



UNIVERSIDAD MICHOACANA
DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO



DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE
POSGRADO

MAESTRÍA EN CIENCIAS EN
INGENIERÍA MECÁNICA

DISEÑO DE INTERFAZ CEREBRO COMPUTADORA PARA EL CONTROL
HÁPTICO DE UNA MANO ROBOTIZADA

TESIS

Que para obtener el grado de:

MAESTRO EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECÁNICA

PRESENTA:

L. S. C. JOEL CARREÑO URRUTIA

ASESORES:

Dr. MARCO ANTONIO ESPINOSA MEDINA

Dr. MIGUEL VILLAGÓMEZ GALINDO



MORELIA, MICHOACÁN, DICIEMBRE 2020



“DISEÑO DE INTERFAZ CEREBRO COMPUTADORA PARA EL CONTROL
HÁPTICO DE UNA MANO ROBOTIZADA”

**UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLAS DE HIDALGO**

Morelia, Mich a 28 de Febrero de 2020

C. JOEL CARREÑO URRUTIA
P R E S E N T E

Asunto: Carta de Aceptación
de Inicio de Trabajo.

Por medio de la presente y en atención a su solicitud para iniciar el desarrollo de su trabajo relativo a la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica, una vez analizado el tema propuesto, se le comunica la aceptación a fin de que lleve a cabo el desarrollo del trabajo denominado "DISEÑO DE INTERFAZ CEREBRO COMPUTADORA PARA EL CONTROL HÁPTICO DE UNA MANO ROBOTIZADA", mismo que será asesorado por el profesor Miguel Villagomez Galindo.

Sin más por el momento, me despido enviándole un cordial saludo.

ATENTAMENTE



FACULTAD DE
INGENIERÍA MECÁNICA

LUIS ERNESTO CEJA MARTINEZ
DIRECTOR
Facultad de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLAS DE HIDALGO

Morelia, Mich a 28 de Febrero de 2020

C. JOEL CARREÑO URRUTIA
P R E S E N T E

Asunto: Carta de asignación de revisores

Por medio de la presente y en atención a su solicitud de asignación de revisores que debe realizar la evaluación de su trabajo; hago de su conocimiento que se designó a los siguientes profesores que a continuación se citan, a los cuales deberá de presentar el trabajo desarrollado para su revisión:

ASESOR DE TRABAJO MIGUEL VILLAGOMEZ GALINDO
REVISOR DE TRABAJO JUAN FELIPE SORIANO PEÑA
REVISOR DE TRABAJO GEORGINA CARBAJAL DE LA TORRE
REVISOR DE TRABAJO ANA BEATRIZ MARTINEZ VALENCIA
COASESOR MARCO ANTONIO ESPINOSA MEDINA

ATENTAMENTE

LUIS ERNESTO CEJA MARTINEZ
DIRECTOR
Facultad de Ingeniería Mecánica



“Proyecta tu pensamiento al futuro y gran parte de los problemas del presente podrás
resolver”

Abel Pérez Rojas (1970-) Educador mexicano

Agradecimientos

Agradezco a Dios por la vida y salud que me ha dado hasta este momento, a mi familia por acompañarme en esta no simple jornada de formarme como futuro investigador, y a mi segunda familia en la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, mi familia nuclear académica en la Facultad de Ingeniería Mecánica, donde docentes, personal administrativo y estudiantes me aceptaron y ofrecieron su apoyo en el transcurso de este increíble camino del saber de la ingeniería mecánica.

Le agradezco a mi país por la oportunidad que me dio a mí y a mis compañeros, tanto nacionales como extranjeros, de prepararnos por medio de su Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, CONACYT, y los apoyos con becas para estudiantes, los recursos para estancias y el apoyo a los proyectos de nuestros asesores con los cuales se nos apoyó con recursos para los proyectos, para asistir a congresos y ponencias.

A mis asesores el Dr. Miguel Villagómez Galindo, al Dr. Marco Antonio Espinosa Medina, cuyo tiempo, experiencia y disposición ayudan cada día a sus asesorados y no asesorados por igual con hambre de saber. Y viendo siempre a cada uno de nosotros en nuestro mayor potencial y ayudándonos a plasmarlo en resultados.

Agradezco su acompañamiento a mi mesa sinodal en cada uno de los seminarios y revisiones de este documento, a la Dra. Georgina Carbajal de la Torre, a la Dra. Ana Beatriz Martínez Valencia y al Dr. Juan Felipe Soriano Peña, que siempre estuvieron en mis presentaciones, apoyándome con su revisión de avances y comentarios puntuales para mejora este trabajo.

A los doctores investigadores Javier Antelis y Omar Mendoza que me permitieron aprender de ellos sobre EEG en mi estancia en el Tec de Monterrey, Campus Guadalajara. Al ingeniero Alberto Méndez Jiménez de la Zona de emprendimiento e innovación del Tecnológico de Monterrey Campus Guadalajara por su apoyo en el rediseño e impresión de la mano protética.

A mi padre por su apoyo de tiempo, recursos económicos, porras y alientos para seguir adelante.

Al maestro Danerick Lemus por esa entrega y apertura a enseñar las artes de la impresión 3d, revisando, calibrando e imprimiendo las piezas de este proyecto.

A mis hijos Mariana Carreño Pérez y Dante Carreño Pérez, que dejaron a su padre hacer sus trabajos cuando querían estar jugando y pasando tiempo conmigo, y pacientemente esperaron los momentos de esparcimiento, y que con sus ideas dieron otra visión del trabajo de investigación.

A mi esposa que estuvo a mi lado como toda una guerrera, apoyándome en cada momento, con su paciencia, apoyo, palabras, trabajo, recursos, y tolerancia.

Y a mi apoyo, escribana y traductora de borradores Teresa Galindo, por su fiel acompañamiento en esta escritura.

Un agradecimiento a todos aquellos académicos que apoyaron indirecta e indirectamente esta tesis, como aquellos que dijeron que no se podría hacer como lo que dijeron que vamos con todo.

A mis colegas el Dr. Carlos Villaseñor de la Universidad de Guanajuato, a mi amigo y profesor Félix Jiménez Pérez del Laboratorio de Ingeniería Eléctrica de la UMSNH, al profesor Leonardo Romero Muñoz de la Facultad de Ingeniería Eléctrica, a los doctores en matemáticas Gabino Corona Patricio y Félix Salazar, al profesor de FISMAT Cristian Eduardo Castillo Valadez, sin sus lecciones, camaradería y pasión el avance se hubiera

detenido, gracias por hacerme amar e interesarme tanto por las matemáticas, electrónica y física.

Agradezco a mi profesor y apasionado de la ingeniería mecánica el Dr. Víctor López Garza, que me ha permitido visualizar un espacio en esta facultad, enamorarme de la ingeniería mecánica, ver el uso práctico de las matemáticas avanzadas, diseño avanzado, mecánica aplicada y que me ha vinculado con sus colegas que junto a él tienen ese sello del Buen Maestro, como fueron mis asesores, y que lo ha impregnado en mí durante cada día en este transcurrir en la transformación de mi persona en un Master.

A mis hermanos de maestría, mis compañeros Blanca, Martín, Arianna, y Jaime, gracias por su apoyo, camaradería y empuje sin los cuales esta jornada no estaría concluyéndose y que juntos como “Jinetes del Apocalipsis” cabalgamos hasta el fin.

Y un agradecimiento especial a aquellos que sacaron fuerzas de mí cuando parecía no haber, cuando me decían que no podría hacer esto, y que dejara el esfuerzo que se estaba realizando ya que era una mera ilusión. A ellos gracias por hacerme sacar fuerzas nuevas y replantear el trabajo realizado desde otra perspectiva. He aquí el resultado de su esfuerzo, ver que sí se pudo.

Índice

Agradecimientos	iv
Índice	vii
Índice de tablas	xii
Índice de figuras	xiii
Glosario	xix
Resumen	1
Abstract.....	2
Capítulo 1	3
1.1-Introducción	3
1.2-Antecedentes	4
1.3- Planteamiento del problema.....	11
1.4-Objetivos de la investigación	14
1.4.1-Objetivo General	14
1.4.2-Objetivos Particulares	14
1.5-Hipótesis.....	15
1.6-Justificación.....	15
1.7-Metodología	17
Capítulo 2	20
2.1-Marco teórico	20
2.1.1Análisis bibliométrico.....	20
2.1.2-El Cerebro	23
2.1.3-Los lóbulos cerebrales.....	29

Lóbulo Frontal	29
Lóbulo Occipital	30
Lóbulo Temporal	30
Lóbulo Parietal	31
Cerebelo.....	31
2.1.4-Estudio de las señales en el cerebro	33
2.1.4.1-Los electrodos	33
2.1.4.5-Formas de leer las señales neuronales en el cuerpo	39
Invasivas –	39
No invasivas	40
2.1.4.6-Tipos de señales u ondas en el cuerpo.....	41
Electromiográficas EMG	41
El diagrama usual de un circuito de funcionamiento mioeléctrico es el siguiente:.....	44
Electrocardiográficas ECG	47
Electroencefalográficas EEG.....	50
2.1.4.7.-Ondas o señales cerebrales:.....	52
Delta:	52
Theta:	53
Alfa:	53
Beta:.....	53
Gamma:	53
2.1.4.8-Distribución de los electrodos para lecturas EEG - Sistema internacional 10-20	54
2.1.4.9-Técnicas de adquisición y registro de actividad cerebral	55
Magnetoencefalografía (MEG)	56

Tomografía por Emisión de Positrones (PET)	57
Imagen de resonancia magnética funcional (fMRI)	59
2.1.4.10-Clasificación del manejo de señales EEG por su naturaleza.....	62
2.1.4.11-Los avances más significativos en ICC.....	63
2.1.4.11-Interfaces Cerebro computadora y sus paradigmas.....	67
ICC por actividad modulada:.....	68
ICC por actividad no modulada.....	68
Tipos de Interfaces y sus paradigmas.	68
Potenciales Evocados Visuales de Estado Estable (PEVES)	69
Capítulo 3 Materiales y métodos	71
3.1-Introducción	71
3.2-Análisis de la Interfaz Cerebro Computadora - ICC	71
3.2-Especificaciones de la ICC seleccionada	74
3.3-1ra etapa de pruebas	75
Población experimental objetivo:	76
Tiempo de la prueba:	76
Objetivo de la prueba:.....	76
3.4.-2da etapa de pruebas	77
Población experimental objetivo:	77
Tiempo de la prueba:	77
Objetivo de la prueba:.....	77
3.4.1-Configuración del bluetooth con la diadema.....	78
3.4.2-Comandos de configuración bluetooth.....	79
3.4.3-Tabla de valores de configuración para la velocidad en baudios para el bluetooth 80	

3.4.4-Tabla de comandos AT	81
3.5-3er etapa de pruebas	82
Población experimental objetivo:	82
Tiempo de la prueba	83
3.5.3.1-Lectura de las señales crudas y procesadas de la ICC en la realización de una actividad cotidiana.	83
Experimento Inicial con la ICC	84
3.7-4ta etapa de pruebas	86
Población experimental objetivo:	86
Tiempo de la prueba:	86
Objetivos de la prueba:	86
3.7.1-Descripción General del Sistema	87
3.7.2-La mano protética	87
3.7.2.1-Comparativa de manos protéticas	87
Ciber Beast Hand.....	88
Flexy Hand 1 y 2	88
Inmoov.....	88
Brunel de OpenBionics.....	89
Humanoid Robotic Hand.....	89
3.7.2.2-Comparativa y elección de materiales.....	91
Material elegido.....	92
3.7.4-Diseño final	92
Impresión del protético	93
3.7.8-El circuito de control.....	100

3.7.9 Manejo de las señales:	101
Capítulo 4 Resultados, análisis y discusión.....	104
4.1. Introducción.....	104
4.2. Primera etapa	104
4.3-Segunda Etapa	107
4.4-Tercer Etapa	108
4.5-Cuarta Etapa	112
Conclusiones.....	122
Acciones de difusión realizadas	124
Bibliografía.....	125
Anexos	130
Tabla comparativa de señales EEG, ECM y EMC	130
Código en R para generar las correlaciones de Kendall, Pearson y Spearman para las señales de atención y meditación.....	131
Código en R para generar la regresión de LASSO para las señales de atención y meditación	135
Código de Arduino para el control de la mano.....	140
Código para configuración maestro esclavo de la diadema con el bluetooth del circuito	140
Código para configuración del circuito de control para el control del protésico	142

Índice de tablas

Tabla 1 Interdisciplinariedad de la Neurociencia. Creación propia.	17
Tabla 2 Análisis bibliométrico por área de conocimiento	20
Tabla 3 Componentes de la señal ECG	48
Tabla 4 Tabla de lóbulos cerebrales	54
Tabla 5 Cuadro comparativo de adquisición de señales y sus características	62
Tabla 6 Tabla comparativa BCI comerciales 2019 Creación propia.....	73
Tabla 7 Tabla de comandos AT para configurar el Bluetooth	81
Tabla 8 Canciones seleccionadas para experimento de EEG	85
Tabla 9 Comparativa de Materiales.....	91
Tabla 10 Características de producción primer prototipo	99
Tabla 11 Características de producción del prototipo final de mano protética.....	99
Tabla 12 Tabla comparativa de señales por tipo	130

Índice de figuras

Figura 1 Estudio de potenciales eléctricos en cerebro de un conejo, se valoran los cambios de potencial en la corteza cerebral bajo anestesia con uretano, en la parte A una leve luz y en la B y C, profunda, en la anestesia profunda las ondas lentas se vuelven más regulares. Las ondas “breves” son apenas visibles. Amplificadores de condensador acoplado y electrodos hilo de 1 cm. Aparte en la corteza. Se ve en blanco en el registro A las señales de respiración, el tiempo de registro es en intervalos de $\frac{1}{4}$ de segundo	5
Figura 2 Electrocardiograma de una rana realizado con amplificadores balanceados, con 3 electrodos de tipo agujas concéntricas, la primera y tercera en el corazón, la segunda en el hígado, con la misma sensibilidad para todos. Con un marcador de tiempo de $\frac{1}{20}$ segundos. Con tres amplificadores aterrizados las desviaciones del hígado son tan largas como las del corazón	6
Figura 3 Primer Encefalograma Señales Beta arriba y Alfa abajo. Por Hans Berger	7
Figura 4 EEG de paciente de 6 años diagnosticado con epilepsia con ausencias, se ven descargas de punta – onda generalizadas a 3 ciclos/ segundo, con una amplitud de 5mm=50mv; y una velocidad de 15mm=1seg	8
Figura 5 Historia de la neurociencia por personajes. Creación propia.	10
Figura 6 Brazo protético de Open Bionics	12
Figura 7 Metodología del proyecto de investigación.	19
Figura 8 Gráfica de producción académica por tipo de producto	21
Figura 9 Nivel de producción de artículos por naciones en Neurociencias	22
Figura 10 El cerebro	23
Figura 11 Mielina en una neurona	24
Figura 12 Cisuras y lóbulos cerebrales	24
Figura 13 Áreas cerebrales por función	25
Figura 14 Especialización de actividades por hemisferios cerebrales	25
Figura 15 Primeras etapas del desarrollo del cerebro en el embrión humano	26

Figura 16 Evolución del encéfalo en etapas posteriores a las embrionarias .	26
Figura 17 Lóbulos cerebrales.	29
Figura 18 Lóbulo Frontal	30
Figura 19 Lóbulo Occipital	30
Figura 20 Lóbulo temporal	31
Figura 21 Lóbulo Parietal	31
Figura 22 Cerebelo humano	32
Figura 23 Electrodo húmedos G-Tec	33
Figura 24 Electrodo húmedos Aplicación de gel conductor en gorra de 64 electrodos.	
Archivo de Autor.	34
Figura 25 Electrodo seco de G-Tec. Archivo de Autor.	34
Figura 26 Electrodo activo de G-Tec en gorra portátil de EEG Nautilus. Archivo Autor.	35
Figura 27 Electrodo Pasivo - Mindwave Mobile 2	36
Figura 28 Gráfica de la señal de los diferentes tipos de electrodos pasivos-húmedos, activos- secos, activos secos.	37
Figura 29 Señales por tipo de electrodo .	37
Figura 30 Electrodo para EEG con baño de oro	38
Figura 31 Electrodo basal.	38
Figura 32 Electrodo quirúrgico de aguja .	38
Figura 33 Electrodo seco G-Tec generados con aleaciones no metálicas .	39
Figura 34 Electrodo Seco con posibilidad de humedecerse marca G-Tec en un gorro Unicorn. Archivo Autor.	39
Figura 35 Implante para transmitir las señales cerebrales y convertirlas a palabras .	40
Figura 36 Neuro granos para la comunicación cerebral vía wifi con la computadora .	40
Figura 37 Gorro con electrodos para realizar EEG modernos no invasivos.	41
Figura 38 Señal electromiográfica	41
Figura 39 Señal mioeléctrica en un bíceps .	42
Figura 40 Brazo mioeléctrico de Open Bionics mostrando el uso individual de los dedos .	43
Figura 41 Pulsera MYO comercial para el control de dispositivos	43

Figura 42 Sensor Mioeléctrico Sen_0708, mide, filtra, amplifica y produce una señal muscular electrónica	144
Figura 43 Diagrama del proceso de trabajo una interfaz mioeléctrica.	44
Figura 44 Presentación de sistema de rehabilitación mioeléctrico con EEG de G-Tec para rehabilitación de mano atrofiada. Archivo Propio Estancia de Investigación.....	46
Figura 45 Señal ECG	47
Figura 46 Gráfica de las desviaciones estándar, usada para detectar arritmias	47
Figura 47 El triángulo de Einthoven	48
Figura 48 Triángulo de Einthoven	49
Figura 49 Monitoreo de ondas cardiacas, derivación estándar	49
Figura 50 Grafica de Bases Celulares de cómo es que se leen los potenciales eléctricos en neuronas piramidales corticales, formando dipolos entre el árbol detrítico y el soma (cuerpo), produciendo actividad con distinto potencial eléctrico que es captado por electrodos extracraneales	51
Figura 51 Gráfica descriptiva de una señal eléctrica	51
Figura 52 Ondas cerebrales y su representación en el EEG	52
Figura 53 Sistema 10-20 de representación de zona cerebrales para la colocación de electrodos, A= lóbulo de la oreja, C = central, Pg= Nasofaríngeo, P= Parietal, F=Frontal, Fp= Frontal Polar, O= Occipital	55
Figura 54 Magneto encefalógrafo usado para tratamientos de no invasivo de Alzheimer ..	57
Figura 55 Tomografía por emisión de positrones (PET)	58
Figura 56 Paciente sometido a un estudio para obtener imagen resonancia magnética funcional	60
Figura 57 Imagen de un RMN mostrando un estudio del cerebro.....	62
Figura 58 Robots para la ayuda en recuperación de bombas y auxilio a victimas	65
Figura 59 Hombre con electrodos en su cabeza controla completamente su brazo prostético, DEKA arm	66
Figura 60 Tipos de ICC por DARPA	67
Figura 61 Gráfica de los potenciales corticales lentos en una tarea generando ondas negativas y en otra positivas.....	69

Figura 62 Potenciales evocados visuales SVEPS	69
Figura 63 Software para estudio de ICC	70
Figura 64 ICC - Mindwave Mobile 2 de Neurosky	74
Figura 65 Módulo HC-05	78
Figura 66 Arduino Mega y conexión USB	78
Figura 67 Cable Dupont Macho – Hembra.	79
Figura 68 Circuito de control por bluetooth para el nivel de atención con leds	79
Figura 69 Primer Experimento, acercamiento de los sujetos experimentales a la ICC	83
Figura 70 Imagen de la realización del primer Experimento de ICC	84
Figura 71 Prótesis Modelo 1 para el control prostético. Archivo Personal	87
Figura 72 Prostético modelo Ciber Beast	88
Figura 73 Flexy hand prostéticos mecánicos.....	88
Figura 74 Mano Modelo Inmoov	89
Figura 75 Modelo educativo Brunel de Open Bionics	89
Figura 76 Prostético Humanoid Robotic Hand.....	90
Figura 77 Modelo 3d del prostético Humanoid Robotic Hand	90
Figura 78 Modelo original de la mano prostética.....	92
Figura 79 Servomotor MG90 y accesorios	93
Figura 80 Materiales tensores.....	93
Figura 81 Prostético final e inicial.....	94
Figura 82 Diseño 3d del prostético desarrollado en Fusion 360	94
Figura 83 Vista de la mejora del soporte con la tapa con imanes de neodimio.....	94
Figura 84 Modelo de soporte mejorado con impresión 3D a la izquierda versión 2 a su derecha versión 3 con soporte para imanes de neodimio, hecho en impresora 3D DREMEL	95
Figura 85 Primeros pasos de la impresión del nuevo soporte	95
Figura 86 Impresión con soportes para una impresión más precisa de las formas irregulares	96
Figura 87 Vista frontal y lateral de la creación del nuevo prostético	96
Figura 88 Vista superior de la impresión en un momento de ruptura del filamento	96

Figura 89 Etapa final de la impresión del soporte con nuevo diseño	97
Figura 90 Impresión de la tapa que cubre los motores	97
Figura 91 Implementación de imanes de neodimio como cierre en las tapas	98
Figura 92 Resultado final del ensamble e integración con el circuito.....	98
Figura 93 La forma tradicional de interacción con la BCI en trabajos anteriores.....	100
Figura 94 Propuesta de interacción con la ICC, sistema embebido, conectado a la prótesis	100
Figura 95 Prueba del agarre de la prótesis	101
Figura 96 El sujeto muestra su control del agarre	102
Figura 97Ejemplo grafica obtenida en la primera etapa de pruebas en menores	105
Figura 98 Ejemplo gráfica obtenida en la primera etapa de pruebas en adultos	105
Figura 99 Promedio de atención de 8 a 40 años	106
Figura 100 Gráfica de mínimos y máximos en la atención por grupos de edad y sexo	106
Figura 101 Desviación estándar en todos los grupos	107
Figura 102 Circuito para medir la atención con retroalimentación lumínica	108
Figura 103 Nivel de atención sujeto 1	109
Figura 104 Nivel de meditación sujeto 1.....	109
Figura 105 Histograma de la muestra sujeto 1	110
Figura 106 Nivel de atención sujeto 2.....	110
Figura 107 Nivel de meditación sujeto 2.....	111
Figura 108 Histograma de la muestra sujeto 2	111
Figura 109 Alumna Delfín en su ejercicio de cierre y apertura.....	113
Figura 110 Alumno Delfín en el manejo de agarre y cierre	113
Figura 111 Alumno Delfín en el periodo de apertura de la mano protética.....	114
Figura 112 Alumno Delfín conectado al sistema	114
Figura 113 Mano en reposo	115
Figura 114 Mano en el Angulo de agarre	115
Figura 115 Sujeto8 en el ejercicio de control del protético	115
Figura 116 Grafica del ángulo y agarre etapa 1.....	116
Figura 117 Grafica del nivel de atención etapa 1	116

Figura 118 Grafica del ángulo y agarre etapa 3.....	117
Figura 119 Grafica del nivel de atención etapa 3	117
Figura 120 Grafica del ángulo y agarre etapa 1.....	118
Figura 121 Grafica del nivel de atención etapa 1	118
Figura 122 Grafica del ángulo y agarre etapa 2.....	119
Figura 123 Grafica del nivel de atención etapa 2	119
Figura 124 Grafica del ángulo y agarre etapa 3.....	120
Figura 125 Grafica del nivel de atención etapa 3	120
Figura 126 Ejemplo de mejora kit de gorra con 21 canales EEG de open BCI	122

Glosario

EEG

El electroencefalograma es un análisis que se utiliza para detectar la actividad eléctrica del cerebro, se realiza un seguimiento de las ondas cerebrales y las registra. Los médicos suelen buscar patrones anormales que indiquen convulsiones o algún otro tipo de problema [1].

ELECTRODO

Pequeños discos metálicos con cables delgados, que se colocan en el cuerpo cabelludo y después se envían señales a una computadora para registrar los resultados [1].

EMG

Es una técnica médica de electro diagnóstico para evaluar los registros de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos. Se usa para producir un registro llamado electromiograma, por medio de la detección del potencial eléctrico generado por las células musculares [2].

BIAS

Es una medición de la “exactitud” del sistema de medición y representa al error sistemático del sistema. Es la contribución al error total debido a los efectos combinados de todas las fuentes de variación, conocidas o desconocidas. Es la localización de los datos con respecto a un punto de referencia (denominado también como Máster) [3].

SKETCH

Nombre dado al documento que contiene el programa de código para Arduino, compuesto de un ciclo de programación de arranque y un ciclo repetitivo de funcionamiento que se mantiene ejecutándose hasta que se deja de alimentar el Arduino, tiene extensión “.ino” [4].

BCI o ICC

Una interfaz cerebro computadora (ICC, o BCI, del inglés brain- computer interface) es un dispositivo que permite establecer una comunicación con el mundo externo a partir de la

actividad eléctrica sin la ayuda de los nervios periféricos o de la actividad motora. En especial para aquellas personas que sufren de discapacidades motoras (p.ej. esclerosis lateral amiotrófica), por ejemplo, para el control y manejo de un brazo robótico [5].

AFASIA

Trastorno del lenguaje que se caracteriza por la incapacidad o la dificultad de comunicarse mediante el habla, la escritura o la mímica y se debe a lesiones cerebrales [6].

SOMATOTOPÍA

Un mapa somatotópico o somatotopía es la correspondencia punto por punto de un área del cuerpo con un área específica del sistema nervioso central. Es la forma, pues, de cómo están representada a nivel del cerebro las piernas, los brazos, el tronco, etc. Por ejemplo, la parte alta del cerebro gestiona los miembros mientras que las partes laterales captan más la sensibilidad de la cara y de los labios. La somatotopía le permite al sistema nervioso central evaluar la orientación del cuerpo en el espacio y, de retorno, controlarlo con precisión [7].

MIELINA

Estructura multilaminar formada por las membranas plasmáticas de las células de Schwann que rodean con su citoplasma a los axones de las neuronas, creando una protección además de otras funciones [8].

FRECUENCIA CARDÍACA

En el campo de la medicina, el número de veces que el corazón late durante cierto periodo, por lo general un minuto [9].

PROCESO ESTOCÁSTICO

Es un concepto matemático que sirve para usar magnitudes aleatorias que varían con el tiempo o para caracterizar una sucesión de variables aleatorias (estocásticas) que evolucionan en función de otra variable, generalmente el tiempo [10].

Resumen

En el presente trabajo se describe la integración de tecnología para generar el agarre de una mano protésica, la cual se ha realizado por medio de la conexión de una interfaz cerebro computadora (ICC – en ingles BCI Brain Computer Interface), un circuito electrónico de control y una mano protésica.

Dicho control se realiza con la lectura de ondas cerebrales por medio de la ICC, procesadas para obtener del nivel de atención del usuario en una actividad previamente entrenada, con la cual de acuerdo con el nivel de concentración generado se refleja en la tarea control del agarre del brazo protésico, por medio del circuito que lleva la señal a los servomotores que controlan el brazo y el cual tiene una retroalimentación háptica de dicho grado de agarre por medio de leds luminosos.

Se describe el conjunto de experimentos realizados para leer las ondas cerebrales de los sujetos evaluados, realizados en 4 etapas, el proceso de las señales crudas obtenidas y comparadas con la señal procesada de la ICC, dichas señales se obtuvieron gracias al uso del software OpenVibe y su módulo de conexión con la diadema Mindwave, que permite obtener, visualizar, almacenar y observar en tiempo real las señales crudas como procesadas, a dichas señales se les aplico una reingeniería para observar los factores de correlación en la señal cruda más importantes, por medio de las correlaciones de Spearman, Kendall y Pearson, y una regresión de Lasso, procesadas y programadas en lenguaje R, que nos permite hacer un rápido manejo de los datos colectados en cada muestra, se realizó también un experimento de conexión con la interfaz para valorar su uso en el manejo y control del agarre ya con la interfaz integrada con 10 sujetos de prueba. Finalmente se verificó la hipótesis planteada, se detallan las posibles mejoras y trabajos futuro del presente trabajo.

Palabras Clave: Neurociencias, EEG, control háptico, protésicos, Interfaz cerebro computadora, ICC.

Abstract

In the present work, it described the integration of technology to generate control of the grip of a prosthetic hand, which has been done through the connection of a brain computer interface (BCI), an electronic control circuit and a prosthetic hand.

Said control is performed with the brain wave reading through the BCI, processed to obtain the user's attention level in a previously trained activity which is in agreement with the generated concentration level is reflected in the task of Prosthetic arm grip control, by means of the circuit that carries the signal to the servomotors that the arm controls and which has a haptic feedback of said degree of grip by means of luminous LEDs.

The four sets of experiments carried out to read the brain waves of the evaluated subjects are described, and the process of the signals obtained and compared to the processed signal of the BCI are described. The signals are obtained thanks to the use of the OpenVibe software and its connection module with the Mindwave headband, which allows to connect, visualize and save the raw signals and the processed signals, a reengineering was applied to observe the most important correlation factors in the raw signal, they are evaluated by means of the correlations of Spearman, Kendall and Pearson, and a Lasso regression, programmed in R, which allows us to quickly manage the millions of data collected in each sample, a connection experiment was also carried out with the interface to assess its use in the management and control of grip with the integrated interface.

Finally, the progress achieved to verify the hypothesis is described, explaining the real scope achieved and the possible improvements and works that this thesis leaves open to the future.

Key Words: Neuroscience, EEG, haptic control, prosthetics, Brain Computer Interface, BCI.

Capítulo 1

1.1-Introducción

La presente investigación describe la integración de tecnologías realizada con una interfaz cerebro computadora, ICC, para el control háptico de una mano robotizada, con la cual se pueda dar apoyo a personas con capacidades diferentes que han perdido una extremidad, para mejora de sus capacidades motoras en su día a día.

En el Capítulo 1 se presenta el tema, el planteamiento de la problemática, los objetivos generales y particulares de la investigación, con la justificación del trabajo y la metodología utilizada en su desarrollo.

En el Capítulo 2 se desarrolla el marco teórico y el estado del arte para entender las teorías y conceptos en las cuales se basa el desarrollo fundamental de la tesis.

En el Capítulo 3 se presentan los materiales y métodos para la adquisición de señales y el análisis de estas, describiendo las herramientas de hardware y software utilizadas para ello, como el manejo de la señal con el software OpenVibe y el software propietario de la diadema Mindwave 2 de Neurosky, dividido en 4 etapas de pruebas desde la lectura al control del brazo prostético ya integrando todos los elementos que integra la solución propuesta.

Se describe la reingeniería realizada con programación en lenguaje R, para determinar la correlación de los factores de la onda cruda en la generación de una evaluación que realiza la diadema al procesar la señal.

En el Capítulo 4 se describen los resultados de las etapas de prueba a detalle, se analizan y discuten.

En la última sección se describen las conclusiones describiendo los logros generados, trabajos futuros y la sección de anexos documentos complementarios para quien desee profundizar en los circuitos, códigos y configuraciones usados en la presente investigación.

1.2-Antecedentes

La electroencefalografía, abreviada como EEG, consiste en el registro eléctrico del potencial eléctrico producido por las ondas cerebrales, y este ha tenido una evolución en el tiempo que ha pasado de la curiosidad a una plena investigación en el campo médico y la neurociencia hasta el acceso a dispositivos lúdicos. Esta tecnología ha sido muy importante ya que su avance nos permite hoy día realizar las investigaciones descritas en el presente trabajo, y que ayudan a generar las siguientes fronteras del conocimiento y aplicación de las mismas, pasando de equipos desde un sensor hasta doscientos cincuenta y seis, pasando de la simple búsqueda de comprender el funcionamiento del cerebro de animales y posteriormente humanos, a la predicción de acciones y detección de mentiras por mencionar algunos de los usos actuales.

“Hoy estamos en plena revolución de este campo del saber, pues la Neurociencia moderna es el resultado de la convergencia de varias tradiciones científicas: la Anatomía, la Embriología, la Fisiología, la Bioquímica, la Farmacología, la Psicología y la Neurología. Otras disciplinas científicas más modernas, incluyendo las ciencias de la Computación o la Bioingeniería se han sumado al reto de comprender el sistema nervioso y las conductas que de él emanan.” [11].

La Neurociencia y las lecturas de EEG, se remontan a 1875 donde el fisiólogo inglés Richard Caton (1842-1926) demostró las diferencias de potencial eléctrico producidas por la actividad cerebral en conejos y monos , gracias a la invención y uso del galvanómetro de cuerda, en 1899 por Einthoven, los fisiólogos fueron capaces de estudiar los diferenciales eléctricos en la contracción de músculos y del corazón (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**) [12].

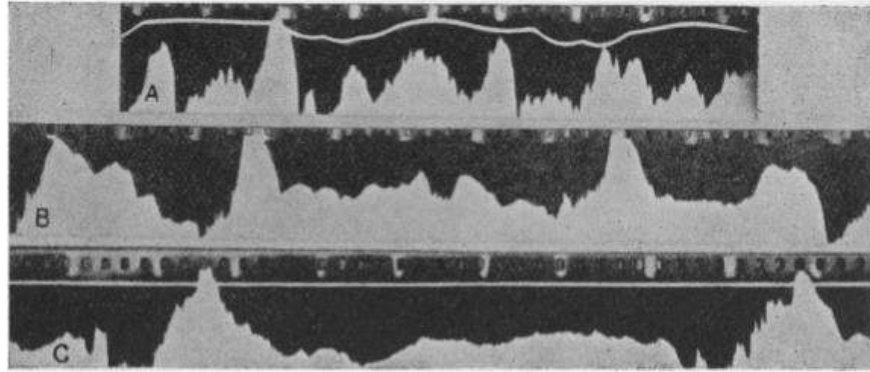


Figura 1 Estudio de potenciales eléctricos en cerebro de un conejo, se valoran los cambios de potencial en la corteza cerebral bajo anestesia con uretano, en la parte A una leve luz y en la B y C, profunda, en la anestesia profunda las ondas lentas se vuelven más regulares. Las ondas “breves” son apenas visibles. Amplificadores de condensador acoplado y electrodos hilo de 1 cm. Aparte en la corteza. Se ve en blanco en el registro A las señales de respiración, el tiempo de registro es en intervalos de $\frac{1}{4}$ de segundo [13].

Caton realizó las primeras lecturas de lo que conocemos hoy como EEG, electroencefalograma, y realiza las primeras publicaciones de EEG y ERP's (Potenciales Evocados por eventos).

El ruso Iván Séchenov (1829-1905) publicó sus observaciones sobre los fenómenos galvánicos en las ranas (ver figura 2), sus bulbos, describiendo cargas eléctricas espontáneas en el que se reflejaba luz que a su vez permitía la exposición de papel fotográfico de bromuro de plata que se movía a 3 cm por segundo, como el usado actualmente, siguió guardando registros encefalográficos de cerebros intactos de varios individuos en sus cráneos, como los 73 trazos de su propio hijo Klaus, sometido para publicación en el 1929 y publicado hasta 1938, donde describe los ritmos cerebrales humanos, y sus modificaciones en condiciones fisiológicas y patológicas. (Palacios Sanchez, Leonardo Dr (Facultad de Medicina Universidad del Rosario, 2008).

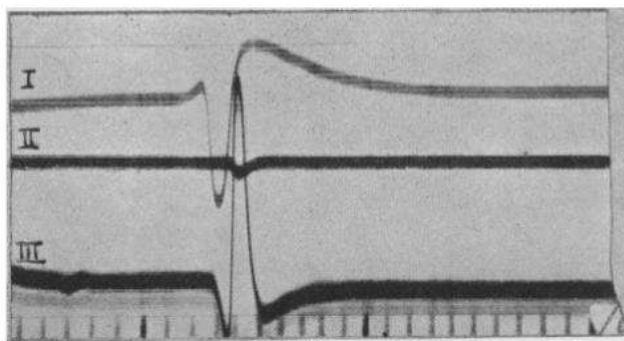


Figura 2 Electrocardiograma de una rana realizado con amplificadores balanceados, con 3 electrodos de tipo agujas concéntricas, la primera y tercera en el corazón, la segunda en el hígado, con la misma sensibilidad para todos. Con un marcador de tiempo de 1/20 segundos. Con tres amplificadores aterrizados las desviaciones del hígado son tan largas como las del corazón [15]

Hans Berger (1873-1941), Psiquiatra de Jena, Alemania, fue pionero en la lectura de la actividad eléctrica en humanos, lo que le dio el nombre del padre de la Electroencefalografía, aunque sus primeros resultados se tomaron con escepticismo y tuvieron poca divulgación. Al inicio el mismo tuvo inseguridad de sus resultados, por lo que espero 5 años realizando muchas pruebas, a su hijo de 15 años e incluso consigo mismo, previo a publicar sus resultados.

