



**UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLÁS DE
HIDALGO**

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO
MAESTRÍA EN CIENCIAS EN INGENIERÍA MECÁNICA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA INTERFAZ
CEREBRO-COMPUTADORA PARA APLICACIONES
EN NEURO-ROBÓTICA**

TESIS

Que para obtener el grado de :

**MAESTRA EN CIENCIAS EN INGENIERÍA
MECÁNICA**

PRESENTA:

L.F.M. ALMA ROSA MÉNDEZ GORDILLO

ASESORES:

**MAESTRO EN ADMINISTRACIÓN MIGUEL VILLAGÓMEZ
GALINDO**

**DOCTOR EN CIENCIAS DE MATERIALES MARCO ANTONIO
ESPINOSA MEDINA**

*Pensé que podría retomar el viejo sueño de la
humanidad controlar cosas con el pensamiento.*

(Millán, 2011)

Dedicatoria

Primeramente.

A *Dios* por el don de la vida y porque me ha dado las fortalezas que he necesitado, la perseverancia para nunca darme por vencida y paciencia para llegar a los mejores resultados. Aunque tenga muchos desafíos no me preocupo. Confío plenamente en ti Señor porque tú me amas y siempre serás la luz que ilumina mi camino.

A mis padres.

Raúl Méndez Sandoval y Graciela Gordillo Ruiz que en esta etapa de mi vida no encuentro forma de agradecer todo lo que han hecho por mí, gracias por darme la vida, por enseñarme a amar a Dios, por su apoyo incondicional, por sus regaños, por sus sí y por sus no; por enseñarme a luchar con razón, por su ejemplo, amor y confianza. Ustedes que fueron testigos del camino andado para llegar hasta aquí, porque sé que mi sueño era el suyo también; sepan que su unión fue la fuerza que me impulso y su amor el estímulo que me ayudó a lograrlo. El logro hoy alcanzado es también de ustedes, resultado de sus esfuerzos, sacrificios y el tiempo invertido en mí. Por lo que haya sido y será. Gracias.

A mis hermanos.

Lizbeth Lucia Méndez Gordillo, Raúl Méndez Gordillo y Carlos Alberto Méndez Gordillo que siempre han estado en todo momento sean estos

buenos o malos... hasta esta etapa de mi vida siempre han estado conmigo, siempre apoyándome y dando aliento sobre los momentos difíciles, nunca tendré con que pagarles. Gracias.

Finalmente, dedico esta tesis, a todas las personas de buen corazón que lean estas líneas y se enternezcan con la historia de resistencia de un pueblo, el pueblo.

Mapuche

Agradecimientos

Nunca es demasiado el agradecimiento, a quien no te abandonó en tus peores momentos.

Primeramente agradezco a la *Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo* y de manera particular a la *Facultad de Ingeniería Mecánica* por haberme aceptado ser parte de ellos y abierto las puertas de su seno científico para poder estudiar mi maestría, así como también a los diferentes docentes que brindaron sus conocimientos y su apoyo para seguir adelante día a día.

Maestros *Miguel Villagómez Galindo y Marco Antonio Espinosa Medina*, su labor muchas veces es subestimada, se enfoca en cuidar los saberes del mundo, y permitirles a otros, expandir sus conocimientos. Nos ayudan a vivir del sueño de superarnos y cumplir nuestras expectativas, y de siempre ir por la constante mejora, para ser mejores seres humanos. Esta ocasión no ha sido la excepción, y exalto su trabajo, les agradezco con creces por ayudarme a lograr esta nueva meta, mi maestría.

Agradezco a mis sinodales *Dra. Laura Alicia Ibarra Bracamontes, Georgina Carbajal de la Torre y Erasmo Cadenas Calderón* por sus consejos y apoyo para la mejora de esta tesis.

A mi *padres, hermanos y en general familiares* que me han apoyado durante este trayecto y siempre me han brindado consejos, apoyo económico o de cualquier índole siempre estaré agradecida con todos ustedes.

Agradezco a mis amigos de la maestría *Antonio, Christian, Cristin, Danerick, Daniel, Eduardo, Fernando, Luis Miguel y Michel* no cambiaría todos los momentos que hemos compartido por nada en el mundo. Me hicieron pasar días llenos de confianza y complicidad, lograron que mis penas fueran más llevaderas y provocaron que tuviera el coraje para enfrentarme a cosas, que antes me hubieran hecho bajar la cabeza. Estoy seguro de que jamás en la vida podré encontrar amigos que sean iguales a ustedes, porque son como mis hermanos.

De manera especial a *Fernando, Eduardo y Danerick* ya que nunca se han echado para atrás cuando se trata de ayudarme a salir de los problemas. Mucha gente me ha dado la espalda al contrario de ustedes, que siempre han creído en mí y me han alentado para lograr las cosas que quiero. Y lo cierto es que no sé si las habría conseguido, sino fuera porque cuento con ustedes amigos incondicionales como lo son ustedes.

Agradezco a mis amigas *Carmen, Fabiola y Marian* que siempre han estado conmigo en cualquier momento.

Finalmente a *CONACYT* por el apoyo económico durante los estudios de maestría.

Índice general

| | |
|---|-----------|
| 1. INTRODUCCIÓN | 2 |
| 1.1. Antecedentes | 5 |
| 1.2. Adquisición de las señales eléctricas transmitidas por el cerebro en diferentes situaciones. | 7 |
| 1.3. Importancia del entrenamiento para la manipulación del robot. . . | 11 |
| 1.4. Planteamiento del Problema | 14 |
| 1.5. Objetivos de Investigación | 14 |
| 1.5.1. Objetivo General. | 14 |
| 1.5.2. Objetivos Particulares. | 14 |
| 1.6. Hipótesis | 15 |
| 1.7. Justificación | 15 |
| 1.8. Metodología | 15 |
| 2. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL Y ESTADO ACTUAL DEL PROBLEMA | 17 |
| 2.1. Marco teórico | 17 |
| 2.2. Sistemas de adquisición de datos de neuroseñales. | 23 |
| 2.3. Métodos de medición mediante EEG. | 24 |
| 2.4. Modelo funcional genérico de un sistema ICC. | 26 |
| 2.5. Estado Actual del Problema | 28 |

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 2.5.1. | Análisis de los antecedentes y requerimientos previos al desarrollo conceptual. | 28 |
| 2.6. | Aplicaciones | 31 |
| 2.7. | Dispositivos ICC Comerciales. | 32 |
| 3. | ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES | 34 |
| 3.1. | Descripción de las herramientas a utilizar | 34 |
| 3.1.1. | Selección de los electrodos | 34 |
| 3.1.2. | Dispositivo de EEG ThinkGear TGAM1 | 38 |
| 3.1.3. | Descripción del dispositivo ThinkGear [34]. | 38 |
| 3.1.4. | Implementación de la tarjeta electrónica para la interfaz computadora–brazo robótico. | 39 |
| 3.2. | Amplificación | 41 |
| 3.2.1. | Fundamentos del amplificador operacional. | 42 |
| 3.2.2. | Requisitos del amplificador de instrumentación. | 43 |
| 3.3. | Filtrado de señal. | 44 |
| 4. | IMPLEMENTACIÓN: ARQUITECTURA DEL HARDWARE Y SOFTWARE | 46 |
| 5. | PROTOCOLO EXPERIMENTAL | 52 |
| 5.1. | Especificaciones Técnicas | 52 |
| 5.1.1. | Equipo para la extracción de las señales EEG | 52 |
| 5.1.2. | Equipo de Cómputo | 53 |
| 5.1.3. | Software | 53 |
| 5.2. | Desarrollo Experimental | 53 |
| 5.2.1. | Diseño e Implementación de actividades y aplicaciones usadas de la compañía NeuroSky para el entrenamiento | 54 |
| 5.2.2. | Preparación del usuario para la toma de lecturas de las componentes: Atención, Meditación y Parpadeo | 56 |

| | |
|---|------------|
| 5.2.3. Creación del Banco de Lecturas EEG | 57 |
| 5.3. Diseño y programación de código para componentes | 59 |
| 5.4. Sesiones de Grabación | 60 |
| 5.5. Resultados y Validación | 62 |
| 6. CONCLUSIONES | 77 |
| 7. BIBLIOGRAFÍA | 84 |
| Apéndices | 89 |
| A. Descripción de las diademas Emotiv EPOC y MindWave Mobile | 91 |
| B. Diseño del electrodo | 94 |
| C. Placa del electrodo y Dispositivo ThinkGear | 95 |
| D. Descripción de los amplificadores de señal | 100 |

Índice de figuras

| | |
|---|----|
| 1.1. Localización de electrodos sobre la corteza cerebral. Fuente: Detección de áreas de la corteza donde asientan funciones motoras o del habla [11]. | 9 |
| 1.2. Douglas Myers, Electrical Geodesics GES-250 system [11]. | 10 |
| 2.1. Ubicación de la corteza cerebral [11-13]. | 20 |
| 2.2. Esquema de los bloques genéricos de las ICC. Representación de los procesos realizados desde la adquisición de señales hasta la aplicación al brazo robótico. Modificado [15]. | 27 |
| 3.1. a) Esquema de un electrodo de contacto. b) Colocación de los electrodos de contacto [32]. | 36 |
| 3.2. Principio de colocación de electrodos en casco de malla [32]. | 37 |
| 3.3. Módulo ThinkGear de NeuroSky. Fuente: [34] | 39 |
| 3.4. Placa electrónica Arduino Mega 2560 R3 [36]. | 40 |
| 3.5. Esquema tomando la señal física y convertirla en señal eléctrica utilizando un transductor [11]. | 42 |
| 4.1. Interfaz de la componente Parpadeo hecha en el programa LabVIEW 2014 (32-bits). | 46 |
| 4.2. Actividades como a) Leer, b) y c) Juegos de NeuroSky para atención, d) y e) Actividades desarrolladas para el mejoramiento de arriba y abajo. | 48 |

| | |
|---|----|
| 4.3. Actividades como: a) Respiraciones, b) y c) Juegos de NeuroSky, d) y e) Actividades de subir o bajar ayudan al mejoramiento de la meditación así como para el control del brazo robot. | 48 |
| 4.4. Parpadeo: a) ojo derecho b) ojo izquierdo c) ambos ojos | 49 |
| 4.5. Primera etapa del Brazo Robot Steten k-680. | 49 |
| 4.6. Etapa de construcción del cajón donde se colocó toda la circuitería para el Brazo Robot Steten k-680. | 50 |
| 4.7. Construcción de la interfaz. Incluye modificación concluida del brazo robótico k-680 Steren, diadema de NeuroSky y fuente de poder con la que se alimento el robot. | 51 |
| 5.1. Esquema de etapas a seguir durante la experimentación. | 54 |
| 5.2. Actividades para un mejor control de direcciones, la a) Dirección de arriba o abajo y b) Dirección de izquierda a derecha. | 55 |
| 5.3. Ilustra cómo se limpia las áreas para la colocación Diadema Mind-Wave Mobile. | 56 |
| 5.4. Colocación del sensor frontal (FP1) y electrodo de referencia (oreja-clip). | 57 |
| 5.5. Diagrama de flujo realizado en LabVIEW para cada uno de las componentes Atención, Meditación y Parpadeo. | 60 |
| 5.6. Actividad específica para ayudar a mejorar la atención y como consecuencia el poder bajar el brazo del robot. | 62 |
| 5.7. Se muestra que cuesta trabajo para ambos sexos el iniciar con la atención en un rango más alto y así poder lograr el movimiento en el robot, se normalizo a un tiempo de 150 segundos para fines comparativos. | 66 |

| | |
|--|----|
| 5.8. Se muestra que en uno de los sujetos mujer y hombre cuesta más trabajo el relaizar la rutina para está componente y así poder lograr el movimiento en el robot, se normalizo a un tiempo de 150 segundos para fines comparativos. | 67 |
| 5.9. Se muestra que cuesta trabajo para ambos sexos el iniciar con la atención en un rango más alto y así poder lograr el movimiento en el robot, se normalizo a un tiempo de 15 segundos para fines comparativos. | 67 |
| 5.10. Sesiones 2-5 del Sujeto A donde se logra apreciar que se tuvo lo esperado. | 68 |
| 5.11. Logra un mejoramiento notable el Sujeto F durante las actividades. Se normalizo a 150 segundos. | 69 |
| 5.12. Mejoramiento del Sujeto A durante el entrenamiento para la meditación, en las sesiones de la 2 a la 5. | 70 |
| 5.13. Muestra el mejoramiento del Sujeto F durante el entrenamiento para la meditación, donde de la línea guinda a la naranja indica que el el robot gira a la derecha, mientras que, si se encuentra en el rango de entre la linea naranja y la verde el robot gira a la izquierda. | 71 |
| 5.14. Se presentaron más contra tiempos en este, pero se lograron los objetivos. Encontrando que si están en el rango de la línea morada a la guinda la pinza abre y si están en el rango de la línea guinda a roja la pinza cierra. | 72 |
| 5.15. Se presentaron más contra tiempos en este, pero se lograron los objetivos. Encontrando que si están en el rango de la línea verde a la guinda la pinza abre y si están en el rango de la línea guinda a rosa la pinza cierra. | 73 |
| 5.16. Muestra como se llevo acabo la validación para la atención para este proyecto. | 74 |

| | |
|--|-----|
| 5.17. Muestra como se llevo acabo la validación de la meditación para este proyecto. | 75 |
| 5.18. Aplicación de NeuroSky en la que en tiempo real al parpadear se refleja el efecto en un avatar de la computadora. | 76 |
| A.1. Diademas que se contemplaron para este proyecto. | 91 |
| A.2. Visualizador de ondas cerebrales incluido en la diadema NeuroSky. | 93 |
| B.1. Partes del electrodo. (Fuente: patente [39]) | 94 |
| C.1. Partes del electrodo (Imagen modificada de patente [39]) | 95 |
| C.2. Dibujo mecánico de la placa del dispositivo ThinkGear de NeuroSky. [40] | 96 |
| C.3. Vista Inferior y Superior de la placa TGAM (Tomada de [40]) . . . | 96 |
| D.1. a) Amplificador de instrumentación con tres A.O. y b) es un diagrama esquemático de otro circuito que es útil para describir el estado de la técnica utilizada en a) [41]. | 101 |
| D.2. a) Es un diagrama de circuito esquemático detallado de una realización para el A.O. y b) Es un diagrama de circuito esquemático detallado de otra realización para el amplificador usado en la diadema Mindwave [41]. | 102 |
| D.3. Diagrama de bloques que ilustra la constitución del circuito de amplificación del módulo de sensor [42]. | 103 |

Índice de tablas

| | |
|--|----|
| 1.1. Comparación de las técnicas de adquisición de señales. Fuente: (Becedas, 2012) | 11 |
| 2.1. Señales bioeléctricas. | 24 |
| 2.2. Comparación entre diademas a utilizar para el proyecto. | 25 |
| 2.3. Dispositivos recientes para la toma de señales neuronales. | 33 |
| 3.1. Materiales con los que están hechos los diferentes tipos de electrodos [31]. | 35 |
| 3.2. Características de módulos Arduino para migrar la interfaz según sus recursos y aplicaciones. Fuente: Módulos Arduino UNO y MEGA (Arduino, 2014). | 41 |
| 5.1. Muestra el porcentaje de las actividades realizadas de manera exitosa, durante las 6 semanas y por los dos bloques que se realizaban las actividades. | 65 |
| A.1. Descripción amplia de las diademas Emotiv EPOC y NeuroSky. | 92 |

Resumen

Actualmente existe una emergente necesidad en disponer de herramientas, sistemas y plataformas que potencien estudios de experimentación de aspectos relativos al control neuromotor o al análisis biomecánico, y sobre todo que constituya a establecer las capacidades de la neurotecnología a fin de alcanzar el desarrollo de prótesis electromecánicas controladas mediante órdenes cerebrales.

El presente trabajo abarca los campos científico, tecnológico y experimental, y propone la implementación de un sistema ICC (Interfaz Cerebro Computadora) que otorgue control de un brazo robótico a un ser humano por medio de los estados mentales atención, meditación y parpadeo, mediante los cuales se logró mover tres grados de libertad de dicho robot.

Como solución a esta necesidad, se desarrolló una interfaz cerebro computadora para controlar un brazo robótico mediante una diadema que trabaja con el EEG colocada a una persona, mediante la cual se leyó y envió por medio de bluetooth a la computadora para ser procesadas las señales emitidas por el cerebro logrando definir mediante las componentes (atención, meditación y parpadeo) los movimientos realizados por el robot, este dispositivo tiene como característica proporcionar un conjunto de sistemas con una plataforma de desarrollo amigable y compatible con ArduinoIO, para crear aplicaciones que ayuden a mejorar la calidad de vida de las personas, en especial de aquellas que poseen capacidades

limitadas, empleando para ello tecnología de vanguardia.

Palabras clave: *neuroseñales, control, interfaz, atención, meditación y parpadeo.*

Abstract

There is now an emerging need to have tools, systems and platforms that enhance experimental studies of aspects related to neuromotor control or biomechanical analysis, especially which would constitute establish neurotechnology capabilities in order to reach the development of electromechanical prosthesis orders controlled by brain.

This work includes the scientific, technological and experimental fields, and a proposal at the implementation of an ICC system (Brain-Computer Interface) to give control of a robotic arm to a human being by the attention, meditation and mental states blinking, by which it was possible to move three degrees of freedom of the robot.

As a solution to this need, a brain computer interface was developed to control a robotic arm using a headset that works with the EEG, in which it was read the component (attention, meditation and blinking), this device has the feature to provide a platform for developing user friendly and compatible with Arduino, to create applications that help improve the quality of life of people, especially those who have limited capabilities, employing cutting edge technology.

Keywords: neural signals, control, interface, attention, meditation and blinking.

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

En la presente tesis se abordarán conceptos relacionados con la aplicación de la robótica. Así mismo el presente trabajo está estructurado en 6 capítulos, los cuales se describen a continuación:

En el **capítulo 1** se presenta la introducción al tema de tesis, así como planteamiento del problema, objetivos de investigación, la descripción de la hipótesis, la justificación, así como la metodología que se siguió para alcanzar los objetivos.

En el **capítulo 2** se proporciona el marco teórico y estado del arte para poder entender los términos y conceptos fundamentales para el buen desarrollo de la tesis.

En el **capítulo 3** se presenta la adquisición y procesamiento de señales, descripción de las herramientas que se utilizaron durante el desarrollo de la tesis, amplificación, así como el filtrado de señal que se describen ya que estos vienen implícitos en la diadema Mindwave Mobile.

En el **capítulo 4** se aborda la implementación: arquitectura del hardware y software, el programa de LabVIEW 2014 (32 bits), es decir cómo se elaboró todo la parte del código y con el equipo que se trabajó.

En el **capítulo 5** muestra la parte del protocolo experimental, especificaciones técnicas, desarrollo experimental, diseño e implementación de actividades y aplica-

ciones usadas de la compañía NeuroSky para el entrenamiento, creación del banco de lecturas EEG, diseño y programación de código para componentes, sesiones de grabación y evaluación de resultados.

Por ultimo en el **capítulo 6** se puntualizan las conclusiones de esta presente tesis.

Las aportaciones que se obtuvieron con la presente tesis fueron:

- IV Simposium Internacional de Bioingeniería, 24 y 25 de Noviembre de 2014 en UMSNH. **Poster:** *Diseño y Construcción de una Interfaz Cerebro Computadora para Aplicaciones en Neuro-Robótica.*
- Congreso Internacional de Investigación de Academia Journals, 5 al 7 de Noviembre de 2014, Celaya, Guanajuato, México. **Ponencia:** *Diseño y Construcción de una Interfaz Cerebro-Computadora para Aplicaciones en Neuro-Robótica.*
- IUPESM World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 7 al 12 Junio de 2015, Toronto, Canada. **Ponencia:** *Design and Construction of a brain-computer interface for applications in neuro-robotics.*
- V Simposium Internacional de Bioingeniería, 12-14 de Agosto de 2015 en UMSNH. **Poster:** *Diseño y Construcción de una Interfaz Cerebro Computadora para Aplicaciones en Neuro-Robótica.*

Publicaciones

- L.F.M Alma Rosa Méndez Gordillo, M.C. Miguel Villagómez Galindo y DR. Marco Antonio Espinosa Medina, 2014, *Diseño y Construcción de una Interfaz Cerebro-Computadora para aplicaciones en Neuro-Robótica*, Congreso Internacional de Investigación ACADEMIA JOURNALS Celaya, Celaya, Guanajuato, Noviembre 5 al 7, pp 3008.

- L.F.M. Alma Rosa Méndez Gordillo, M.C. Miguel Villagómez Galindo, Dr. Marco Antonio Espinosa Medina, 2015, *Design and Construction of a Brain-Computer Interface for Applications in Neuro-Robotics*, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, June 7-12, 2015, Toronto, Canada, David A. Jaffray, Springer International Publishing, Part XI, pp.1181-1183.
- A.R. Méndez-Gordillo, 2015, *Design and Construction of a Brain-Computer Interface for Applications in Neuro-Robotics*, International Journal of Engineering and Management Research, Vol. (5), pp 4.

Distinciones

- **Merit Award for the IFMBE Student Competition on Medical Device Design at the IUPESM World Congress on Medical Physics and Bimedical Engineering.** 7 al 12 Junio de 2015, Toronto, Canada. Paper Title: *Design and Construction of a brain-computer interface for applications in neuro-robotics.*

1.1. Antecedentes

El desarrollo de la tecnología ha llevado a las computadoras de uso común PC (Computadoras Personales) a ser equipos con gran capacidad de cálculo y almacenamiento. Puntos en los que se ha centrado su desarrollo, dejando de lado a una rama de las PC que prácticamente no ha cambiado desde que se crearon [1].

Por otra parte, (pero hacia el mismo punto) está el uso de la tecnología para asistir a personas discapacitadas para quienes se han desarrollado dispositivos especiales que permiten a estas personas, tener una mejor calidad de vida [2].

Estas tecnologías, de manera general, se pueden englobar en un solo objetivo, crear canales de comunicación adecuados a las capacidades de estas personas. Muchas de estas personas se ven con la problemática de no contar con movimiento físico, ni siquiera el habla, estas personas están aisladas de su entorno a pesar de que su función cerebral goza de total capacidad, lo que les impide el poder comunicarse, y es en torno a estas características que se ha buscado dentro de un área muy específica para poder encontrar una solución, las ondas electroencefalográficas (EEG) [1].

