

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

ESCUELA DE POSGRADO



PONTIFICIA
**UNIVERSIDAD
CATÓLICA**
DEL PERÚ

Diseño del sistema de control de un brazo robótico de asistencia a personas discapacitadas

Tesis para optar el grado de Magister en Ingeniería Mecatrónica

Autor:

FRED SOLIO ACHIC ALARCÓN

Asesor:

Msc. FRANCISO CUELLAR CÓRDOVA

Lima, Abril 2016

Resumen

La presente tesis tiene por finalidad el diseño de un sistema para comandar un brazo robótico de asistencia que estará montado sobre una silla de ruedas automatizada, y cuya operación será por medio de señales EEG, con el objetivo de asistir a pacientes postrados con limitaciones de discapacidad muscular en miembros superiores, esclerosis lateral amiotrófica, lesión de la médula espinal, entre otros. El trabajo se enfoca en la implementación de un sistema basado en el procesamiento de señales cerebrales producto de estímulos visuales modulados a frecuencias específicas, con las cuales será posible clasificar y definir comandos de movimientos básicos sobre el brazo robótico. Todo ello con el objetivo de reducir fatigas mentales producto del uso de otras técnicas, como las cognitivas, que requieren mayor esfuerzo de concentración y muchas horas de entrenamiento previo para su correcto funcionamiento. Así mismo, la investigación muestra los criterios para la implementación del sistema de generación de estímulos visuales y resultados de los experimentos durante la adquisición, el procesamiento y clasificación de las señales recolectadas a partir de un dispositivo BCI portátil, con características limitadas en precisión y ancho de banda.

Agradecimientos

Al CONCYTEC por darme la oportunidad de estudiar la presente Maestría y a los integrantes del Laboratorio de Investigación Interdisciplinario de la Pontificia Universidad Católica del Perú, por todo el apoyo técnico brindado durante la realización del presente trabajo.

Contenidos

1	INTRODUCCIÓN	1
1.1	PRESENTACIÓN DE LA PROBLEMÁTICA	1
1.2	ANTECEDENTES	3
1.3	FORMULACIÓN DE PROPUESTA DE SISTEMA MECATRÓNICO	8
1.3.1	<i>Objetivos y Alcances</i>	8
1.3.2	<i>Hipótesis</i>	9
1.4	METODOLOGÍA	10
2	DISEÑO DEL SISTEMA MECATRÓNICO	11
2.1	PRESENTACIÓN DE CONCEPTO	11
2.1.1	<i>Interfaz BCI</i>	13
2.1.2	<i>Usuario</i>	14
2.1.3	<i>Brazo Robótico</i>	15
2.2	SISTEMA ELECTRÓNICO	16
2.3	SISTEMA MECÁNICO	23
2.3.1	<i>Montaje del brazo robótico</i>	23
2.3.2	<i>Soporte para montaje de módulos electrónicos</i>	24
2.3.3	<i>Carcasa de módulo LED</i>	25
2.4	SISTEMA DE CONTROL	26
2.4.1	<i>Adquisición y procesamiento de señales EEG y entrenamiento</i>	27
2.4.2	<i>Cálculo de frecuencias para estímulos visuales</i>	29
2.4.3	<i>Control de brazo Robótico</i>	31
2.4.4	<i>Interfaz de operación</i>	35
3	SIMULACIONES, EXPERIMENTOS Y RESULTADOS	36
3.1	SIMULACIONES	36
3.2	EXPERIMENTOS.....	38
3.2.1	<i>Prueba de detección de señal SSVEP</i>	39
3.2.2	<i>Prueba de análisis de ratio de aciertos a distintas frecuencias</i>	42
3.2.3	<i>Prueba de operación de brazo robótico</i>	43
3.3	RESULTADOS	47
3.3.1	<i>Resultados de detección a las frecuencias seleccionadas</i>	47
3.3.2	<i>Resultados de evaluación del grado de fatiga</i>	48
4	CONCLUSIONES	50
5	RECOMENDACIONES	51
6	REFERENCIAS	52
7	ANEXOS	55
7.1	ANEXO B: SISTEMAS ELECTRÓNICOS	55
7.2	ANEXO C: PLANOS DE PIEZAS Y ENSAMBLES	57
7.3	ANEXO D: PROGRAMAS	58

Glosario de Términos

ADC	Analog to Digital Converter (Conversor Análogo-Digital)
AN	Analog (Analógico)
APM	Autopilot Module (Módulo Autopiloto)
BCI	Brain to Computer Interface (Interfaz cerebro computadora)
BP	ByPass (Derivación)
CPM	Counts Per Minute (Cuentas Por Minuto)
DIN	Data In (Data de Entrada)
DOUT	Data Out (Data de Salida)
DO	Salidas discretas
DI.....	Entradas Discretas
EEG.....	Electroencephalography (Electroencefalograma)
ESC	Electronic Speed Controller (Controlador Electrónico de Velocidad)
GND	Ground (Tierra)
GPS	Global Positioning System (Sistema de Posicionamiento Global)
ICA	Independent component analysis
ITR....	(Information transfer rate) Tasa de transferencia de información
LED	Light emitting diode (diodo de emisión de luz)
SSVEP	Steady State Visual Evoked Potentials
VDC	Voltage direct current

Listado de Figuras

Figura 1-1: Joystick 3D de la empresa Falcon Technology®.....	3
Figura 1-2: Control de brazo robótico Kinova usando <i>Leap Motion Controller</i> [8] ...	4
Figura 1-3: <i>Control de un brazo robótico y silla de ruedas usando P300</i> [12].....	5
Figura 1-4: <i>Sistema de visión complementado con P300 para coger objetos usando un brazo robótico [8]</i>	6
Figura 1-5: <i>Control de un brazo robótico usando interfaz cerebro máquina(BMI)</i> [6]7	
Figura 2-1: Esquema de la solución general del sistema de control del brazo robótico.	12
Figura 2-2 Diagrama funcional del sistema mecatrónico	13
Figura 2-3 Izquierda :Electrodos de interés donde se encuentran con mayor intensidad las señales SSVEP , Derecha: Interfaz BMI Emotiv EPOC +.....	14
Figura 2-4: Pantalla principal de interfaz gráfica.....	14
Figura 2-5 Diagrama de bloques del sistema electrónico	17
Figura 2-6 Computador Central e Interfaz gráfica del sistema	19
Figura 2-7: Interfaz Gráfica implementado sobre Pantalla Gráfica LCD táctil	19
Figura 2-8 Led Ultrabrillante modelo XH-126MCS54A.....	20
Figura 2-9 Distribución de módulos de diodos LED sobre la pantalla gráfica.....	21
Figura 2-10 Arduino Mega ADK.....	22
Figura 2-11: Diagrama del módulo alimentación general.....	23
Figura 2-12 Vista de silla con soporte mecánico para brazo robótico	24
Figura 2-13 Vista del soporte diseñado para montaje de brazo robótico.....	24
Figura 2-14 Vista de bandeja para montaje de módulos electrónicos.....	25
Figura 2-15 Carcasa para montaje de matriz de diodos LED para interfaz de estímulos	25
Figura 2-16 Montaje de computadora central sobre carcasa.....	25
Figura 2-17: Estructura de los módulos de programación	26
Figura 2-18 Diagrama de flujo programa de adquisición y procesamiento de señales EEG.....	28
Figura 2-19 Límites de operación del brazo robótico de asistencia.....	32
Figura 2-20 Diagrama de flujo de programa de brazo robótico.....	33
Figura 2-21 Diagrama de flujo del sistema de movimientos secuenciales del brazo robótico para un actividad predefinida.....	34
Figura 2-22 Interfaz gráfica de operación menú principal.....	35
Figura 2-23 Interfaz Gráfica de operación del brazo robótico.....	35
Figura 3-1 Resultados de Simulación de procesamiento de data para una estimulo visual de 6Hz.....	36
Figura 3-2 Resultados de Simulación de procesamiento de data para una estimulo visual de 10Hz.....	37
Figura 3-3 Resultados de Simulación de procesamiento de data para una estimulo visual de 12Hz.....	37
Figura 3-4 Pruebas generales de programación y funcionamiento	38
Figura 3-5 Fragmento de código para conectividad de la interfaz BCI con la computadora.....	39
Figura 3-6 Fragmento de código para adquirir la data cruda del electrodo O1	39
Figura 3-7 Detección de señal de 18 Hz	40
Figura 3-8 Panel de LED con filtros de colores.....	41
Figura 3-9 Esquemático de control de diodos LED del panel de estímulos visuales	41

Figura 3-10 Osciloscopio Tektronix TDS 1001 : Evaluación de frecuencias estímulos generadas por un Arduino	43
Figura 3-11 Operación del brazo robótico usando estímulos visuales.....	44
Figura 3-12 Fragmento de código para configurar posición a partir de las juntas del brazo robótico.....	45
Figura 3-13 Secuencia de movimientos para alcanzar una botella de agua ubicada sobre una mesa: (A) Posición de reposo, (B) robot coge botella de la mesa , (C) robot traslada botella hacia el usuario, (D) robot acerca botella al usuario para que pueda beber, (E) robot aleja botella del rostro del usuario y (F) posición de reposo con botella en caso el usuario desee volver a acercar botella.	46



Listado de Tablas

Tabla 2-1 Tabla de requerimientos de brazo robótico	15
Tabla 2-2 Tabla comparativa de características de brazos robóticos.....	16
Tabla 2-3 Tabla de especificaciones Computadora central.....	18
Tabla 2-4 Tabla de especificaciones de matriz de diodos LED	20
Tabla 2-5 Frecuencias de diseño para estímulos SSVEP.....	30
Tabla 3-1 Cálculo experimental de ratio de aciertos para 100 muestras por cada estímulo.....	42
Tabla 3-2 Tabla de resultados a estímulos seleccionados expresado en ratio de aciertos	47
Tabla 3-3 Tabla de resultados a estímulos seleccionados expresado en ITR en bits por minuto	47
Tabla 3-4 Evaluación del grado de confort a cuatro usuarios del sistema BCI	48
Tabla 3-5 Evaluación del grado de concentración a cuatro usuarios del sistema BCI	49



1 Introducción

1.1 Presentación de la Problemática

El tema sobre la calidad de vida de las personas discapacitadas, ha tomado gran importancia en nuestro país durante las últimas décadas. Desde la aparición de las primeras leyes en el Perú en el año 1985 [1], las políticas de estado han propiciado la búsqueda de nuevas alternativas que propicien la inclusión de personas discapacitadas. Según la información estadística nacional, en el Perú existen aproximadamente 900 mil personas con alguna discapacidad motora [2], dentro de las cuales algunas requieren de la asistencia de un tercero, como en el caso de los pacientes de esclerosis lateral amiotrófica, lesión de la médula espinal, entre otros, en cuyas limitaciones se enfoca el presente trabajo.

Algunas alternativas de asistencia para pacientes postrados, se encuentran basadas en el empleo de equipos electro-mecánicos que apoyan durante la ejecución de actividades diarias (desplazamientos y manipulación de objetos) permitiendo a algunos pacientes, mejorar su calidad de vida y estado anímico al permitirles desenvolverse con mayor independencia [3]. Sin embargo, la mayoría de estos equipos posee modos de operación basados en comandos mecánicos (joystick, mandos, palancas, etc.). Estos controles convencionales sólo representan una dificultad, produciendo frustración en algunos pacientes, como en el caso de aquellos que poseen limitaciones motoras en las extremidades superiores, ya que se les es imposible operar controles mecánicos [4] [5].

Para la manipulación de objetos, una alternativa es el uso de brazos robóticos de asistencia en pacientes, en donde su control convencional puede ser reemplazado por señales eléctricas producto de actividades neuronales, y que son adquiridas y procesadas por medio de interfaces cerebro máquina (BMI) [6]. Por lo tanto, el paciente podrá ser capaz de comandar movimientos básicos de un brazo robot en actividades de su vida cotidiana relacionadas a la manipulación de objetos.

Las tecnologías basadas en interfaces BCI no invasivas poseen algunos inconvenientes en su aplicación para comandos de operación, ya que algunas técnicas, llegan a producir un nivel de cansancio durante su uso prolongado o por el tiempo requerido para el entrenamiento y calibración [7], produciendo fatiga mental e imprecisiones. Por ello, se vuelve necesario encontrar nuevas técnicas que

permitan la reducción de dicha fatiga y la mejora de los tiempos de entrenamiento[8].

Por otro lado, se tiene un reducido desarrollo de soluciones completas que permitan integrar el sistema de control con sistemas que incluyan otros equipos de asistencia, como es el caso de una silla de ruedas automatizada, por lo que se hace necesario que los diseños deban contemplar facilidades de integración para un funcionamiento conjunto a futuro.

Por tanto, el presente trabajo tiene por finalidad diseñar un sistema de operación de un brazo robótico de asistencia, con facilidades para ser montado e integrado sobre una silla de ruedas automatizada y comandado por medio de señales EEG, con el objetivo de asistir a pacientes postrados con limitaciones de discapacidad muscular en miembros superiores, esclerosis lateral amiotrófica, lesión de la médula espinal, entre otros. El sistema planteado involucra movimientos básicos que le permitirán al usuario realizar tareas cotidianas como alcanzar objetos, manipularlos, trasladarlos, etc.; minimizando el grado de fatiga mental durante la operación así como los tiempos de entrenamiento y aprendizaje para el uso del sistema.

1.2 Antecedentes

El acelerado desarrollo tecnológico en el campo de la robótica y computación, permite el incremento de la tecnología orientada a la ayuda de personas con discapacidad[9]. Esta tiene un enfoque especial sobre personas con limitaciones en las extremidades superiores e inferiores, que se ven frustradas al intentar desarrollar actividades cotidianas. Por ello, durante los últimos años se han propuesto una variedad de soluciones que permiten a pacientes con esclerosis lateral amiotrófica, lesión de la médula espinal entre otros con alguna discapacidad de los miembros superiores e inferiores [10], [11].

