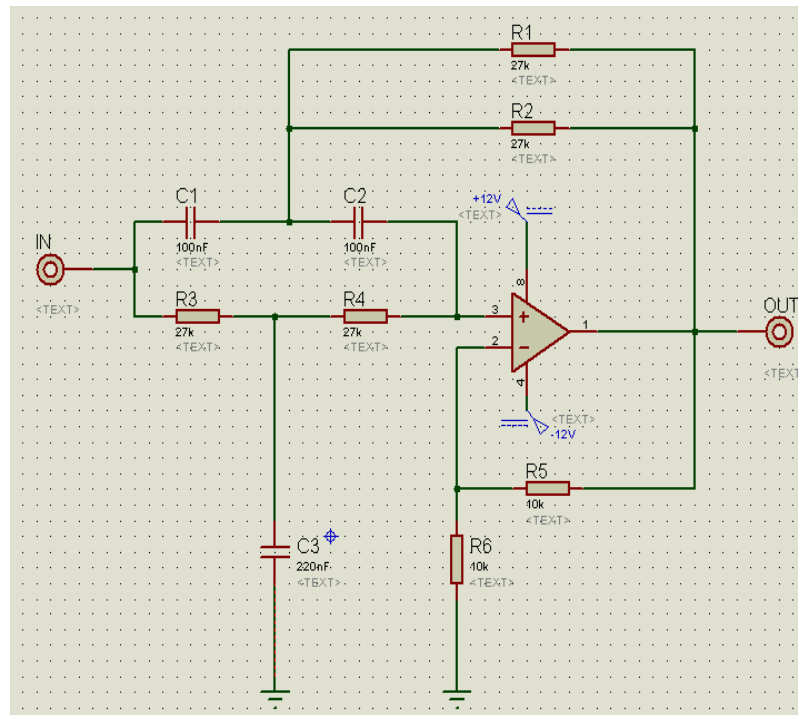
$$R = \frac{1}{2\pi * (60\text{Hz}) * (100 * 10^{-6})}$$

$$R = \frac{1}{0.03769911184}$$

$$R = 26.52\text{K}\Omega$$

La resistencia es equivalente a  $R = 27\text{K}\Omega$

Figura23.Filtro notch



Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

### 3.1.6 Filtro pasa banda.

En la etapa anterior se diseñó la etapa de filtrado análogo, debido a que la señal cerebral que se quiere obtener se encuentra en el rango de frecuencia entre 0.5Hz a 30Hz, por lo que se construirá un filtro de Butterworth activo de segundo orden, consta de dos partes un filtro pasa bajos y un filtro pasa altos.

#### Filtro pasa bajos

El filtro pasa bajos tiene la función de dar paso a señales inferiores a la frecuencia de corte de acuerdo al valor que este diseñado y atenuar al resto.

Ecuación 2. Cálculo de la frecuencia

$$fz = \frac{1}{2\pi RC}$$

La frecuencia de corte es de 30Hz, y asumimos el valor de C=100nf, entonces tenemos:

$$R = \frac{1}{2\pi f_z C}$$

$$R = \frac{1}{2\pi * (30Hz) * (100 * 10^{-9})}$$

$$R = 51K\Omega$$

Al tratarse de un filtro de segundo orden la ganancia del filtro no debe ser mayor  $A_v=1.5$  para asegurar en la salida una respuesta plana:

Ecuación 3. Formula de ganancia

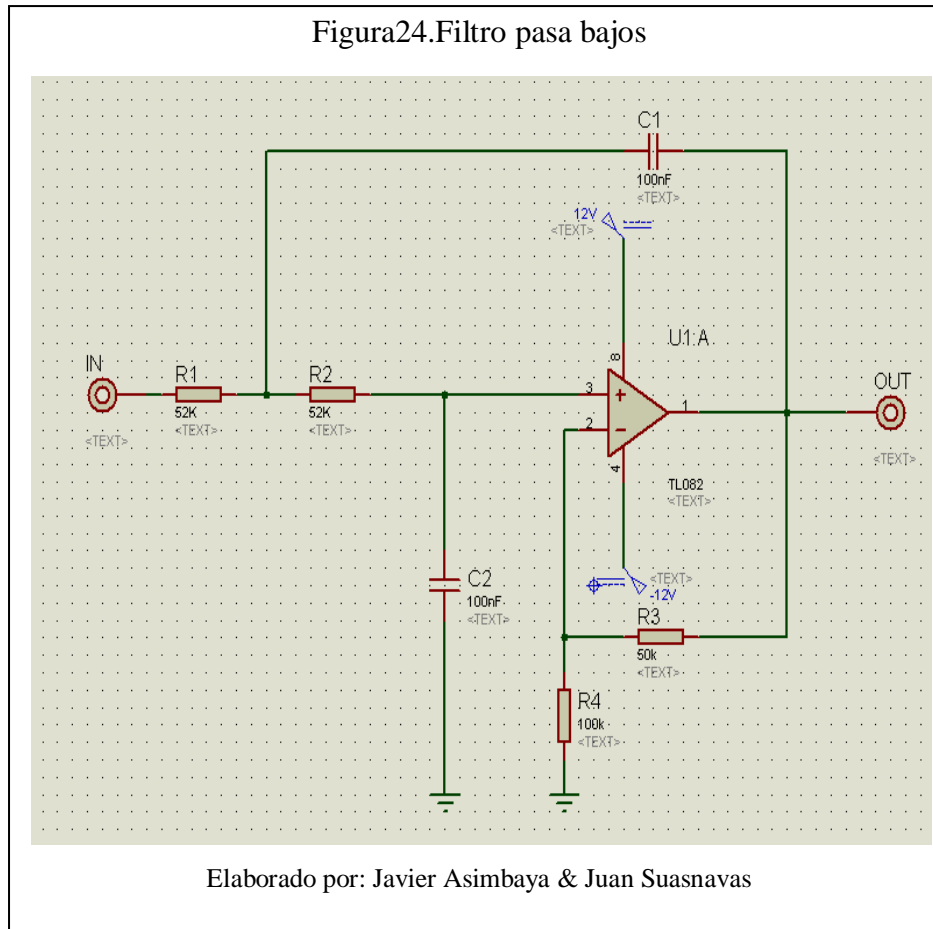
$$A_v = \frac{R_f}{R_i} + 1$$

Reemplazo de variables y despeje de RF;  $1.5 = \frac{R_f}{100K\Omega} + 1$

$$R_f = 50K\Omega$$



Figura24.Filtro pasa bajos



### Filtro pasa altos

Tiene la función de dejar pasar la señal que es superior a la determinada frecuencia de corte y atenuar el resto.

$$fz = \frac{1}{2\pi RC}$$

Para este filtro la frecuencia de corte es 0.5Hz y el valor del capacitor 100nf, por lo tanto obtenemos lo siguiente:

$$R = \frac{1}{2\pi fzC}$$

$$R = \frac{1}{2\pi * (0.5Hz) * (100 * 10^{-9})}$$

$$R = 1M\Omega$$

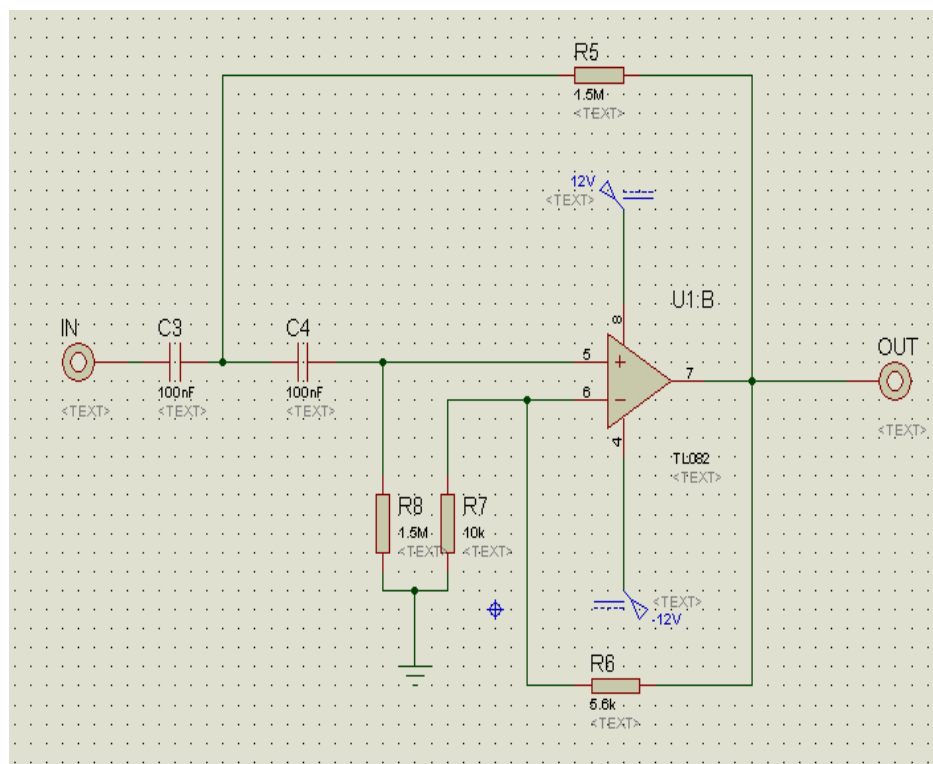
La ganancia está determinada por la ecuación:

$$A_v = \frac{R_f}{R_i} + 1$$

$$1.5 = \frac{R_f}{10K\Omega} + 1$$

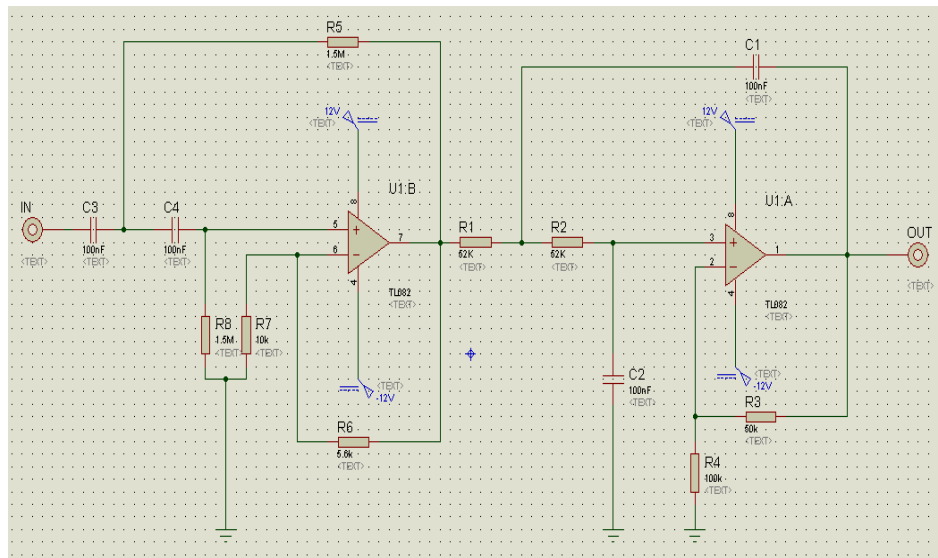
$$R_f = 5.6K\Omega$$

Figura25. Filtro pasa altos



Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

Figura26.Filtro pasa banda (0.5Hz-30Hz)

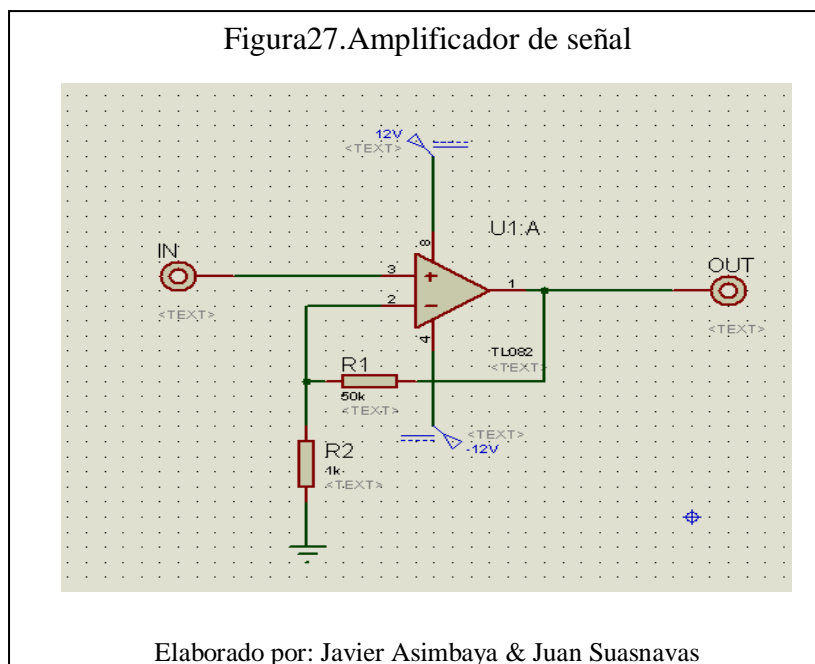


Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

### 3.1.7 Amplificador de señal.

En esta etapa se utilizará un amplificador de voltaje no inversor con una ganancia de 50, debido a que la señal que proviene desde la etapa de filtrado es muy baja y es necesario amplificar la señal cerebral para que ingrese a la etapa de acondicionamiento.

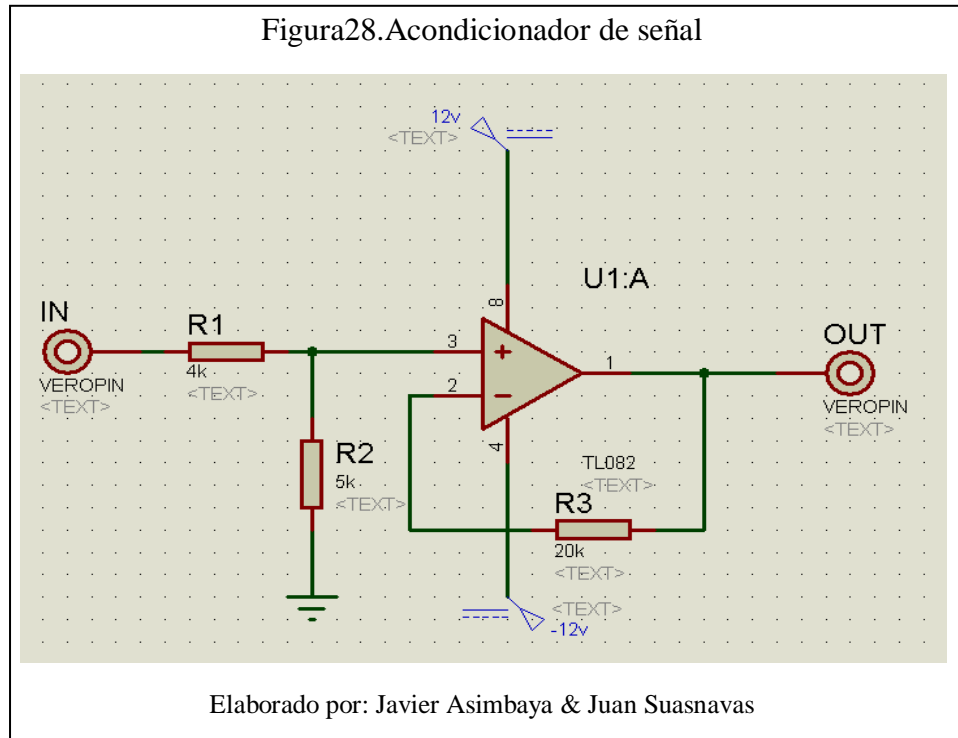
Figura27. Amplificador de señal



Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

### 3.1.8 Acondicionador de señal.

El acondicionador de señales es utilizado para que las señales que se han amplificado y filtrado previamente sean llevadas a niveles TTL los cuales van a ingresar a las entradas del ADC de la tarjeta arduino UNO, que se utilizará para la adquisición de señales.



### 3.1.9 Tarjeta arduino UNO.

La tarjeta arduino UNO es una placa electrónica basada en el ATmega328, cuenta con 14 entradas y salidas digitales las cuales 6 salidas pueden ser utilizadas como PWM. Tiene un módulo de 6 entradas analógicas y un oscilador de 16Mhz, el arduino UNO tiene una conexión USB, un conector de alimentación, una cabecera de ICSP, y un botón de reinicio. Contiene todo lo necesario para apoyar al micro, sólo tiene que conectarlo a un ordenador con un cable USB o el poder de un adaptador AC-DC para empezar.