A la muerte de Caton, Berger cita en sus trabajos la importancia de sus trabajos al escribir sobre la actividad eléctrica cerebral espontánea en humanos, en 1929, y sobre su descubrimiento de las onda Alfa, al colocar electrodos unipolares en la corteza cerebral y otra en la superficie del cráneo, por medio del galvanómetro, encontró variaciones de la corriente, que se incrementaban durante el periodo de sueño, o en el periodo cercano a la muerte [16]. El mismo Berger nombra las gráficas de Sechenov, electroencefalogramas, remplazando el termino electrocerebrograma ideado por Nemiski. (Palacios Sanchez, Leonardo Dr (Facultad de Medicina Universidad del Rosario, 2008).

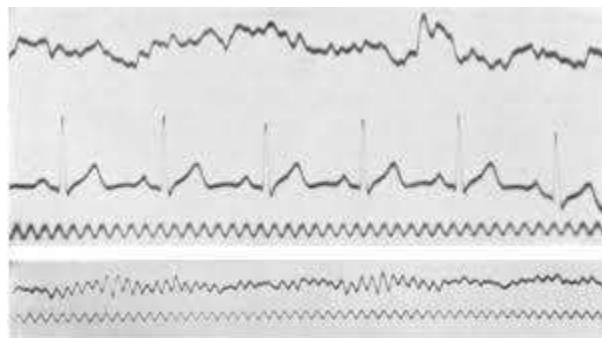


Figura 3 Primer Encefalograma Señales Beta arriba y Alfa abajo. Por Hans Berger [17].

Para 1930, Berger tenía más de 1133 registros de 76 personas, realizando una segunda publicación donde ya clasificaba las ondas con letras griegas, para los trazos complejos de punta de onda interictal y durante las crisis de ausencias (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**).

En 1934 los fisiólogos ingleses Edgar Douglas Adrián (1889-1977) y Bryan Harold Cabot Matthews (1906-1986) en la Universidad de Cambridge, retomaron los trabajos de Berger, realizaron una confirmación del ritmo alfa, descrito por Berger en la región occipital. Por medio de amplificadores termoiónicos, publicado en la revista BRAIN de noviembre de ese año. Ellos publicaron “la interpretación de las ondas potenciales en la corteza” de sus estudios como fisiólogos de la Universidad de Cambridge en 1934 [18].

En la medicina Frederick A. Gibbs (1903-1992), Davis y Lennox (1884-1960), estudiaron estas ondas a nivel médico, para analizar los patrones asociados de la actividad mental con las crisis epilépticas, al registrar cargas focales en pacientes enfermos. Ya en estas fechas las revistas científicas ponían en una categoría aparte los artículos de electroencefalografía (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**).

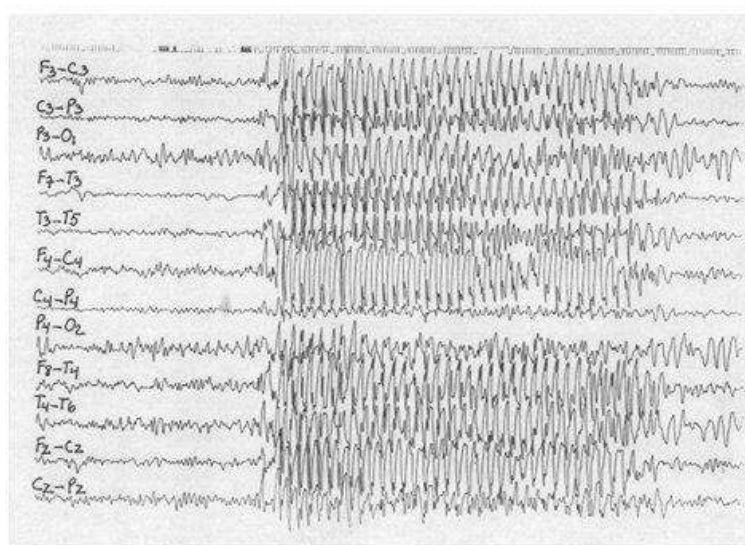


Figura 4 EEG de paciente de 6 años diagnosticado con epilepsia con ausencias, se ven descargas de punta – onda generalizadas a 3 ciclos/ segundo, con una amplitud de 5mm=50mv; y una velocidad de 15mm=1seg [19].

En 1938, la Asociación Americana de Psiquiatría Schwab mostraba imágenes en movimiento sincronizadas con un trazado electroencefalográfico. A lo que Herber Jasper (1906-1999) y Hunter lograron posteriormente realizar con una sola cámara registro simultáneamente el EEG y de la actividad del paciente mediante un ingenioso sistema de espejo colocado sobre el paciente y sobre el trazado electroencefalográfico.

David Hunter Hubel (1926-2013) junto con Torsten Nils Wiesel (1924-) y Roger Wolcott Sperry, compartieron el premio Nobel de 1981, por sus estudios de la fisiología de la corteza cerebral en la zona de la visión. Sperry demostró que los hemisferios cerebrales controlan funciones especializadas, en su libro “Ojo, Cerebro, Visión, describe sus avances.

Los trabajos de Berger se publicaron en el idioma ingles por Peter Gloor en su libro “Hans Berger on the Electroencephalogram of man” en 1969 [14].

En 1960 ya con los transistores inventados desde 1974, se remplazaron los amplificadores por tubos de vacío en los electroencefalógrafos mejorando el registro gráfico. Y gracias a los transistores se pudo hacer un manejo computacional del EEG.

En 1964 se aplicó el algoritmo de Fourier al estudio del EEG, lo cual permitió el análisis espectral [20].

En la década de los ochentas con el avance de la tecnología llegó el video EEG, actualmente tenemos la conversión digital del EEG y este lo podemos transmitir por cualquier medio, sin pérdidas de ningún tipo.

El futuro de estos estudios es monitorizar y diagnosticar por medio de EEG más prácticos y desde tu celular, eventos como: diagnósticos de ausencias, trastornos de sueño, crisis epilépticas, estado de conciencia de una persona, mi reacción al volante cuando conduzco, mi concentración mental durante el estudio, así como la predicción de eventos por medio del aprendizaje y estudio de las ondas cerebrales particulares de cada individuo.

En las siguientes paginas se puede ver un cronológico de los principales personajes de los que hemos hablado y sus avances en estas páginas para quien guste dar un paso por este avance de manera visual (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**)

Historia de la Neurociencia y el EEG

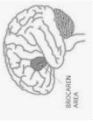
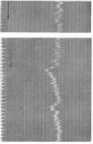
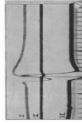
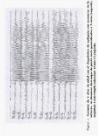
					
Pierre Paul Broca 1824 -1880	Carl Wernicke 1848 -1904	Richard Caton 1842 -1926	Iván Séchenov 1829-1905	Pravdich Nemisky 1879 -1952	Hans Berger 1873 -1941
					
Realizo estudios cerebrales en pacientes con problemas de lenguaje, descubriendo la zona del lenguaje, conocida como "area de Broca"	Estudio el síndrome afásico, que el mismo Broca la distingue como afasia motora. Pacientes que no entienden lo que se les habla y señales electroencefalográficas	Es el primero que describe la actividad eléctrica del cerebro animal. Estudia los potenciales evocados	Observo los fenómenos galvánicos en ranas, y genero registros encefalográficos en películas. Registro cerebros humanos Introdujo el estudio en medicina de la neurociencia	publicó el primer EEG y el potencial evocado del cerebro de los mamíferos.	Padre de la electroencefalografía, registro por primera vez las oscilaciones rítmicas del cerebro.
					
Edgar Douglas C. Adrian Bryan. Harol. C. Matthew 1889-1977 1906-1986	Frederick A. Gibbs Davis J.P 1903-1992	Henri Gastaut 1884-1960 1915-1995	William Gordon Lennox Herber Jasper 1906-1999	Davod Hunter Hubel 1926-2013	Peter Gloor
					
Confirmaron el ritmo Alfa de Berger por medio de amplificadores termoiónicos.	Pionero del uso del EEG en el diagnóstico y tratamiento de la epilepsia.	Asocio las ondas cerebrales con las enfermedades de los pacientes como la epilepsia, en pacientes enfermos. Apoyo la Eutanasia.	Desarrollaron estudios del origen de la epilepsia, describió el síndrome que lleva su nombre Lennox-Gastaut	Describe la fisiología junto a su equipo, de la corteza cerebral principalmente la zona dedicada a la visión.	Publica los trabajos de Berger en idioma Inglés como historiador de la ciencia.

Figura 5 Historia de la neurociencia por personajes. Creación propia.

1.3- Planteamiento del problema

La inclusión en la sociedad de las personas con discapacidad ha tenido un impulso significativo en los últimos años, que se ha traducido en una mayor presencia y visibilidad en todos los aspectos de la vida social, económica y cultural.

Lo que nos obliga a sumarnos como talento intelectual, con el conocimiento de ingeniería mecánica, a que sea menor la diferenciación de las personas con capacidades diferentes en su inclusión en la actividad económica y en sus actividades regulares del día a día.

Desde la perspectiva de las neurociencias buscamos apoyar a la recuperación de la funcionalidad de una extremidad para alguien que la ha perdido y que gracias a la lectura de ondas cerebrales puede generar un apoyo con una mano artificial, que le permita realizar de nuevo la normalidad de algunas de sus actividades perdidas, como el movimiento de agarre de la mano y la sensación de plenitud corpórea de la extremidad perdida.

Se expresa en el acta de sesión de la academia nacional de medicina el Dr. Eduardo Vázquez Vela que tan solo en el 2012 se registra por el INEGI una cantidad de 780 mil amputados, de los cuales, se amplía el número en la encuesta nacional de salud y nutrición, con más de 5 millones de personas las que tienen una discapacidad para desplazarse, sin distinguir si fue o no por amputación. Lo cual representa un reto de apoyo social, para el Estado y la sociedad.

La academia nacional de cirugía aporta que hay 75 personas diarias que son amputadas, por lo que para 2014 la cifra de amputados fue de 900 mil, y el sistema de salud se hace las preguntas:

¿Quién atiende a los amputados?

¿Dónde se atienden?

¿Quién tiene la responsabilidad de rehabilitarlos?

El seguro social solo atiende pacientes en riesgo de trabajo, y estos son la minoría de los que padecen una amputación.

El DIF nacional solo tiene 11 unidades en las delegaciones de algunos estados que fabrican las prótesis, pero no hay presupuesto suficiente para la demanda, y solo fabrican unas 400 prótesis anuales.

El Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), apoya a 120 pacientes de prótesis al año.

Se suma a la lista el apoyo que hace el CRIT para personas amputadas, y solo llega a ser alrededor de 775 prótesis para pacientes, que las manda hacer por proveedores externos [21].

En nuestra investigación buscamos apoyar a personas que tienen una pérdida de una extremidad, donde la capacidad de lectura de sus estímulos musculares, en cuyo caso técnicas como la tecnología mioeléctrica no es una posibilidad, pero si la de una señal electroencefalográfica, con la cual podamos controlar una mano prostética y vamos más allá en el desarrollo del control de dispositivos y la posible generación de otras soluciones que mejoren las habilidades de un individuo, abrir las posibilidades que jamás hemos visto, como es el caso del teletrabajo, generación de dispositivos que eviten la exposición de los órganos a una pérdida, entre muchos otros.

Y es así como buscamos aportar en resolver la necesidad del diseño, prueba, producción y control de prótesis ergonómicas, que ayuden a mejorar la calidad de vida, a reintegrarse de una manera plena a la sociedad y sus actividades (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**).



Figura 6 Brazo prostético de Open Bionics [22]

1.4-Objetivos de la investigación

1.4.1-Objetivo General

- Diseñar y construir una interfaz para controlar el grado de agarre de una mano robotizada mediante el uso de señales neuronales.

1.4.2-Objetivos Particulares

- Estudiar las señales neuronales a utilizar en el control de una mano robotizada.
- Seleccionar el tipo de microcontrolador para implementar y programar la interfaz neuronal.
- Estudiar el tipo de filtro de señal para utilizar en la interfaz.
- Seleccionar el microcontrolador para controlar el agarre de la mano robotizada.
- Generar una retroalimentación háptica lumínica por medio de indicadores led.

1.5-Hipótesis

“Es posible diseñar y construir una interfaz cerebro-computadora, para estudiar las señales producidas en el cerebro y con ello poder controlar el grado de agarre de una mano robotizada, contribuyendo al desarrollo de aplicaciones en neuro-robótica”

1.6-Justificación

Recordemos que una amputación genera un cambio en la imagen corporal, lo que en muchos casos va acompañado de un rechazo social, y que provoca una incapacidad laboral, principalmente por la idea de que la persona no será capaz de realizar las tareas solicitadas. Genera también gastos que van más allá de lo quirúrgico, como son problemas físicos, mentales, económicos y de transporte. “Solamente uno de 10 amputados son rehabilitados de cierta manera” [21].

La mayor cantidad de amputados son hombres, para nuestro campo de investigación una amputación de mano conlleva un gasto de \$30,000.00 dólares, sin contar con el costo de la prótesis, que en sus modelos sencillos tiene un costo de \$20,000.00 dólares, y con control de dedos y mejoras(ver imagen 1), el costo sube de \$20,000.00 a 30,000.00 dólares en los modelos más sencillos [22].

Propuestas como la que desarrollo Joel Gibbard en Bristol, Inglaterra, que desarrollo un modelo de escaneo en 3D de la mano de la persona y con la posibilidad de entregar en un par de días el protésico por una fracción del costo de las comerciales están ayudando a enfrentar esta situación [23].

Se debe contribuir a la capacitación de personal de la salud y los nuevos profesionistas del área de la rehabilitación, para que adquieran habilidades y capacidades suficientes para construir estos artefactos y soluciones para sus pacientes, ya que hay un déficit de personal altamente capacitado para la atención y rehabilitación de amputados, hay un déficit por igual de fabricantes de prótesis, “en el país para el 2015 solo había 150 licenciados en la

rehabilitación de amputados” [21], lo que deja una laguna de necesidades muy grande y que gracias a la ingeniería mecánica, las interfaces cerebro computadora y la biomedicina, podremos enfrentar dicho déficit.



Figura 1 Mano protética impresa en 3d [24].

La presente investigación busca la generación de la integración de tecnología de la neurociencia, la electrónica y la robótica, para poder generar la recuperación del agarre de una mano para las personas que han perdido una extremidad y con ello pueda regresar a tener un estilo de vida normal y un trabajo, generar posibilidades de reintegración social y profesional, sin que esto genere un gasto tan alto como el que actualmente tiene los protéticos en el mercado.

1.7-Metodología

El presente trabajo continuo y extendió el previo realizado en la maestría por la compañera Maestra Alma Rosa que genero el control de un brazo y el estudio de las señales cerebrales, y ahora nos enfocamos al agarre de una mano protética.

Tal y como lo menciona la catedrática Carmen Cavada en su publicación de la historia de la neurociencia [5], donde menciona que debe sus logros a disciplinas previas a ella como son (ver Tabla 1):

1. Anatomía	5. Bioquímica
2. Embriología	6. Farmacología
3. Fisiología y Neurofisiología	7. Bioingeniería
4. Psicología	8. Computación

Tabla 1 Interdisciplinariedad de la Neurociencia. Creación propia.

Para de aquí poder entrar en materia y desarrollar los objetivos del presente trabajo, conociendo los tipos de señales EEG, los tipos de interfaces ICC, y aprendiendo como mejorando nuestro conocimiento de mecatrónica y la biomecánica, lo que nos permita reconocer las señales a buscar, tener una interfaz que permita una adecuada lectura de estas señales y tener un circuito que nos permite interconectar ambas con el diseño protético del mano y su control.

Se realizaron una serie de 4 etapas de pruebas, inicialmente se realizó la prueba de manera lúdica en los sujetos de prueba, 60 individuos de edades entre 8 y 40 años, para revisar el nivel de atención logrado con la interfaz seleccionada durante una tarea de sumas y restas.

En una segunda etapa se realizaron pruebas con un circuito de control y retroalimentación lumínica para mostrar el grado de atención censado por la diadema en una tarea cotidiana.

Ya en posibilidades de tener la integración empezamos la tercera etapa, donde comenzamos con las primeras pruebas en sujetos, con la lectura de sus señales crudas en una fase preliminar, realizando la lectura procesada de la señal y analizando las señales obtenidas durante una tarea cotidiana. Dichas señales se evaluaron posteriormente realizándoles una

reingeniería para entender la relación de los datos crudos con los procesados de la diadema, para corroborar con un modelo las predicciones que esta realiza.

Una vez realizada la tercera etapa, por medio del análisis de las señales mediante el software OpenVibe, se obtiene una base de datos con aproximadamente 460,800 registros por sujeto evaluado al final de cada experimento. Posteriormente, se filtran dichos registros para eliminar la redundancia de información, dejando solo 30,720 registros que son los más significativos de la muestra.

Se revisan las señales obtenidas por medio de una ingeniería inversa, contra los datos procesados de la diadema, con el objetivo de validar y analizar qué relación tienen los valores crudos de la diadema, por medio de correlaciones de Spearman, Pearson y Kendall, además se hizo un manejo de los datos por medio de la regresión de Lasso procesados en R.

En la cuarta etapa se integró la ICC, al brazo protésico y el circuito electrónico de control, se realizó la prueba final, entrenando a los sujetos a controlar la mano, primero los sujetos controlaron de manera libre el protésico para familiarizarse en el manejo, después de manera voluntaria generar el cierre de la mano protésica y finalmente la apertura y cierre a las órdenes del evaluador. Los datos se almacenaron en un archivo de texto enviados desde el circuito de control al puerto serie de la computadora, conteniendo el nivel de atención, el ángulo de la mano y el tiempo del evento.

De aquí se obtienen conclusiones, se verifica la validación de la hipótesis del trabajo y se visualizan trabajos futuros (ver Figura 7).

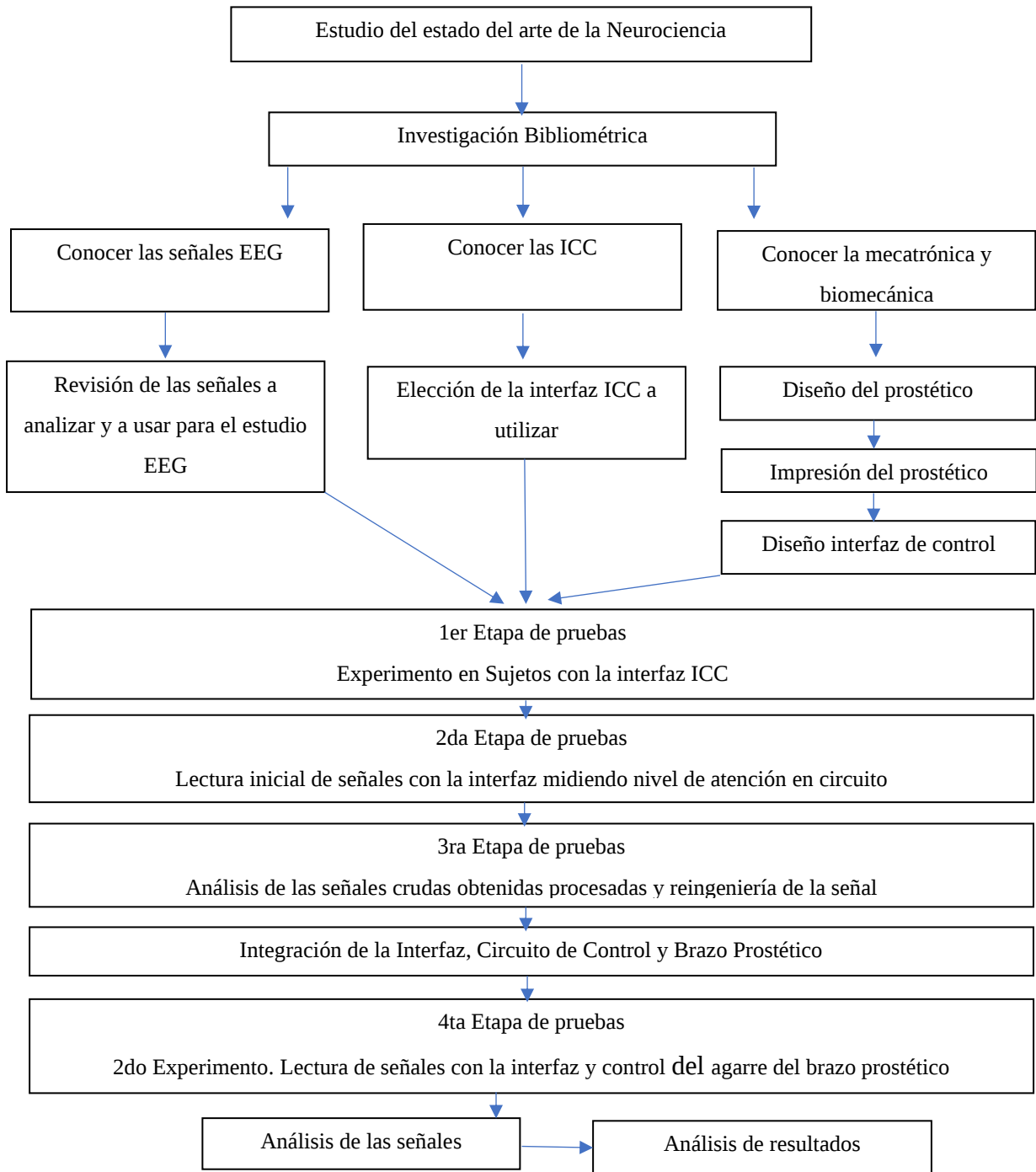


Figura 7 Metodología del proyecto de investigación.

Capítulo 2

2.1-Marco teórico

2.1.1Análisis bibliométrico

Se realizó una serie de entrevistas con profesionales del área, Se hizo una investigación y análisis bibliométrico de la producción y repercusión de los documentos por áreas de conocimiento, lo cual es un indicador cuantitativo y cualitativo de la actividad investigadora realizada en ese campo es importante y atractiva (ver Tabla 2).

Para poder realizar el análisis bibliométrico se seleccionó la base de datos Science Citation Index Expanded de la Web of Science (WOS).

Obteniendo los siguientes resultados de la relevancia del tema a investigar:

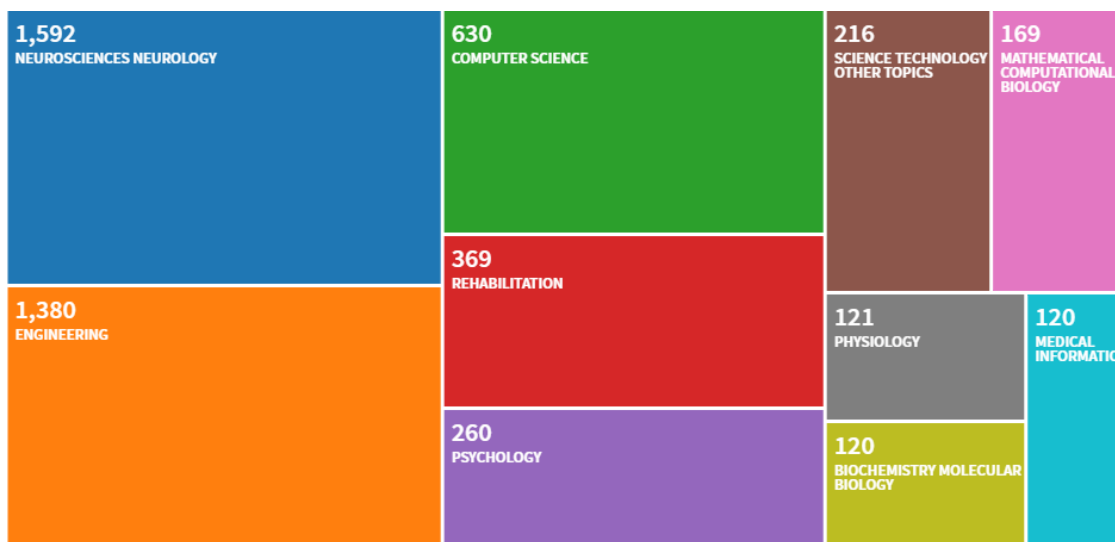


Tabla 2 Análisis bibliométrico por área de conocimiento [25].

Dentro de la producción mundial de contenido académico y publicaciones en el tema (ver figura 8), el nivel de investigación en México en el área es muy por debajo del líder, Estados Unidos, con una producción de 1020 artículos al año, siendo nuestro país y Brasil los dos países con mayor producción 32 y 30 respectivamente en Latinoamérica (ver figura 9).

De dicho estudio se concluyó una alta pertinencia y actualidad del tema a tratar en esta investigación y se continuó realizando los trabajos de acuerdo con la metodología planteada, ya que es un tema de alta relevancia a nivel de centros de investigación en todo el mundo.

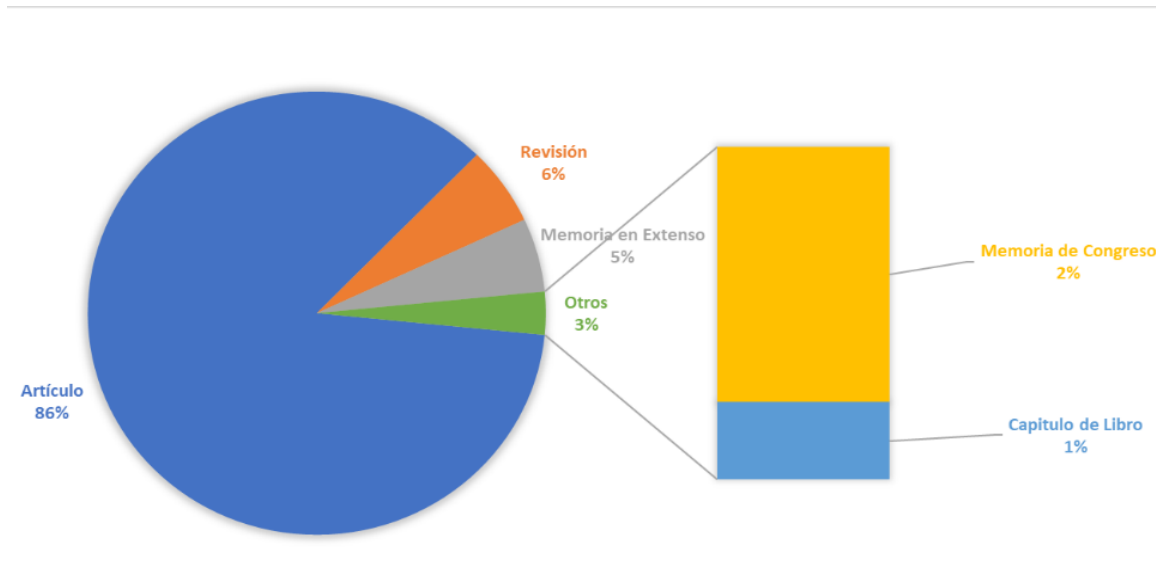


Figura 8 Gráfica de producción académica por tipo de producto [25].

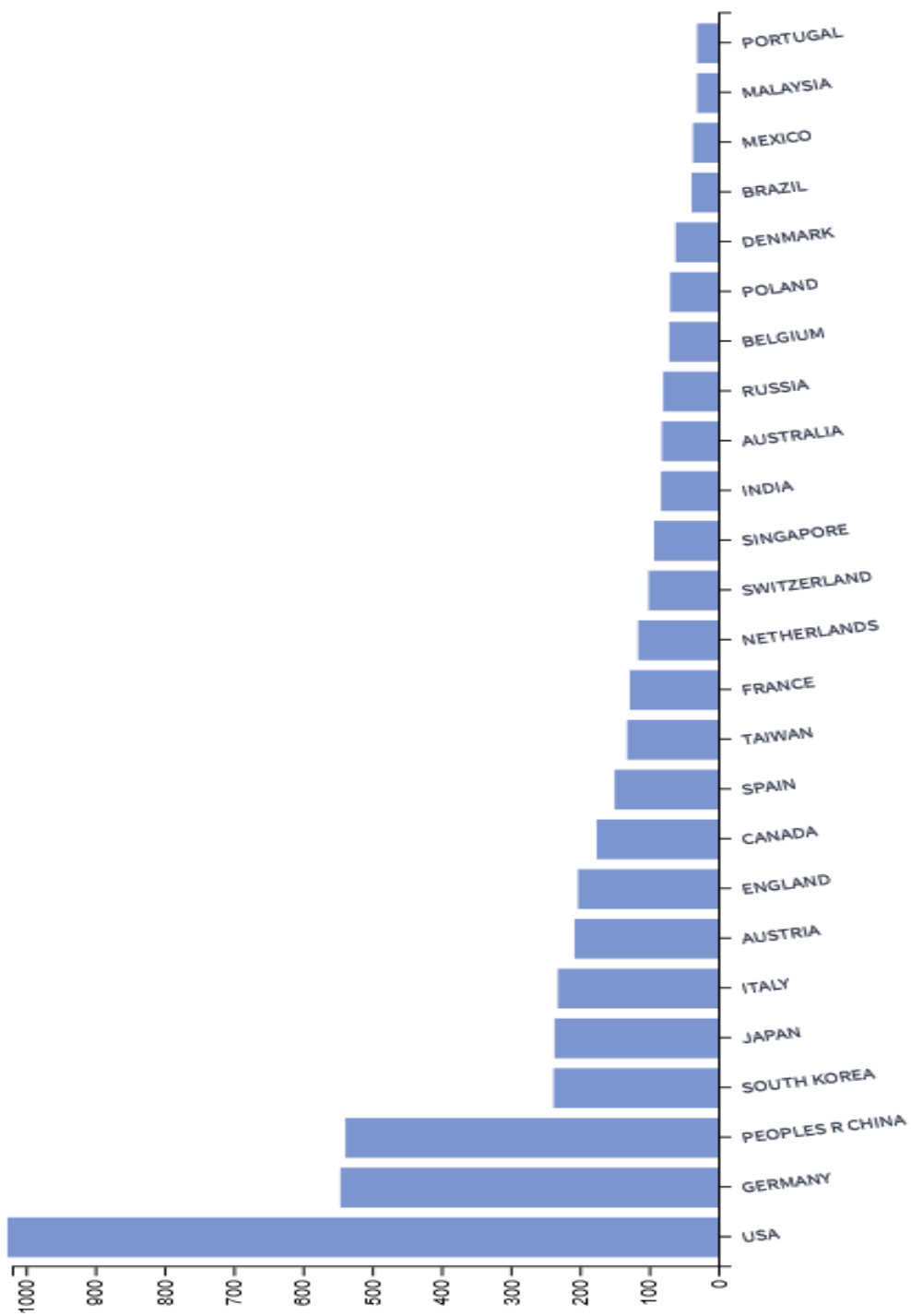


Figura 9 Nivel de producción de artículos por naciones en Neurociencias [25].

2.1.2-El Cerebro



Figura 10 El cerebro [26].

Órgano más importante del **sistema nervioso central** de los seres humanos, ya que este se encarga de regular y mantener cada función vital del cuerpo, es el órgano donde reside la mente y conciencia del individuo (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**). Su trabajo destaca por las funciones de las que se encarga, como son: las motoras, sensitivas, cognoscitivas y del lenguaje [27].

Se encuentra dentro del cráneo humano, protegido por los huesos del cráneo, suspendido por el **líquido cefalorraquídeo**, conocido como la tercera circulación del cuerpo, y asilado del torrente sanguíneo por su **barrera hematoencefálica**, tiene una consistencia tipo tofu o gelatina blanda, tiene un color beige rosado por fuera y blanquecino al interior, a pesar de llamarse “materia gris”, es un órgano muy delicado y puede ser susceptible a dañarse y enfermarse: los más comunes traumatismos o intoxicación, pero también se ve afectado por enfermedades degenerativas como son la epilepsia, Parkinson, esclerosis múltiple y la enfermedad del Alzheimer.

También le afectan trastornos psiquiátricos, como la aparición de esquizofrenia, neurosis, depresión, causados parcialmente por disfunciones cerebrales, pero aún en estudio.

Tiene un peso promedio de 1.4 kg, con un volumen promedio de 1130 cm³ en hombres y 1260 cm³ en mujeres, nota no significativa para el número de neuronas contenidas en su interior. Tiene en una edad promedio un varón de 20 años 176,000 kms de axones mielinizados y una mujer 149,000 kms [8] (ver imagen **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**).

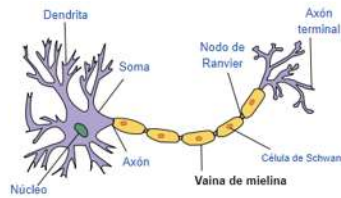


Figura 11 Mielina en una neurona [28]

Está dividido en dos **hemisferios cerebrales**, que a su vez cada uno se divide en 4 lóbulos, delimitados por las cisuras cerebrales; **cisura central o de Roldan**, **cisura lateral o de Silvio**, **cisura parieto-occipital** y la **cisura cingular**. Las áreas que quedan entre estas cisuras se les conoce como lóbulos (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.2**).

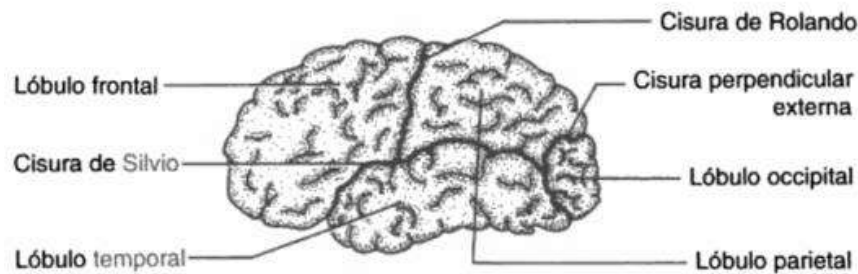


Figura 12 Cisuras y lóbulos cerebrales [29].

Trabaja de manera coordinada y unitaria, las diferentes partes que lo componen utilizan miles de conexiones que establecen entre sí, y con el resto del cuerpo [30].

Cada pliegue de la corteza un **surco**, y a la zona lisa y abultada entre los surcos, una **circunvolución**. La mayoría de los cerebros humanos muestran un patrón similar de plegado, pero hay bastantes variaciones en la forma y el lugar de los **pliegues** que hacen a cada cerebro único, pero aun así existe un patrón consistente para que cada pliegue principal reciba un nombre, y estas marcas existen en la mayoría de los cerebros en sujetos normales [31].

A continuación, se describen estas partes, su desarrollo y funciones (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.3** y **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.4**).

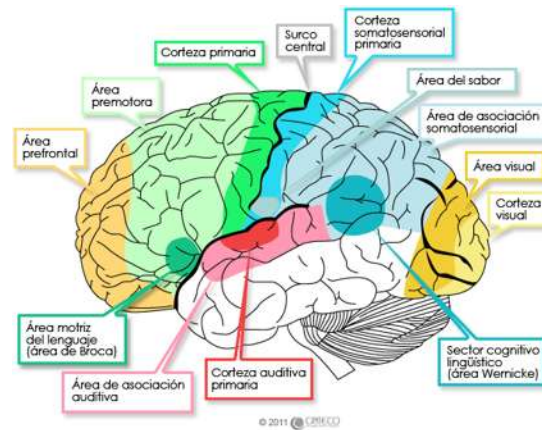


Figura 13 Áreas cerebrales por función [32].



Figura 14 Especialización de actividades por hemisferios cerebrales [33]

El cerebro ha tenido una evolución constante y parecida a otras especies, como los primates, pero se caracteriza por un crecimiento proporcional al cuerpo en los seres humanos.

El proceso de desarrollo del cerebro humano se lleva a cabo a lo largo de 5 fases:

- 1) Inducción de la placa neural.
- 2) Proliferación de las células nerviosas.
- 3) Migración y agrupamiento.
- 4) Crecimiento de axones, formación de sinapsis y mielinización.
- 5) Muerte neuronal y nueva disposición sináptica.

La proliferación neuronal comienza con la multiplicación de los neuroblastos, que son los precursores de las futuras neuronas [34].