Tal es el caso de un Joystick, originalmente desarrollado para videojuegos por la empresa Falcon Technology® (Figura 1-1), en donde los investigadores de la Universidad de Purdue en EEUU lo han reprogramado como Joystick 3D para operar un brazo robótico orientado a la asistencia de pacientes con lesiones en la columna vertebral [3]. A diferencia de los dispositivos tradicionales, este posee un funcionamiento sencillo, adecuado para ser manipulado por pacientes con lesiones en la médula espinal. El control consiste en variar la posición de equilibrio del dispositivo por medio de la manija que se mueve en las tres dimensiones, con ello es posible posicionar el *grip* del brazo y usando un comando adicional, por teclado o botón, será posible la apertura y cierre del *grip*.



Figura 1-1: Joystick 3D de la empresa Falcon Technology®
Fuente: Falcon Technology®

En contraposición al modelo mecánico anterior, se tiene otro modelo de operación por medio del uso una cámara de visión, con la finalidad de procesar el movimiento de la mano y de los dedos, y de esta forma accionar un brazo robótico [11]. Este modelo abre el desarrollo de futuras aplicaciones en el campo de la interacción-humano robot, ya que permitiría reconocer los gestos relativos a la mano y

establecer interacciones entre una persona y un robot, como por ejemplo alcanzar objetos y entregarlos directamente o simplemente saludar con un apretón de manos.

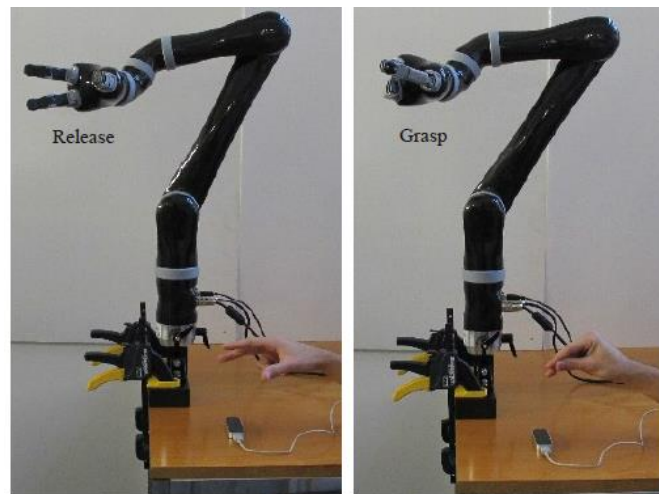


Figura 1-2: Control de brazo robótico Kinova usando *Leap Motion Controller*[8]

Como otra alternativa se tiene el uso de interfaces cerebro máquina, descritas con sus siglas en inglés BCI (*Brain Computer Interface*) o BMI (*Brain Machine Interface*). La cual ha tomado una gran importancia por las distintas aplicaciones entre las cuales se encuentra el control de robots. Esta técnica usa métodos no invasivos para la lectura en tiempo real de las señales de electroencefalograma EEG, las cuales son tomadas de distintos puntos de la corteza cerebral. A partir del procesamiento de dichas señales es posible encontrar correlaciones entre pensamientos específicos y de esta manera asociarlos como comandos de control [6]. A medida que se incrementan los comandos de control, aumenta la dificultad de encontrar las correlaciones y con ello se incrementa el grado de error para identificar y asignar los comandos de control, por tal motivo se han propuesto algunos métodos de optimización que van desde el uso de algoritmos especializados de clasificación hasta el desarrollo de técnicas auxiliares como el uso de técnicas de control jerárquico [9], el uso de señales P300 [10], [4], [12] y el análisis de señales SSVEP [13] [14].

Para el uso de las técnicas previamente mencionadas, las señales EEG adquiridas deben ser procesadas, con la finalidad de acondicionar los parámetros de interés dependiendo del paradigma de análisis en que se ha escogido. Tal es el caso del análisis de componentes independientes (ICA) por medio del cual es posible separar señales linealmente mezcladas, como es el caso de ruidos de artefactos y de red eléctrica [15]. Así mismo es muy frecuente el uso de filtros pasabajos o

pasabanda para complementar el pre-procesamiento, como es el caso del filtro Butterworth de cuarto orden que usualmente filtra de 0.05 Hz a 60 Hz [16], o en el caso de señales de interés SSVEP dentro del rango donde se encuentran las frecuencias de análisis[13].

Luego del pre-procesamiento y dependiendo de la técnica de análisis, es bastante común el análisis en frecuencia, para ello se hace uso de algoritmos de transformación como la Transformada rápida de Fourier FFT. Con esta técnica se hace la primera clasificación en bandas de frecuencia notables denominadas: delta (1.3 -3.5 Hz), teta (3.5 – 7.5 Hz), alfa (7.5 – 13 Hz) y beta (13 – 35 Hz) [17].

Otra técnica de procesamiento de señal es el uso de la transformada Wavelet, el cual se usa principalmente para el análisis de frecuencias en procesos no estacionarios, por medio del cual, a diferencia de la transformada de Fourier, es posible analizar las frecuencias en el espacio temporal permitiendo identificar los instantes de tiempo de cada una de las componentes de frecuencia más representativas de la señal[18].

Una vez procesada la señal EEG y dependiendo del paradigma de análisis de las ondas cerebrales como por ejemplo los sistemas basados en señales P300, que basan su funcionamiento a partir de estímulos audibles o luminosos que tienen una respuesta específica en señales EEG luego de 300 ms de haberla percibido. El tipo de respuesta dependerá de la frecuencia a la que se estén emitiendo [10] [12]. Por tal motivo bastará que el usuario se concentre en una de las opciones de una interfaz (Figura 1-3), presentados forma de estímulos visuales a distintas frecuencias, para poder reconocer y así determinar la opción o la acción solicitada[19].

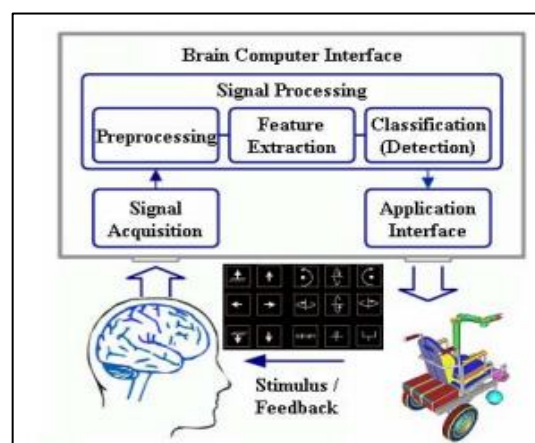


Figura 1-3: Control de un brazo robótico y silla de ruedas usando P300[12]

Usando este principio de funcionamiento, existen investigaciones que han complementado la técnica, empleando sistemas de visión por computadora[10]. La cual consiste en capturar el entorno de trabajo, y por medio de un procesamiento segmentar en grids los objetos de interés del entorno visual y así seleccionar el objeto deseado por medio de una interfaz visual y señales P300 que ayudaran a elegir las coordenadas (ver figura 4). Por lo tanto, el brazo robótico podrá dirigirse hacia el objetivo con una mejor velocidad y precisión. Este procedimiento permite mejorar el tiempo que se tendría que invertir para la operación paso a paso sobre cada uno de los grados de libertad del robot hasta llegar al objetivo.



Figura 1-4: Sistema de visión complementado con P300 para coger objetos usando un brazo robótico [10]

Dentro del campo de análisis de señales EEG, se encuentra una técnica de análisis y control conocida como SSVEP (potenciales evocados visuales en estado estacionario). Por medio de este principio, los estímulos visuales (modulados en el rango de 3.5 Hz a 75 Hz) [13] que en un inicio son captados por la retina, pueden ser inducidos eléctricamente en la zona parieto-occipital de la cabeza como producto de la actividad neuronal. Por lo tanto, con el procesamiento en frecuencia de las señales EEG, es posible detectar en el usuario la frecuencia del estímulo visual en el cual se concentró[14]. Ello permite, al igual que en el principio P300, generar un conjunto de opciones de control representadas mediante señales visuales moduladas a distintas frecuencias, donde solo es necesario que el usuario se concentre en una opción en particular para que así el sistema pueda entender el comando deseado. Existen investigaciones en donde se han desarrollado interfaces visuales, orientadas a este principio de funcionamiento, con la finalidad de controlar robots [13] y armar palabras a partir de selección de letras [14], usando para ello una interfaz BMI.

Como complemento y basándose en algún paradigma de detección de las señales cerebrales, es posible optimizar las interfaces de operación como en el caso del control jerárquico, donde es posible reducir la cantidad de comandos apoyándose con una interfaz visual que permita la navegación. Con ello el usuario podrá navegar y seleccionar sobre una interfaz gráfica una variedad de comandos de operación a partir de pocos comandos provenientes de señales EEG, por lo que el éxito dependerá en gran medida de la flexibilidad de la interfaz. El inconveniente con este tipo de estrategias es que tiene un tiempo alto durante la ejecución de acciones[9].

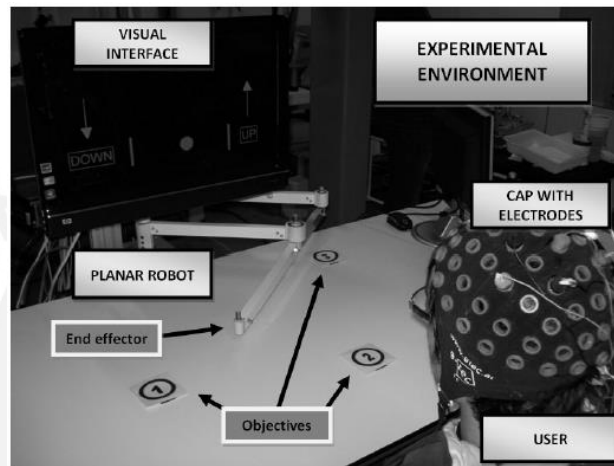


Figura 1-5: Control de un brazo robótico usando interfaz cerebro máquina (BMI) [6]

Los temas relacionados a la fatiga visual, indican que a mayor valor de frecuencias y mayor valor de porcentaje de trabajo del estímulo visual se obtendrá una menor molestia[20], esto ha sido verificado por medio de encuestas a usuarios recopilado en varias investigaciones en ellas se muestra resultados cuantificados en una escala de satisfacción de 1 a 4 dando a valor siendo el valor 1 de menor grado de confort y el 4 el de mayor grado de confort [21]. En otros casos la cuantificación de la fatiga mental fue realizada usando la misma interfaz BCI analizando los valores de las bandas Alfa y Teta [22], llegando a conclusiones similares encontrando mayores valores de fatiga durante tiempos prolongados y con la consecuente reducción del ratio de aciertos. Así mismo los valores de luminancia son influyentes a la generación de la fatiga visual, siendo los estímulos de mayor valor de luminancia los que causan menor índice de confort.

1.3 *Formulación de Propuesta de Sistema Mecatrónico*

1.3.1 **Objetivos y Alcances**

El presente trabajo tiene por finalidad el diseño e implementación de un sistema de control de un brazo robótico de asistencia comandado por medio de señales EEG, con técnicas enfocadas en disminuir el grado de fatiga mental en la operación y capacidad de integración a una silla de ruedas automatizada.

Objetivos Específicos:

- Diseñar un algoritmo de control basado en señales EEG y usando técnicas para evaluar el grado de fatiga al operar los comandos convencionales de control para un brazo robótico de asistencia.
- Implementar un software para comando del brazo robótico en una computadora, así como las interfaces gráficas necesarias para la interacción con el usuario.
- Integrar los distintos dispositivos involucrados a nivel de conexionado y hardware, así como el acondicionamiento general del sistema.
- Integración del control del brazo robótico a una silla de ruedas automatizada controlada por medio de una interfaz con movimientos cervicales.

Requerimientos (Alcances):

Requerimientos Mecánicos

- Brazo robótico liviano de seis grados de libertad, no mayor a 10 kg y de extensiones similares a un brazo humano (70 a 90 cm de alcance).
- El brazo robótico debe poseer soportes adecuados para acoplarse a una silla de ruedas automatizada.
- Los componentes electrónicos y la pantalla de la interfaz visual deben poseer soportes adecuados para ensamblarse a una silla de ruedas.

Requerimientos Electrónicos

- El sistema debe ser alimentado a 24 VDC usando una batería o arreglo de baterías que aseguren una autonomía de 4 horas de operación efectiva.
- El sistema debe poseer protecciones contra cortocircuitos y sobrecarga, así como un sistema de parada de emergencia.
- Los dispositivos deben poseer un consumo mínimo de energía para optimizar el nivel de autonomía.

- El sistema debe ser gobernado por una computadora portátil con comunicación USB y pantalla gráfica integrada. La arquitectura del procesador debe ser compatible con los drivers de la interfaz BMI y brazo robótico.

Requerimiento de Control

- Las señales EEG serán adquiridas por medio de la interfaz BMI y procesadas usando algoritmos de filtrado digital, y de análisis en frecuencia FFT por medio de un lenguaje de programación de alto nivel.
- El sistema debe poseer un control de seguridad para evitar movimientos bruscos del brazo alrededor del rostro y cuerpo del usuario.
- El sistema debe poseer un algoritmo de entrenamiento para optimizar y personalizar la detección de las señales en cada uno de los usuarios.

1.3.2 Hipótesis

Si por medio de una interfaz BCI, con características de precisión y ancho de banda menores a equipos comerciales avanzados, se adquieren y diferencian patrones de señales provenientes de la corteza cerebral (EEG), que permitan relacionarlos con comandos básicos de movimiento, entonces se puede implementar un algoritmo de traducción de esos patrones para ordenar movimientos que permitan el control de un brazo robótico de asistencia.

