



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA

ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES INDUSTRIALES

"DESARROLLO DE UN PROTOTIPO BIOELECTRÓNICO PARA
LA COMUNICACIÓN DE PERSONAS CON PARÁLISIS
CEREBRAL"

TESIS DE GRADO

Previa la obtención del título de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA,
CONTROL Y REDES INDUSTRIALES

Presentado por:

Ramiro Fernando Isa Jara

RIOBAMBA - ECUADOR

2011

Quiero dejar expresado mi profundo agradecimiento a Dios por guiar mi vida y a mis queridos padres por su apoyo, cariño y amor incondicional. Sin Uds. nada de esto hubiera sido posible. Al Ing. Franklin Moreno, Director de Tesis y al Ing. Edwin Altamirano, Miembro del Tribunal, por su tiempo y valiosas ideas.

De igual forma, quiero extender mi inmensa gratitud al Ing. Franklin Cunalata e Ing. Hugo Moreno por su ayuda y sugerencias en el desarrollo y culminación de este proyecto. Al Ing. Roberto Valente, por su colaboración desinteresada, ha sido pilar importante dentro del mismo. A la Srta. Estéfany Cujano, por su motivación, apoyo constante e invaluable ayuda, sin duda que ha sido muy importante desde el inicio hasta este día. Por último quiero agradecer a la ESPOCH, por darme la oportunidad de formarme como profesional y adquirir los conocimientos necesarios para enfrentar este reto y los que me deparan en el futuro.

Con el corazón, el presente trabajo, lo dedico a Efraín y Laura, mis padres, quienes con su esfuerzo, paciencia y amor infinito han sabido guiarme hacia el camino del éxito, convirtiéndose en mi apoyo, valuarte y fuente de inspiración, a lo largo de toda mi vida y especialmente en mi carrera universitaria.

A mis hermanos, motivo de responsabilidad y constancia, pero que con su presencia llenan de felicidad y sentido a mi vida.

A los niños con capacidades especiales, quienes son la esencia de esta idea, por su lucha diaria y por transmitirme que todo es posible en la vida con amor y sacrificio.

Y a Dios en especial, quien me ha brindado la posibilidad de elegir mi camino y llevar mi vida hacia este momento.

Ramiro Fernando Isa Jara

FIRMAS DE RESPONSABILIDADES

NOMBRE	FIRMA	FECHA
Ing. Iván Menes DECANO FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA	_____	_____
Ing. Paúl Romero DIRECTOR DE LA ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES INDUSTRIALES	_____	_____
Ing. Franklin Moreno DIRECTOR DE TESIS	_____	_____
Ing. Edwin Altamirano MIEMBRO DEL TRIBUNAL	_____	_____
Tigo. Carlos Rodríguez DIR. CENTRO DE DOCUMENTACIÓN	_____	_____
NOTA :	_____	

Yo, Ramiro Fernando Isa Jara, declaro ser responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en esta tesis; y, el patrimonio intelectual de la Tesis de Grado pertenece a la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO.

Ramiro Fernando Isa Jara

Índice de Abreviaturas

ADN	Ácido de Desoxirribonucleico
EEG	Electroencefalografía
PC	Parálisis Cerebral
TM	Tarea Mental
SNC	Sistema Nervioso Central
SNP	Sistema Nervioso Periférico
BCI	Interfaz Cerebro-Computador
RN	Redes Neuronales
RNA	Redes Neuronales Artificiales
ERPs	Potenciales Relacionados a Eventos
SSVER	Potenciales Evocados Visuales Continuos
CMRR	Relación Rechazo de Modo Común
DLR	Circuito de conducción de la pierna derecha
TTL	Lógica de transistor-transistor
ADC	Convertidor Analógico-Digital
USART	Transmisor Receptor Sincrónico Asincrónico Universal
RS-232	Estándar de comunicación serial

Índice general

Agradecimiento

Dedicatoria

Firmas de Responsabilidades

Introducción

Capítulo I.- Marco referencial

1.1. ANTECEDENTES	21
1.2. JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO DE TESIS.....	22
1.2.1. SITUACIÓN ACTUAL.....	22
1.2.2. SITUACIÓN PROPUESTA	23
1.3. OBJETIVOS.....	23
1.3.1. OBJETIVO GENERAL.....	23
1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	24

Capítulo II.- El Sistema Nervioso

2.1. SÍNTESIS	25
2.2. EL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL	26
2.3. EL CEREBRO.....	28

2.3.1. Estructura Básica	29
2.3.2. La Neurona.....	31
2.4. NEUROTRANSMISIÓN.....	34
2.4.1. Propiedades Eléctricas de las Neuronas.....	34
2.4.2. Comunicación Interneuronal	36
2.5. PARÁLISIS CEREBRAL	44
2.5.1. Principales causas.....	44
2.5.2. Principales tipos de parálisis	45
2.5.3. Efectos de la parálisis	45

Capítulo III.- La Electroencefalografía

3.1. SÍNTESIS.....	47
3.2. CARACTERÍSTICAS DE LAS SEÑALES EEG	48
3.3. MONTAJES EEG ESTANDAR	49
3.4. CLASIFICACIÓN DE LAS SEÑALES EEG.....	52
3.4.1. Señales Beta	52
3.4.2. Señales Alfa	53
3.4.3. Señales Mu	54
3.4.4. Señales Teta	54
3.4.5. Señales Delta	55
3.4.6. Señales Gama.....	56
3.5. CONFIGURACIÓN DEL MONTAJE	57
3.6. APLICACIONES AL CAMPO CIENTÍFICO	58

Capítulo IV.- Interfaz Cerebro Computador

4.1. SÍNTESIS.....	60
--------------------	----

4.2. LA TECNOLOGÍA BCI	61
4.3. ETAPAS PARA EL DESARROLLO DE UN BCI.....	63
4.3.1. Adquisición de la señal	64
4.3.2. Pre-Procesamiento	64
4.3.3. Extracción de las características	65
4.3.4. Aprendizaje y clasificación.....	65
4.3.5. Asociación de dichas órdenes	66
4.4. CLASIFICACIÓN DE LOS BCI.....	66
4.5. POTENCIALES EEG.....	67
4.6. POTENCIALES EVOCADOS.....	68
4.6.1. Componente P3.....	69
4.6.2. Potenciales evocados visuales continuos.....	70
4.6.3. Potenciales auditivos evocados	71

Capítulo V.- Adquisición de las señales EEG

5.1. SÍNTESIS.....	73
5.2. DETERMINACIÓN DE LAS ZONAS CEREBRALES.....	74
5.2.1. Electroodos para EEG	75
5.2.2. Pasta EEG Ten 20	76
5.3. DISEÑO ELECTRÓNICO DEL PROTOTIPO.....	77
5.3.1. Etapa 1. Amplificación de las señales	77
5.3.2. Etapa 2. Filtrado de las señales.....	83
5.3.3. Etapa 3. Acondicionamiento de las señales	86
5.3.4. Etapa 4. Procesamiento de las señales.....	87
5.3.5. Etapa 5. Comunicación serial Dispositivo-PC ..	93

5.4. DESARROLLO DEL PROTOTIPO	96
5.4.1. Etapa de amplificación y filtrado.....	96
5.4.2. Etapa de procesamiento de señales.....	98
5.4.3. Programación del ATmega164p.....	99
5.4.4. Construcción del Prototipo	102
5.5. INTERFAZ GRÁFICA EN MATLAB	103
5.5.1. La Interfaz gráfica GUI	103
5.5.2. Descripción de la Interfaz del prototipo.....	104
5.5.3. Programación y ejecución del sistema.....	106
5.5.4. Reconocimiento de patrones en las señales EEG .	110

Capítulo VI.- Análisis, pruebas y resultados

6.1. PROCESO DE PRUEBAS DEL PROTOTIPO.....	114
6.2. PRUEBAS INICIALES DEL PROTOTIPO	116
6.3. PRUEBAS DE TM ESPECÍFICAS.....	117
6.3.1. Pruebas de intento de movimiento Izquierdo . .	117
6.3.2. Pruebas de intento de movimiento Derecho . .	117
6.3.3. Pruebas de intento de movimiento Arriba	118
6.3.4. Pruebas de intento de movimiento Abajo.....	118
6.3.5. Pruebas de intento de Afirmación	119
6.3.6. Pruebas de intento de Negación.....	119
6.4. DETERMINACIÓN DE PATRONES POR TM.....	120
6.5. FUNCIONAMIENTO DE LA RED NEURONAL	123
6.6. ALCANCES Y LIMITACIONES DEL PROTOTIPO.....	123
6.7. PRESUPUESTO DEL PROTOTIPO.....	124

Conclusiones

Recomendaciones

Resumen

Summary

Bibliografía

Índice de figuras

Fig. II.1.Relación de los estímulos aferentes y la vía eferente. .	26
Fig. II.2.División del Sistema Nervioso Central.....	27
Fig. II.3.Anatomía del cerebro humano.....	29
Fig. II.4.Zonas del cerebro y sus funciones.....	30
Fig. II.5.Partes de la neurona	32
Fig. II.6.Proceso de polarización neuronal.....	32
Fig. II.7.Transmisión de información neuronal.....	34
Fig. II.8.Concentraciones iónicas en la neurona	35
Fig. II.9.Circuitos eléctricos básicos.....	37
Fig. II.10. Propiedades eléctricas pasivas de la membrana.	39
Fig. II.11. El potencial de acción.....	40
Fig. II.12. Neurona y su circuito equivalente	43
Fig. III.13.Esquema de un electrodo para EEG.....	48
Fig. III.14.Señales EEG en multicanal	49
Fig. III.15.Descripción del Sistema Internacional 10-20.....	50
Fig. III.16.Plano Axial y Lateral del Sistema 10-20	51
Fig. III.17.Técnicas de registro EEG.....	52
Fig. III.18.La señal BETA en tiempo y frecuencia	53

Fig. III.19.La señal ALFA en tiempo y frecuencia	54
Fig. III.20.La señal MU en tiempo y frecuencia	54
Fig. III.21.La señal TETA en tiempo y frecuencia.....	55
Fig. III.22.La señal DELTA en tiempo y frecuencia	55
Fig. III.23.La señal GAMA en tiempo y frecuencia	56
Fig. III.24.Esquema de los hemisferios del cerebro.....	57
Fig. III.25.El EEG en aplicaciones científicas	59
Fig. IV.26.Representación de una Interfaz Cerebro-Computador. .	63
Fig. IV.27.Etapas que conforman un BCI.....	63
Fig. IV.28.Los Potenciales EEG	67
Fig. IV.29.La componente P3	69
Fig. IV.30.Componentes de los potenciales visuales evocados	70
Fig. IV.31.Potenciales sensoriales evocados	71
Fig. V.32. Arquitectura básica del sistema	74
Fig. V.33. Puntos de colocación de los electrodos.....	75
Fig. V.34. Electrodo EEG Marca GRASS utilizados en el sistema.	76
Fig. V.35. Pasta conductiva para EEG TEN 20.....	76
Fig. V.36. Diagrama de Bloques del Sistema.....	77
Fig. V.37. Amplificador de Instrumentación AD620.....	79
Fig. V.38. Monitor para señales biomédicas con AD620.....	80
Fig. V.39. Esquema general de un circuito DRL	82
Fig. V.40. Diseño del Circuito DRL	82
Fig. V.41. Etapa de Amplificación de señales EEG	82
Fig. V.42. Diseño del Filtro Pasa Bajos.....	83

Fig. V.43. Diseño del Filtro Pasa Altos.....	84
Fig. V.44. Diseño del Filtro Pasa Banda final.....	85
Fig. V.45. Etapa de Acondicionamiento de las señales	86
Fig. V.46. Etapas de filtraje y acondicionamiento de señal	87
Fig. V.47. El Atmega 164p y descripción de sus pines.....	88
Fig. V.48. Diseño del circuito microcontrolado	92
Fig. V.49. La trama de datos serial	93
Fig. V.50. Configuración del MAX-232.....	94
Fig. V.51. Circuito de transmisión de datos serial	95
Fig. V.52. Simulación del circuito de amplificación.....	96
Fig. V.53. Diseño del circuito impreso	96
Fig. V.54. Implementación de un canal de adquisición.....	97
Fig. V.55. Señal EEG obtenida a partir del circuito de amplificación.	97
Fig. V.56. Simulación de la etapa microcontrolada	98
Fig. V.57. Diseño del circuito impreso	98
Fig. V.58. Pruebas con las etapas implementadas	99
Fig. V.59. Interface de BASCOM AVR y PROGISP 1.72	100
Fig. V.60. Diagrama de Flujo del programa del microcontrolador.....	101
Fig. V.61. Construcción de las Tarjetas de Adquisición	102
Fig. V.62. Ensamblaje del equipo de adquisición.....	102
Fig. V.63. El entorno GUIDE de MATLAB.....	104
Fig. V.64. Pantalla principal del software	105
Fig. V.65. Pantalla alterna del software.....	106
Fig. V.66. Red neuronal perceptrón simple.....	111
Fig. VI.67. Uso y pruebas del prototipo.....	115

Fig. VI.68.Señales captadas por el equipo	116
Fig. VI.69.Patron Mov. izquierdo.....	120
Fig. VI.70.Patron Mov. derecho.....	121
Fig. VI.71.Patron Mov. arriba.....	121
Fig. VI.72.Patron Mov. abajo	122
Fig. VI.73.Patron de Afirmación.....	122
Fig. VI.74.Patron de Negación	122

Índice de tablas

Tab. II.I. Cambios en la permeabilidad de los iones.....	36
Tab. III.II. Resumen del Grupo de Señales EEG.....	57
Tab. IV.III. Señales electrofisiológicas utilizadas en un BCI. .	72
Tab. V.IV. Descripción de los pines del conector DB-9.....	95
Tab. V.V. Inicio del equipo de adquisición.....	106
Tab. V.VI. Inicio del sistema desde Matlab.....	107
Tab. V.VII. Transmisión y recepción de datos.....	107
Tab. V.VIII. Programación del Monitor EEG.....	108
Tab. V.IX. Separación de las señales Alfa, Beta, Mu.....	109
Tab. V.X. Finalizar ejecución del sistema.....	109
Tab. V.XI. Finalizar ejecución del sistema.....	110
Tab. V.XII. Entrenamiento Red Neuronal.....	112
Tab. V.XIII. Ejecución Red Neuronal.....	113
Tab. VI.XIV. Datos de las pruebas iniciales.....	116
Tab. VI.XV. Valores referente a movimiento IZQUIERDO.....	117
Tab. VI.XVI. Valores referente a movimiento DERECHO	118
Tab. VI.XVII. Valores referente a movimiento ARRIBA .	118

Tab. VI.XVIII. Valores referente a movimiento ABAJO.....	119
Tab. VI.XIX. Valores referente a AFIRMACIÓN.....	119
Tab. VI.XX. Valores referente a NEGACIÓN.....	120
Tab. VI.XXI. Presupuesto general del prototipo.....	125

Introducción

Todos los seres humanos y los animales en general captan del medio externo información esencial para su supervivencia, a través de los sentidos. Los 5 sentidos principales se basan en 3 tipos de señales: la luz (señal electromagnética), captada por células fotorreceptoras de la retina; las señales de presión mecánica (sonido y tacto), como las mecanorreceptoras del oído y de la piel; y las señales químicas (sabores y olores), por las células quimiorreceptoras del gusto y el olfato.

Independiente de la naturaleza del estímulo primario, fotónico, mecánico o químico, la información es transmitida rápidamente en señal eléctrica para integrarse con la que, simultáneamente se genera en el medio interno. En este medio interno existen sensores que vigilan en los líquidos biológicos el nivel adecuado de metabolitos, sales y hormonas, así como otros centros de control que transmiten sensaciones variadas como emociones, estados de ánimo, ansiedad, dolor o vigilia, todo ello, también en forma de señal eléctrica. La integración de las señales externas e internas da básicamente, como resultado final, una respuesta muscular, una secreción endócrina ¹ o una modificación relacionada con los procesos de aprendizaje y memoria.

El tejido responsable, de todo este extraordinario proceso, es una red celular extendida por todo el cuerpo y está formado por el Sistema Nervioso Central (SNC), el Sistema Ner-

¹Sustancia mensajera llamada hormona, vertida sin conducto excretor, directamente a los capilares sanguíneos, para que realicen su función en órganos distantes del cuerpo.

vioso Periférico (SNP) y el Sistema Nervioso Autónomo (SNA). Las células características del sistema nervioso son las neuronas.[1]

Sin embargo, este proceso en ciertos casos está interrumpido, debido a la presencia de alguna enfermedad neurológica. Entre ellas, la Parálisis Cerebral ². Los médicos usan este término para referirse a cualquier trastorno neurológico que aparece en la infancia o en la niñez temprana y que afecta permanentemente el movimiento del cuerpo y la coordinación de los músculos pero que no evoluciona, en otras palabras, no empeora con el tiempo. Aun cuando la parálisis cerebral afecta el movimiento muscular, no está causada por problemas en los músculos o los nervios, sino por anomalías dentro del cerebro que interrumpen la capacidad del cerebro de controlar el movimiento y la postura.[a]

El estudio de estas señales bioeléctricas es el tema central de la Bioelectrónica. Toda señal bioeléctrica observable en la superficie del cuerpo (electrocardiograma, electroencefalograma, etc.) tienen su origen en la membrana de las células del sistema relacionado (células especializadas y células del miocardio del corazón, neuronas del cerebro, etc.) cuyo comportamiento es muy parecido al de ciertos componentes electrónicos, aunque mucho más complejo. En uno de estos aspectos básicos, la bioelectrónica se ocupa de la interpretación teórica de la generación, propagación y captación exterior de dichas señales utilizando los conceptos fundamentales utilizados por la electrónica clásica. [b].

El proyecto tiene como objetivo, estudiar y analizar el proceso, por medio del cual, se generan los diferentes tipos de señales cerebrales al ejecutar una tarea mental(TM) específica. Estas señales se encuentran clasificadas de acuerdo a su espectro de frecuencia y a su amplitud, siendo: Alfa, Beta, Mu, Theta y Gamma ,las más representativas.

²Parálisis se refiere a la pérdida o deterioro de la función motora. Cerebral se refiere a los dos hemisferios del cerebro, en este caso al área motora de la corteza cerebral, la parte del cerebro que dirige el movimiento muscular.

La técnica más utilizada en neurociencia es la electroencefalografía o EEG. La actividad coordinada de miles de neuronas produce diferencias de potencial en el cuero cabelludo que pueden ser registradas utilizando electrodos en conjunción con amplificadores de señal. Es decir, colocando una serie de electrodos repartidos por la cabeza podemos hacernos una idea de en qué zonas de nuestro cerebro se está produciendo mayor actividad.

La EEG que toma datos del cuero cabelludo es una técnica no invasiva y silenciosa que es sensible a la actividad neuronal. Su resolución temporal está determinada por el hardware pero típicamente mide el voltaje entre 1 y 3 milisegundos. Esto supone una buena resolución temporal. Sin embargo, la EEG tiene una resolución espacial muy limitada (al número de electrodos) y además no ofrece datos fiables de las partes más internas del cerebro.[c]

Capítulo I

Marco Referencial

1.1. ANTECEDENTES

La lesión o enfermedad al sistema nervioso de una persona puede afectar la capacidad para mover una parte particular del cuerpo. Esta capacidad motora reducida se llama parálisis. Entre las más comunes tenemos: La paraplejía es la parálisis de ambas piernas o de ambos brazos. La cuadriplejía, algunas veces llamada tetraplejía, es la parálisis de ambas piernas y de ambos brazos. [d]

Si un niño tiene parálisis cerebral, significa que parte de su cerebro o bien no funciona correctamente o no se ha desarrollado con normalidad. La zona afectada suele ser una de las que controlan los músculos y ciertos movimientos del cuerpo. En algunas personas, esta parálisis es apenas apreciable y otras pueden estar muy afectadas. Las lesiones que provocan parálisis cerebral suceden durante la gestación, durante el parto o durante los primeros años de vida. La parálisis cerebral no permite o dificulta los mensajes enviados por el cerebro hacia los músculos dificultando el movimiento de éstos. Por lo que los niños que la padecen no pueden controlar algunos o todos sus movimientos. Unos pueden estar muy afectados en todo su cuerpo, otros pueden tener dificultades para hablar, caminar o

para usar sus manos. Otros serán incapaces de sentarse sin apoyo o necesitan ayuda para la mayoría de las tareas diarias. [e]

El Instituto de Educación Especial "Carlos Garbay" cuenta con una sólida planta docente especializada y con experiencia en la noble causa de ayudar y educar a niños con capacidades especiales de la ciudad de Riobamba y de sus alrededores desde hace aproximadamente 40 años. Esta educación es personalizada y de acuerdo a las necesidades de cada alumno, lo que permite que obtenga un desarrollo personal, psicológico e intelectual adecuado para que pueda desenvolverse de la mejor manera en su vida cotidiana. Como es el caso de David Cardozo, un joven de 25 años de edad, que presenta parálisis cerebral, la misma que le impide realizar actividades como desplazarse, manipular objetos y tener una comunicación para expresar de forma oral sus deseos con las personas que lo rodean entre otras, a pesar de que su capacidad cerebral para aprender y procesar información está en condiciones saludables.

1.2. JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO DE TESIS

1.2.1. SITUACIÓN ACTUAL

El Instituto "Carlos Garbay" cuenta con una área de educación dedicada exclusivamente a los niños con parálisis cerebral. Los maestros, que tienen amplia experiencia en esta labor, dan una formación académica y humana a cada uno de sus alumnos de acuerdo a sus necesidades. Esto es posible gracias a las herramientas tecnológicas que disponen actualmente las que han sido de mucha ayuda para cumplir esta y otras metas. Sin embargo, ciertos aspectos en el desarrollo personal de los alumnos no han sido posibles debido a la falta de recursos económicos y tecnológicos con los que se cuenta en el país. Entre ellos está la falta de comunicación directa con los niños y jóvenes, lo que muchas veces dificulta

la comprensión y posterior ejecución de las ideas que intentan transmitir.

La mayoría de chicos con parálisis cerebral, se ven afectados además de su motricidad en el lenguaje oral ya que no puede expresar sus pensamientos, razonamientos e ideas. A pesar de ello, sus maestros y padres están muy satisfechos con el interés y desarrollo intelectual que demuestran constantemente. Pero no dejan de lado el hecho, de que la forma de comunicación, muchas veces es deficiente, pues es interpretada a través del movimiento de sus ojos, leves movimientos de su cabeza o estados de alteración que demuestran, lo que limita interactuar y ayudarlos de mejor manera.

1.2.2. SITUACIÓN PROPUESTA

El presente proyecto de tesis tiene como finalidad el desarrollo de un prototipo bio-electrónico mediante el análisis y la investigación multidisciplinar, integrando las ciencia médica con la ingeniería, para establecer un modo de comunicación entre las personas con parálisis cerebral y el medio que los rodea, ofreciendo así una posible alternativa, no solo aplicado a lo académico sino también a lo personal. Mediante del análisis de las señales cerebrales relacionadas con actividades específicas, se desea obtener un sistema computarizado capaz de procesar dicha información, la cual permitirá ayudarlos de una forma más adecuada, dejando así establecidos parámetros para futuras investigaciones en el tema.

1.3. OBJETIVOS

1.3.1. OBJETIVO GENERAL

- Desarrollar un prototipo bioelectrónico para la comunicación de personas con parálisis cerebral.

1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Estudiar la estructura neurofisiológica del cerebro humano.
- Describir las señales bioeléctricas que se generan en el cerebro.
- Determinar las zonas cerebrales que están relacionadas con los estados de ánimo y pensamientos.
- Procesar y analizar las señales cerebrales para tratar de interpretarlas de acuerdo a TM específicas.
- Realizar un análisis de pruebas y resultados del prototipo.

Capítulo II

Neurociencia: El Sistema Nervioso

En el presente capítulo se estudiará la estructura básica del sistema nervioso humano: las partes más sobresalientes, funcionamiento, elementos que lo componen, formas de comunicación entre ellos y sus características junto con la relación existente con otras ciencias. También se analizará las posibles causas, efectos y tipos conocidos de parálisis cerebral.

2.1. SÍNTESIS

La Neurociencia estudia el sistema nervioso desde un punto de vista multidisciplinario, esto es mediante el aporte de disciplinas diversas como la Biología, la Química, la Física, la Electrofisiología, la Informática, la Electrónica, la Farmacología, la Genética, etc. Todas estas aproximaciones, dentro de una nueva concepción de la mente humana, son necesarias para comprender el origen de las funciones nerviosas, particularmente aquellas más sofisticadas como el pensamiento, emociones y el comportamiento. [7]

El sistema nervioso y el sistema endocrino controlan las funciones del organismo y está formado. Está compuesto por el cerebro, la médula espinal y los nervios periféricos. Está formado por las células nerviosas, llamadas neuronas y las células de soporte llamadas

Células gliales. Las neuronas son células especializadas, cuya función es recibir estímulos sensitivos y transmitirlos a los órganos efectores, ya sean musculares o glandulares (Como se muestra en la Figura II.1). Los estímulos sensitivos que se originan fuera o dentro del organismo se correlacionan dentro del sistema nervioso y los impulsos eferentes ¹ son coordinados de modo que los órganos efectores funcionan armoniosamente juntos para el bienestar del individuo. Además, el sistema nervioso de las especies superiores tienen la capacidad de almacenar información sensitiva recibida durante las experiencias pasadas, y esta información, cuando es apropiada, se integra con otros impulsos nerviosos y se canaliza hacia la vía eferente. [8]

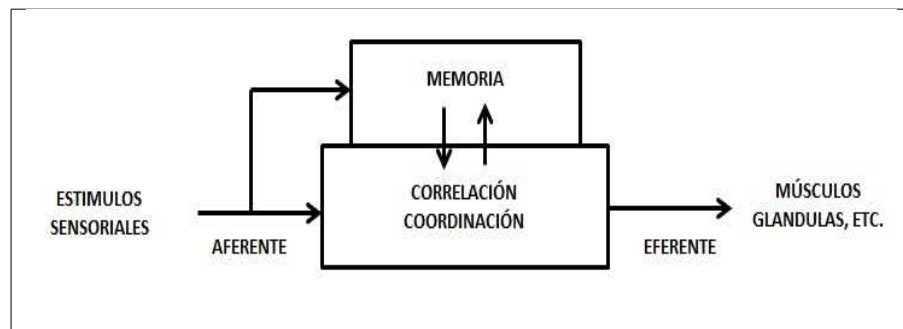


Figura II.1: Relación de los estímulos aferentes, el sistema central y la vía eferente.

2.2. EL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL

El sistema nervioso central consta del encéfalo (con sus tres partes: cerebro, cerebelo y bulbo raquídeo) y la médula espinal. Se puede decir que este sistema es uno de los más importantes de los que se encuentran en nuestro cuerpo, ya que es el centro principal donde ocurre la correlación e integración de la información nerviosa (Ver Figura II.2).

El sistema nervioso central está organizado de forma jerárquica, es decir en niveles. Cada nivel controla a los niveles que tiene por debajo, y es controlado por los que tiene por

¹Aferente: Una neurona que transmite señales al sistema nervioso central para su procesamiento.

Eferente: Conduce o lleva el impulso desde el sistema nervioso central hacia lugares más superficiales.

encima. El nivel más alto es la corteza cerebral. En la corteza cerebral están localizados las funciones superiores del sistema nervioso central, como la percepción consciente, la memoria, o el razonamiento lógico. Debajo de la corteza cerebral se encuentran otras estructuras que ajustan de forma inconsciente los detalles de los movimientos, por ejemplo el cerebelo y los ganglios basales.