El cerebro en su desarrollo desde que el ser humano es embrión tiene tres etapas (ver figura 15):

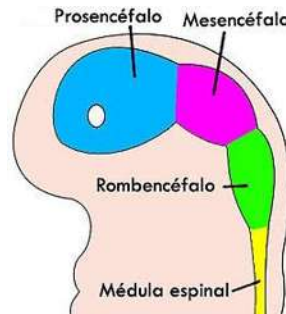


Figura 15 Primeras etapas del desarrollo del cerebro en el embrión humano [35].

1. Rombencéfalo (funciones de respiración).
2. Mesencéfalo (funciones de supervivencia).
3. Prosencéfalo (Creatividad y uso del lenguaje). Que dan a su paso el desarrollo del sistema nervioso central.

Después estas evolucionan en otras áreas (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**):

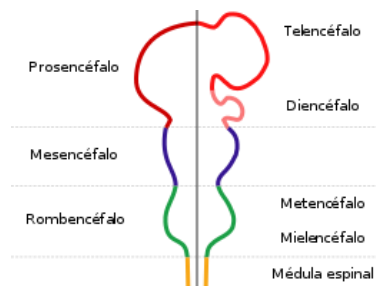


Figura 16 Evolución del encéfalo en etapas posteriores a las embrionarias [36].

1. Telencéfalo evoluciona del prosencéfalo que contiene a su vez otras tres áreas del cerebro y cubre casi toda su superficie:
 - a. Corteza cerebral (registros mentales complejos)

- b. Ganglios Basales (simplifican tareas mentales complejas como escribir y hablar)

Éste se compone a su vez de [30]:

- i. Núcleo caudado: es un núcleo en forma de "C", que está implicado en el control del movimiento voluntario, aunque también está involucrado en procesos de aprendizaje y memoria.
- ii. Putamen: se encarga de la preparación y de la ejecución de los movimientos de las extremidades.
- iii. Globo pálido: su función principal es la de regular los movimientos automáticos y no conscientes.
- iv. Amígdala: desempeña un papel clave en las emociones, sobre todo en la del miedo. La amígdala ayuda a almacenar y clasificar los recuerdos cargados de emociones.

- c. Sistema límbico (Emociones y respuesta fisiológica a estímulos externos) Se compone a su vez de:

- i. Hipocampo (recuerdos y aprendizaje)
- ii. Amígdala (Memoria emocional)

- 2. Diencefalo que evoluciona del prosencéfalo y se posiciona debajo del telencéfalo. Y contiene:

- a. Hipotálamo (Encargado de la Homeostasis; mantener el equilibrio como la temperatura)
- b. Tálamo (recepción de los sentidos y distribución de información a sistema nervioso)

- 3. El tallo cerebral y las neuronas unen al cerebro y la medula espinal, mantiene las funciones vitales, como la respiración y el movimiento cardiaco, se compone de tres partes:

- a. Mesencéfalo (Comunica tallo y parte superior del cerebro)
 - b. Puente tronco encefálico (mantiene el equilibrio)
 - c. Bulbo raquídeo (Enlace cerebro medula espinal)
4. Cerebelo es el lugar de mayor cantidad de neuronas, mantiene el equilibrio al andar y regula los movimientos complejos.

2.1.3-Los lóbulos cerebrales

El cerebro para estudio se ha dividido en ciertas áreas o lóbulos (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.7**).

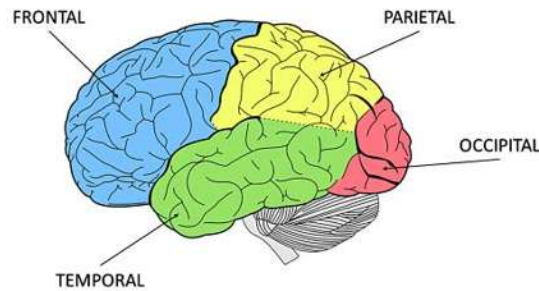


Figura 17 Lóbulos cerebrales [37].

- Lóbulo Frontal
- Lóbulo Occipital
- Lóbulo Temporal
- Lóbulo Parietal
- Cerebelo

Lóbulo Frontal

Es el más grande de los lóbulos del cerebro. Se caracteriza por su papel en el procesamiento de funciones cognitivas de alto nivel tales como la planificación, coordinación, ejecución y control de la conducta (ver imagen **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**). Por extensión, también hace posible el establecimiento de metas, la previsión, la articulación del lenguaje y la regulación de las emociones.(“Lóbulos cerebrales: funciones y características - Lifeder,” 2017).



Figura 18 Lóbulo Frontal [38].

Lóbulo Occipital

Es el menor de los cuatro lóbulos del cerebro y se encuentra en la zona posterior del cráneo, cerca de la nuca. Es la primera zona de la neo corteza a la que llega la información visual (ver figura 19). Tiene un papel crucial en el reconocimiento de objetos cuya luz es proyectada sobre la retina, aunque por sí misma no tiene la capacidad para crear imágenes coherentes. (“Lóbulos cerebrales: funciones y características - Lifeder,” 2017)

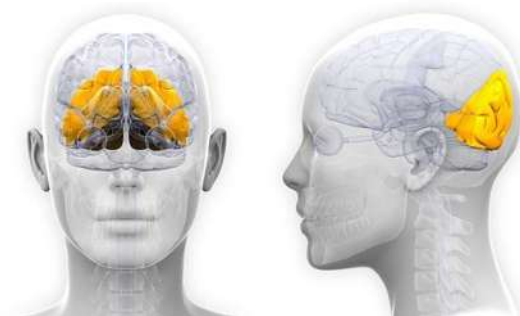


Figura 19 Lóbulo Occipital [39].

Lóbulo Temporal

Se encuentran a los laterales del cerebro, dispuestos horizontalmente y pegados a las sienas. Reciben información de muchas otras áreas y lóbulos del cerebro y sus funciones tienen que ver con la memoria y el reconocimiento de patrones en los datos provenientes de los sentidos (ver figura 20). Por lo tanto, juega un papel en el reconocimiento de rostros y voces, pero también en el recuerdo de palabras. (“Lóbulos cerebrales: funciones y características - Lifeder,” 2017)



Figura 20 Lóbulo temporal [40]

Lóbulo Parietal

Se encarga principalmente de procesar información sensorial que llega de todas las partes del cuerpo, como el tacto, la sensación de temperatura, el dolor y la presión, y es capaz de relacionar esta información con el reconocimiento de números (ver figura 21). También hace posible el control de los movimientos gracias a su cercanía a los centros de planificación del lóbulo frontal. (“Lóbulos cerebrales: funciones y características - Lifeder,” 2017)

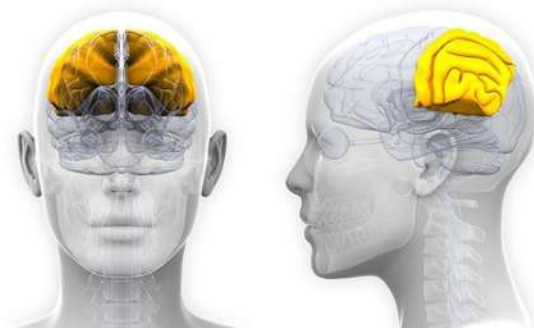


Figura 21 Lóbulo Parietal [32]

Cerebelo

El cerebelo se encuentra detrás de la parte superior del tronco encefálico (donde la médula espinal se une con el cerebro) y está formado por dos hemisferios o mitades. El cerebelo recibe información de los sistemas sensoriales, la médula espinal y otras partes del cerebro y luego regula los movimientos motores (ver figura 22). El cerebelo coordina los movimientos voluntarios como la postura, el equilibrio, la coordinación y el habla, lo que resulta en una actividad muscular suave y equilibrada. También es

importante para realizar comportamientos motores. (“Lóbulos cerebrales: funciones y características - Lifeder,” 2017)

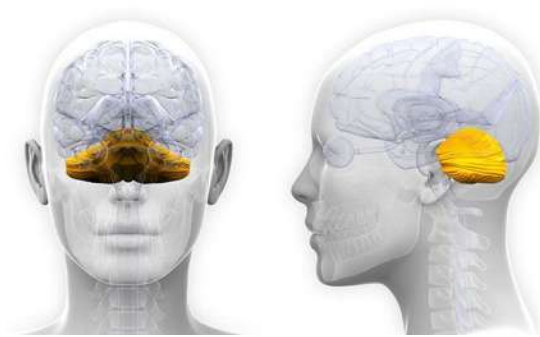


Figura 22 Cerebelo humano [41]

2.1.4-Estudio de las señales en el cerebro

El sistema nervioso central contiene dos tipos celulares, la glía y las neuronas. Las neuronas están encargadas de recibir y transmitir impulsos eléctricos, integrando de esta manera la información que reciben y emitiendo una respuesta acorde a la misma, mientras que las células gliales cumplen funciones de apoyo, protección, alimentación y regulación de las neuronas. Las neuronas pueden contar con varias dendritas (zonas en las que se recibe información) y un axón que puede ramificarse para generar múltiples contactos sinápticos.

2.1.4.1-Los electrodos



Figura 23 Electrodo húmedo G-Tec [42]

Para poder realizar las lecturas del potencial eléctrico de las señales amplificadas del cuerpo, se han desarrollado unos dispositivos metálicos llamados electrodos (ver figura 23), que sirven para poder detectar la actividad eléctrica del cerebro, del corazón o los músculos.

Un electrodo convencional, tiene aproximadamente .5 centímetros de diámetro, tiene la capacidad de captar la actividad de alrededor de 6 a 10 cm² de corteza cerebral, cada electrodo registra la actividad cerebral de 500 millones de neuronas [43].

Los materiales con los que se hacen los electrodos son de oro, plata, cloruro de plata, por la necesidad de conductividad.

Los electrodos hay según la clasificación de Brain Support [44]:

- Húmedos,
- Secos,
- Activos y
- Pasivos.

- Los **electrodos húmedos**, son electrodos generalmente de material plata/cloruro de plata (Ag/AgCl). Utilizan un material en gel electrolítico como conductor entre la piel y el electrodo.



Figura 24 Electrodos húmedos Aplicación de gel conductor en gorra de 64 electrodos. Archivo de Autor.

La ventaja que tienen es una garantía de mejor conductividad por el gel o solución salina (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**).

La desventaja de estos es que tiene un tiempo de preparación más largo, el generar la colocación de la gorra, los electrodos, poner el gel, y podemos llegar a tener una invasión de la señal de un canal en otro por un descuido en la humedad de un canal con otro.

- Los **electrodos en seco**, consisten en un solo metal que funge como conductor entre la piel y el electrodo. Este material generalmente es acero inoxidable (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**5).



Figura 25 Electrodos secos de G-Tec. Archivo de Autor.

La ventaja principal es que nos permite generar una rápida instalación del escenario del experimento, ahorrar y recursos al no requerir mantener húmedos los electrodos.

La desventaja de este material es que podemos tener más ruido que uno húmedo en la señal, pero si se tiene un contacto firme y bien colocado, las señales pueden ser lo suficientemente funcionales para un estudio.

- Los **electrodos activos** cuentan con un módulo de pre-amplificación inmediatamente después del material conductor entre la piel y el electrodo. Esto permite amplificar la señal antes de que se sumen ruidos adicionales entre el electrodo y el sistema que haría la captura, procesamiento o amplificación de la señal (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**).



Figura 26 Electrodo activos de G-Tec en gorra portátil de EEG Nautilus. Archivo Autor.

La ventaja de este equipo es que tenemos una mejora de la señal, incluso en casos donde el nivel de esta no es tan alto, mejora la calidad de la colecta de las señales.

La desventaja es que son más costos.

- Los **electrodos pasivos** No cuentan con un módulo de pre-amplificación como es el caso de los electrodos activos. En su lugar, simplemente se extiende la conexión desde el material conductor, hasta el equipo de captura, procesamiento o amplificación de la señal.



Figura 27 Electrodo Pasivo - Mindwave Mobile 2 [45]

La ventaja de estos es que rápidamente podemos estar trabajando con ellos en los sujetos experimentales, tiene bajo costo y poco mantenimiento (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**).

La desventaja es que podemos tener fallas en la señal si no están bien colocados por la falta de gel y si la señal no es muy buena en la corteza cerebral del sujeto puede haber ruido en las lecturas o no haber señal.

En la siguiente gráfica (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**8) se observa el análisis de la señal y la superficie de alcance por cada uno de los tipos de electrodos, así como la señal comparada (ver imagen 29) para poder tener una mejor apreciación del alcance, limitantes y error de los diversos electrodos con los que cuentan los equipos.

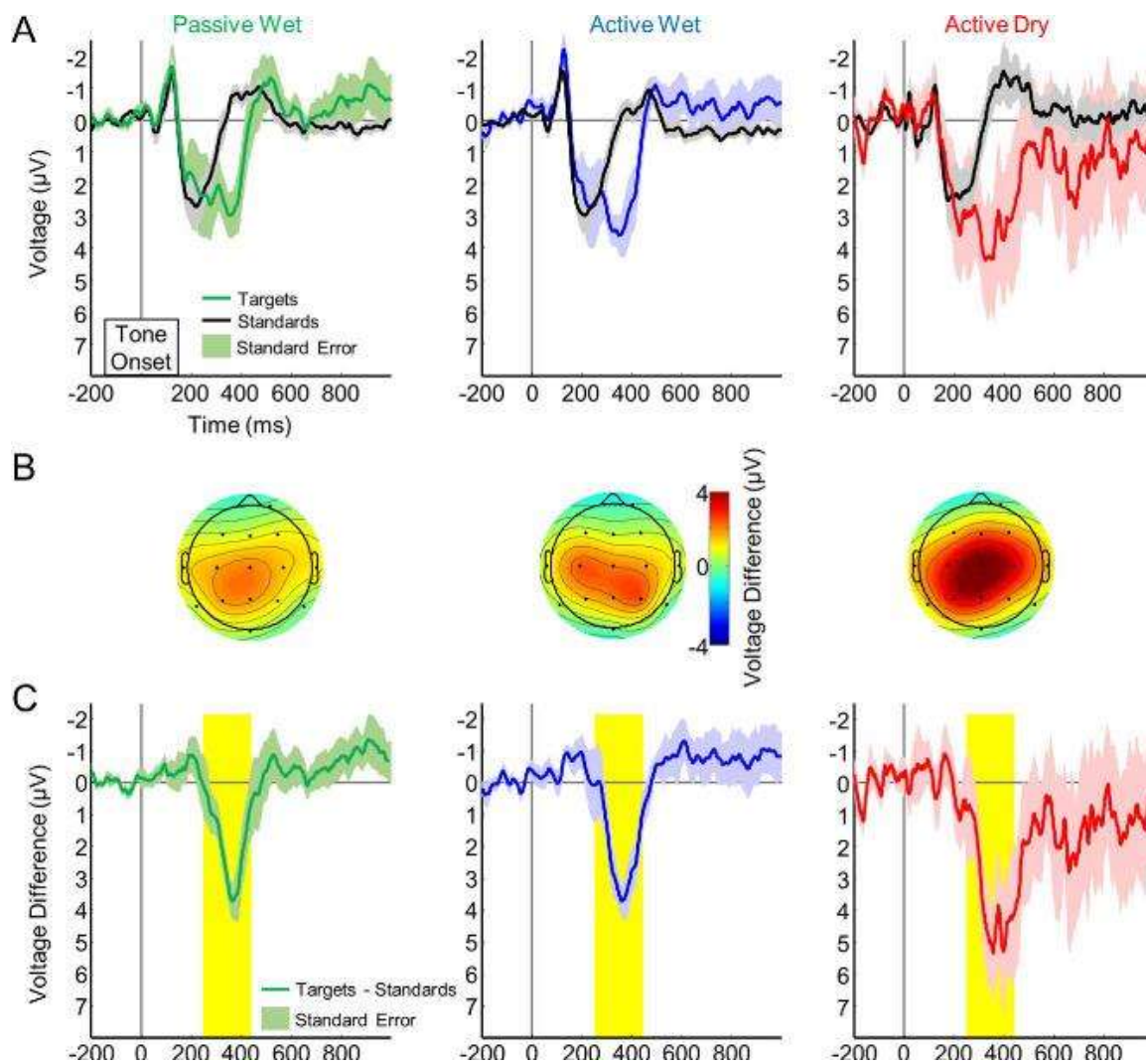


Figura 28 Gráfica de la señal de los diferentes tipos de electrodos pasivos-húmedos, activos- secos, activos secos [46].

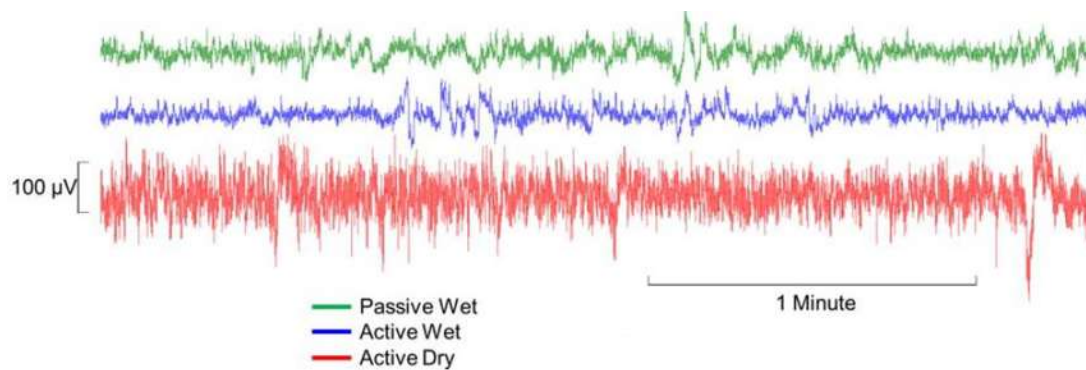


Figura 29 Señales por tipo de electrodo [47].

Existen 3 tipos de electrodos según su lugar de uso [48] :



Figura 30 Electrodo para EEG con baño de oro [49]



Figura 31 Electrodo basal [50].



Figura 32 Electrodo quirúrgico de aguja [51].

- Electrodo superficiales: Se aplican sobre el cuero cabelludo (ver figura 30).
- Electrodo basales: Se aplican en la base del cráneo sin necesidad de procedimiento quirúrgico (ver figura 31).
- Electrodo quirúrgicos: para su aplicación es precisa la cirugía y pueden ser corticales o intracerebrales (ver figura 32).

Por su forma de captar las señales se nombran electrodos para [48] :

- Electroencefalograma (EEG): cuando se utilizan electrodos de superficie o basales.
- Electro corticograma (ECoG): si se utilizan electrodos quirúrgicos en la superficie de la corteza.
- Estéreo Electroencefalograma (E-EEG): cuando se utilizan electrodos quirúrgicos de aplicación profunda

Para la lectura de señales EEG existen actualmente electrodos secos o húmedos de nueva generación, los electrodos secos más novedosos, no requieren líquidos, pero por su diseño se pegan más al cuero cabelludo para mantener el contacto. Gracias al diseño de nuevos materiales, se puede bajar el costo de la producción de éstos al mezclar metal con otros polímeros de alta conductividad, y existen modelos mixtos de electrodos secos (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**), pero que permiten si se requiere humedecerlos para una mejor conductividad colocarles el gel conductor, entre ellos los de la diadema unicornio de G-Tec (ver imagen **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**), líder en el desarrollo de equipos para investigación en EEG.



Figura 33 Electrodo seco G-Tec generados con aleaciones no metálicas [52].



Figura 34 Electrodo seco con posibilidad de humedecerse marca G-Tec en un gorro Unicorn. Archivo Autor.

2.1.4.5-Formas de leer las señales neuronales en el cuerpo

Para poder realizar la lectura de onda cerebrales y en el cuerpo en general actualmente se realizan de dos maneras:

- Invasivas
- No invasivas

Invasivas –

En deben tener contacto directo con los órganos a tomar la lectura o realizar una estimulación electro-bio-química. Es la manera más eficiente de tener un contacto directo con las ondas, o verificar una estimulación directa, pero aun conlleva un peligro al exponer los órganos y la misma tecnología, como son los electrodos metidos en el cerebro, que no pueden estar por periodos prolongados dentro del cerebro (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**5), ya que se empiezan a afectar las funciones y los tejidos de alrededor de

ellos, provocando más problema que alivio a los problemas o deterioro que se busca curar en la zona. Su costo es muy alto.

A pesar de las soluciones miniaturizadas a nivel incluso nano aún hay mucho por mejorar en los materiales que mejoren la resistencia de cuerpos a los que se les aplican dichas tecnologías (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.6**).

Ejemplo Electrocorticografía (ECoG). [53]

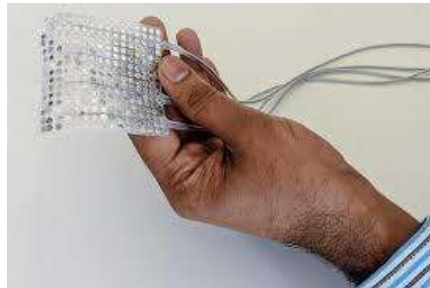


Figura 35 Implante para transmitir las señales cerebrales y convertirlas a palabras [54].

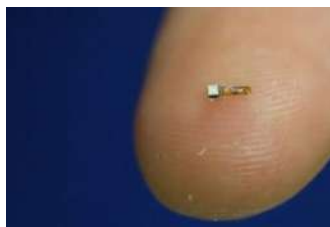


Figura 36 Neuro granos para la comunicación cerebral vía wifi con la computadora [55].

No invasivas

Donde se requieren aparatos, o formas indirectas para realizar la lectura de las ondas cerebrales, del sistema cardiaco y nervioso. Gracias al avance de la electrónica sin poner en riesgo al sujeto experimental, al evitar el contacto directo con los órganos, hemos podido llegar a leer y estimular las señales del cuerpo humano y animal (ver imagen **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**).

Ejemplo electroencefalografía (EEG). [53].



Figura 37 Gorro con electrodos para realizar EEG modernos no invasivos [56].

2.1.4.6-Tipos de señales u ondas en el cuerpo

Actualmente podemos tener varios tipos de lecturas de las señales que genera nuestro cuerpo, entre ellas están las de los músculos, las del corazón y las de nuestro principal interés en el presente trabajo, las cerebrales.

- Electromiográficas EMG
- Electrocardiográficas ECG
- Electroencefalográficas EEG

Electromiográficas EMG

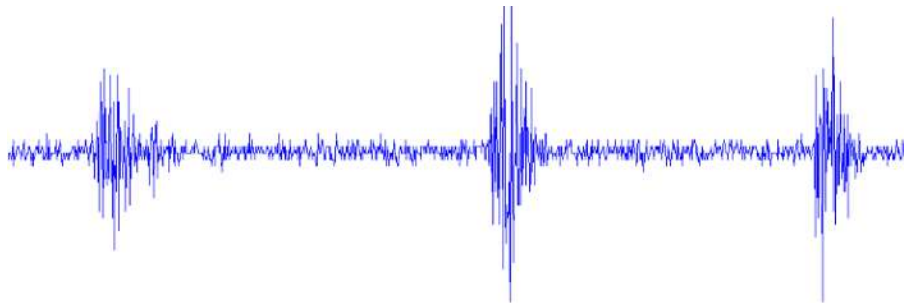


Figura 38 Señal electromiográfica [57].

“Las señales Electromiográficas (EMG) son señales eléctricas producidas por un músculo durante el proceso de contracción y relajación (ver imagen **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**). Esta característica muscular se pretende aprovechar en el control por computadora para conseguir crear interfaces de comunicación entre el usuario y la máquina alternativos a los ya existentes, como son el teclado y el ratón. Un interfaz de este

tipo permitiría a cualquier usuario controlar sistemas informáticos y/o electrónicos mediante la contracción de determinados músculos (ver figura 39). Pero más que para usuarios normales, un sistema de este tipo es especialmente interesante para individuos que padezcan algún tipo de parálisis que dificulte sus actividades y su interacción con el mundo que le rodea, ofreciendo unas posibilidades hasta ahora inexistentes y mejorando su calidad de vida” [58].

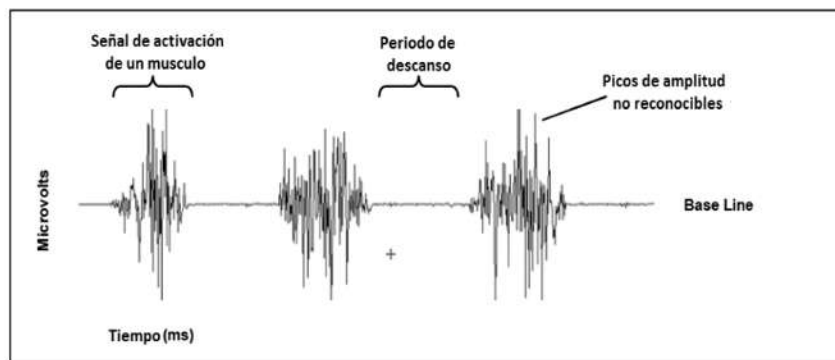


Figura 39 Señal mioeléctrica en un bíceps [57].

Esto permite el desarrollo de dispositivo que les ayuden a llevar una vida mejor a pacientes que han tenido una lesión y que tengan discapacidad de motricidad y les permite por generar el control de un prótesis, una silla de ruedas que les permita su desplazamiento y otros.

Una de las empresas con mayor desarrollo de esta tecnología y que empezó en las aulas universitarias es OpenBionics, en Bristol Inglaterra, la cual ha estado imprimiendo y desarrollando los diseños más innovadores en prótesis de brazos controlados por sistemas mioeléctricos, ellos tienen unos diseños vistosos, un trabajo de electro mecánica muy avanzada, y utilizan baterías de larga duración que hacen los usuarios puedan tener el funcionamiento de la prótesis durante largos periodos de trabajo, problemática siempre presente en cuando a movilidad y uso de prótesis se refiere, y combinado con llamativos diseños buscando cubrir su lema (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**), “convertir las discapacidades en super poderes” [59].



Figura 40 Brazo mioeléctrico de Open Bionics mostrando el uso individual de los dedos [60].

Una de las aplicaciones que se puede llevar a cabo consiste en usar estas señales para que personas un con alto grado de discapacidad física puedan desplazarse en silla de ruedas controlados por ellos mismos. Esto es posible siempre que el paciente disponga al menos de un músculo sano, que será utilizado para controlar la dirección de avance de la silla, así como la parada de ésta y la puesta en marcha. También es posible el manejo de sistemas software que reproduzcan palabras de un menú en la pantalla de un ordenador conectado a un sistema de adquisición de señales de este tipo. Para esto sólo hay que asociar determinadas señales EMG a los movimientos de un puntero en la pantalla del ordenador, mediante el que se escoge la palabra adecuada para ser reproducida. Otras aplicaciones son la determinación del tiempo de activación del músculo, la estimación de la fuerza producida por una contracción muscular y la obtención de un índice de la fatiga muscular. Estas últimas aplicaciones están muy indicadas en medicina deportiva [61].



Figura 41 Pulsera MYO comercial para el control de dispositivos [62].

Un problema que podemos llegar a tener con este tipo de señales es que dependiendo de la fatiga del musculo, podemos llegar a tener variaciones por un retraso electromecánico y fatiga muscular. Y que requerimos tener un miembro funcional o un musculo de donde leer las señales. En la figura 41 puedes ver un ejemplo de uno de los dispositivos más usados para este tipo de aplicaciones, uno de los más comerciales en uso académico es el usado en circuitos escolares que se muestra en la figura 42.



Figura 42 Sensor Mioeléctrico Sen_0708, mide, filtra, amplifica y produce una señal muscular electrónica [63]

El diagrama usual de un circuito de funcionamiento mioeléctrico es el siguiente:



Figura 43 Diagrama del proceso de trabajo una interfaz mioeléctrica.

En un proceso de lectura mioeléctrica como nos explica Rafael Rubio de la Universidad de Málaga en su artículo de amplificación de señales mioeléctricas, primero se selecciona el musculo a censar, se colocan en posición los electrodos de lectura verificando una buena adherencia y contacto, mejorándose la transmisión con gel conductor, tercero se conectan los sensores a un amplificador de alta ganancia, ya que leeremos milivoltios, se debe usar un amplificador que nos meta la menor cantidad de ruido a la señal original en la búsqueda de una lectura fiel, existen cientos de amplificadores en el mercado que nos pueden apoyar a esta tarea como los AD620 o el INA118, como nos comparte el Investigador de la

Universidad de Guanajuato Carlos Villaseñor, ya amplificada la señal para que se pueda trabajar está en un equipo de cómputo, pero hay que convertirla de analógica a digital, para ello se debe pasar por un filtro que elimine las frecuencias que nos interesan en nuestro estudio como son las de 50 Hz (dato de Europa) y 60 Hz (dato para América) de la tensión doméstica y otros ruidos de otros órganos corporales, como pueden ser el corazón o el intestino incluso, hasta tener una señal con una tensión adecuada y eliminando el ruido en la medida de lo posible, de aquí ya podemos volver a amplificar la señal o convertirla, para de ahí pasarla a un ordenador de manera digital, esta señal debe ser muestreando de manera adecuada, las señales mioeléctricas tienen una frecuencia que oscila entre 50 y 150 Hz, la teoría de Teorema fundamental de muestreo de las señales como nos recuerda Rafael Ruiz Rubio en su artículo debe ser del doble al menos de la frecuencia fundamental de la señal analógica [58], se considera una frecuencia adecuada a 300Hz o 600Hz, con un muestreo de un segundo, tenemos una señal con un vector de 300 o 600 elementos, tamaño que permite un tiempo de procesamiento en el ordenador adecuado para los procesadores actuales. Con ello obtenemos una señal producida por la contracción muscular de una persona en el ordenador de forma manejable y a la que se le puede aplicar determinadas operaciones. De ahí se usan técnicas matemáticas para el análisis y manipulación de la señal como son: análisis espectral, ecuaciones autorregresivas y redes neuronales.

Para el análisis espectral o de Fourier se pasa la señal del dominio del tiempo al de la frecuencia, obteniéndose información de las componentes en frecuencia de la señal de estudio. Solo se debe agregar un criterio de distancia para determinar la igualdad entre dos señales, normalmente la de Euclídea, es la distancia "ordinaria" entre dos puntos de un espacio euclídeo, la cual se deduce a partir del teorema de Pitágoras, aun así, existen muchas otras variantes que pueden ser usadas. Para realizar este cálculo en la computadora se puede usar el método numérico llamado Transformada Rápida de Fourier, (FFT Fast Fourier Transform en inglés), que reduce considerablemente el tiempo de cómputo para la conversión.

Para el análisis regresivo AR, se realiza un análisis univariable de series temporales, estimando el n -ésimo valor de la señal usando una combinación lineal de un número, determinado a priori, de valores anteriores. Otras técnicas son Promedio Cambiante (MA

Moving Average) o procesos de media móvil, y combinados, según nos comenta usa en sus investigaciones Rafael Rubio[58].

En este campo también se usan las redes neuronales que se entrenan para determinar el grado de igualdad entre dos señales, esta técnica se adapta bien cuando hay un componente fuerte de aleatoriedad, solo presenta un inconveniente de carga de proceso computacional alto, que debe cuidarse por medio de la optimización de algoritmos, ya que los usos de estos son para operaciones en tiempo real, y los tiempos de respuesta deben ser acotados al mínimo.



Figura 44 Presentación de sistema de rehabilitación mioeléctrico con EEG de G-Tec para rehabilitación de mano atrofiada.

Archivo Propio Estancia de Investigación.

Algunas aplicaciones de rehabilitación por medio de sistemas mioeléctricos y mezcla de EEG pueden ayudar a personas con atrofia muscular, a recuperar por medio de la aplicación de impulsos eléctricos por medio de electrodos (ver imagen **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**), que ayuden a pacientes a recordar y entrenar a su cerebro la sensación del movimiento y con el paso del tiempo mejorar la conectividad con el sistema nervioso central, para pacientes que han sufrido de un derrame o alguna lesión neural. En la imagen podemos apreciar un experimento demostrativo de la marca G-Tec realizado donde el joven piensa en mover la mano y el EEG lee la señal y la regresa en un impulso mioeléctrico que hace se mueva el brazo opuesto, simulando un brazo lesionado.

Electrocardiográficas ECG

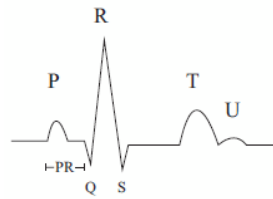


Figura 45 Señal ECG [64].

Esta señal es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón (ver figura 45). El bioseñal se obtiene por medio del uso de un electrocardiógrafo en forma continua y es útil para saber la duración del ciclo cardiaco.

Un electrocardiograma bien realizado debe tener suficiente papel y una amplitud normal, la velocidad es de 25mm/s y una amplitud de 1mV por 10mm, para tener un estudio completo debe tener 12 derivaciones [65].

Un ECG nos permite leer si tenemos una frecuencia cardiaca normal (oscila entre 60 y 100 latidos por minuto en un adulto sano en estado de reposo), una bradicardia (Descenso de la frecuencia de contracción cardíaca a 60 latidos por minuto) o si estamos taquicárdicos (Velocidad excesiva del ritmo de los latidos del corazón) [66].

El ECG está formado por una onda P, un complejo QRS que tiene tres ondas separadas: Q, R, S y una onda T [67].

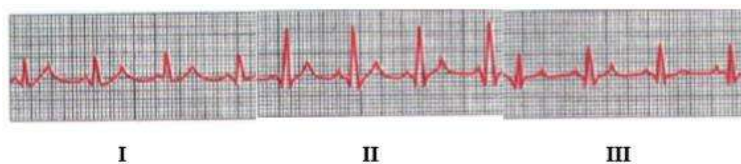


Figura 46 Gráfica de las desviaciones estándar, usada para detectar arritmias [64].

Los electrocardiogramas, gráfico de la actividad cardiaca, son muy importantes ya que nos permiten saber cómo se encuentra trabajando el corazón, en cada una de sus partes, consiste en una línea base, varias deflexiones y forman ondas variables en el tiempo, las disposiciones de los electrodos de lecturas se les llama **derivaciones**, se les da tratamiento a estas señales en dos sentidos, en el dominio del tiempo o de la frecuencia. Según el tratamiento de la señal para el reconocimiento de patrones y determinar cómo es que están funcionando nuestro corazón que está siendo evaluado (ver figura 46).

Tabla 3 Componentes de la señal ECG [67].

<i>Componente</i>	<i>Descripción</i>
<i>Onda P</i>	Se genera cuando las aurículas se despolarizan antes de cada contracción auricular, en estado normal es la primera marca reconocible del ECG, dura menos de 100ms y voltaje menor a 2.5 mV.
<i>Intervalo PR</i>	Dura entre los 120ms a los 200ms
<i>Complejo QRS</i>	Se produce por el potencial generado cuando los ventrículos se despolarizan antes de contraerse.
<i>Segmento ST</i>	Va del complejo QRS al inicio de la onda T
<i>Onda T</i>	Se genera por los potenciales de la recuperación de los ventrículos del estado de despolarización, por lo general en el musculo ventricular de 0.25 a 0.35 segundos después de la despolarización. Onda repolarizada, dura de 80 a 100ms, aparece al final del segmento ST
<i>Intervalo QT</i>	Del segmento QRS hasta el final de la onda T, comprende la polarización y despolarización ventricular, dura de 320ms a 400ms

Para realizar la lectura de una señal electrocardiográfica se debe cerrar el circuito completo, con una combinación de cables y electrodos, las **derivaciones** posibles para hacer las lecturas pueden ser **bipolares, aumentadas o precordiales**. Para el monitoreo se requiere 3 electrodos, para tener una información básica, ya con 9 derivaciones de las cuales 3 son unipolares y 6 derivadas, ya se tiene un monitoreo profundo. Cada derivación significa un puesto de observación y registro, de la actividad eléctrica, la derivación más común es la del triángulo de Einthoven (ver figura 47).

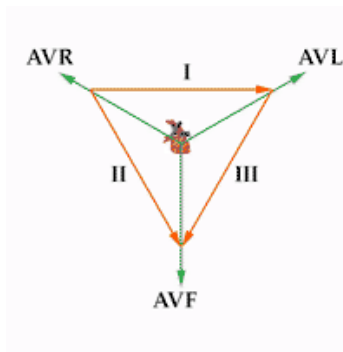


Figura 47 El triángulo de Einthoven [68]

Para entender mejor el termino derivación, citaremos una semejanza [66]:

Símil del autobús:

Imaginemos un autobús colocado en el centro de una nave industrial. Esta nave tiene 12 ventanas, desde las cuales, las personas que estén fuera pueden mirar al autobús.