1.4 Metodología

Para el desarrollo del presente trabajo, en una primera etapa se realizó una revisión documentaria de los principales trabajos de investigación provenientes de los más importantes congresos de robótica (ICRA, IROS, etc) , para ello se usaron bases de datos confiables como la IEEE Xplorer y Journals, todos ellos relacionados a brazos robóticos de asistencia, las técnicas para la adquisición y procesamiento de señales EEG y aplicaciones conjuntas entre brazos robóticos e interfaces BMI . El análisis estuvo enfocado en resaltar las soluciones en los temas mencionados anteriormente, y los pasos fundamentales en la generación de las ideas que le dieron solución. Con todo fue posible la formulación de la solución conceptual a la problemática planteada en la presente tesis. También se consideró los recursos disponibles en el centro de investigación y las limitaciones tanto técnicas como presupuestales para su implementación.

La siguiente etapa entrega el diseño conceptual de la solución, seleccionando la técnica de adquisición de datos EEG y el manejo de librerías específicas para la programación del brazo robótico, interfaz BMI y los algoritmos de procesamiento y clasificación, seguidos de la selección del hardware.

Una vez formulada la solución conceptual, se procedió al diseño a detalle. Esto contempló el diseño del algoritmo de procesamiento de señales enfocados en el paradigma SSVEP para el control del brazo robótico, el diseño de interfaces gráficas y el diseño electrónico necesario para cumplir con los requerimientos. Cabe resaltar que los algoritmos fueron definidos por medio de diagramas de flujo y poseen explicaciones de funcionamiento. Así mismo, en esta etapa se seleccionó el hardware necesario y se diseñaron los circuitos esquemáticos con todo el detalle requerido para fabricación. Por otro lado, también se diseñaron los soportes para el montaje del brazo robótico y la interfaz gráfica. La etapa constructiva corresponderá a la implementación de los algoritmos, la construcción de los circuitos electrónicos y la fabricación de los soportes para cada una de los elementos electrónicos.

Para la etapa de pruebas, el sistema fue probado en varios usuarios no necesariamente discapacitados, y se midió el ratio de aciertos en la operación al momento de ejecutar actividades básicas. Así mismo se midió el grado de confort y el nivel de concentración al usar el sistema durante un tiempo prolongado por medio de una encuesta cualitativa.

2 Diseño del Sistema Mecatrónico

2.1 Presentación de Concepto

Según la problemática descrita en el capítulo anterior, se requiere de un sistema con la capacidad de comandar movimientos de un brazo robótico de asistencia usando para ello una interfaz BMI con una metodología que genere menos fatiga mental y menos tiempo de entrenamiento. Por ello se usará un sistema orientado en el análisis de estímulos visuales (SSVEP) con consideraciones que puedan disminuir una fatiga mental y con un tiempo corto de entrenamiento. Según este principio, los estímulos visuales, generados a frecuencias específicas, podrán ser correlacionados a órdenes de movimiento usando a su vez una pantalla HMI gráfica que apoyará la operación por medio de selecciones sobre un menú jerárquico.

En la Figura 2.1 se presenta el esquema solución del sistema planteado, se observa un brazo robótico de 6 grados de libertad diseñado para la interacción con personas discapacitadas, el mismo que se encuentra montado sobre una silla de ruedas motorizada con un sistema de energía proveniente de baterías. El usuario del sistema mecatrónico cuenta con un dispositivo sobre su cabeza que se encarga de capturar las señales EEG, producto de estímulos visuales, por medio de una interfaz BMI. Dicha interfaz envía los datos a una computadora central que ejecuta programas de filtrado, procesamiento en frecuencia, algoritmos de entrenamiento y clasificación con la finalidad de determinar el estímulo escogido por el usuario. Los estímulos visuales, son producidos por medio de cuatro arreglos de LED's separados físicamente, los rangos de frecuencia de oscilación han sido evaluados experimentalmente a rangos distintos con la finalidad de obtener el mejor ratio de aciertos. El control de la oscilación se encuentra gobernado por un Arduino el cual también se enlaza con la computadora central por comunicación USB.

La computadora central se encarga de ejecutar los programas escritos para cada uno de los dispositivos los cuales se encuentran comunicados por medio de conexión USB (Brazo Robótico, Interfaz BMI y Arduino). Así mismo la computadora central permite al usuario navegar a través de un menú jerárquico por medio de una interfaz implementada y que será mostrada en la pantalla de la computadora.

Cada vez que el usuario desee comandar un movimiento, este debe concentrarse en un determinado estímulo visual, al hacerlo se producirá actividad neuronal, reflejada a la misma frecuencia del estímulo, que será adquirida por medio de la

interfaz BMI tomándose 128 muestras en un segundo (128 Hz). Los valores adquiridos serán procesados en la computadora central y por medio de análisis espectral, en un ancho de banda de 64 Hz, se determinará la frecuencia reflejada en la señal EEG el cual permitirá correlacionar el comando asociado. Un segundo programa que correrá de modo paralelo en la misma computadora recibirá el resultado de la clasificación y se encargará de gestionar el movimiento del brazo conectado vía USB. El proceso será cíclico y producirá movimiento por cada segundo que el usuario se encuentre concentrado en una orden, produciendo un desplazamiento según el conjunto de movimientos predefinidos.

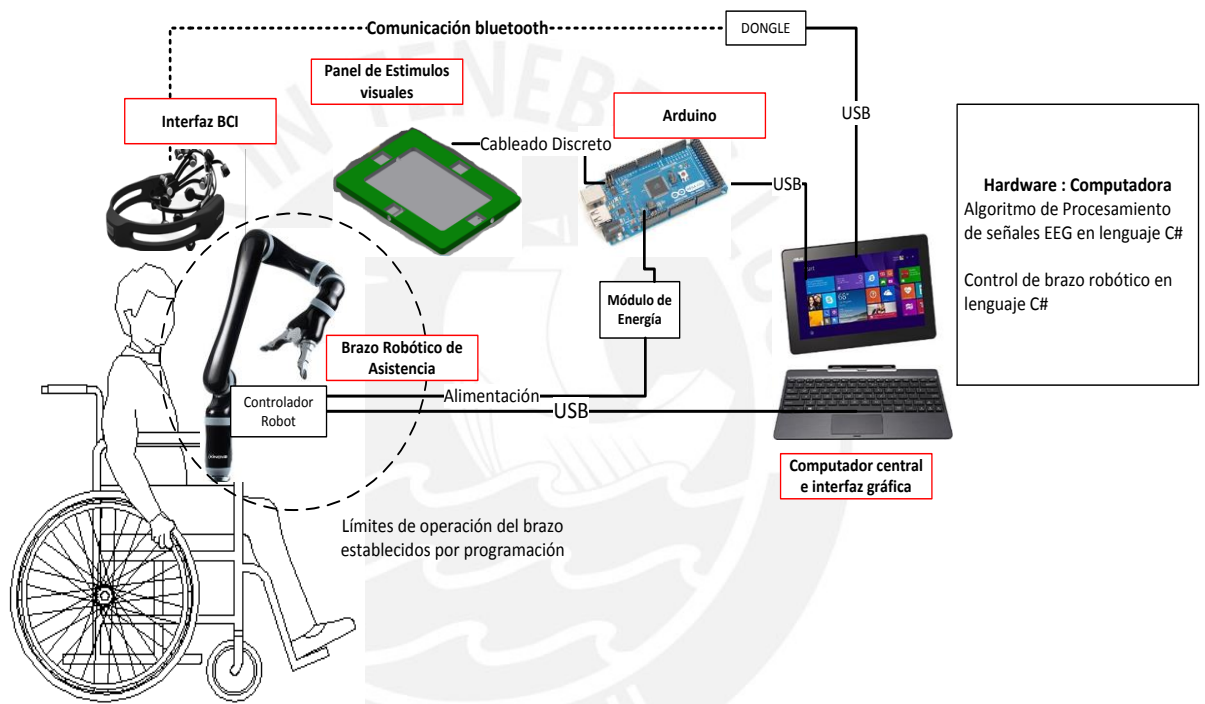


Figura 2-1: Esquema de la solución general del sistema de control del brazo robótico.
Fuente propia

La figura 2.2 esquematiza en bloques funcionales toda la interacción que se realizará en el sistema, clasificando las operaciones de cada uno de los elementos principales: Interfaz BCI, Usuario, Sistema electrónico y brazo robótico. Así mismo, en capítulos posteriores, se hará una descripción de los sistemas complementarios relacionados a la implementación: Sistema mecánico y Sistema de control. En el caso de las señales de seguridad corresponderán a señales de entrada provenientes de pulsadores de parada de emergencia.

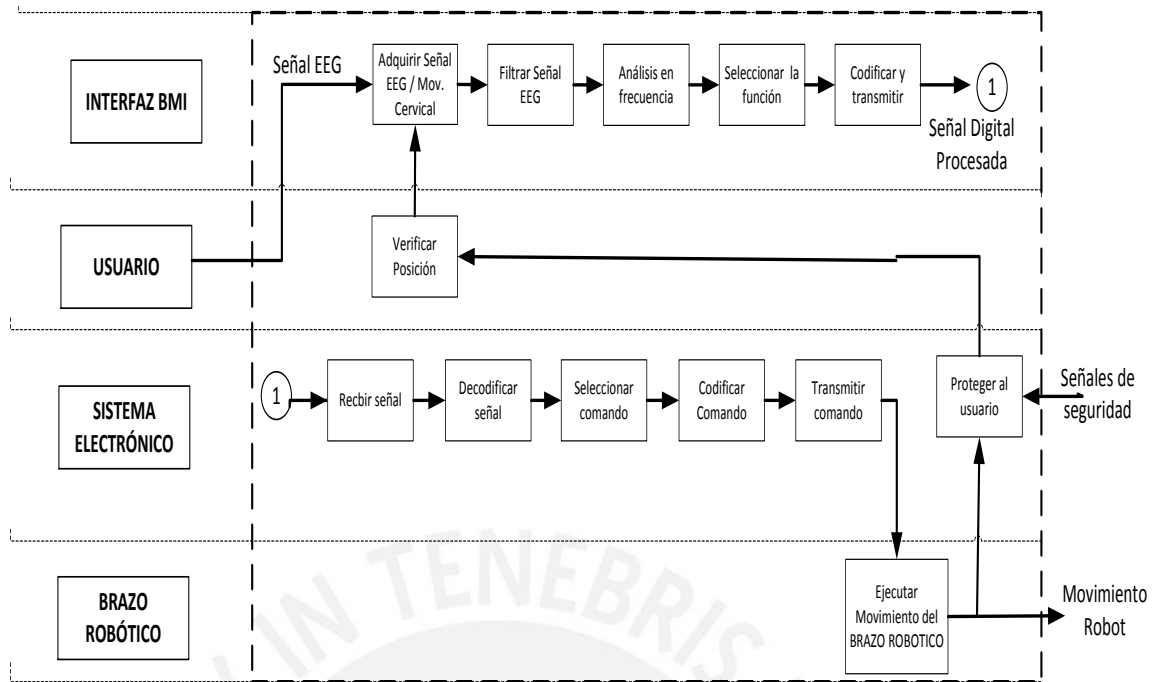


Figura 2-2 Diagrama funcional del sistema mecatrónico
Fuente propia

2.1.1 Interfaz BCI

Es un dispositivo no invasivo que se encarga de adquirir las señales eléctricas producto de actividad neuronal, reflejadas en puntos de interés sobre la corteza cerebral. El registro se realiza a partir de la medición de milivoltios por medio de electrodos ubicados en la superficie de la corteza.

La interfaz BMI a usar en la presente aplicación será una que permita la adquisición de las señales EEG correspondiente a la zona de la corteza cerebral donde se perciben los estímulos visuales y auditivos (Señales SSVEP). Según lo publicaciones anteriores los puntos donde se registra con mayor intensidad corresponde a la zonas occipital y parietal identificados en los puntos O1 , O2, P7 y P8 [14]. En la figura 2.3 se muestra la distribución de electrodos con sus respectivos nombres según su ubicación en la corteza cerebral.

Por lo tanto, para la implementación del presente trabajo se usara el dispositivo Emotiv-EPOC, mostrado en la figura 2.3 por tener los electrodos ubicados en los puntos de interés O1, O2, P7 y P8 y además por cubrir el ancho de banda (64 Hz) en el que se encuentran las frecuencias estímulos con las que se experimentará . Cabe resaltar que por ser un dispositivo portátil y de costo menor no posee la

precisión, frecuencia de muestreo y resolución que otros dispositivos BCI estacionarios con hardware y software más sofisticados pueden alcanzar, los cuales son orientados a investigación y aplicaciones clínicas. Sin embargo, se tiene el antecedente que pruebas de rendimiento realizadas en sujetos, donde se han demostrado logros obteniendo una tasa de aciertos de 70% en el peor de los casos [23].

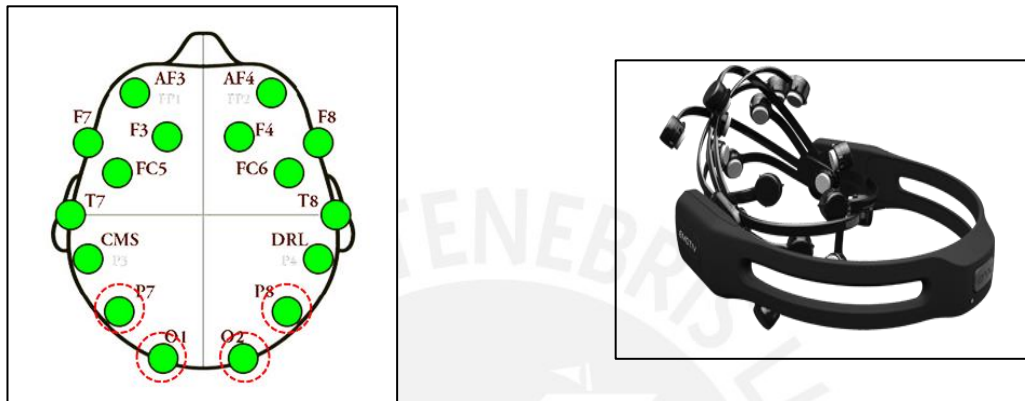


Figura 2-3 Izquierda :Electrodos de interés donde se encuentran con mayor intensidad las señales SSVEP , Derecha: Interfaz BMI Emotiv EPOC +
Fuente: <https://emotiv.com/epoc.php>

2.1.2 Usuario

Persona que operará el brazo robótico y la silla de ruedas mecatrónica , enviando las señales EEG a la interfaz BMI y que luego de un procesamiento se generará las órdenes de movimiento para el brazo robótico y silla. Por lo tanto será el responsable del control y se apoyará interactuando con una interfaz gráfica para ingresar comandos de selección, como la mostrada en la figura 2.4, donde el usuario debe seleccionar el dispositivo que va a operar.