Figura29. Tarjeta arduino Uno

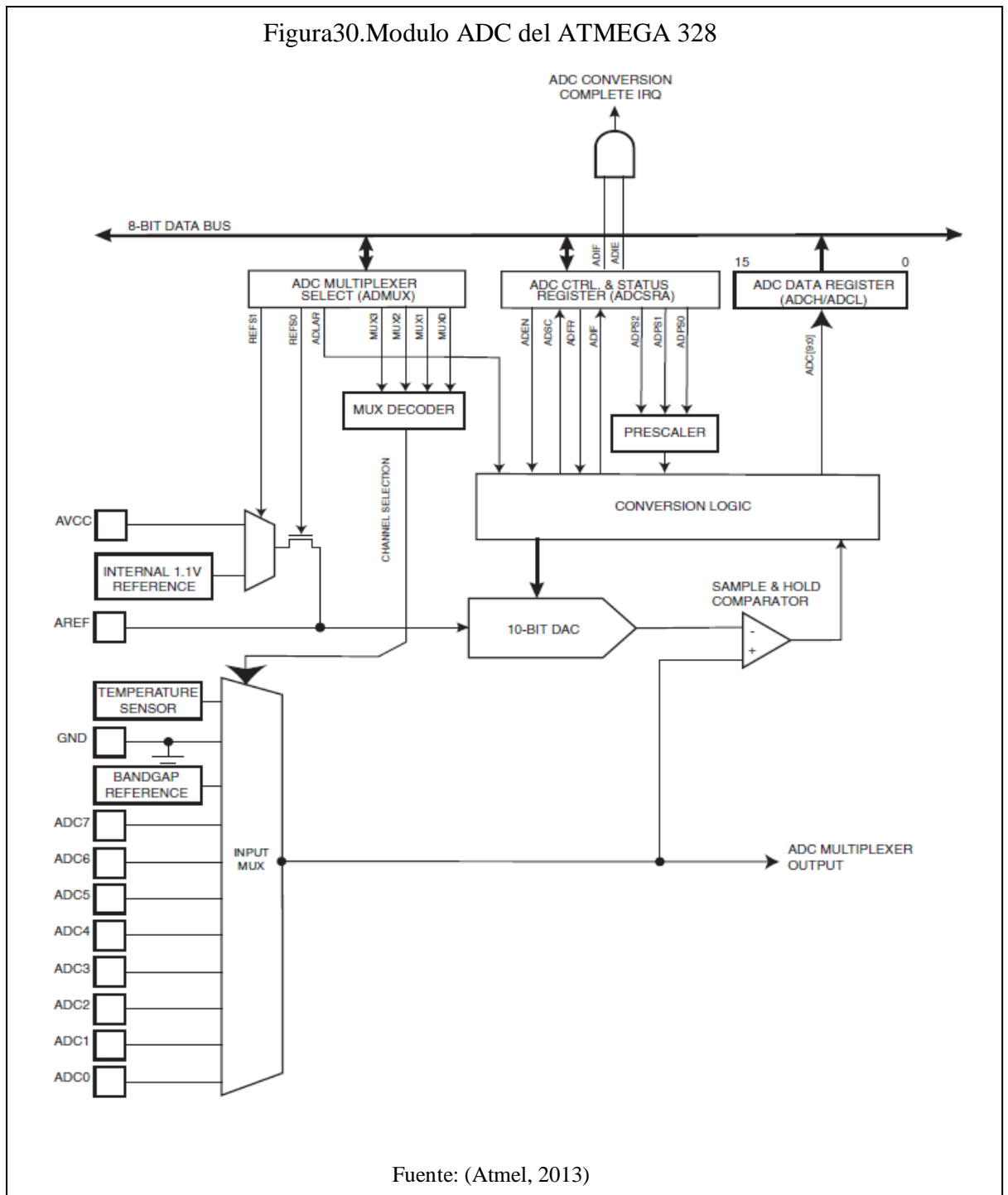


### 3.2 Conversión análoga-digital con la tarjeta arduino UNO

La conversión análoga a digital utilizando el arduino UNO se genera habilitando el modulo análogo propio de la tarjeta, dicho módulo se conecta al ADC de 10bits que convertirá las tensiones que están en el rango TTL (0 - 5v) a un número entre 0 y 1023, esto genera una resolución en la lectura de  $(5V/1024)$  es decir 4.9 mili-Volts por unidad.

El conversor tarda aproximadamente 100 microsegundos (0.0001 segundos) en leer una entrada analógica por lo que se puede llevar una tasa de lectura máxima aproximada de 10.000 lecturas por segundo (Arduino, 2013).

Figura30.Modulo ADC del ATMEGA 328



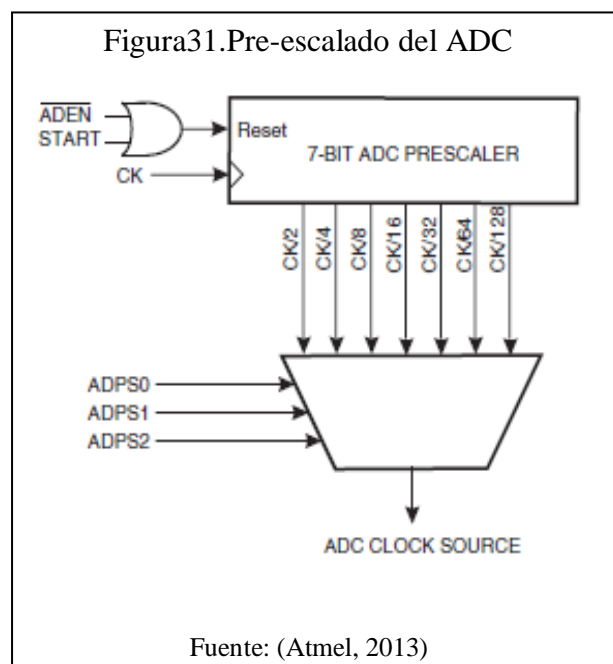
Fuente: (Atmel, 2013)

El sistema de circuitos de aproximación sucesiva de la tarjeta arduino requiere una frecuencia de reloj de entrada entre 50 kHz y 200 kHz para obtener la máxima resolución. Si se necesita una resolución inferior a 10 bits, la frecuencia de reloj de entrada al ADC puede ser superior a 200 kHz para obtener una frecuencia de muestreo superior.

El módulo ADC contiene un pre-escalador, que genera una señal de reloj ADC aceptable de cualquier frecuencia de la CPU por encima de 100 kHz. El

pre-escalado es fijado por los bits ADP (Arduino Development Platform) en ADCSRA (ADC Setting Register A). El pre-escalado empieza a contar desde el momento en que el ADC se enciende al establecer el bit ADEN (Analog Digital Enable) en ADCSRA. El pre-escalado sigue funcionando durante el tiempo que el bit ADEN está establecido, y se reinicia continuamente cuando ADEN se encuentre en estado bajo. Cuando se inicia una conversión únicamente se establece el bit ADSC (AD Setting Convert) en ADCSRA, y la conversión comienza en el siguiente flanco ascendente del ciclo de reloj ADC.

Una conversión normal es de 13 ciclos de reloj ADC. La primera conversión después de la ADC tiene 25 ciclos de reloj ADC para inicializar los circuitos analógicos. Cuando se utiliza la tensión de referencia de banda prohibida como entrada al ADC, se necesitará un cierto tiempo para que la tensión se estabilice. Si no es estabilizado, el primer valor leído después de la primera conversión puede ser erróneo. La muestra y retención se realiza efectivamente 1,5 ciclos de reloj ADC después del inicio de una conversión normal y 13,5 ADC ciclos de reloj después del inicio de una primera conversión. Cuando la conversión ha sido completada, el resultado se escribe en el registros de datos del ADC (Atmel, 2013).



Se puede aumentar la frecuencia de muestreo proporcional por overclock reloj de 16MHz del arduino, pero eso no es fácil en un tablero creado previamente.

Uno de esos registros accesibles dentro del IDE de arduino se llama ADCSRA (Control ADC y registro de estado A). Los tres primeros bits de este registro (ADPS2, ADPS1 ADPS0) establecen el divisor pre-escalar. Por defecto estos bits se establecen en 1 "(111), que se define como la división por 128. Pero al bajar el conjunto pre-escalar, se aumenta la velocidad de reloj del convertidor de analógico a digital y aumenta la frecuencia de muestreo. Si establecemos ADPS2, ADPS1, ADPS0 como '110 ', el pre-escalar se establece en 64, '101' lo establece en 32 y así hasta llegar a 001 dejando caer el pre-escalar a sólo dos (APC).

Tabla1. Ajuste del pre-escalado del ADC

### ATMEGA328P ADC Prescaler settings

ADPS2	ADPS1	ADPS0	DIVISION FACTOR	ADC SAMPLE RATE
0	0	0	2	(615KHZ)
0	0	1	2	(615KHZ)
0	1	0	4	(307KHZ)
0	1	1	8	(153KHZ)
1	0	0	16	77KHZ
1	0	1	32	38KHZ
1	1	0	64	19KHZ
1	1	1	128	9.6KHZ

Fuente: (Atmel, 2013)

En el pre-escado de la señal cerebral obtenida se hace una división del oscilador de 16Mhz que es propio de arduino para 64, de la cual se obtendrá una frecuencia de 250Khz.

La descripción anterior se define como rate-sampling o resamplio de la frecuencia, y se basa en el teorema de Nyquist-Shannon, también denominado teorema del muestreo pasa banda. Este establece la frecuencia mínima necesaria de muestreo para evitar el “aliasing” y debe ser:



$$F_s > 2 BW$$

Con:

$f_s$ : frecuencia de muestreo

BW: ancho de banda de la señal a muestrear

$$BW = F_{\text{máx}} - F_{\text{mín}}$$

Para señales con  $F_{\text{mín}} = 0$ , la expresión queda:

$$f_s > 2 F_{\text{máx}}$$

Que coincide con la aplicación del Teorema general del muestreo. El criterio de Nyquist Shannon redefine el Teorema del muestreo aplicándolo a un Ancho de Banda de interés específico, lo que soluciona ciertas dificultades que pueden presentarse al intentar muestrear señales a frecuencias elevadas.

“Es posible muestrear a una frecuencia menor que la que impondría Nyquist siempre que se garantice que las repeticiones espectrales no se superponen con el espectro, siempre que BW (ancho de banda de la señal) sea menor que  $F_{\text{mín}}$ ” (Osorio, Septiembre 2008).

Esto se realiza debido a que la tarjeta arduino tiene una resolución de 10bits que viene por defecto y una frecuencia de muestreo de 50-200KHZ, y es necesario bajar la resolución ya que para nuestro propósito solo se utilizara una conversión con 8bits por esa razón es necesario pre-escalar la frecuencia de muestreo y de esta manera obtener los datos completos.

Figura32.Registro ADCSRA

ADCsRA – ADC Control and Status Register A									
Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
(0x7A)	ADEN	ADSC	ADATE	ADIF	ADIE	ADPS2	ADPS1	ADPS0	ADCsRA
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

The ADC Control and Status Register A sets the ADC prescaler.

Fuente: (Atmel, 2013)

El registro ADMUX (AD Multiplexor) tiene la función de configurar el pin por el cual la señal analógica es ingresada. Dependiendo de la entrada utilizada para la conversión se configura el ADMUX con la combinación binaria propia del ADMUX (Tabla2).

Figura33.Registro ADMUX

ADMUX – ADC Multiplexer Selection Register									
Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
(0x7C)	REFS1	REFS0	ADLAR	–	MUX3	MUX2	MUX1	MUX0	ADMUX
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

Fuente: (Atmel, 2013)

Se utilizará la configuración del ADC0 que corresponde a la entrada A0 de la tarjeta arduino, en la misma configuración se determinará la referencia (REFS0) que corresponde a 1.1V, este valor de voltaje es utilizado como un nivel de referencia interna del ATmega328. Es importante activar el registro (ADLAR) que se encarga del orden de la conversión es decir ajusta el resultado de la conversión desde la izquierda, ya que si se ajusta desde la derecha la conversión tendrá errores.

Tabla2.Ajuste de ADMUX 1

MUX3...0	Single Ended Input
0000	ADC0
0001	ADC1
0010	ADC2
0011	ADC3
0100	ADC4
0101	ADC5
0110	ADC6
0111	ADC7
1000	ADC8 <sup>(1)</sup>
1001	(reserved)
1010	(reserved)
1011	(reserved)
1100	(reserved)
1101	(reserved)
1110	1.1V (V <sub>BG</sub> )
1111	0V (GND)

Fuente: (Atmel, 2013)

### 3.2.1 Comunicación serial arduino-PC.

La señal cerebral es adquirida por el módulo ADC de la tarjeta arduino a través de la entrada A0, esta tarjeta tiene una resolución por defecto de 10 bits (5/1023), sin embargo, no es necesario tener una resolución tan alta ya que el nivel más alto de voltaje en la entrada será de 5v, dicho esto se optará por reducir la resolución a 8 bits (5/256) ya que la trama de datos es enviada directamente. Se utiliza el oscilador propio de la tarjeta de 16Mhz que es apto para nuestra adquisición y es el ideal para trabajar con el micro-controlador ATmega328 de la tarjeta.

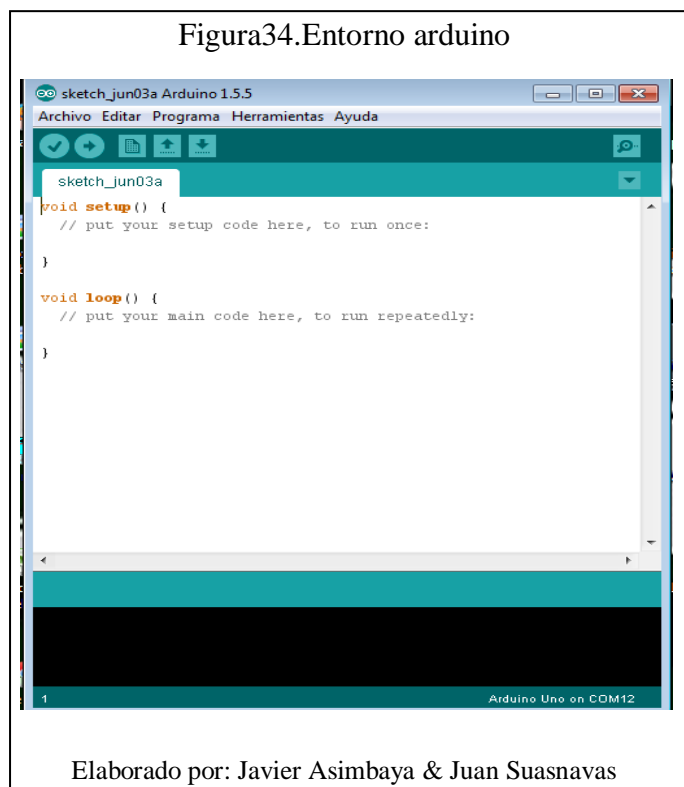
### 3.2.2 Transmisión de datos arduino–MATLAB.

Para transmitir datos se configura la placa arduino a la misma velocidad con la que se estableció la comunicación serial en MATLAB, se utilizará en este caso 9600bps, para esto es necesario tener un acondicionador de señales que de valores TTL de voltaje y así evitar algún sobre voltaje que salga de los rangos establecidos y evite dañar el ADC. Para la comunicación que se realizará se utiliza el cable USB que sale desde el puerto serial de la tarjeta arduino a un puerto asignado previamente en la PC.

### 3.2.3 Configuración serial de arduino.

Arduino lee la señal análoga y la convierte de un valor de voltaje de 0-5v a un valor numérico de 0 a 1023, el cual se almacena en una variable que posteriormente en escrita en un puerto de salida el cual es enviada a la PC.

Para realizar la comunicación serial desde la tarjeta al computador, se procede a utilizar el (IDE arduino 1.5.5), que es el software para programar arduino y se maneja por un sketch en donde se procede a realizar la programación.



En la tarjeta arduino se procede a realizar la comunicación serial utilizando el comando de lectura análoga “readAnalog( )” y se configura la velocidad de comunicación que es de 9600. Adicionalmente se incorpora las líneas de código del pre-escalado de la frecuencia.