A partir de que se desarrolló la tecnología que permite leer las ondas EEG de los humanos, se planteó la posibilidad de interpretarlas y usarlas como un medio de comunicación con dispositivos que puedan ir, desde control de aparatos domésticos hasta prótesis robóticas.

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 modifica dicho entorno a través de los movimientos [3].

Mediante un proceso de aprendizaje, iniciado incluso antes de nacer, en el vientre materno se determinan los canales y ondas de señales electroquímicas que permitirán tanto la adquisición de información del entorno exterior, como el

control de los músculos con los que se logra modificar dicho entorno. Siendo pues la percepción de información y el movimiento, los mecanismos de interacción con el control físico que nos rodea, no es de extrañar que en la práctica de los actuales dispositivos de interfaz entre personas y máquinas necesiten algún tipo de control muscular voluntario, aunque éste sea mínimo como por ejemplo es el caso de los dispositivos de comunicación aumentada [4].

Esta necesidad de movimiento impide que personas que hayan sufrido algún tipo de accidente traumático, que afecte a su capacidad de movimiento, o con trastornos 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 problemas mantienen intactas su sensación corporal, vista y oído, así como sus capacidades cognitivas [5].

Por ello en 1920, el Dr. Hans Berger quien demostró la existencia de variaciones de potenciales eléctricos en el cerebro asociadas a diferentes estados [4, 6], 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 mecánicos externos [7, 8], dando lugar al surgimiento de la tecnología de Interfaz Cerebro Computador, ICC, definida como *“una nueva vía de comunicación entre personas y computadoras, 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 o sector militar [4].

Desde el punto de vista de interacción entre el ser humano y el dispositivo mecánico externo, hay que considerar que en las ondas de control interactúan dos componentes adaptativos 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 hay sobre la capacidad de utilización del sistema que tiene tanto el efecto de realimentación de información al usuario, como los cambios de estado de ánimo

de éste [4, 9].

1.2. Adquisición de las señales eléctricas transmitidas por el cerebro en diferentes situaciones.

Los sistemas ICC se pueden clasificar en dos grupos según la naturaleza de la señal de entrada: sistemas ICC *endógenos* y *exógenos* [10].

- Los sistemas ICC endógenos son aquellos que dependen de la capacidad del usuario para controlar su actividad electrofisiológica, como puede ser la amplitud del EEG en una banda de frecuencia específica sobre un área concreta del córtex cerebral.
- Los sistemas ICC exógenos dependen de la actividad electrofisiológica evocada por estímulos externos y no necesitan de una etapa intensiva de entrenamiento.

La adquisición de las señales eléctricas es obtenida mediante electrodos, un electrodo es un elemento que permite convertir las corrientes iónicas existentes en la superficie de la piel en una corriente eléctrica, es necesario colocar una solución salina o un gel electrolítico para tener un buen contacto con la piel.

Al ser esta una técnica EEG, tenemos que considerar que dependiendo de la forma de captación del registro de estas señales pueden tomar diferentes nombres. Y de la misma forma existen métodos de adquisición de estas señales que se acoplan a su respectivo dispositivo, estos pueden ser invasivos y no invasivos [10].

- **Método invasivo.**

La medición se realiza directamente desde el cerebro del usuario con una calidad de lectura muy buena, con lo que es necesario realizar una intervención

quirúrgica en donde el sensor puede penetrar el córtex cerebral de forma que mide la actividad eléctrica de neuronas individuales, o bien, puede colocarse en la superficie del córtex para medir la actividad eléctrica en grupos de neuronas. El medio de transmisión que usan en este caso es la membrana cerebral, un ejemplo de ello se presenta en la siguiente figura 1.1, la cual muestra la colocación de implantes para detección de áreas epileptógenas y áreas de la corteza donde se asientan funciones motoras o del habla. La señal es nítida pero a su vez riesgosa ya que supone una intervención quirúrgica, haciendo de esta poco utilizada, las investigaciones y prácticas de esta se realizan con animales.

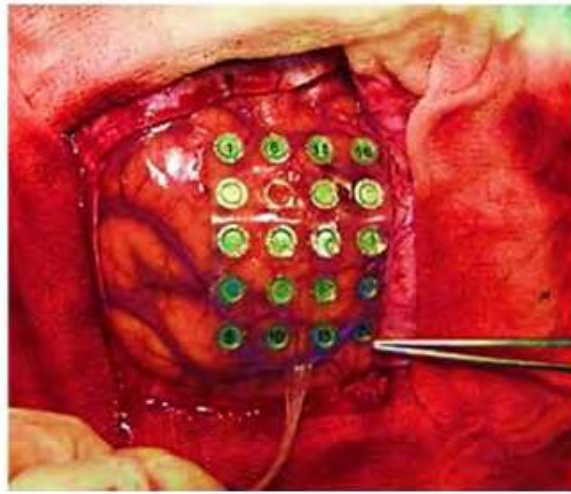


Figura 1.1: Localización de electrodos sobre la corteza cerebral. Fuente: Detección de áreas de la corteza donde asientan funciones motoras o del habla [11].

- **Método no-invasivo.**

Este método no requiere de ningún tipo de cirugía para colocar algún dispositivo en el interior del cráneo, es decir se coloca de manera externa, estos dispositivos son más utilizados en la tecnología ICC y de esta manera implica un menos riesgo para el usuario, la actividad eléctrica se mide en la superficie del cuero cabelludo, permitiendo identificar un amplio rango de actividad por sus múltiples electrodos dispuestos en un arreglo espacial. La señal obtenida presenta una resolución más débil ya que el cráneo debilita y distorsiona en cierta manera las señales generadas por las neuronas.

Diferentes técnicas de adquisición y registro de actividad cerebral son empleadas en ICC, como por ejemplo: la Magnetoencefalografía (MEG), la Tomografía por Emisión de Positrones (PET), o la imagen de resonancia magnética funcional (fMRI); existiendo en la actualidad grupos de investigación trabajando sobre ellas. Sin embargo las técnicas anteriores presentan bien el inconveniente de tener constantes de tiempo muy altas, al quedar su funcionamiento ligado al flujo san-



Figura 1.2: Douglas Myers, Electrical Geodesics GES-250 system [11].

guíneo, caso de PET, fMRI e imagen óptica; o bien requerir un equipamiento muy costoso: MEG, PET, fMRI. En la actualidad la electroencefalografía es la técnica que por precio y tiempo de reacción consigue mejores resultados [4].

Además las interfaces neuronales se consideran como sistemas de transducción bidireccionales que permiten establecer un contacto directo entre el dispositivo técnico y la estructura neurológica, cuyo objetivo es registrar las señales bioeléctricas del cuerpo y la excitación artificial de los músculos y nervios.

Los fenómenos que ocurren en la sinapsis son de naturaleza química, pero tienen efectos eléctricos laterales que se pueden medir, en una sola neurona no llega a ser apreciable dentro del montón, eso sin pensar en ellas como vectores, lo que se mide es la resultante y estos efectos eléctricos se pueden medir por medio de

electrodos de aguja o simplemente en el cuero cabelludo (electrodos superficiales). Obviamente la intensidad de la señal en el último caso es menor como se menciona anteriormente, pero tiene la ventaja de ser técnica no invasiva [10].

Tabla 1.1: Comparación de las técnicas de adquisición de señales. Fuente: (Bece-das, 2012)

| Técnica | Tipo | Costo | Portabilidad | SNR | Radiación |
|----------------|-------------|--------------|---------------------|------------|------------------|
| EEG | No invasivo | Bajo | Alta | Bajo | No |
| Fmri | No invasivo | Alto | Baja | Medio | No |
| MEG | No invasivo | Alto | Baja | Medio | No |
| PET | No invasivo | Alto | Baja | Medio | Si |
| SPECT | No invasivo | Alto | Baja | Medio | Si |
| Fnirt | No invasivo | Bajo | Alta | Bajo | No |
| ECoG | Invasivo | Alto | Baja | Alto | No |

1.3. Importancia del entrenamiento para la manipulación del robot.

En la actualidad, se establece la importancia de investigar sobre el desarrollo de técnicas de entrenamiento basadas en técnicas de biofeedback (proceso de retroalimentación), que permitan a un sujeto generar de forma fiable un mismo patrón electroencefalográfico en función de sus deseos.

Existe una dificultad de controlar las señales EEG y además que se le acompañe de un entrenamiento no adecuado, el resultado será la frustración y el abandono por parte de muchos de los usuarios. Sin lugar a duda, el progreso de estos sistemas radica en el desarrollo de técnicas de entrenamiento.

Para aprender a controlar las señales EEG, resulta imprescindible proporcionar algún tipo de feedback al sujeto que le permita conocer su evolución. En ICC, y en especial en los basados en componentes frecuenciales, el feedback consiste en indicar al sujeto si a lo largo de una prueba, el estado mental que ha alcanzado durante unos segundos ha sido reconocido o no correctamente [12]. Existen infinidad de parámetros que deben ser tomados en cuenta para establecer un adecuado protocolo de entrenamiento, siendo lo primero que tenemos que tomar en cuenta son las tareas mentales a realizar por los sujetos en lo que se detalla:

- Duración, repetitividad y descanso entre prueba y prueba.
- Duración de la actividad mental.
- Duración de las sesiones.

Otros están relacionados con la representación y el tipo de feedback proporcionado:

- Sesiones con o sin feedback.
- Feedback continuo o discreto.
- Tipo de feedback.

Los protocolos de entrenamiento necesitan de una capacidad de atención, motivación y concentración de la persona, muy determinantes en el proceso de aprendizaje.

Sin embargo se ha demostrado en muchos estudios la existencia de algunos pensamientos o actividades mentales cuyas características EEG pueden ser, en mayor o menor medida, diferenciadas. Una de estas actividades mentales son las imágenes motoras, por lo que muchos protocolos de entrenamiento consisten en pedir a la persona que imaginen movimientos de las extremidades o alguna acción similar.

El estado de calma, de excitación, de meditación y concentración son de principal importancia para así poder tener un mejor control de los mismos, y esto a su

vez ayuda a la persona para poder desarrollar un patrón que el cerebro transmitirá en forma de señales eléctricas que serán de fácil detención para los dispositivos no invasivos [12].

La interfaz neuronal comprende: los electrodos o sensores, las conexiones internas (cables), las conexiones al procesador externo, los circuitos para la adquisición de los datos y la unidad controladora del sistema efector [4]. Uno de los elementos clave en la interfaz es el electrodo, encargado de capturar la actividad bioeléctrica o de aplicar las corrientes eléctricas a los tejidos vivos.

Los componentes de los cuales se adquirieron las señales necesarias para llevar a cabo el proyecto fueron:

Componente Atención.- En específico, la atención es una componente que está relacionada con la actividad cerebral generada por la concentración. Esta componente está en el rango de amplitud que oscila entre 0 y 100. Las distracciones, pensamientos errantes, falta de concentración, ansiedad bajan los niveles de atención.

Componente Meditación.- Esta componente se encuentra dentro del rango de amplitud 0 y 100. Ésta componente para la mayoría de la gente en circunstancias normales, relajar el cuerpo a menudo, ayuda a relajar la mente también.

Componente Parpadeo.- El parpadeo es el cierre y apertura rápida de los párpados, lo que se necesita hacer para obtener esta componente, el rango de amplitud oscila 1 a 255.

Existen sistemas que permiten leer neuroseñales como el que se presenta y a su vez esos sistemas se caracterizan por involucrar distintos saberes entre tecnologías multidisciplinarias como la biotecnología, nanotecnología, tecnologías de la información, ingeniería bioquímica, neurociencia y matemáticas aplicadas que entre otras ofrecen soluciones a problemas físicos, mentales y psicológicos.

1.4. Planteamiento del Problema

Debido a las limitaciones de la actividad humana, el objetivo principal del trabajo ICC es permitir a las personas con las vías nerviosas que han sido dañadas por amputación, trauma o enfermedad, así conseguir una mejor función y control de su entorno, ya sea a través de reanimación de los miembros paralizados o el control de dispositivos robóticos. Así también otras posibles aplicaciones que tiene ICC son el controlar una silla de ruedas, de un brazo robótico, etc.

1.5. Objetivos de Investigación

1.5.1. Objetivo General.

Diseñar y construir una interfaz para estudiar las señales neuronales, y poder determinar su aplicación en el control de dispositivos biomédicos.

1.5.2. Objetivos Particulares.

- Evaluar el tipo de electrodo a utilizar en la interfaz.
- Seleccionar el tipo de microcontrolador para implementar y programar la interfaz neuronal.
- Estudiar las señales neuronales.
- Estudiar el tipo de filtro de señal para utilizar en la interfaz.
- Seleccionar el microcontrolador para controlar de manera universal dispositivos biomédicos con 3 grados de libertad.

1.6. Hipótesis

Se puede diseñar y construir una interfaz cerebro-computadora, para estudiar las señales producidas en el cerebro al accionar un músculo y con ello poder controlar algún dispositivo para suplir la carencia o ampliar la funcionalidad de un miembro, es decir desarrollar aplicaciones en neuro-robótica.

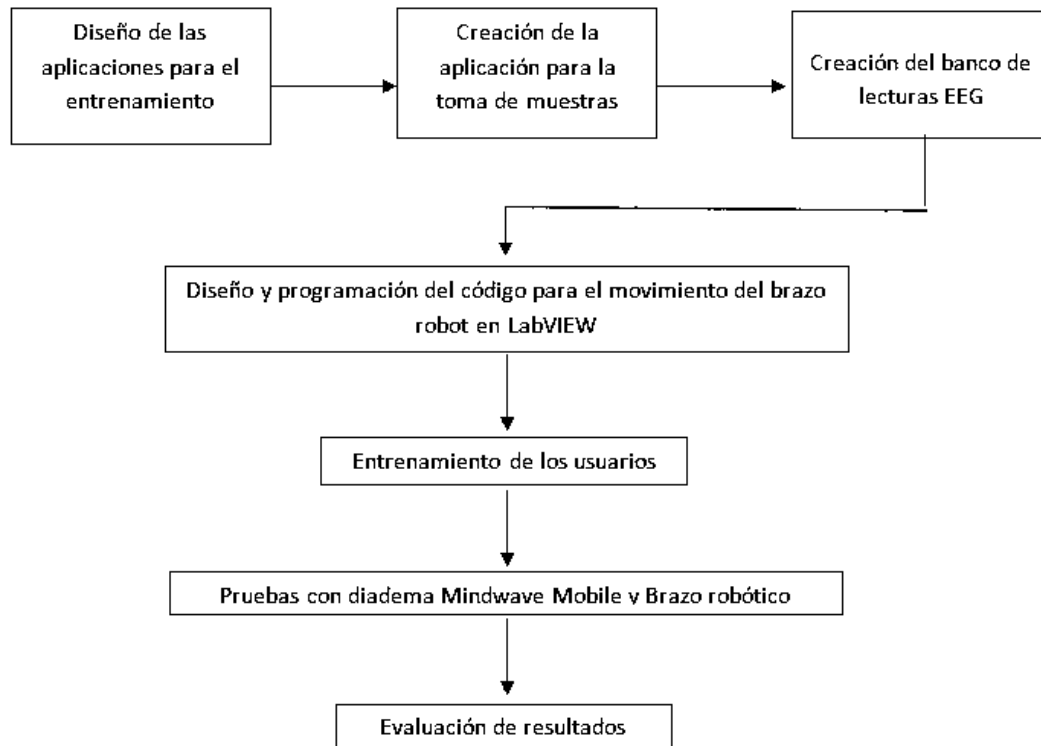
1.7. Justificación

Esta investigación plantea el diseño y desarrollo de una interfaz neuronal para el estudio de las señales producidas por el cerebro para controlar dispositivos biomédicos de manera particular un brazo robótico. Dando como resultado una contribución al estado del arte en cuanto a señales neuronales se refiere, y por otra parte ofrecer nuevas posibilidades de reintegración social y profesional a las personas que han perdido o carecen de funcionalidad en alguna parte de su cuerpo.

1.8. Metodología

La metodología que se siguió para desarrollar la presente tesis y poder alcanzar las metas deseadas fue la siguiente.

Para el presente proyecto se realizó con el método de electroencefalograma, ya que se determinó que el EEG es una de las maneras más eficientes de obtener el muestreo, además de ser utilizado como técnica no invasiva. Además se utilizó la diadema Mindwave Mobile de NeuroSky, la cual consta del electrodo capaz de captar las señales cerebrales. Se llevó a cabo la implementación en la interfaz en nuestro caso con el módulo ThinkGearAM de NeuroSky, para el estudio de las señales se diseñaron varias actividades con la finalidad de que el usuario controlara con mayor éxito el estado de atención, meditación y el parpadeo. En cuanto a la filtración se hizo en varias etapas a nivel hardware ayudados por la diadema



de NeuroSky, a nivel software fue decidir qué componente mental (atención, meditación o parpadeo) movería que parte del robot, así como restringir los grados de movilidad del motor en el robot. La implementación se hizo con la ayuda de la tarjeta Arduino Mega 2560 R3, y la validación de los resultados se llevó a cabo con la ayuda de grabaciones para poder hacer comparaciones con la persona, la computadora y el movimiento del brazo.

Capítulo 2

MARCO TEÓRICO

REFERENCIAL Y ESTADO

ACTUAL DEL PROBLEMA

2.1. Marco teórico

Con el descubrimiento de la naturaleza electroquímica del sistema nervioso en general y del cerebro en particular, y la descripción de la electroencefalografía por parte del Dr. Hans Berger en 1929 [4], comienzan las primeras especulaciones acerca del empleo de esta técnica como vía de comunicación y control, a fin de permitir al cerebro actuar sobre el entorno sin la utilización del sistema nervioso periférico o los músculos.

Las investigaciones llevadas a cabo en la tecnología ICC han sido divididas en dos grupos, las primeras llamadas experimentos fuera de línea a aquellos en los que se produce una primera etapa de adquisición de la información para proceder a continuación a su posterior análisis; y experimentos en línea a aquellos que procesan, lo más rápidamente posible, pequeños paquetes de información para interactuar con el entorno en el menor tiempo posible, buscándose idealmente una

actuación e interacción continua entre el usuario y el entorno. En el primer grupo se abarcan todas aquellas investigaciones cuyo objetivo es la investigación neurológica: zonas cerebrales en las que la relación señal adquirida, el ruido presenta un índice mayor, grupo de actividades con mayor poder de discriminación, etc. El segundo caso engloba aquellos experimentos en los que se busca el desarrollo de dispositivos de comunicación.

Las primeras investigaciones se centraron en la utilización de señales electroencefalográficas espontáneas, al usuario se le entrenaba en el control de estas características, normalmente ritmo α (es 9 hz que se registra sobre la zona motora del córtex), con el objetivo de manejar desde trenes de juguete a juegos de luces.

En 1970 varios científicos desarrollaron sistemas de comunicación sencillos, que eran controlados por el registro de actividad eléctrica en la cabeza del usuario. A principios de dicha década la “Advanced Research Projects Agency (ARPA)” del Ministerio de Defensa de Estados Unidos, mostró interés en tecnologías que permitieran un mayor grado de inmersión e interacción entre personas y computadoras incluyendo las denominadas aplicaciones “biónicas”. El proyecto de mayor éxito fue liderado por el Dr. Jacques Vidal [4], director de “Brain Computer Interface Laboratory” en UCLA. Mediante la utilización de estimulación visual generada por computador y procesamiento avanzado de señal. Estas primeras investigaciones revelaron la importancia de la distinción entre sistemas de control que usaran actividad electroencefalográfica y aquellos que usaban electromiogramas, recogiendo la actividad muscular a nivel de cuero cabelludo o músculos faciales.

En 1988 los doctores Farwell y Donchin de la Universidad de Illinois utilizaron la técnica de Potenciales Relativos a Eventos P300 para el control de una máquina de escribir virtual [4, 10]. El teclado matricial se representaba en una pantalla de ordenador. Al voluntario se le pedía que escribiera una palabra, mientras que las filas y columnas del teclado eran resaltadas de forma aleatoria, se resaltaba la fila o la columna en la que se encontraba la letra deseada se producía un P300. El dispositivo utilizaba un único electrodo dispuesto sobre el córtex parietal (es la

zona con mayor respuesta P300 en personas adultas). Un algoritmo de detección de pico identificaba cuando se producía un potencial P300. El sistema tenía una velocidad media de comunicación de 2.3 caracteres por minuto, lo cual corresponde a un canal con una capacidad de 0.2 bits/segundo.

En 1990 el Dr. Keirn y el Dr. Aunon [4], en la Universidad del Estado de Colorado, llevaron a cabo una serie de experimentos para analizar qué tipo de actividades cognitivas podrían ser diferenciadas, mediante la señal electroencefalográfica. El objetivo a largo plazo era la utilización de aquellas actividades que mejor señal proporcionaban para el control de sistemas ICC. Inicialmente se identificaron tareas en los hemisferios izquierdo y derecho, por lo que una característica de discriminación útil fue la relación de asimetría de la potencia espectral. Se dispusieron seis electrodos en las zonas izquierda, central derecha, parietal y occipital, del córtex cerebral. La estimación de la densidad espectral de potencia fue obtenida mediante el empleo de la transformada rápida de Fourier (FFT). Trabajos posteriores demostraron que el empleo de métodos Auto-Regresivos (AR) ofrecía mejores resultados. En 1993, investigadores del Hospital Universitario Nacional de Taiwan repetían el experimento anterior, ahora utilizando redes neuronales de Kohonen como clasificador de las diferentes actividades. Indicaron que eran capaces de diferenciar dichas tareas con mayor exactitud.

En 1992, el grupo del Dr. Pfurtscheller [12-14] de la Universidad de Graz en Austria estudió los ritmos μ (es el ritmo α que se registra sobre la zona motora del cortex.) asociados con el movimiento de los dedos índice derecho e izquierdo. A los voluntarios se les instruyó para que presionaran un pulsador con el dedo índice. Una pista un segundo antes de producirse el movimiento indicaba que dedo debía de ser utilizado. Durante este segundo, 30 electrodos dispuestos en una matriz rectangular sobre la zona seso-motora del córtex cerebral registraban la actividad electroencefalográfica (ERD) que precedía al movimiento. Posteriores análisis de la información adquirida han demostrado que dos electrodos en las zonas C3 y C4 (Ver figura 2.1) son suficientes para obtener buenos resultados. La transformación

de Hilbert, aplicada a las señales electroencefalográficas, ha demostrado ser el mejor método para la extracción de características. Dando lugar a una precisión en la clasificación de aproximadamente el 90 %, comparada con el 70 % u 80 % que se consigue con el mejor método de potencia espectral. Posteriormente se ha demostrado que redes neuronales trabajando sobre modelos auto-regresivos dan lugar a resultados similares. Este experimento demostró que utilizando únicamente dos electrodos, se podría controlar el movimiento bidimensional de un cursor.