Figura 2-4: Pantalla principal de interfaz gráfica
Fuente: Propia

2.1.3 Brazo Robótico

Para la aplicación se requerirá un brazo robótico con seis grados de libertad con una pinza o herramienta de sujeción de accionamiento eléctrico de fácil portabilidad para colocarse sobre un sistema móvil (Silla de ruedas). Así mismo este debe poseer un diseño orientado a aplicaciones asistenciales con las siguientes características, descritas en la tabla 2.1 :

Tabla 2-1 Tabla de requerimientos de brazo robótico
Fuente propia

Descripción	Especificación
Peso neto menor de	10 Kg
Volumen menor a	20x20x150 cm (LxAxH)
Alcance máximo mayor a	70 cm
Manipular objetos con peso máximo	0.7 y 1 Kg
Alimentación	DC 12-24 VDC
con bajo consumo de energía, menor a	30 W
Capacidad de programación en lenguaje	C, C++ o C#

Las características relativas al peso y consumo de potencia eléctrica son debido a que el brazo será montado en un sistema móvil y dependerá de una energía restringida por la capacidad de las baterías de la silla de ruedas (24 VDC a 96 AH) , que para no afectar la autonomía general esta no debe superar los 5 AH el cual representa una potencia de 30 watts por 4 horas. Así mismo la longitud de alcance toma como referencia la extremidad superior de una persona promedio que llega a ser alrededor de 70cm [24]. Adicionalmente, la carga máxima manipulable corresponde al peso promedio de objetos personales los cuales no superan el kilogramo, como es el caso de botellas de agua de ½ litro, libros, artículos personales, etc.

Por lo tanto los brazos robóticos industriales son totalmente descartados por poseer un peso mayor a 40 Kg y un consumo de energía mayor a los 100 W. A continuación se presenta la tabla comparativa de brazos robóticos (tabla 2.2) con características similares a las requeridas, donde se selecciona el brazo robótico de la marca Kinova, modelo MICO, debido a que posee un menor consumo de potencia y el menor peso que los otros modelos.

Tabla 2-2 Tabla comparativa de características de brazos robóticos
Fuente: Fabricantes Universal Robots, Robotis, Kinova, Barrett

	UNIVERSAL ROBOTS	ROBOTIS	KINOVA	BARRETT
Modelo	UR3	Manipulator-H	Mico	WAM Arm
Grados de libertad	6	6	6	6
Carga	3Kg	3 Kg	1.25 Kg	3 Kg
Peso bruto	11 Kg	5.5 Kg	5 Kg	27 Kg
Alcance	500 mm	633 mm	700 mm	1000 mm
Voltaje de trabajo	24 VDC	24 VDC	24 VDC	24- 80 VDC
Potencia	100 W	200 W	25 W	50 W
Material Exterior	Aluminio y Polipropileno	Polipropileno	Fibra de carbono	Aluminio Polipropileno
Respetabilidad	+/- 0.1 mm	+/- 0.05		+/- 0.2 mm
Controlador	Externo : 475mm x 423mm x268 mm	Controlador integrado	Controlador integrado	Integrado
Velocidad	180° / s	180°/s	54°/s	180°/s
Programación	Cerrado	SDK (C++)	SDK (C++, C#)	Cerrado

2.2 Sistema Electrónico

El sistema electrónico, está conformado por siete módulos electrónicos que interactúan entre sí : Interfaz BMI, controlador de brazo robótico, computadora central, interfaz gráfica, panel LED de estímulos visuales, Arduino y módulo de alimentación general; y cuyo diagrama de interacción se encuentra esquematizado por medio de un diagrama de bloques en la figura 2.5.

Cuatro dispositivos principales se enlazan directamente a una computadora central, tres de ellos (Interfaz BMI, Controlador Brazo robótico y Arduino) por medio de un protocolo estandarizado USB y el ultimo (interfaz gráfica) se encuentra embebido dentro de la computadora. A su vez, el módulo Arduino gobierna dos dispositivos secundarios (panel de estímulos visuales y módulo de alimentación general), los cuales son conectados por medio de señales digitales discretas. Al mismo tiempo, el módulo Arduino se encargará de administrar otras señales externas de entrada y salida como las de emergencia y las luces de estado.

Los dos primeros dispositivos han sido revisados en los apartados 2.1.1 y 2.1.3 y a continuación se describen a cada uno de los módulos electrónicos restantes

incluyendo las características principales, los criterios de selección y diseño de cada uno de ellos.

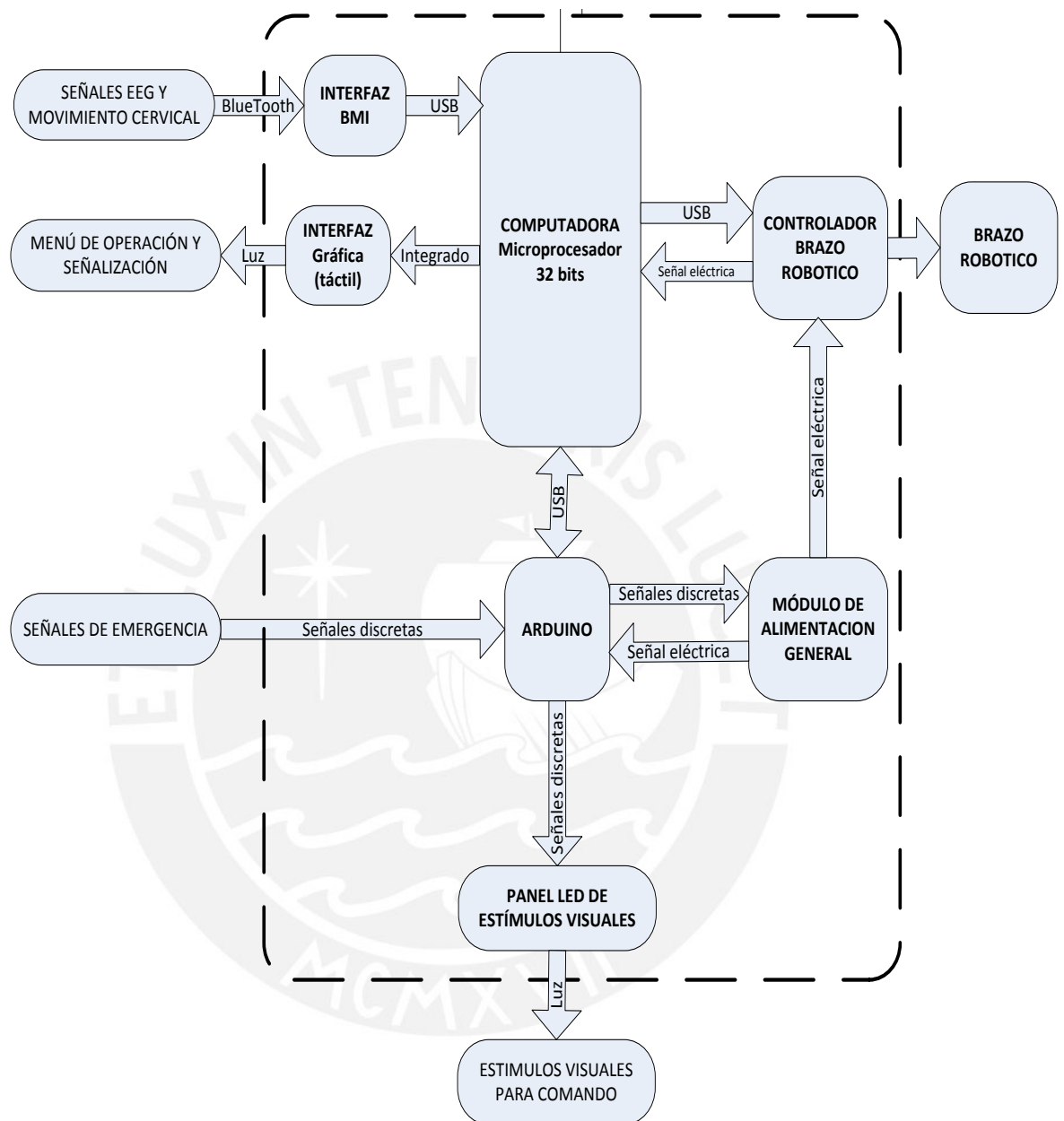


Figura 2-5 Diagrama de bloques del sistema electrónico
Fuente propia

La capa de hardware, tal como se muestra en la figura 2.5 será gobernada por una computadora central con un microprocesador de 32 bits, el cual permitirá la ejecución de programas escritos en lenguaje de alto nivel sobre un sistema operativo Windows. Así mismo, los requerimientos de dicha computadora han considerado portabilidad por tratarse de un sistema que trabajará sobre un equipo

móvil. La computadora central integrará los tres principales dispositivos periféricos (Interfaz BMI, brazo robótico y Arduino), por medio de comunicación serial USB 2.0 a una velocidad máxima de 480 Mbps, adicionalmente se ha contemplado una pantalla grafica que debe encontrarse integrada a la computadora central y que brindará navegación a través de un conjunto de opciones de selección. En dicha computadora se ejecutará el programa de la interfaz visual para la interacción con el sistema así como las aplicaciones para la adquisición de datos de la interfaz BMI, la comunicación con el módulo Arduino, y el programa que controlará el brazo robótico. Para la implementación de estos algoritmos se tiene disponible las librerías brindadas por los fabricantes de los dispositivos Emotiv (DotNetEmotivSDK) y Kinova (Kinova.API.Jaco y Kinova.DLL) las cuales se encuentran desarrolladas en lenguajes de alto nivel como C++ y C#. Además para la implementación de cálculos y procesamientos matemáticos y transformada rápida de Fourier se usó la librería Mathnet.Numerics.

Para el desarrollo de la presente tesis, la computadora central corresponde a una laptop con sistema operativo Windows, según los requerimientos mínimos del Visual Studio 2010 y otras características adicionales mostradas en la tabla 2.3. Además, el computador debe poseer una interfaz táctil para optimizar espacio y peso sobre el sistema. Para este caso se propone el uso de una notebook modelo T100TAM de la marca Asus (figura2.6) cuyas características se muestran también en la tabla 2.3.

Tabla 2-3 Tabla de especificaciones Computadora central
Fuente Propia

	Requerido	T100TAM
Procesador	1.6	Atom de 1.46 GHz ~ 2.39 GHz
Memoria RAM	1 GB	2 GB
Almacenamiento	4 GB	9 GB
Pantalla	12 " táctil	10.1" táctil
Dimensiones	300x200x10mm	264 x170 x10.4mm
Peso	800 g	600 g
Potencia electrica	10 W	10 W (con autonomía de 8 horas)
Teclado	extraíble	extraíble



Figura 2-6 Computador Central e Interfaz gráfica del sistema
 Fuente: <https://www.asus.com>

La interfaz visual consistirá de una pantalla gráfica donde se mostrará el menú de selección general para el modo de operación del brazo robótico o de la silla de ruedas, tal como se muestra en la figura 2.7. Adicionalmente, poseerá un campo donde se mostrará, por medio de una cámara, el entorno donde operará el brazo robótico. La interfaz visual gráfica será implementada usando la pantalla LCD del computador principal, y por requerimientos de modularidad e integración, dicha pantalla debe ser táctil, con la finalidad de evitar el uso de teclado o mouse. Sobre ella también se ejecutará el programa para seleccionar las acciones que realizará el brazo robótico según la selección que realice el usuario por medio de los estímulos visuales (Señal SSVEP) provenientes del panel de diodos LED de estímulos visuales.



Figura 2-7: Interfaz Gráfica implementado sobre Pantalla Gráfica LCD táctil
 Fuente propia

Para la generación de los estímulos visuales se emplearon diodos LED, cuya frecuencia de oscilación es gobernada por medio de un microcontrolador y un MOSFET como driver. Este método fue escogido ya que permite establecer los estímulos en frecuencia de manera más confiable, a diferencia de los estímulos que

se pueden implementar en la misma interfaz HMI, donde el control de tiempos es muy dependiente de la frecuencia de refrescamiento de la pantalla y del tiempo de ejecución que el planificador del sistema operativo entregue a la rutina de estímulos.