Posteriormente se procederá al ajuste de la lectura del ADC, y se crea una variable entera en la cual se almacenará los valores de la lectura de la entrada (A0). Luego se utilizará un umbral (threshold) que se determina al excluir un rango de valores no deseados provenientes de la etapa de adquisición. Luego se obtiene el valor absoluto de este valor ya que al tratarse de una señal análoga existen fluctuaciones que se desea eliminar.

Luego se utilizará la librería (Signal Processing Library) que es propia de arduino y se aplicará el filtro FIR para eliminar los impulsos que genera el ruido proveniente de factores externos a la señal EEG que son los movimientos involuntarios de la persona o factores externos que existen en el medio donde se utiliza el prototipo.



A continuación se presenta el código para la adquisición de señales cerebrales:

Figura36.Programacion en arduino

```
#include <firFilter.h> // llamado de la libreria Arduino Signal Processing //
firFilter Filter;    // declaracion de la variable del filtro
int val=0;           //*****
int filtered;       //
unsigned long time; //
unsigned long freq; //          declaracion de variables en general
int f;              //
int umbrall =20;    //
float freq=8;       //
float freq1=12;     //*****
void setup(){
  Serial.begin(9600); // inicio de la comunicacion serial
  Filter.begin();    // inicializacion del filtro
  bitWrite(ADCSRA,ADPS2,1); // registro 2 de pre-escalado
  bitWrite(ADCSRA,ADPS1,1); // registro 1 de pre-escalado
  bitWrite(ADCSRA,ADPS0,0); // registro 0 de pre-escalado
  ADMUX=(1<<ADLAR)|(0<<REFS1) //*****
  |(1<<REFS0)|(0<<MUX3) | //
  (0<<MUX2)|(0<<MUX1)|(0<<MUX0); // configuracion de la entrada analoga A0
} //*****
void loop(){
  val=(analogRead(A0)/4); // lectura de la entrada analoga a 255
  if(abs(val <= umbrall)){ // adquiere un valor cuando hay un diferencial en los electrodos
    filtered=Filter.run(val); // filtrado de artefactos
    Serial.println(filtered); // envio de la señal
    delay(10); // tiempo de de comunicacion serial
  }
}
```

Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

Para la creación de este código se hizo lo siguiente:

- Llamar a la librería propia de arduino para el filtrado de ruido con la instrucción “#include <firFilter.h>” y declarar las variables que se utilizaran en la programación.
- Posteriormente se configura la comunicacion serial con la instrucción “Serial.begin(9600)” y se utilizara el comando” Filter.begin()” que inicializa el filtro fir.
- Se utilizara los registros ” ADCSRA” para el pre-escalado de la señal y el registro “ADMUX” para configurar la entrada análoga A0
- En el lazo “void loop“ se adquiere la señal utilizando “val=(analogRead(A0)/4)”, luego se utiliza el comando “if(abs(val <= umbrall))” que realiza la función enviar la señal filtrada y utilizando la instrucción “filtered=Filter.run(val)“ filtramos los sobre impulsos provenientes del ruido externo.

### **3.3 Gráfica de la señal EEG en MATLAB**

Para graficar la señal en matlab se utilizará el comando “fscanf “, que realiza la función de leer los datos obtenidos del puerto serial que se creó previamente y se adjunta la función (%d) que corresponde a la utilización de valores decimales. Seguidamente se almacena en un vector la multiplicación de la variable de lectura por la resolución de la señal en bits en este caso utilizaremos 10bits, a continuación se realiza la convolución entre el vector en el cual fue almacenada la señal con la resolución requerida, con los valores obtenidos con el filtro Gaussiano con aproximación a la señal impulso.

### **3.4 Comunicación bluetooth entre MATLAB y arduino**

MATLAB recibe en tiempo real la señal de EEG por vía serial y la discretiza. Realiza una comparación booleana y transmite en tiempo real un bit que acciona una salida de un dispositivo remoto (tarjeta arduino) vía Bluetooth. Para realizar la comunicación Bluetooth se deben tener las siguientes consideraciones.

#### **3.4.1 Protocolo bluetooth.**

Bluetooth es un estándar que define la comunicación inalámbrica de voz y datos de corto alcance basado en la especificación “IEEE802.15.1”.

Trabaja en la banda ISM de radiofrecuencia de 2.4 Giga-Hertz y aunque es la misma que utiliza el estándar WI-FI son utilizadas para diferentes necesidades pues el estándar Wi.FI es más robusto y de configuración más compleja.

El estándar Bluetooth tiene diferentes perfiles de dispositivo pero en el entorno de arduino existen dos perfiles que son los más utilizados:

- SPP (Serial Port Profile).- Sirve para establecer la comunicación serial entre dispositivos.
- HID (Human Interface Device Profile). -Para emular un comportamiento similar al de un mouse, teclado, etc.

La topología de redes Bluetooth puede ser punto a punto o punto a multipunto, con todos los dispositivos iguales. Si un equipo se encuentra dentro del radio de cobertura de otro, éste puede establecer conexión con cualquiera de ellos. El control del enlace lo asume la unidad que ha iniciado la conexión según un

protocolo de maestro-esclavo. (Sallent Roig, Valenzuela González, & Comes, 2003)

### 3.4.2 Interfaz bluetooth.

Para dotar de comunicación Bluetooth a una placa arduino UNO se debe conectar un módulo emisor/receptor bluetooth. Por defecto se establece a un computador o teléfono con capacidad bluetooth como maestro y al módulo que conectamos al arduino como esclavo. El maestro inicia la comunicación y es capaz de enviar y recibir datos al mismo tiempo, en cambio el esclavo puede únicamente enviar o recibir datos uno a la vez.

Según el chip con el que esté ensamblada la tarjeta se tendrá un mayor rango de alcance, pero proporcionalmente a esto el consumo de energía será mayor. Por esta razón el chip es de “clase 1” o de “clase 2”. Para el proyecto el módulo idóneo es de “clase 2” que tiene un alcance de 10 metros y es de bajo consumo eléctrico.

El módulo utilizado es el HC-06 y tiene 4 conectores:

- VCC.- Se conecta a 3.3V aunque también soporta los 5V.
- GND.- Tierra.
- TX.- Se conecta con el pin hembra de RX de la placa arduino.
- RX.- Se conecta con el pin hembra de TX de la placa arduino.

Figura37.Modulo bluetooth HC-06



Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

La velocidad de comunicación que viene establecida por defecto entre el Atmega 328P y un módulo bluetooth es de 115200 bits/s pero se puede escoger cualquier velocidad de comunicación.



Esta velocidad se debe especificar en la línea:

Serial.begin().

A continuación se presenta el código de matlab para el envío de datos al módulo Bluetooth:

Figura38.Programacion en matlab

```
delete(instrfind({'Port'}, {'COM10'}));
ps=serial('COM10', 'BaudRate', 9600);clc %configuración de la comunicación
fopen(ps); %abrimos un nuevo puerto llamado ps

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% discretización de los valores%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
if (senal_util(i,1) >2.07 && senal_util(i,1) < 2.34)

    B(2,i)=true;
    fprintf(ps,'%c',char(2)); %escribimos en el puerto de salida

else

    B(2,i)=false; % vector B salida
    fprintf(ps,'%c',char(1)); %escribimos en el puerto de salida

end

fclose(ps); %cerrar el puerto
delete(ps); %eliminar puerto
```

Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

En el código se observa que se debe crear un nuevo puerto serial para la salida de los datos verificando con anterioridad que el número de puerto serie sea el mismo que el puerto que reconoce el computador para la comunicación bluetooth que se está estableciendo.

Seguidamente discretizamos los valores y si cumple con la primera condición los enviamos '2' que es un dato de tipo char por medio de la instrucción "fprintf". Caso contrario se envía '1'.

Finalmente se termina la comunicación cerrando el puerto con la instrucción "fclose" y se elimina el puerto con la instrucción "delete" para poder utilizar el puerto en una próxima ejecución del programa.

A continuación se presenta el código de arduino para la recepción de datos:

Figura39.Programacion en arduino

```
#include <Servo.h> //librería para ctrl del servo
int matlabData; //variable para guardar el bit recibido
Servo i_ejez_servo;//valor que recibe el servo en grados
int Led2 = 2; //salida del indicador pin 2

void setup() {
  Serial.begin(9600);//declaro la misma velocidad que matlab
  i_ejez_servo.attach(9);//salida del servo por pin 9
}

void loop() {
  if(Serial.available()<3&&Serial.available()>0){
    matlabData=Serial.read();//lectura de datos recibidos desde MATLAB
    if(matlabData==1) //condición 1
      i_ejez_servo.write(90); //ángulo de giro 90°
      digitalWrite(Led2, HIGH); //se enciende un indicador
    if(matlabData==2) //condición 2
      i_ejez_servo.write(180); //ángulo de giro 180°
      digitalWrite(Led2, LOW); //se apaga un indicador
  }
}
```

Elaborado por: Javier Asimbaya & JuanSuasnavas

Para la creación del programa de arduino se deben seguir los siguientes pasos:

- Llamar a la librería propia de Arduino para controlar servomotores con la instrucción “#include <Servo.h>” y declarar las variables y los pines que se deberán activar.
- Dentro del lazo de configuración (void setup) se debe seleccionar la misma velocidad de comunicación serial que se eligió en matlab que es de 9600 baudios, y se declara el número del pin de salida que activará al servo.
- Dentro del lazo de ejecución (void loop) se activa la recepción de datos con el comando “Serial.available”
- Se guardan los datos recibidos en la variable que se creó con anterioridad.
- Si se cumple la primera condición el eje del servo hará un giro de 90°.
- Caso contrario el eje del servo hará un giro de 180°.

### 3.5 Descripción de la pinza robótica

Para demostrar operativamente el funcionamiento del proyecto, se utilizó un brazo robótico construido por estudiantes anteriores y donada al laboratorio de Teoría de Control.

El brazo robótico consta de 3 servos que le dan 3 grados de libertad (“horizontal”, “vertical” y “apertura y cierre de pinza”).

La estructura de la pinza robótica está hecha en acrílico y los motores están ubicados en las uniones de la estructura.

Figura40.Brazo robótico

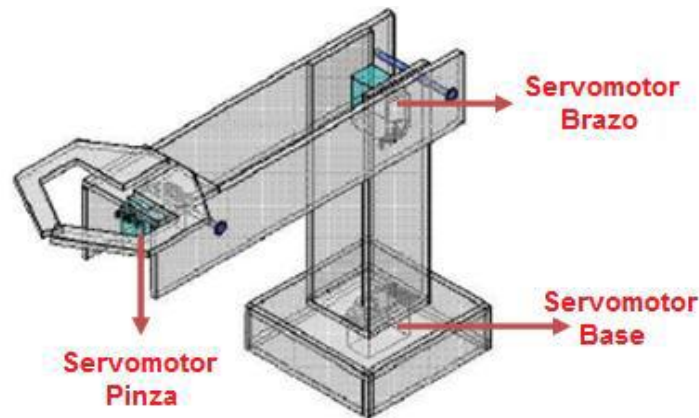
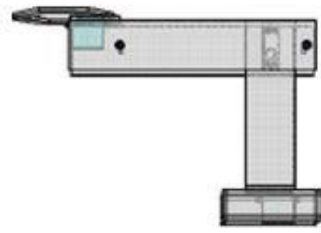


Imagen tomada de la tesis: Análisis y Estudio de los Códigos Fuente SDK (Kit de Desarrollo de Software) e Implementación de una Aplicación Demostrativa que Registre la Captación de Movimientos de Manos y Brazos del Cuerpo Humano a Través de Led's Indicadores Mediante la Utilización del Sensor Kinect del Xbox 360 (Hernández Luis, 2013)

A continuación se tiene las vistas lateral frontal y superior de la pinza robótica perteneciente al laboratorio de Teoría de Control de la Universidad Politécnica Salesiana, facilitada para el desarrollo del presente proyecto.

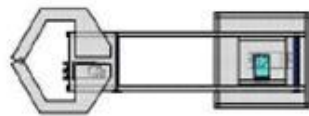
Figura41. Vistas del brazo robótico



**Vista Lateral**



**Vista Frontal**



**Vista Superior**

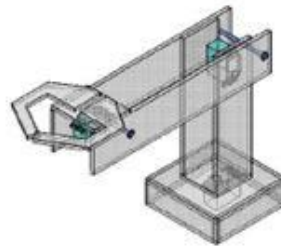


Imagen tomada de la tesis: Análisis y Estudio de los Códigos Fuente SDK (Kit de Desarrollo de Software) e Implementación de una Aplicación Demostrativa que Registre la Captación de Movimientos de Manos y Brazos del Cuerpo Humano a Través de Led's Indicadores Mediante la Utilización del Sensor Kinect del Xbox 360. (Hernández Luis, 2013)

## CAPÍTULO 4

### ANÁLISIS, PRUEBAS Y RESULTADOS

#### 4.1 Pruebas realizadas

Para verificar el funcionamiento del dispositivo se realizó varias pruebas con 10 personas en las cuales se comprobó la manipulación de la pinza robótica. Para esto se realizó un estudio de 500 muestras de la señal EEG con el objetivo de tener una correcta visualización de la onda adquirida. Posteriormente se dio la orden al usuario de parpadear, para que accione los servos que abren la pinza robótica en un instante determinado.

El procedimiento para realizar las pruebas es el siguiente:

- Fijar los electrodos en el cuero cabelludo del usuario
- Indicar al usuario que para realizar la prueba es necesario que esté en un estado de relajación y evitar el movimiento de las extremidades.
- Encender el dispositivo y poner en marcha el software del mismo.
- Dar un estímulo visual utilizando una luz estroboscópica de 13.5hz para mantener un rango de relajación de (0.064 – 0.18 Volts.), y ordenar que el usuario manipule la pinza robótica utilizando parpadeos voluntarios.

La manipulación de la pinza robótica está determinada por límites que se han fijado realizando diversas pruebas con diferentes usuarios. Los valores que provienen de la tarjeta arduino UNO son almacenados en un vector, con el cual se realiza una comparación en el rango de valores mayores que 0v y menores que 0.36v, si el valor de la señal permanece en este intervalo el estado de la variable con la cual se determinará que permanezca cerrada la pinza será verdadero (true), en caso contrario si la variable está en el valor de cero la pinza procederá a abrirse. Posteriormente se imprime una variable (char) que se escribe en el puerto declarado como salida y que a través de la vía bluetooth se manipula la pinza robótica.