El hipotálamo es el que controla el medio interno del organismo. Más abajo está el tronco del encéfalo, que debe su nombre a que tiene forma de un tallo sobre el que se asienta el cerebro, y controla aspectos más básicos de la función, como el mantener el equilibrio en la posición erecta, el control de la presión arterial, y movimientos automáticos como la respiración, la deglución o la masticación. El nivel más básico es el de la médula espinal, que controla los movimientos más sencillos, como el caminar, o el retirar la mano ante un estímulo doloroso. [f]

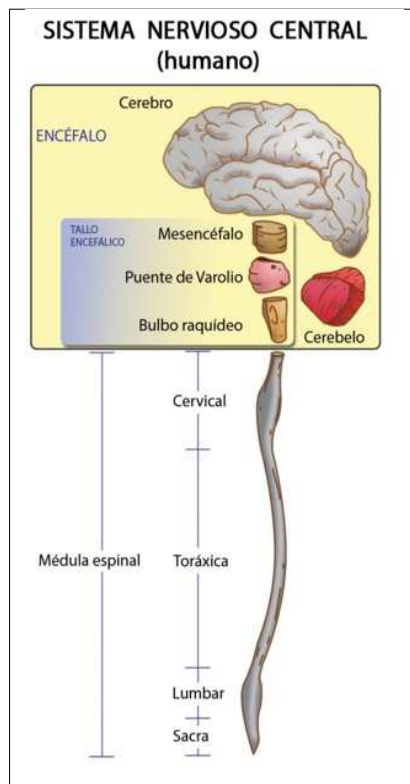


Figura II.2: División del Sistema Nervioso Central.

2.3. EL CEREBRO

Dentro de nuestras cabezas, pesando aproximadamente 1.5 Kg., reside un órgano excepcional compuesto de billones de minúsculas células. Nos permite sentir y relacionarnos con el mundo que nos rodea, pensar y hablar.

El cerebro humano es el órgano más complejo del cuerpo, y aunque discutible, la cosa más compleja sobre la tierra. El cerebro puede hacer mucho pero no todo. Contiene células nerviosas llamadas neuronas -sus componentes fundamentales- que se conectan entre si formando redes. Estas redes tienen una actividad eléctrica y química constante. El cerebro que describimos puede ver y sentir. Puede sentir dolor y sus especiales características químicas ayudan a controlar y tolerar los desagradables efectos producidos por él (Ver la Figura II.3).

El cerebro tiene ciertas áreas implicadas en la coordinación de nuestros movimientos, permitiéndonos llevar a cabo acciones altamente sofisticadas. Un cerebro que puede hacer estas y muchas otras cosas no aparece totalmente formado, se desarrolla gradualmente y aquí describimos algunos de los genes claves implicados. Existen ciertas similitudes entre el desarrollo del cerebro y los mecanismos responsables de modificar posteriormente las conexiones entre las células nerviosas - un proceso llamado plasticidad neuronal ². Las neurociencias modernas están cambiando gracias a la aparición de nuevas técnicas, tales como: la implantación de electrodos en la superficie celular, la imagen óptica, los scanners cerebrales y los chips de silicio conteniendo circuitos cerebrales artificiales entre otros. [10]

²La plasticidad neuronal es la base del aprendizaje y la memoria.

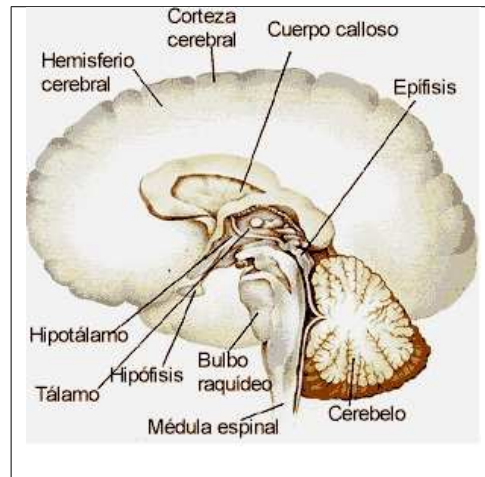


Figura II.3: Anatomía del cerebro humano.

2.3.1. Estructura Básica

Los tres principales componentes del cerebro (o encéfalo) son: el cerebro propiamente dicho, el tronco encefálico y el cerebelo. El cerebro está formado por masas de tejido convoluto y denso divididas en dos mitades (los hemisferios cerebrales derecho e izquierdo) que están conectadas en el centro por fibras nerviosas conocidas como el cuerpo caloso. El cerebro a su vez se divide en cuatro lóbulos: el frontal, el parietal, el occipital y el temporal.

- El lóbulo frontal controla la actividad motora aprendida, como la articulación del lenguaje, el estado de ánimo, el pensamiento y la planificación del futuro. En la mayoría de las personas, el lóbulo frontal izquierdo controla el centro del lenguaje.
- El lóbulo parietal interpreta las sensaciones que recibe del resto del cuerpo y controla el movimiento corporal.
- El lóbulo occipital interpreta la visión.
- La memoria y las emociones dependen de los lóbulos temporales, que permiten la identificación de personas y objetos, procesan y recuerdan sucesos pasados e inician

la comunicación o las acciones (Ver la Figura II.4).[g]

La corteza cerebral³ es fundamental para acciones voluntarias como el lenguaje, el habla y otras funciones superiores como el pensamiento y la memoria. Muchas de estas funciones son llevadas a cabo por ambos hemisferios cerebrales, pero alguna de ellas se encuentra altamente lateralizada, estando fundamentalmente controladas por uno de los hemisferios.

Sin embargo, las cortezas de ambos hemisferios no trabajan de manera aislada sino que están conectadas por un tracto de fibras conocido como el cuerpo calloso. Las vías que van desde los receptores sensoriales a corteza y de corteza a los músculos cruzan de un lado al otro del cerebro; por lo que los movimientos del lado derecho del cuerpo están controlados por el lado izquierdo de la corteza y viceversa.

Del mismo modo, los sonidos percibidos por el oído izquierdo van fundamentalmente a la corteza del hemisferio derecho. En algunas funciones superiores como el habla, se ha determinado que encuentra lateralizada fundamentalmente en el lado izquierdo en la mayoría de las personas. No obstante, todavía queda mucho por descubrir y aprender, por lo que el estudio de la corteza cerebral y las funciones en las que está implicada es uno de los campos de investigación más activo dentro de la Neurociencia. [10]

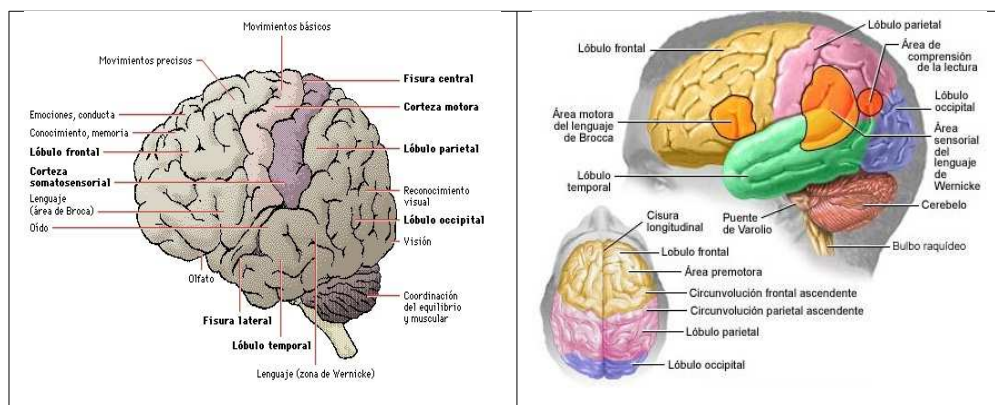


Figura II.4: Zonas del cerebro y sus funciones

³La corteza cerebral se encuentra empaquetada en un reducido espacio entre los ganglios basales y el cráneo.

2.3.2. La Neurona

Neurona es el nombre que se le da a la célula nerviosa y todas sus prolongaciones. Las neuronas son células excitables especializadas para la recepción de estímulos y la conducción del impulso nervioso. Su tamaño y forma varían considerablemente, pero cada una posee un cuerpo celular desde cuya superficie se proyectan una o más prolongaciones denominadas neuritas (Ver la Figura II.5). [12]

Toda neurona está compuesta por tres partes básicas:

- **Cuerpo de la célula.** También denominado soma. Es la parte más gruesa, contiene todos los componentes necesarios de la célula, como el núcleo (contiene ADN), retículo endoplasmático y ribosomas (para sintetizar proteínas), y la mitocondria (para la transformación de energía). Si el núcleo muere, la neurona muere.
- **Axón.** Proyección alargada en forma de cable, se encarga de transportar el mensaje electroquímico a lo largo de toda la longitud de la célula. Dependiendo del tipo de neurona, los axones pueden estar recubiertos por una fina capa de mielina a modo de aislante⁴. Neuronas mielinizadas se encuentran principalmente en los nervios periféricos, tanto sensores como motores, mientras que neuronas no mielinizadas se encuentran en el cerebro y la médula espinal.
- **Dendritas o terminaciones nerviosas.** Estas pequeñas prolongaciones arborecentes de la célula son las encargadas de realizar las conexiones con otras neuronas, permitiendo la comunicación entre las mismas o la percepción del entorno exterior. Estas pueden existir en uno o ambos extremos de la neurona.

⁴La mielina queda constituida principalmente por lípidos o grasas, facilitando la rápida transmisión del impulso nervioso a lo largo del axón.

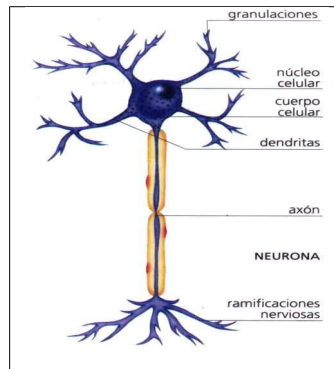


Figura II.5: Partes de la neurona.

Características de la Neurona

La organización de una neurona es un fiel reflejo de su subdivisión funcional en diferentes compartimentos encargados de recibir, integrar y transmitir. En general, la dendrita recibe, el cuerpo celular integra y el axón transmite. Dicho concepto lo conocemos como polarización ya que el proceso va en una sola dirección.

Todas las neuronas independientemente de que sean sensoriales o motoras, grandes o pequeñas, tienen una característica en común ya que su actividad es de dos tipos: eléctrica y química. Las neuronas cooperan y compiten entre ellas con el fin de regular el estado general de sistema nervioso. [10]

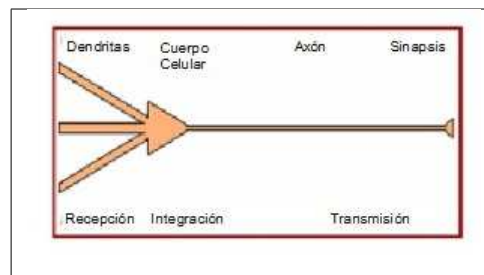


Figura II.6: Proceso de polarización neuronal.

La longitud de las neuronas es muy variable, puede ir desde unos pocos milímetros hasta algunos decímetros, como en el caso de neuronas cerebrales y táctiles respectivamente. De

igual modo la forma también es muy variable dependiendo de la actividad que llevan a cabo, por ejemplo, las neuronas motoras que controlan la contracción muscular tienen el cuerpo de la célula en un extremo, un axón largo en el medio y dendritas en el otro extremo; mientras que las neuronas sensoras tienen dendritas en ambos extremos, conectados por largos axones con el cuerpo en el medio. Las neuronas también varían con respecto a sus funciones:

- Neuronas sensoras o aferentes. Transportan señales desde zonas externas del cuerpo (periferia) hacia el sistema nervioso central.
- Neuronas motoras o eferentes. Transportan señales desde el sistema nervioso central hacia zonas externas del cuerpo: músculos, piel, glándulas.
- Receptores. Son las encargadas de adquirir la información del exterior, tanto la luz, sonido, presión, etc y transformarlo en mensajes electroquímicos.
- Interneuronas. Conectan varias neuronas con el cerebro y la médula espinal.

El punto de contacto entre dos neuronas se denomina sinapsis, es de especial importancia en la transmisión de información del sistema nervioso, ya que la información de una neurona a otra pasa a través de la misma(Ver la Figura II.6). Esta consta de:

- Terminación pre-sináptica, la cual contiene neurotransmisores, mitocondria y orgánulos celulares.
- Terminación post-sináptica, formado por los lugares de recepción de los neurotransmisores.
- Hendidura sináptica, espacio submicroscópico entre ambas terminaciones.

Mientras en el interior de la neurona la transmisión de información a lo largo del axón se

realiza en forma de impulso eléctrico, entre neuronas es un proceso químico realizado en la sinapsis.

2.4. NEUROTRANSMISIÓN

Las señales químicas recibidas, por las dendritas procedentes de los axones que las contactan, son transformadas en señales eléctricas y se incorporan (adicionándose o sustrayéndose) al resto de señales procedentes de las otras sinapsis, decidiendo si la señal se propaga hacia la siguiente neurona o no. Por lo tanto, los potenciales eléctricos viajan por el axón hacia la sinapsis, pasando a las dendritas de la siguiente neurona y el proceso se repite. (Ver la Figura II.7)



Figura II.7: Transmisión de información neuronal.

2.4.1. Propiedades Eléctricas de las Neuronas

Las células nerviosas están cargadas eléctricamente con respecto a los líquidos que las rodean. Esto no es un rasgo exclusivo, ya que casi todas las células del cuerpo tienen una carga eléctrica. Sin embargo, las células nerviosas son singulares por su capacidad de manipular el flujo de cargas a través de las membranas celulares de otras neuronas o células efectoras (Ver la Figura II.8).

La membrana plástica de una célula nerviosa controla el transporte de iones de manera

que el Na^+ y el Cl^- se encuentran más concentrados fuera de la célula que dentro de ella. El interior de la célula termina con un exceso relativo de cargas negativas, por lo que existe un voltaje o diferencia del potencial a través de la membrana en reposo, en una neurona típica tiene un valor aproximado de -70mV .

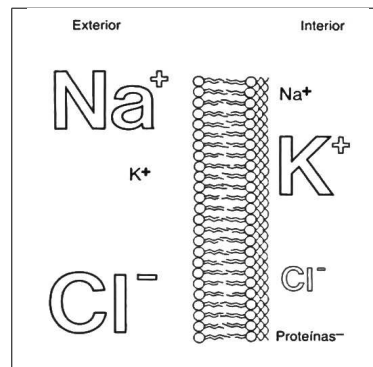


Figura II.8: Concentraciones iónicas en el interior y exterior de la neurona.

Anatomía cortical.- La corteza de los mamíferos es una capa externa de células que rodean las estructuras centrales, como por ejemplo, la médula y el tálamo. Es única en los mamíferos, y se cree ser necesario para la mayoría de las funciones de nivel superior del cerebro. El grosor cortical varía sobre todo entre 2-3 milímetros en el ser humano y se estima que hay alrededor de 10^{11} neuronas en el cerebro humano y 10^{10} de éstas están en la corteza. Las conexiones sinápticas en la corteza son densas. Cada neurona cortical recibe entre 10^4 y 10^5 conexiones sinápticas, con la mayoría de los input viniendo de distintas neuronas.

Canales iónicos.- La diferencia de potencial a través de la membrana plástica de la neurona se modifica mediante la apertura y cierre de sus canales iónicos ⁵. Cada tipo de canal permite el flujo de un único tipo de ión, impidiendo en general que pasen los demás. Cuando el canal se encuentra en conformación "abierto" el ion puede fluir a través del poro y viceversa. Estos canales iónicos se pueden clasificar de la siguiente forma:

⁵Es una proteína o complejo proteínico que presenta un poro central, selectivo para el ion en cuestión

- Dependientes de voltaje cambian su conformación como respuesta a modificaciones en el voltaje a través de la membrana.
- Dependientes de ligado cambian su permeabilidad como respuesta a la presencia de neurotransmisores (mensajeros químicos).

Si la diferencia de carga a través de la membrana se mueve hacia el valor cero, se dice que la membrana ha sufrido una despolarización. Por otra parte, si esta diferencia aumenta, haciendo que el potencial de membrana sea más negativo, se dice que la membrana está hiperpolarizada (Ver la Tabla II.I).

Iones	Dirección del cambio en la permeabilidad	Efecto en el potencial en membrana
K+	Aumento	Hiperpolarización (PPSI)
	Disminución	Despolarización (PPSE)
Na+	Aumento	Despolarización (PPSE)
	Disminución	Hiperpolarización (PPSI)
Cl-	Aumento	Mantiene el voltaje próximo al potencial de reposo
Na+ y K+	Aumento	Despolarización (PPSE)

Tabla II.I: Cambios en la permeabilidad de los iones

2.4.2. Comunicación Interneuronal

Las neuronas son los elementos del sistema nervioso que procesan la información. Cada neurona establece cientos o miles de conexiones con otras neuronas y envía continuamente señales basadas en las señales que recibe. Puesto que todas estas computaciones ocurren simultáneamente, el proceso de la información en el cerebro se produce en paralelo. La

información es enviada en serie desde un núcleo a otro, y cada núcleo somete las señales que le llegan a un conjunto específico de operaciones. Esto permite la extracción de más y más información abstracta a partir de los datos proporcionados por los receptores sensoriales; a este esquema de funcionamiento lo denominamos procesamiento jerárquico. [14]

Circuitos Eléctricos

Como mejor se entiende la actividad eléctrica de las células nerviosas es en términos de circuitos eléctricos. En un circuito simple que conste de una batería y una resistencia, la batería es una fuente de voltaje que produce un voltaje o una diferencia de potencial (V) a través de la resistencia. Este voltaje provoca un flujo de partículas cargadas (la corriente I , transportada por electrones en los metales y por iones en las soluciones) de manera que la corriente positiva se mueve entre los polos de la batería: en la propia batería, va del polo negativo al polo positivo, mientras que a través de la resistencia va del polo positivo al polo negativo (Ver la Figura II.9).

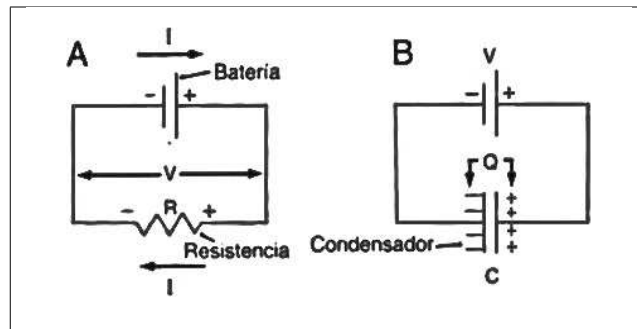


Figura II.9: Circuitos eléctricos básicos.

El potencial en reposo

La membrana plasmática separa dos conductores que son soluciones electrolíticas con diferentes concentraciones de iones. Los canales de la membrana están formados por pro-

teínas incluidas en ella y que tienen núcleos hidrófilos ⁶ a través de los cuales los iones hidratados pueden moverse.

En la membrana en reposo, los canales son relativamente permeables al K⁺ y al Cl⁻, pero relativamente impermeables al Na⁺. Además, la neurona contiene proteínas para las que la membrana es impermeable y entre estas predominan las que tienen carga negativa. La diferencia de concentración de un determinado ión produce una fuerza de arrastre para este ión (el potencial de difusión). Si se aplica a través de la membrana un potencial eléctrico de igual magnitud pero opuesto, pueden anularse el potencial de difusión de manera que los iones queden sometidos a una fuerza neta cero; en estas condiciones, difunde el mismo número de iones en cada dirección, con lo que su flujo neto es cero (se ha alcanzado el equilibrio). Este voltaje es el potencial de equilibrio. El gradiente iónico actúa como una batería, cuyo voltaje es igual al potencial de equilibrio y cuya resistencia interna posee una conductividad proporcional a la permeabilidad de la membrana para el ión en cuestión.

Cada ión tiene su propia batería, con un voltaje que se corresponde con su propio potencial de equilibrio y con una resistencia interna que se corresponde con la permeabilidad de la membrana. Para un ión monovalente, el potencial de equilibrio se calcula con la ecuación de Nernst:

$$E_{ion} = \frac{RT}{zF} (\ln[ion]_{ext}/[ion]_{int}) \quad (II.1)$$

Donde E_{ion} es el potencial de equilibrio, $[ion]_{ext}$ es la concentración fuera de la célula, R es la constante general de los gases, T es la temperatura absoluta, F es la constante de Faraday, z es la valencia del ión; y \ln es el logaritmo natural o neperiano. Si sustituimos los valores de las constantes y convertimos a logaritmo en base 10, tenemos a temperatura

⁶Es el comportamiento de toda molécula que tiene afinidad por el agua. En una disolución, las partículas hidrófilas tienden a acercarse y mantener contacto con el agua.

corporal,

$$E_{ion} = 61(\log_{10}[ion]_{ext}/[ion]_{int}) \quad (II.2)$$

Para la célula en la cual el Na⁺ tiene una concentración externa e interna de 140mM y 15mM ⁷ respectivamente, el potencial de equilibrio resulta ser de 60mV, positivo en el interior. Las neuronas tienen menor concentración de K⁺ fuera que dentro, con un potencial de equilibrio de aproximadamente 70mV. También tienen una mayor [Cl⁻]_{ext} que [Cl⁻]_{int} con un potencial de equilibrio del Cl⁻ de alrededor de -60mV. El potencial de equilibrio del Na⁺ suele ser de +55mV.

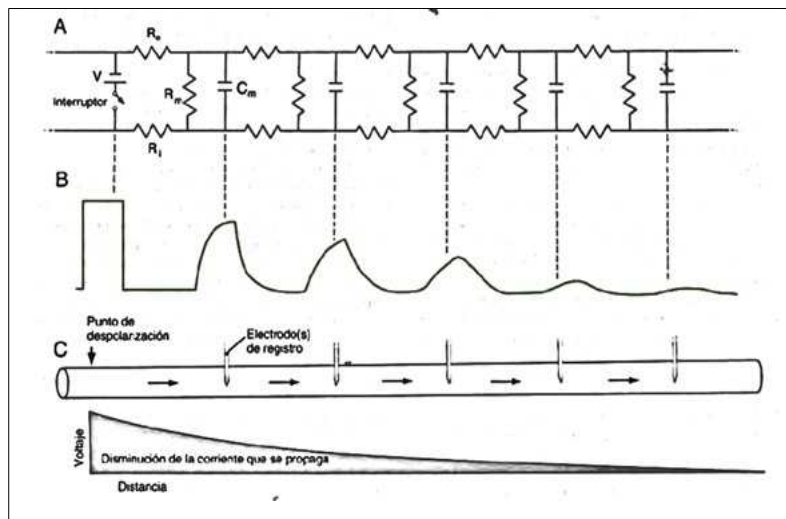


Figura II.10: Propiedades eléctricas pasivas de la membrana.

Un pulso de corriente aplicado a través de la membrana produce un pulso de voltaje más lento que se propaga por la membrana cada vez más alejado. Su amplitud máxima desciende exponencialmente en función de la distancia (Ver la Figura II.10). La distancia a la cual la amplitud desciende hasta un valor igual a 1 dividido por e y multiplicado por la amplitud en el punto de origen se denomina constante de longitud o constante de espacio λ (lambda). Las constantes de longitud de las dendritas y los axones son de pocas decenas

⁷M se define como la unidad de la molaridad, siendo esta la cantidad de soluto o disolvente por unidad de volumen de disolución o solución (mM sería milimolar).

o cientos de micras. Por tanto, los potenciales lentos o graduales, como los potenciales de receptor y los potenciales sinápticos, no pueden propagarse más allá de unos cientos de micras.

El potencial de acción

En los puntos de recepción o en las sinapsis, se produce un potencial generador conocido como potencial lento o potencial gradual, ya que su amplitud varía de modo continuo. Si este potencial lento se propaga pasivamente a una región de la membrana eléctricamente excitable, denominada zona de disparo y supera un nivel de umbral, se produce un potencial de acción, que son del tipo "todo y nada", permite la transmisión de información a distancias mayores de las que alcanzarían los potenciales lentos, que son locales (su amplitud disminuye rápidamente con la distancia de propagación) (Ver la Figura II.11).

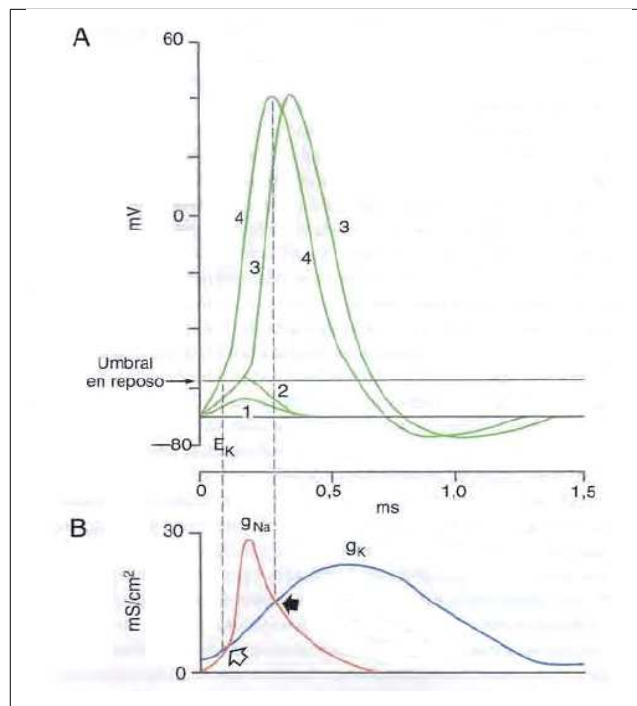


Figura II.11: El potencial de acción.

La imagen muestra la generación del potencial de acción. Cuatro potenciales produ-

cidos por pulsos de despolarización de diferente amplitud(A). Curva 1, respuesta local provocada por una despolarización menor que el umbral. Aunque tiene lugar un proceso activo, la permeabilidad del K⁺ sigue siendo mayor que la permeabilidad del Na⁺ y los potenciales vuelven al nivel de reposo sin que aparezca un potencial de acción. Si la despolarización alcanza el valor umbral, se produce una respuesta local(curva 2) la mitad de las veces y un potencial de acción (curva 3) la otra mitad. En el punto más alto del proceso activo, la permeabilidad del Na⁺ es igual a la del K⁺. Una despolarización mayor que el umbral(curva 4) siempre produce un potencial de acción del mismo tamaño que el de la curva 3. Las permeabilidades del Na⁺ y del K⁺ son iguales en el umbral(B, flecha blanca) y en el pico de potencial de acción(B, flecha negra). La figura B muestra las permeabilidades del Na⁺ y del K⁺ durante el potencial de acción de la curva 4 de la gráfica A. La corriente de Na⁺ siempre se produce hacia el interior y la de K⁺ hacia el exterior.

Procesamiento de la información

Hay dos tipos de sinapsis⁸, eléctricas y las químicas(Ver la Figura II.12).

- En las sinapsis eléctricas hay pares de canales iónicos apuestos con precisión a ambos lados del espacio extracelular que forman las estructuras denominadas conexiones.
- En las sinapsis químicas, la célula pre sináptica fabrica un neurotransmisor que está empaquetado en pequeñas vesículas sinápticas⁹. Cuando la terminal pre sináptica recibe un potencial de acción, libera el neurotransmisor, que difunde a través del espacio sináptico y se une a moléculas de receptor de la membrana pos sináptica.

⁸Es una unión intercelular especializada entre neuronas, en estos contactos se lleva a cabo la transmisión del impulso nervioso.

⁹Son pequeñas esferas ubicadas en el extremo de los axones en las neuronas del sistema nervioso y cumplen el rol de al hacer sinapsis secretar una sustancia transmisora o un neurotransmisor.

Corrientes y potenciales. Los potenciales sinápticos pueden ser hiperpolarizantes (inhibidores, estabilizadores) o despolarizantes (exitadores). El área de la membrana próxima a las sinápsis exitadoras que tiene el umbral para la generación de potenciales de acción más bajo (porque tiene muchos canales de Na^+ dependientes de voltaje) se denomina zona de disparo..