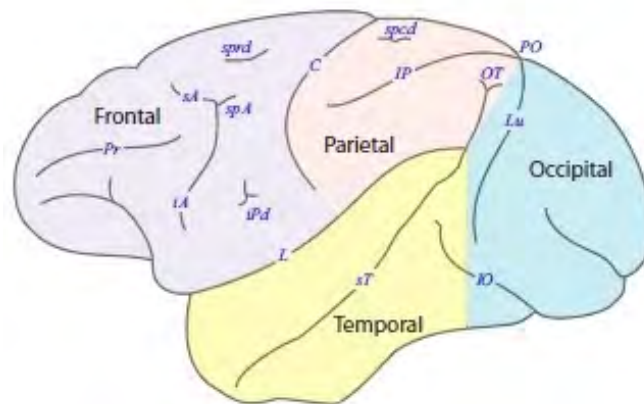


Figura 2.1: Ubicación de la corteza cerebral [11-13].

Al año siguiente, este mismo [11-13] grupo mostró su sistema ICC en línea, basado en detectar potenciales de generación en dos electrodos sobre las zonas C3 y C4 de córtex senso-motor. Un voluntario fue entrenado durante cuatro sesiones de media hora, la actividad de entrenamiento consistió en el movimiento horizontal de un cursor en pantalla. El procedimiento de adquisición de la señal fue el siguiente [4]:

1. Un pitido prepara al usuario para el comienzo de la actividad.
2. Un segundo después se indica la dirección objetivo, mostrando un cuadrado en la zona izquierda o derecha de la pantalla.
3. Al cabo de otro segundo, aparece un cursor en medio de la pantalla, indicando que el usuario debe presionar el pulsador adecuado.

Una sesión de grabación queda compuesta por unos ochenta intentos. En cada sesión la señal del segundo en el que se planifica el movimiento es procesada para obtener los valores espectrales de potencia. Utilizando estos datos y la dirección de movimiento actual, se produce el aprendizaje de la asociación de movimientos planificados con movimientos reales. Tras una sesión de entrenamiento el clasificador predice un 70 % de movimientos correctamente, al cabo de cuatro esta cifra se incrementa hasta un 85 %. Lo cual demuestra que el usuario modifica su señal electroencefalográfica mediante el empleo de biorealimentación [4].

En el “New York State Department of Health” en 1993 el Dr. McFarland y Dr. Wolpaw [13] entrenaron voluntarios en el control de la amplitud de sus ritmos μ para el control de la posición de un cursor en la pantalla de un computador. Se utilizaron dos electrodos dispuestos sobre el área senso-motora primaria del córtex cerebral izquierdo abarcando la cisura central. Con estos dos electrodos se obtenía un canal de señal electroencefalográfica, que convenientemente tratada mediante el algoritmo de FFT (Transformada Rápida de Fourier) implementado en un DSP (Procesador Digital de Señal), suministraba la componente de 9hz en tiempo real, que era utilizada para controlar proporcionalmente el movimiento vertical del cursor en la pantalla. Los blancos, de tamaño constante, se desplazaban de izquierda a derecha a una altura elegida al azar, el tiempo empleado por el blanco en recorrer el ancho de la pantalla era de 8 seg. Al voluntario se le indicó que moviera el cursor, en el lado derecho de la pantalla, para interceptar el blanco. Se entrenaron a cuatro voluntarios durante un periodo de algunas semanas. El que mejor lo hizo consiguió interceptar en blanco el 75 % de las veces, mientras que al peor resultado obtenido lo hacía en un 39 %. Estos datos corresponden a un canal de comunicación con una capacidad de 0.125 bit/seg (en el mejor de los casos). Experimentos posteriores comunicados en 1994, utilizaban dos electrodos en el lado derecho y otros dos en el lado izquierdo en la zona senso-motora del córtex, dando lugar a dos canales ERD, el ritmo μ en cada hemisferio fue capturado utilizando una banda de frecuencia centrada en 10 hz con una anchura de 5 hz, con una periodi-

cidad de 200 ms. Ambos valores fueron convertidos en movimientos horizontales y verticales del cursor, mediante el empleo de ecuaciones lineales, los coeficientes de dichas ecuaciones se actualizaban al cabo de cada intento. La tarea propuesta fue la dirección del cursor desde el centro de la pantalla del computador hacia una de las esquinas del monitor elegidas al azar. La prueba finalizaba cuando el cursor alcanzaba el blanco de tamaño fijo. Se entrenaron cinco voluntarios durante un periodo de 6 a 8 semanas. El voluntario con mejores resultados consiguió el 70 % de los blancos, a una velocidad media de 26 por minuto, lo cual corresponde a una tasa de transferencia de información de 0.9 bits/seg.

Hiraiwa, Shimohura y Tohunaga [4] en el “NTT Human Interface Laboratories”, en Japón, utilizaron un sistema electroencefalográfico de 12 electrodos, para estudiar las características espacio temporales de los potenciales de generación asociados con la pronunciación de tina entre cinco sílabas japonesas. Se tomaban dos registros de la actividad electroencefalográfica previos a la pronunciación de la sílaba, para ser utilizadas en la subsiguiente clasificación empleando una red neuronal entrenada mediante la técnica de “backpropagation”. Dieciséis de treinta nuevas sílabas eran correctamente clasificadas. Así mismo también se investigaron potenciales de generación asociados a movimientos de “joystick”. En este caso, utilizando la misma técnica. 23 de 24 nuevos movimientos del joystick fueron correctamente reconocidos.

En 1994 el grupo del Dr. Pfurtscheller [14] mostró como movimientos de los dedos índice derecho e izquierdo, movimientos del pie y de la lengua podían ser identificados mediante sus ERD's. Emplearon ocho electrodos dispuestos en una matriz rectangular sobre la zona senso-motora y realizaron la estimación de potencia espectral en las siguientes bandas para cada señal: 10- 12 hz (dedos y lengua), 30-33 hz (dedos del pie), 38-40 hz (dedos y lengua). La estimación se realizaba cada 250 mseg. Este trabajo llevó al diseño del segundo sistema ICC en Graz, con el cual controlar tres tipos diferentes de movimientos. Cada sesión consistió en cuatro bloques de 60 pruebas con un descanso de cinco minutos entre bloques.

Cuando la indicación desaparece, al cabo de 1.25 seg, el voluntario presiona el pulsador con su dedo índice derecho, izquierdo, o mueve los dedos del pie derecho hacia arriba. Las señales electroencefalográficas son clasificadas por el sistema en el siguiente segundo. Los datos del primer segundo son utilizados para entrenar el clasificador, mientras que en la cuarta sesión no se muestran los resultados. En las sesiones segunda y tercera, en las que sí existe realimentación de resultados se consigue una exactitud del 81 %, sin embargo en la cuarta la cifra baja al 77 %.

2.2. Sistemas de adquisición de datos de neuro- señales.

Los potenciales bioeléctricos del cuerpo humano o de cualquier animal raramente son determinísticos. Sus magnitudes varían con el tiempo, incluso cuando todos los factores que las originan están controlados. Los valores de la misma medida pueden variar enormemente entre diferentes individuos aunque estos estén sanos y las condiciones de medición sean las mismas. Esto quiere decir que los valores pueden ser muy diferentes para diferentes personas aunque sean valores normales en ellos.

A continuación se comentan algunos de los valores típicos para diferentes señales bioeléctricas:

Tabla 2.1: Señales bioeléctricas.

| Señal | Magnitud | Ancho de Banda (Hz) |
|-----------------------------------|-------------|---------------------|
| ECG (electrocardiograma) | 0'5–4mV | 0'01 – 250 |
| EEG (electroencefalograma) | 5–300μV | DC – 150 |
| EGG (electrogastrograma) | 10 – 1000μV | DC – 1 |
| EMG (electromiograma) | 0,1 – 5mV | DC – 10,000 |
| EOG (electrooculograma) | 50 – 3500μV | DC – 50 |
| ERG (electroretinograma) | 0 – 900μV | DC – 50 |

Los valores indicados en la tabla 2.1 fijan la ganancia y el ancho de banda que debe tener el equipo de medida, en nuestro caso es para el electroencefalograma (EEG).

2.3. Métodos de medición mediante EEG.

Ahora, para leer la actividad cerebral es necesario realizar un electroencefalograma (EEG). Existen distintas formas de hacerlo, pero se decidió utilizar un dispositivo ya fabricado y probado debido a que es recomendable contar con conocimientos necesarios para la colocación de los electrodos, y es difícil saber si el usuario tendrá dichos conocimientos.

Existían varias opciones, pero se destacaron dos por su librería actualizada en el software en que se llevaría a cabo la interfaz (LabVIEW): la diadema de Emotiv y la diadema de Neurosky.

Tabla 2.2: Comparación entre diademas a utilizar para el proyecto.

| Dispositivos Características | MindWave Mobile (NeuroSky) | Emotiv EPOC |
|--|----------------------------|--------------------|
| Precisión de lectura | Tiene | Tiene |
| Simplicidad en la adquisición de señal | Tiene | |
| EEG en bruto con filtros | Tiene | |
| Sensor EEG | TGAM | |
| Tipo Sensor | | Dry |
| Salida Wireless | Bluetooth | Bluetooth Smart |
| Tipo Ref/Gnd | Oreja-Clip | Izq./Derecha P3-P4 |
| Batería | 1xAAA | De litio |
| Costo | Accesible | 10 veces mayor |

En la tabla 2.2 se hace una comparación entre las opciones para la elección de la diadema. Ya que la diadema de Emotiv representaba un gasto casi diez veces mayor al de la Mindwave de Neurosky, pero contaba con muchos más electrodos, por lo que las lecturas serían tan precisas como lo requiriera la aplicación, pues se detectaría la actividad cerebral directamente de cada zona del cerebro. Sin embargo, para fines de este proyecto esa precisión no era tan necesaria, por lo que la diadema de NeuroSky fue la elegida.

Además del menor costo y mayor simplicidad en la adquisición e interpretación de datos, la diadema Mindwave tenía un par de ventajas más para el proyecto. La primera: no sólo realizaba el EEG en bruto, sino que tenía filtros para las distintas frecuencias y amplitudes de las señales cerebrales (ondas alfa, beta, theta, etc.), además de realizar una interpretación de las mismas al mostrar el porcentaje de atención y meditación del usuario. Esta última característica fue de mucho interés

y determino su elección por utilizar el dispositivo.

La segunda ventaja es que la empresa NeuroSky está desarrollando dispositivos para realizar lecturas de EMG (La electromiografía es una técnica para la evaluación y registro de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos), ECG (Electrocardiograma) y GSR (Conductividad de la piel); lo que representa la posibilidad de tener todas las variables leídas en un solo sistema embebido. Ver Apéndice A donde se encuentra más información acerca de las diademas.

2.4. Modelo funcional genérico de un sistema ICC.

En este apartado se describe el principio de funcionamiento básico de las interfaces cerebro computadora según el modelo funcional genérico de bloques. Tiene una ventaja enorme sobre cualquier otra interfaz de control, las ICC no requieren movimiento físico para su manipulación; se diferencian cuatro bloques principales, se muestra en la figura 2.2.



Figura 2.2: Esquema de los bloques genéricos de las ICC. Representación de los procesos realizados desde la adquisición de señales hasta la aplicación al brazo robótico. Modificado [15].

Descripción de las etapas del modelo funcional del sistema ICC propuesto:

Adquisición.- etapa en la que se realiza el registro de señal tomada por los electrodos colocados en el usuario y su adecuación para su procesamiento posterior mediante etapas de amplificación y digitalización.

Procesamiento.- donde se recibe la señal digitalizada y es transformada en comandos que entiende el dispositivo sobre el que actúa el usuario. Se divide en tres etapas secuenciales:

- **Cancelación de artefactos**, elimina el ruido producido por algún otro tipo de actividad bioeléctrica que contamina la señal de entrada.
- **Obtención de características**, traduce la señal en un vector de características en correlación con el fenómeno neurológico asociado a la señal.
- **Traducción de características**, transforma el vector de características en una señal de control adecuada al dispositivo que se pretende controlar.

Aplicación.- donde se obtienen los comandos de control y se realiza las acciones correspondientes en el dispositivo a través del controlador mismo.

Configuración.- donde el operador puede definir los parámetros del sistema, el cual no necesariamente es una técnica personal, así como algoritmos automáticos que ajustan el comportamiento del sistema en función del feed-back generado.

2.5. Estado Actual del Problema

2.5.1. Análisis de los antecedentes y requerimientos previos al desarrollo conceptual.

Las investigaciones anteriores han resuelto una gran cantidad de problemas, por ejemplo la discriminación de actividad electromiográfica de la electroencefalográfica, pese a que a nivel de cuero cabelludo, la primera es de mayor amplitud que la segunda en la misma localización, y la comunicación basada en EMG puede llegar a enmascarar la comunicación basada en EEG. Para realizar una correcta discriminación de ambas fue preciso realizar un análisis espectral y topográfico. Este trabajo inicial también sirvió para esclarecer la distinción entre sistemas de comunicación basados en EEC que dependían del control muscular (por ejemplo potenciales visuales evocados dependen de la dirección de los ojos) y aquellos que no dependían del control muscular (actividad figurativa, imaginativa o matemática), estableciéndose una primera discriminación entre sistemas ICC exógenos y endógenos. Estas distinciones fueron las que dieron lugar a la actual definición del término Interfaz Cerebro Computador ICC como “aquel sistema de comunicación que no depende de los canales cerebrales de salida habituales, sistema nervioso periférico y músculos” [16, 21]. Definición que justifica el interés actual que la tecnología ICC ha suscitado entre los diversos grupos de investigación en interfaces hombre-máquina a nivel mundial, y las posibilidades como nueva tecnología de comunicación aumentada ofrece su aplicación en campos como la tecnología de la

rehabilitación, teleoperación de dispositivos robotizados, sector militar o industria del ocio. La proliferación que en los últimos años se ha producido en los grupos de investigación en la tecnología ICC y la gran variedad en los tipos de señal de entrada, algoritmos de traducción, salidas y otras características de los dispositivos basados en ICC, ha motivado el aumento de la diversidad de criterios tanto en la consideración de las áreas prioritarias de desarrollo para la mejora de la tecnología ICC, como en el establecimiento de procedimientos de medida y comparación de resultados. Una medida estándar en los sistemas de comunicación es la velocidad de transferencia de información o cantidad de información transmitida por unidad de tiempo. Ésta depende tanto de la velocidad, como de la exactitud [17, 18].

En la actualidad sólo se disponen de datos ICC de personas con incapacidades neuromotoras severas. Con el Dispositivo de Traducción de Pensamiento (TTD) [19], que utiliza potenciales corticales lentos (SCP's), y con el sistema Wadsworth ICC, que utiliza ritmos μ y β (son el reflejo de la mente consiente, el rango de 12-20 hz, los cuales son detectables en los lóbulos parietales, frontales y pueden ser medidas en el momento de SMR y relajación enfocada.) [7], han sido evaluados en un número pequeño de usuarios con esclerosis lateral amiotrófica, daño traumático, daño de la médula espinal, parálisis cerebral o amputación. El objetivo de estos estudios es la comparación del rendimiento de los diferentes sistemas ICC y sus diferentes entradas electrofisiológicas, así como evaluar diferentes procedimientos de entrenamiento, controlando el efecto placebo [20]. Con el objeto de unificar criterios y procedimientos de comparación, en los últimos años se han realizado diferentes concursos sobre ICC, focalizadas en la resolución incremental de los problemas que aparecen en la aplicación de esta tecnología.

Trabajos en desarrollo evalúan el efecto del entretenimiento y analizan diferentes estrategias utilizadas por los usuarios. Por ejemplo algunos protocolos piden que el usuario emplee imaginación de movimientos muy específicos u otra tarea mental para producir las características que el sistema EEG utilizará como señales de control [16, 22]. Sin embargo otros sistemas permiten más libertad al usuario en

la decisión de que movimientos imaginar [7]. El análisis de similitudes y diferencias, entre la adquisición de control ICC y la adquisición de destreza motora o no motora convencional, podría conducir a la mejora de los métodos de entrenamiento. Así mismo también deben ser considerados aspectos mentales del individuo como por ejemplo: motivación, fatiga, frustración. El análisis de los informes de usuario debe ser cuidadosamente analizado para extraer las conclusiones correctas [23].

El desarrollo actual de las técnicas ICC requiere que se reconozca que el objetivo no es únicamente la observación de la actividad cerebral, mediante diferentes técnicas como EEG o registros intracorticales, y mediante ellos determinar la intención del usuario, sino que la interfaz de control cerebral debe ser entendido como un nuevo canal de salida cerebral, y al igual que los canales normales: nervios y músculos, es preciso enlazar las capacidades adaptativas del cerebro que ajustan dicha salida y así obtener el máximo rendimiento.

Por lo que actualmente se está investigando sobre el desarrollo de dispositivos ICC lo suficientemente flexibles como para usar diferentes características de señal EEG como mecanismo de control. Un dispositivo basado en ICC podría utilizar potenciales corticales lentos, ritmos μ o β , potenciales P300, o actividad de unidades neuronales independientes, bien individualmente o bien de forma conjunta [24], siendo esta flexibilidad la que suministrará un considerable avance práctico. La consecución de éxito en la utilización de estos dispositivos es en esencia una nueva destreza, que consiste unís que en un apropiado control muscular en el apropiado control de la actividad electroencefalográfica.

Adicionalmente, es preciso tener en cuenta que a excepción de los sistemas que dependen del control muscular [4, 25, 26], y la posible excepción de sistemas basados en potenciales evocados P300 [4], la gran mayoría de los dispositivos basados en ICC dependen de la actividad electroencefalográfica, y por tanto de su modo de aprendizaje llevado a cabo mediante procedimientos de condicionamiento operativo. Por lo que el análisis comportamental del fenómeno de aprendizaje

y del ambiente es importante. Dicho análisis requiere un extenso conocimiento de la teoría de aprendizaje, experiencia en su aplicación clínica y entender como una determinada discapacidad neurológica puede influir en el aprendizaje. Sin embargo, la mayoría de los dispositivos actuales han sido desarrollados por ingenieros u otros grupos con orientación técnica semejante, con experiencia limitada en principios y métodos comportamentales.

Aunque las capacidades intelectuales y cognitivas de alto nivel no sean probablemente esenciales para el uso con éxito de ICC, si es preciso un mayor grado de atención a cuestiones como: selección de respuesta óptima, tipos y cronogramas de reforzamiento, condiciones de respuesta estímulo: que son esenciales a la hora de perfilar cualquier comportamiento [4].

2.6. Aplicaciones

Las aplicaciones de estos dispositivos normalmente se han desarrollado particularmente para el ámbito médico, para proporcionar una ayuda de forma integral y funcional a personas que presentan ciertas enfermedades o discapacidades. Estas al ser técnicas no invasivas, promueven o generan la creación de prótesis o diferentes dispositivos electrónicos que permitan controlar un determinado equipo o las mismas prótesis como un brazo robótico, permitiendo brindar una mejor forma y estilo de vida. Otra aplicación importante de estos sistemas su incorporación en la rehabilitación de personas con desórdenes neurológicos como la epilepsia, el trastorno por déficit de atención o hiperactividad o la comunicación con personas con parálisis cerebral [24].

Otra área que ha crecido en los últimos tiempos es para las personas que se dedican a los videojuegos comúnmente llamados gamers donde se desarrollan dispositivos y videojuegos que se pueden ejecutar sin la necesidad de controles simplemente con las señales cerebrales en base a su estado emocional como lo es su excitación, su aburrimiento, su meditación, su frustración, etc [11].

Pero cabe recalcar que estos sistemas no tiene aún una comercialización de fácil acceso ya sea por el costo que estos pueden representar o la fabricación del mismo, todas las investigaciones y progresos que se han logrado hasta la actualidad han sido de buena ayuda pero han sido puramente de investigación para futuros desarrollos e implementación de los mismos, se espera que en un futuro cercano se puedan plasmar estas ideas y sean de uso comercial para las personas.

2.7. Dispositivos ICC Comerciales.

En los últimos años múltiples compañías han rechazado desarrollo de la interfaz cerebral a bajo costo, generalmente interfaces de Electroencefalografía. Estos dispositivos se han desarrollado principalmente para el entretenimiento como medio de acercar esta tecnología a cualquier usuario; NeuroSky y Mattel han tenido especial éxito comercial.

En la tabla 2.3 se muestra los dispositivos que han ido apareciendo en los últimos años.

Tabla 2.3: Dispositivos recientes para la toma de señales neuronales.

| Año | Compañía | Realizó |
|------|----------------------------|---|
| 2006 | Sony | Patentó una interfaz neuronal que permitía producir señales en el córtex neuronal a partir de ondas de radio. |
| 2007 | NeuroSky | Comercializó la primera interfaz EEG asequible por el consumidor medio junto a su juego NeuroBoy. Fue también el primero en utilizar la tecnología de sensor seco. |
| 2008 | OCZ Technology | Desarrolló un dispositivo basado en Electromiografía para el control de videojuegos. Por otra parte, Square Enix trabajó junto a NeuroSky para crear Judecca, un juego controlado mentalmente (parcialmente, no control total) mediante EEG. |
| 2009 | Uncle Milton Industries | Lanzó al mercado, junto a NeuroSky, StarWars Force Trainer, un juego que creaba la ilusión de hacer levitar una pelota cuando el jugador se concentraba mentalmente. También Emotiv Systems desarrolló EPOC, un dispositivo de EEG de 14 canales que puede leer 4 estados mentales, 13 estados conscientes, expresiones faciales y movimientos de cabeza. |
| 2012 | g.tec | Comercializó intendiX-SPELLER, el primer sistema BCI doméstico que permitía el control de aplicaciones y videojuegos. Puede detectar señales cerebrales con un 99 % de precisión. |
| 2013 | Hasaca National University | Anunció el primer programa de interfaz cerebral en realidad virtual. |

Capítulo 3

ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES

3.1. Descripción de las herramientas a utilizar

En esta sección se describirá de manera general cada uno de las herramientas con las que se trabajo,el desarrollo de esta investigación, comenzando con la selección de electrodos que es un instrumento con el cual se captaron las señales EEG, tipo de material del que está fabricado (plata), entre otras especificaciones que se detallan más adelante.