Si desde cada ventana se tomase una fotografía del autobús, tendríamos 12 fotografías distintas, pero todas del mismo autobús.

Algo similar son las derivaciones cardiacas en el electrocardiograma. Cada derivación es una "fotografía" diferente de la actividad eléctrica del corazón. (ver imagen 48)

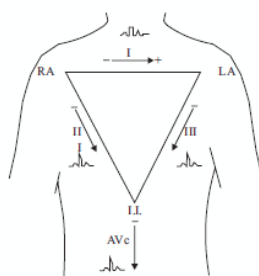


Figura 48 Triángulo de Einthoven [67].

La ley de Einthoven describe que “si se conoce dos potenciales eléctricos, matemáticamente se puede conocer, sumando los potenciales de las dos derivaciones conocidas tomando en cuenta el signo positivo y negativo de dichas derivaciones” (ver imagen 49)

2



Derivación I: brazo izquierdo (LA) va al terminal positivo y el brazo derecho (RA) colocando el terminal negativo el electrocardiógrafo registra potenciales positivos de +0.5mV.

Derivación II: Pierna izquierdo (LF) va al terminal positivo y el brazo derecho (RA) colocando el terminal negativo, el electrocardiógrafo registra potenciales positivos de +1.2V.

Derivación III: Pierna izquierdo (LF) va al terminal positivo y el brazo izquierdo (LA) colocando al terminal negativo, el electrocardiógrafo registra potenciales positivos de +0.7V.

Figura 49 Monitoreo de ondas cardiacas, derivación estándar [67].

Electroencefalográficas EEG

Gracias a los trabajos de Hans Berger, tenemos hoy día la posibilidad de estudiar las señales cerebrales, que esta tienen una distribución en todo lo que es el cerebro en sus diversas áreas y se pueden leer en la corteza cerebral, ya las investigaciones actuales han realizado una distinción por áreas de acuerdo con la actividad que se realiza, ya que conocemos hoy día que el cerebro funciona como un concierto de áreas para realizar una actividad motriz o sensorial.

Dando lugar al surgimiento de la tecnología de Interfaz Cerebro Computador, ICC 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 y aplicaciones “biónicas”.

En 1990 el Dr. Keirn y el Dr. Aunon, 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.

Los equipos que permiten realizar estudios EEG traducen la actividad cerebral como producto de un reflejo a estímulos sensoriales recogidos por los cinco sentidos y además captan frecuencias que según sus patrones de comportamiento pueden permitir interpretar estados mentales como.

- Imaginación.
- Meditación.
- Concentración.
- Frustración.
- Miedo.
- Ira, y cualquier tipo de actividad que genere pensamientos emotivos.

Lo que se lee en una onda EEG, son los cambios eléctricos extracraneales, producidos por una gran cantidad de **potenciales sinápticos de neuronas piramidales corticales** (Especialmente los post – sinápticos PPS), organizadas de forma perpendicular al eje del cráneo, y no a potenciales de acciones neuronales (axones), como lo describe el neurofisiólogo Belga Frederick Bremer (1892-1982) en los sesentas.

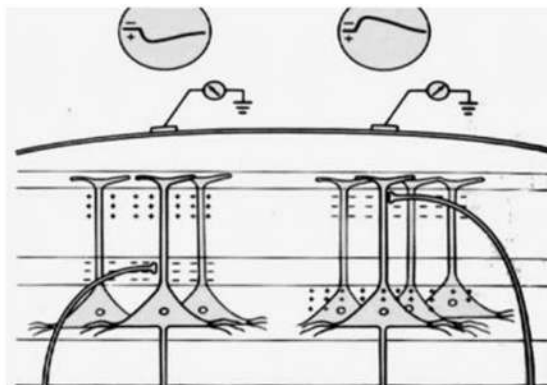


Figura 50 Grafica de Bases Celulares de cómo es que se leen los potenciales eléctricos en neuronas piramidales corticales, formando dipolos entre el árbol detritico y el soma (cuerpo), produciendo actividad con distinto potencial eléctrico que es captado por electrodos extracraneales [69].

Una señal EEG, es la suma de cambios eléctricos en las sinapsis (dendritas apicales) de grandes redes neuronales, grupos de, que sincrónicamente se activan, por intercambio de iones, produciendo millones de dipolos que se suman generando una corriente que viaja hasta ser captada por el electrodo [70].

Una señal de EEG se caracteriza por tener una amplitud y una frecuencia en su señal, que se pueden medir (ver figura 51).

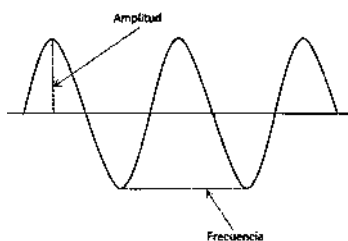


Figura 51 Gráfica descriptiva de una señal eléctrica [69]

Amplitud

Es la medida de poder, en Volts, que aumente o disminuye, dependiendo de los potenciales postsinápticos que se generan al mismo tiempo y con la misma dirección eléctrica, excitatoria o inhibitoria, dependiente de los neurotransmisores y sus receptores de membrana.

Frecuencia

Es la medida de la rapidez de onda y se mide en Hertz (Hz).

La literatura establece que se requiere un mínimo de sinapsis activadas de manera simultánea, sincrónicas, que deben despolarizarse para producir un potencial eléctrico, este número debe ser de alrededor de 60 millones de neuronas para poder captar una señal en un electrodo de manera extracraneal.

2.1.4.7.-Ondas o señales cerebrales:



Figura 52 Ondas cerebrales y su representación en el EEG [71].

Delta:

Estas ondas van de 0,5 a 4 Hz.

Son las ondas más lentas y están presentes mientras una persona duerme. La producción de estas ondas en el estado de vigilia se relaciona con los defectos físicos en el cerebro. El movimiento físico puede causar ondas delta artificial, pero con un análisis instantáneo, solo por observación de los registros EEG primarios esto puede ser verificado o descartado.

Theta:

Fluctúa entre 4 y 7,5 Hz.

Están vinculados a la ineficiencia y el soñar despierto. Además, suelen relacionarse con el acceso a material inconsciente del cerebro y estados de profunda meditación. Las ondas de frecuencias más bajas de theta representan la delgada línea entre estar despierto o en estado de sueño. Theta surge de la tensión emocional, especialmente de la frustración o la decepción. Los altos niveles de theta se consideran anormales en los adultos, y además se las relaciona con el trastorno por déficit de atención con hiperactividad.

Alfa:

Oscilan de 8 a 13 Hz

Son más lentas y asociadas con la relajación y desconexión. Pensar en algo pacífico con los ojos cerrados da un aumento de la actividad alfa. De alguna manera, las ondas alfa indican un estado relajado de conciencia, sin atención o concentración.

Beta:

Están en la gama de frecuencias de entre 14 y 26 Hz.

Pero a menudo se las divide en beta bajo y beta alto para conseguir un análisis más específico. Las ondas son pequeñas y rápidas, asociadas con la concentración enfocada. Cuando se resiste o suprime el movimiento, o al resolver una tarea matemática existe un aumento de la actividad de las ondas beta. Un estado de pánico también puede provocar el incremento en el nivel de las ondas beta.

Gamma:

Estas ondas están en el rango de frecuencias mayores a 30 Hz.

Su amplitud es muy pequeña, y su ocurrencia es rara, por lo que se las relaciona con ciertas enfermedades del cerebro. Se cree que refleja el mecanismo de la conciencia. Las ondas beta y gamma juntas han sido asociadas con la atención, la percepción y la cognición.

2.1.4.8-Distribución de los electrodos para lecturas EEG - Sistema internacional 10-20

Para realizar de manera científica y estandarizada los estudios de EEG, existe un sistema internacional para la colocación y distribución de los electrodos para usarse en la cabeza llamado sistema de representación 10-20, principalmente usado para estudios médicos o en laboratorios de investigación. Señala la distancia de la colocación de un electrodo con respecto de una de las líneas de las áreas del cerebro, específicamente de la corteza cerebral. Los números 10 y 20 se refieren a la distancia entre un electrodo adyacente y el electrodo vecino. Se mide de la punta de la cabeza, a la zona de la nariz y la nuca, el etiquetado de los electrodos está pensado en el lóbulo que se está trabajando:

Tabla 4 Tabla de lóbulos cerebrales

- | | |
|-----------------|---------------|
| • Prefrontal FP | • Parietal P |
| • Frontal F | • Occipital O |
| • Temporal T | • Central C |

Hay ciertos puntos de representación Z, (zero) como el usado en la línea media del plano sagital del cráneo, (FpZ, Fz, Cz, Oz) y son más que nada puntos de referencia. Son más usados como tierras, o nodos de referencia.

Los números pares refieren a los electrodos colocados en el lado derecho y los impares el lado izquierdo (ver figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**).

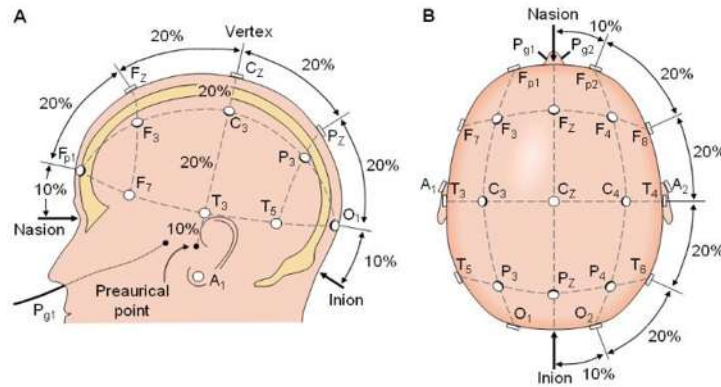


Figura 53 Sistema 10-20 de representación de zona cerebrales para la colocación de electrodos, A= lóbulo de la oreja, C = central, Pg= Nasofaríngeo, P= Parietal, F=Frontal, Fp= Frontal Polar, O= Occipital [72].

Debemos reconocer la importancia de la distribución estandarizada de los electrodos, para poder garantizar la repetitividad e introducir el método científico para dar mayor veracidad a nuestros experimentos.

En el caso de los equipos de medición como los utilizados durante la estancia realizada en el Tec de Monterrey Campus Guadalajara, en el laboratorio de Neurociencias, el Dr. Mauricio Antelis a todos los alumnos, previo a participar como sujeto de prueba, observador o ejecutor del experimento, nos enseñó el protocolo de colocación de las gorras, la preparación de los electrodos y la verificación con cinta métrica de las distancias del estándar, del nasion y del inion, elección de la gorra según el tipo de cráneo del participante, las distancias entre las orejas para un correcto posicionamiento de los electrodos y la toma de señales (ver figura 53).

2.1.4.9-Técnicas de adquisición y registro de actividad cerebral

Se emplean en las interfaces cerebro computadora (ICC), técnicas como:

- Magnetoencelegrafía (MEG).
- Tomografía por Emisión de Positrones (PET).
- Imagen de resonancia magnética funcional (fMRI).

Magnetoencefalografía (MEG)

Es una técnica no invasiva que registra la actividad funcional cerebral, mediante la captación de campos magnéticos, permitiendo investigar las relaciones entre las estructuras cerebrales y sus funciones. Se hace para mapear la función cerebral y para identificar la ubicación exacta de la fuente de los ataques epilépticos.

“Un estudio por MEG se realiza en una habitación especial que está protegida del ruido magnético y eléctrico exterior. Se coloca en la cabeza del paciente un contenedor con la forma de un casco. Pequeños sensores magnéticos cubren el interior de este casco especialmente diseñado, que parece un secador de cabello grande. La estación de comando de la computadora que ayuda a detectar y grabar las señales del casco de la MEG se encuentra ubicada en una habitación aparte (ver imagen 54).

Las células cerebrales interactúan mediante la generación de pequeños voltajes eléctricos que crean corrientes eléctricas a lo largo del cerebro. Este flujo eléctrico produce campos magnéticos que se pueden detectar y grabar utilizando sensores magnéticos sensibles. Varios cientos de estos sensores especializados se encuentran incorporados en el casco de MEG, que se coloca en la cabeza del paciente. Este instrumento sofisticado y el programa de computación trabajan juntos para detectar y grabar la actividad de neuronas mientras el paciente yace inmóvil o completa una serie de actividades, tales como escuchar una serie de palabras o mirar unas fotos. Un análisis de la grabación, que colecta señales cerebrales tanto normales como anormales cada milisegundo del estudio, ayuda a determinar adonde se originan actividades específicas del cerebro” [73].

Beneficios:

- La MEG es una técnica de toma de imágenes no invasiva que no involucra la exposición a la radiación ionizante.
- Es un estudio altamente preciso, en tiempo real de la actividad cerebral.
- Mejora los resultados quirúrgicos en los pacientes epilépticos Desventajas:
 - La MEG no presenta ningún riesgo para el paciente común, siempre y cuando se cumplan las normas de seguridad correspondientes.

- Personas con implantes metálicos y piezas en su cuerpo no podrán ser sometidas a este tipo de procedimiento, por el uso de magnetos. Como son implantes cocleares (oídos) algunos tipos de broches utilizados para los aneurismas de cerebro algunos tipos de bobinas metálicas instaladas adentro de los vasos sanguíneos casi todos los marcapasos y desfibriladores cardíacos válvulas artificiales del corazón puertos implantados para la infusión de medicamentos extremidades artificiales o prótesis metálicas de articulaciones estimuladores de nervios implantados broches metálicos, tornillos, placas, stents o grapas quirúrgicas [73].



Figura 54 Magneto encefalógrafo usado para tratamientos de no invasivo de Alzheimer [74].

Tomografía por Emisión de Positrones (PET)

Este estudio imagenológico, utiliza una sustancia radioactiva para mostrar el funcionamiento de los órganos y tejidos, a diferencia de otros estudios, éste muestra la estructura y el flujo de la sangre hacia y desde los órganos. Normalmente se combina con una Tomografía computarizada (TC).

Se usa una pequeña cantidad de material radiactivo, denominado marcador, suministrado intravenosamente, por lo general en la región anterior al codo, y se acumula por el torrente sanguíneo en los órganos en alrededor de una hora, ayuda al radiólogo a ver ciertas zonas preocupantes más claramente.

Usted se acostará sobre una mesa estrecha que se desliza dentro de un gran escáner en forma de túnel. La TEP detecta señales del marcador. Una computadora convierte los resultados en imágenes tridimensionales. Las imágenes aparecen en un monitor para la interpretación de su proveedor de atención médica (ver figura 55).

El paciente debe permanecer quieto durante el examen. Moverse demasiado durante el examen puede causar imágenes borrosas y errores. La duración del examen depende de qué parte del cuerpo se esté escaneando.

Esta prueba puede utilizarse también para:

Revisar la función cerebral:

- Identificar el origen de la epilepsia en el cerebro.
- Mostrar áreas en las cuales hay flujo sanguíneo insuficiente hacia el corazón.
- Determinar si una masa en el pulmón es cancerosa o inofensiva [75].

Beneficios:

- Permite ver el flujo de y hacia los órganos.
- No provoca ningún dolor.

Desventajas

- En pacientes diabéticos su tratamiento puede afectar los resultados, niveles de glucemia e insulina pueden afectar los resultados del examen.
- Puede haber problemas para hacer la prueba en pacientes claustrofóbicos.
- Ser alérgico al medio de contraste.
- Puede incrementar el riesgo de que contraiga cáncer. Sin embargo, el riesgo de un escáner es bajo.



Figura 55 Tomografía por emisión de positrones (PET) [76]

Imagen de resonancia magnética funcional (fMRI)

Mide los pequeños cambios en el flujo sanguíneo que ocurren con la actividad del cerebro. Puede utilizarse para examinar la anatomía funcional del cerebro (determinando las partes del cerebro que están manejando funciones críticas), evaluar los efectos del derrame u otras enfermedades, o guiar el tratamiento cerebral. La fMRI puede detectar anomalías dentro de cerebro que no se pueden encontrar con otras técnicas por imágenes.

Es un examen no invasivo utilizado para diagnosticar enfermedades.

La RMN emplea un campo magnético potente, ondas de radio y una computadora para crear imágenes detalladas de las estructuras internas del cuerpo. La RMN no utiliza radiación (rayos X).

Las detalladas imágenes por RMN permiten que los médicos puedan examinar el cuerpo y detectar enfermedades. De esta forma, las imágenes pueden ser examinadas en el monitor de una computadora. También se las puede transmitir electrónicamente, imprimir o copiar a un CD, o cargar en un servidor digital de la nube.

La resonancia magnética nuclear funcional (RMNf) es un procedimiento relativamente nuevo que utiliza imágenes de RM para medir los pequeños cambios en el flujo sanguíneo que ocurren en una parte activa del cerebro.

La unidad de RMN tradicional es un gran tubo de forma cilíndrica rodeado por un imán circular. El paciente debe recostarse sobre la mesa de examen que se desliza hacia el centro del imán (ver figura 56).

Algunas unidades de RMN, denominadas sistemas de diámetro interior corto, están diseñadas para que el imán no lo rodee completamente. Algunas máquinas más modernas de RMN, otras tienen un diámetro más grande que puede resultar más cómodo para los pacientes de talla más grande, o para aquellos con claustrofobia. Las unidades de RMN “abiertas” están abiertas en los costados. Son particularmente útiles para examinar a los pacientes de talla más grande o para aquellos que sufren de claustrofobia. Las unidades de RMN abiertas pueden y proporcionar imágenes de alta calidad para muchos tipos de exámenes. Ciertos tipos de exámenes no pueden realizarse con una unidad de RMN abierta.



Figura 56 Paciente sometido a un estudio para obtener imagen resonancia magnética funcional [77].

Los médicos llevan a cabo la RMNf para:

- Examinar la anatomía funcional del cerebro
- Determinar exactamente la parte del cerebro que está controlando funciones esenciales como el pensamiento, el habla, el movimiento y las sensaciones, proceso que se denomina mapeo cerebral.
- Evaluar los efectos de un derrame cerebral, trauma o enfermedad degenerativa (como el Alzheimer) sobre el funcionamiento del cerebro.
- Controlar el crecimiento y funcionamiento de los tumores cerebrales.
- Guiar la planificación de una cirugía, terapia de radiación, u otros tratamientos invasivos del cerebro [78].

Beneficios:

- Pacientes con cierto tipo de implantes metálicos pueden hacerse el estudio
- Es una técnica de exploración no invasiva que no requiere de exposición a la radiación.
- Puede ayudar a los médicos a evaluar tanto la estructura de un órgano como su funcionamiento.
- Puede detectar anomalías que podrían quedar ocultas por los huesos cuando se utilizan otros métodos de exploración.
- Permite la detección de anomalías cerebrales, así como la evaluación de la anatomía funcional normal del cerebro, que no puede lograrse con otras técnicas de diagnóstico por imágenes.

Desventajas

- El potente campo magnético no es perjudicial, salvo ciertos pacientes deben ser explorados previamente, por afectaciones del magneto del aparato como son:
 - Algunos implantes cocleares (del oído).
 - Algunos tipos de clips que se utilizan para los aneurismas cerebrales.
 - Algunos tipos de bobinas colocadas dentro de los vasos sanguíneos.
 - Algunos de los desfibriladores y marcapasos cardíacos más antiguos.
- Ciertos tipos de exámenes no pueden realizarse con una unidad de RMN abierta.
- El examen no presenta riesgos para el paciente típico si se siguen las pautas de seguridad adecuadas.
- Si se ha usado sedación, existe el riesgo de utilizar demasiada. No obstante, se controlarán sus signos vitales para minimizar los riesgos.
- La fibrosis sistémica nefrótica es una complicación reconocida, pero rara, de la RMN relacionada con la inyección de contraste de gadolinio. Generalmente ocurre en pacientes con disfunción renal grave. El médico debe evaluar cuidadosamente la función de sus riñones antes de considerar una inyección de contraste.
- Existe un leve riesgo de que se produzcan reacciones alérgicas cuando se utiliza un material de contraste. Dichas reacciones por lo general son benignas y de fácil control mediante la medicación. Si usted tiene una reacción alérgica, habrá un médico disponible para ayudarlo inmediatamente.
- Los fabricantes de contraste IV indican que las madres no deben amamantar a sus bebés durante la 24-48 horas siguientes a la administración del medio de contraste. No obstante, el más reciente Manual sobre Materiales de Contraste del Colegio Americano de Radiología (ACR) reporta que los estudios muestran que la cantidad de contraste absorbido por el niño durante el amamantamiento es extremadamente baja.

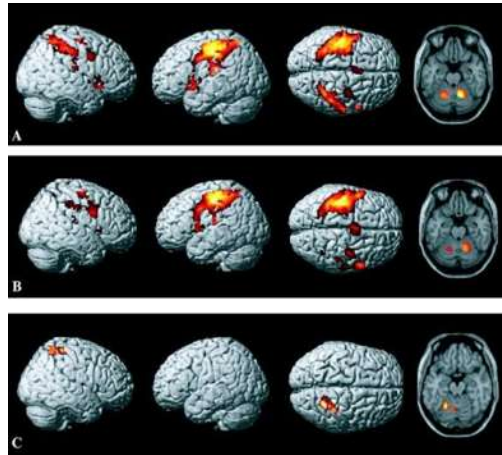


Figura 57 Imagen de un RMN mostrando un estudio del cerebro [79].

A continuación, mostramos una comparativa general de las técnicas y sus características funcionales (ver Tabla 5).

Tabla 5 Cuadro comparativo de adquisición de señales y sus características [53].

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

2.1.4.10-Clasificación del manejo de señales

EEG por su naturaleza

Se puede hablar de dos tipos de manejo de las señales recibidas en el EEG, según la naturaleza de la fuente o la interpretación de la misma: Endógenas o Exógenas.

Los sistemas endógenos requieren que el sujeto experimental sepa o este entrenado para realizar el control de su actividad electrofisiológica, como es el control de un tipo de onda en un área específica del córtex cerebral [53].

Los sistemas exógenos, dependen de la actividad electrofisiológica evocada por estímulos externos y no necesitan de una etapa intensiva de entrenamiento [53].

La adquisición de las señales se hace por medio de sensores que se aproximan a la piel, electrodos, que convierte las corrientes iónicas existentes en la superficie de la piel en una corriente eléctrica, en cierto tipo de interfaces se puede apoyar de un gel y solución salina par tener una mejor conectividad de dichas señales.

2.1.4.11-Los avances más significativos en ICC

Los avances más significativos en el control de diversos dispositivos a través de una interfaz cerebro computadora, se han generado por medio de una interfaz invasiva como la hecha por DARPA, el cual ha dado puesto en marcha sus primeros proyectos de investigación de neuro tecnología desde 1970, y actualmente con una nueva iniciativa llamada BRAIN desde 2013, están buscando ser los pioneros en los avances en neurociencia, la iniciativa impulsa varias líneas de investigación en conjunto con los centros de investigación más destacados a nivel mundial, como es la Universidad Johns Hopkins y su departamento en Neurociencias donde han estado las mentes maestras del área y premios nobel.

Dentro del proyecto BRAIN destacan las líneas de investigación que actualmente podríamos decir son las más significativas del área de la neurociencia, entre las que destacan:

- Prescripciones eléctricas (ElectRx).
- Tecnología, estructura, actividad y neuro función (NeuroFast).
- Autopercepción de Mano e interfaces de tacto (HAPTIX).
- Diseño de sistemas de Ingeniería Neural.
- Siguiete generación: Neuro tecnología no quirúrgica (N3).
- Tecnología Confiable en las Interfaces Neurales (RE-NET).
- Restaurando la Memoria activa (RAM).
- Revolucionando los prostéticos.
- Sistemas basados en Neuro tecnología para terapias emergentes (SUBNETS).
- Entrenamiento enfocado a la Neuro plasticidad (TNT).
- Prescripciones eléctricas (ElectRx).
 - Ayudar a la autocuración del cuerpo y la mente.
 - Generar terapias revolucionarias para la auto curación.

- Generar terapias a nivel de las necesidades individuales de los pacientes.

Donde buscan generar por medio de dispositivos ultra miniaturizados la neuro modulación de las funciones de los órganos, del tamaño de las fibras nerviosas, entregados por inyecciones mínimamente invasivas, buscando:

- Autopercepción de Mano e interfaces de tacto (HAPTIX):
 - Mejorar interfaces robóticas y prostéticas.
 - Proporcionar manos prostéticas con el sentido del tacto.
 - Restaurar la sensación del tacto en paciente amputados, para superar los efectos físicos y psicológicos de la pérdida de miembros superiores.

Este proyecto busca generar microsistemas modulables, reconfigurables y completamente implantables de comunicación inalámbrica con módulos externos, para conectarse con las interfaces de las prótesis, y devolver la sensación de tacto a pacientes amputados.

- Diseño de sistemas de Ingeniería Neural-.
 - Búsqueda de interfaces neurales de alta resolución.
 - Búsqueda de cruzar la línea entre lo bio-electrónico.

Busca mejorar el desarrollo de interfaces neurales con una señal de transmisión de datos y alta resolución sin precedentes, entre el cerebro y el mundo digital.

- Tecnología, estructura, actividad y neuro función (NeuroFast):
 - Busca identificar para conocer la orquesta cerebral y como se conduce.
 - A través de CLARITY ofrece métodos para tener mejores y más rápidas vistas del cerebro completo.

Busca generar decodificación y visualización de la actividad cerebral para caracterizar y mitigar problemas cerebrales, así como facilitar el desarrollo de sistemas en el ciclo cerebral para mejorar sus funciones y comportamiento.

Uno de sus resultados ha sido CLARITY, un método de preservación de tejido, donde se aplican los más recientes descubrimientos en genética, grabaciones ópticas e interfaces cerebro computadora.

- Siguiente generación: Neuro tecnología no quirúrgica (N3).

- Interfaces neurales no quirúrgicas conectadas a la nube para expandir el uso de la neuro ciencia.

Desarrollo de dispositivos para escribir y grabar directamente la actividad de las neuronas, actualmente cuenta con 6 grupos de investigación involucrados en diversas universidades del mundo, como son The Battle team -Dr. Gaurav Sharma, Carnegie Mellon University, Johns Hopkins University – Applied Physics Laboratory team, The PARC team – Dr. Krishnan Thyagarajan, Rice University – Dr. Jacob Robinson y el Teledyne team – Dr. Patrick Connolly.

- Tecnología Confiable en las Interfaces Neurales (RE-NET) (Archived).

Dedicado a obtener información del sistema nervioso, buscando hacer dispositivos a escala que permitan el control de máquinas complejas, como de extremidades prostéticas.

- Restaurando la Memoria Activa (RAM).

Desarrolla y prueba de manera inalámbrica, interfaces medicas neuronales para dispositivos de uso clínico. Con lo cual se genera una base de conocimiento de individuos que han perdido sus capacidades por un daño cerebral severo o un daño neural.

- Revolucionando los prostéticos.

Desarrollo de prostéticos para mejora de las habilidades de los militares activos y aquellos que han perdido una extremidad en servicio de miembros superiores.

El uso de equipo como exoesqueletos y pequeños dispositivos robóticos han ayudado a evitar la exposición de soldados a la perdida de extremidades.



Figura 58 Robots para la ayuda en recuperación de bombas y auxilio a victimas [80]

- Sistemas basados en Neuro tecnología para terapias emergentes (SUBNETS).

Busca implementar sistemas para realizar diagnósticos y terapias en apoyo a personas que han sufrido un trastorno o enfermedad neuropsicológica.

- Entrenamiento enfocado a la Neuro plasticidad (TNT).

Busca la generación de habilidades cognitivas para la activación de los nervios periféricos que promuevan y fortalezcan las conexiones neurales en el cerebro.

Cabe destacar que uno de sus proyectos, DEKA arm, han logrado colocar electrodos en el cerebro de un hombre el cual había perdido el control de su mano por una enfermedad neuronal y gracias a esta implementación ha podido volver a mover su extremidad y recuperar a cierto punto una normalidad de sus actividades diarias, como es el abrocharse un suéter, el abrir una chapa con la llave, o simplemente tomar de agua de una botella. Su funcionamiento es mioeléctrico.



Figura 59 Hombre con electrodos en su cabeza controla completamente su brazo protético, DEKA arm [81].

La frontera de la neurociencia está cada vez creciendo más y más a nuevos horizontes, realizando investigaciones para llegar a conocer y poder manipular, comunicarnos, leer como escribir señales que ayuden a las personas a tener una mejora en su salud, un avance en su motricidad, por diversión y por qué no mejorar las capacidades del individuo promedio con el uso de extremidades con capacidades superiores, entre ellas el control de objetos remotos, la telecomunicación de dichas ondas, y por qué no hasta la predicción de acciones por lectura previa de las onda cerebrales o actividad encefalográfica.

2.1.4.11-Interfaces Cerebro computadora y sus paradigmas

Una ICC es en definición: “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 (ver figura 60): sistema nervioso periférico y músculos” [82].

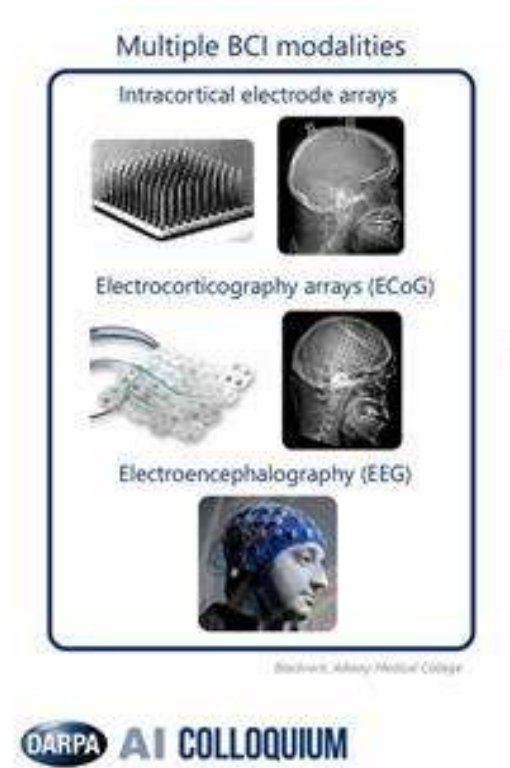


Figura 60 Tipos de ICC por DARPA [83].

Los trabajos que se realizan con las ICC han generado una serie de paradigmas o formas de tratamiento de las señales para su compresión, interpretación y análisis, de acuerdo con su aplicación, ya sea que se pueda tener un pre o post manejo de dicha información, o se requiera una interfaz en tiempo real procesando dichas señales, mostramos los principales paradigmas a continuación.

ICC por actividad modulada:

Es donde el sujeto control a su voluntad, o modula a voluntad la generación de la señal, por lo general se entrena para que realice el control o accionar de un mecanismo, herramienta o simplemente la realización de una tarea para mejorar el nivel de atención.

Aquí es clave como lo menciona la Maestra Alma Rosa en su tesis, la importancia del entrenamiento del sujeto, “para poder tener una buena retroalimentación, donde la persona tenga de forma fiable un mismo patrón encefalográfico en función de sus deseos” [53].

ICC por actividad no modulada

Aquí es donde el sujeto genera la señal o modulación de manera natural, por medio del efecto de las actividades o estímulos que le rodean, es un mecanismo natural, y no requiere por lo general de un entrenamiento o es mínimo comparado al extenuante requerido en la modulación a voluntad.

Tipos de Interfaces y sus paradigmas.

A continuación se describen los métodos de extracción y clasificación de las características de las señales más usadas en las ICC.

Potenciales Evocados Visuales (PEV)

Son potenciales recogidos sobre la corteza visual, derivados de estimulaciones visuales de los sujetos que generan una respuesta [84]. Requieren la colaboración de los pacientes y en pacientes no colaborativos se pueden usar destellos lumínicos.

Estas pruebas se utilizan para determinar si hay un estímulo luminoso en la corteza cerebral, en sujetos que han perdido la comunicación como el caso de esclerosis lateral múltiple. En este tipo de pacientes se usan solo 6 electrodos, en la región occipital, en la línea media occipital, inion y occipital izquierdo y occipital derecho.

Se coloca al paciente delante de la pantalla y se le muestra un punto central de referencia, y se le bombardea por un conjunto de unos cien estímulos por cada ojo, usando diferentes frecuencias.

Potenciales Evocados Visuales de Estado Estable (PEVES)

Son respuestas periódicas generadas por la visualización repetitiva de una serie de estímulos visuales a una frecuencia superior a los 6 Hz. La potencia de un PEVES es en un ancho de banda muy estrecho, ya que la respuesta coincide con la de la excitación [84].

Potenciales Corticales Lentos (SCP)

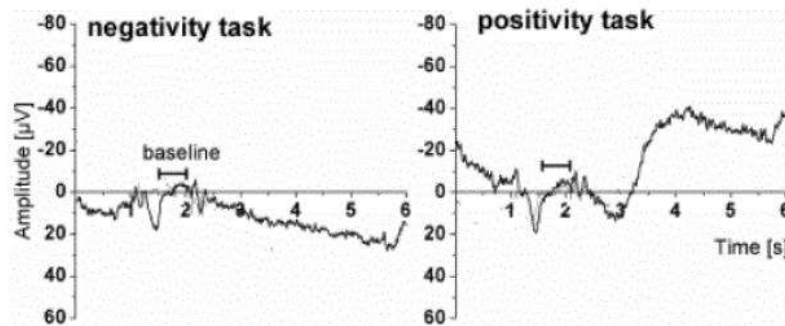


Figura 61 Gráfica de los potenciales corticales lentos en una tarea generando ondas negativas y en otra positivas [85].

Potenciales Evocados (p300)



Figura 62 Potenciales evocados visuales SVEPS [86]

Es una deflexión positiva, detección del estímulo del sujeto por estímulos visuales, que se manifiesta en la señal de EEG aproximadamente 300 ms después de la aparición de un estímulo que resulta significativo para el sujeto de entre una serie de estímulos que le son presentados.

Paradigma BCI2000

El paradigma de BCI2000 es para el control de BCI por medio del control de potenciales evocados.

El software de implementación BCI2000

Es un proyecto desarrollado desde el año 2000, por un conjunto de universidades y centros de investigación, el primer experimento exitoso se dio en el Julio de 2001, su versión 2.0 fue liberada en Enero de 2008, y la tercera en Febrero de 2011 [87].

Es un software desarrollado para el apoyo en la investigación de ICC, su uso principal es para la adquisición, presentación de estímulos y monitoreo de señales cerebrales.

BCI2000 soporta una variedad de sistemas de adquisición de señales, señales cerebrales, y apoya con paradigmas de estudio y retroalimentación de señales cerebrales.

Tiene varias herramientas para importación y conversión de datos, incluso se puede por medio de una librería cargar los archivos de datos de BCI2000 directamente en software como Matlab. Es un software gratuito y libre de cargo para investigación y uso educativo.



Figura 63 Software para estudio de ICC

Hay varios paradigmas y El avance de la ciencia de la EEG ha superado los realizado en épocas anteriores por mucho, junto al abaratamiento del costo de las ICC, la circuitería y el acceso a equipos de procesamiento más rápido y eficiente.

Por ejemplo, el Doctor Omar Mendoza Montoya en la Universidad libre de Berlín, desarrollo una interfaz híbrida para el desarrollo de sistemas autónomos. Con lo cual genero el control de una silla de ruedas por medio del EEG, usando el paradigma SSVEP.[88]

En este caso, dichas señales son adquiridas directamente con el dispositivo Mindwave móvil de la empresa Neurosky, es importante tener en cuenta que su registro no representa la actividad de una sola neurona, sino que mide de forma segura y da salida a los espectros de potencia del EEG (ondas alfa, ondas beta, ondas theta, ondas delta y gamma).

Capítulo 3 Materiales y métodos

3.1-Introducción

En este capítulo describiremos la metodología seguida para adquisición de señales cerebrales, el análisis de estas, así como la integración de la tecnología llevada a cabo en la presente investigación, usando la diadema de Mindwave Mobile 2 de Neurosky, el circuito de control y el protético de mano seleccionado.

3.2-Análisis de la Interfaz Cerebro Computadora - ICC

Para el presente trabajo se analizó las diversas opciones de dispositivos de adquisición de señales cerebrales existentes en el mercado.