Por lo tanto, el panel de estímulos visuales contiene matrices de diodos LED de alta luminosidad con una potencia de consumo de 1.44 Watts según ficha técnica del fabricante, separados en cuatro bloques diferenciados por colores distintos, usando para ello micas coloreadas. Por medio de dicho panel, será posible conocer la selección del usuario por medio del registro y procesamiento de las señales SSVEP obtenidas por medio de la interfaz BMI. Para evaluar los máximos rangos de intensidad de iluminación se tomarán los datos referenciados por S. Nishifuji, et al, 2009 [25], la tabla 2.4 muestra las características principales para la selección de la matriz de diodos LED así como el modelo seleccionado: XH-126MCS54A

Tabla 2-4 Tabla de especificaciones de matriz de diodos LED
Fuente Propia

	Requerido	Seleccionado
Luminancia (cd/m ²)	Ajustable	0-4000 (ajustable con potenciómetro)
Voltaje de alimentación	12 VDC	12 VDC
Potencia	Ajustable	Maximo . 1.44 W (ajustable)
Leds por encapsulado	4	4
Protección	IP67	IP67
Montaje	Tornillo pegamento	Tornillo



Figura 2-8 Led Ultrabrillante modelo XH-126MCS54A
Fuente: <http://spanish.globalmarket.com>

El panel estará compuesto por 4 módulos LED modelo XH-126MCS54A con las etiquetas M1, M2, M3 y M4, distribuidos a los cuatro extremos de la carcasa diseñada para la matriz gráfica tal como se muestra en la figura 2.9, y su

funcionamiento será por retroiluminación de micas coloreadas con distinto color para cada bloque M1 (azul), M2(rojo), M3(amarillo) y M4 (verde), si bien es cierto, trabajos previos atribuyen a al estímulo blanco como el de mejor ratio de aciertos que otros colores [26], en el caso de múltiples estímulos es necesario el uso de colores diferenciados con la finalidad de entregar una característica discriminativa al usuario, optimizando la concentración en el estímulo deseado y de esta manera se pueda mejorar el performance del sistema [27]. Así mismo el presente trabajo se basa en estudios que indican una influencia de la características de las micas coloreadas sobre la producción de fatiga visual durante las exposición a tiempos prolongados, concluyendo de un estudio basado en encuestas que las micas opacas generan menos sensación de fatiga a los usuarios.[28]

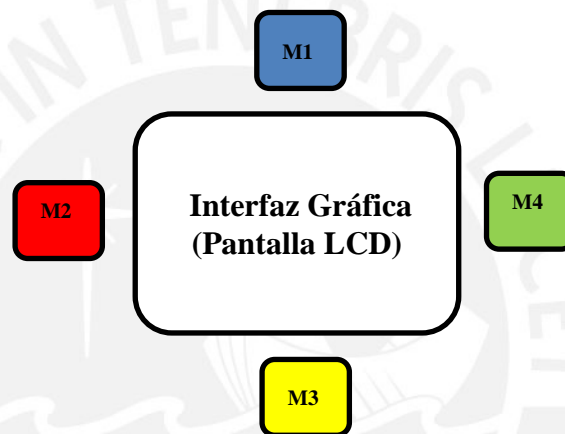


Figura 2-9 Distribución de módulos de diodos LED sobre la pantalla gráfica
Fuente propia

El módulo Arduino está basado en un microcontrolador de 8 bits y permitirá la gestión de señales digitales de entrada y salida, así como las entradas analógicas de todo el sistema, por lo tanto este módulo se encargará de controlar la frecuencia de las señales para el control del panel de diodos LED de estímulos visuales, el módulo de alimentación general y de las señales de emergencia. La comunicación con la computadora central se realiza por medio de protocolo USB a una velocidad de 12 Mbps. A continuación se plantea los requerimientos de capacidad de entradas digitales, analógicas y de puertos de comunicación serial que debe de contar el módulo Arduino:

- 4 Salidas DO para control de panel de diodos LED de estímulos visuales
- 1 salida DO para control de corte de emergencia
- 3 salidas DO para señalización de encendido, apagado y emergencia
- 1 entrada DI para parada de emergencia
- 1 puerto de comunicación serial USB para la computadora
- 1 puerto de comunicación serial para drivers de motores (Silla mecatrónica)

- 7 Entradas analógicas (Silla mecatrónica)

Debido a la capacidad de cómputo, la cantidad de entradas y salidas necesarias para la aplicación y los puertos de comunicación serial, el modelo a usar será el Arduino Mega ADK mostrado en la figura 2.10



Figura 2-10 Arduino Mega ADK

Fuente: www.arduino.org

Módulo de alimentación general, se encarga de la administración de la energía del sistema, es el responsable de acondicionar a los niveles de voltaje de trabajo de cada uno de los módulos: Arduino y Computadora central, esto es realizado por medio de reguladores de voltaje de 19 VDC y 12 VDC ubicados en cascada con la finalidad de optimizar el consumo de potencia, ver figura 2.11. Así mismo posee mecanismos de protección por sobrecarga y corto circuito limitados por medio de un interruptor termo magnético y una parada de emergencia controlada por medio de un relé, el cual permitirá el corte de la alimentación al brazo robótico cuando una señal de emergencia sea activada.

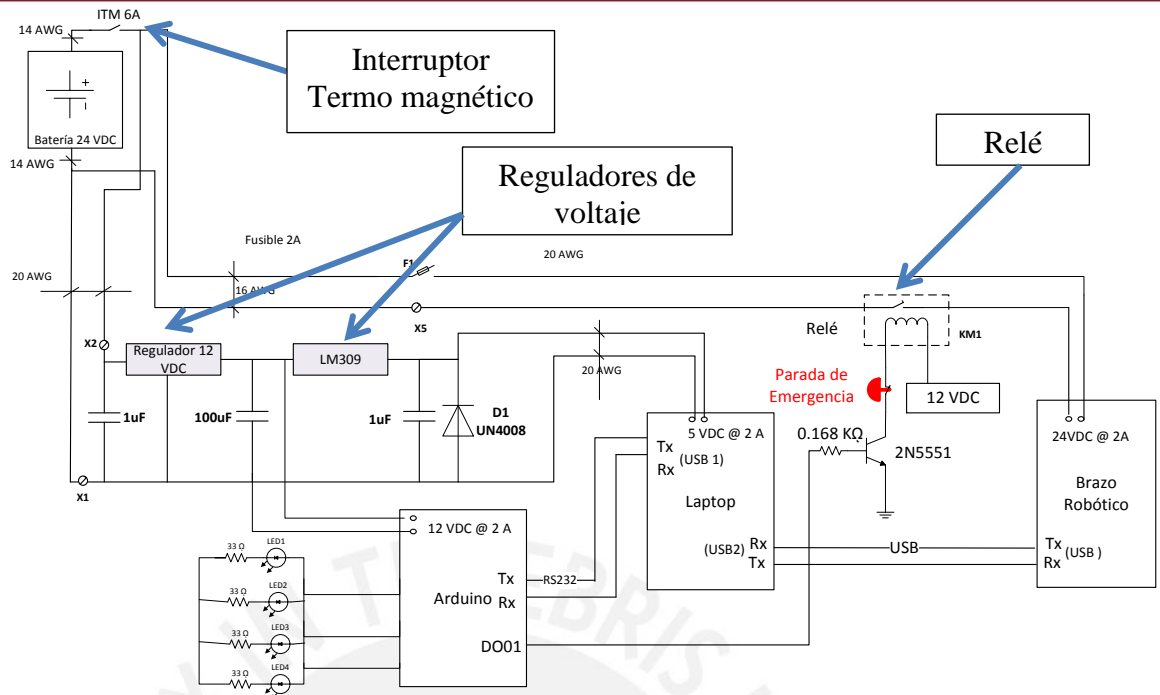


Figura 2-11: Diagrama del módulo alimentación general Fuente propia

2.3 Sistema Mecánico

El sistema mecánico se compone del montaje del brazo robótico y la necesaria para el montaje de los módulos electrónicos y el diseño de la carcasa del módulo LED de estímulos visuales.

2.3.1 Montaje del brazo robótico:

Para el montaje del brazo robótico se ha diseñado un soporte que se fijará sobre la silla de ruedas mecatrónica, para ello se ha planteado el diseño propuesto en la figura 2.13

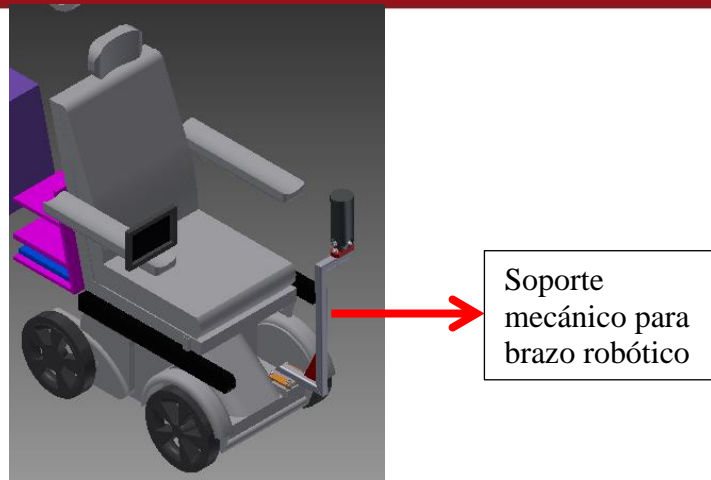


Figura 2-12 Vista de silla con soporte mecánico para brazo robótico
Fuente propia

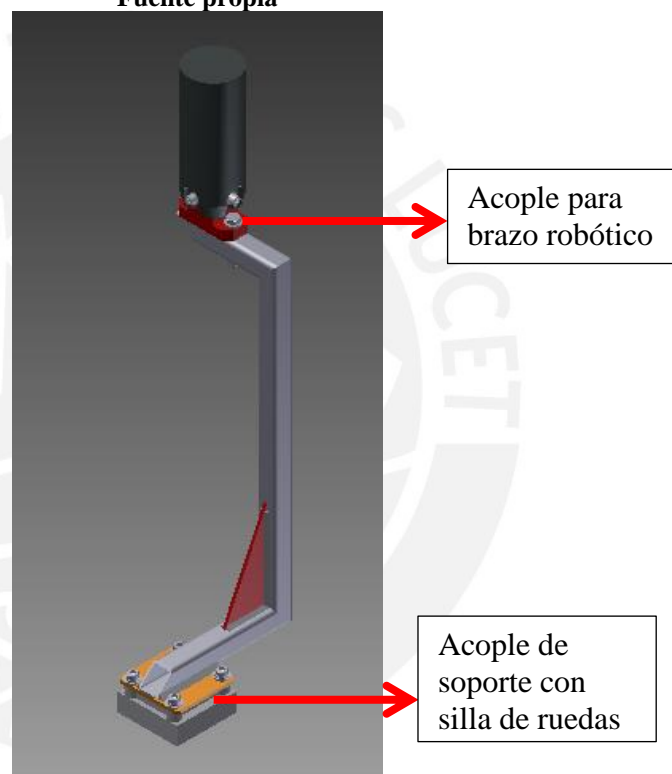


Figura 2-13 Vista del soporte diseñado para montaje de brazo robótico
Fuente propia

2.3.2 Soporte para montaje de módulos electrónicos

Los módulos electrónicos deben estar concentrados en una sola ubicación, con la intención de reducir cableado e interconexiones, por lo tanto se propone un diseño de bandejas múltiples ubicadas en la parte posterior del espaldar de la silla, tal como se muestra en la figura 2.14.

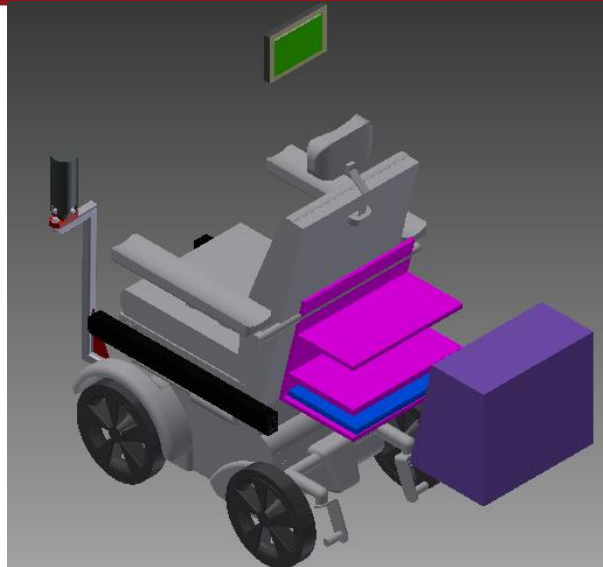


Figura 2-14 Vista de bandeja para montaje de módulos electrónicos
Fuente propia

2.3.3 Carcasa de módulo LED

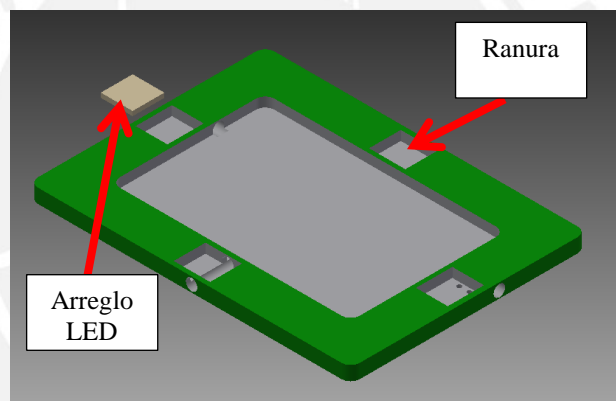


Figura 2-15 Carcasa para montaje de matriz de diodos LED para interfaz de estímulos
Fuente propia

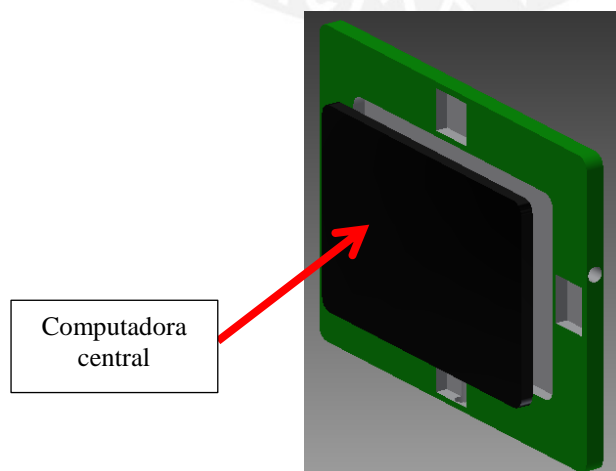


Figura 2-16 Montaje de computadora central sobre carcasa
Fuente propia

2.4 Sistema de Control

El sistema de control se encarga de adquirir las señales provenientes de la interfaz BMI y con ello procesar en base a señales SSVEP. Así mismo el sistema de control se encarga de ejecutar un entrenamiento previo y con ello optimizar la lectura de las señales EEG. Dicho entrenamiento consistirá en adquirir la respuesta de los estímulos visuales de forma independientes, incluyendo la señal de estado neutral, con la finalidad que el algoritmo pueda comparar y establecer valores de referencia para los estímulos entrantes en tiempo real. Por último dicho sistema cuenta con un módulo para la toma de decisiones y con ello enviar instrucciones para la operación del brazo robótico.