En los tejidos biológicos, no hay electrones libres. Las corrientes eléctricas son debido a los iones, como por ejemplo K^+ , Na^+ , Cl^- , Ca^{2+} , etc. Estos iones fluyen en respuesta a campo eléctrico local, según la ley de Ohm, pero también en respuesta a su gradiente de concentración local. La concentración de cada ión dentro y fuera de la membrana sigue siendo esencialmente constante a lo largo del tiempo. El voltaje de membrana, sin embargo, cambia radicalmente en el tiempo, siendo el ejemplo evidente: el potencial de acción. Las corrientes fluyen en las neuronas cuando un neurotransmisor se enlaza a los receptores en los canales iónicos situados en la membrana.

Generación de los potenciales de acción. Las neuronas de una población postsináptica dada tiene rangos dinámicos variables en relación con el nivel de actividad de las neuronas de la población presináptica. Consideremos el ejemplo de una población presináptica exitadora de axones aferentes sensitivos.

Al incrementar la intensidad del estímulo dentro del rango dinámico de esta población aumenta el ritmo de descarga de las fibras y se reclutan nuevos axones aferentes. Esto supone un incremento en las sumas espacial y temporal de los potenciales postsinápticos de las células que lo inervan.

Procesamiento de la información. En la mayoría de los núcleos del SNC, las células reciben aferencias de varios haces diferentes y los circuitos locales se encargan de las interacciones entre las células del núcleo. En general, cada célula recibe aferencias tanto exitadoras como inhibitoras desde diferentes fuentes y el balance entre estas dos

determina la respuesta final. Este tipo de interacción permite el control de la naturaleza y la magnitud de los reflejos motores, la detección de las características de un estímulo visual, tales como la posición de los bordes de los objetos y la comparación del tiempo de llegada de los sonidos a los oídos para determinar en qué dirección se halla la fuente de sonido.

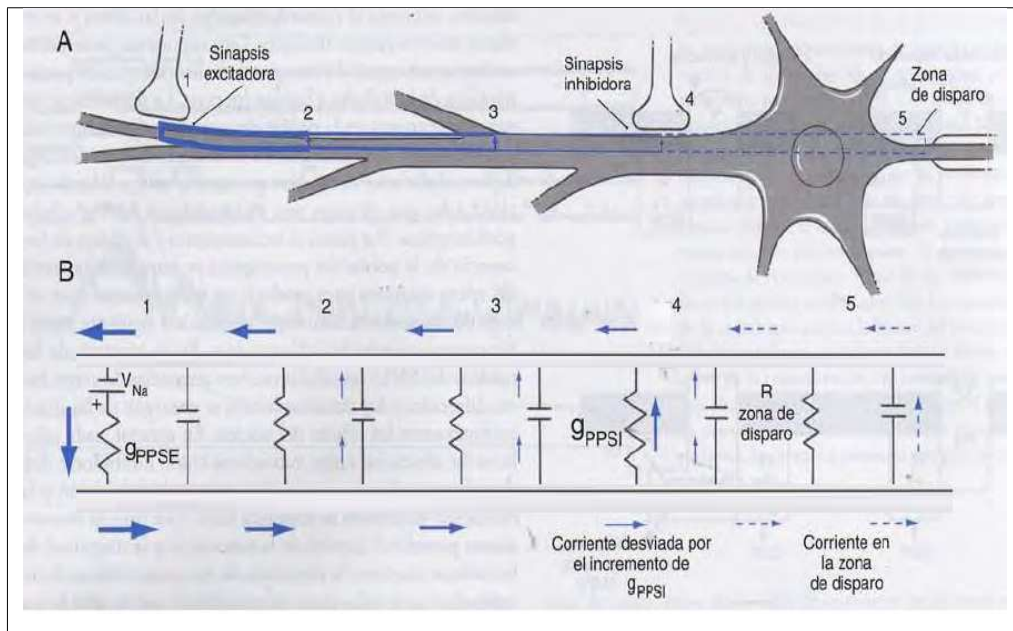


Figura II.12: Neurona y su circuito equivalente.

Se ilustra el cortocircuito creado por una sinapsis inhibitorias. La corriente del potencial postsináptico excitador (PPSE)(1) disminuye mientras se propaga pasivamente por la dendrita. El grosor decreciente de las líneas y flechas ilustra cómo la corriente disminuye al acercarse al soma (al pasar de 1 a 2, 2 a 3, 3 a 4). Cuando la sinapsis inhibitoria (4) está activa, se crea un cortocircuito en la membrana por el que se desvía la corriente, de modo que no llega a alcanzar la zona de disparo. Cuando esta sinapsis está inactiva, la corriente (líneas y flechas discontinuas) se propaga hacia la zona de disparo (5) y puede producir un potencial de acción.

2.5. PARÁLISIS CEREBRAL

Las personas con parálisis cerebral (PC) sufren de una lesión irreversible no progresiva en el sistema nervioso central (SNC) que afecta principalmente los centros motores del cerebro provocando un desorden en los movimientos y posturas. Si un niño tiene PC, esto significa que parte de su cerebro o bien no funciona correctamente o no se ha desarrollado con normalidad. La zona afectada suele ser una de las que controlan los músculos y ciertos movimientos del cuerpo. Estas lesiones que provoca la PC suceden durante la gestación, durante el parto o durante los primeros años de vida. [h]

2.5.1. Principales causas

Las principales causas pueden ser:

- Una infección intrauterina, como por ejemplo la rubéola, sobre todo si ocurre durante las primeras semanas del embarazo.
- Una dificultad antes del nacimiento.
- Un hematoma cerebral o una hemorragia interventricular que se pueden producir en el bebé antes del nacimiento.
- El cerebro del bebé sufre una malformación sin un motivo aparente.
- Un trastorno genético que se puede heredar aunque los padres estén completamente sanos.
- Por causa de una incorrecta asistencia durante el parto.
- Por el nacimiento muy prematuro del bebé.

- Por otras causas como infecciones del cerebro (meningitis), accidentes (ahogamientos), etc. en los primeros años de vida.

2.5.2. Principales tipos de parálisis

La PC se clasifica también según las extremidades afectadas:

- Cuadruplejía: las cuatro extremidades están igualmente afectadas.
- Diplejía: las piernas están más afectadas que los brazos.
- Hemiplejía: se produce cuando la mitad izquierda o la derecha del cuerpo está afectada, mientras que la otra mitad funciona con normalidad.
- Paraplejía: están afectadas ambas piernas.
- Monoplejía: sólo está afectada una extremidad.
- Triplejía: están afectadas tres extremidades.
- Tetraplejía es cuando están afectados los dos brazos y las dos piernas.

2.5.3. Efectos de la parálisis

- Los niños que tienen PC no pueden controlar algunos o todos sus movimientos.
- Movimientos lentos.
- Rigidez.
- Debilidad.
- Espasmos musculares.
- El inicio de un movimiento a menudo desemboca en otro movimiento involuntario.

- Problemas visuales.
- Dificultad para la percepción espacial.
- Su capacidad de hablar también dependerá de la habilidad para controlar los pequeños músculos de la boca, la lengua, el paladar y la cavidad bucal.
- Aprende con lentitud.

Capítulo III

La Electroencefalografía

En el presente capítulo se estudiarán los elementos y equipos necesarios en la técnica médica llamada electroencefalografía, las configuraciones estandar definidas y el Sistema 10-20. También se describirán las principales señales EEG con sus características y sus posibles aplicaciones en el campo de la investigación.

3.1. SÍNTESIS

La electroencefalografía clínica es la rama de la electrofisiología que estudia la actividad eléctrica espontánea, que genera el sistema nervioso central (SNC) como resultado de la actividad metabólica celular al nivel de sus principales conglomerados neuronales (corteza cerebral y estructuras nucleares subcorticales, teleencefálicas, diencefálicas y del tallo cerebral). La técnica más difundida es el electroencefalograma de superficie (EEG), que consiste en el registro gráfico de la actividad eléctrica que se genera en la corteza cerebral, como consecuencia de la actividad metabólica de las neuronas corticales en sus relaciones mutuas con otros grupos neuronales y otros elementos celulares del SNC.[16]

La adquisición del registro de los potenciales eléctricos del cerebro, se lo realiza a partir de sensores llamados electrodos, (Ver la Figura III.13), que se fijan sobre el cuero cabe-

lludo de la persona. La función del electrodo consiste en recoger pasivamente potenciales eléctricos provenientes de los bancos de neuronas que se ubican principalmente en la corteza cerebral. A estas señales se las denomina Señales EEG y están en el orden de los microvoltios.

Características principales.- La relación señal ruido se mantiene lo más alta posible durante la adquisición. Esto se logra gracias al material altamente conductor del que está construido el electrodo, siendo oro (Au), plata (Ag) o cloruro de plata (AgCl). Además entre la piel de la persona y el electrodo se aplica una pasta conductora para asegurar la buena conducción.[17]

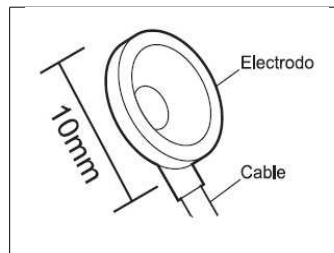


Figura III.13: Esquema de un electrodo para EEG.

3.2. CARACTERÍSTICAS DE LAS SEÑALES EEG

Se piensa que una señal EEG es el resultado de la superposición de potenciales eléctricos producidos por la actividad sináptica sincronizada de bancos de neuronas, principalmente de las ubicadas en la zona cortical del cerebro. En su formación, no todas las actividades cerebrales tienen el mismo impacto. Factores que influyen en la forma de una onda particular son la profundidad, la orientación y la simetría de las conexiones de la zona cerebral activa. Un ejemplo de señales EEG puede apreciarse en (la Figura III.14).

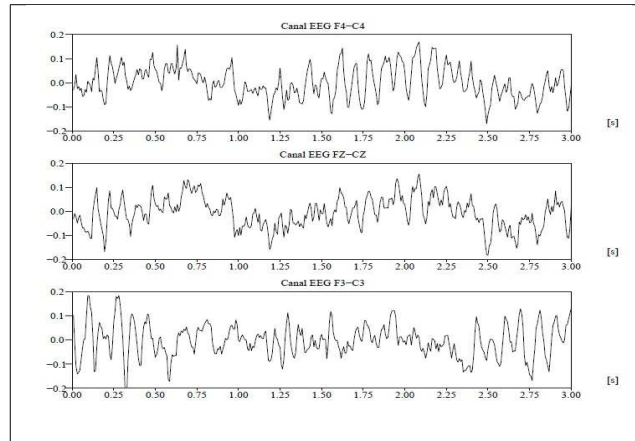


Figura III.14: Señales EEG en multicanal.

Para el análisis clínico de señales EEG, se toma en cuenta la: forma de la onda, frecuencia, amplitud, distribución espacial, relación de fase, sincronización, persistencia y reactividad. Un BCI ¹ puede usar mediciones de estas propiedades para su operación. En las señales EEG pueden apreciarse formas de onda regulares, como sinusoides, pero también otras aperiódicas y con formas irregulares. Las frecuencias de interés se hallan en la banda entre 0.1 Hz y 50 Hz. Existen bandas que aparentemente están asociadas a distintas funciones cerebrales, por lo que la frecuencia corresponde a uno de los criterios más importantes en la investigación de señales EEG. [18]

3.3. MONTAJES EEG ESTANDAR

Las señales EEG son registradas en términos de voltaje (microvoltios) por electrodos colocados en el cuero cabelludo como se ha mencionado anteriormente, y fue Hans Berger (1930) el primer a estudiar estas señales. La configuración de los electrodos generalmente sigue el sistema internacional 10-20 que se ha establecido como estándar para este tipo de procedimiento médico.

¹Interfaces Cerebro-Computador, en sus siglas en inglés Brain-Computer Interfaces, que se abordan en el siguiente capítulo.

En electroencefalografía clínica, 21 electrodos son aplicados en la cabeza de una persona, dando lugar al denominado sistema electroencefalográfico 10-20 (Ver la Figura III.15 y Figura III.16), este sistema fue descrito por Jasper en 1958, quien supervisó la reunión de la Federación Internacional de Sociedades des EEG, la cual desarrollo esta localización de electrodos como estándar.

Cada electrodo de registro es de aproximadamente de 8 a 10 milímetros de diámetro y su cavidad tiene una profundidad en los cuales se le pone un gel para bajar la impedancia entre el electrodo y el cuero cabelludo. Se nombra a los electrodos por su localización en el cuero cabelludo siendo: F para el frontal, C para la central, T para temporal, P para parietal, y O para occipital y son numerados de modo que los electrodos de Z (cero (zero en inglés)) que se encuentran en la línea media, los electrodos impares están en el hemisferio izquierdo, los electrodos pares están a la derecha. [18]

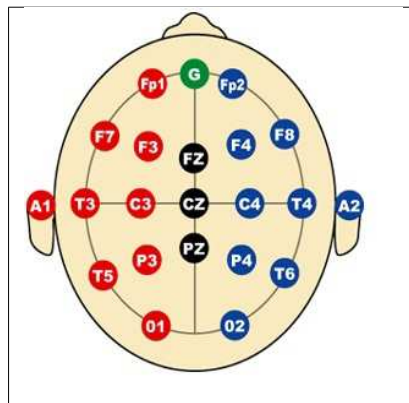


Figura III.15: Descripción del Sistema Internacional 10-20.

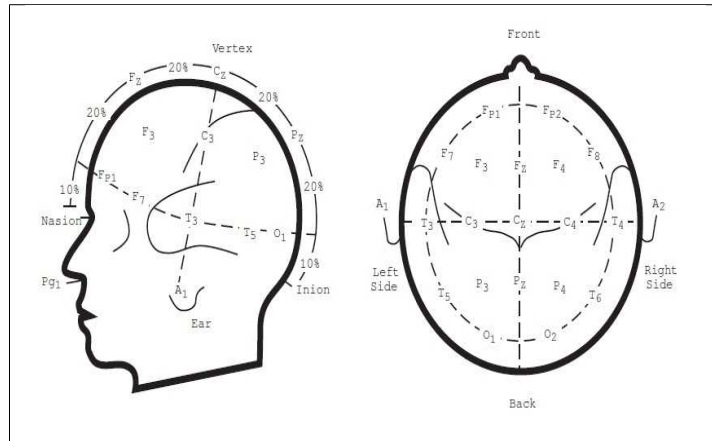


Figura III.16: Plano Axial y Lateral del Sistema 10-20.

El uso del mayor número de electrodos resulta en un incremento de la resolución espacial de la señal obtenida. Generalmente, se trabaja con dos clases de montajes: los referenciales y los bipolares (Ver la Figura III.17).

- Los montajes referenciales calculan su potencial eléctrico con respecto a un electrodo referencial, que se ubica preferentemente en una zona eléctricamente neutra, o inactiva, como el mastoide² o la oreja.
- En los montajes bipolares o diferenciales, un canal EEG se calcula en base a la diferencia de potencial entre un par de electrodos. En la figura 2.2 se puede notar que las señales EEG en cada canal tienen un registro bipolar de acuerdo a la nomenclatura.

[17]

²El hueso ubicado detras de la oreja

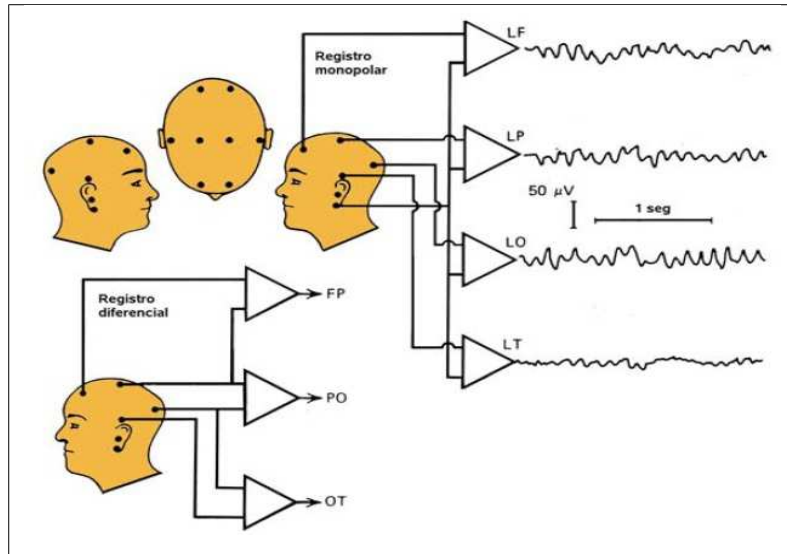


Figura III.17: Técnicas de registro EEG.

3.4. CLASIFICACIÓN DE LAS SEÑALES EEG

Como el análisis de las señales cerebrales es complejo, existe una terminología extensa para denotar los distintos fenómenos que se aprecian en ellas. Las distintas ondas pueden clasificarse según sus bandas de frecuencia. Si bien nunca se presentan en forma aislada, las distintas actividades cerebrales y estados mentales pueden pronunciar algunas de estas ondas. En particular, existen seis grupos de ondas importantes [19]:

3.4.1. Señales Beta

Las ondas Beta se encuentran en el rango de frecuencias entre 12 Hz y 30 Hz. Su voltaje es usualmente bajo, cercano a los 5-30 μV (Ver la Figura III.18). Beta generalmente se asocia a pensamiento activo, estado de alerta y resolución de problemas. Durante actividades mentales intensas puede alcanzar hasta los 50 Hz. Esta onda ocurre principalmente en el lóbulo frontal y parietal.

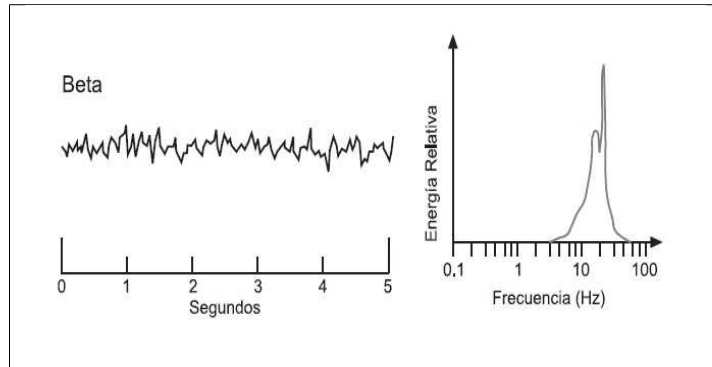


Figura III.18: La señal BETA en tiempo y frecuencia.

3.4.2. Señales Alfa

Las ondas Alfa se encuentran en el rango de frecuencias entre los 8 Hz y 12 Hz, con amplitudes generalmente superiores a los 20 μV . Las ondas Alfa se asocian a inactividad cerebral, desconcentración y relajación. En algunas oportunidades se han observado ondas Alfa que alcanzan los 20 Hz, pasando por el rango normalmente asociado a ondas Beta. Éstas han sido determinadas como tales debido a que han aparecido con características y en circunstancias que descartan la posibilidad de tratarse de actividad Beta (Ver la Figura III.19).

Las Ondas Alfa se manifiestan principalmente en el lóbulo occipital (posiciones O) y frontal (posiciones F), y pueden reducirse abriendo los ojos, presentando estímulos no familiares al sujeto, ansiedad, y por medio actividad mental intensa. La presencia exclusiva de ondas Alfa refleja ausencia de actividad mental más que pasividad. Estudios han mostrado que este ritmo se origina entre la zona cortical y algunos núcleos talámicos a partir de la descarga sincronizada de grandes bancos de neuronas.

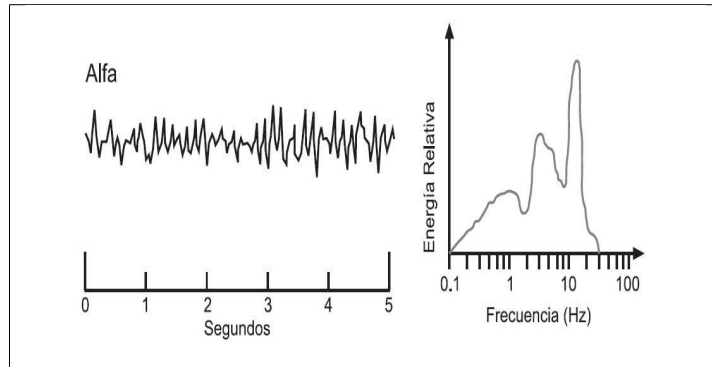


Figura III.19: La señal ALFA en tiempo y frecuencia.

3.4.3. Señales Mu

Las ondas Mu son ondas espontáneas que se encuentran en la banda de frecuencia entre 8 Hz y 13 Hz, igual que las ondas Alfa. Ellas se registran principalmente en la zona sensorimotora manifestando una atenuación durante movimiento o intento de movimiento de extremidades (Ver la Figura III.20).

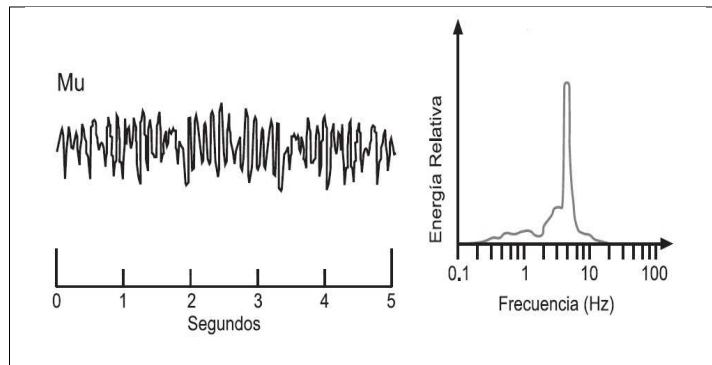


Figura III.20: La señal MU en tiempo y frecuencia.

3.4.4. Señales Teta

Las ondas Teta se encuentran en el rango de frecuencias entre 4 Hz y 8 Hz, y poseen amplitudes que generalmente superan los 20 μ V. Teta se asocia a estados emocionales de estrés, como decepción o frustración, y sueño REM³. También se ha mostrado que

³Estado de sueño que se caracteriza por movimientos oculares rápidos.

está relacionada a funciones mentales que involucran el acceso a material subconsciente, meditación profunda e inspiración creativa(Ver la Figura III.21).

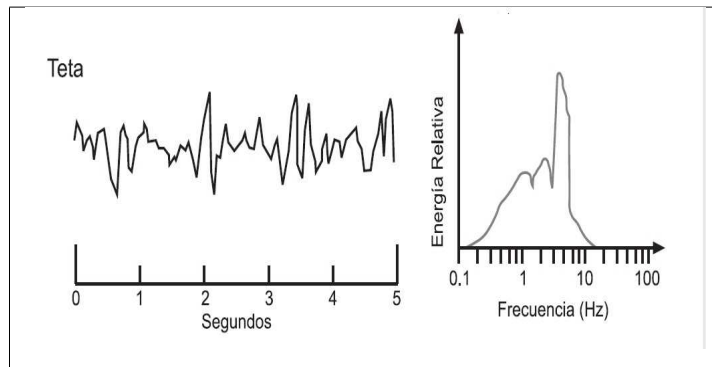


Figura III.21: La señal TETA en tiempo y frecuencia.

3.4.5. Señales Delta

Las ondas Delta se ubican en el rango de frecuencias entre 0.5 Hz y 4 Hz con amplitud variable. Éstas se manifiestan principalmente durante sueño profundo, o en ciertos estados de meditación. Los casos en que se presencia en estado de vigilia indican defectos o daños cerebrales (Ver la Figura III.22). Es fácil confundir actividad Delta con artefactos musculares, como por ejemplo aquellos producidos por los músculos de la nuca. Sin embargo, un sistema BCI en línea puede discriminar fácilmente entre una onda Delta y una respuesta muscular, ya que la primera se origina profundamente en el cerebro y es severamente atenuada, mientras que la segunda presenta amplitudes mucho mayores.

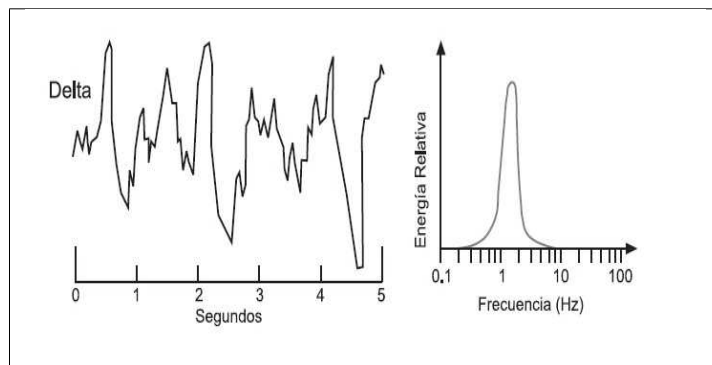


Figura III.22: La señal DELTA en tiempo y frecuencia.

3.4.6. Señales Gama

Las ondas Gama se encuentran desde los 30 Hz hacia arriba. Se piensa que éstas reflejan el mecanismo subyacente de la conciencia. Se ha observado que las ondas Gama están asociadas a procesos de comunicación, feedback y sincronización entre las distintas zonas neuronales durante la realización de actividades mentales complejas (Ver la Figura III.23).

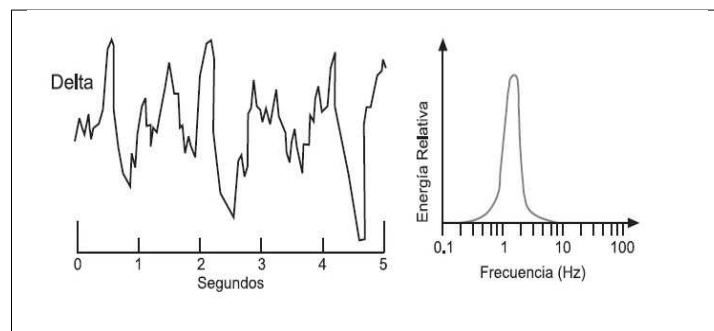


Figura III.23: La señal GAMA en tiempo y frecuencia.

La mayoría de los diseños de BCIs se basan en el monitoreo de las ondas Alfa y Mu, principalmente debido a que las personas pueden aprender a controlar su amplitud realizando tareas mentales apropiadas. Por ejemplo, la onda Alfa puede atenuarse evocando una imagen muy estimulante, y la onda Mu por medio de intento de movimiento de los dedos.

Dado que ondas más lentas como Delta y Teta están más bien asociadas a estados mentales emocionales y de sueño, son muy difíciles de controlar, e incluso, inapropiados. Por otro lado, las ondas Gama, debido a su rol coordinador entre regiones cerebrales, presentan una distribución espacial muy amplia, y exigen métodos de alta resolución y sincronización temporal para su medición.

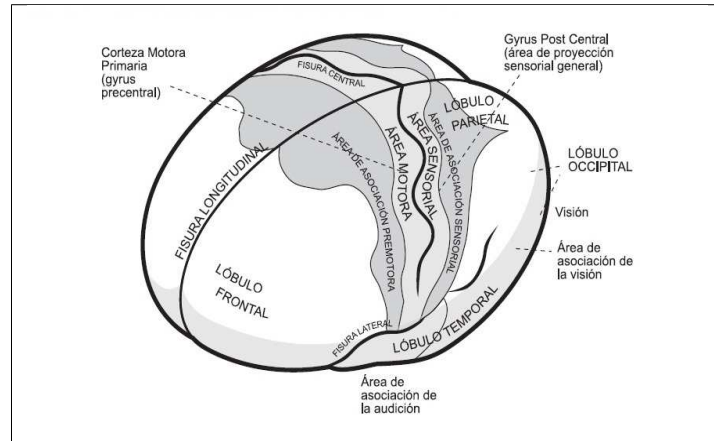


Figura III.24: Esquema de los hemisferios del cerebro.

Estas son exigencias muy difíciles de cumplir, considerando la naturaleza difusa de las señales EEG. En (la Figura III.24) se pueden apreciar las zonas motoras (más hacia el frente) y sensoriales (más hacia la parte posterior). El resumen de las señales cerebrales se muestra en (la Tabla III.II).