Inicialmente se revisó una diadema de EPOC+ (ver figura 64), con un costo de compra de \$849 dólares en la cual la dificultad más fuerte fue la necesidad de uso de una licencia académica con costo actual de \$1000 dólares para el uso de la misma en investigación leyendo las señales crudas, o usando una complicada aplicación en Linux de software libre no muy eficiente, aunado a la necesidad de utilizar una interfaz húmeda con su desconexión frecuente.



Figura 64 ICC EPOC+

La diadema MUSE (ver figura 65) con un costo comercial de \$350 dólares, con 5 sensores para el lóbulo frontal, encaminada más al desarrollo de estados de meditación de sus usuarios, calidad del sueño y niveles cardiacos. Es una diadema de código cerrado y a las fechas de la

presente investigación no contaba con un software para poder leer las señales crudas de dicha diadema.



Figura 65 ICC MUSE

La diadema Insight evolución de la EPOC+ ya con sensores secos (ver figura 66), 5 en esta versión renovada de su antecesor con 14, que elimina la necesidad de gel conductor o solución salina, usa tres sensores de lectura y dos para referencia, detecta parpadeo, sonrisas, sorpresa, guiños, ceño fruncido, a las fechas de su salida aun la empresa EMOTIV mantenía la licencia con costo y estaba en desarrollo del SDK para abrir la posibilidad de desarrollo de aplicaciones para Android e IOS. Este equipo tiene un costo de inicio de \$200 dólares.



Figura 66 ICC Emovit Insight

La diadema de OpenBCI (ver figura 67), al ser una empresa de software y hardware abierto, es una opción muy atractiva, tiene repositorios de software que la comunidad mejora día a día en github, el costo del equipo va desde los \$299 dólares, en impresión 3D por uno mismo, hasta el kit profesional de \$900 dólares, con la necesidad de comprar algunos accesorios aparte como la tarjeta OPENBCI que no incluye la diadema y ensamblarlo por uno mismo en los paquetes más sencillos.



Figura 67 ICC de Open BCI

La diadema Mindwave 2 de Neuroksy (ver figura 68), con un costo que va desde los \$70 dólares en sus versiones de radiofrecuencia, a los \$110 dólares en su versión uno y dos con conexión Bluetooth, tiene un solo sensor frontal y uno de referencia, cuenta con un SDK para desarrollo de Apps con .NET, aparte de contar con una comunidad de desarrollo y sockets de comunicación como es con Matlab, Labview y Openvibe, para el análisis de las señales crudas, el nivel de atención, meditación y parpadeo.



Figura 68 ICC Headset Mindwave 2 Neurosky

Tabla 6 Tabla comparativa BCI comerciales 2019 Creación propia

Factores comunes	Ponderación %	MUSE	MINDWAVE	Epoc +	Insight	OpenBCI
Usos Comunes	5	3	5	5	5	5
Localizacion de Electrodos	15	5	3	10	7	15
Tipos de electrodos	10	7	7	5	10	5
Conectividad	10	7	10	5	7	7
Plataformas soportadas	10	10	10	10	10	8
Disponibilidad de kits de desarrollo	20	10	10	10	10	10
Precio	20	10	15	5	8	10
Costos adicionales	10	10	10	5	5	3
Totales	100	62	70	55	62	63

3.2-Especificaciones de la ICC seleccionada

La ICC seleccionada consiste en la diadema Mindwave Mobile 2 de NeuroSky con un sensor EEG.



Figura 69 ICC - Mindwave Mobile 2 de Neurosky [89].

EL sensor EEG ubicado en la parte frontal de la cabeza y un sensor de referencia en el lóbulo de la oreja destacando la ubicación de este ya que se encuentra en lo que se conoce como área cognoscitiva del cerebro, permitiendo la lectura de las ondas crudas; alfa, beta, teta, delta y gamma, así mismo la señal procesada por el microcontrolador e-Sense, nos entrega un nivel de atención con una puntuación de 0 a 100, donde 0 es nula atención y 100 total atención, también nos entrega el nivel de relajamiento con una escala de 0 a 100, donde 0 es no relajado y 100 muy relajado, adicionalmente contamos con una lectura de control de parpadeo del sujeto en un rango de 0 a 255, donde 0 son los ojos abiertos y 255 los ojos completamente cerrados.

En la lectura de las ondas crudas destaca que la diadema realiza una subdivisión de la señal en alta y baja de las señales, alfa, beta, teta y delta.

En cuanto a la señal gamma nos entrega baja gamma, media gamma; estos estados son no muy comunes, son más comunes en situaciones de alta conciencia, pero aparecen también de manera frecuente en casos de daño cerebral, usando los para determinar un problema cerebral

ya que cuando las señales gamma se encuentran presentes es por el individuo estudiado presenta algún tipo de problema.

La interfaz realiza un barrido de 512 Hz por segundo con una ventana de muestreo de 12 valores para confirmar un valor dado, es decir su periodo de evaluación y proceso.

Cabe destacar que el sensor de la diadema tiene un algoritmo de normalización que va aprendiendo conforme el usuario la va usando por cada periodo, semejante a una campana de valores.

Y su costo beneficio hace que sea una de las diademas de fácil adquisición por las personas para generar una réplica de la implementación del presente trabajo.

3.3-1ra etapa de pruebas

Primeramente, se realizaron lecturas de señales cerebrales, durante los tianguis de la ciencia en 2018 (Edición 28) y 2019 (Edición 29). Lo anterior con el propósito de obtener un rango de señales de acuerdo con edades y sexo. Durante las pruebas iniciales se realizaron experimentos en sujetos de prueba, principalmente niños y jóvenes que participaron en el tianguis de la ciencia. Las actividades propuestas consistieron en el uso del software lúdico el cual mide la actividad neuronal a la vez que se van realizando de manera gradual simulaciones de situaciones como por ejemplo: el sostener en el aire el mayor tiempo posible una esfera, mediante la medición del nivel de meditación; cabe mencionar que dichas actividades se iban incrementando en grado de dificultad y que desde luego con la práctica prolongada se adquiriría mayor control y confianza en el uso de la diadema y las señales neuronales.



Las señales cerebrales inicialmente se tomaron la lectura con el software que venía residente en la diadema para realizar experimentos y pruebas con los sujetos. Con lo cual se probó la facilidad de uso, la comodidad del usuario y del sistema de adaptarse a diferentes individuos que usarían el dispositivo.

Población experimental objetivo:

60 participantes entre los niños, jóvenes y padres de familia visitando el evento de la feria de la ciencia, entre 8 y 40 años, divididos en grupos de 5 hombres y 5 mujeres por rango de edad.

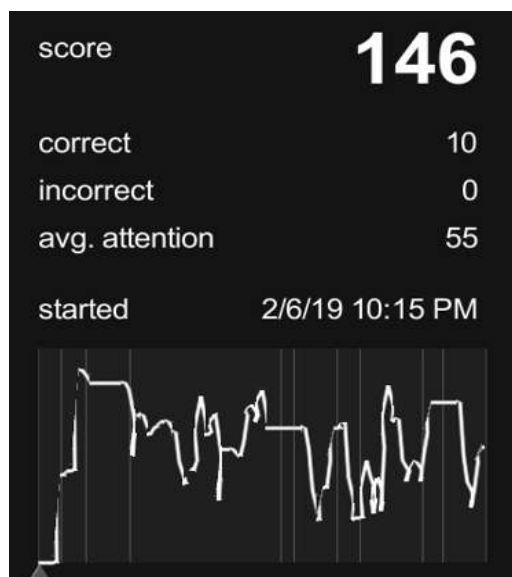
Tiempo de la prueba:

En esta prueba no se realizó con tiempo sino con la realización de ejercicios aritméticos básicos, sumas y restas, durante tres rondas continuas donde contestaron 10 sumas y restas aleatorias, que les tomaba de 3 a 4 minutos máximo por ronda.

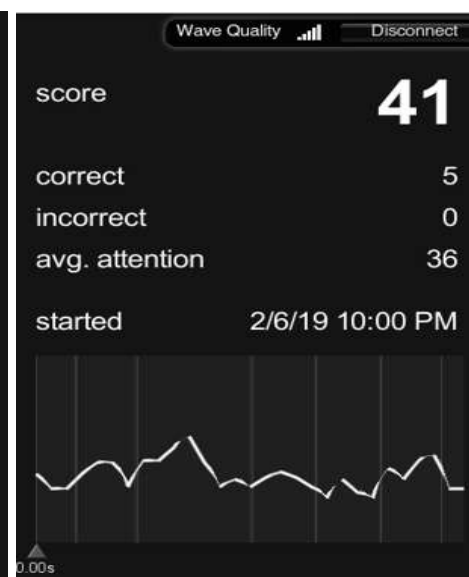
Objetivo de la prueba:

Conocer el nivel de atención en una población tanto de menores, jóvenes y adultos para saber si se mantenía un patrón constante o había una variación muy alta en sus niveles de atención al realizar el uso de la ICC seleccionada y el software de esta. Así como conocer el comportamiento de las personas al usar este tipo de tecnología.

Niños



Niñas



3.4.-2da etapa de pruebas

En la segunda participación en el tianguis de la ciencia se realizó la presentación del desarrollo en hardware, es decir un circuito electrónico que permitía tener una retroalimentación visual mediante luces led del nivel de atención, obtenido con un microcontrolador Arduino conectando mediante bluetooth a la diadema Mindwave 2, además como un control muy básico de un pequeño brazo robótico.

Población experimental objetivo:

20 participantes entre niños y jóvenes de 8 a 25 años.

Tiempo de la prueba:

La prueba tenía una duración de 5 minutos.

Objetivo de la prueba:

Validar cualitativamente el funcionamiento de la retroalimentación lumínica de nuestro primer circuito de atención, el comportamiento de la diadema al trabajar en conjunto con el circuito de control y medir la durabilidad de las baterías. Con una representación visual de 10 puntos por cada led del nivel de atención cesado por la diadema en un arreglo de 10 leds.

Concentración niños



Concentración adultos



3.4.1-Configuración del bluetooth con la diadema

La diadema tiene una configuración como dispositivo bluetooth esclavo, es decir, que otros dispositivos se conectan a ella, y es por lógica de cómo trabaja, ya que no hay una interfaz gráfica o teclados y ratones para configurar a que dispositivo conectarse.

Para tener un manejo más eficiente de esta conexión, se realizó una conexión a un módulo HC-05, y se configuro de manera maestro, modo en el cual el dispositivo se puede conectar en cuanto es encendido a otro equipo y solo a ese equipo, en nuestro caso la diadema.

A continuación se describe como se realizó dicha configuración.

Materiales:

1. Módulo Bluetooth HC-05



Figura 70 Módulo HC-05 [90].

2. Módulo de Arduino Mega y cable de conexión USB



Figura 71 Arduino Mega y conexión USB [91].

3. Cable Dupont 4 colores macho hembra



Figura 72 Cable Dupont Macho – Hembra[92].

Para hacer la configuración

El circuito para ensamble por cortesía PANTECH

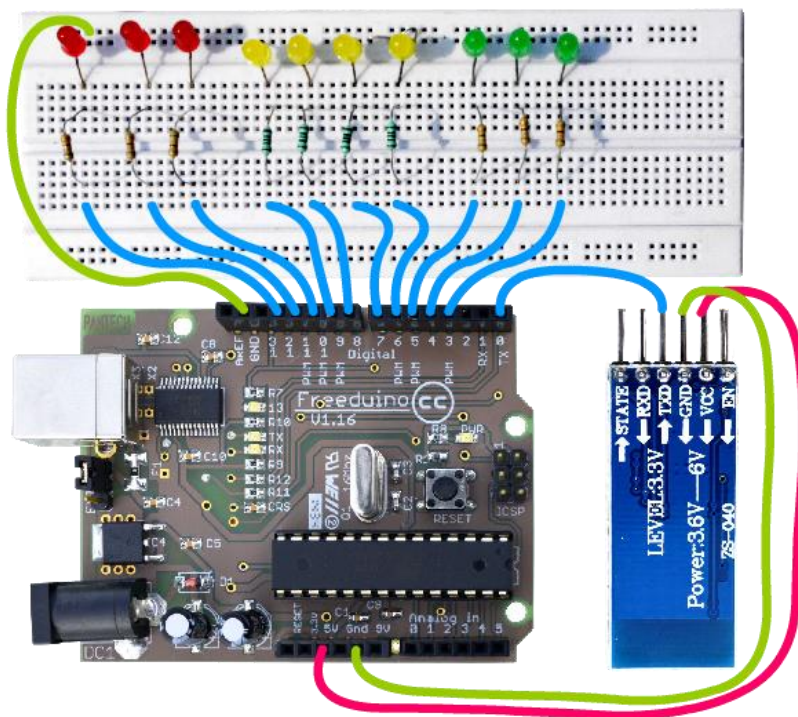


Figura 73 Circuito de control por bluetooth para el nivel de atención con leds

3.4.2-Comandos de configuración bluetooth

El módulo utilizado de Bluetooth es el HC-05, el cual puede tener una configuración maestro – esclavo, de la cual usaremos la de maestro para que se case el dispositivo con la diadema y se conecte con ella en cada momento que se encienda y solo con ese equipo.

Dicho modulo BT trabaja con un transceptor TTL Maestro / Esclavo por el puerto serie con un protocolo UART, el cual una vez conectado permite que los datos que se reciben por el módulo pasen directamente al equipo al que está conectado, en nuestro caso el Arduino

Mega. Gracias a dicha tecnología nos permite tener un alto nivel de sensibilidad, eficiencia a un bajo nivel de consumo energético.

Para poder trabajar con la diadema de Mindwave Mobile 2 se tuvo que realizar la siguiente configuración:

1. Configurar el módulo HC-05 en modo maestro.
2. La diadema Mindwave Mobile 2 fungirá como dispositivo esclavo.

3.4.3-Tabla de valores de configuración para la velocidad en baudios para el bluetooth

Valor	Velocidad
1	1200
2	2400
3	4800
4	9600
5	19200
6	38400
7	57600
8	115200
9	230400
A	460800
B	921600
C	1382400

3.4.4-Tabla de comandos AT

A continuación, se enlista los comandos de configuración AT para el Bluetooth.

Tabla 7 Tabla de comandos AT para configurar el Bluetooth

COMMAND	FUNCTION
AT	Test UART Connection
AT+RESET	Reset Device
AT+VERSION	Query firmware versión
AT+ORGL	Restore settings to Factory Defaults
AT+ADDR	Query Device Bluetooth Address
AT+NAME	Query/Set Device Name
AT+RNAME	Query Remote Bluetooth Device's
AT+ROLE	Query/Set Device Role
AT+CLASS	Query/Set Class of Device CoD
AT+IAC	Query/Set Inquire Access Code
AT+INQM	Query/Set Inquire Access Mode
AT+PSWDAT+PIN	Query/Set Pairing Passkey
AT+UART	Query/Set UART parameter
AT+CMODE	Query/Set Connection Mode
AT+BIND	Query/Set Binding Bluetooth Address
AT+POLAR	Query/Set LED Output Polarity
AT+PIO	Set/Reset a User I/O pin

3.5-3er etapa de pruebas

En esta tercer etapa, se realizó una investigación de software que nos permitió tener un respaldo y adquisición más profesional de la señal, inicialmente se buscó alguna aplicación por parte del fabricante de la diadema, pero al final se decantó por el uso del software OPENVIBE, el cual es una plataforma de software de código abierto dedicada al diseño, prueba y uso de interfaces cerebro – computadora, que permite crear herramientas y aplicaciones personalizadas, como programas preconfigurados y demostrativos. Con el cual se pudo adquirir tanto la señal procesada como las señales crudas de cada uno de los tipos de señales presentes en un espectro mental conocido, que nos permite trabajar con la señal para su procesamiento y análisis.

Comparación de las señales crudas con el algoritmo de procesamiento de señales embebido en el hardware de la diadema

A pesar de que gracias a los circuitos encuentran en la diadema que nos entregan ya valores procesados de EEG, por medio del circuito EEG : TGAM, que permite obtener la frecuencia de los espectros de EEG, calidad de la señal, señales crudas, y los tres niveles que entrega la diadema ya procesados, Atención, Meditación y Parpadeo.

Su uso es muy útil en juguetes, el control de videojuegos, y dispositivos para mejorar el bienestar y nivel de concentración de las personas, gracias a su bajo nivel de consumo, que permite el uso de una batería portátil común.

Lectura de las señales crudas y procesadas de la ICC en la realización de una actividad cotidiana.

Población experimental objetivo:

Estando realizando la estancia de investigación en el Tecnológico de Monterrey Campus Guadalajara, en el laboratorio de Neurociencias a cargo del Doctor Mauricio Antelis, se solicitó el apoyo de la comunidad Delfín, que se encontraba en estancia de verano de

investigación el cual nos autorizó realizar dichas pruebas y solicito el apoyo de 15 los jóvenes en este momento a su cargo en dicho evento, se solicitaron 10 participantes voluntarios para realizar los experimentos, dichos jóvenes fueron adecuados en el rango de edades para tener unos resultados homogéneos, sus edades oscilaron entre los 19 años a los 23, y en promedio la mayoría con 20 años.

Tiempo de la prueba

Las pruebas llevaron una duración mínima de los 15 a los veinte minutos, en promedio con unos 10 minutos adicionales entre la colocación de los aparatos, la preparación y explicación a cada uno de los participantes y la colecta de datos y su experiencia de las pruebas.

3.5.3.1-Lectura de las señales crudas y procesadas de la ICC en la realización de una actividad cotidiana.



Figura 74 Primer Experimento, acercamiento de los sujetos experimentales a la ICC [93].

Objetivos:

- Colectar las señales electroencefalográficas de la ICC en cada uno de los participantes de manera cómo las procesa la ICC con su sensor e-Sense, los niveles de atención y meditación.
- Colectar las señales electroencefalográficas de la ICC de manera cruda, con apoyo de los módulos de lectura y despliegue de OpenVibe para Neurosky.

- Dar una primera aproximación a los usuarios a las ICC previo a la integración con la interfaz.
- Realizar una reingeniería de las señales para determinar el grado de aproximación de la señal procesada con la verificada.



Figura 75 Imagen de la realización del primer Experimento de ICC [94].

Experimento Inicial con la ICC

Se realizó inicialmente un conjunto de pruebas en sujetos en las edades entre 19 y los 37 años.

En donde inicialmente se les explico un poco del proyecto, se les enseñó como trabajar la diadema y lo que se haría en realidad, que es leer su nivel de atención y relajamiento, como su parpadeo.

El experimento consistió en colocar al sujeto frente a una computadora, con audífonos estereofónicos, el cual se somete a escuchar y ver un conjunto de canciones y videos previamente seleccionados para buscar generar ciertos estados de relajamiento y efusividad, que nos permita por medio de la ICC que permita llevar el nivel de atención y relajamiento, para obtener sus ondas cerebrales en estos estados y poner analizar el comportamiento de la ICC.

En esta etapa inicial, el entrenamiento es básico, a solamente mantenerse haciendo la tarea, evitar manipular la interfaz conectada a su cabeza, sin estar manipulando con sus manos la misma o hacer movimientos que alteren su colocación.

Las canciones seleccionadas fueron:

Tabla 8 Canciones seleccionadas para experimento de EEG

Ronda de Canciones Experimento 1			
Canción	Autor / Estilo	Duración	Foto imagen
Les Étoiles Filantes	Les Cowboys Fringants / Country	4:25	
Rise Up	Yves LaRock - /electrónica	2:52	
La Isla Bonita	Madonna -/pop	4:00	
Zumba	Don Omar -/ Zumba	3:54	
Caribbean blue	ENYA / New Age	3:57	

Nota: Cabe destacar la singularidad con que nos encontramos ante el temor o sospecha de los usuarios de que se les va a leer la mente, y que podemos saber lo que piensan.

3.7-4ta etapa de pruebas

En esta etapa las pruebas realizadas fueron realizadas ya con la Integración de la tecnología, mano, circuito de control y la interfaz cerebro computadora, en sujetos que realizan el control de la mano protética.

Población experimental objetivo:

10 participantes jóvenes entre 19 a 29 años.

Tiempo de la prueba:

La prueba tiene un lapso de 15 minutos. Separada en 3 segmentos de 5 minutos de acuerdo con el diseño de la prueba.

Objetivos de la prueba:

- Validar cualitativa y cuantitativamente el funcionamiento de la prótesis ya integrada con el circuito y la ICC, en el proceso de realizar el agarre
- Familiarizar al usuario en el manejo del sistema durante 5 minutos
- Manejar a voluntad del agarre del protético durante 5 minutos
- Manejar por órdenes del agarre de apertura y cierre del protético durante 5 minutos



3.7.1-Descripción General del Sistema

A continuación, se describirá de manera general como se realizó la integración del sistema y su funcionamiento, en cada una de las partes que lo constituyen para una mejor exposición de lo que implicó el proceso realizado. Que va desde la elección del protético, la evaluación de entre otros modelos y el rediseño requerido, la impresión 3d del nuevo diseño, el trabajo con la interfaz para la etapa inicial de mostrar el nivel de atención con retroalimentación lumínica y finalmente el circuito de control para poner a trabajar todo en conjunto para el agarre.

El sistema completo, constituido de tres partes:

- La ICC.
- La mano protética.
- El circuito de control.

3.7.2-La mano protética

Aquí describiremos cada uno de los componentes del protético seleccionado para el proyecto, desde los materiales, los motores, los cables tensores y otros componentes de sujeción, así como el rediseño de esta que fue requerido.

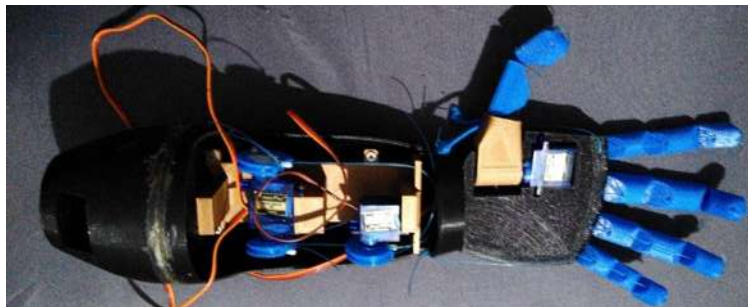


Figura 76 Prótesis Modelo 1 para el control protético. Archivo Personal

3.7.2.1-Comparativa de manos protéticas

En la labor de seleccionar un protético adecuado para nuestras pruebas y que nos permitiera dar paso a la siguiente etapa de implementación, evaluamos varios modelos de protéticos

existentes, para poder elegir uno que se adapte a las necesidades del sistema y que nos permita generar la meta del proyecto. A continuación, se describen los modelos evaluados:

Ciber Beast Hand

Este es un modelo mecánico que sirve para personas que tiene un muñón y cierta movilidad en alguna parte del brazo, que de manera no electrónica les permite tener el movimiento del agarre. Y al requerir que el sujeto tenga una movilidad se descarta para los fines que tenemos, ya que nuestro objetivo es para una persona que ha perdido la extremidad y no tiene forma de realizar el mínimo movimiento mecánico que requiere este modelo.



Figura 77 Protésico modelo Ciber Beast

Flexy Hand 1 y 2

Al igual que la Ciber Beast son modelos mecánicos que apoyan a personas con cierta movilidad en algún muñón o parte del brazo.



Figura 78 Flexy hand protésicos mecánicos

Inmooov

Este modelo de protésico, es una iniciativa de hardware libre, es parte del proyecto del francés Gael Langevin, escultor y diseñador, el cual desde el 2012 comenzó su proyecto de un protésico de mano de hardware libre, y actualmente trabaja en Inmooov el primero robot a tamaño real de fuente abierta, del cual tomamos para evaluar sus brazos, sin embargo el costo de los servos que ocupa el modelo, quedo fuera del presupuesto del proyecto y la

finalidad del tener un protético de bajo costo, ya que cada servo tiene un costo de alrededor de 65 dólares.

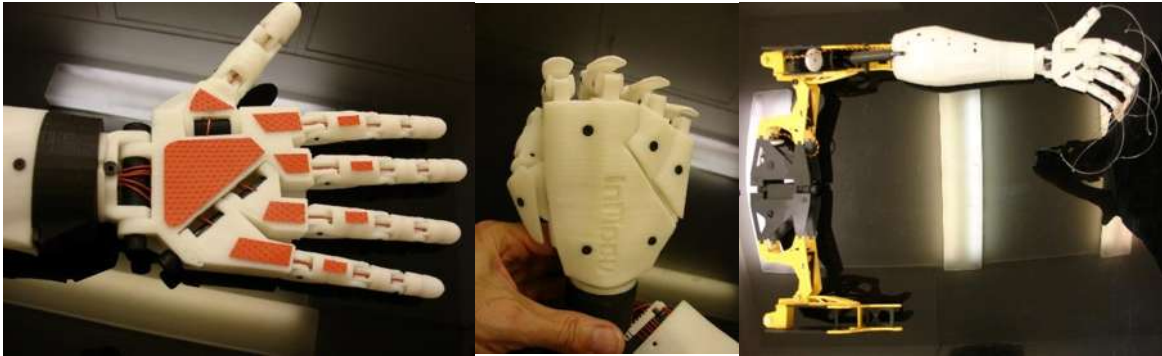


Figura 79 Mano Modelo Inmoov

Brunel de OpenBionics

Este protético de la compañía galardonada de Bristol, Reino Unido, OpenBionics es de Hardware Libre y está diseñada para hobbistas e investigadores, como un modelo base para la enseñanza en el trabajo del diseño de protéticos.

El detalle para implementarla en el proyecto es que es una mano de dimensiones muy grande, que no sirve para una prótesis como la que se busca generar para una persona de manera funcional.



Figura 80 Modelo educativo Brunel de Open Bionics

Humanoid Robotic Hand

Este modelo encontrado en la página de modelos 3d Thingiverse, publicado en formato abierto por su diseñador Ryan Gross, que publico el diseño el 23 de abril del 2017, completamente diseñada para ser impresa en 3d con componentes de bajo costo, como los servomotores SG90, materiales tensores como la hilo de pescar y resorte común de ropa.

Además, que nos ofrece la posibilidad de tener no solo la mano sino el antebrazo completo, en su diseño para resguardar los motores, los tensores y el circuito de control.

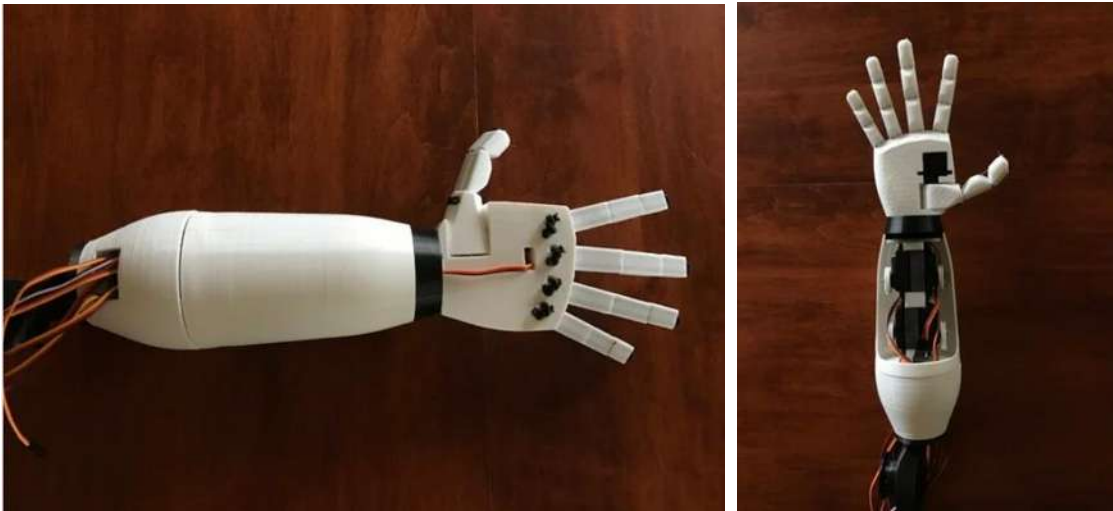


Figura 81 Protésico Humanoid Robotic Hand

Finalmente nos decantamos por el modelo Humanoid Robotic Hand, el cual nos pareció adecuado para las pruebas necesarias con los motores y la interfaz de control con la diadema, ya que, en su modelo inicial, tiene un soporte para estos componentes y sirve para cubrir o simular el antebrazo, y los materiales que requieres son accesibles y económicos.

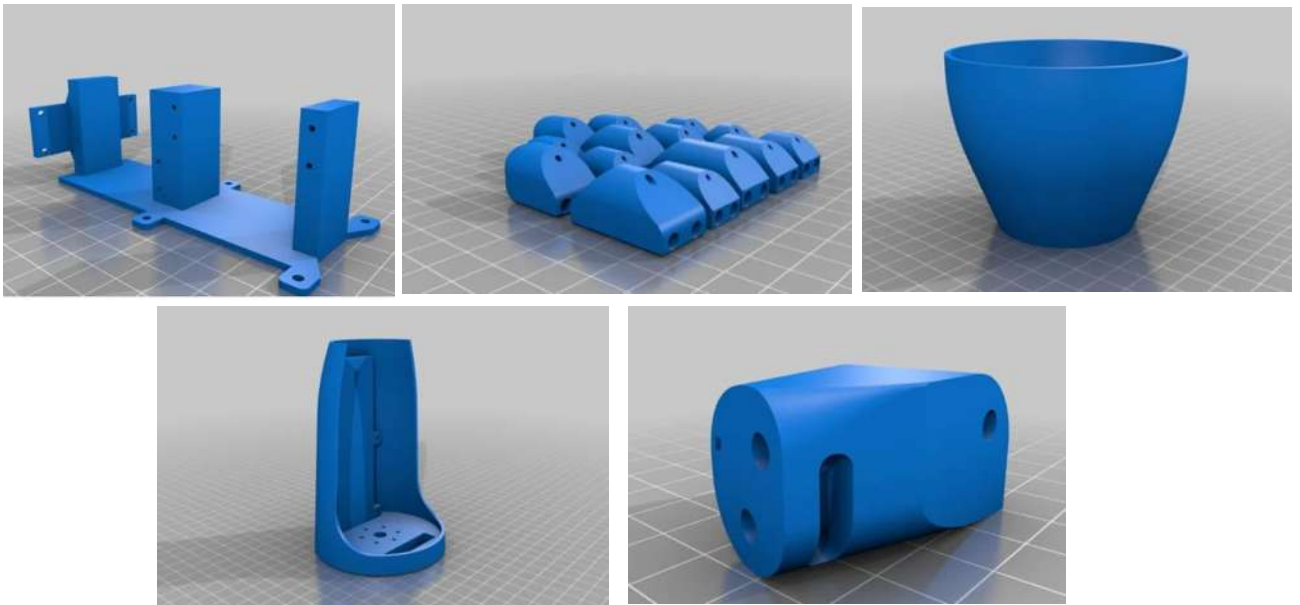


Figura 82 Modelo 3d del protésico Humanoid Robotic Hand

3.7.2.2-Comparativa y elección de materiales

Se compararon las características de los materiales que se podría utilizar en la impresión del protésico que fueron:

Tabla 9 Comparativa de Materiales

Característica/material	PLA	ABS	PETG	NYLON
				
Densidad	1.24g/cm ³	1.04g/cm ³	1.23g/cm ³	1.06-1.14 g/cm ³
Elongación a la rotura	3% al 6%	3% al 75%	4.5 al 180%	50%
Coeficiente de expansión térmica	68 µm/m-°C	90µm/m-°C	60µm/m-°C	95µm/m-°C
Módulo de Young E	3,3 - 3 GPa	1.7 a 2.8 GPa	2.76-4.14 GPa	1.59-3.79 GPa
Temperatura de Fusión	190-220 °C*	220-250 °C	230-250 °C	220-270 °C
Esfuerzo de cedencia	47 - 70 MPa	33 a 110 MPa	53 MPa	103 MPa
Esfuerzo Ultimo	65 MPa	40 MPa	45.8 MPa	40-85 MPa
Temperatura de cama	45-60 °C	95-110 °C	75-90 °0043	70°C – 90°C
Durabilidad	4/10	8/10	8/10	10/10
Rigidez	7.5/10	5/10	5/10	5/10
Precio por KG	10-40 USD	10-40 USD	20-60 USD	25-65 USD
*Ensayo realizado por medio del método descrito en la ISO 1133 [95] Fuente: Simplify3D [96]				

Material elegido

El material seleccionado fue el PLA para la impresión de los prótesis utilizados en la presente investigación, debido a que sus características como el Módulo de Young es más alto que el ABS y el PETG, su esfuerzo último de 65 MPa, aunque es menor que el NYLON, es una buena alternativa por su resistencia mecánica y a un costo más bajo que el NYLON, siendo este último el material más resistente de todos. Por lo que se eligió el PLA ya que cubre los requerimientos de calidad, resistencia y economía, de las restricciones de diseño planteadas.

3.7.4-Diseño final

Para el diseño final en las pruebas se requirió generar un rediseño del soporte de los componentes, inicialmente el modelo contenía 5 servo motores, para cada uno de los dedos y uno para el pulgar colocado en la mano.

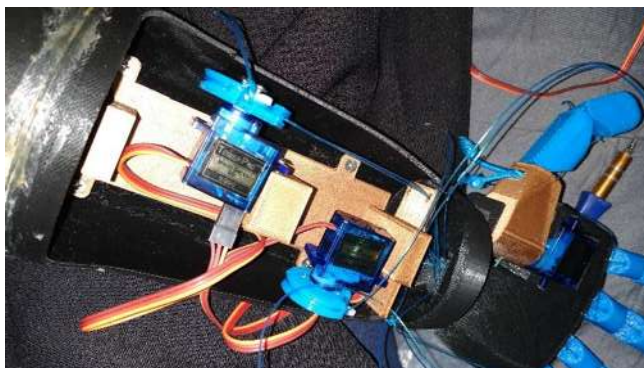


Figura 83 Modelo original de la mano protésica

Al final se modificó el diseño generando un soporte más robusto, permitiendo que la base de los motores sirva como apoyo para resistir los esfuerzos inducidos por los motores, ya que el primer modelo se deformó, rompió el soporte y la base de la mano a la hora de realizar las pruebas preliminares. Se realizó un diseño tomando en cuenta la medida de los servos motores y su distribución, que en el modelo inicial no estaban tan bien proporcionados a los motores seleccionados. Quedando el nuevo modelo con solo 2 motores, uno para los dedos anular y meñique, y el otro para el pulgar, índice y dedo medio facilitando el agarre y disminuyendo el tamaño del prótesis. Véase la figura 1 para ver el detalle de mejora.

Los motores utilizados fueron servomotores MG90 y MG90s (ver figura 79), los cuales tiene un torque de 1.8 kg/cm (4.8V) – 2.2 kg/cm (6V), con una velocidad de giro: 0.1 seg/60° (4.8 V) – 0.08 seg/60° (6V) y un rango rotacional: 180°, contiene una piñonería metálica y su cableado una longitud alambre conector = 25 cm aprox.



Figura 84 Servomotor MG90 y accesorios

Como materiales tensores se utilizaron hilo de pescar, el cual es de NYLON y tiene un Módulo de Young de 0.3×10^{10} N/m², para transmitir la fuerza de tracción de los motores a los dedos y resorte de costura como apoyo en el regreso de las falanges a su posición inicial después de un movimiento de agarre (ver figura 80).

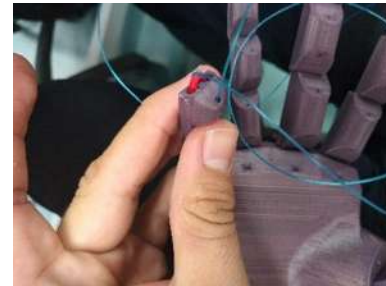


Figura 85 Materiales tensores

Impresión del protético

Ya una vez con el prototipo seleccionado y realizadas las primeras pruebas de impresión, ensamble y funcionamiento, se observaron ciertos detalles en el modelo original que dieron problemas para la implementación final, por lo que se generó un rediseño del mismo y adapto a las necesidades de la solución (ver figura 81), en el diseño final mejoró en grosor de las capas, nivel de relleno, rediseño de los soportes, se optimizo la base donde se posiciona la mano, así como el agregado de imanes de neodimio para evitar agregar una abrazadera o clip

de cierre de la tapa que cubre los motores. El rediseño se realizó en el software Fusión 360 con licencia educativa.