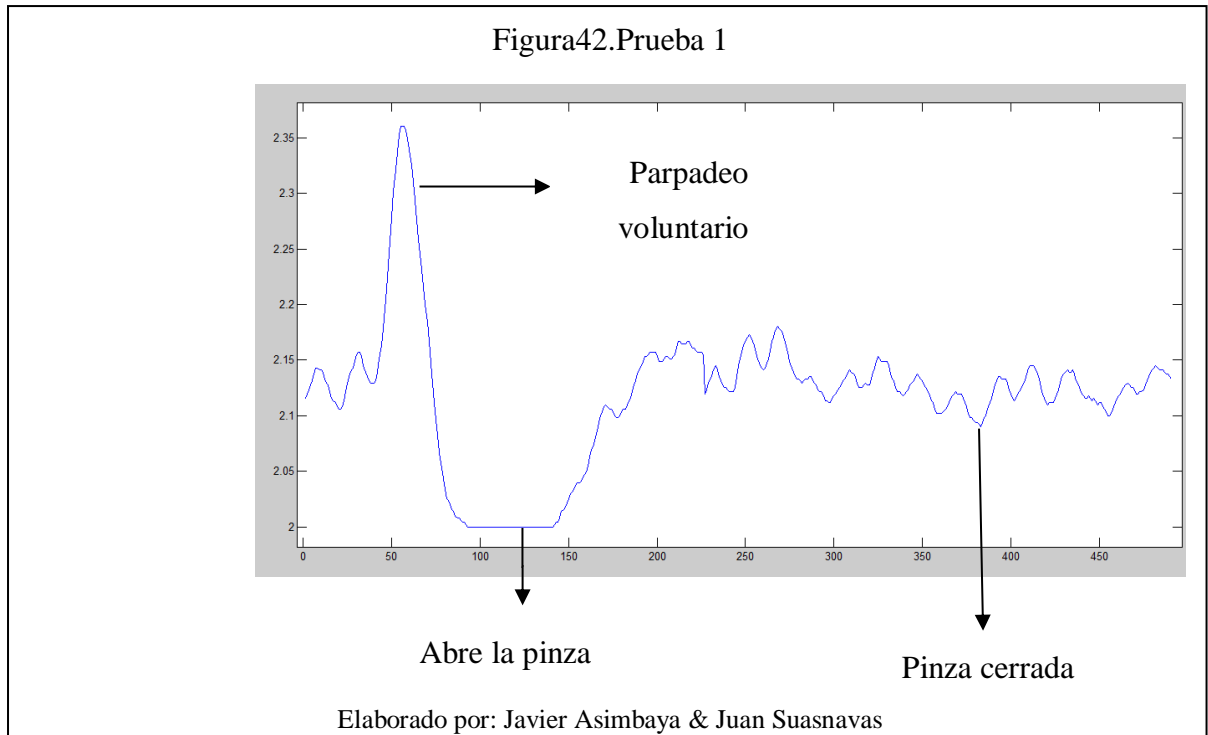


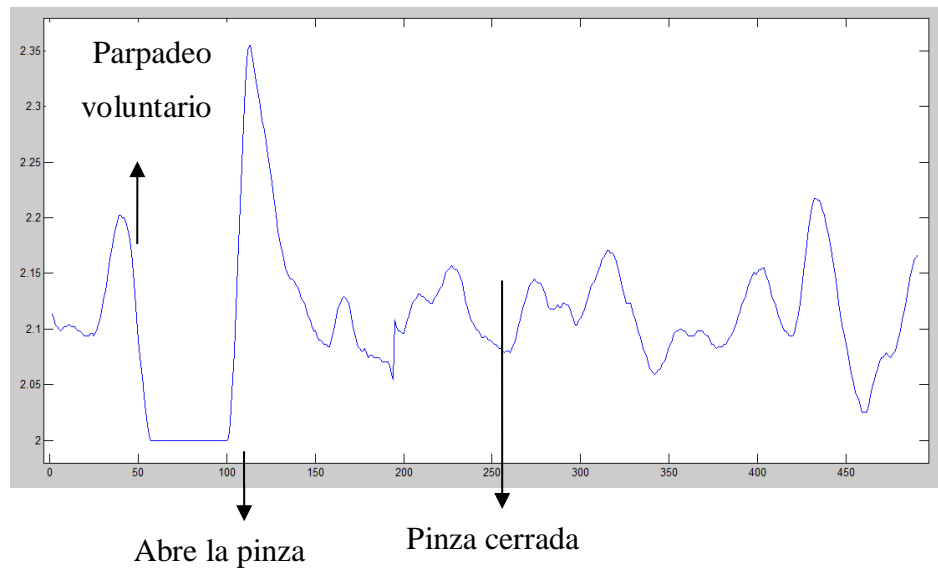
Tabla 3. Datos de la prueba 1

Usuario 1	Valores
Tiempo de apertura	0.48 segundos
Periodo de parpadeo	0.64 segundos
Nivel máximo de voltaje alcanzado en el parpadeo	0.3608volts

Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

La prueba 1 se realizó con un usuario de sexo femenino y se encontró que el tiempo de apertura de la pinza es de 0.48s, el periodo del parpadeo es 0.64s y la amplitud máxima del parpadeo es de 0.3608volts. Se notó que el funcionamiento del prototipo tuvo un alto rendimiento debido al nivel de concentración del usuario y a la correcta adherencia de los electrodos al cuero cabelludo.

Figura43.Prueba 2



Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

Tabla4. Datos de la prueba 2

Usuario 2	Valores
Tiempo de apertura	0.43 segundos
Periodo de parpadeo	1.04 segundo
Nivel máximo de voltaje alcanzado en el parpadeo	0.202volts

Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

La prueba 2 se realizó con un usuario de sexo masculino y se encontró que el tiempo de apertura de la pinza es de 0.43s, el periodo del parpadeo es 1.04s y la amplitud máxima del parpadeo es de 0.202volts. Se notó que el funcionamiento del prototipo tuvo un buen rendimiento debido al nivel de concentración del usuario pero no existió una buena adherencia de los electrodos en el cuero cabelludo debido a que el usuario tenía una cabellera abultada.

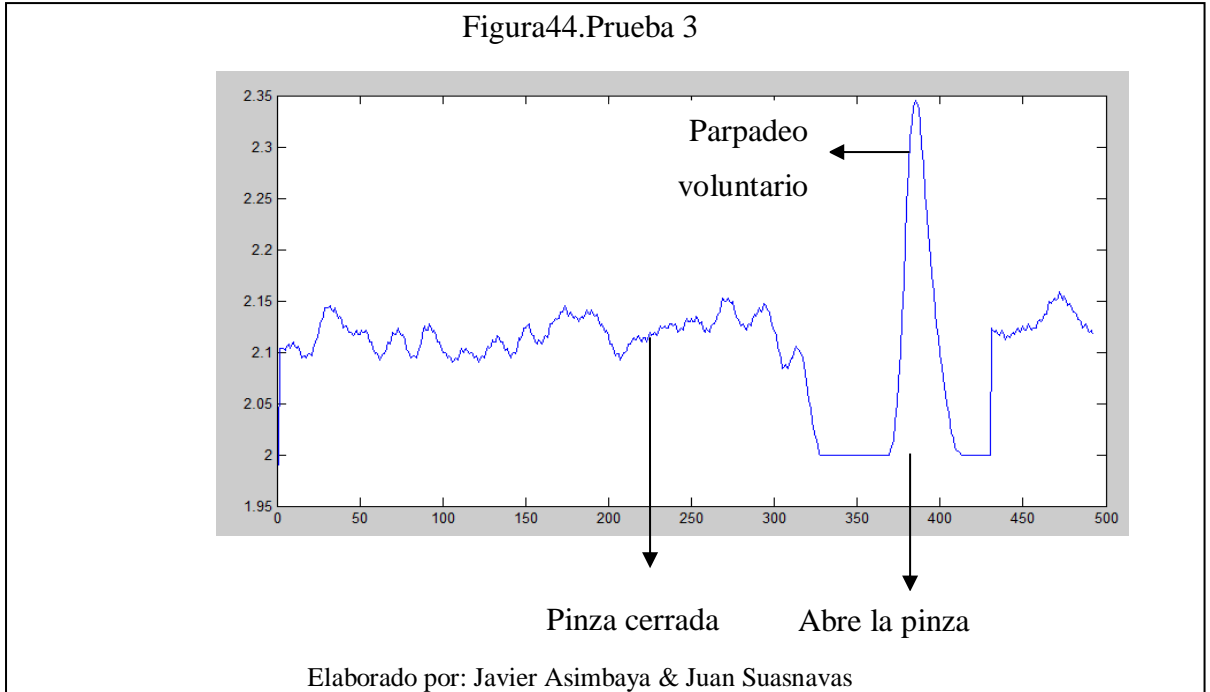


Tabla5. Datos de la prueba 3

Usuario 3	Valores
Tiempo de apertura	0.41 segundos
Período de Parpadeo	1.16 segundos
Nivel máximo de voltaje alcanzado en el parpadeo	0.345volts

Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

La prueba 3 se realizó con un usuario de sexo masculino y se encontró que el tiempo de apertura de la pinza es de 0.41s, el periodo del parpadeo es 1.16s y la amplitud máxima del parpadeo es de 0.345volts. Se notó que el funcionamiento del prototipo tuvo un rendimiento aceptable debido a la poca concentración del usuario y a la correcta adherencia de los electrodos al cuero cabelludo.

Cabe resaltar que se escogió las pruebas (1, 2 y 3) para el análisis, debido a que las restantes pruebas (4 a la 10) tienen un resultado similar al que se presenta en las pruebas analizadas.



## 4.2 Análisis de resultados

Después de las pruebas realizadas con diferentes usuarios comprobamos que el prototipo realizado obedece al estímulo de la persona que en este caso es el parpadeo voluntario y que dependiendo de la fijación de los electrodos se obtiene un mejor funcionamiento. También se determinó que el rango de valores en el cual se mantiene la pinza cerrada esta entre 0,202 y 0,3604 y que los picos que se generan al realizar el estímulo voluntario están en ese rango. Los tiempos en los cuales se manipuló la pinza robótica se encuentran entre los 0.07s y 0,79s lo cual se comprobó con los diferentes usuarios, ya que en cada persona varia el funcionamiento del prototipo debido a que la actividad cerebral no es igual en todos los usuarios pero la manipulación de pinza es generada ya sea en un tiempo corto o largo. El nivel de accionamiento de la pinza está determinado cuando hay un valor de 0v.

Tabla6. Analisis de los usuarios

Usuario	Tiempo de apertura (s)	Amplitud de parpadeo (v)
Usuario 1	0.48	0.3608
Usuario 2	0.43	0.202
Usuario 3	0.41	0.345
Usuario 4	0.58	0.327
Usuario 5	0.58	0.3196
Usuario 6	0.07	0.2235
Usuario 7	0.79	0.349
Usuario 8	0.2	0.2471
Usuario 9	0.13	0.29
Usuario 10	0.26	0.2765

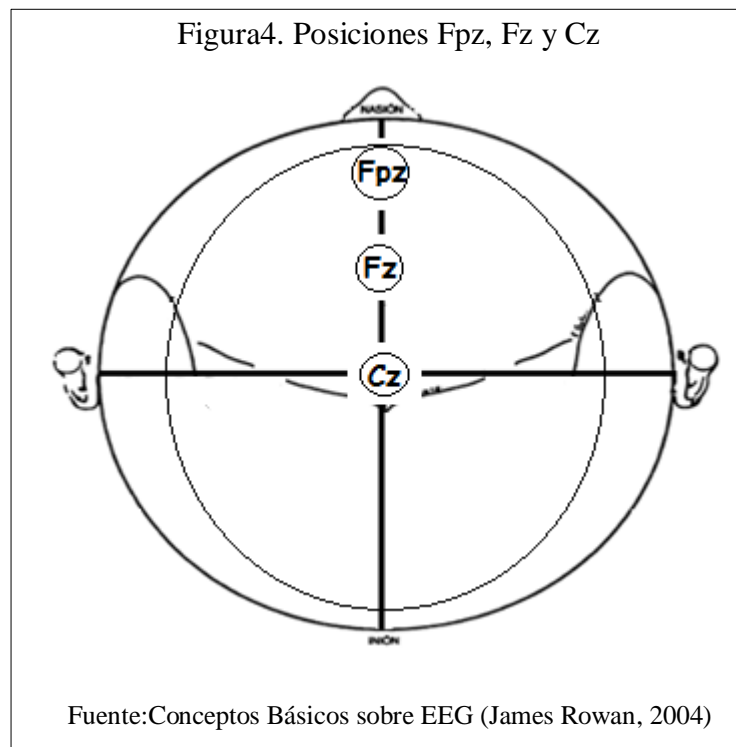
Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas

## 4.3 Análisis del prototipo

Se desarrolló un prototipo BCI dependiente de un canal que está relacionado a los cambios en el espectro de EEG producidos por los parpadeos voluntarios que dé el usuario del prototipo.

Para la colocación de los electrodos en el cuero cabelludo se colocó los sensores de manera diferencial en los siguientes puntos del cuero cabelludo según el sistema 10/20:

- Fpz : tierra
- Cz : diferencial 1
- Fz : diferencial 2

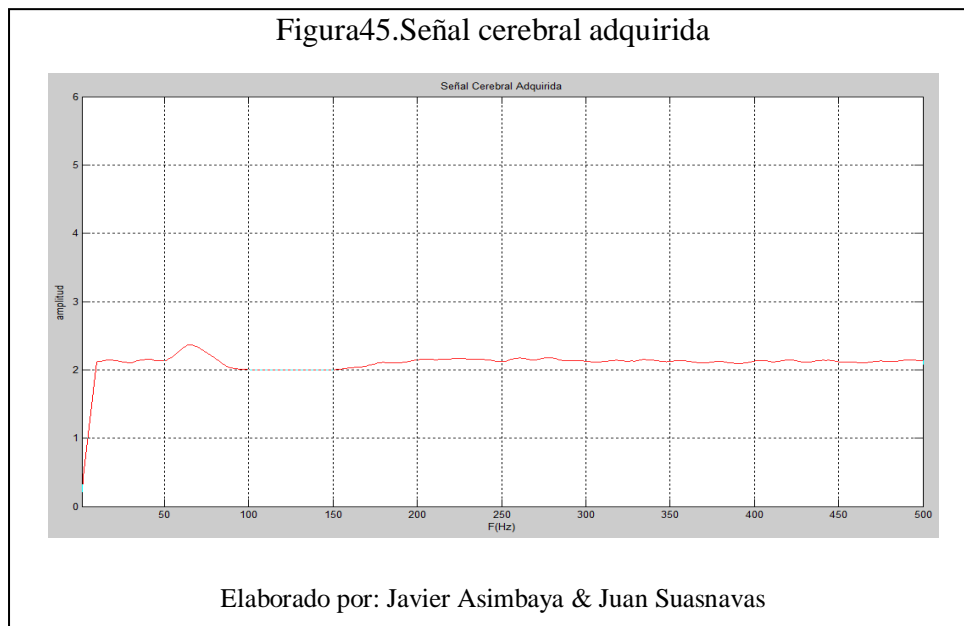


Estos puntos se recomiendan para el estudio de potenciales evocados visuales.

En el programa matlab se realizó la interface gráfica y el procesamiento de los datos realizando la comparación para definir el rango de valores para el accionamiento del dispositivo y posteriormente escribiendo los datos en un puerto serial para la comunicación bluetooth con la pinza robótica.

Los datos enviados desde matlab vía bluetooth son recibidos en una segunda tarjeta arduino UNO que manipula la pinza robótica.

Para el accionamiento del servo de la pinza robótica se utilizan los picos inferiores (0 volts), ya que estos se mantienen por mayor tiempo y permite una mejor visualización del funcionamiento del prototipo (apertura de la pinza robótica).



En el estudio de EEG realizado al parpadear voluntariamente se obtienen picos de 0 a 0.3608 Volts dependiendo el nivel de concentración del usuario y del parpadeo.

## CONCLUSIONES

- Se comprobó que al mostrar al usuario un estímulo visual provocado por una luz estroboscópica a 13.5 Hz, se logra la relajación de la actividad eléctrica cerebral en un rango de 0.064 a 0.18 Volts, esto permitió la manipulación de la pinza robótica, ya que al dar la orden de pestañeo voluntario se obtienen datos que salen del rango de relajación de la actividad eléctrica cerebral.
- Al realizar las pruebas del dispositivo al igual que los estudios EEG utilizados en la medicina, se verificó que es necesario dar un tiempo de estabilización que va desde 1 minuto a 2 minutos dependiendo el usuario debido al estado de relajación que este tenga al realizar la prueba y obtener mejores resultados.
- En la adquisición de señales cerebrales utilizando la tarjeta Arduino UNO es necesario realizar un pre-escalamiento del ADC debido a que el microcontrolador de la tarjeta tiene una resolución por defecto de 10 bits y en el prototipo construido solo se utilizó 8 bits, ya que la señal adquirida por el prototipo al ingresar al módulo ADC del microcontrolador realiza el muestreo con 8 bits de tal manera que la señal es reconstruida completamente, en cambio al realizar el muestreo con una resolución de 10 bits se pierde valores de la señal y su reconstrucción es errónea.
- Al analizar los datos obtenidos en las pruebas de funcionamiento se concluyó que el prototipo tiene mejor desenvolvimiento operativo con personas que tengan un alto nivel de concentración, ya que así se tiene un mayor tiempo de apertura de la pinza (0.79 segundos) y se evitan muestras erróneas de parpadeo que es el que acciona el servo para abrir la pinza.

- El amplificador de instrumentación que se usa en la adquisición de bioseñales debe tener un alto rechazo al modo común, debido a que la señal cerebral que se amplificaran no es inmune al ruido externo, ya que se encuentran en el rango de los 10 - 100 microvoltios.
- Para la configuración de la comunicación serial entre la tarjeta Arduino Uno con el prototipo construido y el computador se comprobó que el tiempo para la transmisión serial es de 10 milisegundos. Esto en función que en un tiempo mayor a 10 milisegundos existen conflictos en la adquisición de la señal que se visualiza en el programa matlab, y al dar un tiempo menor a 10 milisegundos la señal es transmitida rápidamente perdiendo datos y que en el programa matlab no son visualizados.
- Para la extracción de características se realizaron pruebas utilizando métodos como ICA, PCA y Redes Neuronales y se los descartó ya que estos métodos ocupan altos recursos de procesamiento y son mejor aprovechados para realizar la extracción de características cuando se utilizan varios canales, en lugar se utilizó la librería propia de Arduino para procesamiento de Señales (Signal Processing Library) que realiza el redondeo de los valores de los picos máximos para anular artefactos que no forman parte de la señal de EEG.
- Se realizaron pruebas de funcionamiento utilizando una red neuronal artificial (Perceptrón) en la etapa de clasificación y se la descartó, ya que consume mucha memoria de procesamiento, esto afecta en la adquisición en tiempo real de los datos ya que la interfaz RS-232 tiene baja velocidad de comunicación limitando el procesamiento de la Red Neuronal.