ONDAS	AMPLITUD	FRECUENCIA	ACTIVIDAD
BETA β	5-30 μ V	12 - 30 Hz	Despierto, actividad mental
ALFA α	mayor a 20 μ V	8-12Hz	Relajación
MU μ	mayor a 20 μ V	8-13Hz	Movimiento de extremidades
TETA θ	mayor a 20 μ V	4-8Hz	Antes del sueño
DELTA δ	amplitud variable	0.5 - 4 Hz	Sueño profundo
GAMA γ	amplitud variable	30 Hz o más	Estrés, ansiedad.

Tabla III.II: Resumen del Grupo de Señales EEG.

3.5. CONFIGURACIÓN DEL MONTAJE

Para la detección de un patrón EEG asociado a una TM específica, la ubicación de los electrodos es fundamental. Una configuración mal escogida puede no estar registrando

una actividad cerebral relacionada.

Estudios han mostrado que ciertas TM se pueden localizar, pero sugieren configuraciones de arreglos de electrodos adecuadas para su monitoreo. Por ejemplo, la ubicación de dos pares de electrodos en las posiciones próximas a C3 y C4 permiten registrar fenómenos de sincronización asociadas a la intención de movimiento de brazo izquierdo y derecho. Por otro lado, también se han detectado TMs que manifiestan actividad cerebral distinta entre las personas.

3.6. APLICACIONES AL CAMPO CIENTÍFICO

Actualmente, en el campo médico, el EEG está indicado fundamentalmente en cuadros neurológicos paroxísticos, alteraciones del nivel de conciencia, deterioro de funciones superiores y en la evaluación de la maduración cerebral en recién nacidos y prematuros. Hay que resaltar que esta información no está limitada a la epilepsia.

Es posible obtener una gran cantidad de información clínicamente relevante del EEG en el coma y en la muerte cerebral, las migrañas, los traumatismos craneoencefálicos, las infecciones del sistema nervioso central y los tumores intracraneales. [20]

De igual forma, son las aplicaciones dentro del campo científico de la neurociencia, ya que con el desarrollo de las matemáticas, la informática y la electrónica, ha sido posible realizar investigaciones y aplicaciones en sistemas para la ayuda de personas con desórdenes mentales, discapacidades motoras o parálisis cerebrales. Esta técnica por su versatilidad y su fácil montaje, ha sido el principal punto de apoyo para neurocientíficos en todo el mundo (Ver la Figura III.25).

Como por ejemplo, la técnica matemática empleada para separar e identificar los pensamientos llamada Independent Component Analysis (ICA), en español se denomina Análisis de Componentes Independientes desarrollada por científicos de la ciudad de San Diego,

California, tiene como objetivo la aplicación del electroencefalograma (EEG) junto con ICA para conseguir analizar el conjunto de señales que emite el cerebro y descubrir los orígenes de estos movimientos.

El resultado obtenido es como separar cada voz de un conjunto de personas que hablan, identificando a cada una de ellas y lo que dice en tiempo real. Este sistema será de gran ayuda para el tratamiento de la epilepsia y el autismo.



Figura III.25: El EEG en aplicaciones científicas.

Capítulo IV

Interfaz Cerebro-Computador

En el presente capítulo se estudiará la tecnología BCI, sus aplicaciones dependiendo el área donde se aplicará, las etapas que debe cumplir un sistema para poder ser considerado una interfaz cerebro-computador junto con su clasificación. Además se analizarán las señales EEG y los potenciales biológicos utilizados en la investigación y desarrollo de esta tecnología.

4.1. SÍNTESIS

Un BCI¹ es un sistema que registra y analiza señales neuronales con el objetivo de crear un canal de comunicación directo entre el cerebro y el computador. Este canal tiene múltiples posibles aplicaciones:

1. Bioingeniería: proveen un canal de comunicación para personas discapacitadas.
2. Monitoreo de actividad cerebral: anomalías en el sueño, enfermedades neurológicas, supervisión de estado de alerta y estado mental en general.
3. Neurociencia: métodos en tiempo real para la investigación de la dependencia entre

¹Brain-Computer Interface es su siglas en inglés.

señales cerebrales registradas y el comportamiento observable.

4. Interacción hombre-máquina: interfaces entre hombre y computador, herramienta o vehículo.

En general, un BCI basado en señales EEG es un canal de comunicación lento en comparación con acciones humanas normales, debido a la complejidad y el nivel de contaminación de las señales utilizadas, como también al tiempo requerido para completar el procesamiento y la clasificación.

4.2. LA TECNOLOGÍA BCI

Desde el momento en que un ser humano nace, la interacción con el entorno que le rodea se produce a través de dos vías, una sensorial destinada a la percepción de dicho entorno, y otra motora, con la que se modifica dicho entorno a través de movimientos. Mediante este proceso de aprendizaje, iniciado incluso antes de nacer, en el vientre materno se determinan canales y bucles de señales electroquímicas que permitirán tanto la adquisición de información del entorno exterior, como el control de los músculos con lo que modificar dicho entorno.

Esta necesidad de movimiento impide que personas que hayan sufrido algún tipo de accidente traumático, que afecte su capacidad de movimiento, o con trastorno neuromotores que se manifiesten en episodios de bloqueo o parálisis muscular, puedan hacer uso de dichos mecanismos de comunicación, sin embargo la mayoría de personas con este tipo de problema mantienen intactas su sensación corporal, vista y oído, así como sus capacidades cognitivas.

Por ello desde que en 1920, el Dr. Hans Berger demostrara la existencia de variaciones de potenciales eléctricos en el cerebro asociadas a diferentes estados, la comunidad

científica ha buscado el modo de aplicar dicho descubrimiento para obtener una vía de comunicación más directa entre el cerebro humano y dispositivos externos, dando lugar al surgimiento de una nueva tecnología de Interfaz Cerebro-Computador(ICC), definida como "una nueva vía de comunicación entre personas y computadores, radicalmente diferente a las empleadas en la actualidad, que utiliza canales de comunicación independientes de los canales de salida habituales del cerebro: sistema nervioso periférico y músculos". Lo cual la hace especialmente valiosa en áreas como rehabilitación, tratamiento de enfermedades nerviosas, realidad virtual y sector militar.

Esta tecnología involucra aspectos complejos, como el control voluntario de la señal EEG tanto de neuronas individuales como de centros neuronales en cualquiera de sus diferentes modalidades: potenciales evocados, actividad neuronal espontánea, desincronización y sincronización de ritmos cerebrales; así como la detección, medición, interpretación y clasificación de dicha actividad neuronal por medio de sistemas basados en microprocesadores, para así controlar diferentes tipos de dispositivos como por ejemplo: prótesis neuronales, robotizadas, sillas de ruedas eléctricas u ordenadores personales.

Desde este punto de vista de interacción entre el ser humano y el dispositivo mecánico externo, hay que considerar que en el bucle de control interactúa dos componentes adaptivos con capacidad de aprendizaje, por un lado la persona y por otro el propio dispositivo de interfaz. Por lo que es preciso analizar el efecto que sobre la capacidad de utilización del sistema tienen tanto el efecto de realimentación de información al usuario, como los cambios de estado de ánimo de este (Ver la Figura IV.26). [21]

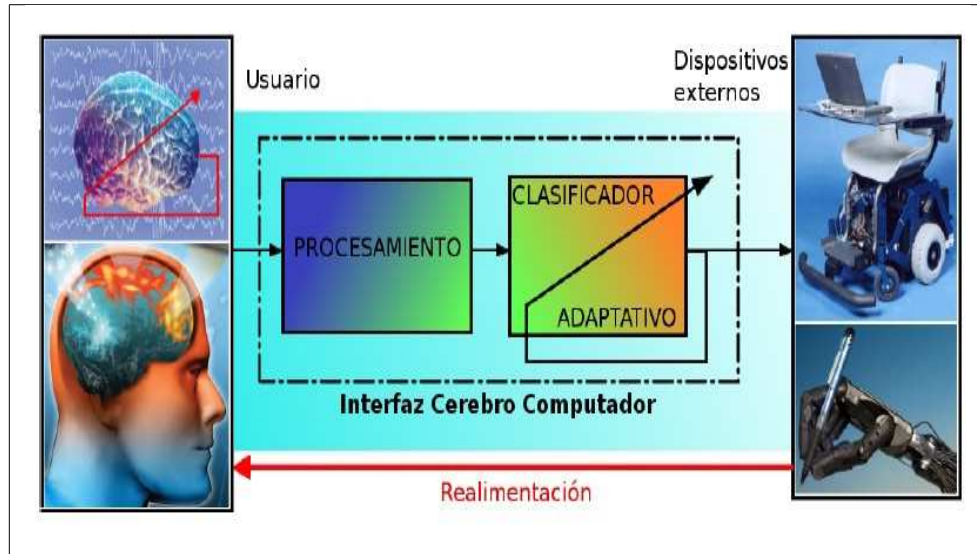


Figura IV.26: Representación de una Interfaz Cerebro-Computador.

4.3. ETAPAS PARA EL DESARROLLO DE UN BCI

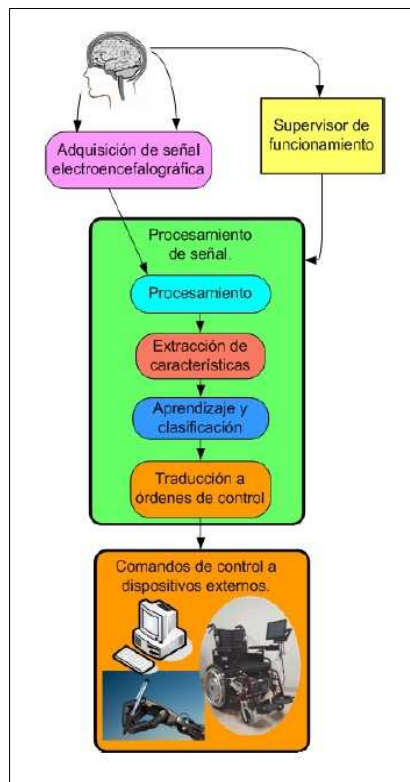


Figura IV.27: Etapas que conforman un BCI.

4.3.1. Adquisición de la señal

En esta etapa se contempla el proceso a través del cual se procede a realizar la adquisición de la señal cerebral. Comprende los procesos de amplificación de señal, filtrado analógico, muestreo y cuantificación (Ver la Figura IV.27).

La señal está en el orden de los microvoltios y debe ser filtrada de otras fuentes de perturbación como ruido ambiente, actividad muscular y perturbaciones por movimiento, por lo que requerirá de algoritmos de detección robustos, en donde por ejemplo el efecto de ventaneado sea considerado. Debido a que es la señal captada la que lleva los mensajes de una persona, el objetivo de su análisis es la maximización de la relación señal/ruido, por lo que es necesario considerar las fuentes de ruido, tanto extra neuronales: movimiento de los ojos, EMG, ruido eléctrico; como neuronales: cualquier otro tipo de señales diferentes a las utilizadas para la comunicación.

Es preciso por tanto tener suficiente información como para permitir discriminar entre señal y ruido. La actividad muscular puede enmascarar la característica de control EEG utilizada. El ritmo α visual es una fuente de ruido cuando se considera el ritmo μ como característica de control. Métodos de filtrado temporal y espacial pueden ayudar en la distinción de señales de diferentes fuentes podrían tener espectros frecuenciales y distribuciones espaciales parecidas.

4.3.2. Pre-Procesamiento

Esta etapa comprende las operaciones que se realizan sobre la señal digitalizada, previa la obtención de parámetros que definan el segmento temporal de señal analizado, por ejemplo: filtrado digital, conversión de dominio temporal a dominio frecuencial, análisis de fase, etc.

Los métodos de procesamiento de señal son importantes en el diseño de BCI, pero no resuelven todo. Pueden mejorar la relación señal/ruido, pero no pueden tratar directamente con los cambios de señal, por lo que el desarrollo de esta tecnología depende del manejo apropiado de la interacción adaptiva entre el usuario y el sistema.

4.3.3. Extracción de las características

Para cada segmento temporal de señal analizado se obtienen un conjunto de parámetros que reúnen la información más relevante del mismo y que permiten caracterizarle. La estimación de parámetros en modelos autorregresivos es un método útil para describir la actividad del EEG. Los modelos AR que asumen procesos gaussianos, La estimación de máxima probabilidad generalizada (GM) basada en el filtro de Kalman modificado. Ambos métodos producen resultados similares a la estimación AR típica. Algoritmos Bayesianos pueden analizar la certidumbre en la interpretación de la voluntad de la persona por parte del sistema, ya que es posible detener la comunicación cuando el valor de certidumbre es inferior a un valor crítico, reduciendo errores del sistema.

4.3.4. Aprendizaje y clasificación

Esta etapa considera los mecanismos a través de los cuales, durante la fase de entrenamiento, se aprenden determinados patrones cerebrales. En la fase de funcionamiento "ON-LINE", los segmentos de señal cerebral son catalogados como pertenecientes a determinados patrones cerebrales.

Es sin duda el componente crítico de todo el sistema BCI, pues convierte la entrada fisiológica del usuario en una señal de mando que permite controlar dispositivos externos. Sistemas BCI utilizan diferentes algoritmos de traducción basados en técnicas lineales, técnicas bayesianas, redes neuronales y Modelos ocultos de Markov. Estos algoritmos ad-

quieren la señal, extraen las características que refleja el estado actual de la persona, bien del EEG o actividad neuronal individual o colectiva y la transforman en comandos que dependen del dispositivo al que se aplican.

Cada algoritmo se puede clasificar en términos de tres características clave: función de transferencia, capacidad de adaptación y salida. La función de transferencia puede ser lineal, por ejemplo análisis de discriminantes lineales, ecuaciones lineales; o no lineal: redes neuronales. Puede ser adaptativo. Algoritmos adaptativos pueden utilizar sencillas reglas hechas a mano o utilizar algoritmos más sofisticados. La salida del algoritmo puede ser discreta: selección de letras o iconos, o continua: movimientos del cursor.

4.3.5. Asociación de dichas órdenes

Esta etapa es la encargada de realizar la traducción de patrones cerebrales ya definidos a comandos de control y enviar las órdenes necesarias para el correcto funcionamiento de los dispositivos externos asociados al sistema BCI.

4.4. CLASIFICACIÓN DE LOS BCI

Los sistemas BCI se pueden clasificar de acuerdo a su funcionamiento en: exógenos y endógenos.

- **Sistemas exógenos.** Al usuario de este sistema se le suministran estímulos externos y se analiza la respuesta cerebral de los mismos. Un ejemplo, son los potenciales visuales evocados, P300² y su empleo en sistemas para deletrear palabras. Personas que sufren bloqueos en su capacidad de respuesta o inicio de actividad, pueden utilizar potenciales evocados lentos.

²Se analiza en la siguiente sección.

- Sistemas endógenos. Basa su funcionamiento en detectar y reconocer determinados patrones de ondas cerebrales ligados a la voluntad del usuario, sin que sea necesario proporcionar estímulos externos. Esta técnica ha sido utilizada con éxito en la detección de la desincronización y posterior sincronización de ritmos β y μ que se produce cuando el usuario imagina o planifica un movimiento.

4.5. POTENCIALES EEG

De acuerdo a su origen los potenciales de EEG pueden clasificarse en Potenciales Evocados si se producen como consecuencia de un estímulo externo y Potenciales Espontáneos, podríamos decir que estos últimos nacen de la "voluntad" del sujeto. Dentro de los potenciales espontáneos podemos diferenciar los Ritmos Cerebrales que se registran en condiciones de reposo, cuando las neuronas no procesan información, y los Potenciales Relacionados RP (Related Potentials), que se producen como consecuencia de algún evento puntual. Generalmente los RP son de reducida amplitud comparados con la actividad de base ("background"). En la Figura IV.28 se muestra un pequeño esquema sobre la clasificación de los potenciales EEG.

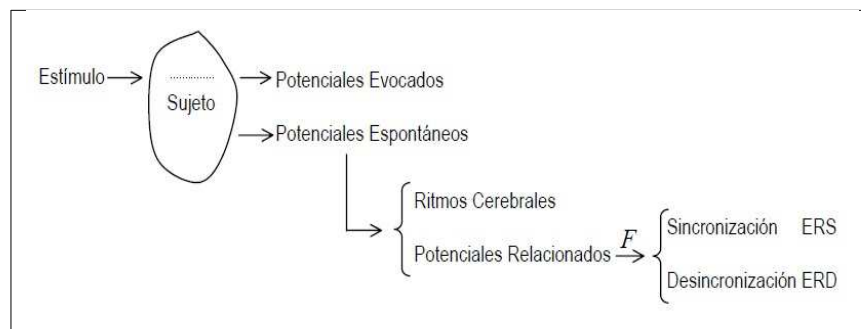


Figura IV.28: Los Potenciales EEG.

4.6. POTENCIALES EVOCADOS

Los potenciales evocados son señales bioeléctricas producto de la actividad que se presenta en las zonas neurales, periféricas y central como respuesta a estímulos externos. Los estímulos pueden ser de índole auditiva, somatosensorial o visual. Se presenta como oscilaciones enmascaradas por la señal de EEG y se describen, por lo general en términos de sus magnitudes máximas y mínimas (amplitudes pico) y su duración relativa respecto al estímulo (latencia). [i]

Eventos externos como un flash, sonidos o imágenes en un computador, inducen a desviaciones en el potencial de la señal EEG conocidas como potenciales evocados o potenciales relacionados a eventos (EPs o ERPs)³.

Cuando el sujeto pone atención a uno de estos estímulos se produce un ERP sincronizado que aparece en su EEG, ya que la mente como entidad de procesamiento recoge el estímulo y su respuesta depende de los procesos cognitivos gatillados durante su operación (Ver la Tabla IV.III). [23]

En realidad el potencial sensorial evocado informa acerca de la integridad del órgano sensorial y el camino neurológico al córtex cerebral. La detección óptima de las respuestas somatosensoriales evocadas precisa que los electrodos sean colocados en las áreas corticales adecuadas.

Por ejemplo, los potenciales evocados debidos a la estimulación de la pierna derecha son detectados con electrodos dispuestos sobre el lóbulo izquierdo, del mismo modo, los causados por estimulación facial del lado derecho se muestran en la superficie lateral izquierda del cerebro hacia el lóbulo temporal.

La respuesta a estímulos visuales aparecen en la parte posterior del córtex (polo occi-

³EP siglas en ingles Evoked Potencial. ERP de igual forma Evoked-Related Potencial.

pital). Potenciales evocados a estímulos auditivos se detectan sobre la parte superior del lóbulo temporal. [24]

4.6.1. Componente P3

Estímulos raros o particularmente significativos (auditivos, visuales o somatosensitivos) que se mezclan entre otros más frecuentes y rutinarios, típicamente evocan un peak en el EEG sobre la corteza parietal. Este peak se manifiesta aproximadamente 300 milisegundos tras la presentación del estímulo significativo (Ver la Figura IV.29).

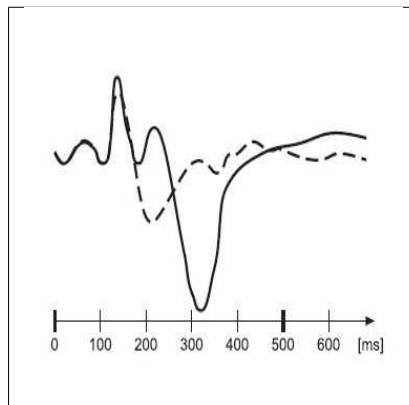


Figura IV.29: La componente P3.

En la figura la componente P3 se muestra en línea negra, mientras que una señal sin esta componente se muestra en la línea punteada. La componente P3 se pronuncia en los estímulos asociados a la decisión del sujeto, hecho del cual se sirve el BCI para dilucidar la intención del operador. Técnicas como promediación y análisis de componentes independientes (ICA)⁴ sirven para aislar la componente P3 en forma efectiva.

⁴Independent Component Analysis

4.6.2. Potenciales evocados visuales continuos

Estímulos intermitentes de frecuencia variable (entre 2 Hz y 15 Hz) dan origen a un potencial evocado visual continuo (SSVER)⁵ que se caracteriza por un ritmo EEG con la misma frecuencia del estímulo.

Esto permite detectar la presencia de un SSVER analizando las componentes de frecuencia del EEG registradas sobre la zona visual, sobre el lóbulo occipital. El BCI presenta distintos parpadeos (previamente asociados a acciones) simultáneamente. El sujeto puede ejecutar un comando deseado mirando el estímulo asociado (Ver la Figura IV.30).

La variabilidad de los tiempos de latencia depende en gran medida de la persona, siendo más acusada en las últimas componentes, rangos de latencia típicos que van de los 60 a los 200 milisegundos.

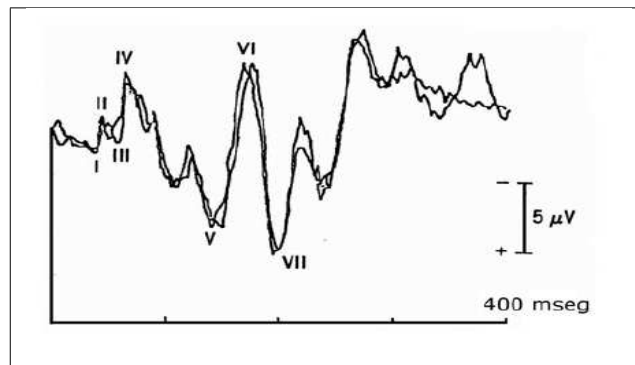


Figura IV.30: Componentes de los potenciales visuales evocados.

En la figura se puede notar el resultado de las investigaciones de Picton ⁶, los potenciales sensoriales evocados quedan compuestos por las componentes mostradas, donde las componentes I y III representa la actividad en el tracto geniluar, mientras que la componente II representa la activación de la corteza visual primaria.

⁵Siglas en inglés Steady State Visual Evoked Potential

⁶Ciudad de Nueva Zelanda donde se realizaron las conferencias de Neurociencia en septiembre del 2000.

4.6.3. Potenciales auditivos evocados

Los potenciales auditivos evocados son la respuesta polifásica a un estímulo auditivo, puede ser registrado en diferentes zonas del cráneo. En el intervalo entre 10 y 50 mseg. después del estímulo es posible registrar una serie de potenciales a lo largo de amplias zonas de la superficie del cráneo, aunque son difíciles de discriminar de los potenciales musculares reflejos, representan potenciales talámicos y cortiales tempranos.

Según las investigaciones de Picton, las ondas positivas I-VII se producen 10 mseg. después del estímulo. Las ondas primeras representan la activación del nervio coclear y el núcleo auditivo. Las ondas posteriores identifican la activación del núcleo auditivo del tallo cerebral (Ver la Figura IV.31). La onda V es la más sencilla de discriminar, las latencias de pico varían entre los 5.5 mseg. para estímulos de 70 dB, hasta aproximadamente 9mseg. para estímulos cercanos al umbral auditivo. Los potenciales de mayor duración son P1 (50 mseg.), N1 (100 mseg.), P2 (170 mseg.) y N2 (250 mseg.), componentes del potencial coronario, se encuentra ampliamente distribuido sobre la zona fronto-cerebral, registrándose con mayor amplitud en Cz y Fz.

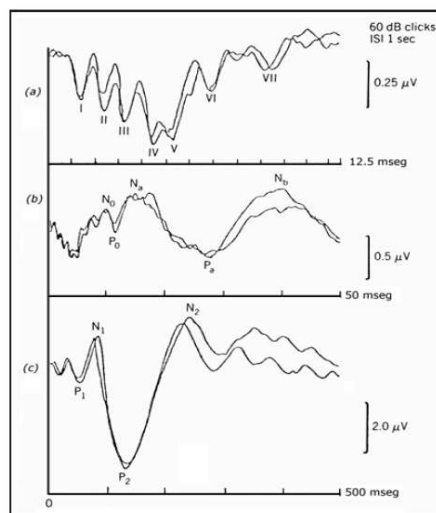


Figura IV.31: Potenciales sensoriales evocados.

Nombre de Señal	Descripción
Control de ritmos Alfa y Mu (Acond. del operador)	El ritmo Mu es un ritmo EEG espontáneo en la banda 8Hz-12Hz asociado a actividades motoras. Se presenta principalmente sobre la corteza sensorimotora. El ritmo Alfa se encuentra en la misma banda de frecuencias, pero se registra sobre el lóbulo frontal y occipital.
Sincronización/desincronización relacionada a eventos (ERS/ERD) (Acond. del operador)	Corresponde a un aumento o disminución de bandas de frecuencia específicas (generalmente Mu y Beta) sobre la zona sensorimotora, durante movimiento o incluso intento de movimiento de extremidades.
Cambios lentos del potencial cortical	Cambios notorios (positivos o negativos) en la señal EEG que duran desde 300 milisegundos hasta varios minutos.
Componente P3 de los potenciales evocados	Cambio positivo de señal, se produce entre 300 y 400 milisegundos tras presentar un estímulo adecuado. Se observa con mayor intensidad en la zona parietal central.
Potenciales evocados visuales de latencia breve	Para producir esta componente se necesita una respuesta tras presentar brevemente un estímulo visual. La señal se presenta con mayor intensidad sobre el área occipital.
Potenciales evocados visuales continuos (SSVER)	Corresponde a una respuesta que se produce al presentar un estímulo visual modulado a frecuencia constante. El SSVER se caracteriza por un incremento de ondas EEG a la misma frecuencia que el estímulo.

Tabla IV.III: Señales electrofisiológicas utilizadas en un BCI.

Capítulo V

Adquisición de las señales EEG

En el presente capítulo se detalla el proceso y las técnicas utilizadas en la adquisición y procesamiento de las señales electroencefalográficas. Además muestra los diseños electrónicos, prueba de circuitos y el ensamblaje final del prototipo junto con el software de análisis desarrollado en MATLAB.

5.1. SÍNTESIS

El proceso de adquisición de las señales EEG incluyen lo siguiente:

1. Determinar los puntos para el montaje de los electrodos.
2. Adquisición y acondicionamiento.
3. Procesamiento y clasificación.
4. Respuesta del sistema.

En la Figura V.32 se muestra el diagrama de bloques general del sistema, que al igual que todo sistema de control o de comunicaciones, posee entradas, salidas, elementos que realizan la transformación y un protocolo de operación.

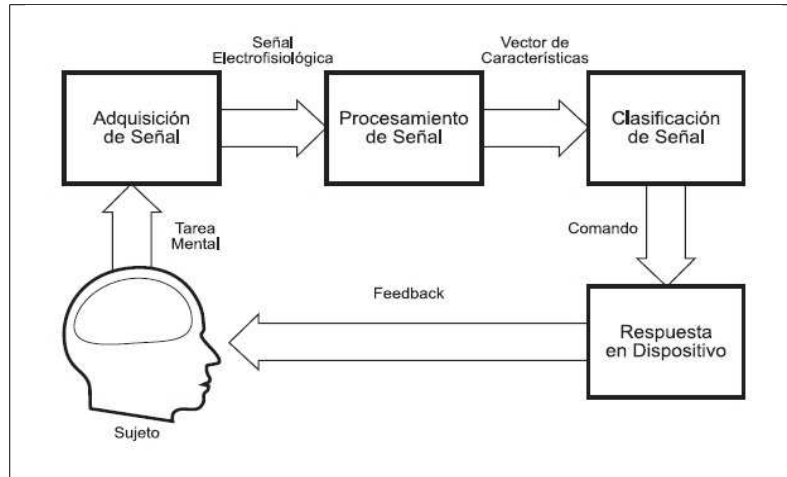


Figura V.32: Arquitectura básica del sistema.