3.1.1. Selección de los electrodos

Los electrodos para la captación de las señales de EEG deben ser capaces de generar superficie potencial para permitir el procesamiento de la señal adquirida, en la tabla 3.1 se muestra los potenciales de los electrodos de diferentes tipos de materiales. Para efectos de estándares el potencial del electrodo es valorado con respecto a la diferencia de potencial existente entre ese electrodo de hidrógeno en

condiciones normales (Ver tabla 3.1)

Tabla 3.1: Materiales con los que están hechos los diferentes tipos de electrodos [31].

| <i>Material del electrodo</i> | <i>Potencial del electrodo (Voltios)</i> |
|-------------------------------|--|
| Aluminio/Aluminio | -1,66 |
| Titanio/Titanio | -1,63 |
| Cromio/Cromio | -0,7 |
| Hierro/Hierro | -0,44 |
| Níquel/Níquel | -0,14 |
| Plomo/Plomo | -0,13 |
| Hidrógeno/Hidrógeno | 0 |
| Cobre/Cobre | +0,34 |
| Cobre/Cobre | +0,52 |
| Plata/Plata | +0,80 |
| Platino/Platino | +1,2 |
| Oro/Oro | +1,7 |

Para la selección adecuada de los transductores en la obtención de la señal eléctrica del cerebro se debe buscar un electrodo con las siguientes características:

- Buena conductividad eléctrica.
- Baja impedancia de polarización: Se busca que en las variaciones, las propiedades de la interfaz sean lineales.

Basándonos en el presente trabajo considerándose que los electrodos es del tipo no invasivo, la gama de posibles electrodos a utilizar son:

Electrodos superficiales: se aplican sobre el cuero cabelludo. Para los tipos de electrodos superficiales: existen varios tipos:

- a) *Adheridos*. Son pequeños discos metálicos de 5mm de diámetro. Se adhieren con pasta conductora y se fijan con colodión que es aislante. Aplicados correctamente dan resistencias de contacto muy bajas ($1 - 2k\omega$).
- b) *De contacto*. Consisten en pequeños tubos de plata clorurada roscados a soportes de plástico. En su extremo de contacto se colocan una almohadilla que se humedece con solución conductora. Se sujetan al cráneo con bandas elásticas y se conectan con pinzas de *cocodrilo*. Son de colocación muy fácil, pero incómodos para el paciente. Por esto no permiten registros de larga duración (Ver figura 3.1).

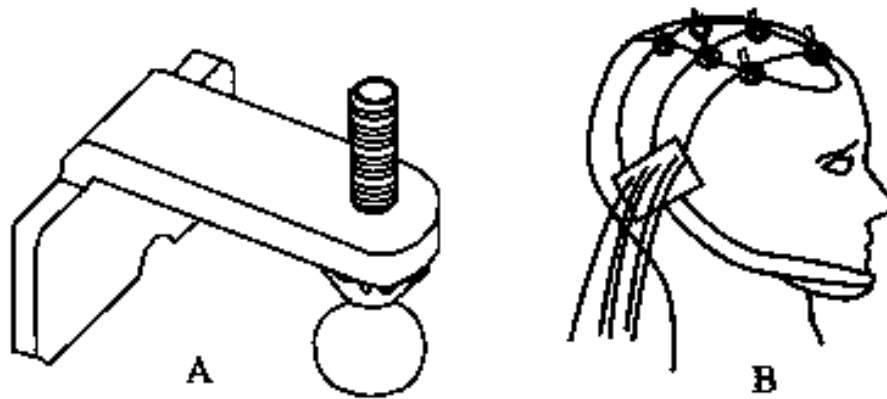


Figura 3.1: a) Esquema de un electrodo de contacto. b) Colocación de los electrodos de contacto [32].

- c) En *casco de malla* (Ver figura 3.2). De introducción reciente. Los electrodos están incluidos en una especie de casco elástico. Existen cascos de diferentes tamaños, dependiendo de la talla del paciente. Se sujetan con cintas a una banda torácica. Como características más importantes presentan la comodidad de colocación, la comodidad para el paciente en registros de larga duración, su gran inmunidad a los artefactos y la precisión de su colocación, lo que los hace muy útiles en estudios comparativos, aunque para sacar provecho de esta característica es precisa una técnica muy depurada.

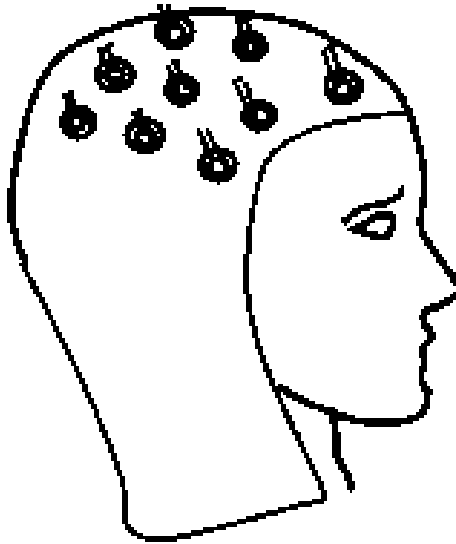


Figura 3.2: Principio de colocación de electrodos en casco de malla [32].

Para este estudio, se utilizó un electrodo seco creado por Neurosky para leer las señales cerebrales, con puntos de contacto en la frente (la posición FP1 del electrodo recomendado por el sistema de electrodos 10/20), y los puntos de referencia situados en el clip de oreja. Para imágenes detalladas ver Apéndice B. A continuación se detalla de manera explícita las características de dichos electrodos.

Características de los electrodos y componentes electrónicos

Los electrodos son del tipo seco, permiten la lectura de las señales cerebrales. Recomendado por el sistema de electrodos 10/20. Las amplitudes de voltajes de la señal de EEG se encuentran entre $1\mu V$ y $100\mu V$ pico a pico a bajas frecuencias 0.5 hz a 100 hz [33].

Características físicas de los electrodos:

- Superficie máxima de aprox. $150mm^2$.
- El material del electrodo es de Ag.
- El electrodo de EEG está situado en la frente, es decir el punto FP1.

- Los electrodos de tierra y referencia están ubicados detrás de la oreja o en el lóbulo A0/A1.
- Cuenta con suficiente presión para evitar el movimiento, con un mínimo de 0.8 psi.
- Longitud de menos de 12 cm, el largo, cuanto mayor es su longitud mayor es la susceptibilidad al ruido.
- Cuenta con blindaje (no es necesario para el electrodo de referencia a tierra).
- El calibre del cable es más delgado que AWG28.

3.1.2. Dispositivo de EEG ThinkGear TGAM1

Su función es recoger las señales neuronales, para introducirlas en el chip ThinkGear, que procesa la señal en una secuencia de datos utilizable, las interferencias que se puedan presentar son filtradas digitalmente. Así como las señales cerebrales primas son amplificadas y procesadas para la entrega de contribuciones concisas al dispositivo.

3.1.3. Descripción del dispositivo ThinkGear [34].

El dispositivo que se contempla como medio de interfaz entre el cerebro y la computadora es el módulo *ThinkGear^{AM}* de NeuroSky (figura 3.3),y cumple con el requerimiento de ser un método no invasivo al mismo tiempo de tener un grado de confiabilidad del 98% y ser además el dispositivo más usado a nivel de desarrollo de aplicaciones para EEG en varias universidades alrededor del mundo [35]. Más información en el Apéndice C.

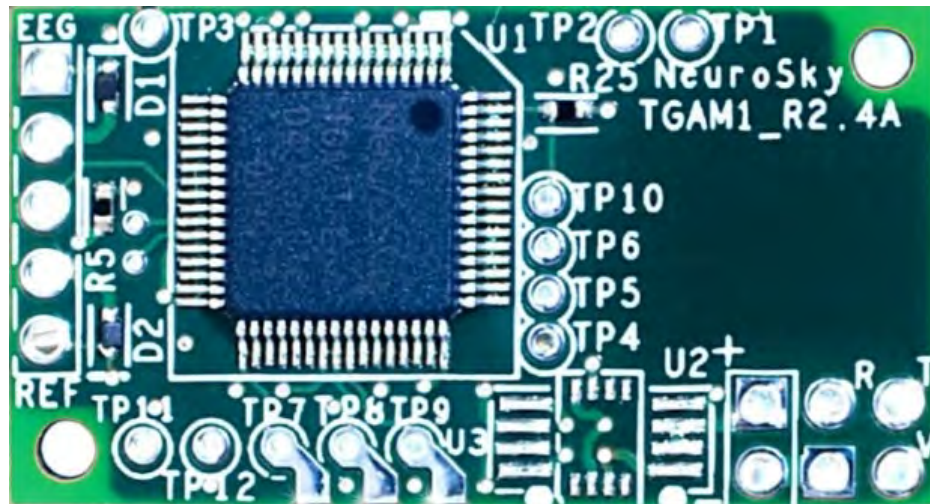


Figura 3.3: Módulo ThinkGear de NeuroSky. Fuente: [34]

3.1.4. Implementación de la tarjeta electrónica para la interfaz computadora–brazo robótico.

Arduino es una plataforma de hardware abierto basada en los microcontroladores AVR de ATMEL. Se trata de una sencilla placa con entradas y salidas (E/S) analógicas y digitales que incluye un entorno de desarrollo para implementar el código en lenguaje C-C++.

La placa electrónica Arduino Mega 2560 R3 de la figura 3.5, basada en el microprocesador Atmega2560. Tiene 54 pines digitales de entrada/salida (de los cuales 15 se pueden utilizar como salidas PWM), 16 entradas analógicas, 4 UART (hardware puertos serie), un oscilador de cristal de 16 MHz, una conexión USB, un conector de alimentación, un header ICPS, y un botón de reinicio. Contiene todo lo necesario para apoyar el microcontrolador; simplemente conectarlo a un ordenador con un cable USB o a una fuente de poder con adaptador de CA o a la batería CC para empezar.



Figura 3.4: Placa electrónica Arduino Mega 2560 R3 [36].

Arduino fue pensado para el desarrollo de proyectos artísticos y entornos interactivos, pero debido a su versatilidad y facilidad de uso, se está usando en muchos otros proyectos. Algunos de sus usos más comunes:

- Creación de arte electrónico.
- Sistemas para tomar lectura de sensores.
- Control de motores y robots.
- Sistemas de seguridad y control domótico.

Para conseguir todo ello se ha creado alrededor de Arduino una serie de comunidades que se encargan de diseñar placas para dar a la placa muchas más funcionalidades de las básicas. Muchas placas se han desarrollado por empresas privadas o por desarrolladores aficionados lo que hace que la competitividad entre ellos por dar nuevas funcionalidades a Arduino. Esto contribuye a una continua publicación de proyectos y nuevos desarrollos en la red.

En la tabla 3.2 se muestra una breve comparación de los tipos de microcontroladores compatibles en su aspecto más básico [33]:

Tabla 3.2: Características de módulos Arduino para migrar la interfaz según sus recursos y aplicaciones. Fuente: Módulos Arduino UNO y MEGA (Arduino, 2014).

| Arduino | ATmega328 | ATmega2560 |
|--------------------------------|------------------|-------------------|
| Voltaje operativo | 5v | 5V |
| Voltaje de entrada recomendado | 7 – 12v | 7 – 12V |
| Voltaje de entrada límite | 6 – 20v | 6 – 20V |
| GPIO entrada y salida digital | 14 – 6PWM | 54 – 14PWM |
| PI de entrada analógica | 6 | 16 |
| Intensidad de corriente | 40Ma | 40mA |
| Memoria Flash | 32KM | 128KB |
| Bootloder | 2KB | 4KB |
| EEPROM | 1KB | 4KB |

3.2. Amplificación

La necesidad de amplificación se debe principalmente a que la mayoría de los transductores proporcionan señales eléctricas de amplitud aproximada μV o mV, demasiado débiles para poder realizar un procesamiento fiable de la información. En la figura 3.5 se muestra el proceso que se lleva acabo para poder obtener a partir de la señal física la información en forma de onda [11].

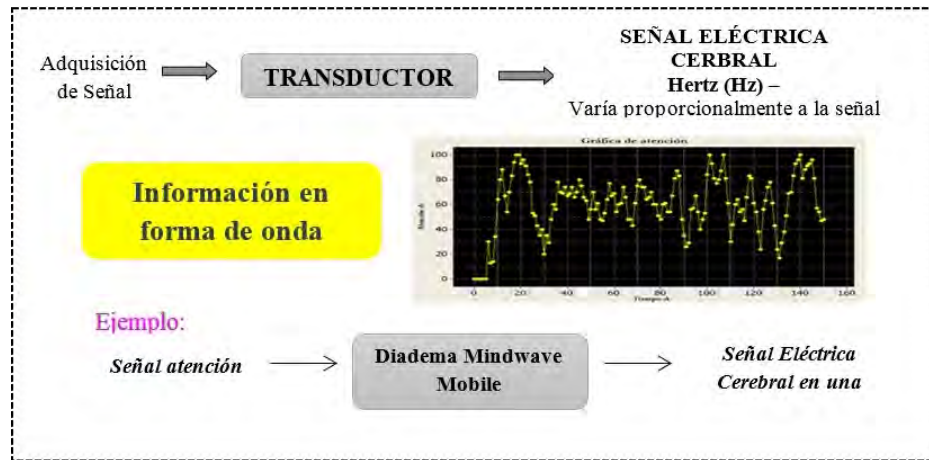


Figura 3.5: Esquema tomando la señal física y convertirla en señal eléctrica utilizando un transductor [11].

3.2.1. Fundamentos del amplificador operacional.

Se puede definir un amplificador operacional (AO), como un componente con una gran ganancia, cuyo circuito básico o de partida es un par diferencial. En cuanto a su modo de operación, está determinado por el lazo de realimentación (positiva, negativa), el tipo de elemento(s) contenido(s) en el mismo, así como su disposición en dicho lazo. Consiguiéndose de esta forma, que el mismo AO sea capaz de realizar distintas operaciones.

Los AO son dispositivos lineales, o lo que es lo mismo, dan una respuesta continua a lo largo del tiempo, no tiene una respuesta digital. Su configuración se corresponde con una red activa o suministradora de potencia. Necesitando para suministrar esa potencia, de una fuente de corriente continua que habrá de ser proporcionarla previamente.

Es posible controlar la ganancia de un amplificador de instrumentación mediante una red de resistencias cuya topología se puede seleccionar digitalmente. Este tipo de amplificador se denomina Amplificador de Instrumentación de Ganancia Programable.

3.2.2. Requisitos del amplificador de instrumentación.

El amplificador de instrumentación es utilizado comúnmente para aparatos que trabajan con señales muy débiles, de uso principalmente médicos (por ejemplo, el EEG) para minimizar el error de medida, debido a que las corrientes y voltajes de salida de muchos transductores son señales muy pequeñas. Debido a esto, el amplificador de instrumentación es un dispositivo que permite arreglar problemas que intervienen con la adquisición de señal.

Para que una señal de nivel bajo pueda ser transmitida se necesita primero filtrar el ruido. El método para poder reducir el ruido consiste en incrementar la intensidad de las señales de nivel antes de su transmisión a través de los alambres. Esto se realiza frecuentemente con un amplificador de instrumentación [37] visto en la figura del Apéndice D.

Así, el amplificador de instrumentación es un amplificador diferencial tensión-tensión cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y que ha sido optimizado para que opere de acuerdo a su propia especificación aún en un entorno hostil. Es un elemento esencial de los sistemas de medición, en los que se ensambla como un bloque funcional que ofrece características funcionales propias e independientes de los restantes elementos con los que interacciona. Para ello, se requiere que:

- a) Tengan unas características funcionales que sean precisas y estables.
- b) Sus características no se modifiquen cuando se ensambla con otros elementos.

Los amplificadores de instrumentación requieren tener las siguientes características [37]:

- 1) Amplificar diferencialmente con una ganancia diferencial precisa y estable, generalmente en el rango de 1 a 1000.

- 2) Tener control de su ganancia diferencial mediante un único elemento analógicos (potenciómetro resistivo) o digital (conmutadores) lo que facilita su ajuste.
- 3) Tener una impedancia muy alta para que su ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada.
- 4) Proveer una impedancia de salida muy baja para que su ganancia no se vea afectada por la carga que se conecta a su salida.
- 5) Presentar un bajo nivel de la tensión de offset del amplificador y baja deriva en el tiempo y con la temperatura, a fin de poder trabajar con señales de continua muy pequeñas.
- 6) Ajustar una anchura de banda ajustada a la que se necesita en el diseño.
- 7) Alcanzar un factor de ruido muy próximo a la unidad, Esto es, que no incremente el ruido.
- 8) Tener una razón de rechazo al rizado a la fuente de alimentación muy alto.

3.3. Filtrado de señal.

Se debe tener en cuenta que los filtros análogos con elementos pasivos son más adecuados para altas frecuencias y alta potencia. Para bajas potencias y bajas frecuencias los filtros activos análogos, compuestos por el arreglo de amplificadores operacionales y transistores, son la mejor opción.

Los parámetros básicos requeridos para diseñar específicamente un tipo de filtro son:

- Frecuencia de corte: Frecuencia a la cual el filtro va a presentar el rechazo de las frecuencias indeseadas.

- Rizado de pasabanda: La respuesta no ideal de los filtros presenta un rizado en su frecuencia de pasabanda.
- Rizado de parabanda: Los filtros no ideales dejan pasar algunas frecuencias después de la frecuencia de corte.
- Frecuencia de parabanda
- Frecuencia de pasabanda

En este trabajo el acondicionamiento se llevó a cabo con filtros análogos [38], los cuales vienen ya de manera predeterminada por la empresa de NeuroSky e utilizada por Mindwave Mobile. Así como en el programa diseñado en LabVIEW se hizo una restricción en los grados de movimiento de los motores a utilizar y se descartó el utilizar más grados de libertad.

Capítulo 4

IMPLEMENTACIÓN: ARQUITECTURA DEL HARDWARE Y SOFTWARE



Figura 4.1: Interfaz de la componente Parpadeo hecha en el programa LabVIEW 2014 (32-bits).

1. Programa principal LabVIEW:

El programa principal representado por el algoritmo, esquematizado en la figura 4.1. Reúne todos los bloques utilizados y puede llamarlos una o varias veces. Representan las interfaces con las que interactuarán los sujetos de prueba y que ejecutaron la rutina principal que pone el programa en marcha.

En la interfaz principal (figura 4.1) esta compuesta de Puertos (arduino y diadema), pin del switch mediante el cual se detiene el movimiento del robot, Pines de salida del microcontrolador mediante los cuales se envía la señal a cada uno de los motores que se activaran (por ejemplo en esta figura se trata de pinza cierra y pinza abre), leds que nos indica la componente (atención, meditación o parpadeo) en movimiento; además, en el programa los datos se almacenan como reporte al finalizar la sesión. Dicho reporte se genera en formato .xls (Excel).

2. Sistema de adquisición:

Se encarga de realizar el protocolo de comunicación con la diadema y con el microcontrolador, así como recibir los datos que éstos manden por los puertos serial (COM) de la computadora.

En la etapa de entrenamiento, que respecta al mejoramiento de las componentes con las que se trabajó, encontraron mejores resultados para cada uno de los sujetos, por lo cual se continuaron implementando hasta el término de este proyecto. Se hace la observación que para la componente del parpadeo no fue necesario diseñar ciertas actividades, sólo se les pidió a los sujetos de estudio el seguir una serie de repeticiones ya descritas antes. Estas actividades consisten en realizar:

En la figura 4.2, se muestran los ejercicios realizados por los sujetos humanos de investigación, para mejorar la *atención*, los cuales consistieron en actividades

como leer, juegos diseñados por NeuroSky, y actividades desarrolladas para el posicionamiento arriba y abajo.



Figura 4.2: Actividades como a) Leer, b) y c) Juegos de NeuroSky para atención, d) y e) Actividades desarrolladas para el mejoramiento de arriba y abajo.

Los ejercicios realizados por los sujetos para mejorar la *meditación*, consistieron en actividades como son: técnicas de respiración, juegos diseñados por la compañía NeuroSky y una serie de actividades de posicionamiento de un gráfico arriba y abajo en la pantalla táctil de la computadora. Ver figura 4.3.



Figura 4.3: Actividades como: a) Respiraciones, b) y c) Juegos de NeuroSky, d) y e) Actividades de subir o bajar ayudan al mejoramiento de la meditación así como para el control del brazo robot.

Rutina realizada por los sujetos para el *parpadeo*.



Figura 4.4: Parpadeo: a) ojo derecho b) ojo izquierdo c) ambos ojos

Con respecto a las modificaciones que se le hicieron al brazo robótico de Modelo: K-680 de Steren, se muestran a continuación, así como el su presentación final (Ver figura 4.5).



(a) Brazo K-680 Steren

(b) Brazo K-680 Steren con la electrónica

Figura 4.5: Primera etapa del Brazo Robot Steten k-680.

En una segunda etapa durante el armado del cajón en el que se encuentra todo la parte electrónica (Ver figura 4.6).

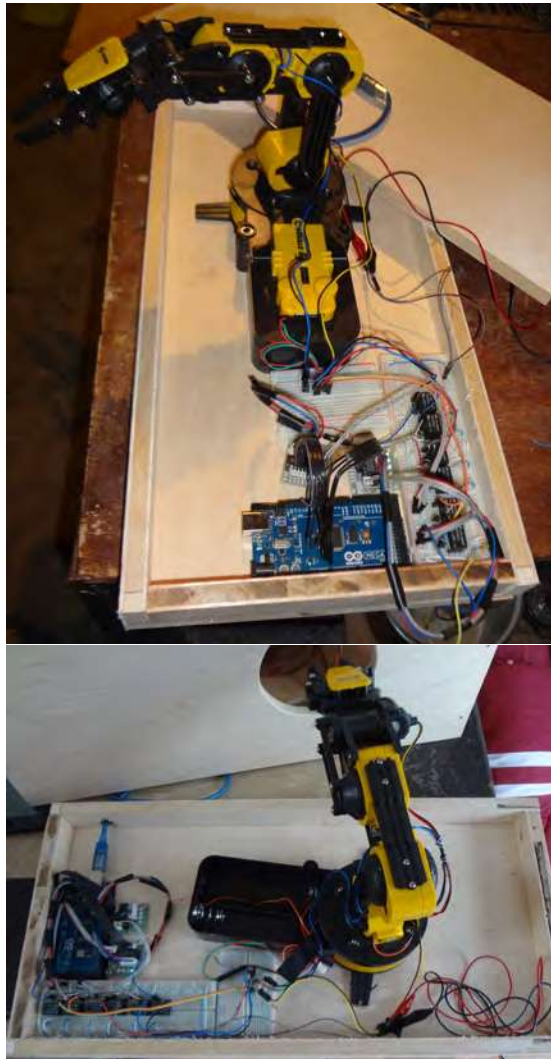


Figura 4.6: Etapa de construcción del cajón donde se colocó toda la circuitería para el Brazo Robot Steten k-680.