## RECOMENDACIONES

- Se recomienda la utilización de un casco que exista en el mercado y que permita el estudio y el análisis avanzado de las ondas cerebrales, ya que estos cuentan con un software de programación propia y cuentan con la posición de electrodos precisas para encontrar los diferentes tipos de potenciales evocados.
- En la realización de la pruebas de funcionamiento es necesario que estas se ejecuten en un lugar en donde no exista ruido electromagnético, lámparas fluorescentes y ningún tipo de interferencia que se pueda colar en la señal adquirida y haga interferencia en la señal tomada.
- Se recomienda trenzar los cables de los electrodos para anular el ruido electromagnético proveniente de los tres cables que se utiliza.
- Se recomienda utilizar un filtro adaptativo cancelador de ruido para eliminar el ruido provocado por las contracciones musculares.
- Se recomienda realizar el estudio y análisis avanzado para integrar otro tipo de potencial evocado como auditivo o somatosensorial, entre otros.

## LISTA DE REFERENCIAS

- Alciatore, D., & Histan, M. (2008). *Intriducción A La Mecatrónica Y Los Sistemas De Medición*. México D.F.: Mcgraw-Hill Interamerica.
- Apc. (N.D.). Retrieved mayo 13, 2014, From <Http://Apcmag.Com/Arduino-Analog-To-Digital-Converter-How-It-Works.Htm>
- Arduino. (2013). Arduino. Retrieved mayo 13, 2014, From <Http://Apcmag.Com/Arduino.Cc/En/Main/Arduino-Analog-To-Digital-Coverter-How-It-Wprks.Htm>
- Areny, R. P. (2007). *Sensores Y Acondicionadores De Señal*. México D.F.: Alfaomega.
- Atmel. (2013). Datasheet Atmega328. Retrieved From [Http://Www.Atmel.Com/Images/Atmel-8271-8-Bit-Avr-Microcontroller-Atmega48a-48pa-88a-88pa-168a-168pa-328-328p\\_Datasheet.Pdf](Http://Www.Atmel.Com/Images/Atmel-8271-8-Bit-Avr-Microcontroller-Atmega48a-48pa-88a-88pa-168a-168pa-328-328p_Datasheet.Pdf)
- Armando Caballero López, *Terapia Intensiva Tomo III*, Primera Edición, Editorial Ciencias Médicas, La Habana Cuba, 1989, Págs. 1020-1024.
- Conocimientosnet.com. (2011, septiembre 5). Retrieved junio 18, 2014, from <http://www.si-educa.net/basico/ficha85.html>
- Devices, A. (2003-2011). *Instrumentation Amplifier Ad620*. Usa: Norwood.
- Hernández Luis, H. J. (2013). *Análisis Y Estudio De Los Códigos Fuente Sdk (Kit De Desarrollo De Software) E Implementación De Una Aplicación Demostrativa Que Registre La Captación De Movimientos De Manos Y Brazos Del Cuerpo Humano A Través De Led's Indicadores Mediante La Utilización*. Quito: Universidad Politécnica Salesiana.
- Roberto Hornero Sánchez, *BrainComputer Interface (BCI) aplicado al control de dispositivos domóticos para mejorar la calidad de vida de las personas con grave discapacidad y evaluar el daño cerebral y medular*, Fundación Mapfre en convocatoria a la iniciativa Ayuda a la Investigación, Valladolid España, 2010, Págs. 4-8.

- Isa Jara, R. (2011). Desarrollo De Un Prototipo Bioelectronico Para La Comunicacion De Personas Con Paralisis Cerebral. Riobamba - Ecuador: Espoch.
- J.Zarranz, J. (2004). Neurologia. Madrid-España: Mmiii Elseiver España, S.A.
- James Rowan, E. T. (2004). Conceptos Básicos Sobre Eeg. Madrid: Elsevier España S.A.
- Ken Sharman, A. E. (2004). Interfaz Cerebro-Computador. Revista Del Instituto Tecnológico De Informática, 1-4.
- Kim E. Barret, S. M. (2010). Ganong, Fisiología Médica. México Distrito Federal: Mcgraw-Hill.
- Malvino, A. P. (2000). Principios De Electrónica. España: Editorial Mcgraw-Hill.
- Molina Culqui, N. (2009). Sistema De Monitoreo De Las Ondas Cerebrales (Eeg) Presentes En El Sueño. Quito: Escuela Politecnica Salesiana .
- Morillo, L. E. (2014). Asociacion Colombiana De Neurologia . Retrieved junio 19, 2014, From Asociacion Colombiana De Neurologia. [Http://Www.Acweb.Org/En/Guia-Neurologica/Guia-7-Neurofisiologia/404-Analisis-Visual-Del-Electroencefalograma.Html](http://Www.Acweb.Org/En/Guia-Neurologica/Guia-7-Neurofisiologia/404-Analisis-Visual-Del-Electroencefalograma.Html)
- Muñoz, M. V. (2009, julio 31). Espol. Retrieved From Espol : [Http://Www.Dspace.Espol.Edu.Ec/Bitstream/123456789/5241/4/Precalculo%20de%20villena%20-%202004%20-%2020coordenadas%20polares.Pdf](http://Www.Dspace.Espol.Edu.Ec/Bitstream/123456789/5241/4/Precalculo%20de%20villena%20-%202004%20-%2020coordenadas%20polares.Pdf).
- Neurotecnologias. (2013). Neurotecnologias.Com. Retrieved abril 4, 2014, From. [Http://Www.Neurotecnologias.Com/Contactos/](http://Www.Neurotecnologias.Com/Contactos/)
- Nicolás Alonso, L. (2012). Clasificación De Características De Electroencefalogramas En Sistemas Brain Computer Interface Basada En Ritmos Sensoriomotores. Valladolid: Universidad De Valladolid.
- Ojeda, E. (2011). Potenciales Evocados Visuales Y Electroretinograma. Revista Acta Neurológica Colombiana, 129.

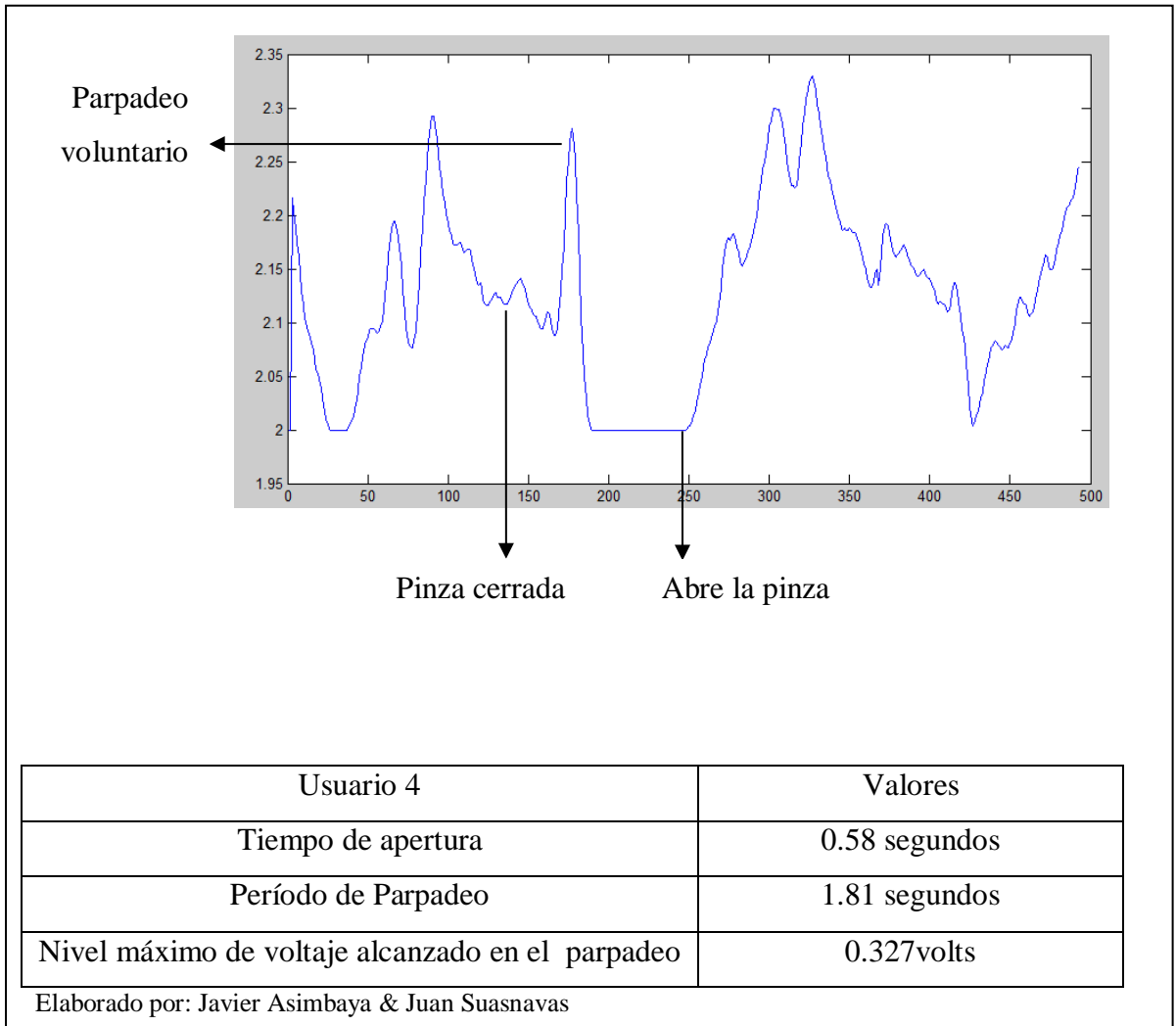


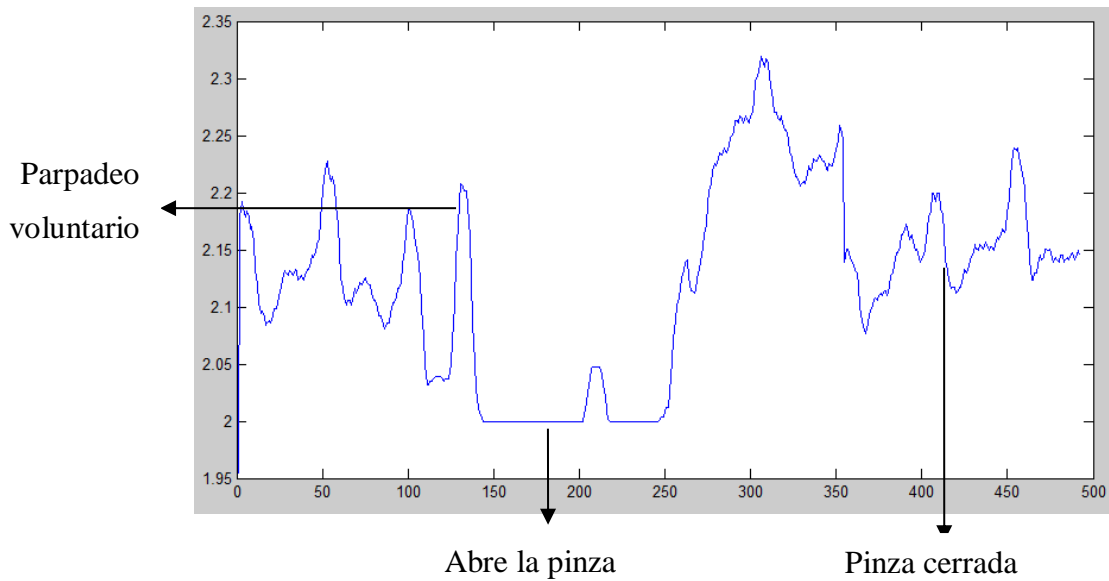
- Ortiz Gonzales J.P, R. A. (2010). Diseño Y Construcción De Un Prototipo De Electroencefalógrafo Para La Adquisición De Señales Cerebrales. Cuenca : Universidad Politécnica Salesiana .
- Osorio, I. A. (septiembre 2008). Fundamentos Y Aplicación Del Muestreo En Señales Ubicadas En Las Bandas Altas Del Espectro. Pereira: Universidad Tecnológica De Pereira .
- Pérez, I. (2007). Lógica Difusa para Principiantes. Caracas: Editorial Texto.
- Restrepo, C. E. (2006). Neurocirugía Para Médicos Generales. Colombia: Universidad De Antioquia.
- Richard C, D. (N.D.). Sensor, Nanoscience, Biomedical Engineering, And Instrumentation, The Electrical Engineering Handbook Third Edition. ISBN: 0-8493-7346-8.
- Sallent Roig, O., Valenzuela González, J. L., & Comes, R. A. (2003). Principio De Comunicaciones Móviles. Barcelona: Ediciones Upc.
- Slideshare. (2005, 05 11). Retrieved 11 21, 2013, From Slideshare. [Http://Www.Slideshare.Net/Nobaid/Bases-De-Potencial-Evocado](http://www.slideshare.net/Nobaid/Bases-De-Potencial-Evocado)
- Stmicroelectronics. (2004). General Purpose J-Fet Dual Operational Amplifiers. Italy: Printed In Italy.
- Sutil Martín, L. (2013). Neurociencia, Empresa Y Marketing. Madrid: Esic Editorial.
- Tocci, R. (1996). Sistemas Digitales Principios Y Aplicaciones. México: Prentice-Hall Hispanoamericana S.A.
- Vazcones, J. A., & Macías Cano, J. R. (2013). Diseño Y Construcción De Un Monitor Electroencefalográfico Basado En La Tecnología De Los Micro-Controladores. Guayaquil: Escuela Superior Politécnica Del Litoral.
- Villanueva, A. A. (2009). Diseño E Implementación De Una Interfaz Cerebro Máquina No Invasiva Basada En Micro-Controladores Para Una Silla De Ruedas Controlada Por El Cerebro. Juárez: Universidad Autónoma De Ciudad Juárez.