5.2. DETERMINACIÓN DE LAS ZONAS CEREBRALES

Numerosas investigaciones se han llevado a cabo al respecto, por ejemplo, en 1992 en la Universidad de Austria se estudió los ritmos μ asociados con el movimiento de los dedos índice izquierdo y derecho. A los voluntarios se les instruyó para que presionaran un pulsador indicando un segundo antes que dedo debía utilizar. Alrededor de 30 electrodos dispuestos en el córtex cerebral registraban la actividad electroencefalografía (ERD¹) que precedía al movimiento. Pero posteriores análisis han demostrado que electrodos en la zona C3 y C4 son suficientes para obtener buenos resultados.[15]

Para este sistema, la señales EEG consideradas provienen de tres canales:

- Los canales 1 y 2 registran las señales en los puntos C3 y C4². Estos canales están en configuración bipolar o diferencial, por lo tanto emplean dos electrodos equidistantes a los puntos de referencia mencionados, separados una distancia aproximada de 3 cm. Este montaje permite captar de mejor forma las señales μ y β que están directamente relacionadas con los pensamientos y movimientos de partes del cuerpo.

¹ERD/ERS: Event Related Synchronizations or Desynchronizations

²Posiciones de acuerdo al Sistema 10/20.

- El canal 3 registra las señales en los puntos O1 y O2. Este canal es igual de tipo diferencial y registra la actividad ocular a través de las señales α . (Ver la Figura V.33)
- La forma de asegurar a la persona, que utilice el sistema con un voltaje reducido, aún con altas impedancias electrodo-piel, es por medio de una realimentación negativa de la tensión de modo común. Por lo que cada canal de adquisición cuenta con un tercer electrodo al que se lo denomina Electrodo de Masa.

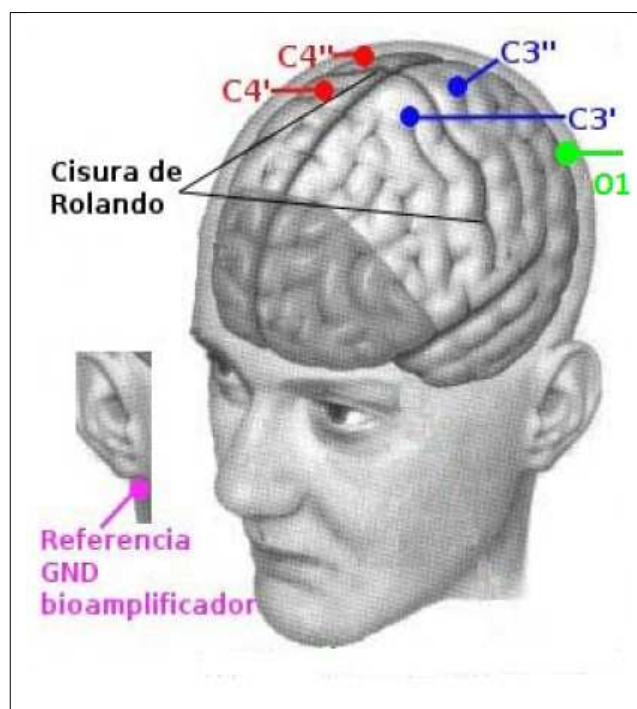


Figura V.33: Puntos de colocación de los electrodos.

5.2.1. Electrodo para EEG

Como ya se mencionó en el Capítulo IV, los electrodos son una parte muy importante dentro del sistema de adquisición, ya que estos son los sensores, capaces de captar esos pequeños impulsos eléctricos desde la corteza cerebral. Además estos electrodos llevan a cabo una función de transducción ya que la corriente en el cuerpo es transportada por iones y en un cable por electrones. Los electrodos para biopotenciales transforman la corriente

iónica en corriente eléctrica.

En la Figura V.34 se tiene a los electrodos de alta calidad de registro y de larga vida útil, cada electrodo está construido de plata pura junto con los mejores materiales en el proceso de fabricación manual, esto permite tener alta calidad en registros EEG. [16]



Figura V.34: Electrodos EEG Marca GRASS utilizados en el sistema.

5.2.2. Pasta EEG Ten 20

La pasta conductora permite realizar el acoplamiento de impedancia, entre la piel y el electrodo para tener una buena adquisición de las señales cerebrales, además permite adherir los electrodos a la corteza cerebral y ayuda a minimizar el ruido transitorio causado por las pérdidas de contacto entre el electrodo y la piel. En la Figura V.35 se tiene la presentación de la pasta Ten 20, la que contiene las características cohesivas y adhesivas exactas y necesarias para la obtención de un buen registro.



Figura V.35: Pasta conductiva para EEG TEN 20.

5.3. DISEÑO ELECTRÓNICO DEL PROTOTIPO

El diseño del sistema de adquisición consta de varias etapas, en la cuales se lleva a la práctica conceptos de diseño electrónico e informático, con la finalidad de obtener un equipo seguro para el uso de personas y confiable en el registro de datos EEG. En la Figura V.36 se detalla el diagrama de bloques con las etapas que se ejecutarán en el proceso de adquisición hasta el envío de datos a la PC.

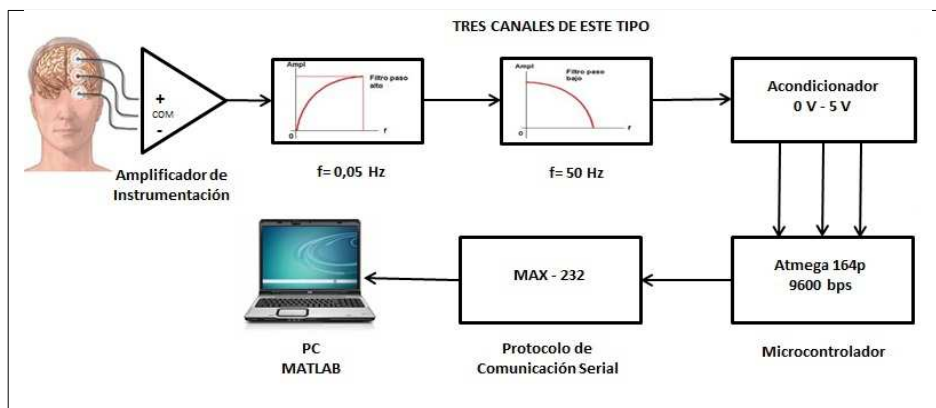


Figura V.36: Diagrama de Bloques del Sistema.

5.3.1. Etapa 1. Amplificación de las señales

Una vez establecido los parámetros iniciales como son: el número electrodos y canales de adquisición, pasta conductiva EEG y las ubicaciones a utilizar en el Sistema 10/20, procedemos al análisis de las señales eléctricas cerebrales. Normalmente estas señales se encuentran en el orden de 10uV a 100uV, es decir son de amplitud muy pequeña, por lo que se hace necesario que exista una etapa, dentro de la cual esta señal pueda alcanzar un rango de valores con los cuales sea mucho más factible su tratamiento y procesamiento.

Amplificador de Instrumentación

Los amplificadores de Instrumentación amplifican la diferencia entre dos señales. Esas señales diferenciales en la práctica provienen de sensores como ser termocuplas, fotosensores, puentes de medición resistivos. Existen equipos de la industria, equipos de electromedicina, y en muchas otras aplicaciones, con la necesidad de medir señales muy pequeñas del orden de micro voltios o pocos milivoltios en la presencia de comparativamente grandes señales de ruido provenientes de distintas fuentes, como pueden ser motores, tubos de iluminación de descarga gaseosa, etc. Para realizar las mencionadas mediciones estos deberán utilizar en su entrada Amplificadores de Instrumentación con un adecuada CMRR³. En la práctica, las señales de modo común nunca serán rechazadas completamente, de manera que alguna pequeña parte de la señal indeseada contribuirá a la salida. [j]

Generalmente el rechazo al modo común se evidencia claramente en equipos de instrumentación médica, la razón de la utilización del CMRR en los equipos médicos, es que estos trabajan con voltajes muy pequeños a sus entradas por el orden de los milivoltios donde pueden intervenir algunos ruidos provenientes de la red, lámparas y demás aparatos electrónicos que puedan inducir algún ruido que distorsión en las señales, es por esa razón que debe elegirse un amplificador con una relación de rechazo de modo común suficientemente alta. Al implementar un amplificador de instrumentación con componentes discretos, es muy difícil encontrar componentes que sean "del mismo valor" como es el caso de las resistencias, o bien que el voltaje de offset sea muy cercano a cero en el caso de los amplificadores operacionales.

Para este caso, es necesario tener una ganancia entre 100 y 1000 y el menor CMRR

³Relación Rechazo de Modo Común.- si una señal es común a ambas entradas del amplificador se le denomina Voltaje de Modo Común a la señal diferencial. El amplificador amplificará la diferencia de ambas, que al ser iguales, se restan y a la salida el resultado es cero idealmente.

posible, por lo que se ha decidido utilizar un amplificador de instrumentación de circuito integrado, siendo este el AD628A (Ver la Figura V.37), ya que en la fabricación de este circuito los componentes fueron diseñados para tener solo pequeñas variaciones, las cuales hacen que el circuito funcione de manera adecuada en amplios rangos de ganancia y voltajes de operación. Además es muy utilizado en una gran cantidad de aplicaciones, entre ellas están: instrumentación médica, básculas electrónicas y amplificadores de transductores.

Las características mas relevantes por las que se eligió este amplificador son [17]:

- La ganancia de voltaje es de 1 a 10,000
- Opera con voltajes BIPOLARES de +- 2.3 a +- 18 volts
- Disponible en empaquetado de 8 pines
- Consumo de 1.3 mA
- El desempeño en DC es excelente ya que solo tiene un máximo de 50 uV de offset
- Desvío máximo de 0.6 uV/° C
- Bajo costo y bajo consumo de potencia

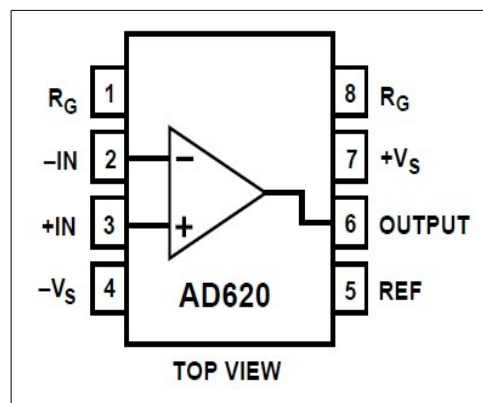


Figura V.37: Amplificador de Instrumentación AD620.

Polarización del AD620

El bajo nivel de ruido actual y el bajo consumo de energía del AD620 permite su uso en muchas aplicaciones biomédicas, en la Figura V.38 se muestra la polarización que debe tener un monitor de señales biomédicas de acuerdo a la ganancia necesaria, junto con la protección hacia el usuario (paciente) denominada RIGHT LEG DRIVE LOOP, para evitar posibles daños a causa de las corrientes o voltajes eléctricos.

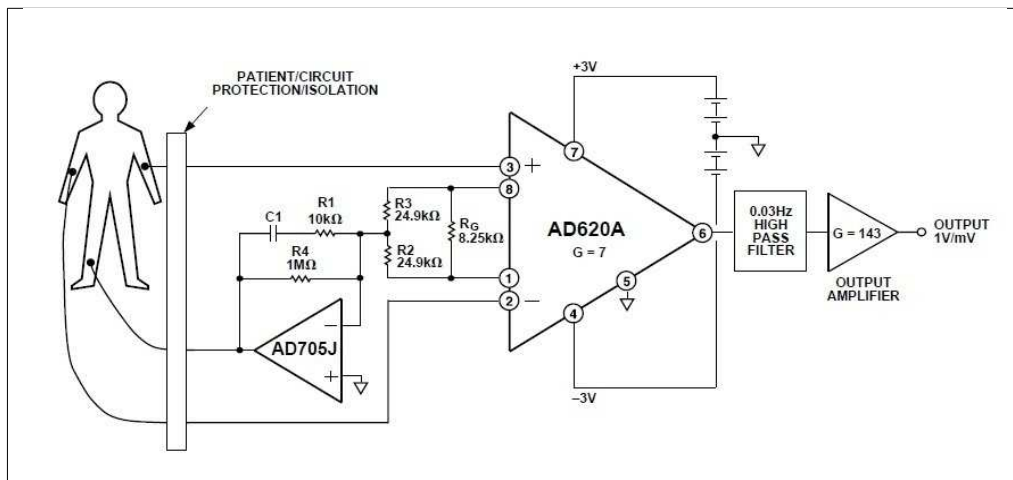


Figura V.38: Monitor para señales biomédicas con AD620.

El integrado se alimentará con los valores de $V_{cc}=5V$ en el pin 7, $-V_{cc}=-5V$ en el pin 4 y Gnd en el pin 5, recalando que este integrado necesita polarización positiva y negativa para su correcto funcionamiento. El valor de la resistencia R_G de los pines 1 y 8 se determina a partir de la siguiente ecuación:

$$G = \frac{49,4K\Omega}{R_G} + 1 \quad (V.1)$$

Para el caso de las señales EEG, se necesita tener la ganancia máxima, ya que estas señales son demasiado pequeñas. Como la ganancia de este amplificador fluctúa entre 100 y 1000, trabajaremos con una $G=1000$, que es el valor que ayuda en la estabilidad del circuito de adquisición y del sistema en general⁴, pero también es una ganancia necesaria para estas

⁴Mayor información se puede encontrar en la Hoja Técnica del integrado.

señales. Por lo tanto en la ecuación 5.1 procedemos a reemplazar el valor de G y a despejar R_G , teniendo de la siguiente manera:

$$R_G = \frac{49,4K\Omega}{G-1}$$
$$R_G = \frac{49,4K\Omega}{1000-1} \quad (V.2)$$
$$R_G = 49,45\Omega$$

Por lo tanto utilizaremos una resistencia de 50Ω ya que el resultado de la ecuación 5.2 no es exacto, y además no afecta considerablemente al valor inicial, entonces tenemos como ganancia aprox. $G = 989$. Para que exista una estabilidad antes de salir al circuito de protección al paciente las resistencias R_2 y R_3 tendrán el valor de $10K\Omega$, estas resistencias están en proporción directa con el valor de R_G .

Circuito DLR

Se denomina Driven-Right-Leg-Circuit o simplemente DRL por el hecho que, en electrocardiografía, el electrodo de masa se coloca en la pierna derecha (Ver Figura V.39), pero en los estudios que se refieren a Electromiografía (EMG) y Electroencefalografía (EEG) el electrodo de masa se coloca en una zona donde el potencial eléctrico tienda a disminuir o anularse, por ejemplo en EEG este electrodo se ubica en el mastoide.

El acople de aislamiento e impedancia del DLR tiene dos objetivos: el primero es colocar al electrodo de masa, en una tierra activa aislada de la tierra eléctrica del circuito, con el propósito de suministrar seguridad eléctrica al paciente; y el segundo es atenuar el voltaje de modo común (CMRR) que afecta los terminales de entrada del amplificador de instrumentación. [k]

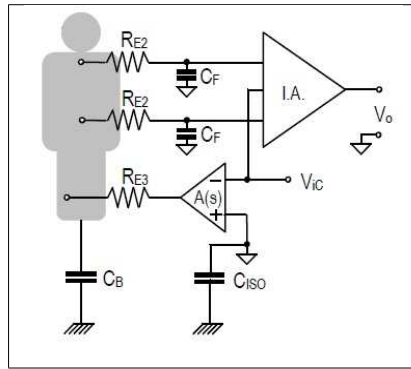


Figura V.39: Esquema general de un circuito DRL.

El diseño de nuestro circuito DRL se presenta en la Figura V.40, donde el amplificador operacional a utilizar es el TL082 y el valor del capacitor C1 tiene un valor de 30pF.

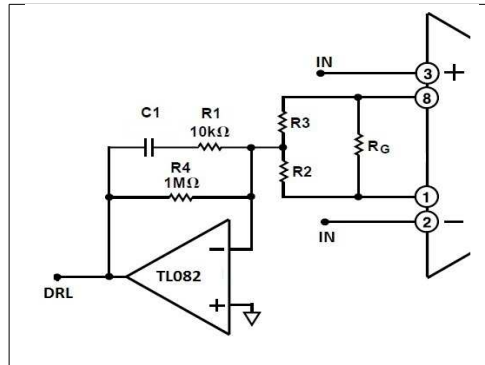


Figura V.40: Diseño del Circuito DRL.

Entonces toda la parte de amplificación de las señales EEG junto con el circuito de protección DLR, queda definida tal como lo muestra la Figura V.41 :

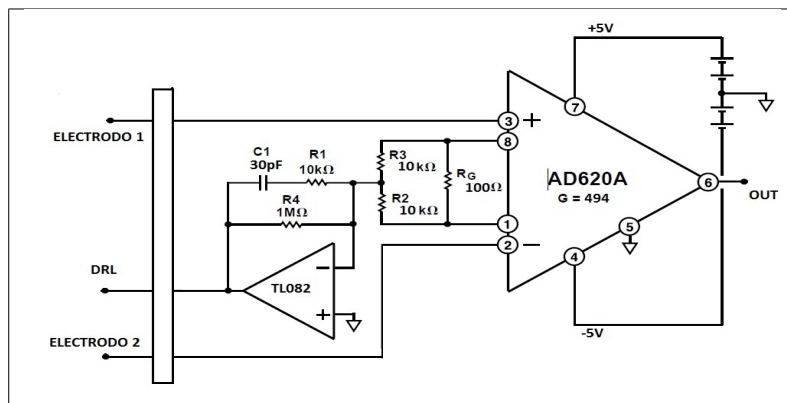


Figura V.41: Etapa de Amplificación de señales EEG.

5.3.2. Etapa 2. Filtrado de las señales

El filtrado de señales para nuestra aplicación debe operar dentro del rango de 0.05Hz a 50 Hz, que como hemos analizado anteriormente, en este rango de frecuencia se encuentran las señales cerebrales, tanto para el estado de vigilia como para la concentración frente a estímulos externos. Por lo que se ha procedido a diseñar un filtro analógico Pasa Banda⁵ de segundo orden tipo Butterworth.

Filtro Pasa Bajos

Este filtro deja pasar todas las frecuencias desde 0Hz hasta la frecuencia de corte (f_{c1}), para este caso $f_{c1}=50\text{Hz}$, es decir descarta todas las frecuencias por encima de esta. Este filtro elimina el ruido proveniente de la red eléctrica y de artefactos electrónicos (Ver Figura V.42). Además no produce desfase en todas las frecuencias de la banda pasante.[1]

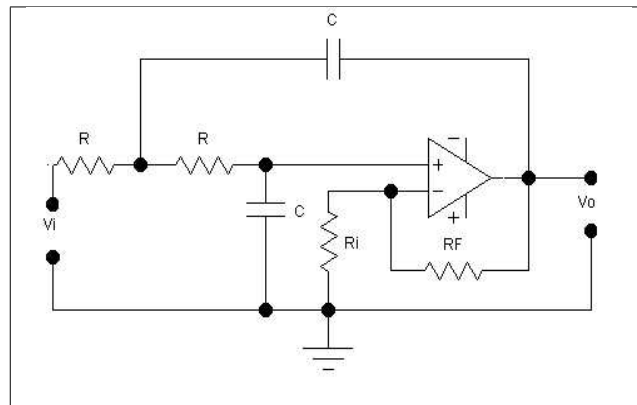


Figura V.42: Diseño del Filtro Pasa Bajos.

El amplificador operacional que se utiliza en el filtro es el TL082 y los cálculos mate-

⁵El filtro Pasa Banda es la unión de un Filtro Pasa Bajos con un Filtro Pasa Altos.

máticos, sabiendo el valor de la f_{c1} y del capacitor, son:

$$f_{c1} = 50\text{Hz y } C = 100\mu\text{V}$$

$$R = \frac{1}{2\pi * f_{c1} * C} \tag{V.3}$$

$$R = \frac{1}{6,2832 * 50 * 100 * 10^{-6}}$$

$$R = 33\Omega$$

Como el filtro es de segundo orden o de 12DB/oct, la ganancia del filtro no debe superar $A_v = 1.5$, esto garantiza la respuesta plana del filtro.

$$A_v = 1,5 \text{ y } R_i = 100\text{K}\Omega$$

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

$$1,5 = \frac{R_f}{100\text{K} + 1} \tag{V.4}$$

$$1,5 - 1 = \frac{R_f}{100\text{K}}$$

$$R_f = 0,5 * 100\text{K}$$

$$R_f = 50\text{K}\Omega$$

Filtro Pasa Altos

Este filtro elimina todas la frecuencias que van desde 0Hz hasta la frecuencia de corte (f_{c2}), y permite el paso de todas las frecuencias por encima de la $f_{c2}=0,05\text{Hz}$ (Ver Figura V.43). Un filtro ideal paso alto tiene una atenuación infinita en la banda eliminada.

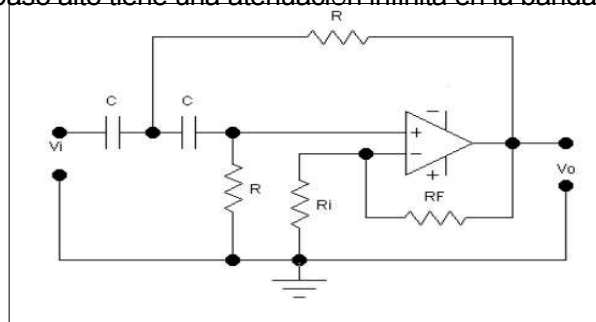


Figura V.43: Diseño del Filtro Pasa Altos.

De igual forma el amplificador operacional utilizado en el filtro es el TL082 y los cálculos matemáticos, sabiendo el valor de la f_{c2} y del capacitor, son:

$$f_{c2} = 0,05\text{Hz} \text{ y } C_1 = 100\mu\text{V}$$

$$R_1 = \frac{1}{2\pi * f_{c2} * C_1} \tag{V.5}$$

$$R_1 = \frac{C_1}{6,2832 * 0,05 * 100 * 10^{-6}}$$

$$R_1 = 33\text{K}\Omega$$

De igual forma la ganancia del filtro no debe superar $A_v = 1,5$, para garantizar la respuesta.

$$A_v = 1,5 \text{ y } R_i = 100\text{K}\Omega$$

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

$$1,5 = \frac{R_f}{100\text{K} + 1} \tag{V.6}$$

$$1,5 - 1 = \frac{R_f}{100\text{K}}$$

$$R_f = 0,5 * 100\text{K}$$

$$R_f = 50\text{K}\Omega$$

Por lo tanto el filtro final Pasa Banda queda diseñado como se muestra en la Figura V.44.

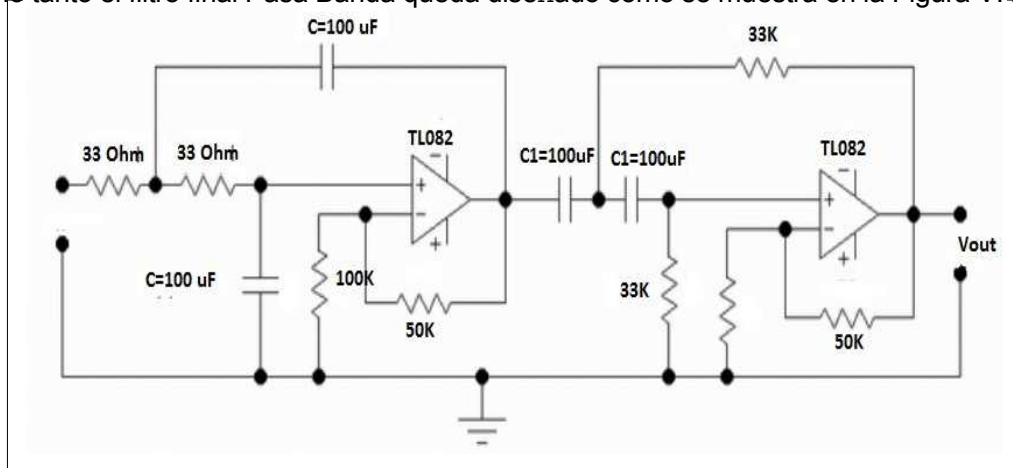


Figura V.44: Diseño del Filtro Pasa Banda final.

5.3.3. Etapa 3. Acondicionamiento de las señales

Una vez que las señales cerebrales ha sido amplificadas y filtradas, se procede con la etapa de acondicionamiento, que permite estabilizarlas y llevarlas a niveles TTL, condiciones necesarias para que las señales EEG ingresen a los tres canales analógicos del microcontrolador ATMEGA 164p, como se muestra en la Figura V.45.

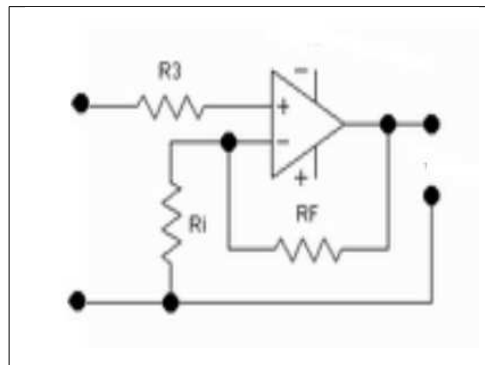


Figura V.45: Etapa de Acondicionamiento de las señales.

Para este caso el $A_v = 5$, ya que debe alcanzar valores TTL, por lo tanto los cálculos quedan así:

$$R_i = 5K\Omega$$

$$5 = \frac{R_f}{5K + 1}$$

$$5 - 1 = \frac{R_f}{5K}$$

$$R_f = 4 * 5K$$

(V.7)

$$R_f = 20K\Omega$$

$$R_3 = R_f || R_i$$

$$R_3 = 20K || 5K$$

$$R_3 = 4K\Omega$$

Al añadirle la etapa de acondicionamiento al diseño del Filtro Pasa Banda anterior, el circuito nos queda como se muestra en la Figura V.46.

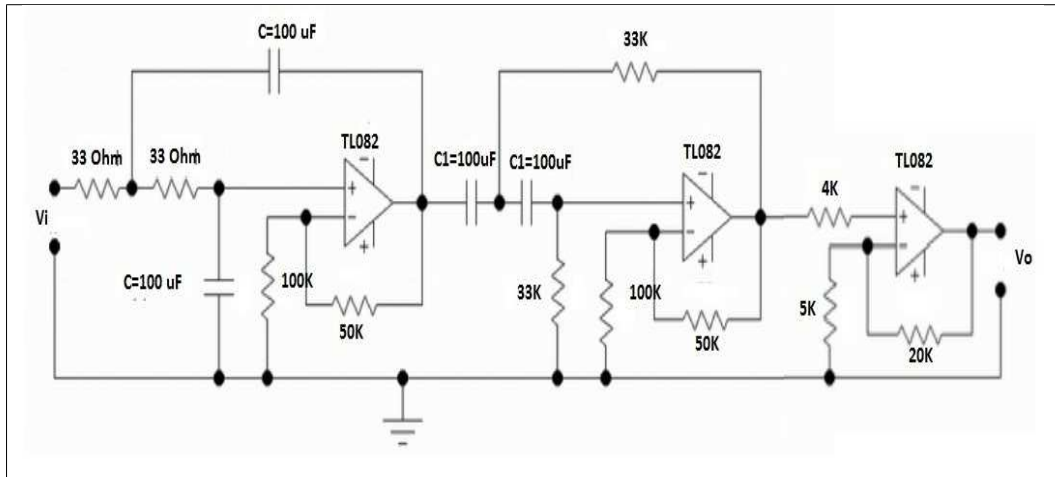


Figura V.46: Etapas de filtraje y acondicionamiento de señal.

5.3.4. Etapa 4. Procesamiento de las señales

Hasta este punto tenemos la señal EEG en un rango de valores apropiados para continuar el proceso de tratamiento. Para que estas señales puedan ser enviadas al computador, necesitan pasar la etapa de digitalización, esto se logra mediante el microcontrolador, quien se encarga de realizar la conversión analógica/digital (ADC), para luego mediante el protocolo serial RS-232, poder establecer la comunicación DISPOSITIVO-COMPUTADOR. Este proceso se realiza de forma alternada, es decir procesa la señal del CH1 (canal 1) y la transmite, luego hace lo mismo con la señal de los canales CH2 y CH3 en tiempo continuo.