Figura 86 Protético final e inicial

El rediseño se realizó gracias al uso del software con licencia educativa fue fusión 360, que gracias su sencillez de manejo, exactitud y posibilidad de importación de objetos permitió utilizar el modelo original e implementar las mejoras de una forma rápida (ver figuras 82 y 83).



Figura 87 Diseño 3d del protético desarrollado en Fusion 360

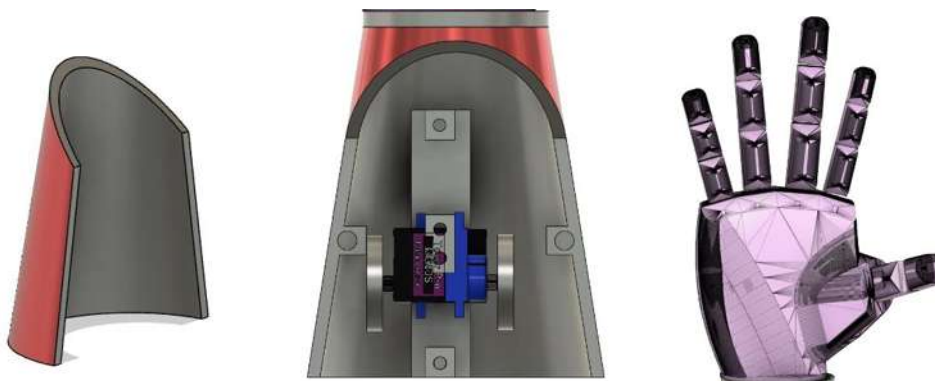


Figura 88 Vista de la mejora del soporte con la tapa con imanes de neodimio

La impresión del nuevo diseño se realizó en PLA de color rojo con una impresora DREMEL, con una duración de 4 horas para el nuevo soporte, y 2 horas para la tapa. Este se imprime durante la estancia dentro de la maestría realizada en el Tec de Monterrey Campus Guadalajara, y gracias al apoyo del Ingeniero Alberto Méndez, encargado del Innovation Gym, el cual capacita a un servidor en el manejo del software de diseño Fusión 360, la impresión 3d en sus equipos y corte laser.

En la figura siguiente observamos el rediseño realizado en los soportes de los 4 motores del antebrazo y se simplificó por dos, el primer rediseño no fue óptimo en el acomodo de los motores por su forma de trabajo, y se mejoró quedando como la figura de la derecha para que cada uno tuviera su espacio.



Figura 89 Modelo de soporte mejorado con impresión 3D a la izquierda versión 2 a su derecha versión 3 con soporte para imanes de neodimio, hecho en impresora 3D DREMEL

La sección mano ya se tenía previamente impresa con una duración de 19 horas en una Ender 3, con un PLA multicolor, esta solo se incorporó en la nueva base, gracias al apoyo del Maestro en ingeniería mecánica Danerick Lemus.

A continuación, mostramos un recorrido del proceso de impresión del protético.



Figura 90 Primeros pasos de la impresión del nuevo soporte

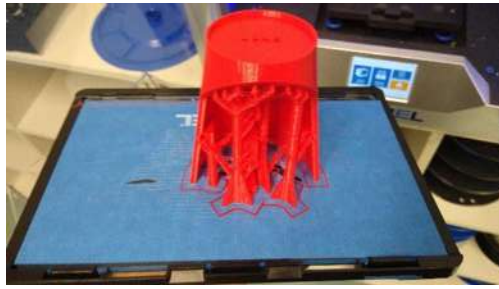


Figura 91 Impresión con soportes para una impresión más precisa de las formas irregulares

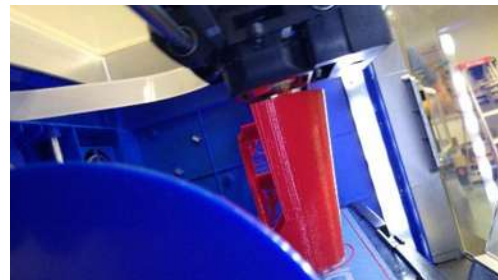
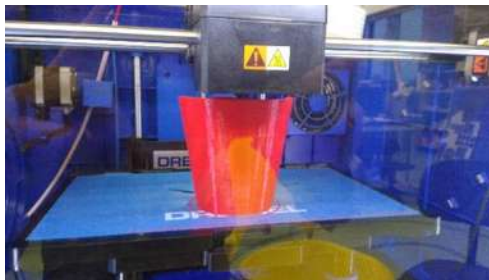


Figura 92 Vista frontal y lateral de la creación del nuevo prótesis

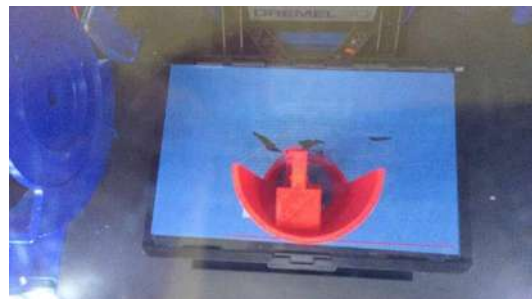
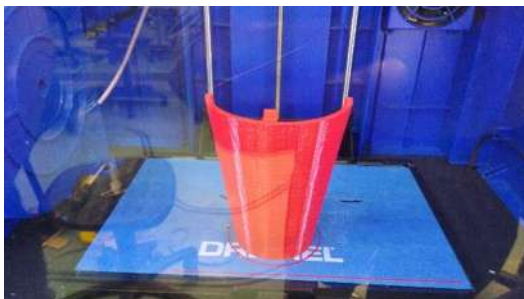


Figura 93 Vista superior de la impresión en un momento de ruptura del filamento

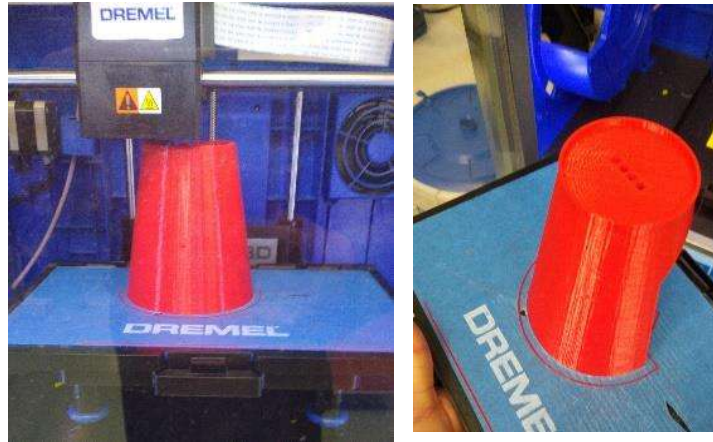


Figura 94 Etapa final de la impresión del soporte con nuevo diseño

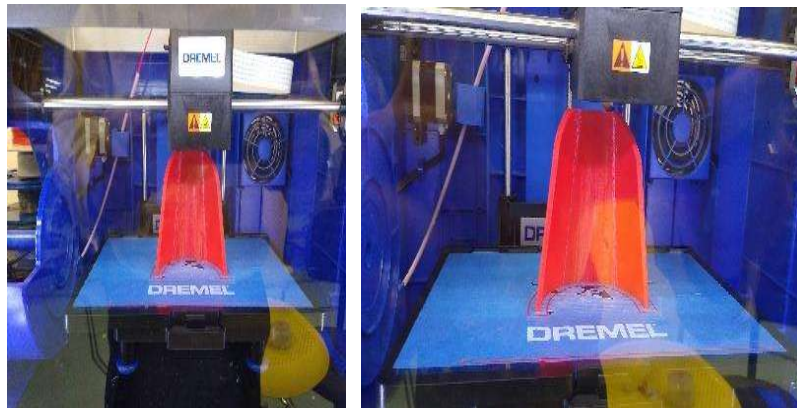


Figura 95 Impresión de la tapa que cubre los motores

Una innovación muy satisfactoria para el proyecto fue la inclusión de los soportes para las tapas de imanes permanentes de neodimio, también conocidos como NdFeB o Neo, que superan en mucho a los imanes comerciales regulares, un imán común de ferrita tiene un rango de remanencia (M_r) de su campo magnético de 0.2 a 0.4 y uno de neodimio 1.0 a 1.4, y evitan usar soportes que se desgastan con el tiempo, manteniendo una buena sujeción de las tapas en el área de los motores, en la siguiente figura vemos el montaje en nuestro protético.



Figura 96 Implementación de imanes de neodimio como cierre en las tapas



Figura 97 Resultado final del ensamble e integración con el circuito

La impresión se realizó con las características siguientes, el diseño original con las que se muestran en la tabla 9 y el rediseño del segundo prototipo que se muestra en la tabla 10.

Tabla 10 Características de producción primer prototipo

Configuración de impresión 3d y características Modelo 1		
Diámetro de boquilla	0.4mm	
Velocidad de impresión	60 mm/s	
Altura de capa	0.25mm	
Densidad de relleno	20%	
Perímetros	3	
Relleno	Honeycomb	
Temperatura del extrusor	200° C	
Temperatura de la cama	50° C	
Impresoras	Dedos	Anet8
	Soportes	Ender 3
Software de generación de código G	Dedos	Repetier
	Soportes	CuraSlicer
Material	PLA	
Tiempo de impresión	16 horas	

Tabla 11 Características de producción del prototipo final de mano protética

Configuración de impresión 3d y características Modelo 2		
Diámetro de boquilla	0.4mm	
Velocidad de impresión	60 mm/s	
Altura de capa	0.25mm	
Densidad de relleno	30%	
Perímetros	5	
Relleno	Honeycomb	
Temperatura del extrusor	200° C	
Temperatura de la cama	50° C	
Impresoras	Dedos	Ender 3
	Soportes	Dremel
Software de generación de código G	Dedos	Cura
	Soportes	Fusion 360 - Dremel
Material	PLA	
Tiempo de impresión	19.5 horas	

3.7.8-El circuito de control.

Normalmente para conectar de ICC se utiliza como intermediario el trabajo de un computador para optimizar la señal de trabajo, y más si va a ser en tiempo real, en nuestro caso, solamente optamos por este esquema cuando queremos tener una lectura de las ondas cerebrales para estudio, pero nuestro circuito puede trabajar directamente con la ICC y servir de intermediario con la mano protésica para el agarre de la misma, ya que actualmente la forma de trabajo y como está configurado nuestro equipo nos lo permite hacer.

Ello permite que no tengamos que realizar mucho trabajo para poder estar en control de nuestro protésico por medio de las señales que manda al ICC.

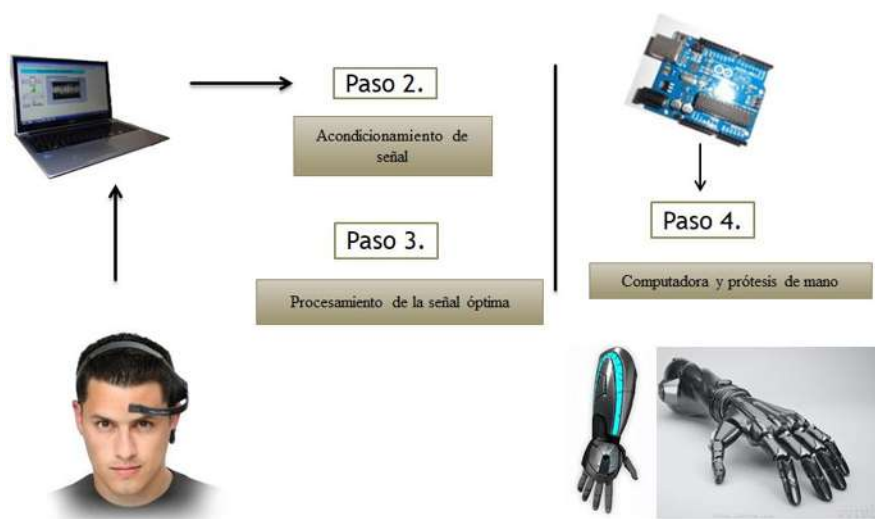


Figura 98 La forma tradicional de interacción con la BCI en trabajos anteriores

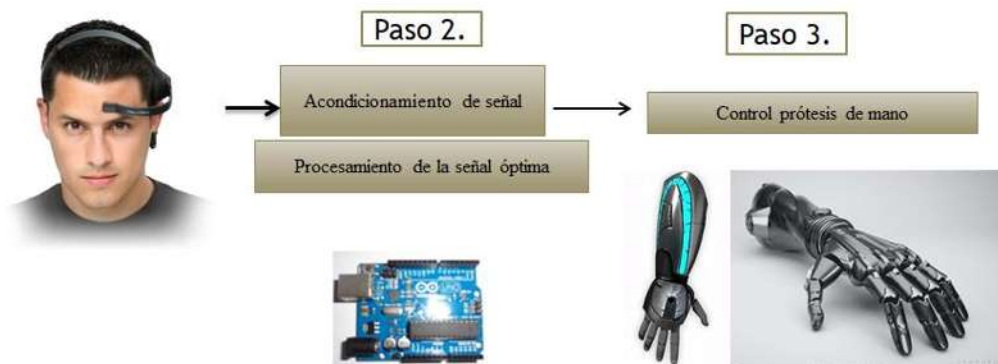


Figura 99 Propuesta de interacción con la ICC, sistema embebido, conectado a la prótesis

Prueba de agarre de la mano protésica ya integrada con la ICC y el circuito de control.

Ya con la integración de la solución final y sus tres partes funcionando, se procedió a generar las pruebas de funcionamiento para verificar el trabajo con los sujetos experimentales que se tenía planeadas.

3.7.9 Manejo de las señales:

En los experimentos se realizó la captura de las señales de la diadema de manera cruda y de manera procesada por la diadema por sensor e-Sense. Con el apoyo del software OpenVibe, ya que tiene bibliotecas o cajas de módulos listas para la interfaz con el circuito de la ICC de Neurosky y poder mostrar los niveles de las señales en tiempo real, durante los experimentos.

Se utilizó el último modelo funcional de la mano protésica simplificado para dicho fin, y el circuito generado aun montado en protoboard, para facilitar algún cambio inmediato para las pruebas.

A continuación, se muestran los resultados obtenidos y el detalle de las pruebas realizadas.

Prueba de agarre de la mano protésica ya integrada con la ICC y el circuito de control.

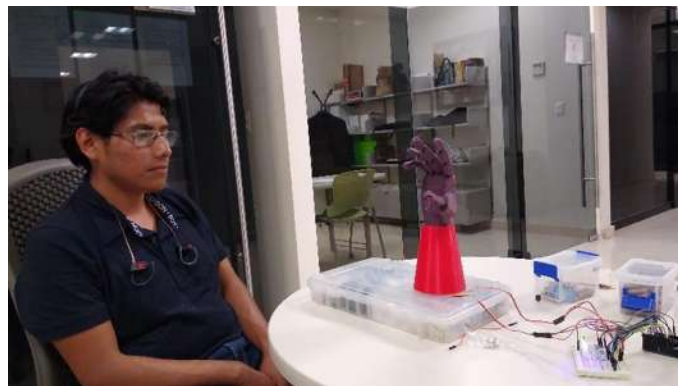


Figura 100 Prueba del agarre de la prótesis [97].

Objetivos:

- Conectar los participantes con la ICC al circuito de control para que controlen el agarre del brazo protésico.

- Mostrarles a los participantes por medio de retroalimentación háptica el nivel de atención y que realicen en tres momentos la prueba de control del del prótesis.
 - De manera libre (5 minutos).
 - De manera controlada (5 minutos, Por solicitud del evaluador).
 - De manera voluntaria (5 minutos).
- Analizar el comportamiento del circuito y el prótesis.



Figura 101 El sujeto muestra su control del agarre [98].

Para el análisis de las señales crudas se usó el algoritmo de regresión lineal llamado también LASSO, con el cual se buscó generar la validación de los resultados de la diadema para verificar la funcionalidad de esta.

El algoritmo de LASSO se implementó en el software R. Este contenido en la librería glmnet creada por los mismos desarrolladores. Se utilizó este tipo de modelo de regresión porque:

“El Método Lasso (Least Absolute Shrinkage and Selection Operator), introducido por Tibshirani (1996) es un método que combina un modelo de regresión con un procedimiento de contracción de algunos parámetros hacia cero y selección de variables, imponiendo una restricción o una penalización sobre los coeficientes de regresión.” [99]

LASSO es un método de regularización que busca evitar la sobre generación de coeficientes largos, por ello usa la norma L1, este método destaca de otros por el hecho de que reduce los

coeficientes no significativos a cero, por medio del desarrollo de una selección de atributos en la regularización.

En las regresiones lineales significa que LASSO minimiza la suma de cuadrados agregados en la norma L1.

El proceso realizado consistió en procesar los datos obtenidos de la diadema por medio del software Openvibe en un archivo de valores separados por comas, el cual se procesa inicialmente para dejar solo los datos limpios y tener los datos crudos, no procesados por la diadema, para cada tipo de onda cerebral, se señalan los datos de mayor importancia para el proceso, en nuestro caso las ondas de alto beta, baja beta, alto alfa y bajo alfa, se limpian los datos procesados de meditación y atención, y se procede a realizar la regresión, generando la semilla de datos a trabajarse, con datos de prueba y de entrenamiento, se separa los datos en una muestra del 75% de manera aleatoria, se hace una secuencia para generar los valores Lambda, con una validación cruzada de datos, de los cuales se identifica la mejor Lambda, se alimenta el modelo con los valores de entrenamiento, y se hacen las predicciones, obteniendo el error más alto absoluto y el error cuadrado más significativos. Con los datos graficamos el historial de residuales, y la gráfica de la regresión para la variable de meditación y de atención.

El algoritmo realiza 10 rondas para encontrar las lambdas de validación cruzada y para tener los valores óptimos.

Capítulo 4 Resultados, análisis y discusión

4.1. Introducción

En el presente capítulo se muestran los resultados obtenidos de los experimentos descritos en el capítulo anterior para cada una de las etapas de esta investigación.

4.2. Primera etapa

Se utilizó para realizar estas pruebas por medio la aplicación incluida con el software de operaciones matemáticas Mindwave Mobile “MATH”, por medio de 10 preguntas de sumas y restas, en donde se midió el número de aciertos, nivel promedio de atención necesaria para poder realizar las operaciones matemáticas.

La población objetivo fueron 6 grupos de 10 individuos de 5 hombres y 5 mujeres de 8 a 40 años divididos en los grupos siguientes:

- Grupo 1 de 8 a 14 años
- Grupo 2 de 15-20 años
- Grupo 3 de 21-25 años
- Grupo 4 de 26-30 años
- Grupo 5 de 31-35 años
- Grupo 6 de 36-40 años

En la siguiente figura se muestra un ejemplo de las señales medidas, así como el resumen de los resultados de la prueba para cada individuo.

Niños

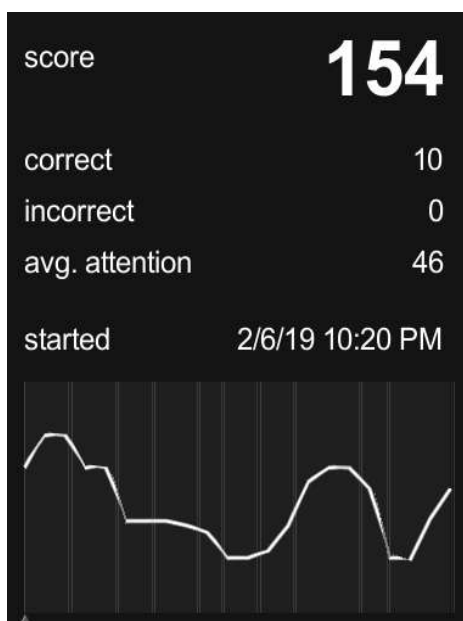


Niñas



Figura 102 Ejemplo grafica obtenida en la primera etapa de pruebas en menores

Adultos Hombre



Adultos Mujer

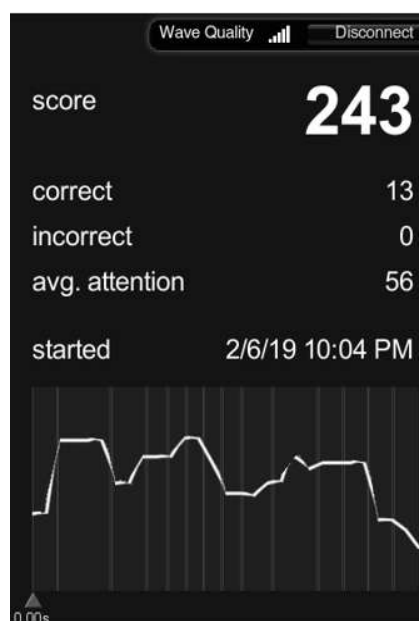


Figura 103 Ejemplo gráfica obtenida en la primera etapa de pruebas en adultos

Los resultados promedio fueron:

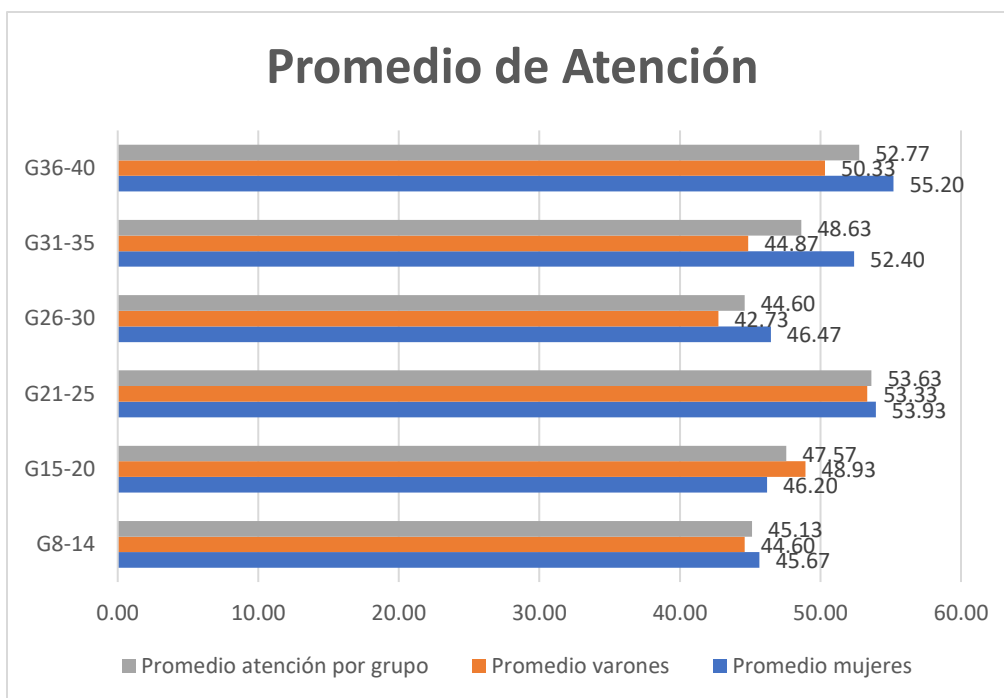


Figura 104 Promedio de atención de 8 a 40 años

En términos generales entre hombres y mujeres no hay mucha diferencia en los grupos previos a los veinticinco años, hay una marcada diferencia en los grupos de veintiséis a cuarenta años.

Tabla comparativa de promedios por categoría

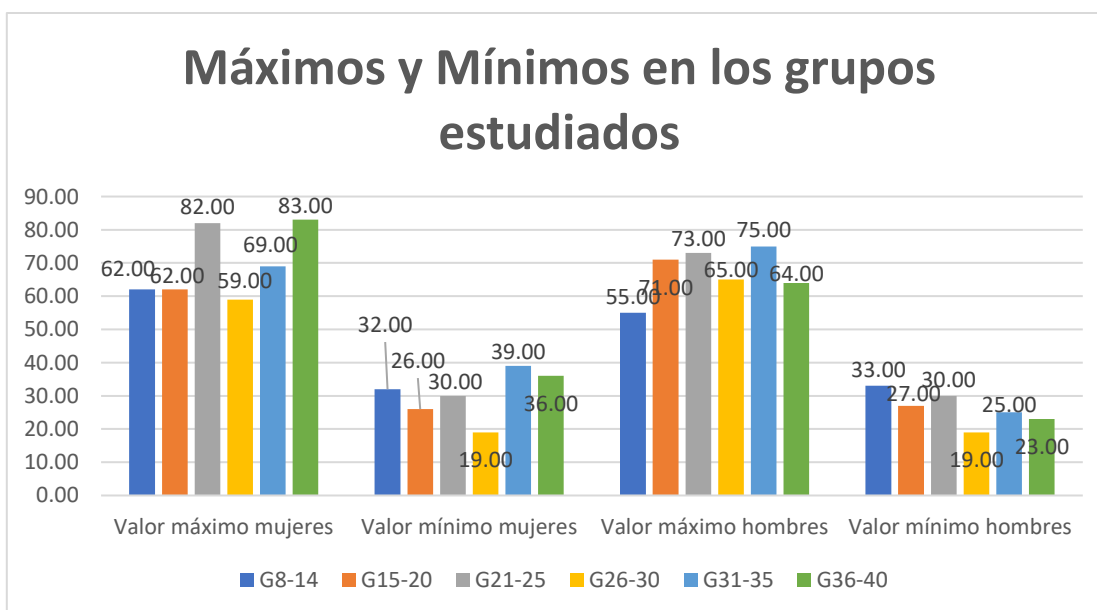


Figura 105 Gráfica de mínimos y máximos en la atención por grupos de edad y sexo

Tabla de desviación estándar



Figura 106 Desviación estándar en todos los grupos

En un artículo de Felipe Torres señala que las diferencias de las señales neuronales son despreciables por sexo, a pesar de ello argumentaba que faltaba experimentación suficiente para sustentar dicha afirmación, en los experimentos realizados podemos aportar a tal hipótesis en donde hay en ciertas edades, como es el grupo de 21 a 25 y en las mujeres de 36 a 40 un aumento del nivel de atención en relación a los hombres, y si se puede confirmar que existe una diferencia menor en la mayoría de los niveles de atención mínimos.

4.3-Segunda Etapa

Los resultados cualitativos fueron favorables, ya que la mayoría de las personas pudieron generar un resultado de la media hacia arriba en el nivel de atención en la integración de la ICC con el circuito de atención con retroalimentación con leds. Se encontró una concordancia entre los niveles indicados lumínicamente de la atención con los reportados en la primera etapa, es decir mediante el software de la diadema.

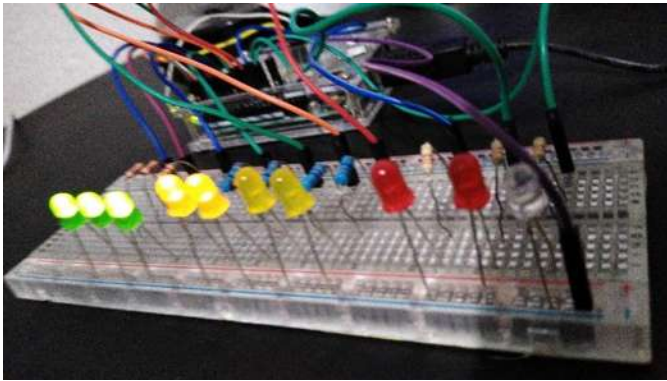


Figura 107 Circuito para medir la atención con retroalimentación lumínica

Otro de los resultados de esta etapa fue la duración de las baterías de la ICC en un periodo de trabajo es de 20-25 minutos, usando una batería alcalina “AAA” de 1.5Volts, y la batería de la carga del circuito USB de 5 voltios que alimenta al Arduino, dependiendo de su capacidad, la usada fue de 1000 mAh, con un consumo aproximado de una hora.

4.4-Tercer Etapa

En las pruebas realizadas a los datos de las lecturas cerebrales por medio del modelo de regresión utilizando el método de LASSO, para los niveles de atención y meditación procesados de la diadema Mindwave2 de Neurosky como datos de control, y la aplicación del método de regresión para los datos crudos de los 8 niveles de ondas cerebrales que lee la diadema con los cuales se llegaron a eso niveles procesados.

En la población de los 10 participantes los resultados del método fueron muy aproximados a los generados por la diadema, lo que permite tener una validación del proceso con una excelente aproximación, para procesar directamente los datos que estamos leyendo y hacer las optimizaciones necesarias para el manejo de las señales crudas y el control del prótesis en caso de ser necesario procesarlas para obtener el nivel de atención y procesamiento.

El proceso de regresión tiene un margen de error de $\pm 10\%$ de los resultados, esto para funciones de lo que requerimos hacer es una diferencia de 13 grados del movimiento de

agarre de la mano por nivel de atención que se llevara a cabo en el control en nuestra siguiente etapa de pruebas.

A pesar de que el modelo no es el más óptimo para realizar el proceso de la señal, pero en nuestro objetivo por validad los valores que realiza la diadema de manera externa, secreto industrial, pero demuestra que podemos desarrollar algoritmo para determinar el nivel de atención y meditación de nuestra investigación, para una implementación futura con tecnología propietaria.

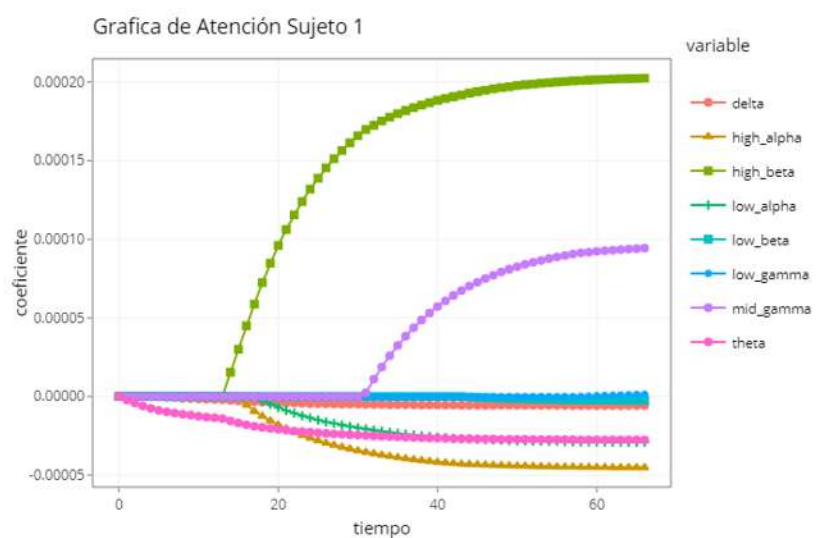


Figura 108 Nivel de atención sujeto 1

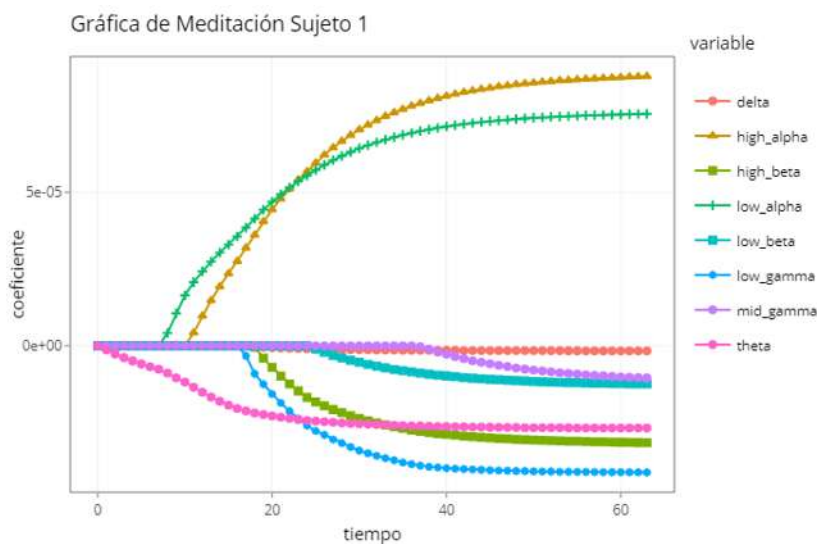


Figura 109 Nivel de meditación sujeto 1

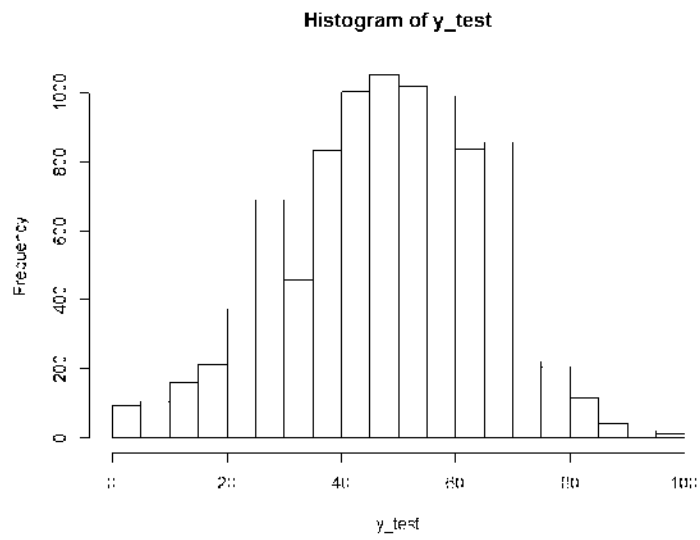


Figura 110 Histograma de la muestra sujeto 1

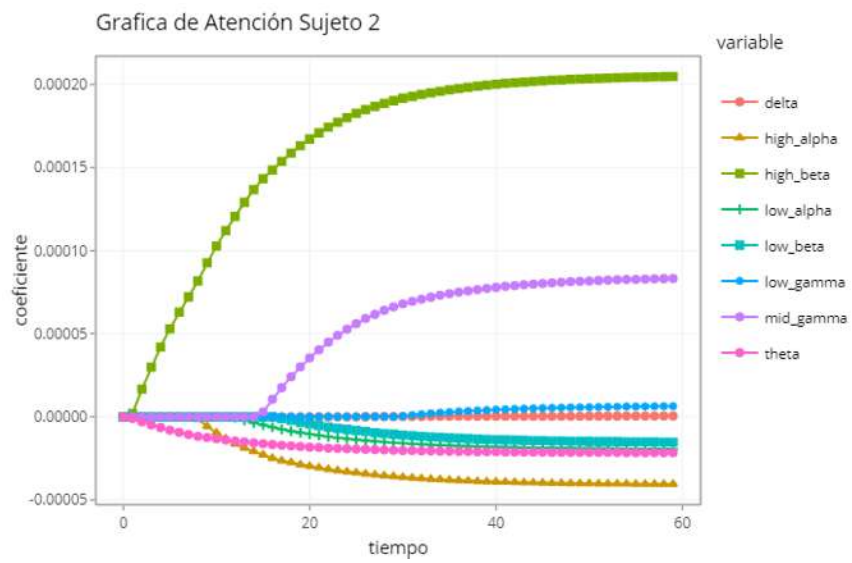


Figura 111 Nivel de atención sujeto 2

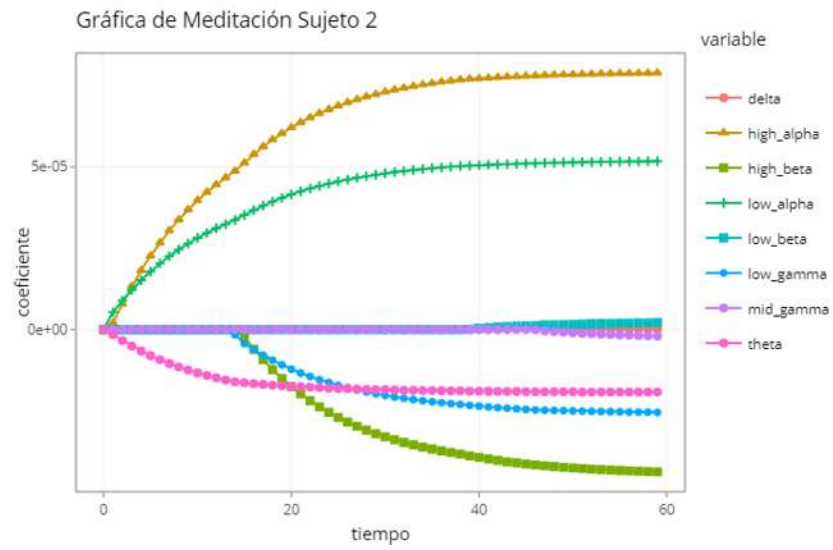


Figura 112 Nivel de meditación sujeto 2

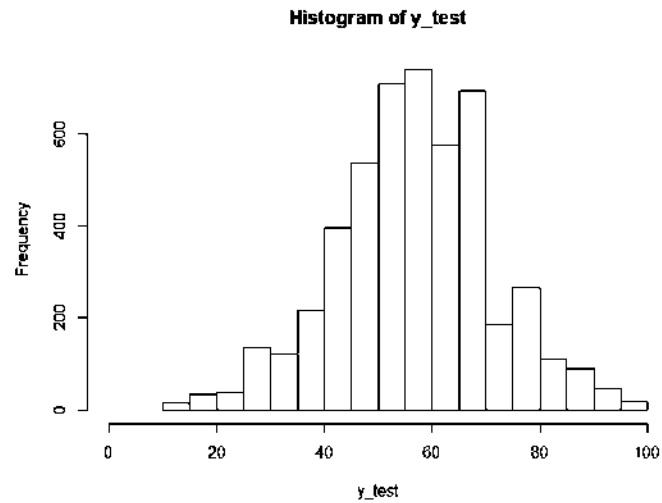


Figura 113 Histograma de la muestra sujeto 2

4.5-Cuarta Etapa

En esta última etapa de pruebas, ya con la integración completa de la ICC, el circuito de control y el protésico con su diseño final, se convocó a 10 personas a realizar el manejo de la mano, donde tanto se realizaron las lecturas de su nivel de atención, como el grado de movimiento de la mano, y de manera cualitativa se observó el funcionamiento de esta con los sujetos de prueba.