Tercera etapa ya el robot listo junto con lo que fue necesario para llevar a cabo todo (Ver figura 4.7).



Figura 4.7: Construcción de la interfaz. Incluye modificación concluida del brazo robótico k-680 Steren, diadema de NeuroSky y fuente de poder con la que se alimento el robot.

Capítulo 5

PROTOCOLO

EXPERIMENTAL

Los puntos que se describen en este capítulo, son la especificación del equipo utilizado para el desarrollo de la presente tesis, las pruebas de diseño para la extracción de las señales como para el entrenamiento y diseño del programa en LabVIEW.

5.1. Especificaciones Técnicas

El equipo requerido para su realización consto de 3 partes:

- El equipo para la extracción de las señales EEG (Mindwave Mobile).
- El equipo de cómputo requerido para el procesamiento de dichas señales.
- El software.

5.1.1. Equipo para la extracción de las señales EEG

El equipo fue adquirido y consiste en una diadema de la compañía de NeuroSky con la cual se estarán extrayendo las señales cerebrales mediante las componentes

de eSense las cuales son: Atención, Meditación y Parpadeo.

5.1.2. Equipo de Cómputo

El equipo de cómputo en el que se ha realizado este proyecto consta de lo siguiente: Computadora Laptop ACER.

- Pantalla de 15,6 pulgadas
- Un procesador Intel Core de tercera generación.
- Tarjeta gráfica NVIDIA GeForce GT 600M.
- 8 GB de RAM
- DDR3
- Disco duro de 500 GB
- Bluetooth 4.0+ HS

5.1.3. Software

El proyecto se realizó usando el siguiente software:

- Sistema Operativo Windows 8
- Microsoft Visual Studio 6.0
- LabVIEW 2014 (32-bit)

5.2. Desarrollo Experimental

En el diagrama de flujo de la figura 5.1) se muestran las etapas necesarias para la elaboración del desarrollo experimental de la presente investigación. Muestra la figura cada uno de los pasos que se siguieron durante el experimento, comenzando

con el diseño de aplicaciones para el entrenamiento, seguido de la creación del banco de lecturas en donde se almacenan los datos recabados durante las sesiones y la programación del código en LabVIEW 2014 (32-bits) para el movimiento del robot através de las componentes atención, meditación y parpadeo. Teniendo lo anterior se prosiguió al entrenamiento de los sujetos de prueba realizando actividades sin la diadema y posteriormente con ella, finalmente se evaluaron los resultados obtenidos.

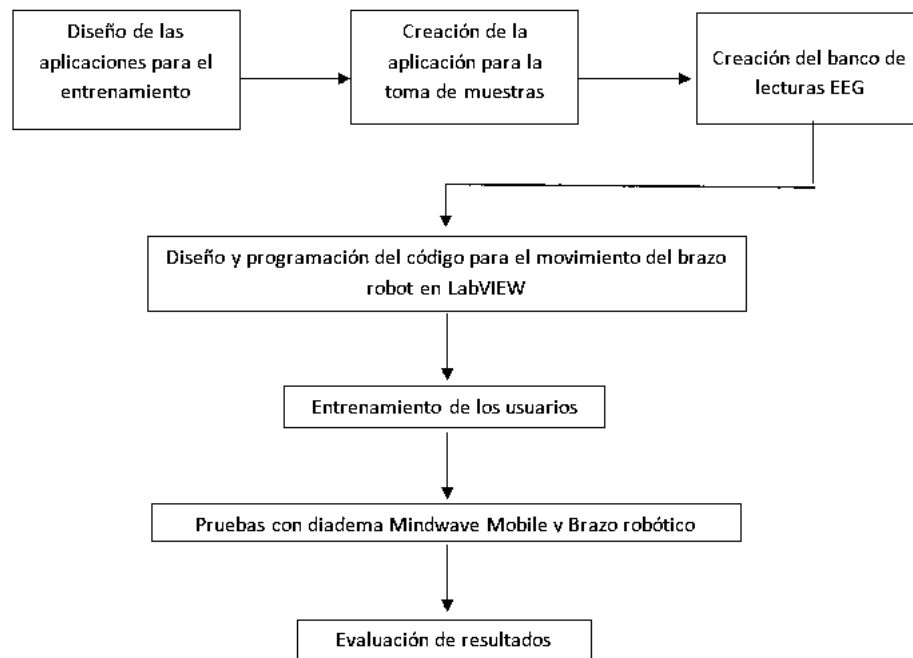


Figura 5.1: Esquema de etapas a seguir durante la experimentación.

5.2.1. Diseño e Implementación de actividades y aplicaciones usadas de la compañía NeuroSky para el entrenamiento

Siguiendo los puntos mencionados, es necesaria una aplicación que permita registrar las lecturas EEG cuando el usuario está realizando tareas por medio de la computadora.

Para esto, se diseñaron unas pruebas en las que el sujeto de prueba tenía que desplazar un círculo en la pantalla partiendo de uno de los extremos como se muestra (ver figura 5.2), dicho círculo que al ser alcanzado se mueve a la siguiente posición dentro de un cuadrado localizado en otra posición, de tal manera que el siguiente movimiento del sujeto de prueba estaba dentro de 4 direcciones posibles que son, Arriba, Abajo, Izquierda y Derecha.

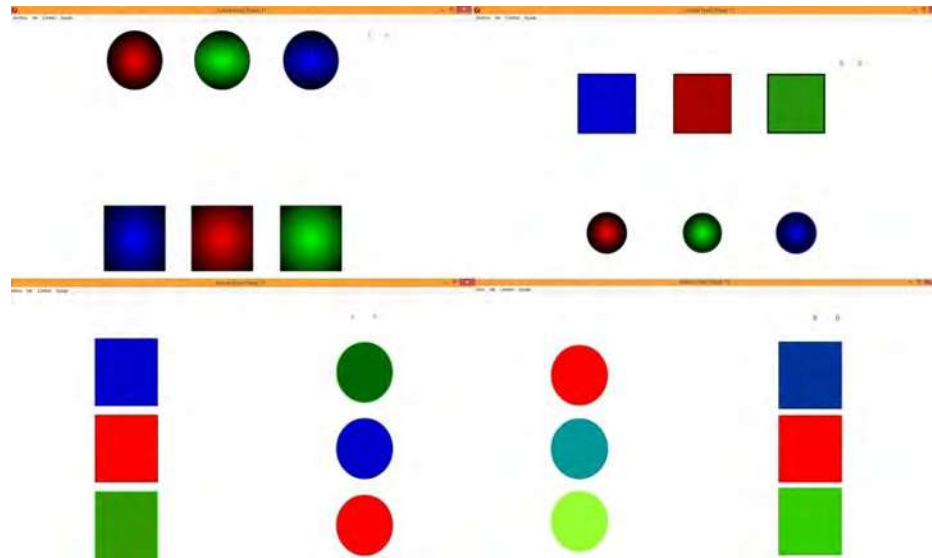


Figura 5.2: Actividades para un mejor control de direcciones, la a) Dirección de arriba o abajo y b) Dirección de izquierda a derecha.

De esta manera, los sujetos entrenan las componentes de atención y meditación, esto con la finalidad de registrar movimientos más precisos, esto previo al realizarlo con el brazo robótico.

Con respecto al parpadeo, se llevó de la misma manera en ambas tomas, es decir, se le pidió al sujeto (Hombre o Mujer) que siguiera una serie de repeticiones con un parpadeo, dos parpadeos y tres parpadeos con ambos ojos con un tiempo entre cada uno de ellos de 5 segundos.

5.2.2. Preparación del usuario para la toma de lecturas de las componentes: Atención, Meditación y Parpadeo

El usuario debe someterse a una preparación previa al registro del muestreo, que consiste en la colocación de la diadema Mindwave Mobile, limpiando el área de la frente (FP1) donde se coloca el electrodo, así como la parte de la oreja donde se colocan el electrodo de referencia (figura 5.3), sujetándolos en los lóbulos de las orejas y quedando presionados, para evitar lecturas incorrectas.



(a) Limpiar frente (FP1).

(b) Limpiar lóbulo de oreja izquierda.

Figura 5.3: Ilustra cómo se limpia las áreas para la colocación Diadema MindWave Mobile.

Posteriormente, para obtener lecturas correctas, es necesario colocar la diadema firmemente y sujetarla a la oreja-clip (Ver figura 5.3). Esta forma de colocar la diadema, permite que quede tensionada hacia la frente del sujeto e impidiendo que la diadema se desplace sobre otra área de la frente. Aunado a esto, la tensión sobre la frente y su oreja hace que el usuario disminuya su movilidad para giro lo

que atenúa el riesgo de tener artefactos en las lecturas.



(a) Posición del brazo sensor (FP1).

(b) Sensor de referencia en lóbulo de oreja izquierda.

Figura 5.4: Colocación del sensor frontal (FP1) y electrodo de referencia (oreja-clip).

5.2.3. Creación del Banco de Lecturas EEG

Se prepararon sesiones para tomar lecturas con la finalidad de generar un banco de datos para posibilitar el trabajar con las señales fuera de línea, es decir, sin el sujeto de prueba y así estudiar estas señales para extraer la información que estas contienen. Con éste banco de lecturas se realizarán algunas comparaciones con la tesis titulada *“Interfaz Cerebro – Computadora para el Control de un Cursor Basada en Ondas Cerebrales”* [35], que describe de manera general actividades en las que los sujetos de prueba deben mover con el mouse de la computadora círculos en cuatro direcciones y realiza una serie de preguntas que se consideraron para nuestro estudio.

Simultáneamente, cuando inicia la aplicación, se inicia el registro de las ondas EEG del usuario, en una matriz de n muestras por 2 canales. Cuando se detiene el muestreo de las señales EEG se guarda un archivo con las columnas del canal de atención, meditación o parpadeo y el tiempo que fueron obtenidas durante el muestreo. El archivo resultante tiene el formato .xls (Excel).

Las sesiones se elaboraron bajo el siguiente protocolo: Se tomaron lecturas de 6 voluntarios los cuales se describen a continuación:

Sujeto A: Varón de 24 años y goza de buena salud cerebral y cuenta con todas sus extremidades.

Sujeto B: Varón de 24 años y goza de buena salud cerebral y cuenta con todas sus extremidades.

Sujeto C: Varón de 23 años y goza de buena salud cerebral y cuenta con todas sus extremidades.

Sujeto D: Mujer de 26 años y goza de buena salud cerebral y cuenta con todas sus extremidades.

Sujeto E: Mujer de 25 años y goza de buena salud cerebral y cuenta con todas sus extremidades.

Sujeto F: Mujer de 24 años y goza de buena salud cerebral y cuenta con todas sus extremidades.

Ninguno de los sujetos de prueba había sido conectado a una interfaz de este tipo antes de este trabajo, por lo que ninguno conocía técnicas de auto-manipulación de ondas EEG. Los sujetos fueron sometidos a periodo previo para mejorar su atención y meditación con las actividades mencionadas con anterioridad, este periodo tuvo una duración de 5 minutos para obtener señales más claras.

5.3. Diseño y programación de código para componentes

En una segunda etapa, se optó de manera definitiva por el uso de LabVIEW 2014, puesto que es un programa adecuado para la adquisición de datos y su tratamiento, lo cual es esencial, porque, disminuye considerablemente el consumo de recursos de la computadora y el procesamiento de comunicación es rápido.

A continuación se muestra un diagrama de flujo que se siguió para la programación en LabVIEW (Ver figura 5.5). El código se realizó en tres archivos, uno para cada componente, cuya finalidad era el no perder datos al momento de ir graficando y después en el banco de lectura. El diagrama lo que nos indica es primeramente una conexión con la diadema que es a través de ThinkGear y el puerto para la misma, detector del parpadeo y también el temporizador de conexión, de manera que si existe una buena conexión este entra en la subrutina (atención, meditación o parpadeo) según sea la que se este utilizando, y comienza a mostrar la lectura de la señal en una gráfica y finalmente sale del programa. Si no existe una buena conexión cierra el programa.

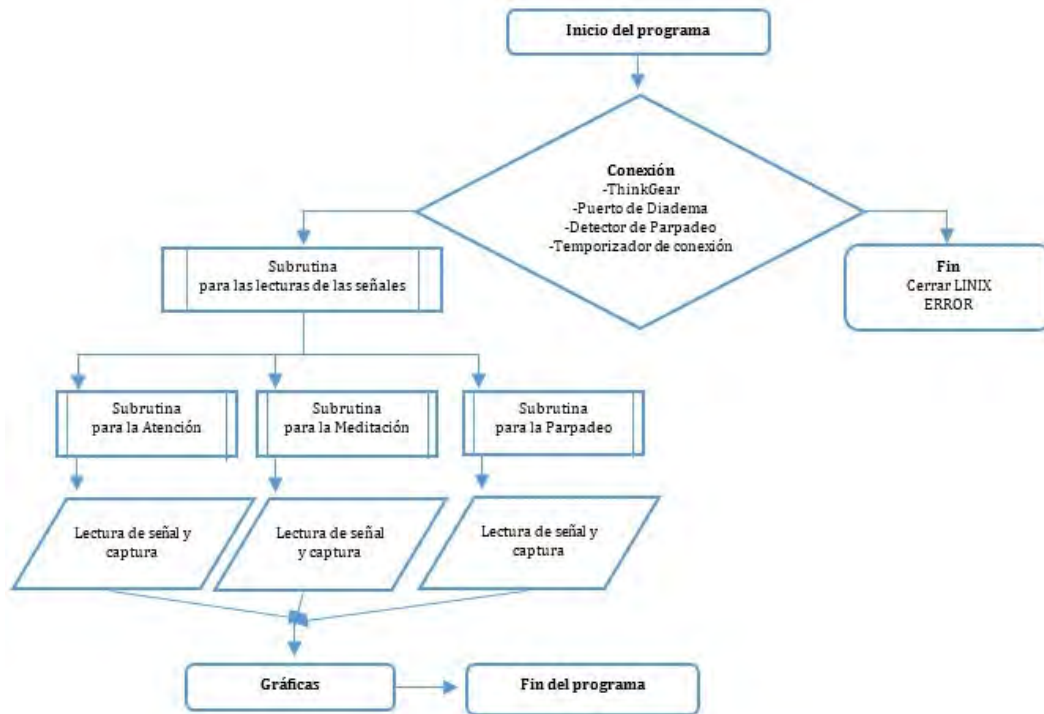


Figura 5.5: Diagrama de flujo realizado en LabVIEW para cada uno de las componentes Atención, Meditación y Parpadeo.

5.4. Sesiones de Grabación

Una vez que los sujetos fueron preparados con la Diadema Mindwave Mobile, se despejó la sala para la sesión y se guardó silencio. Las lecturas comenzaron a tomarse y se dejó al sujeto que decidiera cuando comenzar con los ejercicios.

El periodo de entrenamiento fue de 6 sesiones donde la sesión tenía una duración de 10 minutos, en 2 bloques con 16 repeticiones por bloque. Al término de la última sesión se pidió a los sujetos externaran su experiencia.

A continuación se describe de manera general las sesiones.

Sesión 1 Se les explico a los sujetos (hombres y mujeres) que accedieron a participar en este proyecto, cuál era el objetivo de que recibieran entrenamiento previo y durante los intentos de mover el brazo robótico. Tenían mucha expectativa en si lo lograrían o que sucedería, ya que, ellos no habían tenido contacto con

nada respecto a esto. Y se comenzó la toma de señales, llevándose sin mayor contratiempo.

Sesión 2-Sesión 5 Las actividades se llevaron en tiempo y forma y cada vez los sujetos adquirirían mayor confianza y habilidad para el movimiento del robot, solo se presentaba un problema con respecto a la componente de parpadeo, los sujetos externaban que les era cansado el estar realizando parpadeos consecutivos y con respecto al banco de lecturas se tenía un retardo al generar dicha gráfica.

Sesión 6 se realizaron las actividades respectivas y durante esta última sesión se notó que se presentó el problema de la componente de parpadeo en los 3 sujetos hombres y 1 sujeto mujer, en las 2 sujeto mujer se llevó a cabo las actividades de manera exitosa. Con respecto a las otras componentes los 6 sujetos lograron sin contratiempos las actividades.

Para poder decidir en qué rangos de las señales (Atención, Meditación y Parpadeo) se estarían trabajando para la programación se hicieron 3 muestras sin tener ningún tipo de entrenamiento, cuya finalidad fue el observar cómo se encontraban. Después de esto, se citó de nuevo a los sujetos para una nueva toma de señales realizando ahora actividades con las que ellos se sintieran cómodos y alcanzaran el objetivo.

Ahora, con dicha información se procedió hacer un análisis estadístico en el cual se realizaron distintas graficas así como cálculos pertinentes para utilizar el rango más óptimo en el diseño del programa, cabe mencionar que estos rangos fueron un promedio de hombres y mujeres, y considerando que de los 6 sujetos 4 de ellos (2 hombres y 2 mujeres) es decir 66 % lograron siempre encontrarse en los rangos que se definieron para cada una de las componentes (atención, meditación y parpadeo) y se demuestra que es posible lograr el movimiento del robot, mientras que al otro 34 % le costó mayor trabajo en cuanto a las componentes de atención y meditación.

5.5. Resultados y Validación

Para poder hacer las pruebas, se planteó el realizar una validación de cada movimiento en tiempo real, esto indico si el resultado fue correcto para cada movimiento. También se planteó la idea de filmar la cara del sujeto mientras realiza la prueba, al tiempo que se guarda registro de los resultados del sistema, sin embargo, lo único que se cambio fue al terminó de la actividad se hizo el guardar registro de sus señales. Por estas razones se planteó la solución de evaluar los resultados de las pruebas en línea a través de la evaluación misma del sujeto sobre la prueba al finalizar ésta. Para las pruebas en línea se desarrolló una aplicación que usa la misma pantalla que se usó durante los entrenamientos, es decir, tres círculos de colores verde, rojo y azul sobre una pantalla con fondo blanco, como lo muestra la figura 5.6. La metodología a seguir para la evaluación en línea fue la siguiente:

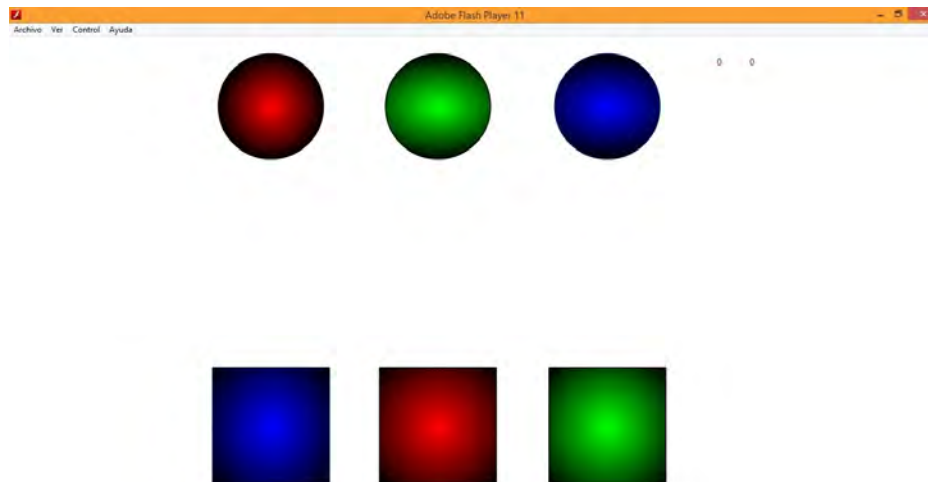


Figura 5.6: Actividad específica para ayudar a mejorar la atención y como consecuencia el poder bajar el brazo del robot.

- Se conectó al sujeto de prueba al sistema de la misma forma que se realizaron los entrenamientos previos, descritos solo adherimos Mindwave Mobile Tutorial el cual viene para instalación en la computadora y nos ayuda a medir

la atención, meditación y parpadeo, de manera simultánea que realizamos las actividades como se muestra en la figura 5.5.

- Se le dieron instrucciones al usuario de dirigir el círculo en la dirección que se está trabajando, es decir haciendo uso de las 4 direcciones básicas, arriba, abajo, izquierda y derecha.
- Se inició la sesión de línea y se dejó al usuario que decidiera su duración. A cada usuario se le aplicaron 6 sesiones con una duración mínima de 3 minutos cada una.
- Al final, se le cuestiono a cada sujeto 4 preguntas: o ¿Cómo se sintió? o ¿En un porcentaje estimado, que tanto pudo controlar la posición del círculo? o ¿Le pareció divertido? o ¿Cree que con práctica pueda mejorar su control del círculo en la pantalla?

Las respuestas a esos cuestionarios fueron:

Sujeto A. Respuesta 1: Bien. Respuesta 2: un 97 %. Respuesta 3: Más bien, tiene cierta novedad y divertido para mí. Respuesta 4: Si, aunque no quien sabe se logre en un 95 – 100 %.

Sujeto B. Respuesta 1: Bastante bien. Respuesta 2: un 90 %. Respuesta 3: Me encanto. Respuesta 4: Si, cuestión de entrenamiento y se logra al 100 %.

Sujeto C. Respuesta 1: Muy bien. Respuesta 2: un 95 %. Respuesta 3: Más gusto que hay cierta diferencia a lo que hay y es muy divertido. Respuesta 4: Si, aunque no quien sabe se logre en un 95 – 100 %.

Sujeto D. Respuesta 1: Muy bien. Respuesta 2: un 90 %. Respuesta 3: Sí, mucho. Respuesta 4: Claro que sí.

Sujeto E. Respuesta 1: Bien. Respuesta 2: un 95 %. Respuesta 3: Sí, me gustaría seguir practicando. Respuesta 4: Si, solo que me costara mucho trabajo.

Sujeto F. Respuesta 1: Excelente. Respuesta 2: un 95 %. Respuesta 3: Más bien, tiene cierta novedad. Respuesta 4: Si, aunque no pienso que se pueda con-

trolar ni un 90 %.

Destacando que estas respuestas están referidas exclusivamente a las sesiones de prueba y no a las sesiones de entrenamiento. Esto es importante ya que para las sesiones de entrenamiento, los sujetos mencionaron que este es cansado la rutina del parpadeo y les daba sueño en la de meditación.