Selección del microcontrolador

El microcontrolador fue elegido bajo ciertos parámetros necesarios para el sistema, ya que este requiere un dispositivo de alta calidad y fidelidad a la hora de ejecutar las rutinas dentro del procedimiento de digitalización de señales. Las necesidades del sistema enunciadas en forma general son:

- Convertidor Analógico-Digital.

- Menor ruido interno a la hora de ejecutar la conversión.
- Amplio rango de valores dentro de la conversión.
- Manejo de comunicación serial RS-232.
- Fidelidad para el envío de datos.
- Velocidad de procesamiento adecuada para esta aplicación.
- Disponibilidad de puertos para dispositivos externos.

El microcontrolador Atmega 164p

El Atmega 164p es un microcontrolador de ATMEL tipo CMOS de 8 bits, basado en arquitectura AVR RISC mejorada, que lo posibilita a optimizar el consumo de energía y aumentar la velocidad de procesamiento en comparación con otros microcontroladores, ya que cada instrucción se ejecuta en un ciclo de máquina. (Ver la Figura V.47)

La selección del Atmega 164p se debe fundamentalmente a que el proyecto requiere un microcontrolador de bajo consumo, ya que la alimentación del sistema proviene del puerto USB del computador, y una alta velocidad de ejecución para el muestreo de los valores con su posterior procesamiento. [18]

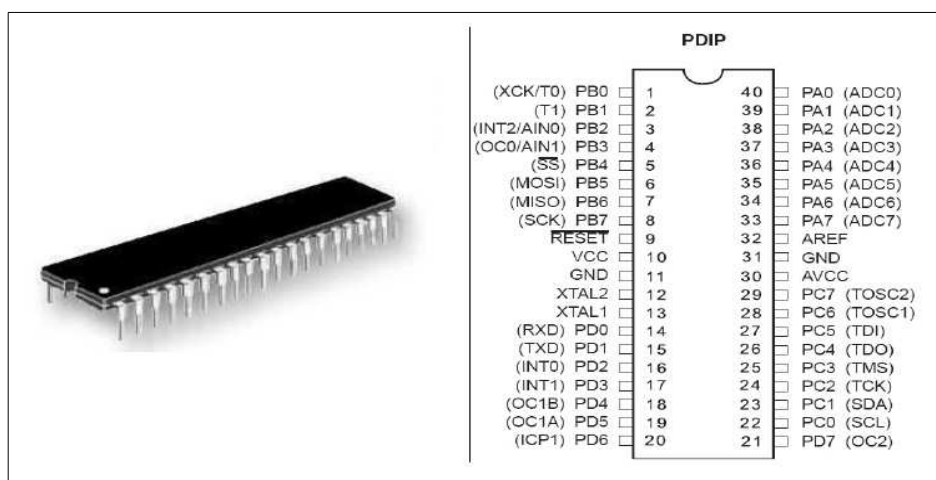


Figura V.47: El Atmega 164p y descripción de sus pines.

Características del microcontrolador

1. Arquitectura Avanzada RISC

- 131 instrucciones. La mayoría en un solo ciclo de reloj de ejecución.
- 32 registros de trabajo de 8 bits para propósito general.
- Funcionamiento estático total.

2. Memorias de programa y de datos no volátiles de alta duración

- 16 Kbytes de FLASH
- 512 Kbytes de EEPROM
- 1 Kbyte de SRAM Interna
- Ciclos de escritura/borrado: 10 000 en Flash y 100 000 en EEPROM
- Retención de datos: 20 años a 85° C / 100 años a 25° C
- Operación de lectura durante la escritura

3. Características de los periféricos

- Dos timer/contadores de 8 bits con modo comparación
- Contador en tiempo real con oscilador separado
- 6 canales para PWM
- 8 canales ADC de 10 bits
- Comparador analógico dentro del mismo chip
- 2 puertos seriales USART programables
- Interfaz serial SPI maestro-esclavo

4. Características especiales

- Oscilador RC interno calibrado
- Voltaje de operación entre 2.7 y 5.5 V
- Power/on Reset (en el encendido)
- Fuentes de interrupción internas y externas
- 6 modos de descanso: IDLE, Reducción Ruido ADC, Power-save, Power-down, Standby y Standby extendido⁶. [19]

Descripción y función de los pines

Puerto A (PA7:PA0)

El puerto A sirve como entradas analógicas para el convertor Análogo Digital, también sirve como un puerto bidireccional de 8 bits con resistencias internas de pull up (seleccionables para cada bit). Los buffers de salida del puerto A tienen características simétricas controladas con fuentes de alta calidad.

Los pines el puerto A están en tri-estado cuando las condiciones de reset están activadas o cuando el reloj no esté corriendo.

Puerto B (PB7:PB0)

El puerto B es un puerto bidireccional de 8 bits de E/S con resistencias internas de pull up. Los buffers de salida del puerto B tienen características simétricas controladas con fuentes de alta capacidad.

Los pines el puerto B están en tri-estado cuando las condiciones de reset están activadas o cuando el reloj no esté corriendo. Este puerto también sirve para varias funciones especiales del Atmega.

⁶Mayor información en la hoja técnica del dispositivo detallado en la Referencia 19.

Puerto C (PC7:PC0)

El puerto B es un puerto bidireccional de 8 bits de E/S con resistencias internas de pull up (seleccionadas para cada bit). Los buffers de salida del puerto C tienen características simétricas controladas con fuentes de alta capacidad.

Los pines el puerto C están en tri-estado cuando las condiciones de reset están activadas o cuando el reloj no esté corriendo. Este puerto también sirve para las funciones de Interfaz JTAG y otras funciones especiales del Atmega.

Puerto D (PD7:PD0)

El puerto D es un puerto bidireccional de 8 bits de E/S con resistencias internas de pull up (seleccionadas para cada bit). Los buffers de salida del puerto D tienen características simétricas controladas con fuentes de alta capacidad.

Los pines el puerto C están en tri-estado cuando las condiciones de reset están activadas o cuando el reloj no esté corriendo. Este puerto también sirve para funciones especiales del Atmega.

Reset

Un pulso de nivel bajo en este pin por períodos de pulso mínimo genera un reset. Pulsos cortos no son garantizados para generar un reset.

XTAL 1 y XTAL 2

XTAL1 es la entrada para el amplificador de oscilador invertido y además la entrada para el circuito de operación de reloj interno. XTAL2 es la salida del oscilador amplificador de salida.

AVCC y AREF

AVCC es la alimentación de voltaje para el pin del puerto F y el Conversor análogo digital. Este pin se lo debe conectar a VCC. Mientras que AREF es la referencia para el pin de la conversión análogo-digital.

VCC y GND

Es la alimentación de voltaje digital y la tierra respectivamente.

Diseño del circuito microcontrolado

Una vez conocido el microcontrolador, se procede al diseño del circuito que permita polarizar y utilizar los puertos de E/S de acuerdo a nuestra necesidad.

Debemos tomar muy en cuenta que esta parte es fundamental, ya que es el cerebro de nuestro sistema de adquisición y será el encargado de ordenar y gestionar la información que reciba tanto de la parte analógica como de la parte computacional. Esto se lo puede ver en la Figura V.48.

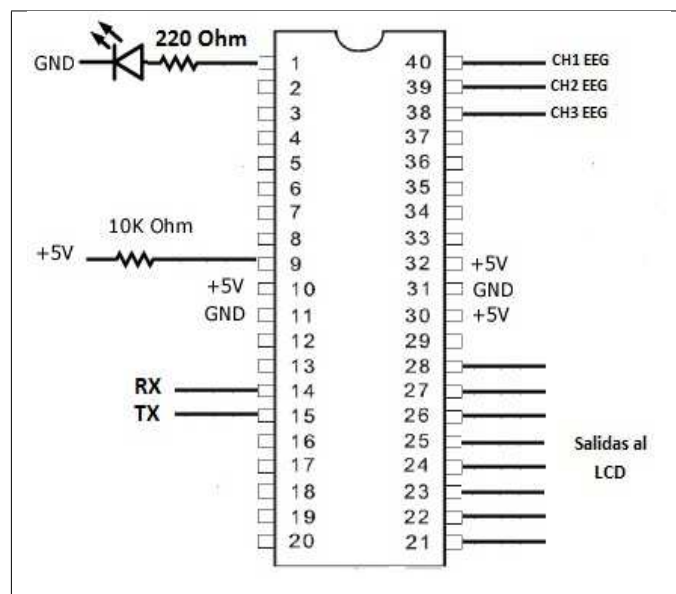


Figura V.48: Diseño del circuito microcontrolado.

5.3.5. Etapa 5. Comunicación serial Dispositivo-PC

Las señales EEG ingresan al convertidor analógico-digital del Atmega 164p por los pines 40(ADC0), 39(ADC1) y 38(ADC2). Este tiene 10 bits de resolución, pero no es necesaria una tan alta ($5/1024=4'8\text{mV}$) porque la máxima excursión de señal es 5V. La mínima señal que el convertidor es capaz de detectar es de una resolución de 8 bits ($5/256=19'5\text{mV}$), la cual será utilizada para nuestro sistema, porque: mejora la respuesta ante el ruido y además un dato de 8 bits es enviado directamente mediante la trama de datos serie. Se utiliza el oscilador interno del Atmega, pues trabaja a una frecuencia de 8 Mhz, que es apta para el procesamiento.

USART. Transmisor y Receptor asincrónico universal

El microcontrolador Atmega 164p cuenta con este periférico para el envío de datos en formato serial (Ver la Figura V.49), sus salidas son de tipo TTL y están definidos en los pines 13(RX0) y 14(TX0). La velocidad es de 9600 bps. [19]

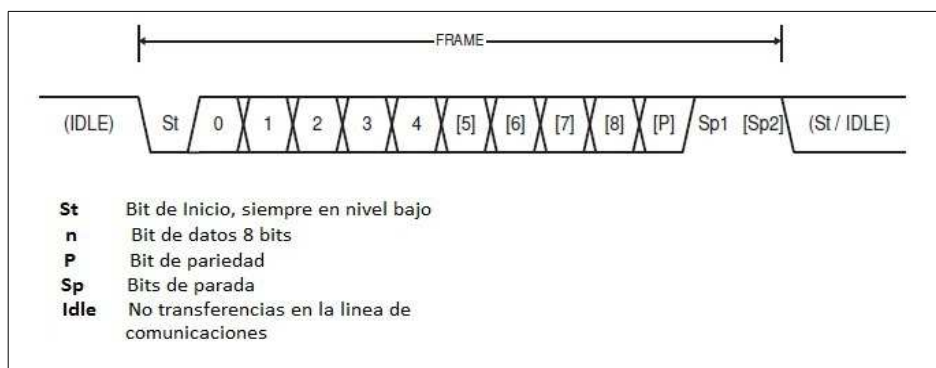


Figura V.49: La trama de datos serial.

Transmisión de datos a la PC

Los datos transmitidos deben estar configurados a la misma velocidad, tanto en el microcontrolador como en la PC, para este caso tenemos 9600 bits por segundo (bps).

Es necesario acoplar a la comunicación con un MAX-232 para que los valores TTL de las salidas del microcontrolador sean convertidos a los valores RS-232 manejados por el puerto serial.

Circuito con el MAX-232

La comunicación se realizará mediante el Puerto Serial, para lo se utilizará el integrado MAX-232. El MAX232 necesita para funcionar cuatro capacitores electrolíticos de 1uF y de una fuente de alimentación de 5V. De este modo la señal enviada por el microcontrolador, RX0 y TX0 ingresa en los pines 11(T1 In) y 12(R1 Out), para su envío hacia la interfaz. Los voltajes que el puerto serial maneja con +12V y -12V, y el MAX-232 cambia un valor TTL de +5V "1 lógico" por -12V y 0V "0 lógico" por +12V y los envía por los pines 13(R1 In) y 14(T1 Out), como se ilustra en la Figura V.50.

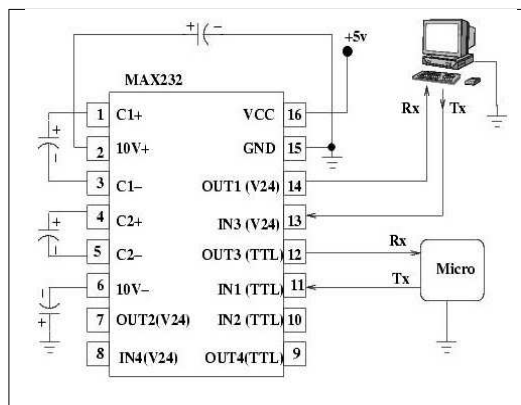


Figura V.50: Configuración del MAX-232.

El conector serial Db9

El conector DB9 (originalmente DE-9) es un conector analógico de 9 clavijas de la familia de conectores D-Subminiature (D-Sub). El conector DB9 se utiliza principalmente para conexiones en serie, ya que permite una transmisión asíncrona de datos según lo establecido en la norma RS-232. El detalle de los pines se muestra en la Tabla V.IV. [m]

Pines	Nombre
1	CD: Detector de transmisión
2	RXD: Recibir datos
3	TXD: Transmitir datos
4	DTR: Terminal de datos lista
5	GND: Señal de tierra
6	DSR: Ajuste de datos listo
7	RTS: Permiso para transmitir
8	CTS: Listo para enviar
9	RI: Indicador de llamada

Tabla V.IV: Descripción de los pines del conector DB-9.

Por tanto el circuito final con el MAX-232 queda definido como se muestra en la Figura V.51.

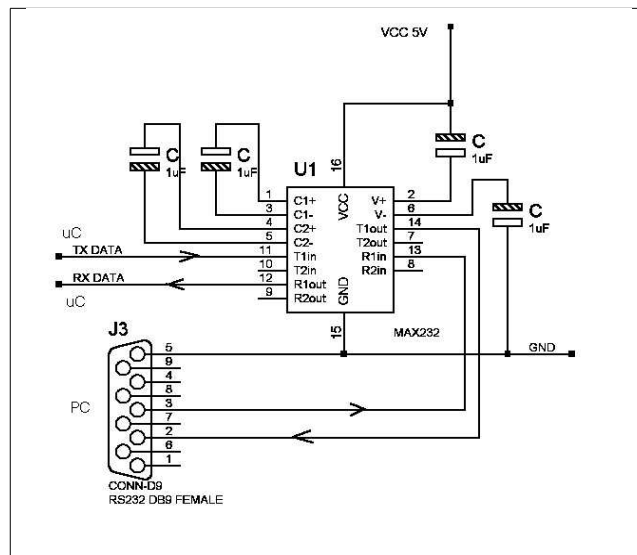


Figura V.51: Circuito de transmisión de datos serial.

5.4. DESARROLLO DEL PROTOTIPO

El desarrollo del sistema de adquisición y procesamiento de las señales está basado en el uso de simuladores y software adecuados para el diseño y programación de elementos electrónicos, entre ellos: Isis Proteus, Terminal virtual TERMV19B, Bascom AVR.

5.4.1. Etapa de amplificación y filtrado

Las figuras V.52 y V.53, muestran la simulación y diseño realizados en Isis Proteus 7.6 del circuito de amplificación y filtrado.

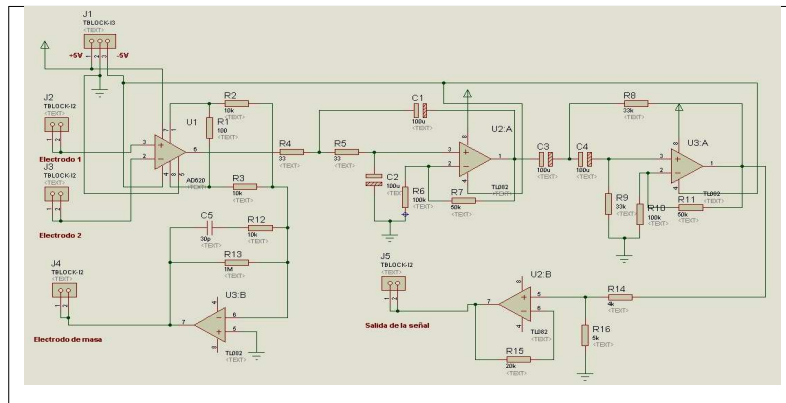


Figura V.52: Simulación del circuito de amplificación.

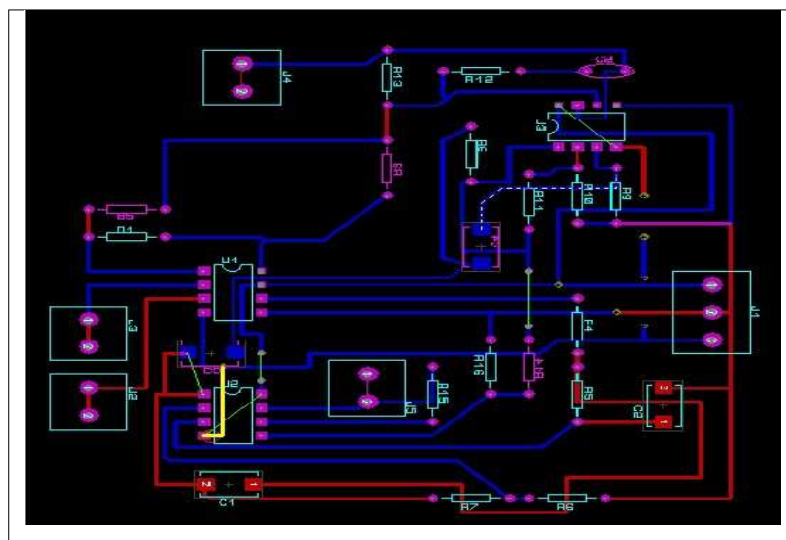


Figura V.53: Diseño del circuito impreso.

Implementación y pruebas en protoboard

Una vez que el circuito ha cumplido con los parámetros necesarios en el simulador, se procede a la implementación del mismo en protoboard para la evaluación y comprobación de resultados como se muestra en la Figura V.54.

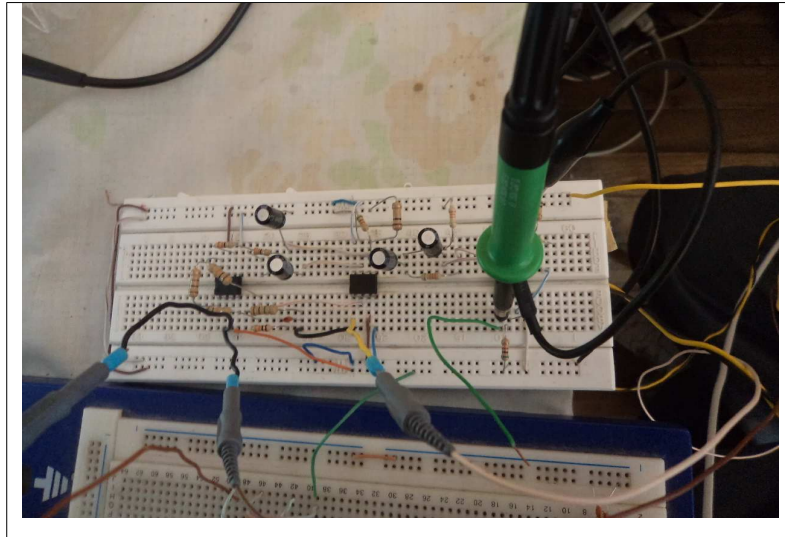


Figura V.54: Implementación de un canal de adquisición.

Con la ayuda de un osciloscopio digital (Ver Figura V.24), podemos visualizar las primeras señales EEG tomadas de la zona C3 y C4, las mismas que tienen una amplitud pico-pico de 2.4mV y frecuencias entre 1Hz y 50Hz.

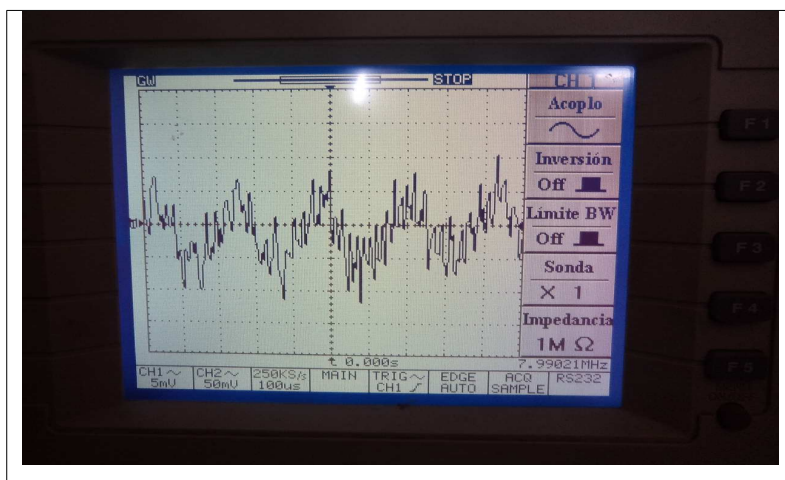


Figura V.55: Señal EEG obtenida a partir del circuito de amplificación.

5.4.2. Etapa de procesamiento de señales.

Una vez que se ha podido captar las señales desde el cerebro humano, durante el tiempo adecuado que nos permite considerar que el circuito presenta la seguridad necesaria para el uso prolongado en una persona, estas deben ingresar al microcontrolador ATmega164p para su digitalización y posterior envío al computador mediante el protocolo RS-232. La simulación de la etapa y el diseño se muestra en las Figuras V.56 y V.57.

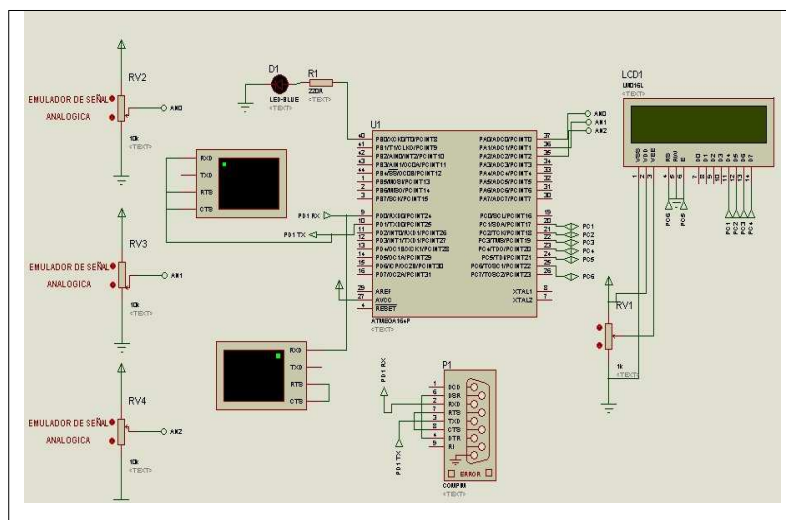


Figura V.56: Simulación de la etapa microcontrolada.

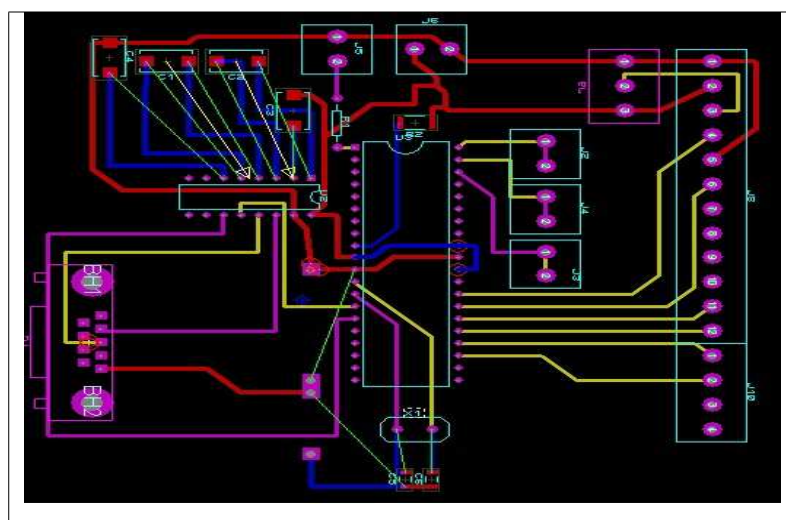


Figura V.57: Diseño del circuito impreso.

Implementación y pruebas en protoboard

De igual forma que en la etapa anterior, se ha procedido a realizar las pruebas del diseño para analizar los resultados que se va obteniendo. En esta parte se ha procedido a unir las dos etapas con el objeto de probar un canal de adquisición con su respectivo procesamiento, esto se muestra en la figura V.58.

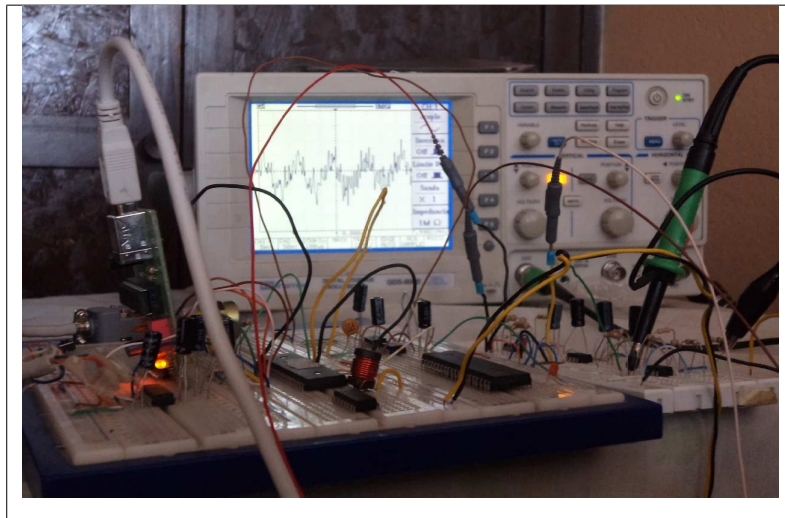


Figura V.58: Pruebas con las etapas implementadas.

5.4.3. Programación del ATmega164p

La programación del microcontrolador se la ha realizado en el programa BASCOM AVR (Ver figura V.59), que es un lenguaje de programación basado en Basic para dispositivos AVR de Atmel. Es un lenguaje de alto nivel que permite programar de manera eficaz pero a la vez con comandos sencillos, lo que hace que las rutinas se ejecuten de manera óptima. Las sentencias de mayor relevancia utilizados en este programa son: la interrupción para el puerto serial, el modo IDLE del ADC, el PRINT para envío de datos serie, la librería para el LCD, entre otras.

Una parte muy importante dentro de esta parte es la quemada del programa en el microcontrolador, para lo cual se utilizó el software PROGISP 1.72 que es la versión avanzada,

tomando en cuenta los fusibles adecuados para la configuración del microcontrolador.

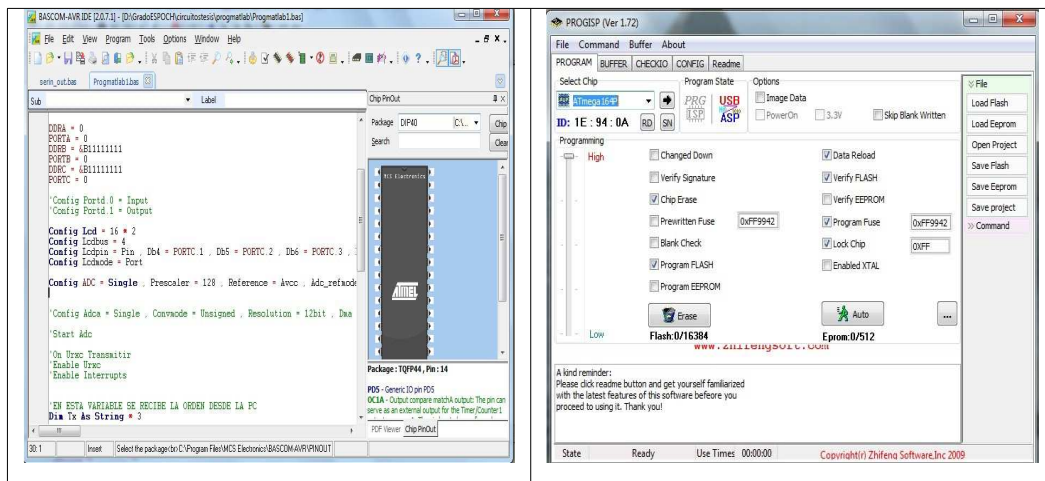


Figura V.59: Interface de BASCOM AVR y PROGISP 1.72

Comunicación Dispositivo-Computador

Las señales eléctricas son las variables más importantes dentro del procesamiento de datos EEG, de tal forma que se debe evitar la pérdida de esta información, para ello es necesario considerar ciertos parámetros de funcionamiento, configuraciones para la comunicación y procesamiento digital de estas señales tanto en el hardware como en el software.