El sistema será implementado sobre una laptop en lenguaje C# en la totalidad de sus módulos, para ello se usará el entorno de programación Visual Studio. Con esta herramienta se implementará tres módulos: programa de adquisición y procesamiento de señales EEG, programa de brazo robótico y la interfaz visual. Estos tres programas se ejecutarán de modo simultáneo y compartirán datos usando la arquitectura de cliente servidor, donde el módulo de brazo robótico funcionará como servidor y los dos restantes serán los clientes. La figura 2.17 muestra la estructura de programación descrita.

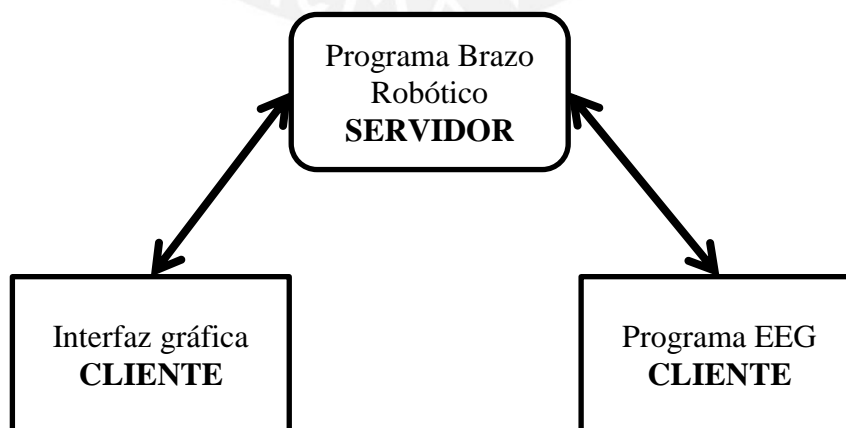


Figura 2-17: Estructura de los módulos de programación
Fuente propia

2.4.1 Adquisición y procesamiento de señales EEG y entrenamiento

En este módulo se encargará de realizar la adquisición de la RAW Data (Data cruda) directamente de la interfaz BMI. Para este proceso se adquirirá la información de 4 sensores (P7, O1, O2 y P8) cuyo valor representativo de los cuatro será el promedio almacenado en un arreglo de 128 muestras tomadas en una ventana de tiempo de 1 segundo, para luego ejecutar la transformada rápida de Fourier con la finalidad de trabajar en el campo de la frecuencia e identificar las frecuencias de interés. La transformada de Fourier entregará un ancho de banda de análisis de 64 Hz. Adicionalmente en el mismo módulo se habilitará un proceso de entrenamiento, donde se personalizará la data de estado neutral a partir de 100 muestras, lo que dará un tiempo de entrenamiento a cada usuario de 100 segundos, con ello será posible mejorar la identificación de frecuencias de interés, comparando en base a estados neutrales previamente almacenados.

Como etapa previa, se analizarán las frecuencias haciendo un barrido de frecuencias desde 12 Hz hasta los 36 Hz, las cuales son definidas en la sección 2.4.2, esto con la finalidad de poder encontrar las frecuencias que den un mejor ratio de aciertos para luego comparar e identificar las magnitudes, finalmente se seleccionarán a cuatro de las más representativas para correlacionarlas con cuatro comandos previamente definidos y que serán la información de entrada para el programa que controlará el brazo robótico.

El diagrama de flujo se muestra en la figura 2.18, en ella se observa el inicio de un entrenamiento que consiste en la lectura de los valores de los electrodos del EPOC-Emotiv en estado neutral, es decir cuando el usuario no se encuentra concentrado en ninguno de los estímulos, seguidamente la data será procesada pasando por un filtrado pasabajos usando un filtro Butterworth de cuarto orden con una frecuencia de corte de 60 Hz. Esto con la finalidad de filtrar los ruidos producto de otros dispositivos eléctricos y para acondicionar la señal para el siguiente proceso que corresponde a la transformada de Fourier. Para el inicio de la operación, la data recibida pasará por el mismo procesamiento y seguidamente será comparada (restada) con la transformada de Fourier de la data neutral almacenada. Luego de la comparación se procede a la clasificación e identificación de la frecuencia dominante para su posterior asignación del comando correspondiente. En caso que no exista comando identificado, el sistema regresará a la espera de una siguiente lectura y se ejecutará todo el análisis anterior.

Diagrama de flujo Procesamiento de señal EEG

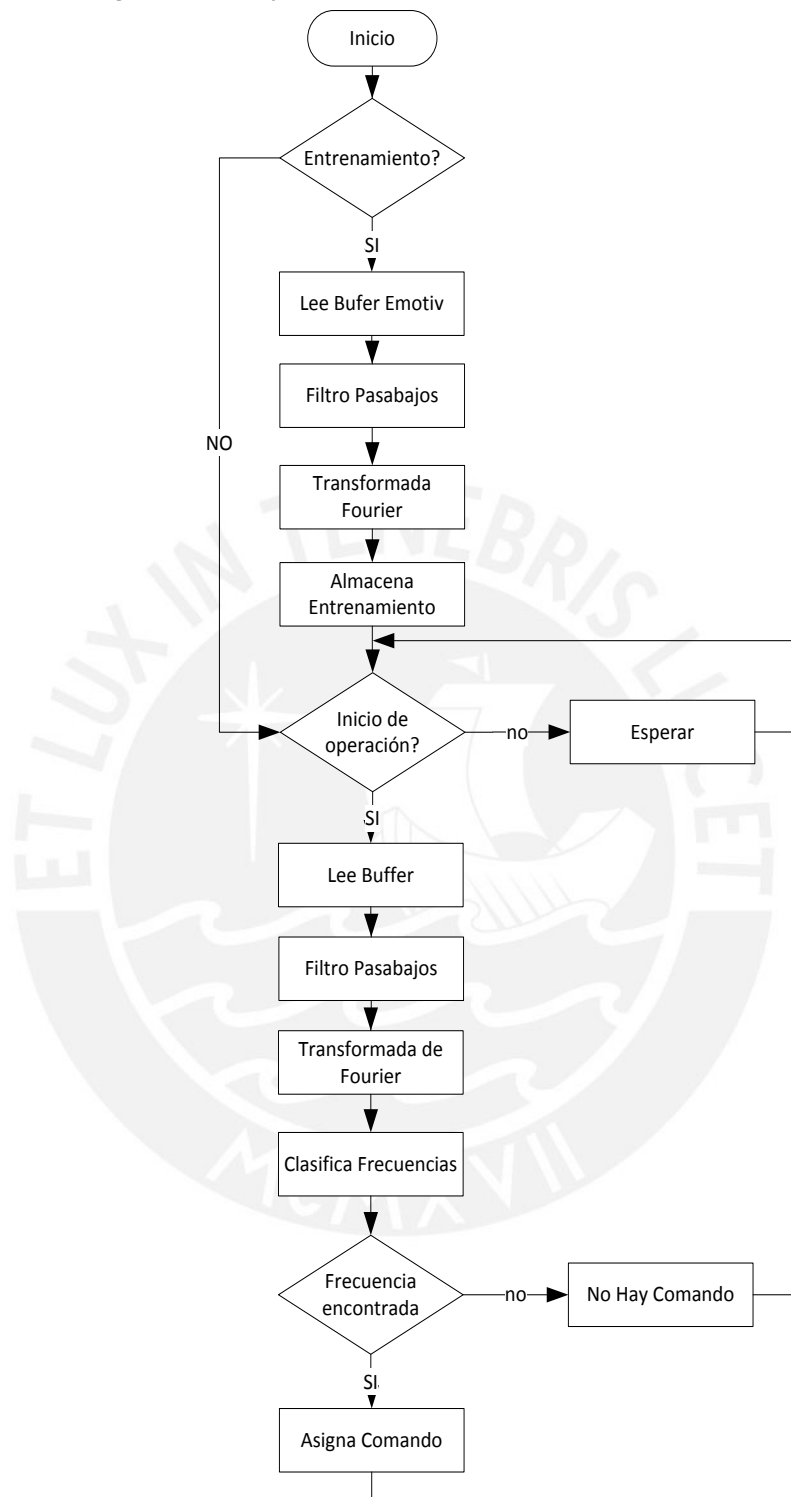


Figura 2-18 Diagrama de flujo programa de adquisición y procesamiento de señales EEG
Fuente propia

2.4.2 Cálculo de frecuencias para estímulos visuales

Teniendo como referencia las investigaciones anteriores [14], la mínima frecuencia perceptible por el ojo humano para producir señales SSVEP es de 6 Hz y la máxima capaz de ser percibida por el ojo humano es de 60 Hz, por lo que las frecuencias a utilizar se encontrara en dicho rango. Cabe resaltar que para evitar producir cansancio visual estas deben encontrarse dentro de las más altas posibles con la finalidad de evitar fatiga visual y otros trastornos [7].

Como se mencionó en los capítulos anteriores, el dispositivo BCI seleccionado presenta limitaciones tanto en la calidad de adquisición y en la velocidad de muestreo, cuyo valor máximo corresponde a 128 muestras por segundo, y que representa un ancho de banda de 128 Hz. Por lo tanto, según el teorema de Nyquist, la máxima frecuencia que se podría detectar sin tener pérdidas es de 64 Hz. Debido a las limitaciones del equipo, se vuelve necesario conocer su performance dentro de un rango de frecuencias, por lo que se plantea trabajar con valores que van desde los 12 hasta los 31 Hz con incrementos de 1 Hz. Tal como se mencionó en el capítulo anterior, el ratio de aciertos será evaluado experimentalmente para cada una de las frecuencias pertenecientes al rango establecido. Para ello se acondicionará un programa que adquirirá, durante 100 segundos, 100 muestras con 128 valores de datos cada una, recopiladas durante la exposición a cuatro estímulos oscilando a la vez, estímulo con una frecuencia determinada. Cada muestra será acondicionada (filtrada) y luego analizada en el dominio de Fourier, con ello calculará las veces que se detectó el estímulo como significativo por cada una de las 100 muestras.

La tabla 2-5 muestra las bandas de frecuencias donde se realizaran los experimentos, se han agrupado en bloques de cuatro valores consecutivos, asociándoles un determinado comando y un color de mica para mejorar el efecto discriminativo. Cada experimento se realizará con los cuatro estímulos funcionando a la vez, con la finalidad de poder demostrar la capacidad discriminativa del usuario cuando se concentre en uno de los cuatro estímulos. Adicionalmente se muestra el valor de frecuencia generado cuya frecuencia fue medida usando un osciloscopio Tektronix TDS1001B 40 MHz (figura) y el error con la resolución de frecuencia que entrega el análisis de Fourier. La última columna corresponde a ratio de aciertos que serán verificados en el siguiente capítulo de experimentación y pruebas.

Tabla 2-5 Frecuencias de diseño para estímulos SSVEP
Fuente Propia

Tiempo de Muestreo	0.00781	segundos			
Cantidad de muestras	128				
Ventana de tiempo	1	segundos			
n	frecuencia medida (Hz)	frecuencia Generada (Hz)	Error	Comando Asociado	Color asociado
31	31.01	30.86	-0.15	CM4	Verde
30	30.01	29.94	-0.07	CM3	Amarillo
29	29.01	29.1	0.09	CM2	Rojo
28	28.01	28.24	0.23	CM1	Azul
27	27.01	26.74	-0.27	CM4	Verde
26	26.01	26.01	0.00	CM3	Amarillo
25	25.01	24.75	-0.26	CM2	Rojo
24	24.01	24.1	0.09	CM1	Azul
23	23.01	22.99	-0.02	CM4	Verde
22	22.01	21.98	-0.03	CM3	Amarillo
21	21.01	21.05	0.04	CM2	Rojo
20	20.01	19.8	-0.21	CM1	Azul
19	19.01	19.01	0.00	CM4	Verde
18	18.01	17.99	-0.02	CM3	Amarillo
17	17.01	17.06	0.05	CM2	Rojo
16	16.01	15.92	-0.09	CM1	Azul
15	15.00	14.99	-0.01	CM4	Verde
14	14.00	13.93	-0.07	CM3	Amarillo
13	13.00	13.02	0.02	CM2	Rojo
12	12.00	11.92	-0.08	CM1	Azul

Trabajos anteriores, han planteado que a medida que se incrementan las frecuencias de los estímulos, también serán menores las amplitudes de las frecuencias detectadas por medio del dispositivo BCI, sin embargo las altas frecuencias son menos susceptibles a ruidos generados por movimiento de ojos y cabeza y también valores por encima de 26 Hz producen menor fatiga visual [29].

Debido al tipo de aplicación de las señales EEG es necesario tener en cuenta que algunas frecuencias que se encuentran en nuestro rango de estudio, se traslaparán con la banda Alfa (7.5Hz a 13 Hz), el cual entregará falsos positivos cuando la banda Alfa incremente en casos que el usuario entre en un estado de relajación o

cierra los ojos para descansar [14]. Por lo tanto, para mejorar el performance del sistema se evitará usar frecuencias que se encuentren dentro del rango Alfa y en cambio se encuentren en el rango Beta (13Hz a 35 Hz) que representa estados de concentración por lo que algunos estudios recomiendan trabajar en dicha banda [30]

Adicionalmente, para optimizar la clasificación, se analizarán también los primeros armónicos de las señales emitidas ya que según lo descrito por Trejo, Leonardo, et al, 2006 [31], los armónicos de primer orden poseen picos distintivos con la cual se puede identificar la frecuencia de interés.

Finalmente, para mejorar la adquisición de las señales, se usarán micas de colores con la finalidad de colorear cada una de las señales del estímulo. Esto ayudará a que el usuario pueda concentrarse mejor en el estímulo de su elección teniendo al color como apoyo para discriminar cognitivamente la señal deseada [32], en este caso se plantea el uso de los colores azul, rojo, amarillo y verde.