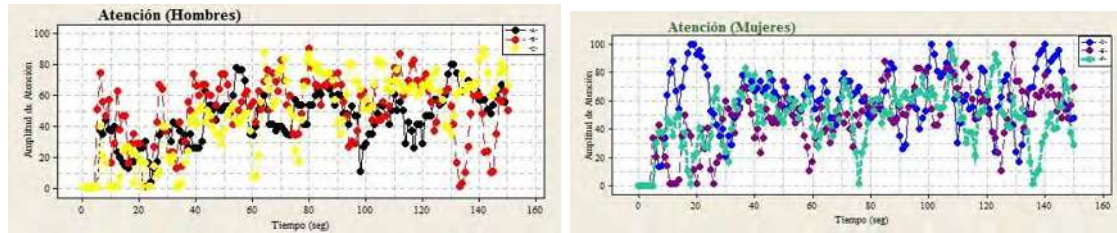
Ahora bien como se mencionó anteriormente con respecto a la comparación de la tesis “*Interfaz Cerebro-Computadora para el Control de un Cursor Basada en Ondas Cerebrales*” se encuentra en [11], lo que se obtuvo solo referente a la comparación de las actividades de sesión de prueba se obtuvieron mejores resultados al utilizar las actividades que se diseñaron en la presente tesis adquiriendo una mejora significativa, cabe mencionar que se adoptó el tiempo que se manejó en dicha tesis con respecto al entrenamiento y relajación previa, dando resultados favorables para nuestro objetivo.

Además durante las sesiones de entrenamiento se obtuvieron que varias veces a los sujetos les costaba el realizar alguna de las acciones en el robot, mostramos en la siguiente tabla a manera de porcentaje a lo largo de las 6 sesiones y considerando los dos bloques por sesión.

Tabla 5.1: Muestra el porcentaje de las actividades realizadas de manera exitosa, durante las 6 semanas y por los dos bloques que se realizaban las actividades.

| | Atención | | Meditación | | Parpadeo | |
|----------|------------|------------|----------------|--------------|--------------|------------|
| Sujetos | Sube Brazo | Baja Brazo | Giro Izquierdo | Giro Derecho | Cierra Pinza | Abre Pinza |
| Sujeto A | 83,33 % | 100 % | 100 % | 100 % | 100 % | 100 % |
| Sujeto B | 100 % | 79,16 % | 100 % | 100 % | 83,33 % | 83,33 % |
| Sujeto C | 79,16 % | 100 % | 100 % | 83,33 % | 100 % | 83,33 % |
| Sujeto D | 83,33 % | 100 % | 83,33 % | 83,33 % | 100 % | 100 |
| Sujeto E | 100 % | 100 % | 100 % | 83,33 % | 83,33 % | 100 % |
| Sujeto F | 100 % | 100 % | 100 % | 83,33 % | 100 % | 83,33 % |

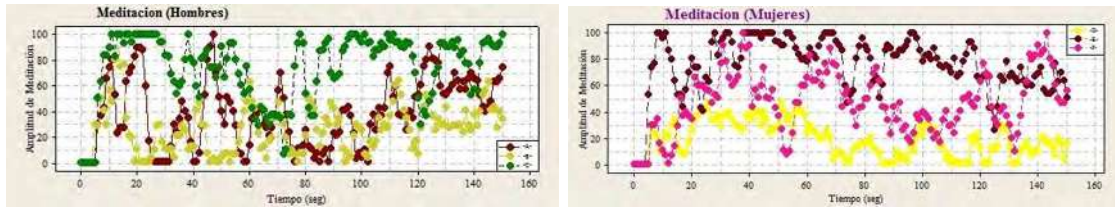
Las siguientes figuras muestran cuáles son las señales de los tres componentes utilizados (atención, meditación y parpadeo) tomadas mediante los 6 sujetos de prueba (3 hombres y 3 mujeres) de edades 23 a 26 años de edad, vale la pena mencionar que los 6 sujetos cerebrales están en buen estado de salud y tienen todos sus miembros, pero que ninguno de los sujetos de prueba se ha conectado a una interfaz de este tipo antes de este trabajo, por lo que nadie sabe las técnicas de auto-manejo de las ondas del EEG. Y dichas señales se adquirieron con solo el periodo de relajación en la primera sesión que tuvieron contacto con la diadema y las actividades.



(a) Señal de Atención en los sujetos de prueba (hombres) de edades 24, 24 y 23 años de edad. (b) Señal de Atención en los sujetos de prueba (mujeres) de edades 26, 25 y 24 años de edad.

Figura 5.7: Se muestra que cuesta trabajo para ambos sexos el iniciar con la atención en un rango más alto y así poder lograr el movimiento en el robot, se normalizo a un tiempo de 150 segundos para fines comparativos.

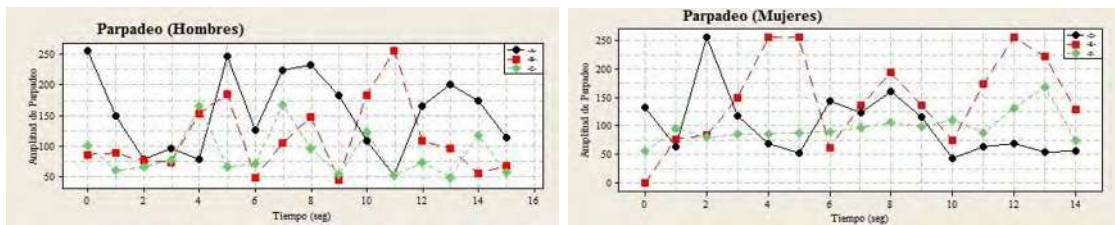
En la figura 5.8 inciso a) se aprecia que el sujeto A esta entre los rangos para lograr hacer girar el brazo robot, aun cuando necesita entrenamiento, para el sujeto B se tiene la misma condición logra alcanzar el movimiento pero este puede mejorar bastante y para el sujeto C, se tiene que trabajar para bajar un poco la meditación y así logre alcanzar el giro a la derecha. En inciso b) se logra apreciar que las tres mujeres necesitan de entrenamiento ya que la sujeto D lo lograría el movimiento de derecha, el sujeto E no logra el casi en ningún punto cae en los rangos establecidos, es decir ambos giros, y para la sujeto F se debe entrenar para que pueda lograr el giro a la derecha.



(a) Señal de Meditación en los sujetos de prueba (hombres) en la primera sesión. (b) Señal de Meditación en los sujetos de prueba (mujeres) en la primera sesión.

Figura 5.8: Se muestra que en uno de los sujetos mujer y hombre cuesta más trabajo el relajar la rutina para está componente y así poder lograr el movimiento en el robot, se normalizo a un tiempo de 150 segundos para fines comparativos.

En la figura 5.9 inciso a) como se aprecia en los hombres el inicio fue el complicado pero los tres lograron la rutina, aun cuando se necesita de un poco de entrenamiento. En inciso b) aquí solo se describe la rutina que se siguió resaltando que las sujeto D y E casi lograron la rutina, mientras que la sujeto F no lograba realizar los parpadeos como eran y le costó más trabajo.



(a) Parpadeo en los sujetos de prueba (hombres) en la primera sesión (b) Parpadeo en los sujetos de prueba (mujeres) en su primera sesión de pruebas.

Figura 5.9: Se muestra que cuesta trabajo para ambos sexos el iniciar con la atención en un rango más alto y así poder lograr el movimiento en el robot, se normalizo a un tiempo de 15 segundos para fines comparativos.

A continuación solo se muestra las gráficas obtenidas por el sujeto A es un hombre de 24 años y el sujeto F es una mujer de 24 años los cuales gozan de buena salud cerebral y cuentan con todas sus extremidades. Ya que de los 6 sujetos de prueba es en los cuales se obtuvieron mejores resultados.

En la figura 5.10 se obtienen los resultados durante las sesiones 2-5 por el sujeto, para ello los rangos que se manejaron fueron los siguientes: para bajar el brazo encontrarse entre 55-75 de atención, para subir brazo encontrarse en el rango mayor estricto a 75 y menor a 100 esto referente a la atención para ambos casos se tomó la muestra durante 150 segundos.

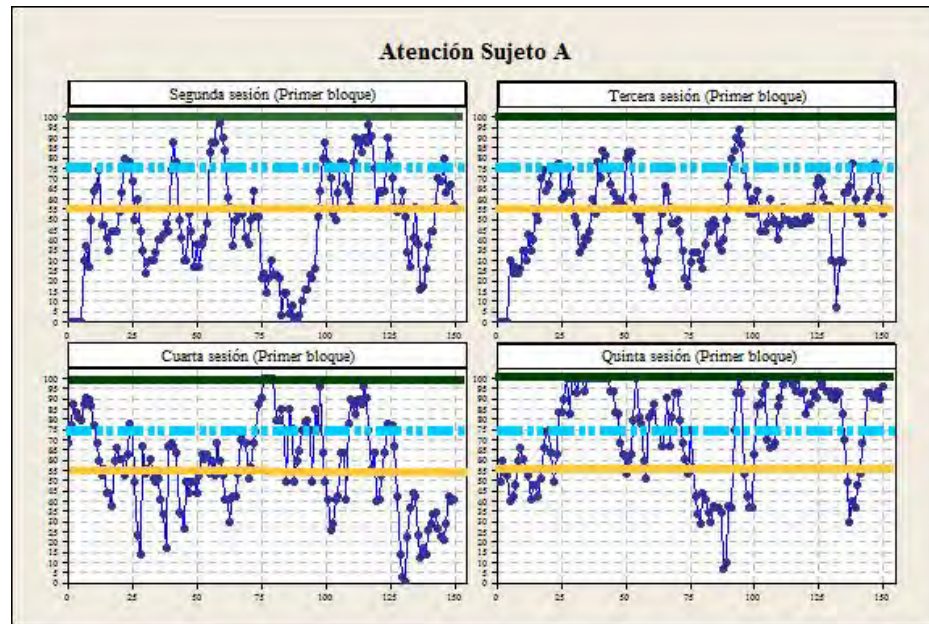


Figura 5.10: Sesiones 2-5 del Sujeto A donde se logra apreciar que se tuvo lo esperado.

De manera análoga para la figura 5.11 con el sujeto F, se obtienen los resultados durante las sesiones 2-5, para ello los rangos que se manejaron fueron los siguientes: para bajar el brazo encontrarse entre 55-75 de atención, para subir brazo encontrarse en el rango mayor estricto a 75 y menor a 100 esto referente a la atención para ambos casos se tomó la muestra durante 150 segundos.

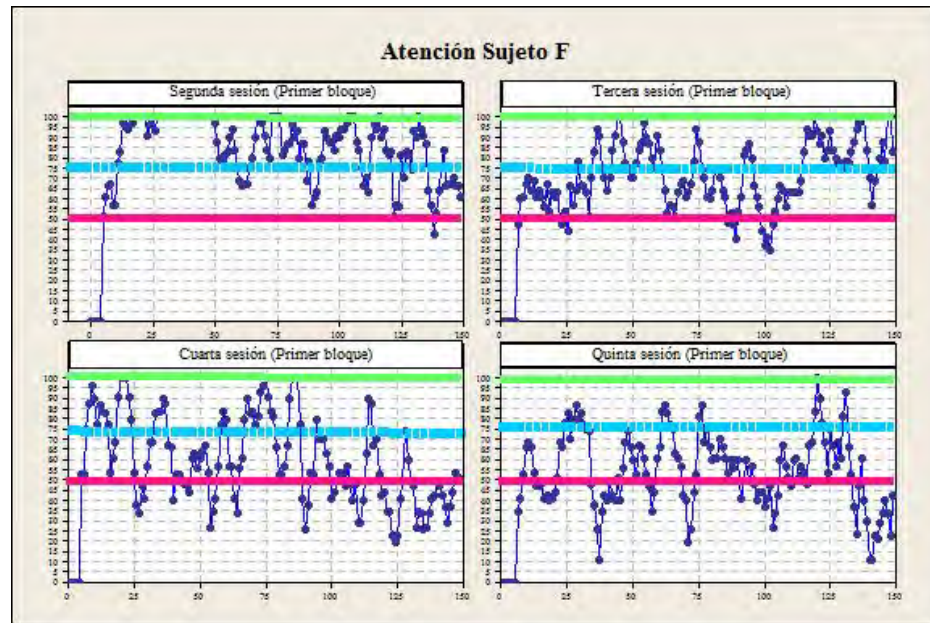


Figura 5.11: Logra un mejoramiento notable el Sujeto F durante las actividades. Se normalizo a 150 segundos.

En la figura 5.12 se muestra el mejoramiento del Sujeto A durante el entrenamiento para la meditación, donde de la línea amarilla a la roja indica que el robot gira a la derecha, mientras que, si se encuentra en el rango de entre la línea roja y la verde gira a la izquierda. Cabe mencionar que son los resultados obtenidos durante las sesiones 2-5. Los rangos que se manejaron fueron los siguientes: para gira izquierda encontrarse entre 15-35 en la amplitud de la meditación, para girar derecha encontrarse en el rango mayor estricto a 35 y menor estricto a 55 referente a la meditación para ambos casos se tomó la muestra durante 150 segundos.

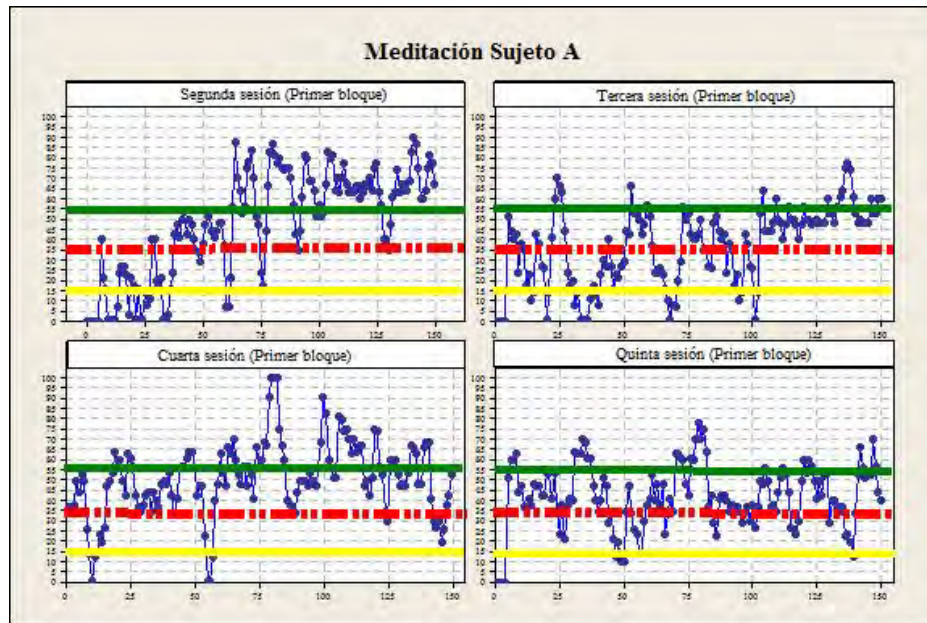


Figura 5.12: Mejoramiento del Sujeto A durante el entrenamiento para la meditación, en las sesiones de la 2 a la 5.

En la figura 5.13 se muestra el mejoramiento del Sujeto F durante el entrenamiento para la meditación, donde de la línea café a la naranja indica que el robot gira a la derecha, mientras que, si se encuentra en el rango de entre la línea naranja y la verde gira a la izquierda. Cabe mencionar que son los resultados obtenidos durante las sesiones 2-5. Los rangos que se manejaron fueron los siguientes: para gira izquierda encontrarse entre 15-35 en la amplitud de la meditación, para girar derecha encontrarse en el rango mayor estricto a 35 y menor estricto a 55 referente a la meditación para ambos casos se tomó la muestra durante 150 segundos

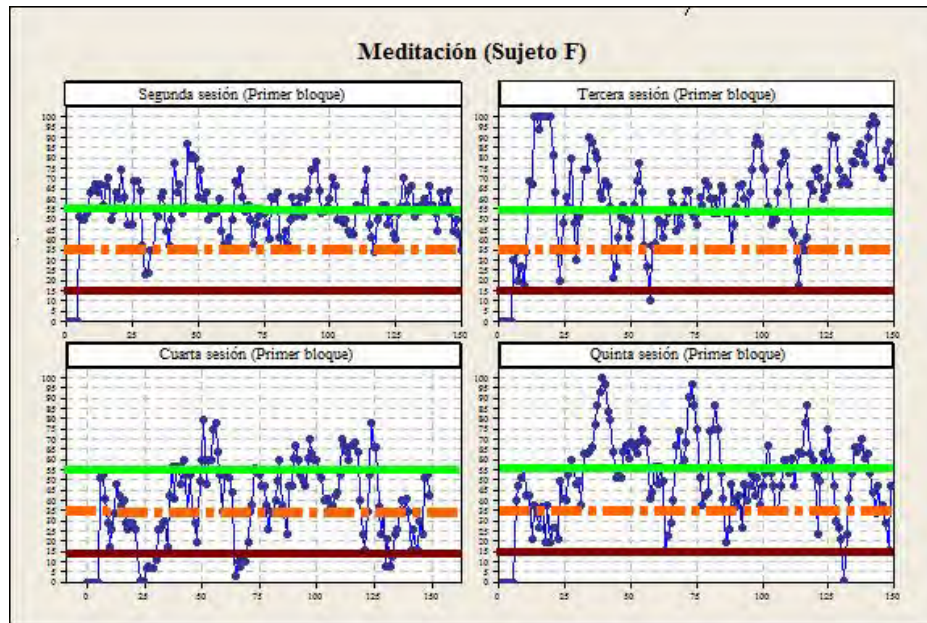


Figura 5.13: Muestra el mejoramiento del Sujeto F durante el entrenamiento para la meditación, donde de la línea guinda a la naranja indica que el el robot gira a la derecha, mientras que, si se encuentra en el rango de entre la línea naranja y la verde el robot gira a la izquierda.

En la figura 5.14 se obtienen los resultados durante las sesiones 2-5 por el sujeto con respecto al parpadeo se siguió una rutina con el ojo derecho, ojo izquierdo y ambos, para ello los rangos que se manejaron fueron los siguientes: para cerrar pinza encontrarse entre mayor estricto a 100 y menor que 175 en la amplitud del parpadeo, para abrir pinza encontrarse en el rango mayor estricto a 175 y menor a 250 referente a la meditación para ambos casos se tomó la muestra durante 150 segundos. Se presentaron más contratiempos en esta prueba, pero se lograron los objetivos. Se encontró, que si están en el rango de la línea morada a la guinda, la pinza abre y si están en el rango de la línea guinda a roja la pinza cierra.

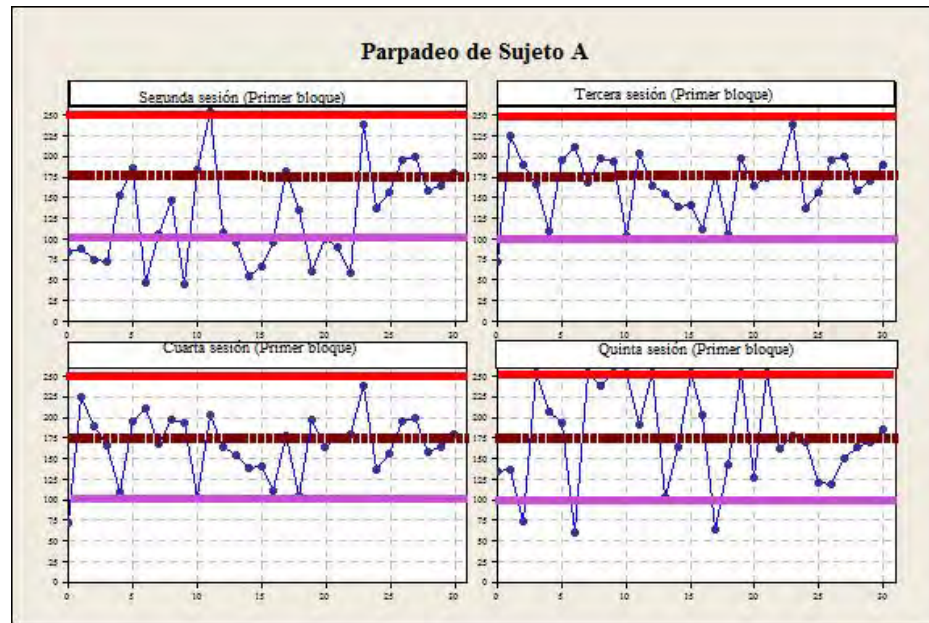


Figura 5.14: Se presentaron más contra tiempos en este, pero se lograron los objetivos. Encontrando que si están en el rango de la línea morada a la guinda la pinza abre y si están en el rango de la línea guinda a roja la pinza cierra.

En la figura 5.15 se obtienen los resultados durante las sesiones 2-5 por el sujeto con respecto al parpadeo se siguió una rutina con el ojo derecho, ojo izquierdo y ambos, para ello los rangos que se manejaron fueron los siguientes: para cerrar pinza encontrarse entre mayor estricto a 100 y menor que 175 en la amplitud del parpadeo, para abrir pinza encontrarse en el rango mayor estricto a 175 y menor a 250 referente a la meditación para ambos casos se tomó la muestra durante 150 segundos. Se presentaron más contratiempos en esta prueba, pero se lograron los objetivos. Se encontró, que si están en el rango de la línea negra a la guinda, la pinza abre y si están en el rango de la línea guinda a rosa la pinza cierra.