En la primera parte del experimento se les dieron 5 minutos para poder familiarizarse con el sistema, así mismo el sistema se entrena para conocer el sujeto de prueba con las primeras lecturas y ajustar su nivel de trabajo al del usuario en turno, la ICC conoce el nivel del usuario y se adapta a él. Cabe señalar que dichos sujetos ya habían sido sometidos a la prueba de la etapa tres y conocían del funcionamiento de la prueba.

En la segunda parte del experimento en otros 5 minutos se le pide al sujeto que a voluntad realicen el movimiento del agarre, concentrándose en mantener su nivel de atención.

En la tercera parte del experimento se les solicita a los sujetos que realicen en movimiento a solicitud del evaluador.

El equipo ya sometido a la integración tuvo un reflejo acertado del grado de apertura y cierre del agarre de la mano, a ciertos sujetos les tomo más tiempo acoplarse, a algunos de los participantes en ciertos momentos el circuito generó una falla de conexión, y a otros se les bloqueó, pero al final la mayoría pudo ver funcionar la mano protésica con el nivel de atención reflejado en el movimiento.

Algunos de los participantes en la fase de movimiento a voluntad, para generar la apertura de la mano se ponían en modo de meditación y cerraban incluso los ojos, como se puede ver en la figura 83.

A una de las participantes les fue muy sencillo llevar a cabo la tarea de agarre y relajación de la mano, cuidando el nivel de agarre, como se puede ver en la figura 82, el agarre fue muy significativo ya que a voluntad abría y cerraba la mano con notable facilidad.

Otro de los participantes destacó en su control al pedirle la actividad de agarre por solicitud tanto para abrir como cerrar la mano, con relativa facilidad lo lograba en poco tiempo ver figura 83.



Figura 114 Alumna Delfín en su ejercicio de cierre y apertura



Figura 115 Alumno Delfín en el manejo de agarre y cierre



Figura 116 Alumno Delfín en el periodo de apertura de la mano protésica



Figura 117 Alumno Delfín conectado al sistema

Los datos capturados en esta etapa fueron ya capturados por medio del circuito de control, con un Arduino y enviados a la computadora por el puerto serie para su posterior evaluación.

Vemos de forma cuantitativa las siguientes gráficas para el experimento generado de integración, donde se ve el comportamiento del Angulo del prostético y el nivel de atención del sujeto.

El prostético cuenta con sus servomotores que tiene un grado máximo de 180 grados de los cuales utilizamos un grado de 130 para la prueba, evitando sea destructivo para algún objeto que este presionando.

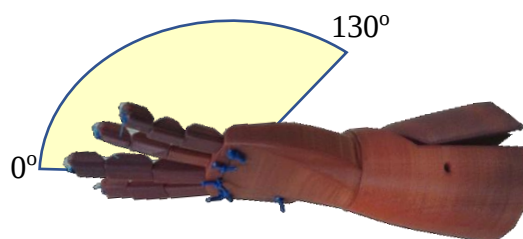


Figura 118 Mano en reposo

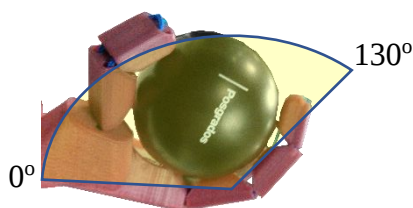


Figura 119 Mano en el Angulo de agarre



Figura 120 Sujeto8 en el ejercicio de control del prostético

A continuación, mostramos las gráficas más significativas para de las pruebas realizadas, en cada una de las etapas del experimento:

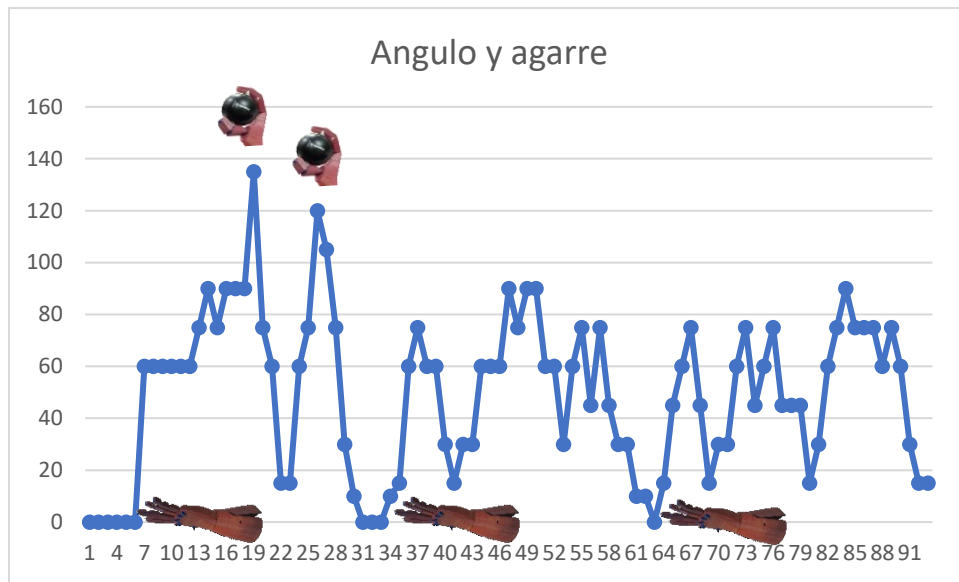


Figura 121 Grafica del ángulo y agarre etapa 1

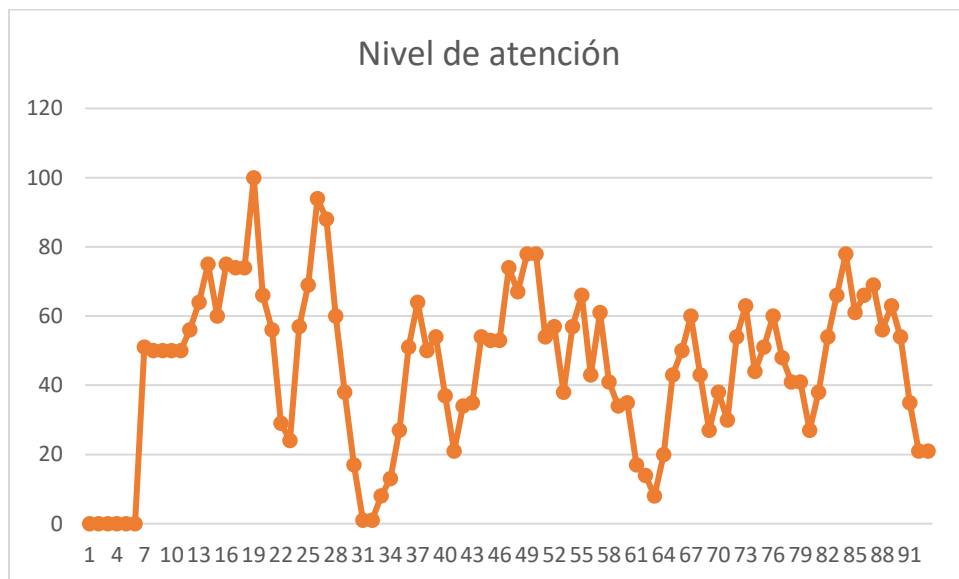


Figura 122 Grafica del nivel de atención etapa 1

En esta grafica de la primera parte del experimento vemos el comportamiento libre de como el usuario puede realizar el agarre en dos momentos y se mantiene completamente relajado en tres ocasiones mientras se familiariza con el prótesis.

Se refleja una leve desconexión al comienzo de la prueba en el inicio de las lecturas, entre la diadema y el circuito, pero se normaliza la conexión durante el experimento, lo cual nos permite conocer la estabilidad del circuito en el tiempo de la prueba, y como el usuario se comporta en su primer uso del sistema integrado.

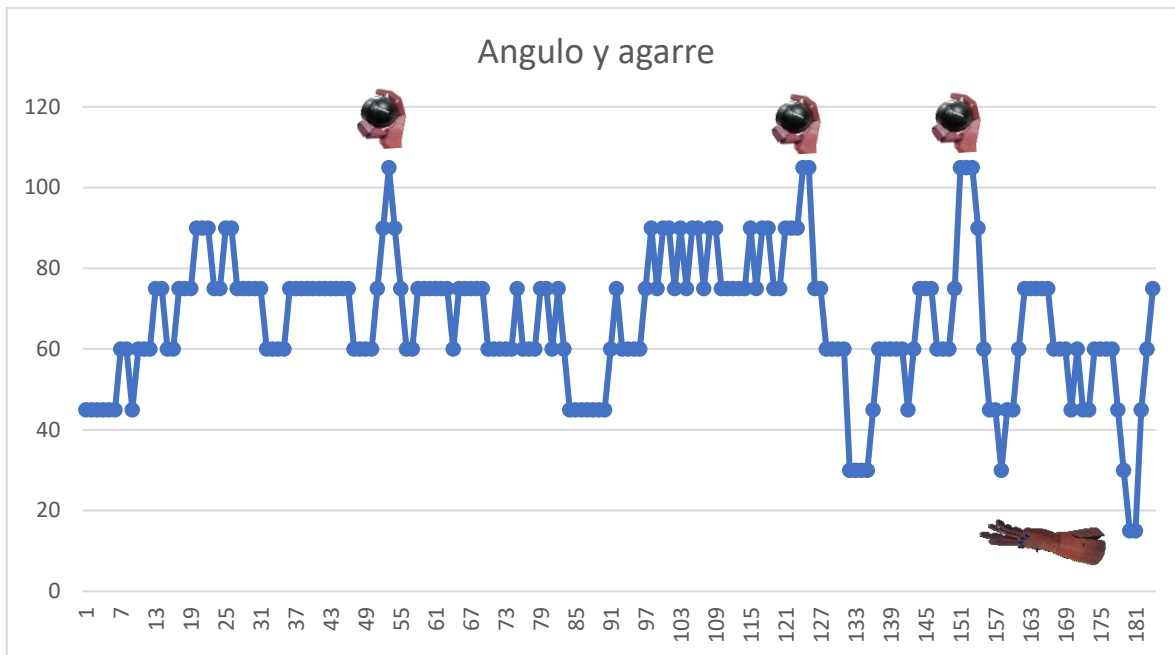


Figura 123 Grafica del ángulo y agarre etapa 3

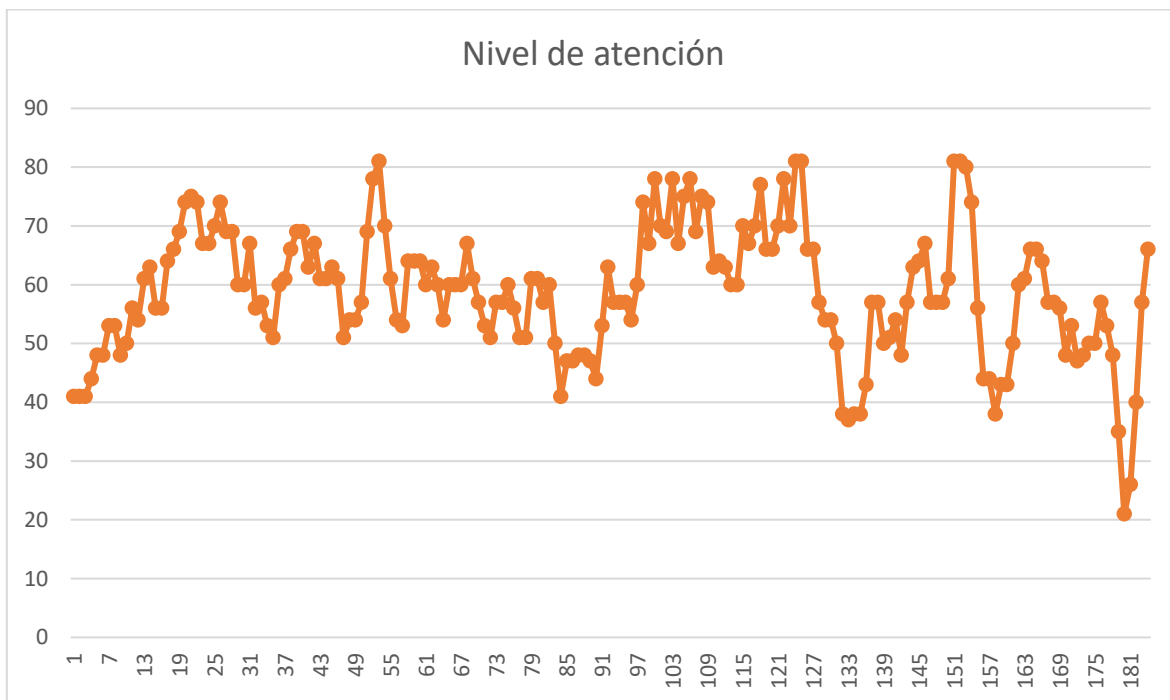


Figura 124 Grafica del nivel de atención etapa 3

En la tercera etapa del experimento el usuario se le pidió generar a ordenes el agarre de la mano y vemos como logra en tres ocasiones con su respectivo grado de relajamiento, podemos ver como se relacionan los niveles de atención, en la segunda gráfica, con los picos de cuando el movimiento de la mano se genera, en la primera gráfica.

En este otro caso, el sujeto femenino es destacado el fallo inicial de la conexión y la generación de la señal cerebral, posteriormente se pudo realizar la conexión y se ve el agarre que hace el sujeto experimental, mismo que le costó trabajo en la etapa inicial ya que no pudo tener el agarre desde un inicio, ya en la segunda etapa mejoro un poco el agarre pero sin llegar a ser sumamente significativo en el número de eventos que logro realizar el agarre ya que solo pudo tener un agarre completo una vez, y finalmente tuvo un mejor éxito en el agarre a voluntad, con dos logros de tener un agarre completo a solicitud verbal del investigador.



Figura 125 Grafica del ángulo y agarre etapa 1

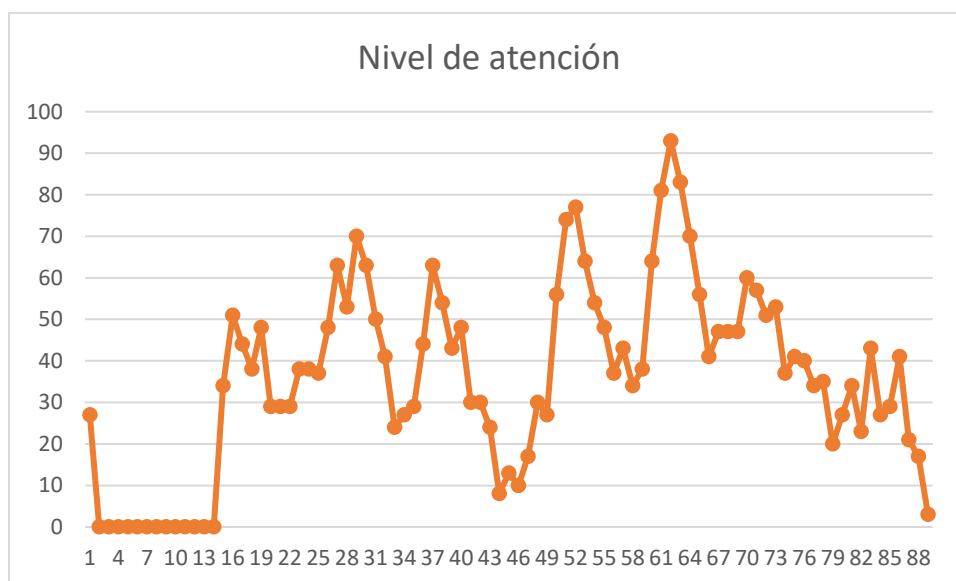


Figura 126 Grafica del nivel de atención etapa 1

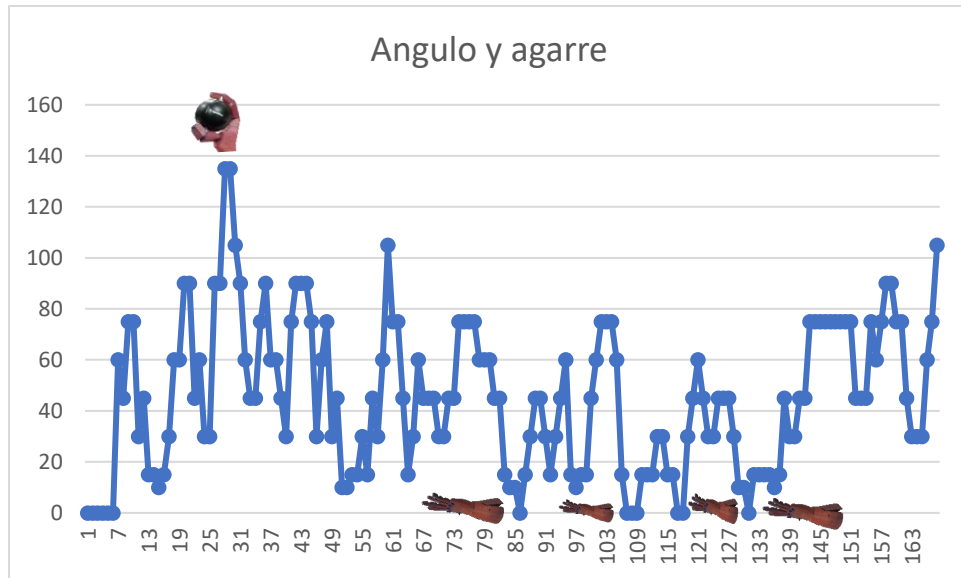


Figura 127 Grafica del ángulo y agarre etapa 2

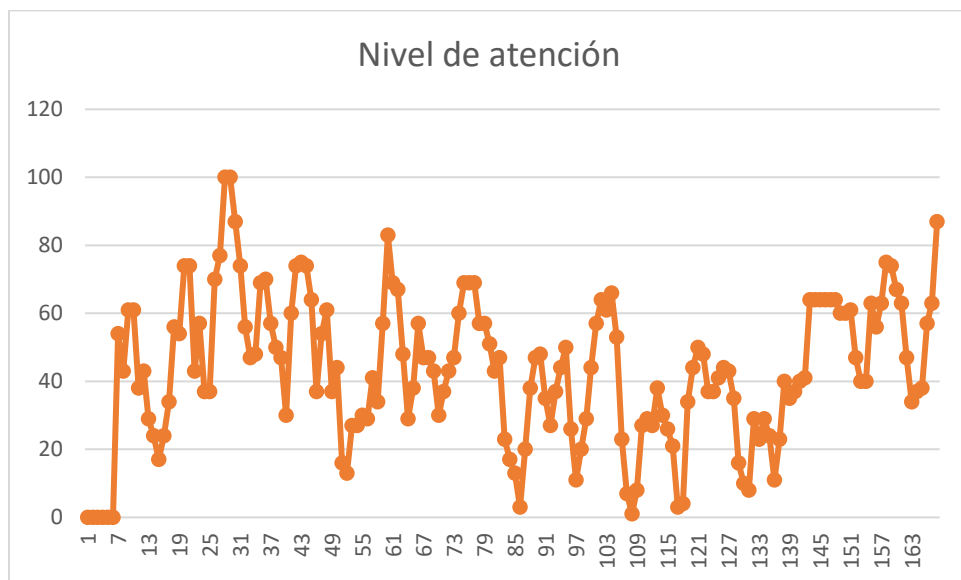


Figura 128 Grafica del nivel de atención etapa 2

Segunda etapa sujeto femenino

En esta segunda etapa destaca una falta de atención para hacer el cierre total de la mano, solo una ocasión se logró el agarre, y variación muy alta de los niveles de atención tendientes a la baja por que en general esta persona describe niveles de relajación altos, se pueden apreciar 4 veces que la mano regreso a la posición abierta, vea la gráfica del ángulo.

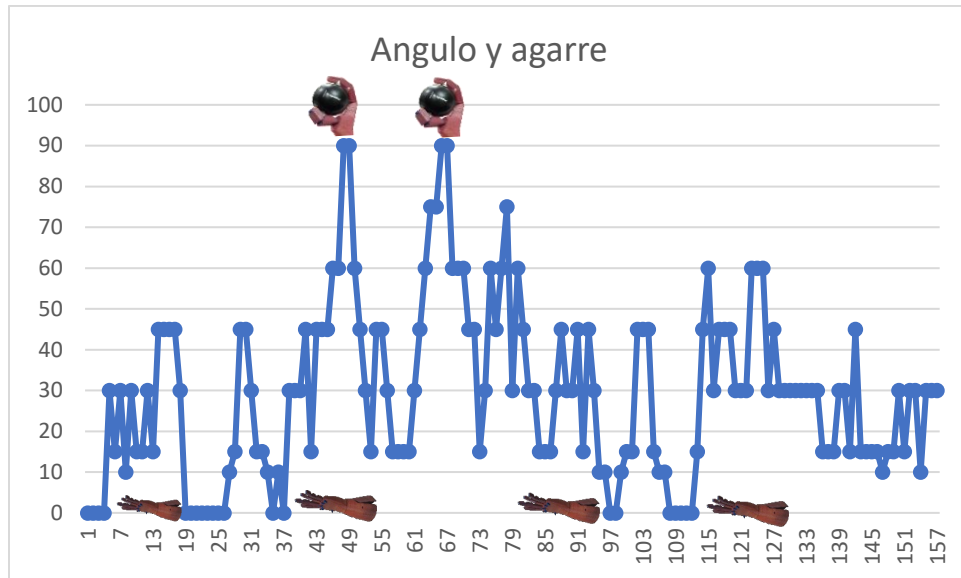


Figura 129 Grafica del ángulo y agarre etapa 3

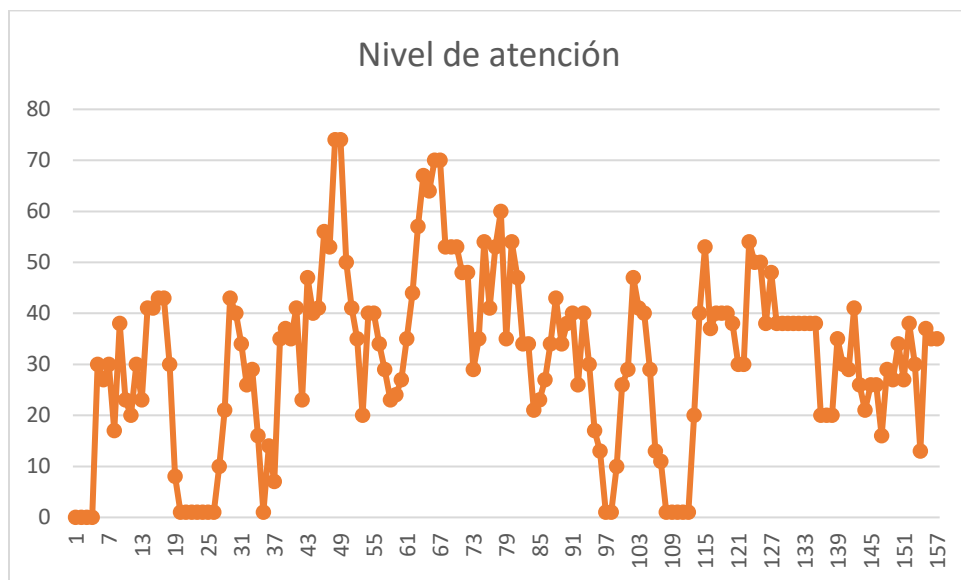


Figura 130 Grafica del nivel de atención etapa 3

Es así como concluimos esta parte de experimentos con la satisfacción de observar que la integración ha sido funcional para los propósitos de la investigación, dejando también la posibilidad a mejoras del funcionamiento.

Mejoramientos tales como los motores para tener un manejo más estable y suave de su movimiento, también la programación del movimiento con mejores algoritmos que permitan tener un tránsito entre movimientos de manera óptimo de acuerdo con el cambio de control que el usuario solicita, y dando así un funcionamiento más natural y amigable del protésico.

Cabe destacar la observación hecha por el Doctor en Mecánica Joel Huegel West, del Tec de Monterrey y líder en biónica del Campus Guadalajara, de agregar dos motores más para

generar el movimiento de músculos antagonistas y agonistas con los motores existentes y mejorar el movimiento de agarre.

Conclusiones

En el trabajo realizado pudimos ver que las tecnologías una vez incorporadas podemos darle una funcionalidad diferente, las cuales pueden apoyar a mejorar la calidad de vida de las personas.

Concluimos que, SI se cumplió nuestra hipótesis ya que se puede estudiar las señales cerebrales, usando una interfaz cerebro computadora y conectarlas a un circuito de control para poder tener el agarre de una mano protética.

La generación de una prótesis permitió incorporar los conocimientos adquiridos en la maestría y generar este prototipo para integrarlo con la ICC, garantizando la durabilidad y funcionalidad, tanto para la electrónica como para el uso por el usuario.

La incorporación de la Interfaz Cerebro Computadora (ICC) nos permitió entre uno de los beneficios poder con una bajo costo, y aunque al tener un solo sensor, lo que limita las características de lectura de patrones, áreas y otros elementos de análisis, permite entrenar a las personas en el manejo de prótesis, como es la mano, con lo cual se abre un mundo de futuras aplicaciones en el manejo y control de otros dispositivos, así como la generación de otros dispositivos que pueden mejorar la ICC por ejemplo, un dispositivo de mayor cantidad de electrodos, que permita junto con investigación la medición directa del área motriz de la intención de movimiento y no solo una interpretación de la atención con la lectura de ondas cerebrales.



Figura 131 Ejemplo de mejora kit de gorra con 21 canales EEG de open BCI [56].

La evaluación realizada permitió ver el desempeño real de la ICC, corroborar con la señal cruda y verificar que realmente estamos teniendo un nivel de atención y meditación leído. La realización de los experimentos y pruebas experimento permitió revisar la capacidad e incorporar la ICC en la vida real, analizando el desempeño de esta en una actividad regular y resolver el alcance de la efectividad del equipo, con el manejo de diferentes personas.

Acciones de difusión realizadas

Durante el desarrollo del presente trabajo se realizaron varias presentaciones de los avances, entre ellos los 4 seminarios de titulación de la maestría.

Y otras actividades entre las que destacan:

- Participación como ponente en el Academia Journals Morelia 2018.
- Participación en el Tianguis de la ciencia abril 2018.
- Participación en Ponencia Magistral en 7mo encuentro de Mecatrónica en el Tecnológico de Ciudad Hidalgo con la ponencia de las ICC en la ciencia.
- Participación en el 8vo Simposio Internacional de Bioingeniería 2018 como ponente y apoyo en la organización. Noviembre 2018.
- Invitación Mesa de discusión “SMART CITIES” - UCLA 14 DIC 2018.
- Participación en el Tianguis de la ciencia abril 2019.
- Participación en una estancia de investigación del 1 marzo al 31 de agosto de 2019 en el Tecnológico de Monterrey Campus Guadalajara, en el laboratorio de Neurociencias a cargo del Dr. Mauricio Antelis.
- Participación en el 9vo Simposio Internacional de Bioingeniería 2019 con poster, y apoyo en la organización. 7-8 noviembre 2019. Ganando 3er lugar en poster. 🏆
- Participación en el Inovation Fest 2020 del 12 al 13 de marzo, en el recinto ferial de Morelia, Michoacán, con stand mostrando la integración de la interfaz en conjunto con el equipo de mecatrónica Ek Chuah.
- Participación en el INCmtty 2020 del Tec de Monterrey llegando a la final con el proyecto y equipo “Power Hands” -Live your life without limits -.

Bibliografía

- [1] The Nemours Foundation, “Electroencefalograma (para Padres) - Nemours KidsHealth,” 2019. [Online]. Available: <https://kidshealth.org/es/parents/eeg-esp.html>. [Accessed: 05-Dec-2019].
- [2] J. Vrendenbregt, G. Rau, and Housh, “Surface eletromyography in relation to force, muscle length and endurance.,” *New Dev. Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, pp. 607–622, 1973.
- [3] E. Delgado, “MSA Análisis del Sistema de Medición | SPC Consulting Group,” 30 octubre, 2017. [Online]. Available: <https://spcgroup.com.mx/msa/>. [Accessed: 05-Dec-2019].
- [4] Arduino Foundation, “Arduino - Sketch,” 2019. [Online]. Available: <https://www.arduino.cc/en/Tutorial/Sketch>. [Accessed: 05-Dec-2019].
- [5] E. García Cossio and G. G. Gentiletti, “Interfaz Cerebro Computadora Basada en el potencial relacionado con eventos p300: análisis del efecto de la dimensión de la matriz de estimulación sobre su desempeño,” *Rev. Ing. Biomédica*, vol. 2, pp. 26–33, 2008.
- [6] “Afasia: MedlinePlus en español.” [Online]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/aphasia.html>. [Accessed: 23-Feb-2020].
- [7] “Somatotopía - Definición - CCM Salud.” [Online]. Available: <https://salud.ccm.net/faq/21480-somatotopia-definicion>. [Accessed: 25-Feb-2020].
- [8] E. J. Arroyo and S. S. Scherer, “On the molecular architecture of myelinated fibers,” *Histochemistry and Cell Biology*, vol. 113, no. 1. Springer, pp. 1–18, 2000.
- [9] “Definición de frecuencia cardíaca - Diccionario de cáncer - National Cancer Institute.” [Online]. Available: <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionario/def/frecuencia-cardiaca>. [Accessed: 03-Mar-2020].
- [10] “Señales y sistemas estocásticos - Monografias.com.” [Online]. Available: <https://www.monografias.com/trabajos104/senales-y-sistemas-estocasticos/senales-y-sistemas-estocasticos.shtml>. [Accessed: 03-Mar-2020].
- [11] A. Von Hopffgarten, “Historia de la Neurociencia,” *Mente y Cereb.*, p. , 2015.
- [12] J. V. Ponce Jurado, “Artículo Científico - Implementación de una interface cerebro - computador para la detección de posición con la ayuda de las señales eeg.,” 2014.
- [13] “Ilustración Potencial eléctrico corteza cerebral de un conejo.” .
- [14] N. Palacios Sanchez, Leonardo Dr (Facultad de Medicina Universdiad del rosario, “Breve historia de la bioinformáticaHistoria y avances de la Electroencefalografia (EEG) | blog_invanep. (n.d.). Retrieved February 16, 2020, from https://invanep.com/blog_invanep/historia-y-avances-de-la-electroencefalografia-eeg,” *Colomb. Med.*, vol. 39, no. 1, pp. 117–120, 2008.
- [15] “Ilustración ECG de una rana.” 2020.
- [16] H. Berger, “Über das Elektrenkephalogramm des Menschen,” *Arch. Psychiatr. Nervenkr.*, vol. 87, no. 1, pp. 527–570, Dec. 1929.
- [17] “Ilustración Primer EEG Berger.” .
- [18] E. D. Adrian and B. H. C. Matthews, “The interpretation of potential waves in the

- cortex,” *J. Physiol.*, vol. 81, no. 4, pp. 440–471, Jul. 1934.
- [19] “Ilustración EEG niño de 6 años con ausencias en presencia de epilepsia.” .
 - [20] “Historia y avances de la Electroencefalografía (EEG) | blog_invanep.” [Online]. Available: https://invanep.com/blog_invanep/historia-y-avances-de-la-electroencefalografia-eeg. [Accessed: 16-Feb-2020].
 - [21] Valuna, “Acta de la Sesión del 4 de marzo del 2015 Academia Nacional de Medicina,” 2015.
 - [22] “Ilustración Mano Open Bionics adulto.” .
 - [23] BBC MUNDO, “La mano robótica que ganó los prestigiosos premios Dyson - BBC News Mundo,” 2015. [Online]. Available: https://www.bbc.com/mundo/noticias/2015/08/150825_tecnologia_manorobotica_premios_dyson_mes. [Accessed: 25-Feb-2020].
 - [24] “Ilustración Open Bionics 3d Printed Hand.” .
 - [25] “Web of Science - Clarivate Analytics.” [Online]. Available: <http://www.wokinfo.com/>. [Accessed: 23-Apr-2018].
 - [26] “Ilustración Cerebro Humano.” .
 - [27] “Las partes del cerebro humano y sus funciones.” [Online]. Available: <https://www.unprofesor.com/ciencias-naturales/las-partes-del-cerebro-humano-y-sus-funciones-2855.html>. [Accessed: 29-Feb-2020].
 - [28] “Ilustración Mielina en una neurona.” .
 - [29] “Principios de anatomía fisiología e higiene: educación para la salud - Gilberto Gutiérrez Cirlos, Gilberto Gutierrez - Google Libros.” [Online]. Available: https://books.google.com.mx/books?id=-KI68T_8d24C&printsec=copyright&hl=es&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false. [Accessed: 01-Mar-2020].
 - [30] “Partes del cerebro. Anatomía del cerebro humano.” [Online]. Available: <https://www.cognifit.com/es/partes-del-cerebro>. [Accessed: 29-Feb-2020].
 - [31] J.-F. Dortier and J.-P. Changeux, “El cerebro y la complejidad,” *Ciencias Soc. y Educ.*, vol. 5, no. 10, pp. 221–226, Dec. 2016.
 - [32] Psicoactiva.com, “Ilustración Lobulo parietal.” psicoactiva.com, 2020.
 - [33] “Ilustración Especialización Hemisferios Cerebrales.” .
 - [34] S. Simon, *The brain : our nervous system.* .
 - [35] “Ilustración Encefalo y sus etapas de desarrollo en el embrión.” .
 - [36] “Ilustración Etapas posteriores al embrio del desarrollo cerebral.” .
 - [37] “Lóbulos cerebrales: funciones y características - Lifeder.” [Online]. Available: <https://www.lifeder.com/lobulos-cerebrales/>. [Accessed: 26-Feb-2020].
 - [38] “Ilustración Lóbulo Frontal.” .
 - [39] “Ilustración Lóbulo Occipital.” .
 - [40] “Ilustración Lóbulo Temporal.” .
 - [41] Psicoactiva.com, “Ilustración Cerebelo Humano.” psicoactiva.com, 2020.
 - [42] J. Carreño Urrutia, “Ilustración Electrodo G-tec humedecido y gel.” Guadalajara, 2019.
 - [43] “Cognitive Computing – ICCC 2019: Third International Conference, Held as ... - Google Libros.” [Online]. Available: https://books.google.com.mx/books?id=5fedDwAAQBAJ&pg=PA204&lpg=PA204&dq=nuñez+2019+eeg&source=bl&ots=uNhy8VJ7x6&sig=ACfU3U1NxL6FyiBRcBI_I2r-q5sO5DfQ&hl=es-419&sa=X&ved=2ahUKEwinn6X79fnnAhVMMqwKHSFiD-

- kQ6AEwBnoECAkQAQ#v=onepage&q=nuñez 2019 eeg&f=false. [Accessed: 01-Mar-2020].
- [44] “Electrodos húmedos, secos, activos y pasivos. ¿Qué son, y cuál elegir?” [Online]. Available: <https://www.brainlatam.com/blog/electrodos-humedos-secos-activos-y-pasivos.-¿que-son-y-cual-elegir-412>. [Accessed: 29-Feb-2020].
 - [45] “Ilustración Electrodo pasivo Mindwave mobile 2 de Neurosky.”
 - [46] “Ilustración de electros pasivo humedo, activo humedo y activo seco.” 2017.
 - [47] “Ilustración de las señales por tipo de electrodo.” .
 - [48] R. Barea Navarro, “Electroencefalografo - Apuntes de Electromedicina Xavier Pardell.” [Online]. Available: <http://www.pardell.es/electroencefalografo.html>. [Accessed: 25-Jul-2018].
 - [49] “Ilustración Electrodo de Baño de oro.” .
 - [50] “Ilustración Electrodo basal.” .
 - [51] “Ilustración Electrodo quirurgico de aguja.” .
 - [52] J. Carreño Urrutia, “Ilustración Electrodo seco.” 2018.
 - [53] M. G. ALMA ROSA, “Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo Julio 2008,” Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, 2008.
 - [54] “Ilustración Electrodo cerebrales invasivos.” .
 - [55] “Ilustración Neuro granos.” .
 - [56] “Ilustración Gorro neurosky.”
 - [57] “Ilustración Electromiografía.” .
 - [58] R. rubio (Universidad de M. Rafael, “Aplicaciones de las señales electromiográficas,” 2008. [Online]. Available: <http://www.encuentros.uma.es/encuentros53/aplicaciones.html>. [Accessed: 27-Feb-2020].
 - [59] “Bionic Heroes - Open Bionics.” [Online]. Available: <https://openbionics.com/bionic-heroes/>. [Accessed: 28-Feb-2020].
 - [60] “Ilustración Brazo Niño Open Bionics.” .
 - [61] I. BASTIÁN CHIMAL, “DESARROLLO DE UNA API PARA EL DISPOSITIVO MYO,” Veracruz, 2017.
 - [62] “Ilustración Brazalete MYO.” .
 - [63] “Ilustración Sensor Mioeléctrico sen0708.” .
 - [64] “Ilustración señal ECG.” .
 - [65] “Cómo leer e Informar un Electrocardiograma.” [Online]. Available: <https://www.my-ekg.com/como-leer-ekg.html>. [Accessed: 03-Mar-2020].
 - [66] “Derivaciones Cardíacas, significado.” [Online]. Available: <https://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/derivaciones-cardiacas.html>. [Accessed: 03-Mar-2020].
 - [67] V. Brito, E. Issrael, V. Parra, and F. Fernando, “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MÓDULO DIDÁCTICO PARA LA ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS DE SEÑALES ECG , EEG Y EMG,” 2013.
 - [68] “Ilustración Triangulo de Einthoven.”
 - [69] “(PDF) Mapeo Electroencefalográfico y Neurofeedback.” [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/282294960_Mapeo_Electroencefalografico_y_Neurofeedback. [Accessed: 01-Mar-2020].
 - [70] C. M. Michel, T. Koenig, D. Brandeis, L. R. R. Gianotti, and J. Wackermann, *Electrical neuroimaging*. Cambridge University Press, 2009.
 - [71] “Ilustración Cuadro Ondas EEG.” .