2.4.3 Control de brazo Robótico

Una vez identificado el comando a ejecutar (CM1, CM2, CM3 o CM4), el programa del brazo robótico tomará dicha información y la procesará para calcular su cinemática y ejecutar el movimiento del brazo. El programa será desarrollado en lenguaje C# y usando las librerías del fabricante, el cual permitirá pre-configurar movimientos predefinidos, permitiendo hasta la ejecución de cuatro tareas.

Así mismo, debido a que el área de trabajo y seguridad es establecida por software, el programa verifica siempre que el movimiento solicitado se encuentre dentro de los límites de seguridad y así evitar movimientos accidentales que pueden dañar al usuario. Por ello, área de operación ha sido definida tal como se muestra en la figura 2.19, en ella se puede mostrar que el alcance máximo del brazo corresponde a 70 cm y su operación será limitada a 20 cm del usuario. Esta limitación será fácil de regular, debido a que el brazo y el usuario poseen posiciones fijas.

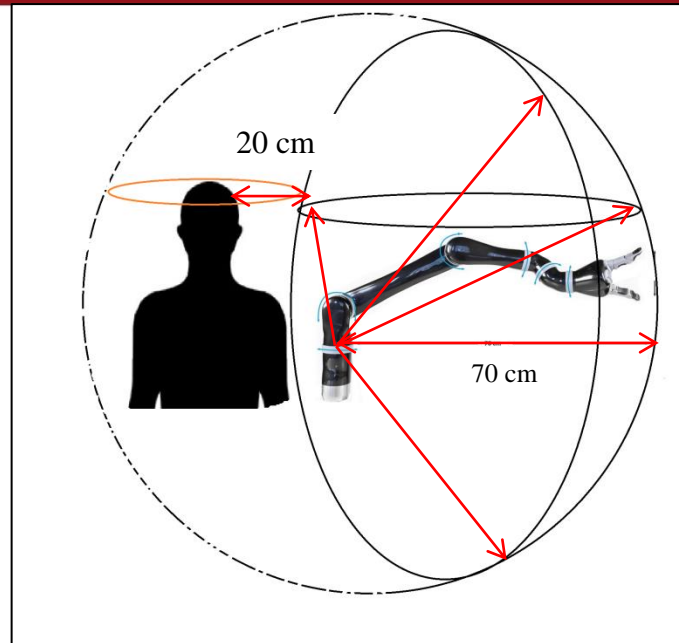


Figura 2-19 Límites de operación del brazo robótico de asistencia
Fuente Propia

Adicionalmente, el programa debe incluir un monitoreo constante de los parámetros de corriente y temperatura, con la finalidad de proteger el equipo de cualquier obstáculo o bloqueo mecánico accidental durante la operación y que podrían dañar los motores. Para ello, la librería del fabricante posee clases definidas dentro del lenguaje C# que permitirán adquirir los datos de supervisión necesarios.

En el diagrama de flujo de la figura 2.20, se observa el programa correspondiente al brazo robótico, el diagrama inicia con un bloque de adquisición y verificación del comando resultante del programa que se encarga de analizar las señales EEG. Luego de ello, el bloque de correlación de comando se encargará de hacer la correspondencia con el movimiento pre configurado del brazo, sin antes verificar siempre que el movimiento se encuentre dentro de los límites de operación establecidos en la figura 2-19. Finalmente se observa que el programa se encontrará monitoreando en todo momento las variables de corriente, temperatura y torque, con la capacidad de producir una alarma general capaz de desactivar el brazo robótico haciendo un corte de energía eléctrica.

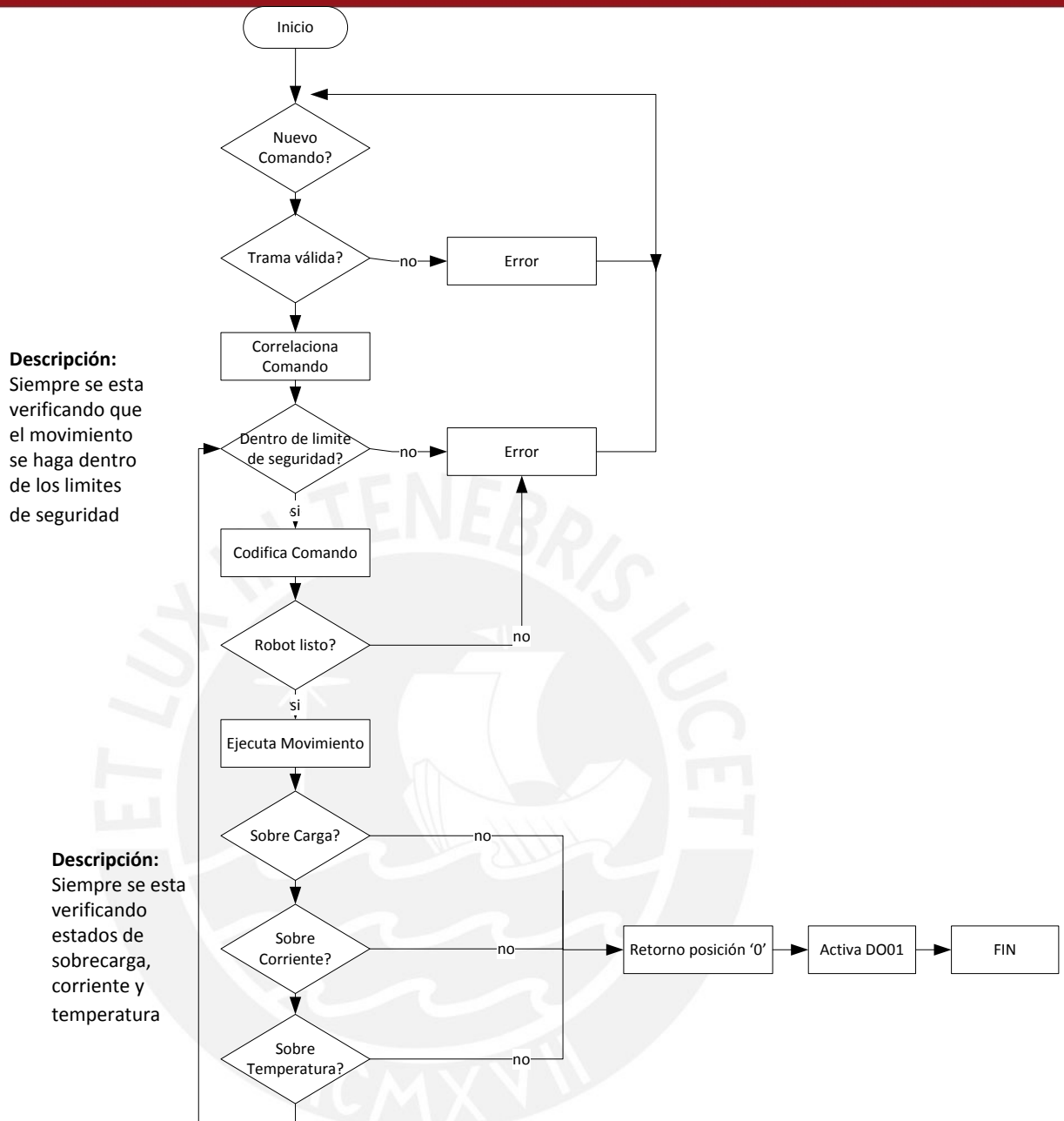


Figura 2-20 Diagrama de flujo de programa de brazo robótico
Fuente Propia

En el caso del control de movimientos predefinidos, se ha establecido un conjunto de movimientos secuenciales con la finalidad de operarlos a partir de dos comandos una vez que sea seleccionado este modo de operación. Para ello se plantea el diagrama de flujo presentado en la figura 2.21, donde se puede observar que existen dos comandos necesarios: un comando de avance y otro comando de retroceso, con el cual se puede enviar al brazo robótico a una posición siguiente o

retroceder a la posición anterior, con la finalidad de darle al usuario la potestad de ubicar el brazo sobre una posición que no obstaculice o incomode al usuario.

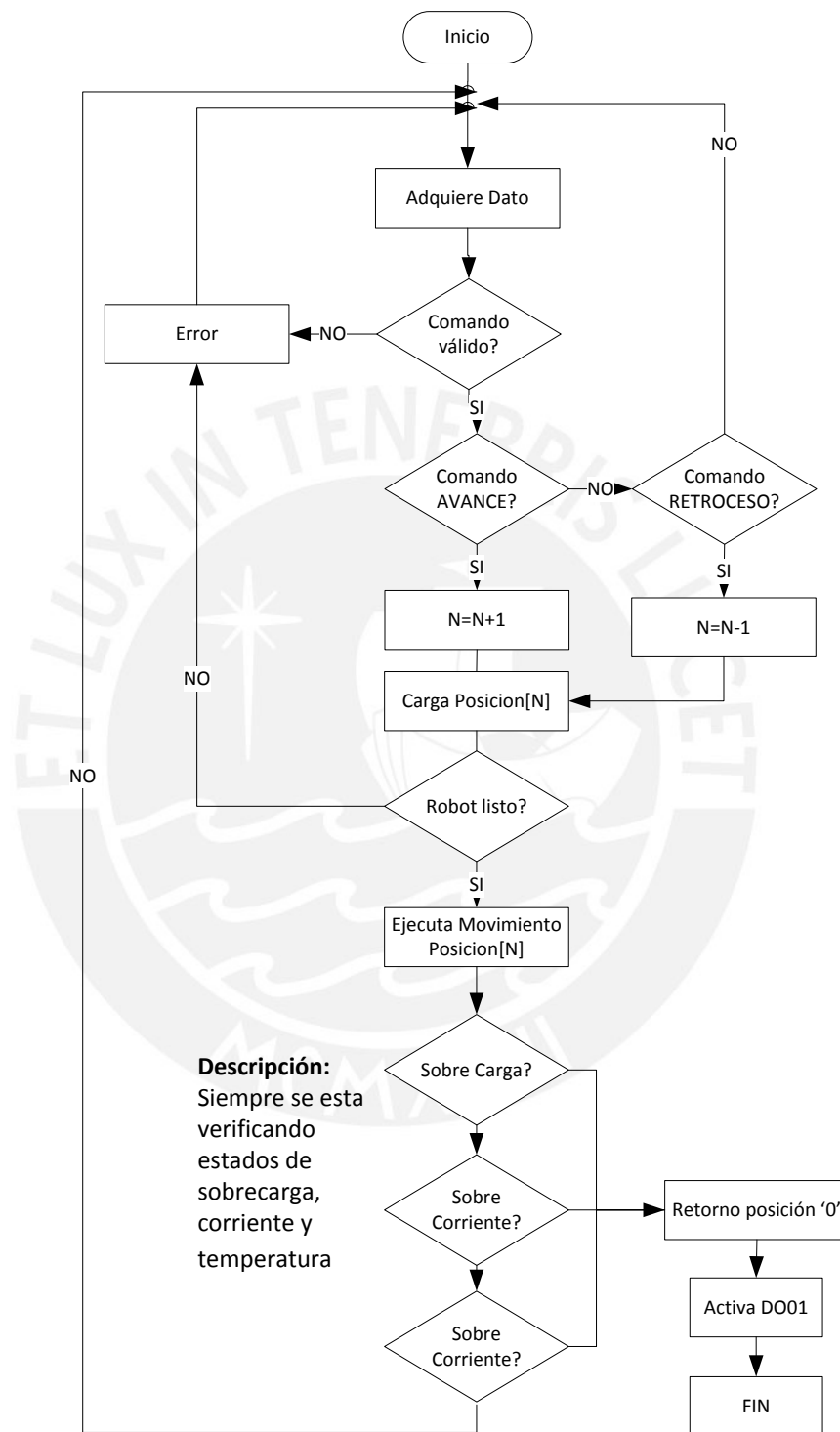


Figura 2-21 Diagrama de flujo del sistema de movimientos secuenciales del brazo robótico para un actividad predefinida

2.4.4 Interfaz de operación

La interfaz de operación será implementada sobre una computadora que tiene integrada una pantalla LCD táctil, y con un menú de navegación para cambiar el modo de operación entre brazo y silla de ruedas (ver figura 2.22), adicionalmente debe mostrar el entorno de trabajo para que el usuario pueda seleccionar el objeto de interés usando una cámara con capacidad de dar referencia al usuario el espacio en donde está operando el brazo robótico (figura 2.23).

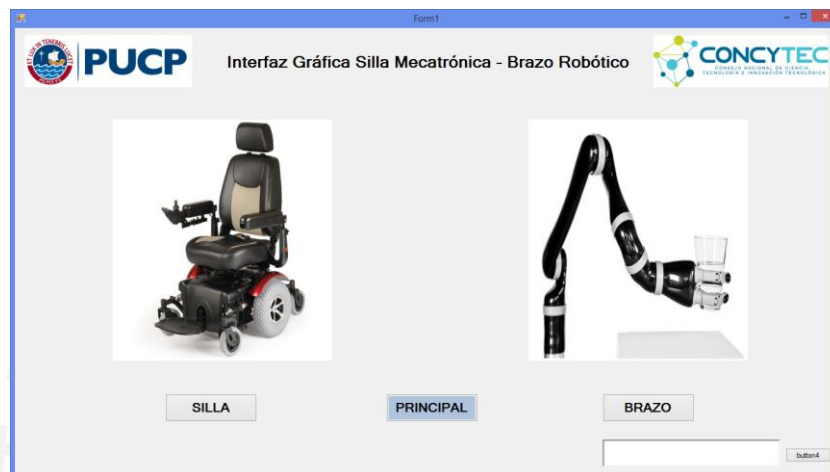


Figura 2-22 Interfaz gráfica de operación menú principal
Fuente propia

La interfaz gráfica debe de contener información relevante de cada uno de los equipos (Silla de ruedas y Brazo Robótico) como el estado de funcionamiento de cada uno de ellos, alarmas por sobrecarga y sobre corriente, límites de operación, los modos de funcionamiento y el tiempo de operación de cada dispositivo. Toda esta información será mostrada en una ventana de texto ubicada en la parte derecha inferior de la interfaz.