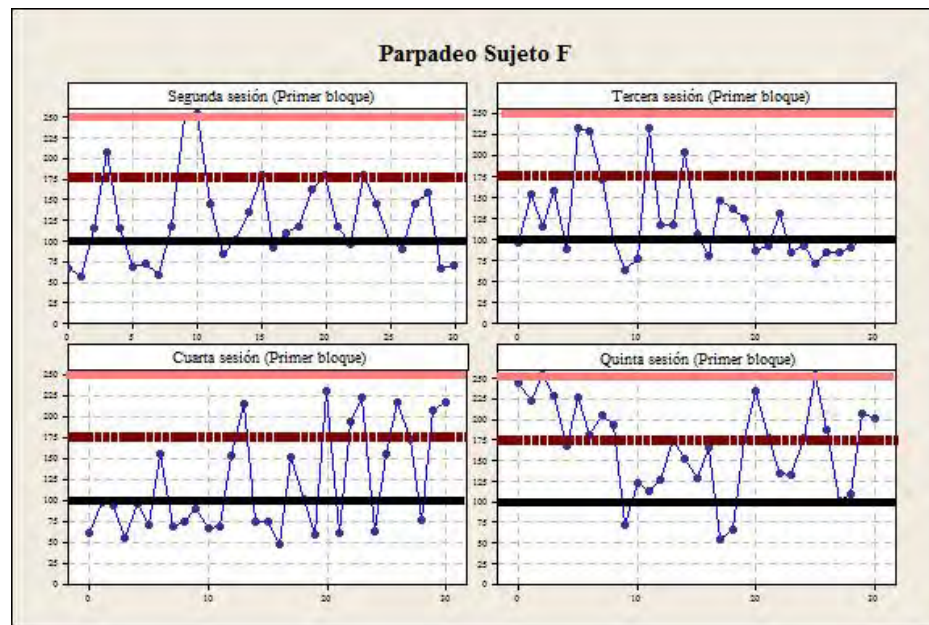
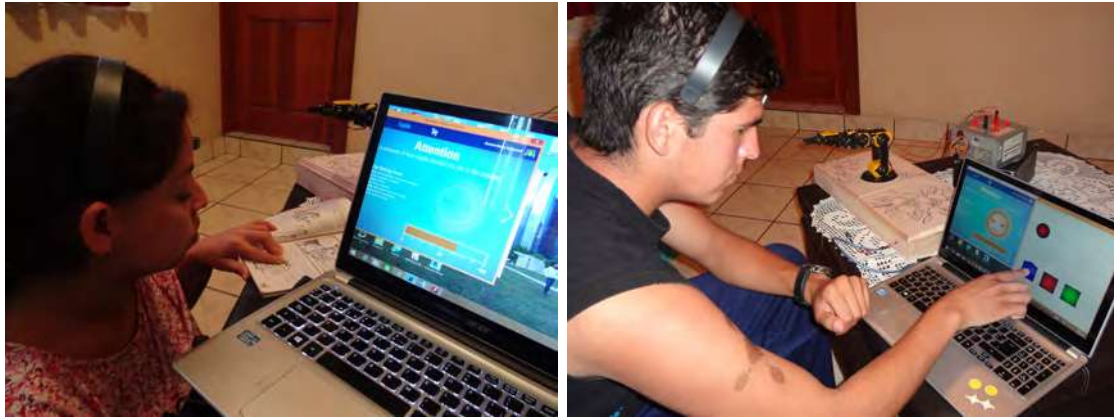


Figura 5.15: Se presentaron más contra tiempos en este, pero se lograron los objetivos. Encontrando que si están en el rango de la línea verde a la guinda la pinza abre y si están en el rango de la línea guinda a rosa la pinza cierra.

Ahora para la *validación* en cuanto a que en las tres componentes atención, meditación y parpadeo se realizaron las actividades propuestas y con ayuda de un programa que viene junto con la diadema de NeuroSky se prueba que en tiempo real se está llevando dicha lectura del EEG para atención y meditación, así como para el parpadeo.

Lo que se muestra en la figura 5.16 es la validación con respecto a la atención, ya que con algunas de las actividades propuestas para el mejoramiento de las componentes y con una actividad que se tiene al adquirir la diadema de NeuroSky se validó el aumento de la atención.



(a) Sujeto mejora su atención con la lectura. (b) Sujeto mejora también la atención mediante las actividades propuestas.

Figura 5.16: Muestra como se llevo acabo la validación para la atención para este proyecto.

De manera similar que para la componente de atención, en la figura 5.17 es la validación con respecto a la meditación, ya que con algunas de las actividades propuestas para el mejoramiento de las componentes y con una actividad que se tiene al adquirir la diadema de NeuroSky se validó el aumento de dicha componente.



(a) Sujeto demuestra mediante las actividades (b) De manera análoga que en a) ayuda a su me-
propuestas mejora la meditación. joramiento.

Figura 5.17: Muestra como se llevo acabo la validación de la meditación para este proyecto.

Así como, en las componentes anteriores, en la figura 5.18 es la validación con respecto al parpadeo, ya que muestra en tiempo real que al parpadear ya sea con un ojo o ambos se lograron captar en la pantalla que es detectado.



Figura 5.18: Aplicación de NeuroSky en la que en tiempo real al parpadear se refleja el efecto en un avatar de la computadora.

Capítulo 6

CONCLUSIONES

El desarrollo del estudio durante el diseño y construcción de la interfaz cerebro-computadora generó resultados sobre el diseño del programa que se utilizaría, como encontrar los rangos en los que se estaría trabajando el poder mover el robot, además que mediante estadística se puede calcular el número de éxitos realizados por los sujetos de prueba. En la parte de la construcción referente al robot y la electrónica que se utilizaría. Las conclusiones de lo anterior se enlistan como sigue:

- El prototipo se diseñó de tal manera que puede ser utilizado para la adquisición de señales como son el electroencefalograma.
- Con el análisis de las ondas registradas en los voluntarios se puede observar que tienen variabilidad, dependiendo incluso del estado de ánimo del paciente.
- Las señales del electrodo en la parte frontal de la cabeza FP1, dieron una interpretación de la activación de las componentes Atención, Meditación y Parpadeo.
- La visualización de la atención, meditación y parpadeo en tiempo real se dio gracias a la implementación del programa en LabVIEW y con ayuda de la

diadema Mindwave Mobile.

- La parte más importante de la adquisición de las señales se da en el momento acoplamiento de impedancias electrodo-piel, determinando el éxito o fracaso del registro.
- Se logró conectar de manera satisfactoria la Diadema Mindwave Mobile mediante bluetooth a la computadora y este a su vez lograr enlazarse con LabVIEW.
- Se obtuvo la conexión de LabVIEW y ArduinoIO de manera exitosa, haciendo posible el poder realizar el movimiento del brazo robótico k-680 Steren con tres grados de libertad.
- Se logró tener un código diseñado en LabVIEW, que consto de tres programas en el cual una era para la Atención que se encarga de un grado de libertad el cual es el subir o bajar el brazo del robot, siempre y cuando el voluntario se mantenga en los rangos predeterminados. De manera análoga para las dos componentes restantes, la Meditación es la encarga del giro hacia lado izquierdo y derecho del brazo. Y finalmente el Parpadeo es el encargado del abrir y cerrar pinza del brazo robot k-680 Steren.
- Se llegó a comparar algunas de las actividades o pruebas realizadas para constatar que la calidad y la eficiencia de dichas pruebas sea la adecuada para el correcto funcionamiento de estas.

A pesar de los problemas que puedan aún existir en el procesamiento de las señales EEG se ha recorrido un gran camino en el desarrollo de este tipo de tecnología que sin duda nos llevará a ese panorama idealizado del futuro en donde todo nuestro entorno pueda ser controlado por algo más que las fuerzas mecánicas a las estamos acostumbrados y podemos entrar en una nueva era en donde explotemos todo el potencial aún desconocido que poseemos los seres humanos en nuestro cerebro y sea una nueva puerta al desarrollo que vendrá en el futuro.

Glosario

A

Ag: Símbolo químico de la plata.

AgCl: el cloruro de plata es un compuesto químico bien conocido por su baja solubilidad en agua. Al ser sometido a luz o calor, el cloruro de plata reacciona y produce plata y cloro gaseoso. El cloruro de plata se encuentra en el mineral clorargirita.

Atmega: son microcontroladores AVR grandes con 4 a 256 kB de memoria flash programable, encapsulados de 28 a 100 pines, conjunto de instrucciones extendido (multiplicación y direccionamiento de programas mayores) y amplio conjunto de periféricos.

B

Bluetooth: es una especificación industrial para Redes Inalámbricas de Área Personal (WPAN) que posibilita la transmisión de voz y datos entre diferentes dispositivos mediante un enlace por radiofrecuencia en la banda ISM de los 2,4 GHz.

C

Corteza cerebral: es el manto de tejido nervioso que cubre la superficie de los hemisferios cerebrales.

D

Desincronización relacionada con el evento plazo (ERD): describe la llamada bloqueo alfa, es decir, la supresión de la actividad alfa en curso cuando

el sujeto abre los ojos.

E

Electrodos: es un conductor eléctrico utilizado para hacer contacto con una parte no metálica de un circuito, por ejemplo un semiconductor, un electrolito, el vacío (en una válvula termoiónica), un gas (en una lámpara de neón), etc.

Electroencefalógrafo: aparato que registra las señales y nos las puede presentar ya sea en una pantalla o en una gráfica a la que se le llama electroencefalograma (EEG).

Electroencefalograma (EEG): resulta de la diferencia entre estos dos potenciales, realmente no es otra cosa que la gráfica de cómo varía el voltaje con respecto al tiempo.

EMG: la electromiografía es una técnica para la evaluación y registro de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos.

ESense y ePower: relación de medidas que hacen referencia a los estados mentales y los valores de las frecuencias del cerebro humano según la empresa NeuroSky.

El ritmo μ : es el ritmo α (9Hz) que se registra sobre la zona motora del cortex.

F

Fmri: viene de la palabras *Imagen por resonancia magnética funcional*. Mide las propiedades magnéticas de la sangre para determinar la disminución de desoxihemoglobina (hemoglobina desoxigenada) en las regiones cerebrales activas (el aumento del flujo sanguíneo en estas regiones no está acompañado por un aumento proporcional en el consumo de oxígeno).

Fnir: viene de la palabras *Espectroscopía de Infrarrojo Cercano*. Mide la absorción y dispersión de la luz de infrarrojo cercano dirigida hacia el cerebro para determinar los cambios en la oxigenación de los tejidos (respuesta lenta), así como cambios en las membranas neuronales durante el disparo de las neuronas (rápida respuesta).

G

GUI (Interfaz Gráfica de Usuario): componente de una aplicación informática que visualiza el usuario y a través de la cual opera con ella. Está formada por ventanas, botones, menús e iconos, entre otros elementos.

H

Hz: el hercio, hertzio o hertz, es la unidad de frecuencia del Sistema Internacional de Unidades.

I

Interfaz: en informática se utiliza para nombrar a la conexión física y funcional entre dos sistemas o dispositivos de cualquier tipo dando una comunicación entre distintos niveles.

Interfaz Cerebro Computador (ICC): es un sistema de interacción hombre-máquina capaz de traducir nuestras intenciones en interacción real con un mundo físico o virtual.

L

LabVIEW: viene de la palabras en inglés (*Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench*) que traducido al español significa Laboratorio de instrumentación virtual de trabajo de ingeniería, que es un lenguaje de programación de modo gráfico.

M

MEG: viene de la palabras *Magneto-encefalografía*. Mide los campos magnéticos generados por la actividad eléctrica del cerebro.

Mindset: es un dispositivo creado por la empresa NeuroSky para realizar un EEG desde el punto FP1 de la corteza craneal y que usa la tecnología de procesamiento del chip TGAM1.

N

Neuroseñales: son señales eléctricas emitidas por el cerebro que se han obtenido mediante un estudio EEG o EMG.

NeuroSky: Es una compañía presidida por Stanley Yang en San José (Ca-

lifornia), Estados Unidos. La tecnología que se desarrolla en sus instalaciones es un ejemplo de interfaz cerebro computadora. Esta empresa hace uso de la electroencefalografía al hacer uso de electrodos situados sobre la cabeza con el fin de captar impulsos eléctricos cerebrales que se generan con el pensamiento.

Neurotecnología: es un conjunto de herramientas que sirven para analizar e influir sobre el sistema nervioso del ser humano, especialmente sobre el cerebro. Estas tecnologías incluyen simulaciones de modelos neurales, computadores biológicos, aparatos para interconectar el cerebro con sistemas electrónicos y aparatos para medir y analizar la actividad cerebral.

O

Onda P300 (EP300, P3): es un potencial evocado que puede ser registrado mediante electroencefalografía como una deflexión positiva de voltaje con una latencia de unos 300 ms en el EEG.

P

PET: la electromiografía es una técnica para la evaluación y registro de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos.

Potenciales Relativos a Eventos P300: es una técnica mediante electroencefalografía colocando 300 electrodos en la cabeza del paciente.

S

SPECT: viene de la palabras *Tomografía Computarizada por Emisión de Fotones Individuales*. Funciona como PET, excepto que utiliza tubos fotomultiplicadores para medir fotones generados por rayos gamma.

T

TGAM1 (ThinkGear Advanced Machine v.1): es un dispositivo diseñado por la empresa NeuroSky para diseñar aplicaciones orientadas a Neurociencia o Neurotecnología mediante un EEG.

TGC (ThinkGear Connector): es un software que una un DLL llamado TGDC por el cual se enlazan los datos de un dispositivo que usa un TGAM1 con algún IDE para ser mostrados en una aplicación de usuario de tipo GUI.

TGCD (*ThinkGear Device Connector*): es un DLL diseñado por NeuroSky para administrar los datos transmitidos por un dispositivo TGAM1 y que trabaja conjuntamente con un API de un IDE para gestionar las variables del sistema de adquisición previa su publicación en una GUI.

ThinkGear: idéntico a TGAM1, Es un dispositivo diseñado por la empresa NeuroSky para diseñar aplicaciones orientadas a Neurociencia o Neurotecnología mediante un EEG.

W

Windows Mobile: es un sistema operativo móvil compacto desarrollado por Microsoft, y diseñado para su uso en teléfonos inteligentes (Smartphones) y otros dispositivos móviles.

Capítulo 7

BIBLIOGRAFÍA

[1] K. Hinckley, R. Pausch, D. Proffitt & N. F. Kassell, *Two-Handed Virtual Manipulation*, ACM Transactions on Computer-Human Interaction, vol. 5, no. 3, 260–302, 1998.

[2] Aleksander Kostov & Mark Polak, *Parallel Man–Machine Training in Development of EEG-Based Cursor Control*, IEEE transactions on rehabilitation engineering, vol. 8, no. 2, 2000.

[3] J. J. Ratey, *El cerebro: Manual de instrucciones*, DeBolsillo, Barcelona Constitución 19, 2003.

[4] J.L. Martínez-Pérez, Tesis *Comunicación con computador mediante señales cerebrales. Aplicación a la tecnología de la rehabilitación*, España: Universidad Politécnica de Madrid, 2009.

[5] A. C. Arnao, *Guía de acceso al ordenador para personas con discapacidad*, Instituto de Migraciones y Servicios Sociales. Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales, Madrid, 1997.

[6] J. R. Wolpaw, D. J. McFarland, T. M. Vaughan & G. Schalk, *The Wadsworth Center brain-computer interface (BCI) research and development program*, Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 11, no. 2, 1-4, 2003.

[7] G. Pfurtscheller, O. Neuper, C. Guger, W. Harkam, H. Ramoser, A. Schlogl,

B. Obermaier & M. Pgegenzer, *Current trends in Graz brain-computer interface (BCI) research*, Rehabilitation Engineering, vol. 8, no. 2, pages 216-219, 2000.

[8] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, Gert Pfurtscheller & T. M. Vaughan, *Brain-computer interfaces for communication and control*, March 2002.

[9] J. L. Bardasano-Rubio & José Ignacio Elorrieta Pérez de Diego, *Bioelectromagnetismo, Ciencia y Salud*, McGraw-Hill, Madrid etc., 2000. 019: M. 10344-2000.

[10] N. Birbaumer & L.C., (15 de Marzo de 2007), *The Journal of Physiology*, Obtenido de <http://jp.physoc.otg/content/579/3/621.full>

[11] A. D. Yaguana, Tesis *Desarrollo e implementación de una interfaz de comunicación que permita la interacción entre un usuario y las señales emitidas por sus ondas cerebrales usando un dispositivo de EEG de NeuroSky para controlar periféricos electrónicos*, Ecuador: Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, Mayo 2014.

[12] J.V. Ponce-J., Tesis *Implementacion de una Interface con la ayuda de las señales EEG*, Sangolquí: Universidad de las fuerzas armadas ESPE, Marzo 2014.

[13] R.R. Angevin, *Problemática de las interfaces Cerebro-Computador*, Málaga: Universidad de Málaga, 2004.

[14] R.J. Rodríguez, Tesis *Modelo Funcional de un Sistema de Biofeedback para el tratamiento de la conducta alimentaria*, México: Universidad Nacional Autónoma de México, 2014.

[15] J. V. Ponce-Jurado, Tesis *Implementación de una interfaz cerebro-computador para la detección de posición con la ayuda de las señales EEG*, Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas Innovación para la Excelencia, Marzo 2014.

[16] B. Blankertz, K. R. Muller, G. Curio, T. M. Vaughan, G. Schalk, J. R. Wolpaw, A. Schlogi, C.Ñeuper, G. Pfurtscheller, T. Hinterberger, M. Schroder & N. Birbaumer, *The BCI competition 2003: progress and perspectives in detection and discrimination of EEG single trials. Biomedical Engineering*, IEEE Transactions on, vol. 51, no. 6, 1044-1051, 2004.

[17] R. Rupp, G. Maller-Putz, R. Scherer, G. Pfurtscheller & H. J. Gerner, *Moving thoughts. A brain-computer interface for control of grasp neuroprostheses in tetraplegic patients*, Journal of Biomechanics, vol. 39, no. Supplement q, 371-548, 2006.

[18] A. Ferreira, T.F. Bastos-Filho, M. Sarcinelli-Filho F.A. Cheein, J.F. Postigo & R. Carelli, *Teleoperation of an Industrial Manipulator Through a TCP/IP Channel Using EEG Signals*, In: International Symposium on Industrial Electronics (ISIE 2006), 2006, 3066–3071.

[19] J. Robinson-Pierce, *An Introduction to information theory: symbols, signals and noise*, Dover Publications, New York, 1961.

[20] N. Birbaumer, A. Kubler, N. Ghanayim, T. Hinterberger, J. Perelmouter, J. Kaiser, I. Iversen, B. Kotchoubey, N. Neumann & H. Flor, *The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients*, Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 8, no. 2, 190-193, 2000.

[21] Anne Harrington, *The placebo effect: an interdisciplinary exploration*, Harvard University Press, Cambridge, Mass, London, 1997. Editor, Anne Harrington.

[22] W. D. Penny, S. J. Roberts, E. A. Curran & M. J. Stokes, *EEG-based communication: a pattern recognition approach*, Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 8, no. 2, 214-215, 2000.

[23] N. Birbaumer & L. E. Roberts, *Self-Report During Feedback Regulation of Slow Cortical Potentials*, July 1989.

[24] P. R. Kennedy, R. A. E. Bakay, M. M. More, K. Adams & J. Goldwithe, *Direct control of a computer from the human central nervous system*, Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 8, no. 2, 198-202, 2000.

[25] S. P. Levine, J. E. Huggins, S. L. BeMent, R. K. Kushwaha, L. A. Schuh, M. M. Rohde, E. A. Passoro, D. A. Ross, K. V. Elisevich & B. J. Smith, *A direct brain interface based on event-related potentials*, Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 8, no. 2, pages 180-185, 2000.

[26] K. R. Miller, C. W. Anderson & G. E. Birch, *Linear and nonlinear methods*

for brain-computer interfaces, *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE Transactions on, vol. 111, no. 2, 165-169, 2003.

[27] J. K. Chapin & K. A. Moxon, *Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex*, 1999.

[28] G. Schalk, *BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system*, 2004.

[29] M. Middendorf, G. McMillan, G. Calhoun & K. S. Jones *Brain-computer interfaces based on the steady-state visual-evoked response*, *Rehabilitation Engineering*, IEEE Transactions on, vol. 8, no. 2, 211-214, 2000.

[30] E. E. Sutter, *The brain response interface: communication through visually-induced electrical brain responses*, *Journal of Microcomputer Applications*, vol. 15, no. 1, 31-45, 1 1992.

[31] E. R. Pinillos-Montenegro, Tesis *Propuesta para el diseño de un sistema de electroencefalografía computarizada y autodiagnóstico basado en reconocimiento de patrones*, Guatemala, Octubre 2003.

[32] N. R. Barea, *Electroencefalografía*, España: Universidad de Alcalá, Notas de Instrumentación Biomédica.

[33] R.A. Andersen, J.W. Burdick, S. Musallam, B. Pesaran & J.G. Cham, *Cognitive neural prosthetics*, *Trends in Cognitive Sciences*, 8, 486-493, November 2004.

[34] A. Kumlbler, N. Neumann, J. Kaiser, B. Kotchoubey, T. Hintenberger & N. P. Birbaumer, *Brain-computer communication: Self-regulation of slow cortical potentials for verbal communication*, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 82, no. 11, 1533-1539, 2001.

[35] L. A. Miner, D. J. McFarland & J. R. Wolpaw, *Answering questions with an electroencephalogram-based brain-computer interface*, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 79, no. 9, 1029-1033, 9 1998.

[36] Tomada de <http://www.sintron-hk.com/Arduino-MEGA2560-Reference-PDF-files-P3148940.aspx> Consultada 11/12/2014.

[37] R.A. Andersen, J.W. Burdick, S. Musallam, B. Pesaran & J.G. Cham, *Cognitive neural prosthetics*, *Trends in Cognitive Sciences*, 8, 486-493, 2004.

[38] W. M. Grill, J.W. McDonald, P. H. Peckham, W. Heetderks, J. Kocsis & M. Weinrich, *At the interface: Convergence of neural regeneration and neural prostheses for restoration of function*, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38, 633-639, 2001.

[39] K.H. Lee, B.H. Choi, *Dry Electrode Device and Method of Assembly*, US 2009/0281408 A1, November 12, 2009. [40] Tomada de <http://docslide.us/documents/neurosky-eeg-brainwave-chip-and-board-tgam1.html> Consultada 10/08/2013.

[41] R. N. Atwell, *Programmable gain instrumentation amplifier*, US 4,833,422, May 23, 1989.

[42] J. Kyung-Soo, *Active Dry Sensor Module for Measurement of Bioelectricity*, US 2013/0066183 A1, Mar. 14, 2013.

Apéndices

Carta de Consentimiento


UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO
INSTITUTO DE CIENCIAS EN INGENIERÍA
Facultad de Ingeniería Mecánica

Carta de Consentimiento Informado para Participantes de Investigación

Soy Alma Rosa Méndez Gordillo, estudiante del Programa de Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo. Mi proyecto de tesis es acerca del *Diseño y Construcción de una Interfaz Cerebro-Computadora*. El objetivo del estudio es tomar muestras de las ondas cerebrales (atención, meditación y parpadeos) que son captadas mediante una diadema de NeuroSky y enviadas por medio de Bluetooth v2.1 Clase 2 a la Computadora, donde son procesadas mediante los programas de LabVIEW y ArduinoIO para posteriormente enviar las tareas a realizar al brazo robótico de Modelo: K-650 de Staran.