- El ATmega 164p trabaja con su oscilador interno, a una frecuencia de reloj de 8MHz, siendo la mínima para este microprocesador.
- El algoritmo desarrollado para el ATmega y posteriormente para Matlab, establecen una comunicación serial asincrónica⁷ a una velocidad de 9600 bps (bits/seg).
- La frecuencia de transmisión se determina a partir de 9600bits en 1seg y 10bits en 1muestra, por lo tanto:

$$\begin{aligned} &= \frac{9600\text{bits} * 1\text{muestra}}{1\text{seg} * 10\text{bits}} \\ &= 960 \frac{\text{muestras}}{\text{seg}} \end{aligned} \tag{V.8}$$

⁷Un bit de inicio, un bit de parada y 8 bits de datos, dando un total de 10 bits por cada muestra.

La Figura IV.60 muestra el diagrama de flujo del programa que ejecuta el microcontrolador ATmega164p: convierte las señales analógicas de los tres canales en digital y las transmite al computador en forma alternada.

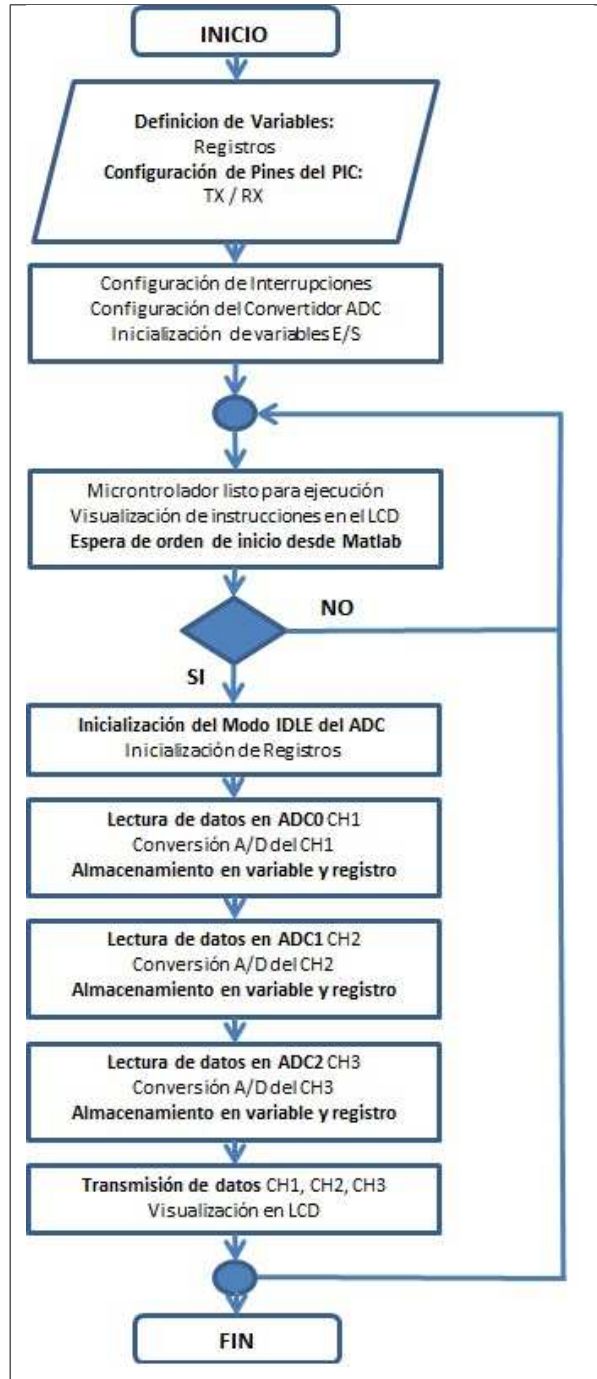


Figura V.60: Diagrama de Flujo del programa del microcontrolador.

5.4.4. Construcción del Prototipo

En las figuras V.61 y V.62 se muestra el proceso de construcción del prototipo, realizado en condiciones apropiadas y con las seguridades pertinentes.



Figura V.61: Construcción de las Tarjetas de Adquisición

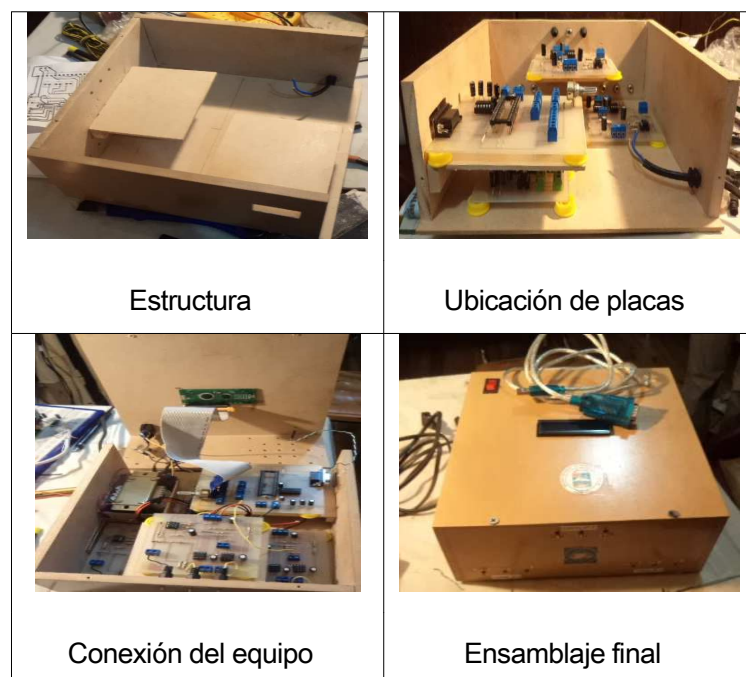


Figura V.62: Ensamblaje del equipo de adquisición

5.5. INTERFAZ GRÁFICA EN MATLAB

MATLAB es un lenguaje de alto desempeño diseñado para realizar cálculos técnicos. Integra el cálculo, la visualización y la programación en un ambiente fácil de utilizar donde los problemas y las soluciones se expresan en una notación matemática.

MATLAB es un sistema interactivo cuyo elemento básico de datos es el arreglo que no requiere de dimensionamiento previo. Esto permite resolver muchos problemas computacionales, específicamente aquellos que involucren vectores y matrices, en un tiempo mucho menor al requerido para escribir un programa en un lenguaje escalar no interactivo tal como C.

MATLAB se utiliza ampliamente en:

- Cálculos numéricos
- Desarrollo de algoritmos
- Modelado y simulación de prototipos
- Análisis de datos, exploración y visualización
- Graficación de datos con fines científicos o de ingeniería
- Desarrollo de aplicaciones que requieran una Interfaz Gráfica para el usuario (GUI, Graphical User Interface)

5.5.1. La Interfaz gráfica GUI

La interfaz gráfica de usuario GUI, es la forma en que el usuario interactúa con el programa o el sistema operativo de una computadora. Una GUI contiene diferentes elementos gráficos tales como botones, campos de texto, menús, gráficos, etc.

Creando una GUI en Matlab

Una de las tantas herramientas con las que cuenta Matlab, es la creación de GUI's. La forma de implementar las GUI con Matlab es crear los objetos y definir las acciones que cada uno va a realizar. Al usar GUIDE obtendremos dos archivos:

- Un archivo *.FIG: Contiene la descripción de los componentes de la interfaz.
- Un archivo *.M: Contiene las funciones y los controles del GUI así como el callback.

Un callback se define como la acción que llevará a cabo un objeto de la GUI cuando el usuario lo active [20]. La Figura V.63 muestra el entorno de GUIDE con sus respectivos elementos utilizados en la creación de una interfaz gráfica.

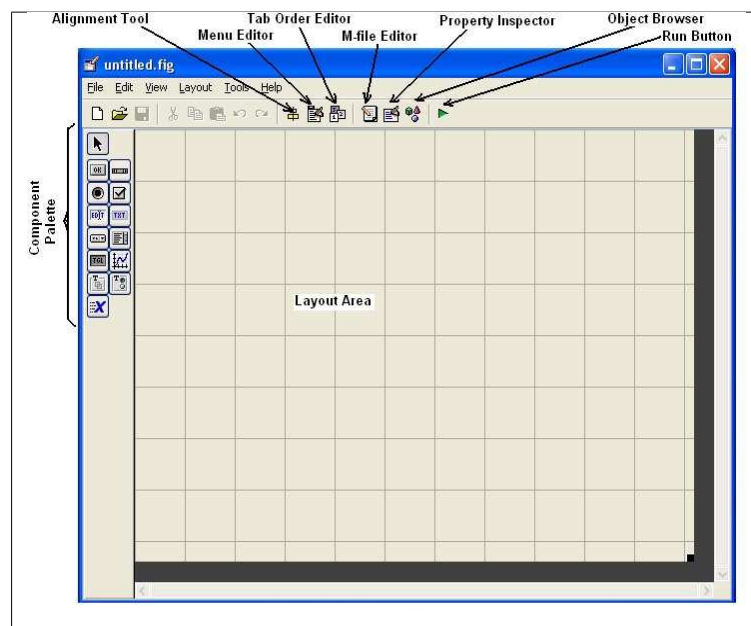


Figura V.63: El entorno GUIDE de MATLAB.

5.5.2. Descripción de la Interfaz del prototipo

Las interfaces que se desarrollan deben cumplir con algunos parámetros, que en cierta forma se puede decir que son primordiales a la hora de ejecutar las rutinas, entre ellas están:

- Interfaz amigable al usuario.
- Facilidad para configurar y manipular los objetos de la interfaz.
- Menor cantidad de valores que ingrese el usuario, para reducir el riesgo de error.

El software de análisis consta de 2 partes:

1.- La pantalla principal del programa de análisis de señales cerebrales se muestra en la Figura V.64, donde se puede observar, el control principal del sistema, el buffer de datos serial, las frecuencias que se analizan, y los monitores de la señales los que se grafican casi en tiempo real, también se encuentran los visualizadores de las señales EEG: Alfa, Beta y Mu. A esta primera parte la denominamos MONITOR DE SEÑALES EEG.

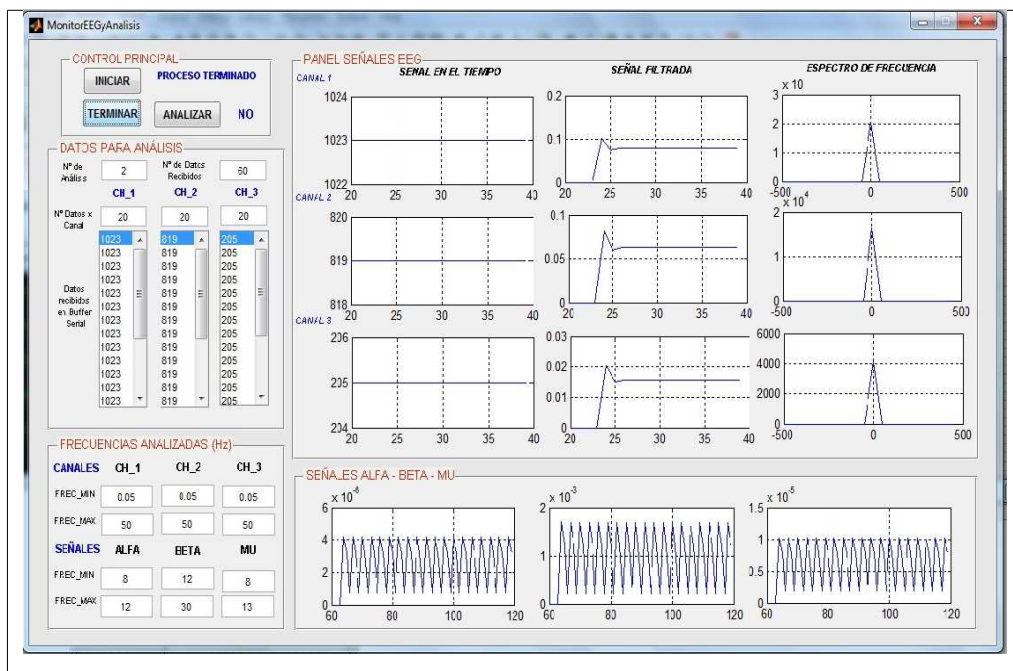


Figura V.64: Pantalla principal del software.

2.-La pantalla alterna del programa muestra, además de los controles principales, el panel de interpretación las señales recibidas. Consta el control de análisis, almacenamiento de información, grabación y reproducción de respuestas, esto se muestra en la Figura V.65, a esta parte la denominamos INTERFAZ DE INTERPRETACIÓN DE SEÑALES.

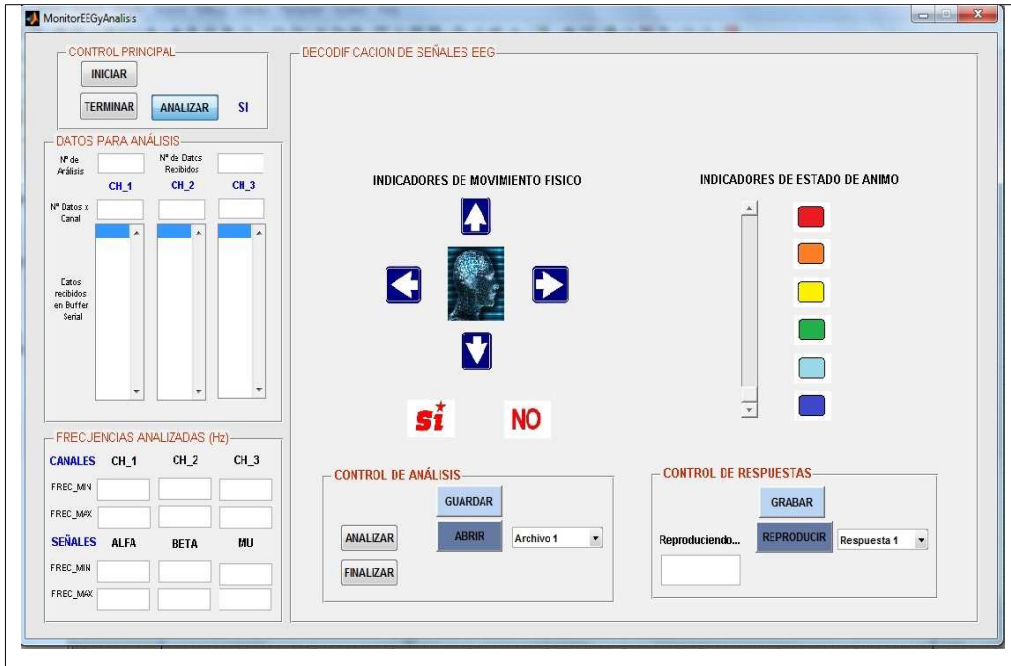


Figura V.65: Pantalla alterna del software.

5.5.3. Programación y ejecución del sistema

A continuación explicaremos cual es el flujo de información entre el equipo de adquisición y el software de análisis. Se detallan en las Tablas V.V y V.VI también los principales comandos que se han utilizado.

Operador	Equipo electrónico	Comandos BASCOM
Encendido del equipo ON	Visualización en LCD de instrucciones a seguir. ESPERA ORDEN DE INICIO	LCD "Iniciando el Sistema" D= inkey(); 'lee el buffer del micro if D=0 then LCD "ESPERANDO ORDEN" Espera la orden desde MATLAB

Tabla V.V: Inicio del equipo de adquisición.

Operador	Programa MATLAB	Comandos MATLAB
Click en boton INICIAR	Inicializar puerto serie Definir velocidad de Tx Modo de Tx Abrir el puerto Enviar orden al equipo Leer datos digitales	Rs232=serial('COM2') set(Rs232,'BaudRate',9600); set(Rs232,'ReadAsyncMode','continuous'); fopen(Rs232); fprintf(Rs232,' %s','i'); datos=fscanf(Rs232,' %s',6);

Tabla V.VI: Inicio del sistema desde Matlab.

El programa envía una orden de ejecución al microcontrolador por cada canal de adquisición, lo que permite tener un control sobre el equipo y sobre los datos que se recibe. El programa almacena 60 datos por cada leída del buffer serial, los cuales pertenecen 20 datos por cada canal Ver Tabla V.VII.

Programa MATLAB	Programa BASCOM
Enviar orden para cada canal fprintf(Rs232,' %s','i');	Recibir la orden y ejecutar D=inkey() D=105 Iniciar ADC Star ADC IDLE Stop ADC Conversión Analógica-Digital
Leer datos de cada canal datos=fscanf(Rs232,' %s',6);	Dato=getadc(canal) Print dato

Tabla V.VII: Transmisión y recepción de datos.

La información recibida en MATLAB se almacena en vectores, se define el eje del tiempo para $t=20$ y se procede a la graficación de la información en los axes del GUIDE. A cada canal le pertenecen tres de estos objetos donde se visualizará la señal en el tiempo, la señal luego de un filtro pasabanda digital tipo butter con frecuencias de corte igual a $f_1=0.05$ y $f_2=50$ Hz y por último el espectro de frecuencia de la misma, el proceso se puede ver en la Tabla V.VIII.

Programa MATLAB	Comandos MATLAB
Vector de datos por canal	<code>ch=datos;</code>
Graficar datos	<code>axes(handles.axes);</code> <code>plot(tiempo,ch);</code>
Filtrar datos	<code>canal=[f1 f2]/(fs/2);</code> <code>[canales,cana]=butter(4,canal,'s');</code> <code>filtro_canal=filter(canales,cana,ch);</code> <code>axes(handles.axes);</code> <code>plot(tiempo,filtro_canal);</code>
Espectro de frecuencia	<code>fsenal=fftshift(abs(fft(ch)));</code> <code>axes(handles.axes);</code> <code>plot(frecdomain,fsenal);</code>

Tabla V.VIII: Programación del Monitor EEG.

De forma similar, para separar las señales EEG en las que son motivo de estudios, tales como Alfa, Beta y Mu, el vector de datos recibido, pasará por un filtro pasabanda butter que nos permitirá diferenciar sus formas de onda (Ver Tabla V.IX).

Programa MATLAB	Comandos MATLAB
Vector de datos	ch=datos;
Filtrar datos	alfa=[8 12]/(fs/2); [canal,cann]=butter(4,alfa,'s'); filtro_alfa=filter(canal,cann,ch); axes(handles.axes); plot(tiempo,filtro_alfa);

Tabla V.IX: Separación de las señales Alfa, Beta, Mu.

La secuencia para finalizar la ejecución del MONITOR EEG se muestra en la Tabla V.X, donde una vez más establecen comunicación directa el equipo con el software.

Operador	Programa MATLAB	Programa BASCOM
Clic en botón FINALIZAR	Orden de finalizar fprintf(Rs232,' %s','f'); Cerrar puerto serie fclose(Rs232)	Recibir orden D= Inkey(); D=112 Imprimir orden en LCD LCD "PROCESO TERMINADO" Reinicio del Microcontrolador LCD "ESPERANDO ORDEN"

Tabla V.X: Finalizar ejecución del sistema.

Para la interfaz de análisis y comparación de señales, en la Tabla V.XI se establece el flujo que ejecuta para completar el funcionamiento total del sistema.

Operador	Programa MATLAB	Programa BASCOM
Clic en botón ANALIZAR	Ver Interfaz de análisis	<code>set(handles.uipanel,'visible','on');</code>
	Guardar patrones	<code>canat=datos;</code> <code>indice = get(handles.popupmenu,'Value');</code> <code>save movimiento.dat canat -ascii -append;</code>
	Abrir patrones	<code>movi=load('movimiento.dat');</code>
	Definir variables	<code>fmu=44100;</code> <code>tiempod=5;</code> <code>muest=fmu*tiempod;</code>
	Grabar respuestas	<code>resp = wavrecord(muest,fmu,'double');</code>
	Reproducir	<code>wavplay(resp, fmu);</code>

Tabla V.XI: Finalizar ejecución del sistema.

5.5.4. Reconocimiento de patrones en las señales EEG

El campo de los métodos de reconocimiento de patrones es muy actual. Este trata de clasificar una serie de medidas a partir de la información captada por múltiples sensores para su posterior análisis. Dicha clasificación se realiza a partir de una serie de técnicas matemáticas y estadísticas.

Las áreas en las que se hace uso de dichas técnicas son muy numerosas, desde la inteligencia artificial donde por ejemplo los robots necesitan tomar decisiones en base a multitud de información obtenida por sus sensores, pasando por la agricultura hasta llegar a la industria química, entre otras.

Redes Neuronales Artificiales

Las redes de neuronas artificiales⁸ son un paradigma de aprendizaje y procesamiento automático inspirado en la forma en que funciona el sistema nervioso de los animales. Se trata de un sistema de interconexión de neuronas en una red que colabora para producir un estímulo de salida. En inteligencia artificial es frecuente referirse a ellas como redes de neuronas o redes neuronales. En la Figura V.66 se muestra el esquema de una red neuronal perceptrón simple con n neuronas de entrada, m neuronas en su capa oculta y una neurona de salida.

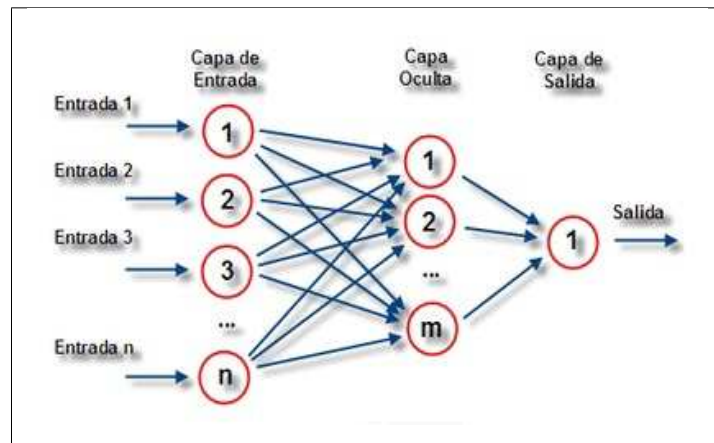


Figura V.66: Red neuronal perceptrón simple.

En primer lugar, se programa una red lineal que al ser presentada con un conjunto dado de entradas, de cómo salidas los vectores deseados correspondientes. Para cada vector de entrada se calculará el vector de salida. La diferencia entre el vector de salida y el vector de salida deseado es el error. Se buscará valores para los pesos y elementos de tendencia tales que la suma de los cuadrados de los errores se minimice o esté bajo un nivel de tolerancia pre-establecido.

Los sistemas lineales tienen un mínimo único en el espacio del error, por lo tanto

⁸Denominadas habitualmente como RNA o en inglés como ANN

el problema de entrenamiento no es tan grave. En la mayoría de los casos los valores de convergencia se pueden calcular directamente de las entradas y salidas deseadas. Hay casos en los que se dan problemas numéricos que dificultan esta tarea. El segundo problema es la necesidad común de entrenar una red dinámicamente, es decir, que el sistema responda de manera continua a cambios en el ambiente de operación. A este tipo de sistemas se le conoce como adaptivo. Este problema puede ser resuelto gracias a que el tiempo de entrenamiento es generalmente corto.

Red neuronal artificial del sistema

La Tabla V.XII muestra los comandos en MATLAB para la red neuronal que se entrenará para analizar los datos y relacionarlos con los patrones determinados.

Operador	Programar Red	Entrenar Red
Clic en botón ENTRENAR	Crear función de patrones 10 neuronas intermedias Definir Red Entrenar Red Entrenar con ruido Red final entrenada	<pre>[patron,target]=rpbsig(patron1,patron2); canat=datos; S1 = 10; net = newff(minmax(patron),... [S1 S2], 'logsig' 'logsig', 'traingdx'); [net,tr] = train(net,P,T); P=[patron,patron,... (patron + randn(R,Q)*0.2)]; [net,tr] = train(net,P,T); [net,tr] = train(net,P,T); netfinal=net;</pre>

Tabla V.XII: Entrenamiento Red Neuronal.

La Tabla V.XIII muestra los comandos en MATLAB para ejecutar la red neuronal y relacionar los datos que ingresan desde el equipo electrónico al software, con los patrones y red ya entrenados.

Operador	Programa MATLAB	Ejecutar Red
Clic en botón EJECUTAR	Recibir valores Analizar en la red Obtener mayor coincidencia Encontrar # patron Relacionar con sonido Reproducir sonido	patronrf=cat(1,cana1,cana2); respuesta=sim(netfinal,patronrf); respff=compet(respuesta); valor = find(compet(respff)==1); If valor==1 wavplay(respu1, fmuestreo)

Tabla V.XIII: Ejecución Red Neuronal.

Capítulo VI

Análisis, pruebas y resultados

En el presente capítulo se mostrará el proceso realizado en las pruebas del prototipo, los valores obtenidos en las pruebas referentes a una actividad o TM específica, los patrones que se ha definido y el tiempo de entrenamiento y respuesta del programa en MATLAB.

6.1. PROCESO DE PRUEBAS DEL PROTOTIPO

Las pruebas se llevaron a cabo en el Instituto "Carlos Garbay", con la ayuda del Personal docente del Área de parálisis cerebral y David Cardozo, siguiendo el siguiente proceso:

- Explicación del método de funcionamiento del equipo a David y a los maestros del Instituto.
- Preparación de las zonas cerebrales para la ubicación de los electrodos.
- Colocación de la pasta conductiva Ten20 en los electrodos y ubicación sobre el cuero cabelludo.
- Encendido del equipo de adquisición.

- Ejecución del Monitor de señales EEG de MATLAB.
 1. Comprobación de los valores de lectura en el Buffer de entrada serial.
 2. Verificación de las gráficas de las señales cerebrales.
- Ejecución de la Interfaz de Interpretación de señales de MATLAB.
 1. El prototipo pertenece a la clasificación de sistema BCI como Exógeno, ya que se darán estímulos externos y se analizarán las respuestas generadas en las señales cerebrales.
 2. Grabación de datos en archivos .dat para su posterior análisis.
 3. El tiempo de duración de las pruebas es de 30 min.
 4. Determinación del patrón de la señal por actividad.
 5. Entrenamiento del algoritmo de clasificación.
 6. Respuestas del software.

La Figura VI.67 muestra algunas partes del proceso de pruebas.



Figura VI.67: Uso y pruebas del prototipo.

6.2. PRUEBAS INICIALES DEL PROTOTIPO

En la Figuras VI.68 se muestra las formas de onda captadas por el equipo.