Zambrana, J. C. (2009, julio 2). Universidad Carlos Iii De Madrid. Retrieved From  
Universidad Carlos Iii De Madrid.  
[Http://learobotics.Com/Alberto/Lib/Exe/Fetch.Php?Media=Theses:Tfg\\_Carlo  
s\\_Rod\\_Zam.Pdf.](http://learobotics.com/Alberto/Lib/Exe/Fetch.php?Media=Theses:Tfg_Carlos_Rod_Zam.Pdf)

## ANEXOS

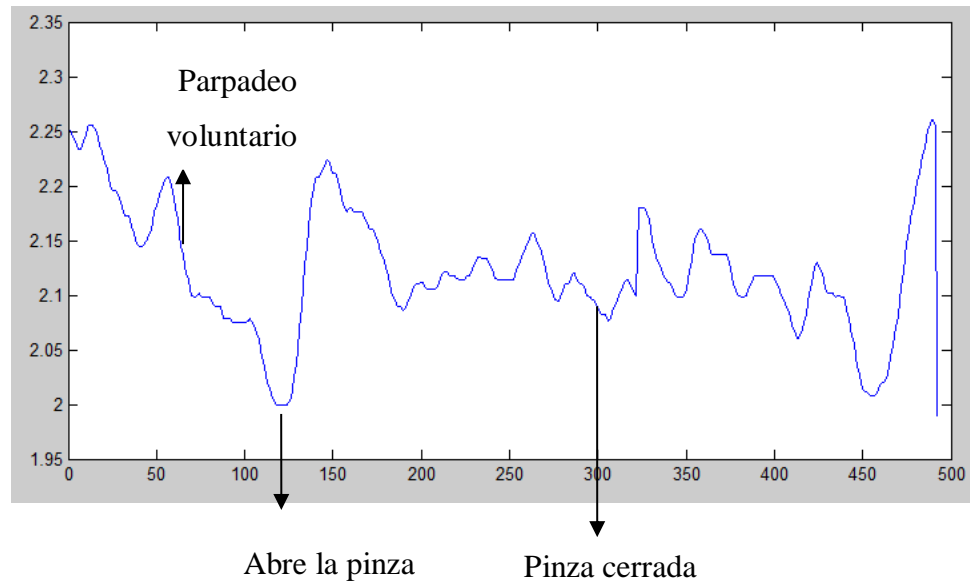
### Anexo 1. Pruebas del dispositivo





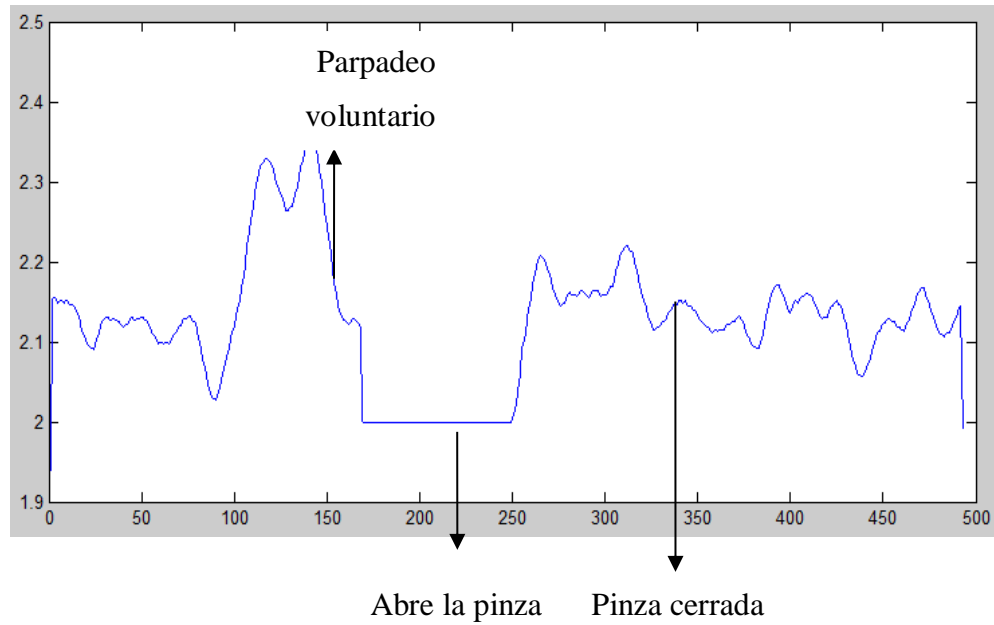
Usuario 5	Valores
Tiempo de apertura	0.58 segundos
Período de Parpadeo	2.05 segundos
Nivel máximo de voltaje alcanzado en el parpadeo	0.3196volts

Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas



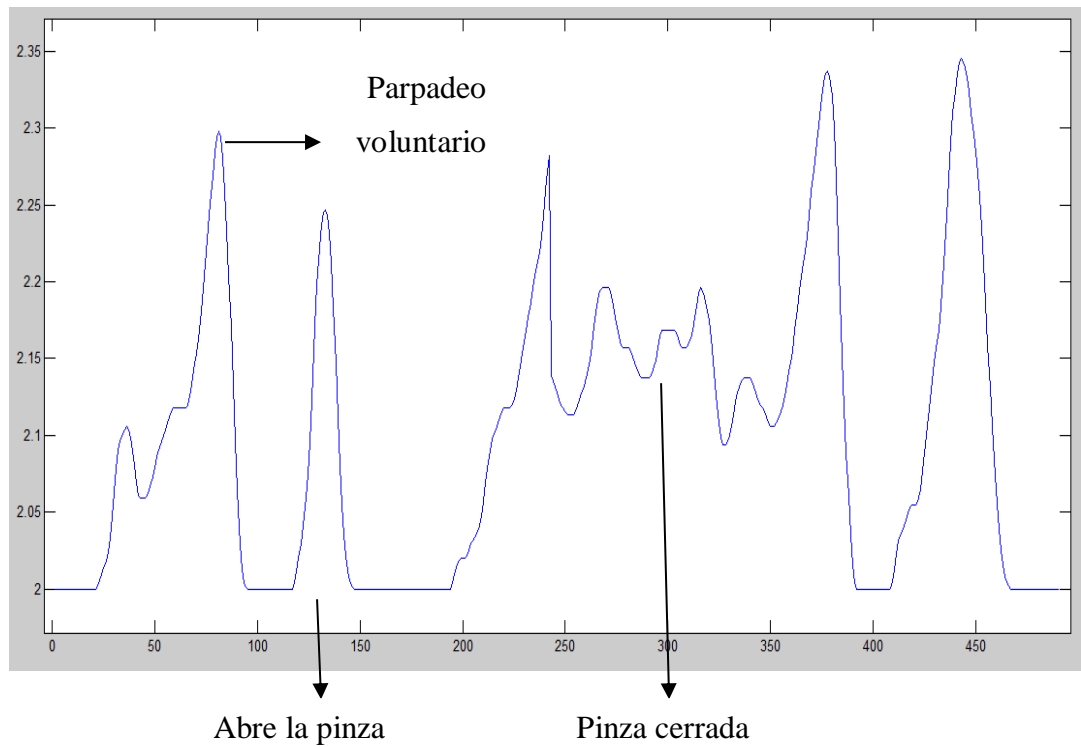
Usuario 6	Valores
Tiempo de apertura	0.07segundos
Período de Parpadeo	1.51segundos
Nivel máximo de voltaje alcanzado en el parpadeo	0.2235volts

Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas



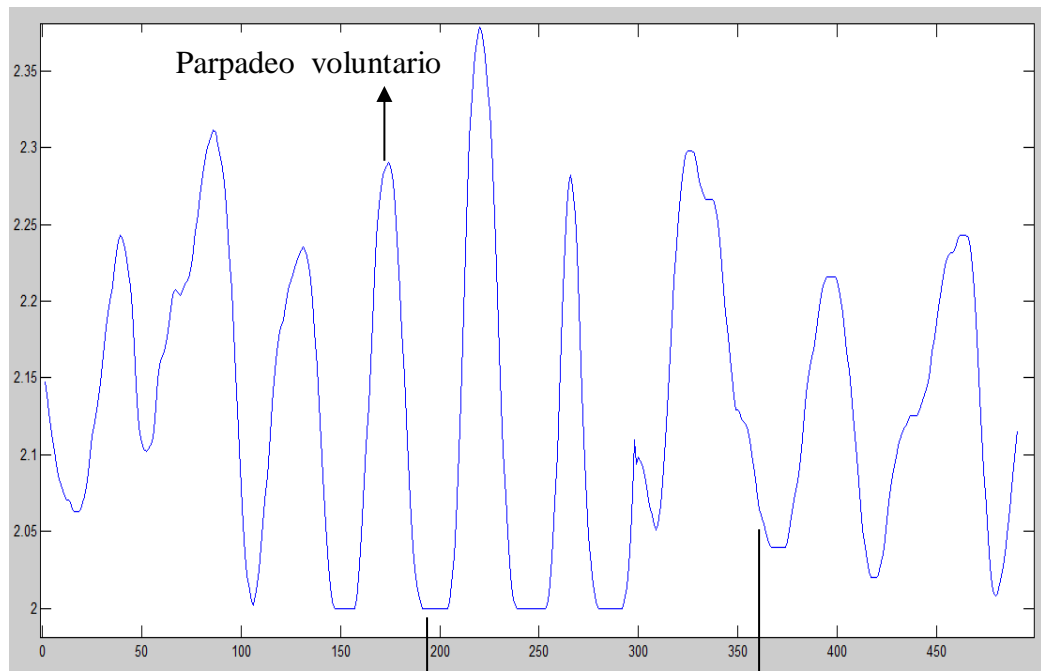
Usuario 7	Valores
Tiempo de apertura	0.79segundos
Período de Parpadeo	1.81segundos
Nivel máximo de voltaje alcanzado en el parpadeo	0.349volts

Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas



Usuario 8	Valores
Tiempo de apertura	0.2 segundos
Tiempo de parpadeo	0.51 segundos
Nivel máximo de voltaje alcanzado en el parpadeo	0.2471volts

Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas



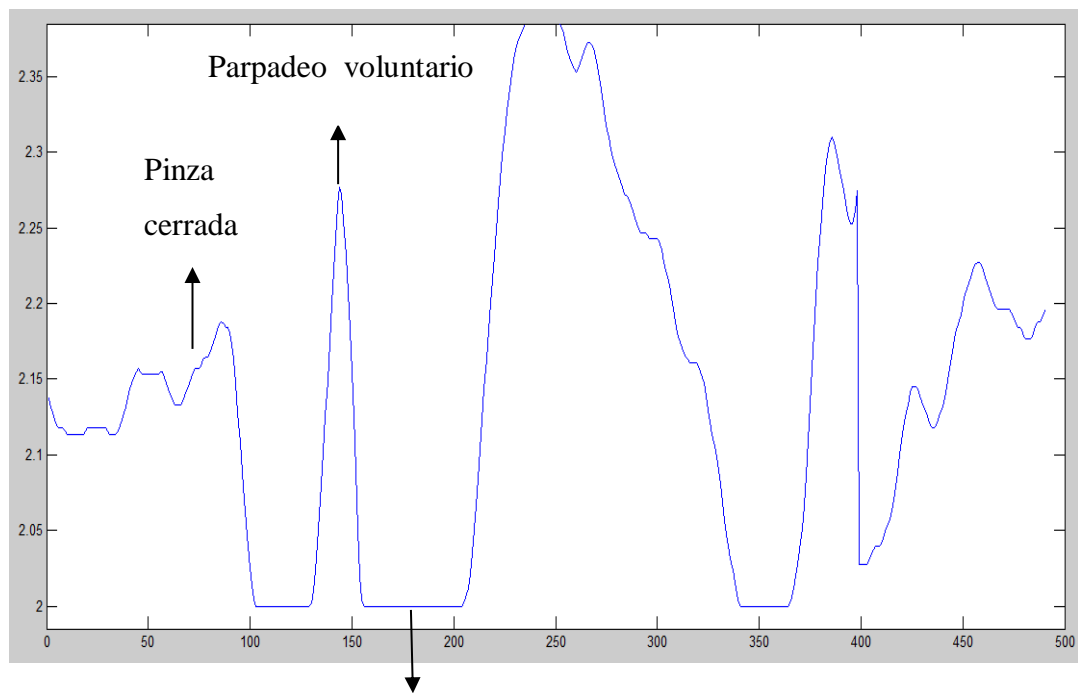
Abre la pinza

Pinza cerrada

Usuario 9	Valores
Tiempo de apertura	0.13 segundos
Tiempo de parpadeo	0.34 segundo
Nivel máximo de voltaje alcanzado en el parpadeo	0.29volts

Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas





Abre la pinza

Usuario 10	Valores
Tiempo de apertura	0.26 segundos
Tiempo de parpadeo	0.53 segundos
Nivel máximo de voltaje alcanzado en el parpadeo	0.2765volts

Elaborado por: Javier Asimbaya & Juan Suasnavas



# Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

## AD620

### FEATURES

#### EASY TO USE

- Gain Set with One External Resistor (Gain Range 1 to 1000)
- Wide Power Supply Range ( $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V)
- Higher Performance than Three Op Amp IA Designs Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging
- Low Power, 1.3 mA max Supply Current

#### EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

- 50  $\mu$ V max, Input Offset Voltage
- 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift
- 1.0 nA max, Input Bias Current
- 100 dB min Common-Mode Rejection Ratio ( $G = 10$ )

#### LOW NOISE

- 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ , @ 1 kHz, Input Voltage Noise
- 0.28  $\mu$ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

#### EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

- 120 kHz Bandwidth ( $G = 100$ )
- 15  $\mu$ s Settling Time to 0.01%

#### APPLICATIONS

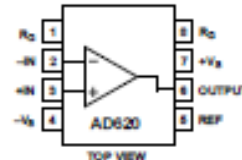
- Weigh Scales
- ECG and Medical Instrumentation
- Transducer Interface
- Data Acquisition Systems
- Industrial Process Controls
- Battery Powered and Portable Equipment

### PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

### CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q) and SOIC (R) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50  $\mu$ V max and offset drift of 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  at 1 kHz, 0.28  $\mu$ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$  input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15  $\mu$ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

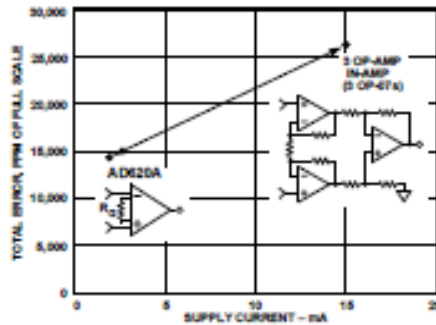


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

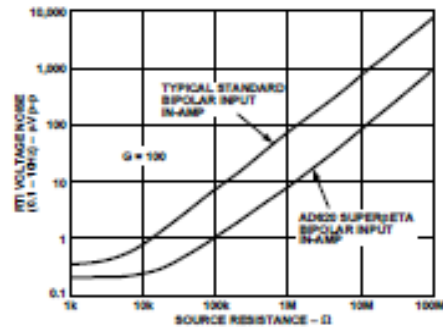


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

### REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>  
Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 1999

# AD620

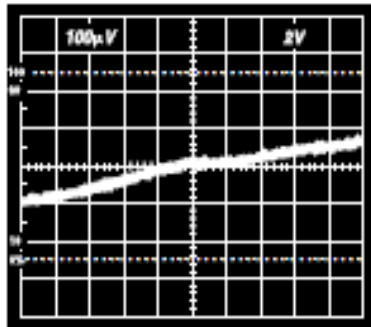


Figure 31b. Gain Nonlinearity,  $G = 100$ ,  $R_L = 10 \text{ k}\Omega$   
( $100 \mu\text{V} = 10 \text{ ppm}$ )

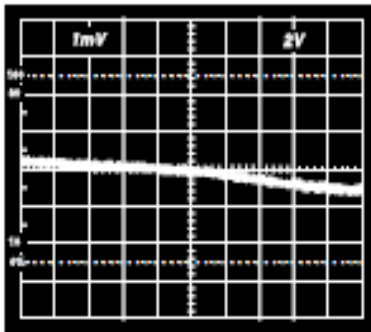


Figure 31c. Gain Nonlinearity,  $G = 1000$ ,  $R_L = 10 \text{ k}\Omega$   
( $1 \text{ mV} = 100 \text{ ppm}$ )

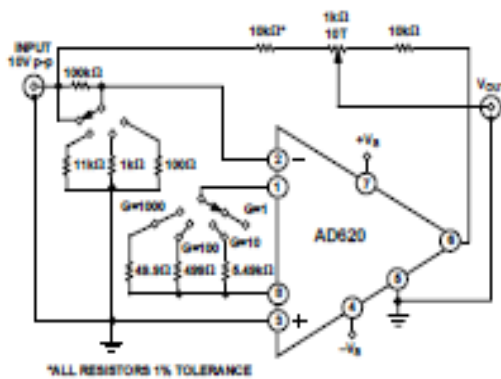


Figure 32. Settling Time Test Circuit

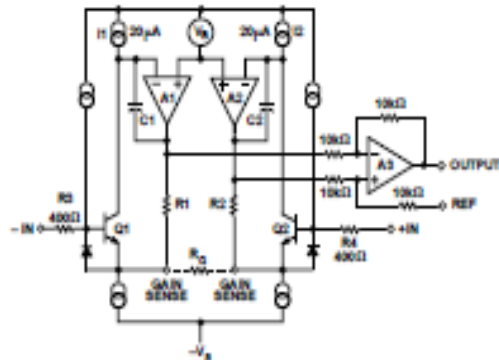


Figure 33. Simplified Schematic of AD620

### THEORY OF OPERATION

The AD620 is a monolithic instrumentation amplifier based on a modification of the classic three op amp approach. Absolute value trimming allows the user to program gain accurately (to 0.15% at  $G = 100$ ) with only one resistor. Monolithic construction and laser wafer trimming allow the tight matching and tracking of circuit components, thus ensuring the high level of performance inherent in this circuit.