El estudio consiste en tomar por alrededor de unos minutos las señales mencionadas anteriormente. El proceso será estrictamente confidencial y el nombre no será utilizado. La participación es voluntaria. Usted tiene derecho de retirar su consentimiento para la participación en cualquier momento. El estudio no conlleva ningún riesgo para la salud, ni recibe ningún beneficio. No recibirá ninguna compensación por participar. Si tiene alguna pregunta sobre esta investigación, se puede comunicar con mi director de investigación Miguel Villagómez Galindo al correo mgalindo@umich.mx.

Si desea participar, favor de llenar el talonario de autorización.

Preguntas o dudas puede hacerlas ahora o más tarde. Si desea hacer preguntas más tarde, puede contactar con cualquiera de las siguientes personas: Miguel Villagómez Galindo, Alma Rosa Méndez Gordillo, Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, Edificio W, Ciudad Universitaria, Francisco J. Mojica SN, Morelia Michoacán, México, mgalindo@umich.mx, almarsosa@gmail.com.

AUTORIZACIÓN

He sido invitado a participar en la investigación de *Diseño y Construcción de una Interfaz Cerebro-Computadora*.

Entiendo que me colocaran la diadema de NeuroSky sobre mi cabeza, para tomar mis señales neuronales (atención, meditación y parpadeos) durante un periodo de tiempo, dichas señales y sus datos asociados serán donados para realizar la investigación que se me ha indicado. He sido informado de que no existen riesgos. Se que puede que no haya beneficios para mi persona y que no habrá recompensa de ningún tipo. Se me ha proporcionado el nombre de un investigador que puede ser fácilmente contactado usando el nombre y la dirección que se me ha dado de esa persona.

He leído la información proporcionada o me ha sido leído. He tenido la oportunidad de preguntar sobre ella y se me ha contestado satisfactoriamente las preguntas que he realizado. Consiento voluntariamente participar en esta investigación como participante y entiendo que tengo el derecho de retirarme de la investigación en cualquier momento.

Nombre del Participante _____
Edad _____ Sexo _____

Firma del Participante _____
Fecha _____
Día/mes/año _____

Ha sido proporcionada al participante una copia de este documento de Consentimiento Informado _ M.V.G / A.R.M.G. (inicial de investigador/estudiante)

Apéndices A

Descripción de las diademas Emotiv EPOC y MindWave Mobile

En la figura A.1 se muestra las opciones de diademas que se revisaron para su elección. Así como en la tabla A.1 en la que se detalla cada una de sus características revisadas para elegir la más adecuada para el proyecto.



(a) Diadema Emotiv EPOC.



(b) Diadema NeuroSky.

Figura A.1: Diademas que se contemplaron para este proyecto.

| Dispositivo | Precio (USD Dollar) | Electrodos | Interpretación de los sensores | Periférico | SKD | Realizado | Empresa |
|--------------------|------------------------|------------|---|------------|-----|------------------------------|-------------------|
| Emotiv EPOC | 399 | 14 | 3 estados mentales 13 pensamientos conscientes, expresiones faciales, movimientos de la cabeza. | Si | Si | 21 Diciembre 2009; 7 años | Emotiv Systems |
| MindWave | 99,95 | 1 | 2 estados mentales (basado en 4 ondas cerebrales), parpadeo. | Si | Si | 21 Marzo 2011; 5 años | NeuroSky |

Tabla A.1: Descripción amplia de las diademas Emotiv EPOC y NeuroSky.

Ya que se optó por la diadema de NeuroSky también podemos observar en la figura A.2, el visualizador con que cuenta la diadema Mindwave de Neurosky presenta la señal en bruto del EEG; al contar la diadema con filtros para separar las distintas ondas cerebrales, el visualizador cuenta con una gráfica de barras y una gráfica radial para representar la intensidad de cada onda cerebral; además, incluye indicadores para la medición de porcentaje de atención y meditación calculado por el sistema [34].



Figura A.2: Visualizador de ondas cerebrales incluido en la diadema NeuroSky.

Apéndices B

Diseño del electrodo

En la figura B.1 se muestran el diseño del electrodo con el que cuenta la diadema NeuroSky.

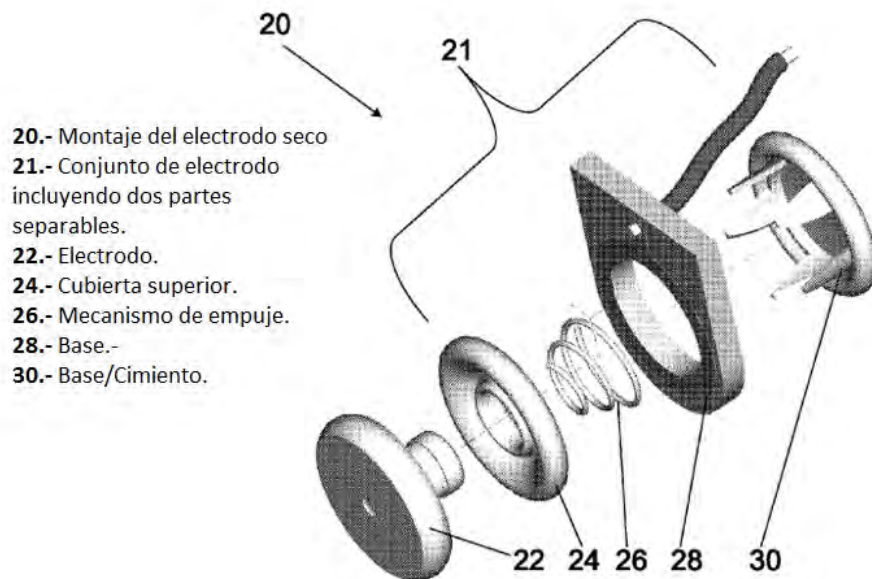


Figura B.1: Partes del electrodo. (Fuente: patente [39])

Apéndices C

Placa del electrodo y Dispositivo ThinkGear

En la figura C.1 se muestra el dibujo mecánico y espesor de la placa del electrodo con el que cuenta la diadema NeuroSky.

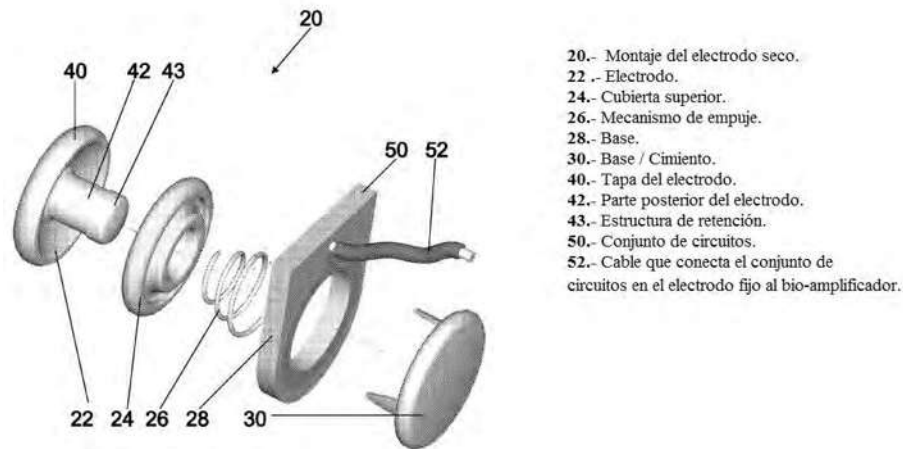


Figura C.1: Partes del electrodo (Imagen modificada de patente [39])

En la figura C.2 se muestra la ubicación de los conectores en la placa del ThinkGear.

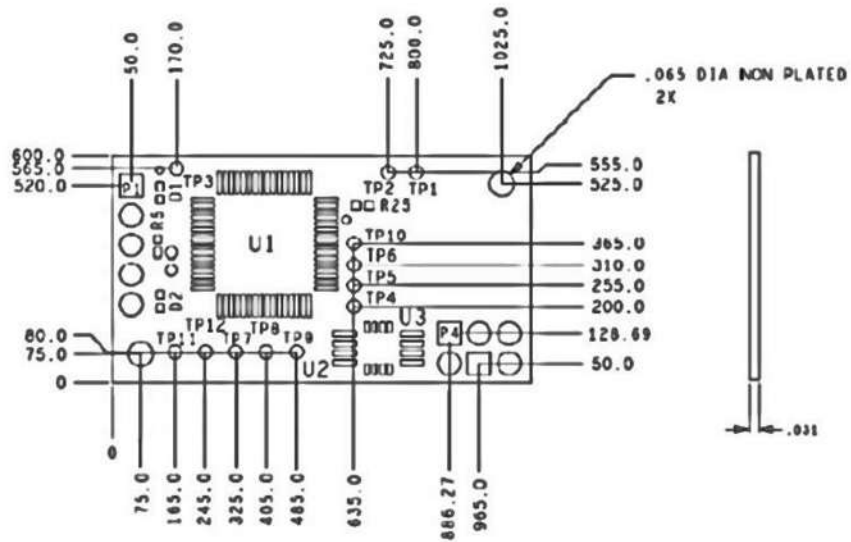


Figura C.2: Dibujo mecánico de la placa del dispositivo ThinkGear de NeuroSky. [40]

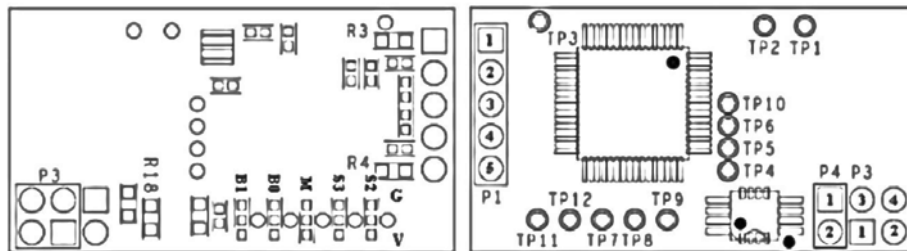


Figura C.3: Vista Inferior y Superior de la placa TGAM (Tomada de [40])

Características específicas de ThinkGear.

PinOut del módulo TGAM1

Puerto 1. Electrodo.

- Pin1 EEG.
- Pin2 EEG blindaje.
- Pin3 Electrodo de referencia de tierra.
- Pin4 Blindaje de Electrodo de referencia.

- Pin5 Electrodo de referencia “REF”.

Puerto 4. Energía.

- Pin1 VCC
- Pin2 Tierra

Puerto 3. Puerto serial UART.

- Pin1 GND
- Pin2 VCC
- Pin3 Rx
- Pin4 Tx.

Antecedentes del TGAM respecto a lo técnico.

Descripción Funcional del módulo TGAM: Módulo ASIC Think-Gear.

- Se conecta directamente a un electrodo seco.
- Tiene un canal de EEG con tres contactos: EEG, REF, y GND.
- Su ajuste incorrecto detecta a través de la advertencia ”Mala calidad de la señal ”si se debe restablecer la comunicación con la cabeza del usuario.
- Entrega de una señal eléctrica generada por la onda cerebral tomada en el punto FP1, la cual recibe el nombre de RAW.
- Está provisto de la tecnología de filtrado avanzado con alta inmunidad al ruido.
- Tiene bajo consumo de energía adecuado para aplicaciones impulsadas por baterías portátiles.

- Consumo de energía máximo $15mA$ a $3,3V$.
- Rango de frecuencia de $3 - 100Hz$.
- Peso (máx.) $130mg$.
- Salida de datos en bruto del EEG a 512 bits por segundo.

Descripción Física.

- Entrega de una señal eléctrica generada por la onda cerebral tomada en el punto FP1, la cual recibe el nombre de RAW.
- Procesamiento de las señales y entrega de los espectros producto de las señales del EEG (Alfa, Beta, etc.)
- Entrega de los valores eSense para la obtención de Atención, meditación.
- Dato PSQ, el cual se entrega para permitir observar un análisis de calidad de la señal (se puede utilizar para detectar un mal contacto y si el dispositivo está fuera de la cabeza)
- Detección de parpadeo físico (solo mediante el TGDC).
- Dimensiones (máx.) $2,79cm \times 1,52cm \times 0,25cm$.
- Peso (máx.) $130mg$.

Especificaciones técnicas de adquisición.

- 512 bits por segundo frecuencia de muestreo.
- Rango de frecuencia de $3 - 100Hz$.
- Protección ESD: Contacto de $4kV$ de descarga, descarga $8kV$ aire.
- Consumo de energía máximo: $15mA@3,3V$.

- Tensión de funcionamiento 2,97 aprox. a 3,63V.
- Salida y velocidad de transmisión.
- 1200 baudios con eSense, ePower, (alfa, beta, etc.) y PSQ.
- 9600 baudios con eSense, ePower, (alfa, beta, etc.) y PSQ.
- 57600 baudios con eSense, ePower, (alfa, beta, etc.), PSQ y RAW

Apéndices D

Descripción de los amplificadores de señal

Un amplificador de instrumentación de tres amplificadores operacionales estándar que incluye dos células de ganancia conectadas de manera que se aplica una señal de entrada diferencial a las entradas positivas de las dos células de ganancia, y las salidas de las dos células de ganancia se aplica como una diferencial de entrada a un tercer amplificador operacional que está conectado como un amplificador diferencial [11].

En la figura D.1 se muestra el amplificador con el que cuenta la diadema NeuroSky. Así como en la figura D.2 se muestran los diaframas de circuito con el que esta diseñado la diadema NeuroSky.

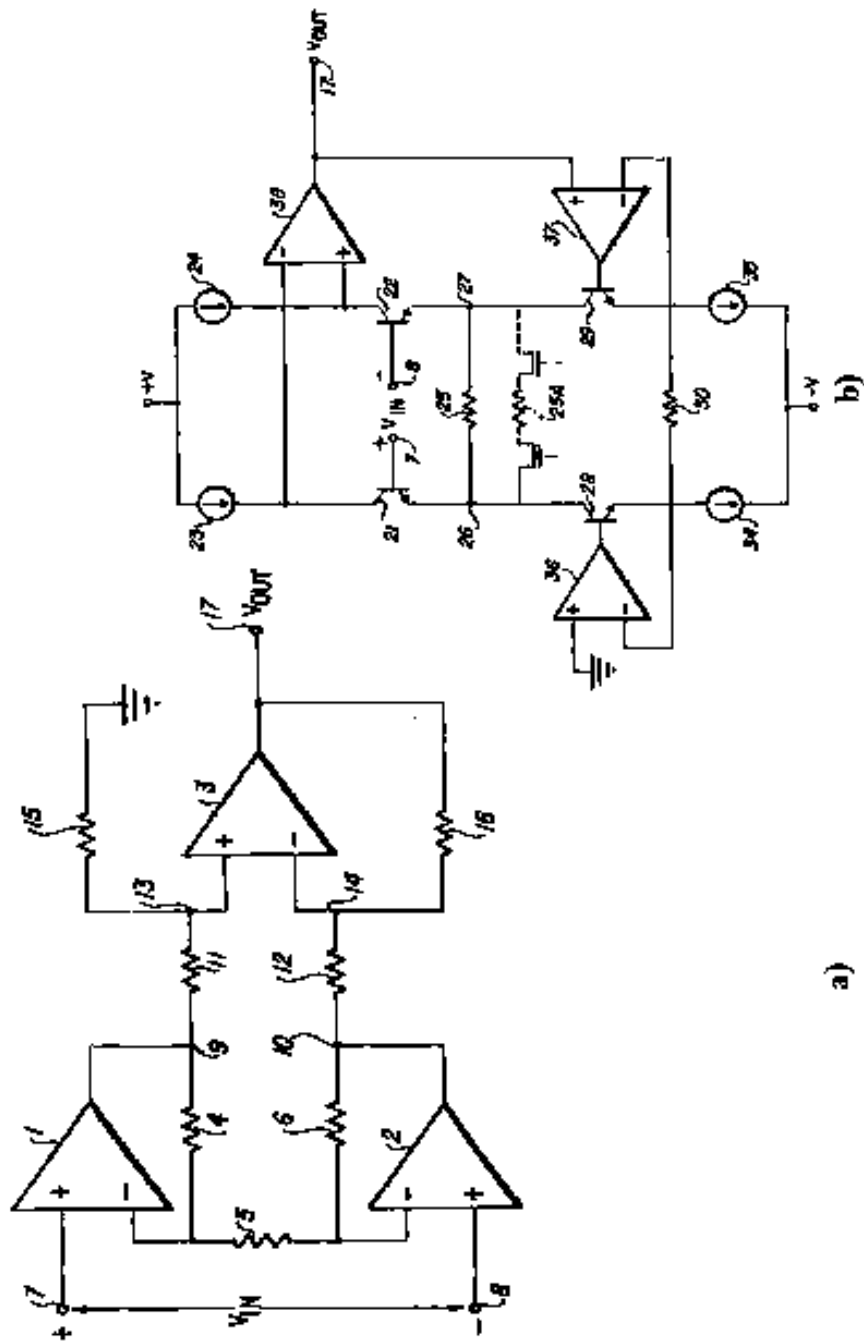


Figura D.1: a) Amplificador de instrumentación con tres A.O. y b) es un diagrama esquemático de otro circuito que es útil para describir el estado de la técnica utilizada en a) [41].

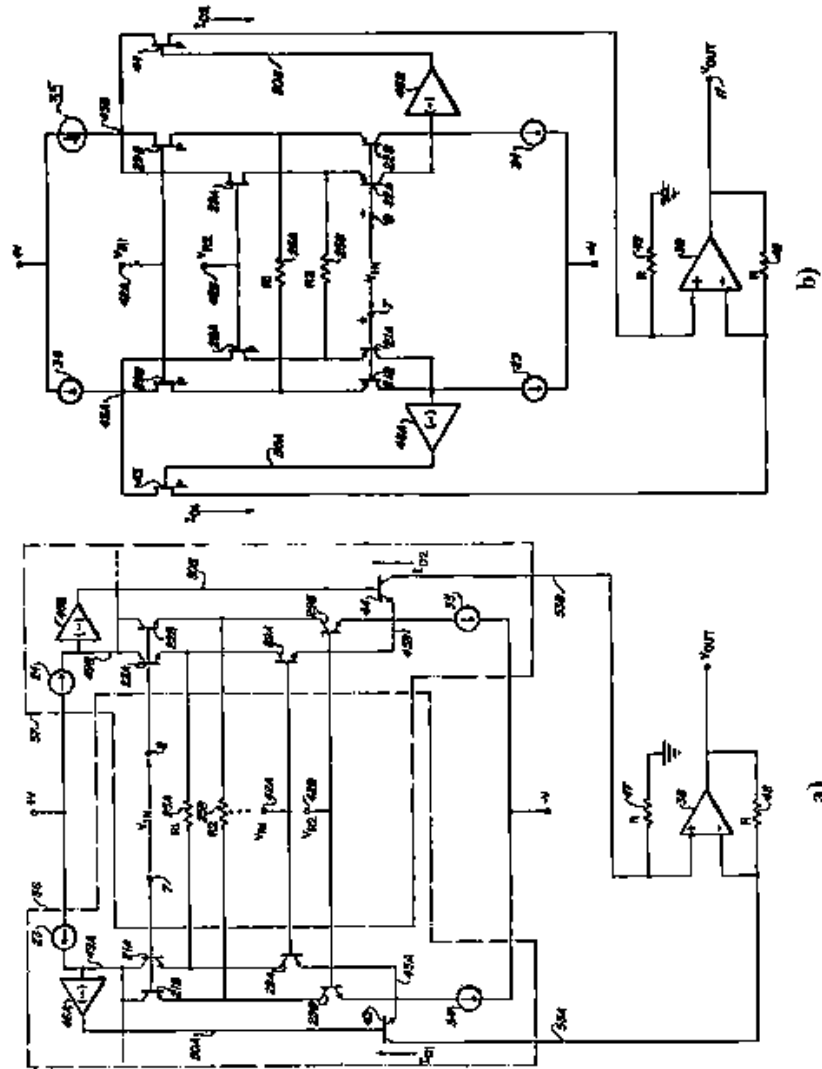


Figura D.2: a) Es un diagrama de circuito esquemático detallado de una realización para el A.O. y b) Es un diagrama de circuito esquemático detallado de otra realización para el amplificador usado en la diadema Mindwave [41].

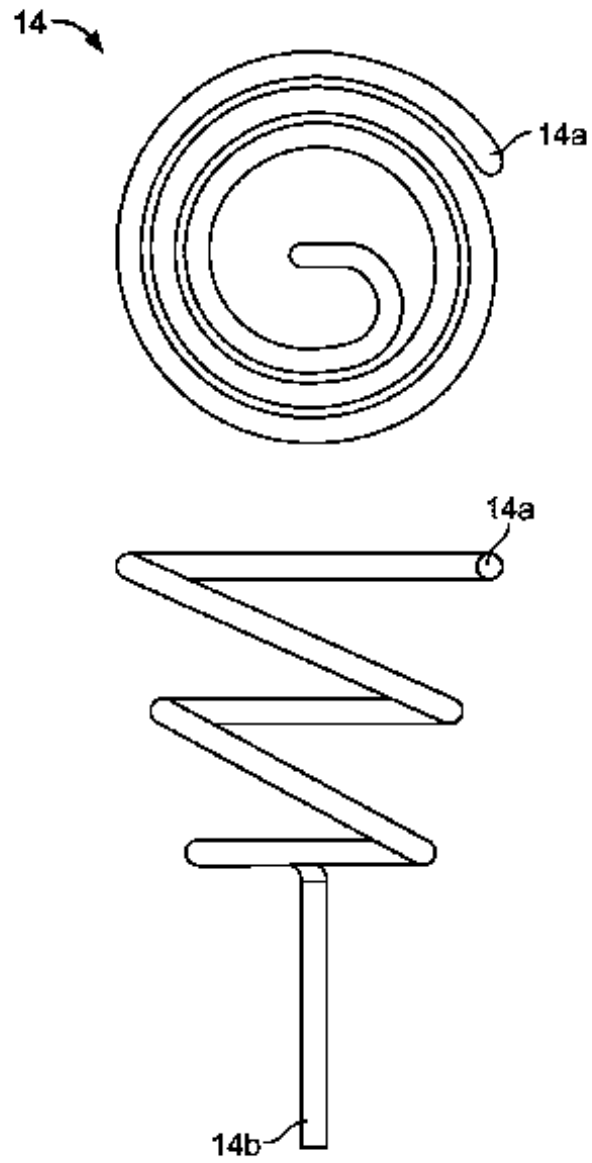


Figura D.3: Diagrama de bloques que ilustra la constitución del circuito de amplificación del módulo de sensor [42].