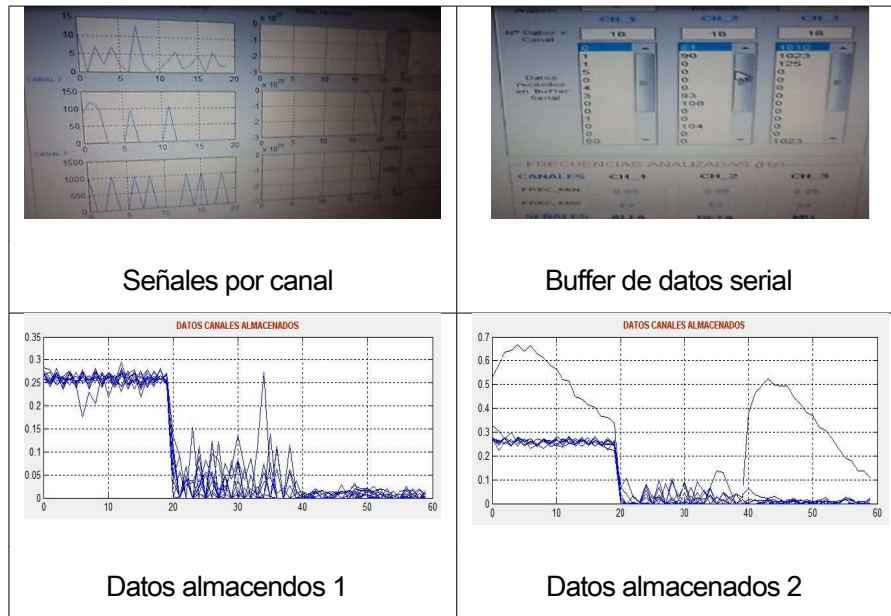


Figura VI.68: Señales captadas por el equipo.

La Tabla VI.XIV muestra los valores leídos en las pruebas.

# Prueba	Vector de Datos x Canal
1	0.26880.2737 0.2444 0.2639 0.2444 0.2737 0.2493 0.2615 0.2542 0.2737 0.25660.2542 0.2713 0.2346 0.2688 0.2395 0.2737 0.2493 0.2810 0.2444 0.26880.2419 0.2688 0.2468 0.2688 0.2493 0.2761 0.2542 0.2761 0.2493
2	0.25660.2688 0.1344 0.0904 0 0 0.00980.0513 0 0.1222 0.01960.0147 0.0171 0.0147 0.0196 0.0147 0.0049 0.0073 0 0 0.01220.0098 0.0049 0.0073 0.0122 0.0024 0.0147 0 0.0244 0
3	0.26880.2590 0.2713 0.2615 0.2786 0.2542 0.2664 0.2542 0.0024 0.0293 0.28100.2493 0.2688 0.2444 0.2639 0.2517 0.2786 0.2444 0.0562 0.0489

Tabla VI.XIV: Datos de las pruebas iniciales.

6.3. PRUEBAS DE TM ESPECÍFICAS

Las tareas mentales específicas que se pretende analizar con el prototipo son:

1. Intento de movimiento o concentración en el lado izquierdo.
2. Intento de movimiento o concentración en el lado derecho.
3. Intento de movimiento o concentración hacia arriba.
4. Intento de movimiento o concentración hacia abajo.
5. Intento de afirmación de una respuesta.
6. Intento de negación de una respuesta.

6.3.1. Pruebas de intento de movimiento Izquierdo

La Tabla VI.XV muestra las pruebas y los valores almacenados referentes a la TM(1).

# Prueba	Vector de Datos Mov. Izquierda
1	0.28350.2786 0.2810 0.2639 0.2761 0.2737 0.2786 0.2664 0.2810 0.2737 0.27370.2664 0.2957 0.2761 0.2786 0.2761 0.2786 0.2761 0.2810 0.2713
2	0.13440.0904 0.0684 0.1540 0.1124 0.0831 0.1246 0.1222 0.0758 0.0806 0.13690.0660 0.0855 0.1100 0.2737 0.1393 0.1124 0.0220 0.1149 0.0367
3	0.01470.0098 0.0196 0.0171 0.0122 0.0122 0.0293 0.0171 0.0318 0.0196 0.02200.0244 0.0196 0.0196 0.0147 0.0147 0.0244 0.0196 0.0196 0.0171

VI.XV: Valores referente a movimiento IZQUIERDO

6.3.2. Pruebas de intento de movimiento Derecho

La Tabla VI.XVI muestra las pruebas y los valores almacenados referentes a la TM(2).

# Prueba	Vector de Datos Mov. Izquierda
1	0.53030.5841 0.6354 0.6427 0.6672 0.6403 0.6623 0.6281 0.6109 0.5792 0.56210.5230 0.5132 0.4497 0.4374 0.4130 0.4032 0.3666 0.3617 0.3372
2	0.06840.1051 0.0318 0.0049 0.0831 0.0318 0.0978 0.0855 0.1051 0.0391 0.09290.0660 0.0929 0.0587 0.0660 0.1369 0.1295 0.0587 0.0415 0.0342
3	0.37880.4643 0.4936 0.5254 0.4961 0.4936 0.4936 0.4448 0.4179 0.3837 0.36900.3201 0.3079 0.2737 0.2297 0.1931 0.1784 0.1369 0.1369 0.1051 Tabla

VI.XVI: Valores referente a movimiento DERECHO

6.3.3. Pruebas de intento de movimiento Arriba

La Tabla VI.XVII muestra las pruebas y los valores almacenados referentes a la TM(3).

# Prueba	Vector de Datos Mov. Arriba
1	0.27610.2517 0.2835 0.2517 0.2786 0.2590 0.2810 0.2566 0.2761 0.2566 0.27370.2542 0.2761 0.2590 0.2737 0.2615 0.2859 0.2590 0.2761 0.2590
2	0.05130.0122 0.0126 0.0434 0.0391 0.2433 0.0782 0.0765 0.0489 0.0220 0.08550.0318 0.1222 0.0049 0.0635 1.1632 0.0635 0.0723 0.0293 0.0464
3	0.00980.0171 0.0032 0.0098 0.0231 0.0147 0.0049 0.0196 0.0171 0.0171 0.01220.0122 0.0147 0.0171 0.0122 0.0024 0.0171 0.0073 0.0098 0.0147 Tabla

VI.XVII: Valores referente a movimiento ARRIBA

6.3.4. Pruebas de intento de movimiento Abajo

La Tabla VI.XVIII muestra las pruebas y los valores almacenados referentes a la TM (4).

# Prueba	Vector de Datos Mov. Abajo
1	0.28100.2590 0.2688 0.2444 0.2713 0.2517 0.5352 0.7136 0.8675 0.9506 1.02881.0802 1.1119 1.0753 1.0459 0.9775 0.9335 0.9018 0.8578 0.7845
2	0.05380.0122 0.0880 0.1234 0.0538 0.1246 0.0538 0.0987 0.0440 0.0982 0.03910.0134 0.1204 0.0513 0.0587 0.0391 0.0635 0.0171 0.0293 0.2313
3	0.01710.0231 0.0024 0.1098 0.0196 0.2444 0.5303 0.7209 0.8627 0.9409 1.01171.0313 1.0117 0.9702 0.9409 0.8749 0.8236 0.7405 0.6574 0.5987

Tabla VI.XVIII: Valores referente a movimiento ABAJO

6.3.5. Pruebas de intento de Afirmación

La Tabla VI.XIX muestra las pruebas y los valores almacenados referentes a la TM(5).

# Prueba	Vector de Datos
1	0.56450.5230 0.5401 0.4985 0.5108 0.4643 2.5000 0.4081 2.5000 2.5000 2.50000.5743 0.6500 0.6623 0.6989 0.6818 0.6818 0.6525 0.6549 0.6109
2	0.08550.0855 0.0513 0.0489 0.0538 0.0684 0.1051 0.0855 0.0660 0.7087 0.05870.0122 0.0367 0.0196 0.0709 0.0660 0.0538 0.0562 0.0367 0.0073
3	0.35430.3568 0.3226 0.2908 0.2737 0.2419 0.2077 0.1784 2.5000 0.3055 0.38860.4717 0.4985 0.5352 0.5572 0.5425 0.5132 0.4936 0.4765 0.4228

Tabla VI.XIX: Valores referente a AFIRMACIÓN

6.3.6. Pruebas de intento de Negación

La Tabla VI.XX muestra las pruebas y los valores almacenados referentes a la TM(6).

# Prueba	Vector de Datos
1	0.81130.9726 1.0459 1.1339 1.1364 2.5000 1.0997 1.0704 0.9995 2.5000 2.50000.8798 0.3788 0.4326 2.5000 2.5000 2.5000 0.5572 0.5963 2.5000
2	0.25170.2761 0.2566 0.2810 0.2737 0.2737 0.2786 0.2761 0.2737 0.2737 0.26640.2786 0.2688 0.2786 0.2664 0.2786 0.2737 0.2761 0.2639 0.2737
3	2.50002.5000 1.0411 1.0630 1.0557 1.0386 0.9824 0.9457 2.5000 2.5000 0.71362.5000 0.2004 0.3006 2.5000 0.3910 0.4130 2.5000 2.5000 2.5000

Tabla VI.XX: Valores referente a NEGACIÓN

6.4. DETERMINACIÓN DE PATRONES POR TM

Para determinación de los patrones por actividad hemos realizado una comparación de los valores recibidos en cada una de las pruebas realizadas de la misma actividad y se ha establecido los valores de mayor coincidencia como el vector patrón de la actividad.

Patrón final Mov. Izquierdo

La Figura VI.69 muestra el patrón final de señal relacionado con movimiento izquierdo.



Figura VI.69: Patrón Mov. Izquierdo.

Patrón final Mov. Derecho

La Figura VI.70 muestra el patrón final de señal relacionado con el movimiento derecho.



Figura VI.70: Patrón Mov. Derecho.

Patrón final Mov. Arriba

La Figura VI.71 muestra el patrón final de señal relacionado con el movimiento arriba.



Figura VI.71: Patrón Mov. Arriba.

Patrón final Mov. Abajo

La Figura VI.72 muestra el patrón final de señal relacionado con el movimiento abajo.



Figura VI.72: Patrón Mov. Abajo.

Patrón final Afirmación

La Figura VI.73 muestra el Patrón final de señal relacionado con la afirmación.



Figura VI.73: Patrón de Afirmación.

Patrón final Negación

La Figura VI.74 muestra el Patrón final de señal relacionado con la negación.



Figura VI.74: Patrón de Negación.

6.5. FUNCIONAMIENTO DE LA RED NEURONAL

Para clasificar y seleccionar una respuesta final se ha seleccionado el método de las redes neuronales, la cual puede ser programa, entrenada y utilizada en la GUI de MATLAB.

- La red neuronal debe ser previamente entrenada con los patrones de señales antes mencionados para cada actividad o en su defecto definir nuevos patrones y entrenarlos con estos para obtener nuevos resultados.
- La red neuronal requiere la información proveniente de los tres canales de adquisición del equipo, estos datos tardan alrededor de 6 seg. aproximadamente en completar su recepción en el software.
- La red neuronal analizará a través de 10 neuronas en la capa intermedia y tendrá 6 posibles salidas, definidas en el Patrón general con el que se entrena.
- El resultado de la red neuronal una vez que analiza los datos, es la señal que más se aproxime a uno de los patrones ya definidos.
- Comparamos a que patrón pertenece el resultado y se emite el archivo de sonido relacionado con ese patrón. Estos archivos de sonido son almacenados antes de ejecutar el proceso completo.

6.6. ALCANCES Y LIMITACIONES DEL PROTOTIPO

El desarrollo de este prototipo ha demandado una investigación muy amplia en el campo del análisis y procesamiento de señales, la programación y el diseño de sistemas electrónicos pero también no debemos olvidarnos de la inversión económica. Al finalizar el proyecto en su primera fase, se analizan los alcances y las limitaciones.

- El prototipo es capaz de captar las señales cerebrales captadas desde el cuero cabelludo de una persona, independientemente si tiene o no capacidades especiales. Sin embargo el procesamiento de dichas señales depende mucho de la preparación previa al análisis y al número de canales utilizados.
- Actualmente el prototipo tiene almacenado la información de una sola persona, David Cardozo, que será el fundamento para nuevas investigaciones y análisis de señales con la finalidad de ampliarlo a más personas con el mismo tipo de capacidad.
- La conversión Analógica-Digital es ejecutada exitosamente por el microprocesador, sin embargo la sensibilidad a este tipo de señales debe ser mejorada, para una mejor adquisición y posterior análisis de las mismas.
- La red neuronal cumple con la programación establecida, sin embargo la eficacia aún no es la esperada para este sistema, por lo que la programación y el entrenamiento de esta deben ser analizados y mejorado.
- El software es capaz de responder en un tiempo de 7 seg., lo que debería tomarse en cuenta para posteriores mejoras en la velocidad de procesamiento.

Estos son los puntos primordiales determinados en el tiempo de desarrollo y ejecución del prototipo, con la finalidad de guiar el camino hacia una investigación que mejore el sistema.

6.7. PRESUPUESTO DEL PROTOTIPO

La Tabla VI.XXI detalla la inversión económica que ha demandado el prototipo: en elementos electrónicos, accesorios para EEG, materiales adicionales y la investigación utilizada en su implementación.

Cantidad	Detalle	P. Unitario	P. Total
1	Caja de electrodos para EEG marca GRASS	350.00	350.00
1	Pasta Conductiva Ten20	50.00	50.00
3	Amplificadores de Instrumentación AD620	16.00	48.00
6	Amplificadores diferenciales TL082	1.00	6.00
1	Microprocesador Atmega164p	8.50	8.50
1	Integrado MAX-232	3.50	3.50
1	LCD 16x2	8.50	8.50
1	Cable USB-RS232	17.50	17.50
1	Transformador 110AC-12VDC	9.50	9.50
1	Fuente 7805 y 7905	0.50	1.00
49	Resistencias 1/2W varios valores	0.05	2.45
32	Borneras de 2 y 3 pines	0.30	8.35
9	Sócalos de 8 pines	0.40	3.60
1	Sócalos de 16 pines	0.60	0.60
1	Sócalo de 40 pines	0.90	0.90
1	DB-9 para placa	2.25	2.25
1	Placas de fibra de vidrio	4.80	4.80
1	Estructura de madera del equipo	25	25
1	Varios electrónica	328.15	328.15
	Costo de Investigación	800	800
		TOTAL	1680.00

Tabla VI.XXI: Presupuesto general del prototipo.

Conclusiones

- La Bioingeniería es un campo de la ciencia que actualmente está en desarrollo alrededor del mundo, tiene especialmente la finalidad de desarrollar sistemas tecnológicos utilizados por personas, siendo un campo muy innovador y de gran aplicación el de las personas con discapacidades, para de alguna manera mejorar su calidad de vida.
- El proyecto desarrollado tuvo como finalidad, fijar las bases necesarias referentes a la investigación de las señales cerebrales en personas que presentan PC (parálisis cerebral), mediante el desarrollo de un sistema de adquisición que permita captar dichas señales y a través de un software computacional generar patrones que permiten interpretar de mejor forma los pensamientos y deseos de estas personas.
- Es necesario tomar muy en cuenta, que el diseño electrónico de sistemas biomédicos varían en cierta forma con otras aplicaciones de la ingeniería, pues estos sistemas serán utilizados en personas, es por esto que deben dar las garantías necesarias para su uso prolongado y confiable.
- La técnica de la electroencefalografía es muy útil en el caso de nuestro proyecto, pues de acuerdo a la configuración de los electrodos es posible tomar datos de zonas específicas del cerebro.
- El procesamiento de información, tanto en la adquisición como en el envío de datos,

está basado en el protocolo serial RS-232, por tanto un dato por canal es enviado individualmente, esto retarda un poco la velocidad de procesamiento en el software. Es necesario por tanto una mejora en el uso de un protocolo de comunicación.

- MATLAB es un software de gran ayuda en esta clase de proyectos, pues cuenta con todas las funciones, tanto matemáticas como de ingeniería, lo que facilita la programación de rutinas dedicadas al análisis y comparación de información.
- Las redes neuronales artificiales, son un campo de desarrollo continuo, que sin lugar a dudas mejoran las comparaciones y posterior elección de opciones referentes a determinado sistema computacional o electrónico.
- El prototipo bioelectrónico es capaz de almacenar nueva información y agregarla a su base de conocimiento, para que se pueda ampliar su campo de acción.
- Es posible determinar ciertos pensamientos y deseos a través de la adquisición de las señales cerebrales, por lo que se requiere una mayor investigación en dichos sistemas, que son la parte fundamental de esta clase de avances tecnológicos.
- Los patrones finales del proyecto, son en realidad señales de control, que a través de una mejora en software podrían utilizarse para otras aplicaciones, como el movimiento de sillas de ruedas, uso de computadoras, entre otras.
- La falta de investigación en el campo biomédico, hace necesario que existan profesionales dedicados al desarrollo de estos sistemas, pues existen muchas personas que mejorarían su vida por medio de estos. En el Instituto "Carlos Garbay", se puede notar una gran variedad de problemas presentes en niños y jóvenes que podrían ser motivo de investigación y posterior desarrollo de soluciones.

Recomendaciones

- Es necesario tomar muy en cuenta, el primer paso en la ejecución del prototipo, referente a la ubicación de los electrodos sobre la superficie craneal, esto debido a que si los electrodos no hacen contacto directo a través de la pasta conductiva con dicha superficie, las señales que se obtendrán no serán las correctas y el funcionamiento obviamente no será el esperado.
- El equipo de adquisición debe conectarse a los 110V AC a través de una regulador de voltaje, esto permite dar seguridad tanto a la persona motivo de estudio, como al sistema en sí, ya que de esta forma se protege de posibles daños a causa de caídas de tensión.
- Los estudios realizados deben ser analizados por un profesional del campo de la medicina, pues es el indicado para señalar si el procesamiento y los resultados obtenidos están relacionados con los estándares que se manejan dentro de esta área de la ciencia.
- Los amplificadores de instrumentación usados tienen una ganancia de $G=1000$, si se desea mejorar este parámetro sería necesario la investigación de integrados que presenten una mejor ganancia, pero que a la vez presenten alta estabilidad, de esta manera el sistema mantendrá su equilibrio.

- Se debe analizar la forma de mejorar la velocidad de envío de datos, pues el protocolo RS-232, permite enviar un dato a la vez, lo que retarda el procesamiento, a pesar de que la velocidad utilizada en el prototipo es de 9600 bits por seg. Una posible alternativa sería el uso del protocolo USB.
- La aplicación de métodos matemáticos y estadísticos en la aplicación de algoritmos de clasificación, especialmente al aplicar redes neuronales, permiten establecer un proceso más confiable y con mayor porcentaje de efectividad a la hora de seleccionar la respuesta que emitirá el sistema. Por lo tanto es necesaria la ampliación de conocimientos en este campo de la programación.
- La portabilidad e independencia del equipo, también es un punto a tomar muy en cuenta, pues actualmente depende el funcionamiento de la red eléctrica, una ampliación en esta área sería la obtención de la energía a través de otras fuentes como puede ser de una portátil. Debería analizarse esta situación, ya que tendría algunos beneficios.
- La utilización de otros software como LabView, podrían presentar una mejora en el entorno gráfico del programa, pues cuenta con mayores librerías para este caso que MATLAB.
- Finalmente, se puede decir que el desarrollo de estos sistemas demanda mucho tiempo en investigación y conocimientos, por lo que siempre se debe contar con profesionales en las distintas áreas, dispuestos a prestar su ayuda, ya sea a través de sugerencias o ideas acerca de un tema específico que se pudiera presentar.

Resumen

Se desarrolló un prototipo de sistema bioelectrónico, para captar y analizar señales cerebrales de una persona y emitir, a través de un computador, una señal de audio que indique la respuesta a una tarea mental específica, que podría ser usado por personas con parálisis cerebral (PC), permitiéndoles responder a determinadas preguntas.

El equipo electrónico consta de etapas de adquisición, filtrado, conversión A/D de señales y transmisión de datos al computador. Para la adquisición se utiliza electrodos para EEG, como estas señales están en el orden de μV , se las amplifica a través del AD620 con una ganancia aprox. de 1000. Las señales amplificadas, son filtradas eliminando ruidos y artefactos que se hallan fuera de las frecuencias de 0.05Hz y 50Hz por medio del integrado TL-082. Lo siguiente es ingresar estas señales al microcontrolador ATmega164p programado en BASCOM, realizando la conversión analógica/digital. Finalmente el equipo envía señales digitales a través del puerto serial con protocolo de comunicación RS-232. En el computador, la interfaz gráfica desarrollada en MATLAB, incluye procesos de: lectura y escritura del buffer serial, filtros digitales, graficación de señales y almacenamiento de información.

El prototipo logra extraer información desde la corteza craneal de una persona. Al realizar pruebas continuas se determina el mejor patrón de datos referente a una determinada actividad para posteriormente, compararla y obtener una respuesta en un tiempo de 5 seg. por tarea mental.

Mediante el sistema desarrollado se comprueba que es posible captar señales eléctricas generadas en el cerebro, para su posterior análisis computacional y obtenerse un resultado que permite seleccionar la respuesta de una tarea mental. Sin embargo, se debe investigar mucho más el procesamiento de estas señales, para que se pueda masificar el prototipo.

Summary

Bioelectronics prototype development for people communication. In order to help the development and interaction of people with cerebral palsy a study was carried out.

In most cases people with cerebral palsy cannot talk which it is necessary to implement a system to help them.

The objective of this study is: to design an electronic system capable to catch the cerebral signals in order to interpret certain responses. The approach used in this research was the inductive method; from these data the electronic equipment was implemented. The results obtained showed that it is possible to catch the people cerebral signals through a computer program, to classify the information in order to select a response on the computer.

It is concluded that the system is capable to analyze signals and send a response in a form of sound. And finally it is recommended to keep investigating the information classification.

Bibliografía

- [1] LOZANO, J.A. Bioquímica y Biología Molecular: neurotransmisión y sistemas sensoriales. 3ra. ed., Interamericana, España, 2005. Pp. 581-585.
- [2] FERRERO CORRAL, J.M. Bioelectrónica: estudio de las señales bioeléctricas. Universidad Politécnica de Valencia, España, 1995. Pp. 3-15.
- [3] SNELL, RICHARD. Neuroanatomía Clínica: introducción y organización del sistema nervioso. 5ta. ed., Panamericana, EE.UU, 2003. Pp. 2-16.
- [4] ASOCIACIÓN BRITÁNICA DE NEUROCIENCIAS. Una introducción para jóvenes estudiantes. A.B.N., Liverpool, 2008. Pp. 3-20. ISBN: 0-9545204—0-8
- [5] SNELL, RICHARD. Neuroanatomía Clínica: neurobiología de la neurona y neuroglia. 5ta. ed., Panamericana, EE.UU, 2003. Pp. 33-38.
- [6] HAINES DUANE, E. Principios de Neurociencia: biología celular de las neuronas. 2da. ed., Mediterraneo, Chile, 2003. Pp. 23-28.
- [7] HAINES DUANE, E. Principios de Neurociencia: base electroquímica de la integración neuronal. 2da. ed., Mediterraneo, Chile, 2003. Pp. 37-55.
- [8] LÓPEZ CABALLERO, A. Terapia Intensiva: electroencefalografías. Ciencias Médicas, La Habana, 2008. Vol. 3, Cap. 70, pp. 389-398.

- [9] ORTEGA CABALLERO, P., Diseño de Mecanismos de Procesamiento Interactivos para el Análisis de Ondas Cerebrales: principios de la electroencefalografía. Tesis de Grado de Ingeniería Civil en Computación, Chile, Universidad de Chile, 2005. Cap. 2, pp. 6-14.
- [10] FERREIRA LAGE, E. La Técnica de Electroencefalografía en la Evaluación de la Actividad cortical motora: electroencefalografía. Tesis de Grado de Máster en Neurociencias, España, Universidad de Salamanca, 2009. Cap. 1, pp. 7-9.
- [11] BAZTARRICA OCHOA, J. EEG Signal Classification for Brain Computer Interface Applications: principles of electroencephalography. Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, Suiza, 2002. Pp. 11-16.
- [12] RAMOS ARGUELLES, F. Técnicas Básicas de Electroencefalografía: principios y aplicaciones clínicas. Servicio de Neurofisiología Clínica. Hospital Virgen del Camino, Pamplona, España, 2003. Pp. 69-75.
- [13] MARTÍNEZ PÉREZ, J. Comunicación con Computador mediante Señales Cerebrales: aplicación a la tecnología de rehabilitación. Tesis Doctoral de Ingeniería Industrial, España, Universidad Politécnica de Madrid, 2009. Cap. 1, pp. 1-10.
- [14] ORTEGA CABALLERO, P. Diseño de Mecanismos de Procesamiento Interactivos para el Análisis de Ondas Cerebrales: estado del arte del BCI. Tesis de Grado de Ingeniería Civil en Computación, Chile, Universidad de Chile, 2005. Cap. 3, pp. 12-25.
- [15] MARTÍNEZ PÉREZ, J. Comunicación con Computador mediante Señales Cerebrales: aplicación a la tecnología de rehabilitación. Tesis Doctoral de Ingeniería Industrial, España, Universidad Politécnica de Madrid, 2009. Cap. 2, pp. 28-50.

- [16] MOLINA CULQUI, N. Sistema de Monitoreo de las Ondas Cerebrales (EEG) presentes en el sueño. Tesis de Grado de Ingeniería Electrónica en Control, Quito-Ecuador, Escuela Politécnica Nacional, Facultad de Ingeniería Electrónica, 2009. Pp. 71-84.
- [17] ANALOG DEVICES, Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier AD620. Datasheet, Analog Devices Inc., EE.UU, 1999.
- [18] GORDILLO GORDILLO, V. Construcción de un Sistema de Seguridad utilizando Telefonía GSM. Tesis de Grado de Ingeniería Electrónica en Telecomunicaciones, Quito-Ecuador, Escuela Politécnica Nacional, Facultad de Ingeniería Electrónica, 2011. Pp. 29-41.
- [19] ATMEL CORPORATION. 8-bit AVR Microcontroller with 16/32/64K Bytes In-System Programmable Flash. Datasheet, Atmel, EE.UU, 2007.
- [20] CALVA ROJAS, M. Desarrollo de una Interface Gráfica para un Electrocardiógrafo Portátil. Tesis de Grado de Ingeniería Biomédica, México, Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa, 2008. Pp. 4-7.

Referencias de Internet

(a) PARÁLISIS CEREBRAL: ESPERANZA EN LA INVESTIGACIÓN.

<http://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/paraliscerebral.htm#2>

(22-12-2010)

(b) LA PARAPLEJÍA Y CUADRIPLEJÍA.

<http://paraplejia2.blogspot.com/>

(07-01-2011)

(c) QUE ES LA PARÁLISIS CEREBRAL.

http://www.uv.es/hijos-esp/boletines/aspace/asp_1/asp_1.html

(07-01-2011)

(d) INTRODUCCIÓN A LA NEUROCIENCIA.

<http://www.iibce.edu.uy/uas/neuronas/neucien.htm>

(14-03-2011)

(e) EL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL.

http://www.uam.es/personal_pdi/medicina/algvilla/fundamentos/nervioso/central.html

(15-03-2011)

(f) CAPITULO 59. BIOLOGÍA DEL SISTEMA NERVIOSO.

http://www.msd.es/publicaciones/mmerck_hogar/seccion_06/seccion_06_059.html

(17-04-2011)

(g) LA PARÁLISIS CEREBRAL.

<http://ceeheredia.webcindario.com/paraliceb.htm>

(25-04-2011)

(h) LOS POTENCIALES EVOCADOS.

<http://www.slideshare.net/nobaid/bases-de-potencial-evocado>

(11-05-2011)

(i) AMPLIFICADORES DE INSTRUMENTACIÓN.

<http://www.mitecnologico.com/mecatronica/Main/AmplificadoresDeInstrumentacion>

(18-06-2011)

(j) REDUCCIÓN TENSIÓN DE MODO COMÚN. EL CIRCUITO DRL.

<http://sedici.unlp.edu.ar/ARG-UNLP-TPG-0000000097/2758.pdf>

(10-07-2008)

(k) DISEÑO DE FILTROS DE SEGUNDO ORDEN.

<http://www.monografias.com/trabajos28/filtros/filtros.shtml>

(12-07-2011)

(l) CONECTOR SERIAL DB9.

<http://es.kioskea.net/contents/elec/connecteur-prise-db9.php3>

(13-08-2011)