The input transistors Q1 and Q2 provide a single differential-pair bipolar input for high precision (Figure 33), yet offer  $10\times$  lower Input Bias Current thanks to SuperBeta processing. Feedback through the Q1-A1-R1 loop and the Q2-A2-R2 loop maintains constant collector current of the input devices Q1, Q2 thereby impressing the input voltage across the external gain setting resistor  $R_G$ . This creates a differential gain from the inputs to the A1/A2 outputs given by  $G = (R_1 + R_2)/R_G + 1$ . The unity-gain subtractor A3 removes any common-mode signal, yielding a single-ended output referred to the REF pin potential.

The value of  $R_G$  also determines the transconductance of the preamp stage. As  $R_G$  is reduced for larger gains, the transconductance increases asymptotically to that of the input transistors. This has three important advantages: (a) Open-loop gain is boosted for increasing programmed gain, thus reducing gain-related errors. (b) The gain-bandwidth product (determined by C1, C2 and the preamp transconductance) increases with programmed gain, thus optimizing frequency response. (c) The input voltage noise is reduced to a value of  $9 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ , determined mainly by the collector current and base resistance of the input devices.

The internal gain resistors, R1 and R2, are trimmed to an absolute value of  $24.7 \text{ k}\Omega$ , allowing the gain to be programmed accurately with a single external resistor.

The gain equation is then

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1$$

so that

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1}$$

**Make vs. Buy: A Typical Bridge Application Error Budget**  
 The AD620 offers improved performance over "homebrew" three op amp IA designs, along with smaller size, fewer components and 10x lower supply current. In the typical application, shown in Figure 34, a gain of 100 is required to amplify a bridge output of 20 mV full scale over the industrial temperature range of -40°C to +85°C. The error budget table below shows how to calculate the effect various error sources have on circuit accuracy. Regardless of the system in which it is being used, the AD620 provides greater accuracy, and at low power and price. In simple

systems, absolute accuracy and drift errors are by far the most significant contributors to error. In more complex systems with an intelligent processor, an autogain/autozero cycle will remove all absolute accuracy and drift errors leaving only the resolution errors of gain nonlinearity and noise, thus allowing full 14-bit accuracy.

Note that for the homebrew circuit, the OP07 specifications for input voltage offset and noise have been multiplied by  $\sqrt{2}$ . This is because a three op amp type in-amp has two op amps at its inputs, both contributing to the overall input error.

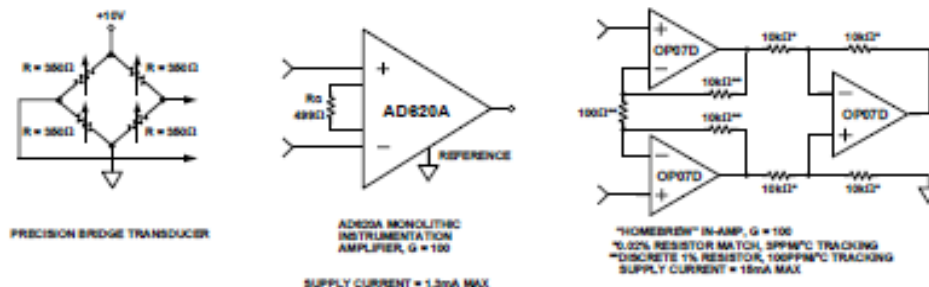
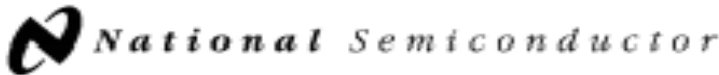


Figure 34. Make vs. Buy

Table 1. Make vs. Buy Error Budget

Error Source	AD620 Circuit Calculation	"Homebrew" Circuit Calculation	Error, ppm of Full Scale	
			AD620	Homebrew
<b>ABSOLUTE ACCURACY at <math>T_A = +25^\circ\text{C}</math></b>				
Input Offset Voltage, $\mu\text{V}$	125 $\mu\text{V}/20 \text{ mV}$	$(150 \mu\text{V} \times \sqrt{2})/20 \text{ mV}$	6,250	10,607
Output Offset Voltage, $\mu\text{V}$	1000 $\mu\text{V}/100/20 \text{ mV}$	$((150 \mu\text{V} \times 2)/100)/20 \text{ mV}$	500	150
Input Offset Current, nA	2 nA $\times$ 350 $\Omega/20 \text{ mV}$	$(6 \text{ nA} \times 350 \Omega)/20 \text{ mV}$	18	53
CMR, dB	110 dB $\rightarrow$ 3.16 ppm, $\times$ 5 V/20 mV	$(0.02\% \text{ Match} \times 5 \text{ V})/20 \text{ mV}/100$	791	500
<b>DRIFFT TO <math>+85^\circ\text{C}</math></b>				
Gain Drift, ppm/°C	$(50 \text{ ppm} + 10 \text{ ppm}) \times 60^\circ\text{C}$	100 ppm/°C Track $\times$ 60°C	3,600	6,000
Input Offset Voltage Drift, $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$	1 $\mu\text{V}/^\circ\text{C} \times 60^\circ\text{C}/20 \text{ mV}$	$(2.5 \mu\text{V}/^\circ\text{C} \times \sqrt{2} \times 60^\circ\text{C})/20 \text{ mV}$	3,000	10,607
Output Offset Voltage Drift, $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$	15 $\mu\text{V}/^\circ\text{C} \times 60^\circ\text{C}/100/20 \text{ mV}$	$(2.5 \mu\text{V}/^\circ\text{C} \times 2 \times 60^\circ\text{C})/100/20 \text{ mV}$	450	150
<b>RESOLUTION</b>				
Gain Nonlinearity, ppm of Full Scale	40 ppm	40 ppm	40	40
Typ 0.1 Hz-10 Hz Voltage Noise, $\mu\text{V p-p}$	0.28 $\mu\text{V p-p}/20 \text{ mV}$	$(0.38 \mu\text{V p-p} \times \sqrt{2})/20 \text{ mV}$	14	27
			<b>Total Resolution Error</b>	<b>67</b>
			<b>Grand Total Error</b>	<b>28,134</b>

$G = 100$ ,  $V_s = \pm 15 \text{ V}$ .  
 (All errors are min/max and referred to input.)



November 1994

## TL082 Wide Bandwidth Dual JFET Input Operational Amplifier

### General Description

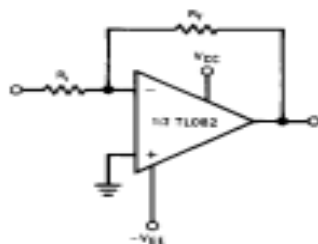
These devices are low cost, high speed, dual JFET input operational amplifiers with an internally trimmed input offset voltage (BI-FET II™ technology). They require low supply current yet maintain a large gain bandwidth product and fast slew rate. In addition, well matched high voltage JFET input devices provide very low input bias and offset currents. The TL082 is pin compatible with the standard LM1558 allowing designers to immediately upgrade the overall performance of existing LM1558 and most LM358 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, low input bias current, high input impedance, high slew rate and wide bandwidth. The devices also exhibit low noise and offset voltage drift.

### Features

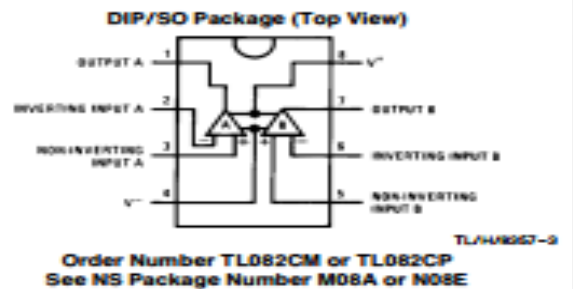
- Internally trimmed offset voltage 15 mV
- Low input bias current 50 pA
- Low input noise voltage 16nV/√Hz
- Low input noise current 0.01 pA/√Hz
- Wide gain bandwidth 4 MHz
- High slew rate 13 V/μs
- Low supply current 3.6 mA
- High input impedance 10<sup>12</sup>Ω
- Low total harmonic distortion  $A_V = 10$ ,  $R_L = 10k$ ,  $V_O = 20 V_p - p$ ,  $BW = 20 Hz - 20 kHz$  < 0.02%
- Low 1/f noise corner 50 Hz
- Fast settling time to 0.01% 2 μs

### Typical Connection

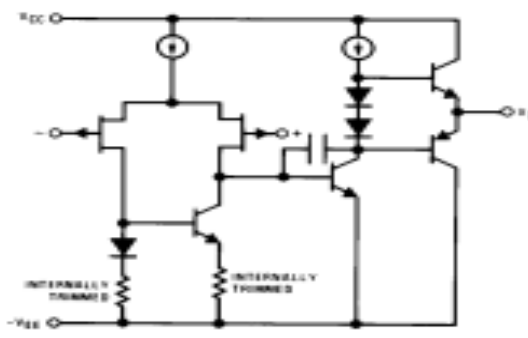


TL/H/9357-1

### Connection Diagram



### Simplified Schematic



TL/H/9357-2

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

### Absolute Maximum Ratings

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

Supply Voltage	±18V
Power Dissipation	(Note 1)
Operating Temperature Range	0°C to +70°C
T <sub>J(MAX)</sub>	150°C

Differential Input Voltage	±30V
Input Voltage Range (Note 2)	±15V
Output Short Circuit Duration	Continuous
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
Lead Temp. (Soldering, 10 seconds)	260°C
ESD rating to be determined.	

### DC Electrical Characteristics (Note 4)

Symbol	Parameter	Conditions	TL082C			Units
			Min	Typ	Max	
V <sub>OS</sub>	Input Offset Voltage	R <sub>S</sub> = 10 kΩ, T <sub>A</sub> = 25°C Over Temperature		5	15 20	mV mV
ΔV <sub>OS</sub> /ΔT	Average TC of Input Offset Voltage	R <sub>S</sub> = 10 kΩ		10		μV/°C
I <sub>OS</sub>	Input Offset Current	T <sub>J</sub> = 25°C, (Notes 4, 5) T <sub>J</sub> ≤ 70°C		25	200 4	pA nA
I <sub>B</sub>	Input Bias Current	T <sub>J</sub> = 25°C, (Notes 4, 5) T <sub>J</sub> ≤ 70°C		50	400 8	pA nA
R <sub>IN</sub>	Input Resistance	T <sub>J</sub> = 25°C		10 <sup>12</sup>		Ω
A <sub>VOL</sub>	Large Signal Voltage Gain	V <sub>S</sub> = ±15V, T <sub>A</sub> = 25°C V <sub>O</sub> = ±10V, R <sub>L</sub> = 2 kΩ Over Temperature	25	100		V/mV V/mV
V <sub>O</sub>	Output Voltage Swing	V <sub>S</sub> = ±15V, R <sub>L</sub> = 10 kΩ	±12	±13.5		V
V <sub>CM</sub>	Input Common-Mode Voltage Range	V <sub>S</sub> = ±15V	±11	+15 -12		V V
CMRR	Common-Mode Rejection Ratio	R <sub>S</sub> ≤ 10 kΩ	70	100		dB
PSRR	Supply Voltage Rejection Ratio (Note 6)		70	100		dB
I <sub>S</sub>	Supply Current			3.6	5.6	mA

### AC Electrical Characteristics (Note 4)

Symbol	Parameter	Conditions	TL082C			Units
			Min	Typ	Max	
	Amplifier to Amplifier Coupling	T <sub>A</sub> = 25°C, f = 1Hz- 20 kHz (Input Referred)		-120		dB
SR	Slow Rate	V <sub>S</sub> = ±15V, T <sub>A</sub> = 25°C	8	13		V/μs
GBW	Gain Bandwidth Product	V <sub>S</sub> = ±15V, T <sub>A</sub> = 25°C		4		MHz
e <sub>n</sub>	Equivalent Input Noise Voltage	T <sub>A</sub> = 25°C, R <sub>S</sub> = 100Ω, f = 1000 Hz		25		nV/√Hz
i <sub>n</sub>	Equivalent Input Noise Current	T <sub>J</sub> = 25°C, f = 1000 Hz		0.01		pA/√Hz

Note 1: For operating at elevated temperature, the device must be derated based on a thermal resistance of 115°C/W junction to ambient for the N package.

Note 2: Unless otherwise specified the absolute maximum negative input voltage is equal to the negative power supply voltage.

Note 3: The power dissipation limit, however, cannot be exceeded.

Note 4: These specifications apply for V<sub>S</sub> = ±15V and 0°C ≤ T<sub>A</sub> ≤ +70°C. V<sub>OS</sub>, I<sub>B</sub> and I<sub>OS</sub> are measured at V<sub>CM</sub> = 0.

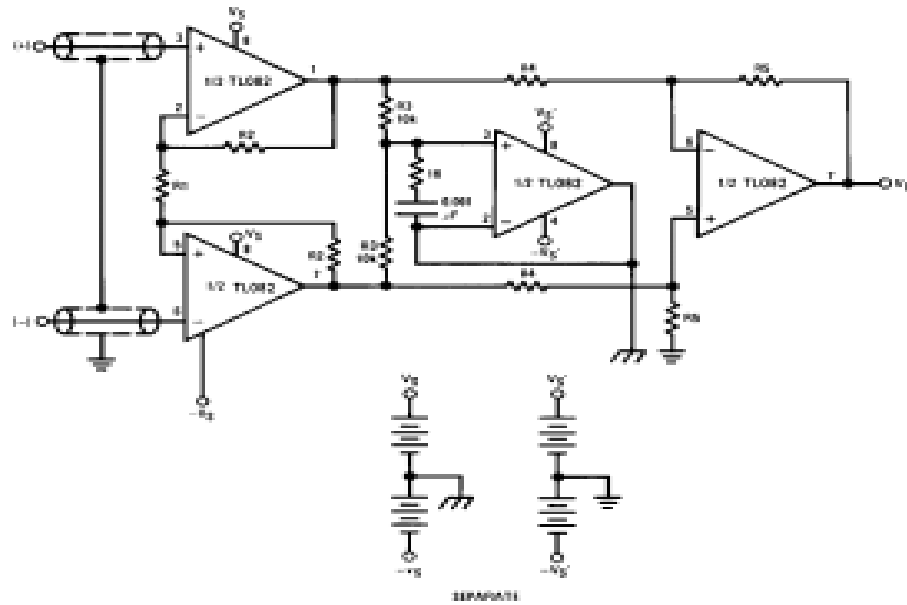
Note 5: The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature, T<sub>J</sub>. Due to the limited production test time, the input bias currents measured are correlated to junction temperature. In normal operation the junction temperature rises above the ambient temperature as a result of internal power dissipation, P<sub>D</sub>. T<sub>J</sub> = T<sub>A</sub> + θ<sub>JA</sub> P<sub>D</sub> where θ<sub>JA</sub> is the thermal resistance from junction to ambient. Use of a heat sink is recommended if input bias current is to be kept to a minimum.

Note 6: Supply voltage rejection ratio is measured for both supply magnitudes increasing or decreasing simultaneously in accordance with common practice.

V<sub>S</sub> = ±6V to ±15V.