- [72] “Ilustración Sistema Internacional 10-20 electrodos.” .
- [73] RadiologyInfo.org, “¿En qué consiste la Magnetoencefalografía ?,” pp. 1–8, 2019.
- [74] “Ilustración magnetoencefalógrafo.” .
- [75] U. S. N. L. of Medicine, “Tomografía por emisión de positrones (TEP): MedlinePlus enciclopedia médica,” 2013. [Online]. Available: <https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003827.htm>. [Accessed: 25-Feb-2020].
- [76] “Ilustración tomografía de positrones.” .
- [77] <http://brainandmarketing.blogspot.com>, “Ilustración Imagen de Resonancia Magnética Funcional.” .
- [78] “RMN funcional (fRMN) - cerebro.” [Online]. Available: <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=fmribrain>. [Accessed: 25-Feb-2020].
- [79] <http://brainandmarketing.blogspot.com>, “Ilustración Resonancia Magnética de un cerebro.” .
- [80] “DARPA creó el primer brazo protésico que permite recuperar la sensación de tactoDARPA | Revolutionizing Prosthetics | prótesis | robótica | brazo | Agencia de Proyectos de Investigación Avanzados de Defensa | Defense Advanced Research Projects Agency | cirugía | | EsteticaMedica.info Medicina Estetica en Internet.” [Online]. Available: <http://www.esteticamedica.info/noticias/val/534-42/darpa-creo-el-primer-brazo-prostetico-que-permite-recuperar-la-sensacion-de-tacto.html>. [Accessed: 19-Feb-2020].
- [81] “Ilustración Deka arm mioelectric arm.” .
- [82] J. Luis and M. Pérez, “COMUNICACIÓN CON COMPUTADOR MEDIANTE SEÑALES CEREBRALES. APLICACIÓN A LA TECNOLÓGICA DE REHABILITACIÓN,” 2009.
- [83] “Ilustración Darpa BCI’s.” 2019.
- [84] C. N. Henríquez Muñoz, “Estudio de Técnicas de análisis y clasificación de señales EEG en el contexto de Sistemas BCI (Brain Computer Interface),” Universidad Autónoma de Madrid , Madrid , 2014.
- [85] N. Hinterberger, T., Schmidt, S., Neumann, N., Mellinger, J., Blankertz, B., Curio, G., & Birbaumer, “Ilustración gráfica de potenciales corticales lentos.” IEEE, pp. 4–8, 2004.
- [86] “Ilustración Paradigma SVEPS.” .
- [87] N. C. for A. N. Of, “bci2000.org BBS - bbs,” 2000. [Online]. Available: <https://www.bci2000.org/bbs/>. [Accessed: 26-Feb-2020].
- [88] O. M. Montoya, “Development of a hybrid brain-computer interface for autonomous systems / von Omar Mendoza Montoya. - FU Berlin,” *Freie Universität Berlin*, 2017. [Online]. Available: https://fu-berlin.hosted.exlibrisgroup.com/prime-explore/fulldisplay?docid=FUB_ALMA_DS51982575800002883&context=L&vid=FUB&lang=en_US&search_scope=FUB_ALL&adaptor=LocalSearchEngine&tab=fub&query=any,contains,omar_mendoza_montoya&sortby=rankhttps:%2F%2Ffu. [Accessed: 05-Oct-2020].
- [89] “Ilustración BCI Headset Mindwave 2 mobile Neurosky.” .
- [90] “Ilustración Modulo HC-05.”, pantech .
- [91] “Ilustración Arduino Mega.” pantech.
- [92] “Ilustración cable dupont.” pantech.
- [93] J. Carreño Urrutia, “Ilustración Foto participante EEG en su primera interacción con

una ICC.” .

- [94] J. Carreño Urrutia, “Ilustración Participante en su primer experimento de EEG.” 2019.
- [95] “Ácido poliláctico (PLA) Propiedades típicas | UL Prospector.” [Online]. Available: <https://plastics.ulprospector.com/es/generics/34/c/t/acido-polilactico-pla-properties-processing>. [Accessed: 20-Nov-2020].
- [96] “Ultimate 3D Printing Material Properties Table.” [Online]. Available: <https://www.simplify3d.com/support/materials-guide/properties-table/>. [Accessed: 20-Nov-2020].
- [97] “Ilustración Experimento 2, integracion con la protesis, circuitio y ICC.” .
- [98] J. Carreño Urrutia, “Ilustración Experimento 2 Sujeto con el control de la mano con ICC.” .
- [99] L. Ramos Castillo and R. Blanquero Bravo Emilio Carrizosa Priego, “Regresión Lasso,” 2018.

Anexos

Tabla comparativa de señales EEG, ECM y EMC

Tabla 12 Tabla comparativa de señales por tipo

Señal	Amplitud (mV)	Rango Frecuencial (Hz)
ECG	0,02 - 5,0	0,05 - 100
EEG	0,0002 - 0,3	DC - 150
EMG	0,1 - 5,0	DC - 10000

Código en R para generar las correlaciones de Kendall, Pearson y Spearman para las señales de atención y meditación

#CORRELACIONES para el análisis de las EEG crudas

#PASO 1 - Preparación de los datos

#LECTURA DE DATOS

#Leemos estas librerías que nos ayudaran a hacer el proceso

```
pacman::p_load(glmnet, readxl, dplyr, magrittr, caret)
```

#Seleccionamos el archivo del cual se van a extraer los datos

```
setwd("C:\\lassor\\") #especifico el directorio de trabaja para facilitar la localización de datos
```

```
DatosEEG <- read.csv(choose.files()) #mando llamar el archivo
```

#PASO 2 - Limpieza de datos y generacion de los datasets

#DATA FILTERING-----#####

Unifico los datos en minusculas y quito simbolos raros de los encabezados

```
names(DatosEEG) <- tolower(names(DatosEEG)) # Cambiar nombres a minúsculas
```

```
names(DatosEEG) <- gsub(names(DatosEEG), pattern = "\\.", replacement = "_")
```

#optimización de datos

Quito los datos de cada epoca para generar una sola lectura cada .06 segundos

```
DatosEEG <- filter(DatosEEG, mod(time_512hz, 0.062500000) == 0) # Importar y filtrar
```

#se genera un listado con los datos a usar crudos

```
x_1 <- select(DatosEEG, high_beta)
```

```
x_2 <- select(DatosEEG, low_beta)
```

```
x_3 <- select(DatosEEG, high_alpha)
```

```
x_4 <- select(DatosEEG, low_alpha)
```

```
x_5 <- select(DatosEEG, delta)
```

```
x_6 <- select(DatosEEG, theta)
```

```
x_7 <- select(DatosEEG, low_gamma)
```

```
x_8 <- select(DatosEEG, mid_gamma)
```

```
#se generan los listados de datos de control
```

```
y_1 <- select(DatosEEG, attention)
```

```
y_2 <- select(DatosEEG, meditation)
```

```
#PASO 3 Se realizan las corridas para los niveles de atención de cada correlación
```

```
#Niveles de atención
```

```
#PEARSON
```

```
correlaciones_pearson_att <- vector()
```

```
nom_variables <- c("high_beta", "low_beta", "high_alpha", "low_alpha", "delta", "theta", "low_gamma",  
"mid_gamma")
```

```
correlaciones_pearson_att[1] <- cor(x_1, y_1, method = "pearson", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_pearson_att[2] <- cor(x_2, y_1, method = "pearson", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_pearson_att[3] <- cor(x_3, y_1, method = "pearson", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_pearson_att[4] <- cor(x_4, y_1, method = "pearson", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_pearson_att[5] <- cor(x_5, y_1, method = "pearson", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_pearson_att[6] <- cor(x_6, y_1, method = "pearson", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_pearson_att[7] <- cor(x_7, y_1, method = "pearson", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_pearson_att[8] <- cor(x_8, y_1, method = "pearson", use = "complete.obs")
```

```
#KENDALL
```

```
correlaciones_kendall_att <- vector()
```

```
correlaciones_kendall_att[1] <- cor(x_1, y_1, method = "kendall", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_kendall_att[2] <- cor(x_2, y_1, method = "kendall", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_kendall_att[3] <- cor(x_3, y_1, method = "kendall", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_kendall_att[4] <- cor(x_4, y_1, method = "kendall", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_kendall_att[5] <- cor(x_5, y_1, method = "kendall", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_kendall_att[6] <- cor(x_6, y_1, method = "kendall", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_kendall_att[7] <- cor(x_7, y_1, method = "kendall", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_kendall_att[8] <- cor(x_8, y_1, method = "kendall", use = "complete.obs")
```

```
#SPEARMAN
```

```
print("SPEARMAN")
```

```
correlaciones_spearman_att <- vector()
```

```
correlaciones_spearman_att[1] <- cor(x_1, y_1, method = "spearman", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_spearman_att[2] <- cor(x_2, y_1, method = "spearman", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_spearman_att[3] <- cor(x_3, y_1, method = "spearman", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_spearman_att[4] <- cor(x_4, y_1, method = "spearman", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_spearman_att[5] <- cor(x_5, y_1, method = "spearman", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_spearman_att[6] <- cor(x_6, y_1, method = "spearman", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_spearman_att[7] <- cor(x_7, y_1, method = "spearman", use = "complete.obs")
```

```
correlaciones_spearman_att[8] <- cor(x_8, y_1, method = "spearman", use = "complete.obs")
```

#Niveles de relajamiento

#MEDITACIÓN

print("CORRELACION DE MEDITACION")

#PEARSON

correlaciones_pearson_med <- vector()

correlaciones_pearson_med[1] <- cor(x_1, y_2, method = "pearson", use = "complete.obs")

correlaciones_pearson_med[2] <- cor(x_2, y_2, method = "pearson", use = "complete.obs")

correlaciones_pearson_med[3] <- cor(x_3, y_2, method = "pearson", use = "complete.obs")

correlaciones_pearson_med[4] <- cor(x_4, y_2, method = "pearson", use = "complete.obs")

correlaciones_pearson_med[5] <- cor(x_5, y_2, method = "pearson", use = "complete.obs")

correlaciones_pearson_med[6] <- cor(x_6, y_2, method = "pearson", use = "complete.obs")

correlaciones_pearson_med[7] <- cor(x_7, y_2, method = "pearson", use = "complete.obs")

correlaciones_pearson_med[8] <- cor(x_8, y_2, method = "pearson", use = "complete.obs")

#KENDALL

correlaciones_kendall_med <- vector()

correlaciones_kendall_med[1] <- cor(x_1, y_2, method = "kendall", use = "complete.obs")

correlaciones_kendall_med[2] <- cor(x_2, y_2, method = "kendall", use = "complete.obs")

correlaciones_kendall_med[3] <- cor(x_3, y_2, method = "kendall", use = "complete.obs")

correlaciones_kendall_med[4] <- cor(x_4, y_2, method = "kendall", use = "complete.obs")

correlaciones_kendall_med[5] <- cor(x_5, y_2, method = "kendall", use = "complete.obs")

correlaciones_kendall_med[6] <- cor(x_6, y_2, method = "kendall", use = "complete.obs")

correlaciones_kendall_med[7] <- cor(x_7, y_2, method = "kendall", use = "complete.obs")

correlaciones_kendall_med[8] <- cor(x_8, y_2, method = "kendall", use = "complete.obs")

#SPEARMAN

correlaciones_spearman_med <- vector()

correlaciones_spearman_med[1] <- cor(x_1, y_2, method = "spearman", use = "complete.obs")

correlaciones_spearman_med[2] <- cor(x_2, y_2, method = "spearman", use = "complete.obs")

correlaciones_spearman_med[3] <- cor(x_3, y_2, method = "spearman", use = "complete.obs")

correlaciones_spearman_med[4] <- cor(x_4, y_2, method = "spearman", use = "complete.obs")

correlaciones_spearman_med[5] <- cor(x_5, y_2, method = "spearman", use = "complete.obs")

correlaciones_spearman_med[6] <- cor(x_6, y_2, method = "spearman", use = "complete.obs")

correlaciones_spearman_med[7] <- cor(x_7, y_2, method = "spearman", use = "complete.obs")

correlaciones_spearman_med[8] <- cor(x_8, y_2, method = "spearman", use = "complete.obs")

#Se juntan todas las correlaciones en un solo conjunto de datos

todas_correlaciones <- c(correlaciones_pearson_att, correlaciones_kendall_att, correlaciones_spearman_att,
correlaciones_pearson_med, correlaciones_kendall_med, correlaciones_spearman_med)

metodos_ <- rep(c(rep("pearson", 8), rep("kendall", 8), rep("spearman", 8)), 2)

tipo_ <- c(rep("attention", 24), rep("meditation", 24))

variable_ <- rep(nom_variables, 6)

correlaciones_df <- data.frame(metodo = metodos_, variable = variable_, tipo = tipo_,
valor = todas_correlaciones)

#Paso 4 - Graficando los resultados

#Generación de gráficas-----

```
ggplot(correlaciones_df[correlaciones_df$metodo == "pearson",],  
  aes(x = variable, y = tipo, fill = valor, label = valor))+ geom_tile(color = "white") +  
  geom_text(color = "white") + ggtitle("Correlacion método Pearson")
```

```
ggplot(correlaciones_df[correlaciones_df$metodo == "kendall",],  
  aes(x = variable, y = tipo, fill = valor, label = valor)) + geom_tile(color = "white") +  
  geom_text(color = "white") + ggtitle("Correlacion método Kendall")
```

```
ggplot(correlaciones_df[correlaciones_df$metodo == "spearman",],  
  aes(x = variable, y = tipo, fill = valor, label = valor)) + geom_tile(color = "white") +  
  geom_text(color = "white") + ggtitle("Correlacion método Spearman")
```

Código en R para generar la regresión de LASSO para las señales de atención y meditación

#Procedimiento para procesar los datos de EEG con la regresión de LASSO

#PASO 1 - Preparación de los datos - Correr estas líneas juntas

#Hacemos el montaje de las librerías que nos ayudaran a procesar los datos

#Leemos estas librerías que nos ayudaran a hacer el Lasso

pacman::p_load(glmnet, readxl, dplyr, magrittr, caret)

#Selección de datos a trabajar y limpiar. NOTA: hacer esto solo una vez

#Seleccionamos el directorio del cual vamos a obtener los datos

setwd("N:\\sandbox")#se sugiere sea un directorio en el sistema raíz

DatosEEG <- read.csv(choose.files()) #Se abre una ventana para seleccionar el archivo a trabajar

#PASO 2 - Limpieza de datos - Solo si se requieren

#Se filtran los datos y limpian registros de minúsculas y símbolos raros encontrados

names(DatosEEG) <- tolower(names(DatosEEG)) # Cambiar nombres a minúsculas

names(DatosEEG) <- gsub(names(DatosEEG), pattern = "\\.", replacement = "_")

Quito los datos de cada epoca para generar una sola lectura cada .06 segundos

DatosEEG <- filter(DatosEEG, mod(time_512hz, 0.062500000) == 0) # Importar y filtrar

#Se seleccionan los datos relevantes, quitando los datos de meditación y atención procesados por la diadema

x_vars <- select(DatosEEG, delta:mid_gamma)

#Se sacan DATOS DEPENDIENTES de meditación y abstracción en un sub grupo

y_var <- DatosEEG\$attention #se genera una lista de los datos dependientes esperados para atención

y_var2 <- DatosEEG\$meditation # se genera una lista de datos dependiente esperados para meditación

#PASO 3

#REGRESIÓN para la variable Atención -----

#Se genera una semilla de datos para prueba y entrenamiento

set.seed(88)

#se crea una partición de datos con los niveles de atención tomando de manera aleatoria el 75% de los datos

indices_train <- createDataPartition(y_var, p = 0.75, list = F)

```

#ENTRENAMIENTO-----#####

# se realiza una selección de los valores tomados para entrenar del nivel de ATENCIÓN
x_train = x_vars[indices_train]
# se realiza una selección de los valores tomados para training del nivel de MEDITACIÓN
y_train = y_var[indices_train]

#PRUEBA-----#####
# se colectan los valores sobrantes del ENTRENAMIENTO para PRUEBA del nivel de ATENCIÓN
x_test = x_vars[-indices_train]
# se colectan los valores sobrantes del ENTRENAMIENTO para PRUEBA del nivel de MEDITACIÓN
y_test = y_var[-indices_train]

#PASO4
#Secuencia
lambda_seq <- 10^seq(2, -2, by = -.1)

#VALIDACION CRUZADA
cv_output <- cv.glmnet(as.matrix(x_train), y_train, alpha = 1, lambda = lambda_seq)

#Se identifica el mejor lamda
best_lam <- cv_output$lambda.min

# Se llena el modelo final con los valores de entrenamiento
model <- glmnet(as.matrix(x_train), y_train, alpha = 1, lambda = best_lam)

#Se muestran los coeficientes de las regresiones
coef(model)

predicciones <- predict(object = model, as.matrix(x_test))

comparar_resultados <- data.frame(real = y_test, predicho = predicciones)

# Principal error absoluto
error_test1 <- mean(abs(predicciones - y_test))

# Principal error cuadrado
error_test2 <- mean((predicciones - y_test)^2)

#PASO 5
#GRAFICAS DE RESULTADOS
residuales <- predicciones-y_test

#historial de residuales
hist((residuales))

```

```

# Calcular los cuartiles
quantile(abs(residuales))

# Grafica de lambda

# Contar número de veces que erró por más de 30
sum(abs(residuales) > 30)

# Contar numero de veces que erró por más de 4
sum(abs(residuales) > 4)

# Contar número de veces que erró por más de 40
sum(abs(residuales) > 40)

# Contar número de veces que erró por más de 20
sum(abs(residuales) > 20)

```

```

#HISTOGRAMA
hist(y_test, xlim = c(0,100))
hist(predicciones, xlim = c(0,100))

```

```

#PLOTED DE RESIDUALES
plot(x = 1:length(y_test), y = residuales)
plot(x = y_test, y = predicciones, xlim = c(0,100), ylim = c(0,100))
print(error_test)

```

#PASO 6

```

#Regressión para la variable Meditacion -----
y_train2 = y_var2[indices_train]
y_test2 = y_var2[-indices_train]

#validacion cruzada para los niveles de meditacion
cv_output2 <- cv.glmnet(as.matrix(x_train), y_train2, alpha = 1, lambda = lambda_seq)

#Identificamos la mejor LAMDA
best_lam2 <- cv_output2$lambda.min

#Llenamos el modelo final en los datos de entrenamiento
model2 <- glmnet(as.matrix(x_train), y_train2, alpha = 1, lambda = cv_output2$lambda.min)

#Mostamos los coeficientes de la regresión
coef(model2)

```

```
predicciones2 <- predict(object = model2, as.matrix(x_test))
```

```
#Principal error absoluto
```

```
error_test1 <- mean(abs(predicciones - y_test))
```

```
#Principal error cuadrado
```

```
error_test2 <- mean((predicciones2 - y_test2)^2)
```

```
x_vars<-select(DatosEEG, delta:mid_gamma)
```

#PASO 7

```
#Generación de gráficas de resultados -----
```

```
#Atención
```

```
#librerías a ocupar
```

```
fit=glmnet(as.matrix(x_vars),as.matrix(y_var))
```

```
pacman::p_load(tidyr, ggplot2, readr)
```

```
#Se convierten los datos a tabla normal de R
```

```
fit_df = as.data.frame(as.matrix(fit$beta))
```

```
fit_df <- fit_df %>% mutate(variable = rownames(fit_df)) %>%
```

```
gather("tiempo", "coeficiente", -variable) %>%
```

```
mutate(tiempo = parse_number(tiempo))
```

```
ggplot(data = fit_df, aes(x = tiempo, y = coeficiente, color = variable, shape = variable)) +  
  geom_line() + geom_point() + ggtitle("Grafiquita de Atención Sujeto 2", subtitle = "Derechos registrados") +  
  theme_bw()
```

```
plotly::ggplotly({  
  ggplot(data = fit_df, aes(x = tiempo, y = coeficiente, color = variable, shape = variable)) +  
    geom_line() + geom_point() + ggtitle("Grafica de Atención Sujeto 2", subtitle = "Derechos registrados") +  
    theme_bw()  
})
```

```
plot(x=cos(x),type="l",col="blue",lwd=3, main="Seno y Coseno", xlab="", ylab="", las=1, col.axis="red")  
lines(x=sin(x),col="green",lwd=3)
```

```
#Meditación
```

```
fit=glmnet(as.matrix(x_vars),as.matrix(y_var2))
```

```
pacman::p_load(tidyr, ggplot2, readr)
```

```
fit_df = as.data.frame(as.matrix(fit$beta)) # Convertir a tabla normal de R
```

```
fit_df <- fit_df %>% mutate(variable = rownames(fit_df)) %>%
```

```
gather("tiempo", "coeficiente", -variable) %>%
```

```
mutate(tiempo = parse_number(tiempo))
```

```
ggplot(data = fit_df, aes(x = tiempo, y = coeficiente, color = variable, shape = variable)) +
  geom_line() + geom_point() + ggtitle("Gráfica de Meditación Sujeto 2", subtitle = "Derechos registrados") +
  theme_bw()
```

```
plotly::ggplotly({
  ggplot(data = fit_df, aes(x = tiempo, y = coeficiente, color = variable, shape = variable)) +
    geom_line() + geom_point() + ggtitle("Gráfica de Meditación Sujeto 2", subtitle = "Derechos registrados") +
    theme_bw()
})
```

```
plot(x,cos(x),type="l",col="blue",lwd=3, main="Seno y Coseno", xlab="", ylab="", las=1, col.axis="red")
lines(x,sin(x),col="green",lwd=3)
```

Código de Arduino para el control de la mano

Código para configuración maestro esclavo de la diadema con el bluetooth del circuito

```
const int LED =13;
const int BTPWR=12;

char nombreBT[11]="JoeBT";

char pin[5]="1234";//PASWD

char velocidad='4';//9600
//char uart= "57600,0,0";
char modo='1';//modo maestro 1, 2 modo esclavo

char cmode = "0" ;

void setup(){

  pinMode(LED, OUTPUT);
  pinMode(BTPWR, OUTPUT);//alimenta el bluetooth

  Serial.begin(38400); //velocidad de BT en modo configuracion Modo AT 2

  /* solo pulsador */
  digitalWrite(LED, HIGH);
  delay(4000);
  digitalWrite(LED, LOW);

  /*****/

  digitalWrite(BTPWR, HIGH);
  delay(3000);

  //señalamos que empezamos a configurar
  Serial.print("AT\r\n");//se indica el salto de linea para indicar que la linea a terminado

  //se cambia el nombre del bluetooth
  Serial.print("AT+NAME:");//segun el modulo puede ocupar : o =
  Serial.print(nombreBT);
  Serial.print("\r\n");//señalamos que se acabo el comando

  //Ponemos el modo
  Serial.print("AT+UART:57600,0,0");//AT+PSWD:
```

```

Serial.print("\r\n");

//se señala el modo del módulo como maestro
Serial.print("AT+ROLE:");
Serial.print(modo);
Serial.print("\r\n");

//Ponemos la clave
Serial.print("AT+PSWD:"); //AT+PSWD:
Serial.print(pin);
Serial.print("\r\n");

//se señala el modo del modulo como maestro
Serial.print("AT+CMODE:0");
Serial.print("\r\n");

//se señala el modo del módulo como maestro
Serial.print("AT+BIND:98:07:2d:80:e5:16");
Serial.print("\r\n");

//poner la velocidad de conexion
Serial.print("AT+IAC:9e8b33");
Serial.print("\r\n");

//poner la velocidad de conexion
Serial.print("AT+CLASS:0");
Serial.print("\r\n");

//poner la velocidad de conexion
Serial.print("AT+INQM:1,9,48");
Serial.print("\r\n");

//se deja fijo al terminar la configuracion
digitalWrite(LED, HIGH);

}

void loop(){
//se coloca aunque no tenga código

}

```

Código para configuración del circuito de control para el control del prótesis

```
////////////////////////////////////  
//Arduino Bluetooth Interface with Brainsense  
//  
//Original Example from Pantech Prolabs. and is provided license free.  
////////////////////////////////////  
#include <Servo.h>  
  
Servo servol;  
int pos = 0; //se inicializa la variable del primer servo  
//Constantes de control  
#define SVM 12  
#define LED 13  
  
//velocidad de conexion  
#define BAUDRATE 57600  
#define DEBUGOUTPUT 0  
  
//se genera una conexion de leds  
#define LED1 2  
#define LED2 3  
#define LED3 4  
#define LED4 5  
#define LED5 6  
#define LED6 7  
#define LED7 8  
#define LED8 9  
#define LED9 10  
#define LED10 11  
  
#define powercontrol 10  
  
// checksum variables  
byte generatedChecksum = 0;  
byte checksum = 0;  
int payloadLength = 0;  
byte payloadData[64] = {0};  
  
byte poorQuality = 0;  
byte attention = 0;  
byte meditation = 0;
```

```

// system variables
long lastReceivedPacket = 0;
boolean bigPacket = false;
// Microprocessor Setup //

void setup()
{
  servol.attach(SVM);
  //se asignan los servos a sus pines
  pinMode(SVM,OUTPUT);
  //Se activan los pines de los leds en modo de salida
  pinMode(LED1, OUTPUT);
  pinMode(LED2, OUTPUT);
  pinMode(LED3, OUTPUT);
  pinMode(LED4, OUTPUT);
  pinMode(LED5, OUTPUT);
  pinMode(LED6, OUTPUT);
  pinMode(LED7, OUTPUT);
  pinMode(LED8, OUTPUT);
  pinMode(LED9, OUTPUT);
  pinMode(LED10, OUTPUT);

  pinMode(LED, OUTPUT);
  Serial.begin(BAUDRATE);      // USB
}
void cierramano(int vala){

  //regla de tres para el angulo
  // if(vala!=0){
  // vala=(vala*180)/100;
  //}
  //else
  //{
  // vala=1;
  //}

  if(vala<=60){
    servol.write(vala);
    delay(20);
  }

  if(vala>=60&&vala<=90)
  {

```

```

servo.write(vala);
delay(40);
}

if(vala>=90&&vala<=180)
{
servo.write(vala);
delay(60);
}
Serial.print("\n");
Serial.print("Mano en angulo:");
Serial.print(vala);
Serial.print("\n");
}
////////////////////
// Read data from Serial UART //
////////////////////
byte ReadOneByte()

{

int ByteRead;
while(!Serial.available());
ByteRead = Serial.read();

#ifdef DEBUGOUTPUT
Serial.print((char)ByteRead); // echo the same byte out the USB serial (for debug purposes)
#endif

return ByteRead;
}

////////////////////
//MAIN LOOP//
////////////////////
void loop()
{

// Look for sync bytes
if(ReadOneByte() == 170)
{
if(ReadOneByte() == 170)
{
payloadLength = ReadOneByte();

```

```

if(payloadLength > 169)           //Payload length can not be greater than 169
return;
generatedChecksum = 0;
for(int i = 0; i < payloadLength; i++)
{
    payloadData[i] = ReadOneByte();    //Read payload into memory
    generatedChecksum += payloadData[i];
}
checksum = ReadOneByte();           //Read checksum byte from stream
generatedChecksum = 255 - generatedChecksum; //Take one's compliment of generated checksum

if(checksum == generatedChecksum)
{
    poorQuality = 200;
    attention = 0;
    meditation = 0;

    for(int i = 0; i < payloadLength; i++)
    {
        // Parse the payload
        switch (payloadData[i])
        {
        case 2:
            i++;
            poorQuality = payloadData[i];
            bigPacket = true;
            break;
        case 4:
            i++;
            attention = payloadData[i];
            break;
        case 5:
            i++;
            meditation = payloadData[i];
            break;
        case 0x80:
            i = i + 3;
            break;
        case 0x83:
            i = i + 25;
            break;
        default:
            break;
        } // switch
    } // for loop
}

```

```

#if !DEBUGOUTPUT

// *** Add your code here ***

if(bigPacket)
{
    if(poorQuality == 0)
        digitalWrite(LED, HIGH);
    else
        digitalWrite(LED, LOW);

    Serial.print("PoorQuality: ");
    Serial.print(poorQuality, DEC);
    Serial.print(" Attention: ");
    Serial.print(attention, DEC);
    Serial.print(" Time since last packet: ");
    Serial.print(millis() - lastReceivedPacket, DEC);
    lastReceivedPacket = millis();
    Serial.print("\n");

    switch(attention / 10)
    {
    case 0:
        digitalWrite(LED1, HIGH);
        digitalWrite(LED2, LOW);
        digitalWrite(LED3, LOW);
        digitalWrite(LED4, LOW);
        digitalWrite(LED5, LOW);
        digitalWrite(LED6, LOW);
        digitalWrite(LED7, LOW);
        digitalWrite(LED8, LOW);
        digitalWrite(LED9, LOW);
        digitalWrite(LED10, LOW);
        cierramano(0);
        break;
    case 1:
        digitalWrite(LED1, HIGH);
        digitalWrite(LED2, HIGH);
        digitalWrite(LED3, LOW);
        digitalWrite(LED4, LOW);
        digitalWrite(LED5, LOW);
        digitalWrite(LED6, LOW);
        digitalWrite(LED7, LOW);
        digitalWrite(LED8, LOW);
        digitalWrite(LED9, LOW);
    }
}

```

```

digitalWrite(LED10, LOW);
cierramano(10);

break;
case 2:
digitalWrite(LED1, HIGH);
digitalWrite(LED2, HIGH);
digitalWrite(LED3, HIGH);
digitalWrite(LED4, LOW);
digitalWrite(LED5, LOW);
digitalWrite(LED6, LOW);
digitalWrite(LED7, LOW);
digitalWrite(LED8, LOW);
digitalWrite(LED9, LOW);
digitalWrite(LED10, LOW);

cierramano(15);
break;
case 3:
digitalWrite(LED1, HIGH);
digitalWrite(LED2, HIGH);
digitalWrite(LED3, HIGH);
digitalWrite(LED4, HIGH);
digitalWrite(LED5, LOW);
digitalWrite(LED6, LOW);
digitalWrite(LED7, LOW);
digitalWrite(LED8, LOW);
digitalWrite(LED9, LOW);
digitalWrite(LED10, LOW);
cierramano(30);
break;
case 4:
digitalWrite(LED1, HIGH);
digitalWrite(LED2, HIGH);
digitalWrite(LED3, HIGH);
digitalWrite(LED4, HIGH);
digitalWrite(LED5, HIGH);
digitalWrite(LED6, LOW);
digitalWrite(LED7, LOW);
digitalWrite(LED8, LOW);
digitalWrite(LED9, LOW);
digitalWrite(LED10, LOW);
cierramano(45);
break;
case 5:

```

```

digitalWrite(LED1, HIGH);
digitalWrite(LED2, HIGH);
digitalWrite(LED3, HIGH);
digitalWrite(LED4, HIGH);
digitalWrite(LED5, HIGH);
digitalWrite(LED6, HIGH);
digitalWrite(LED7, LOW);
digitalWrite(LED8, LOW);
digitalWrite(LED9, LOW);
digitalWrite(LED10, LOW);
    cierramano(60);
break;
case 6:
digitalWrite(LED1, HIGH);
digitalWrite(LED2, HIGH);
digitalWrite(LED3, HIGH);
digitalWrite(LED4, HIGH);
digitalWrite(LED5, HIGH);
digitalWrite(LED6, HIGH);
digitalWrite(LED7, HIGH);
digitalWrite(LED8, LOW);
digitalWrite(LED9, LOW);
digitalWrite(LED10, LOW);
    cierramano(75);
break;
case 7:
digitalWrite(LED1, HIGH);
digitalWrite(LED2, HIGH);
digitalWrite(LED3, HIGH);
digitalWrite(LED4, HIGH);
digitalWrite(LED5, HIGH);
digitalWrite(LED6, HIGH);
digitalWrite(LED7, HIGH);
digitalWrite(LED8, HIGH);
digitalWrite(LED9, LOW);
digitalWrite(LED10, LOW);
    cierramano(90);
break;
case 8:
digitalWrite(LED1, HIGH);
digitalWrite(LED2, HIGH);
digitalWrite(LED3, HIGH);
digitalWrite(LED4, HIGH);
digitalWrite(LED5, HIGH);
digitalWrite(LED6, HIGH);

```

```

        digitalWrite(LED7, HIGH);
        digitalWrite(LED8, HIGH);
        digitalWrite(LED9, HIGH);
        digitalWrite(LED10, LOW);
        cierramano(105);
        break;
    case 9:
        digitalWrite(LED1, HIGH);
        digitalWrite(LED2, HIGH);
        digitalWrite(LED3, HIGH);
        digitalWrite(LED4, HIGH);
        digitalWrite(LED5, HIGH);
        digitalWrite(LED6, HIGH);
        digitalWrite(LED7, HIGH);
        digitalWrite(LED8, HIGH);
        digitalWrite(LED9, HIGH);
        digitalWrite(LED10, HIGH);
        cierramano(120);
        break;
    case 10:
        digitalWrite(LED1, HIGH);
        digitalWrite(LED2, HIGH);
        digitalWrite(LED3, HIGH);
        digitalWrite(LED4, HIGH);
        digitalWrite(LED5, HIGH);
        digitalWrite(LED6, HIGH);
        digitalWrite(LED7, HIGH);
        digitalWrite(LED8, HIGH);
        digitalWrite(LED9, HIGH);
        digitalWrite(LED10, HIGH);
        cierramano(135);
        break;
    }
}
#endif
    bigPacket = false;
}
else {
    Serial.print("Conexion fallida \n");
    // Checksum Error
} // end if else for checksum
} // end if read 0xAA byte
} // end if read 0xAA byte
}

```