## Typical Applications (Continued)

### Improved CMRR Instrumentation Amplifier



$$A_V = \left( \frac{2R2}{R1} + 1 \right) \frac{R5}{R4}$$

$\Delta$  and  $\phi$  are separate isolated grounds

Matching of R2's, R4's and R5's control CMRR

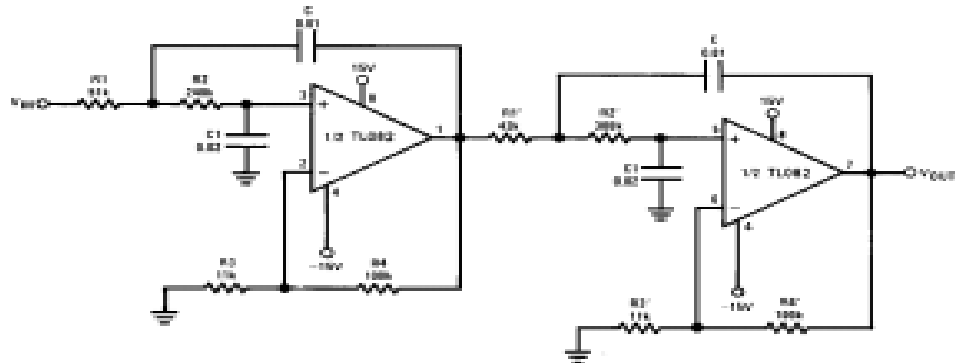
With  $A_{V1} = 1400$ , resistor matching = 0.01% CMRR = 136 dB

• Very high input impedance

• Super high CMRR

TL494957-14

### Fourth Order Low Pass Butterworth Filter



$$\bullet \text{ Corner frequency } (f_c) = \sqrt{\frac{1}{R1R2C1}} \cdot \frac{1}{2\pi} = \sqrt{\frac{1}{R1'R2'C1}} \cdot \frac{1}{2\pi}$$

$$\bullet \text{ Passband gain } (H_c) = (1 + R4/R2) (1 + R8/R6)$$

$$\bullet \text{ First stage } Q = 1.21$$

$$\bullet \text{ Second stage } Q = 0.541$$

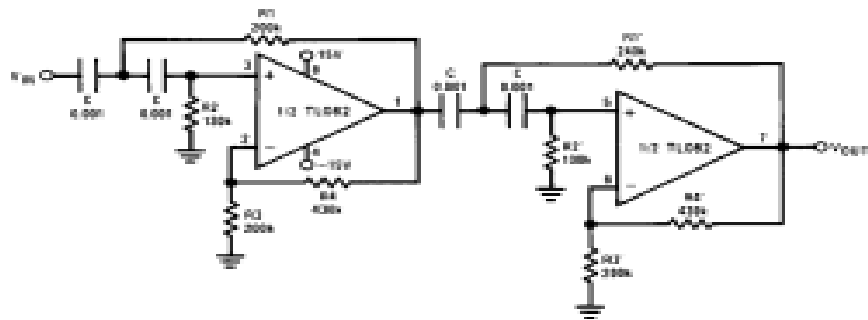
• Circuit shown uses nearest 5% tolerance resistor values for a filter with a corner frequency of 100 Hz and a passband gain of 100

• Offset nulling necessary for accurate DC performance

TL494957-15

## Typical Applications (Continued)

### Fourth Order High Pass Butterworth Filter



TL/H/9057-16

• Corner frequency ( $f_c$ ) =  $\sqrt{\frac{1}{R1R2C^2}} \times \frac{1}{2\pi} = \sqrt{\frac{1}{R1'R2'C^2}} \times \frac{1}{2\pi}$

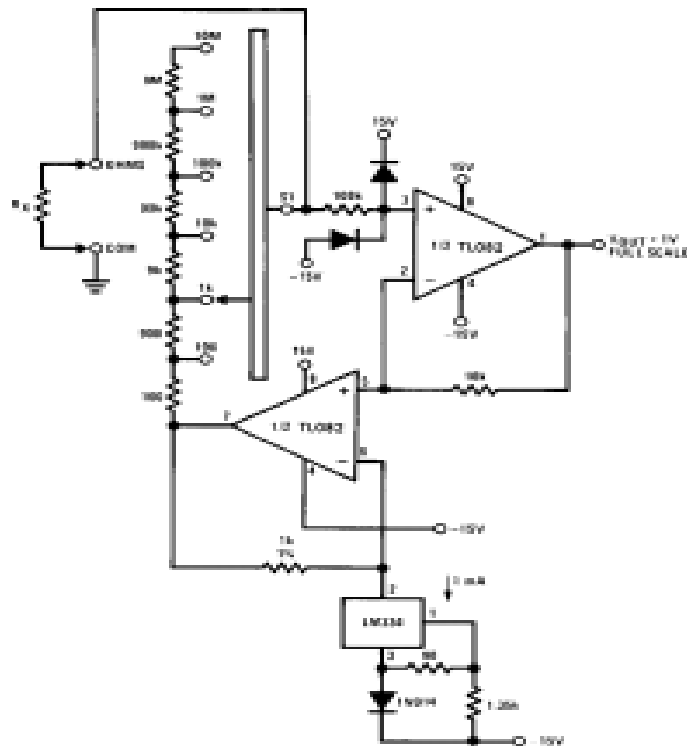
• Passband gain ( $M_0$ ) =  $(1 + R4/R3) (1 + R4'/R3')$

• First stage Q = 1.31

• Second stage Q = 0.541

• Circuit shown uses closest 5% tolerance resistor values for a filter with a corner frequency of 1 kHz and a passband gain of 10

### Ohms to Volts Converter



TL/H/9057-17

$$V_0 = \frac{1V}{R_{LADDER}} \times R_0$$

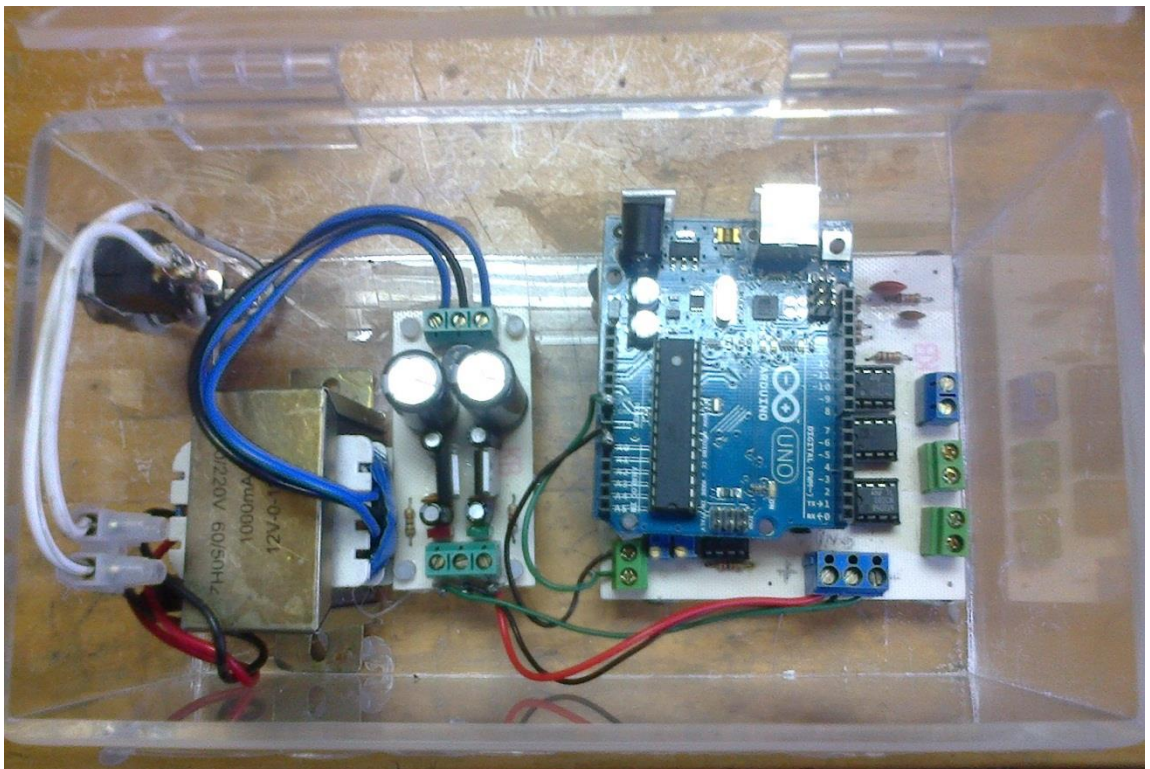
Where  $R_{LADDER}$  is the resistance from switch S1 pole to pin 7 of the TL082CP.

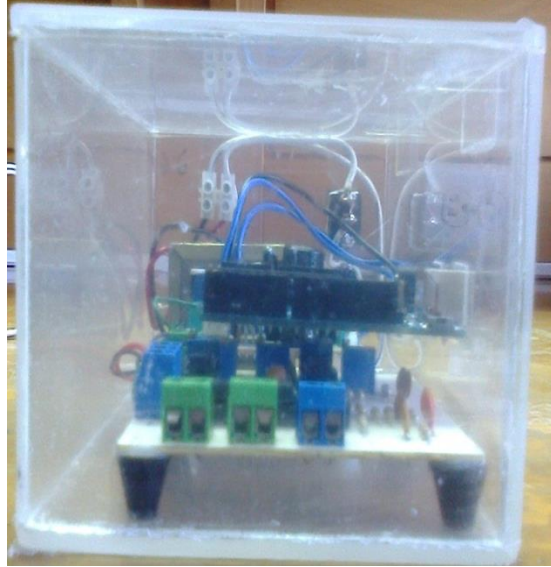
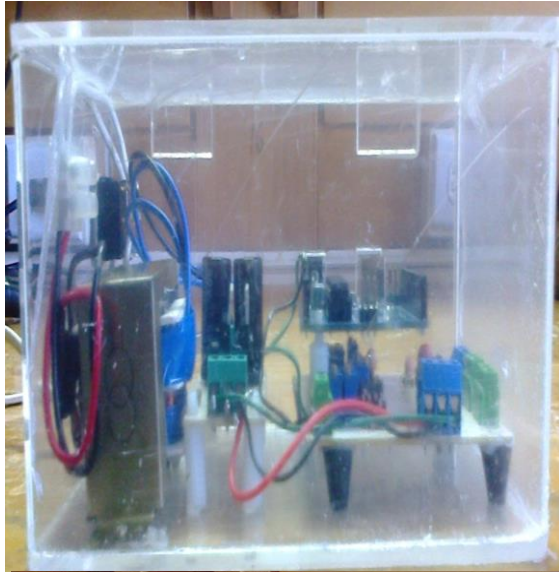


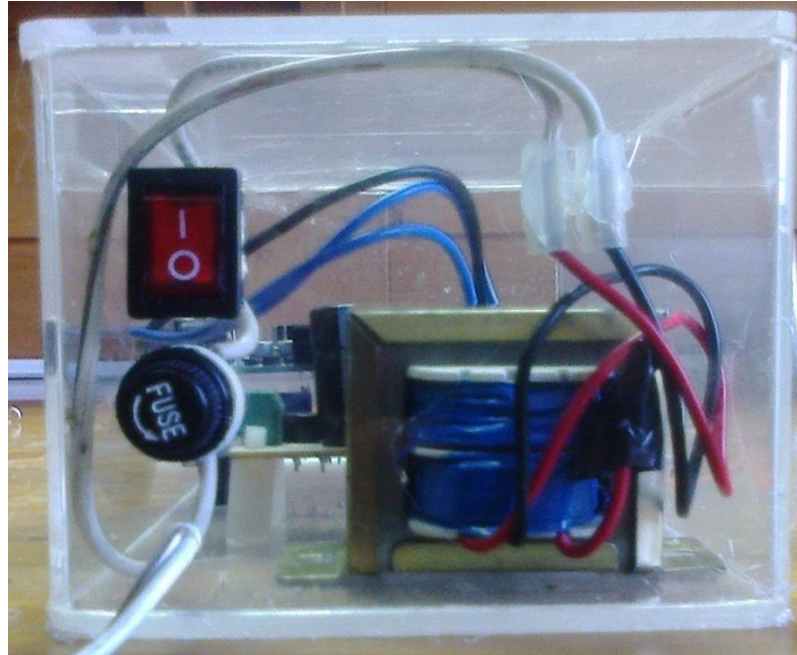
Anexo4. Gel conductor para EEG



Anexo5. Dispositivo completo







## Anexo6. Código MATLAB (Interfaz Gráfica)

```

clear all;clc;
delete(instrfind({'Port'},{'COM18'}));
delete(instrfind({'Port'},{'COM10'}));
pserial=serial('COM18','BaudRate',9600);
ps=serial('COM10','BaudRate',9600);|
fopen(pserial);
fopen(ps);
% CONSTANTS
WARMUP_TIME           = 200;
PULSE_WINDOW_SIZE    = 100;
BREATH_WINDOW_SIZE    = 300;
PLOT_SIZE              = 1000;
PDELTA                 = 0.25;
BDELTA                 = 0.25;
%*****%
vect = zeros(600,2);
ysig = zeros(500,2);
ysig1= zeros(500,2);
ysig2= zeros(500,2);
ysig3= zeros(500,2);
senal_util = zeros(600,2);
acum=zeros(1000,2);
alpha=zeros(1000,1);
beta=zeros(1000,1);
spectr=zeros(600,2);
%A=zeros(1,600);
A=[];
B=[];
C=[];
D=[];
E=[];
F=[];
%*****%
%*****% SET UP PLOTS AND GRAB HANDLES!!!!!!set del plot
figure(1);

```

```

hPulse = plot(vect(:,1), 'r');
hold on;
hpPeaks = scatter(vect(:,1), vect(:,2));
hold off;
axis([1 500 0 6]); % cambia la escala
hPulseTitle = title('Señal Cerebral Adquirida');
grid on;
xlabel('F(Hz)')
ylabel('amplitud')
set(hPulse, 'Erase', 'xor');
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

j = 1;
k = 1;
v=1;
time_100 = 1;
lbRate = 1;
lpRate = 1;
init_cnt = 1;
tempP = (1:2);
tempG = (1:2);
tempB = (1:2);
pfilt = [0.0039 0.0313 0.1094 0.2188 0.2734 0.2188 0.1094 0.0313 0.0039]; % approximate gaussian filter for pulse signal
bfilt = ones(1,10) .* 0.1; % este filtro elimina ruido

disp('Señal Cerebral 1')
b=input('Seleccione 1 : ');

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
acum_1=zeros(1000,2);
s=0;
s1=0;
while (1)
%switch b % cuando esta con filtro se comenta el switch y el case, cuando
%esta sin filtro se pone el switch y el case
%esta sin
%case 1
for i=1:1:500 % cambia la escala
fprintf('%\n',s);
s=s+1;
vect(i,2)=s;
fprintf('%\n',s1);
acum=s1+1;

lectura=fscanf(pserial, '%d');

vect(i,1)=(lectura*(5/255))+2; %%%%senal pura que puedes hacer cualquier tratamiento 5120
filtPulse = conv(vect(:,1), bfilt); %%%%aplicar el filtro
fprintf(ps, filtPulse)
%out=fscanf(ps);
%fclose(ps);
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%senal_util(1,1)= acum;filtPulse(i,1);
senal_util(1,1)=filtPulse(i,1); vect(i,2);
%senal_util(1,1)=ysig(i,1); vect(i,2);
senal_util(1,2)=vect(i,2);
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

```

```

#####555
if (senal_util(i,1) >=0 && senal_util(i,1) <=4)
    %a.digitalWrite(44,1);
    B(1,i)=false; % vector B salida de la neurona
else
    %a.digitalWrite(44,0);
    %B(1,i)=false;
end

##### intervalo dos #####

if (senal_util(i,1) >2 && senal_util(i,1) < 2.34)

    B(2,i)=true;
    fprintf(ps,'%c',char(2));
    %out=scanf(ps);
    %fprintf(ps,char(1));
else

    B(2,i)=false; % vector B salida de la neurona
    fprintf(ps,'%c',char(1));
    % fprintf(ps, '%c',2);
    %out=fscanf(ps);
    %fprintf(ps,char(2));
end

#####
if (B(1,i)== false && B(2,i)==true )

    A(1,i)=true;
    % fprintf(ps,'a')
    %out=fscanf(ps);

else

    A(1,i)=false; % El vector A es la salida de la neurona
    fprintf(ps,'c')
    % out=fscanf(ps);

end

#####salida de prueba#####
%if (B(3,i)== true && B(1,i)==false )

    % A(2,i)=true;

%else

% A(2,i)=false; % El vector A(2,i) es la salida de la neurona 2
%end

% UPDATE SIGNAL PLOTS
set(hPulse, 'YData', filtPulse);
%set(hfil, 'YData', ysig);
%set(hfil1, 'YData', ysig1);
%set(hfil2, 'YData', ysig2);

%pause(1);
end
end

drawnow;
% end
% acum(i,1)=filtPulse, vect
%dlmwrite('Valores_Obtendidos.dat', val, 'delimiter', '\n', 'precision',
% '%.2f'
fclose(pserial);
delete(pserial);
fclose(ps);
delete(ps);

```

Anexo7.Lista de materiales

<b>Nombre</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Precio (\$)</b>
Electrodos para EEG	10	250
Pasta conductora	2	50
Tarjeta arduino uno	1	35
Resistencias	14	1
Capacitores	12	3.20
Potenciómetros de precisión	7	5.25
Sócalos	5	2
Borneras para tarjeta	7	2.50
Reguladores	2	1.40
Transformador	1	8
Switch	1	0.80
Porta fusibles0	1	0.50
Tarjetas impresas	2	14
Caja para proyectos	1	12
Modulo bluetooth	1	20
Mano de obra	2	2000
<b>TOTAL</b>		<b>2.405.65</b>