Figura 2-23 Interfaz Gráfica de operación del brazo robótico
Fuente propia

3 Simulaciones, Experimentos y Resultados

3.1 Simulaciones

La programación implementada será testeada con data proveniente de experimentos similares y que se encuentran disponibles para la comunidad científica. Esto con la finalidad de poder contrastar la correcta performance del sistema y de la capacidad de procesar las señales conforme a resultados esperados, los cuales ya han sido verificados y comprobados por otras investigaciones según la información que se tenga de la base de datos a emplear.

La base de datos a usar en este trabajo proviene de investigaciones realizadas en por Adan Vilic (2013) [33] , y que corresponde a experimentos similares de detección de frecuencias provenientes de estímulos visuales. La data fue adquirida proveniente del electrodo O_z por medio de un amplificador g.USBamp de g.tec (GugerTechnologies) con una frecuencia de muestreo de 512 Hz y con un filtrado analógico de 5 a 30 Hz. Para el presente trabajo se ha procesado la data correspondiente a un usuario expuesto a estímulos visuales de 6Hz, 10Hz y 12 Hz; adquiridos durante un tiempo de 30 segundos cada uno.

A continuación en la figura 3-1 se muestra el procesamiento y transformada de Fourier ejecutada por el programa de procesamiento de señales EEG para una data adquirida a partir de un estímulo visual de 6 Hz. La misma simulación ha sido realizada para data de 10 Hz (figura 3.2) y 12 Hz (figura 3.3)

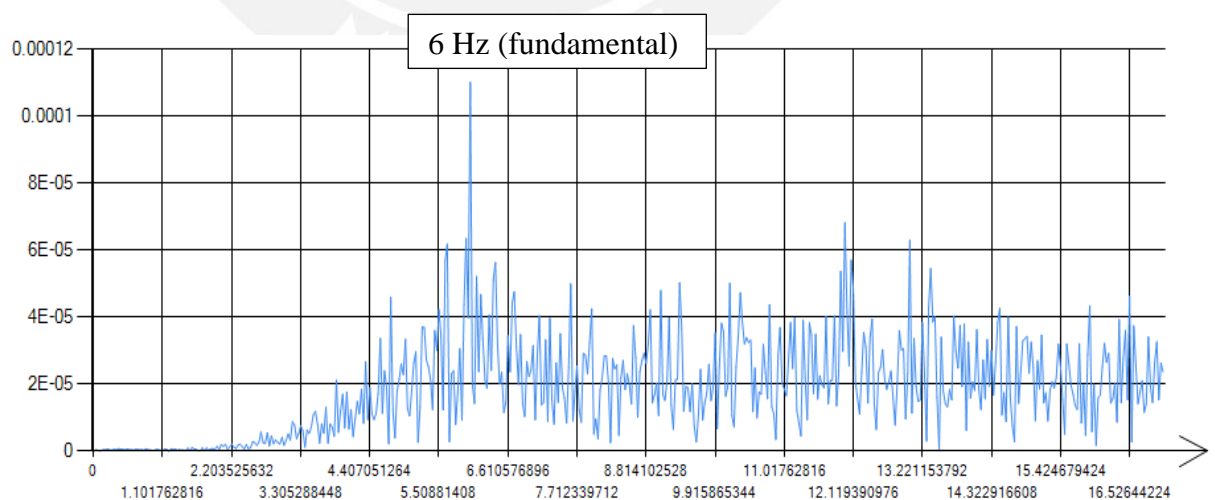
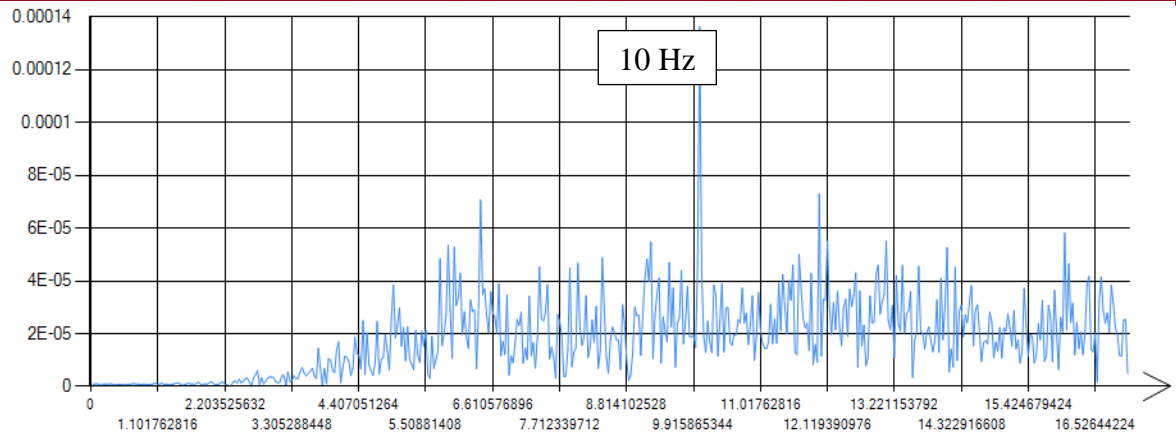
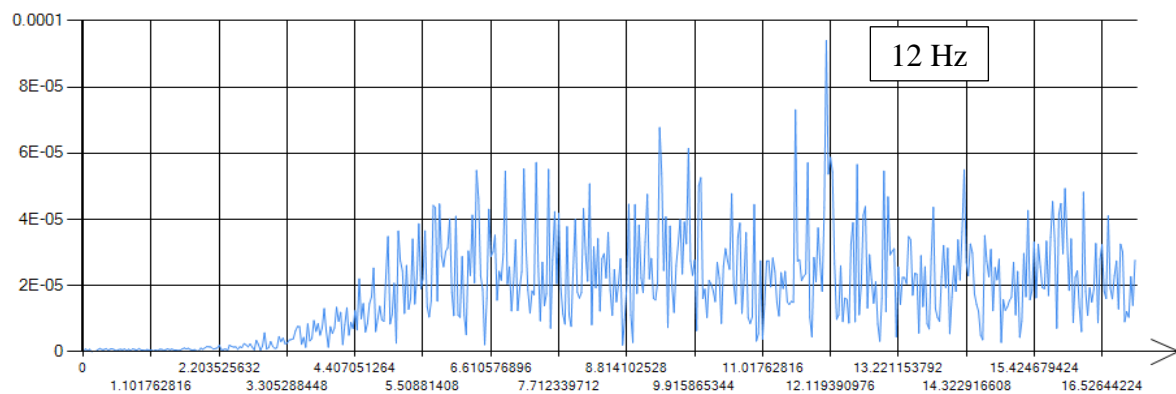


Figura 3-1 Resultados de Simulación de procesamiento de data para una estímulo visual de 6Hz
Fuente Propia



**Figura 3-2 Resultados de Simulación de procesamiento de datos para una estímulo visual de 10Hz
Fuente Propia**



**Figura 3-3 Resultados de Simulación de procesamiento de datos para una estímulo visual de 12Hz
Fuente Propia**

De los resultados obtenidos en las simulaciones, se observa que usando la data proveniente de equipos especializados, como el g.tec (GugerTechnologies), ha sido posible detectar las frecuencias inducidas por medio de estímulos visuales, por lo tanto queda demostrado que el programa implementado y diseñado según consideraciones en el capítulo 2.4.1 trabajará del modo esperado al menos bajo data adquirida de dispositivos especializados.

3.2 Experimentos

Los módulos planteados en el apartado 2.4 fueron implementados en lenguaje C# usando las librerías de los fabricantes de cada uno de los dispositivos. Para trabajar con la interfaz BMI se empleó la librería *Emotiv Research Edition V1.0.0.05* con el SDK *DotNetEmotivSDK.dll*, la cual permitió la adquisición de la data cruda proveniente de los electrodos del dispositivo. En el caso del brazo robótico se empleó la librería *Kinova.API.Jaco* y *Kinova.DLL* los cuales integran todos los objetos de programación para comandar y supervisar el brazo robótico Mico de Kinova.

Las pruebas fueron realizadas para probar la detección de señales SSVEP usando un arreglo de diodos LED y la interfaz BMI Emotiv para adquirir las señales EEG. Los estímulos visuales fueron ubicados a 60 cm del usuario y con un ángulo de 10 grados. Así mismo se procedió a verificar el programa de control de brazo robótico generando señales discretas para accionar los cuatro movimientos predefinidos.

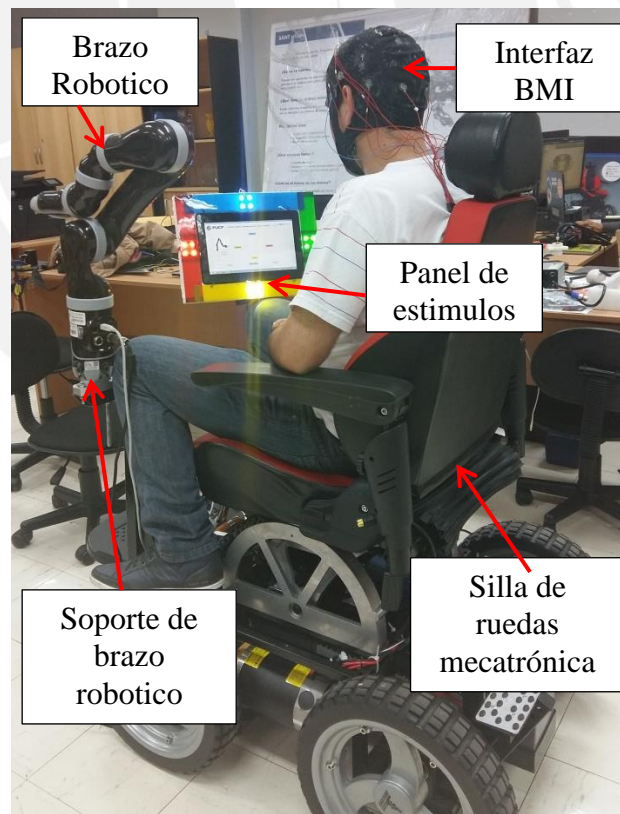


Figura 3-4 Pruebas generales de programación y funcionamiento
Fuente propia

3.2.1 Prueba de detección de señal SSVEP

El programa fue escrito en el modo de consola de comandos, y se logró adquirir la data proveniente de la interfaz BMI, empleando las librerías del fabricante. Para ello se usó el objeto *EmoEngine*, el cual permitió establecer la conectividad con el dispositivo y acceder al buffer de datos a una capacidad máxima de almacenamiento de 128 muestras por cada canal de la interfaz BMI, con la data adquirida se procedió a calcular la transformada de Fourier, dentro de un ancho de banda de detección de 64 Hz, debido a que la limitación del ratio de muestreo de la interfaz BCI es de 128 muestras por segundo.

A continuación se muestran los principales fragmentos de programación usados para la conectividad y la adquisición. En la figura 3.2 se presenta las líneas principales usando el objeto *EmoEngine*, la validación del hardware conectado y la habilitación de la conectividad. Seguidamente se procede a la declaración del arreglo de datos que contendrán los valores de cada uno de los 14 canales de la interfaz, finalmente la data se obtiene usando la función *GetData* la cual permite transferir, al arreglo declarado, la información de cada uno de los electrodos. En la figura 3.3 se muestra el ejemplo para adquirir la data del electrodo O1.

```

EmoEngine engine;
engine = EmoEngine.Instance;
engine.UserAdded += new EmoEngine.UserAddedEventHandler(engine_UserAdded_Event);
engine.Connect();

        Console.WriteLine("User Added Event has occurred");
        userID = (int)e.userId;
        engine.DataAcquisitionEnable((uint)userID, true);
        engine.EE_DataSetBufferSizeInSec(1);
  
```

Figura 3-5 Fragmento de código para conectividad de la interfaz BCI con la computadora
Fuente propia

```

Dictionary<EdkDll.EE_DataChannel_t, double[]> data = engine.GetData((uint)userID);

        int _bufferSize = data[EdkDll.EE_DataChannel_t.TIMESTAMP].Length;
        Console.WriteLine("Writing " + _bufferSize + " lines of data ");

        for (int i = 0; i < _bufferSize; i++)
        {
            foreach (EdkDll.EE_DataChannel_t channel in data.Keys)
            {
                if (channel == EdkDll.EE_DataChannel_t.O1)
                {
                    o1[n, i] = Math.Round(data[channel][i], 2);
                }
            }
        }
  
```

Figura 3-6 Fragmento de código para adquirir la data cruda del electrodo O1
Fuente propia

Debido a que el experimento contempla cuatro señales luminosas oscilando a la vez, se usaron micas coloreadas para facilitar el efecto discriminativo en el estímulo deseado y se detecte la frecuencia correspondiente a cada uno de los comandos, en este experimento se usaron los colores azul, rojo, amarillo y verde por presentar un alto contraste cromático [34] y con ello se espera producir un mejor efecto discriminativo. Además, las distancias entre los ojos a los estímulos visuales se han establecido a 60 cm debido a las recomendaciones dadas en los experimentos realizados por Chi-Hsu Wu, et al. 2013 [35].

Las señales procesadas se encuentran en las zonas de interés de la cabeza (occipital y parietal) correspondientes a los electrodos P₇, O₁, O₂ y P₈. Para el análisis se ha tomado el promedio instantáneo de las cuatro señales como muestra representativa, almacenados en un vector de 128 valores discretos en una ventana de 1 segundo debido a las restricciones de la interfaz utilizada. En la figura 3.7 se muestra el procesamiento en frecuencia para un estímulo de 18 Hz, usando el programa de procesamiento EEG implementado en lenguaje C#. También se puede notar que el ancho de banda detectable es de 64 Hz y la presencia de un pico de menor magnitud en el campo de los segundos armónicos corresponde a 36 Hz.

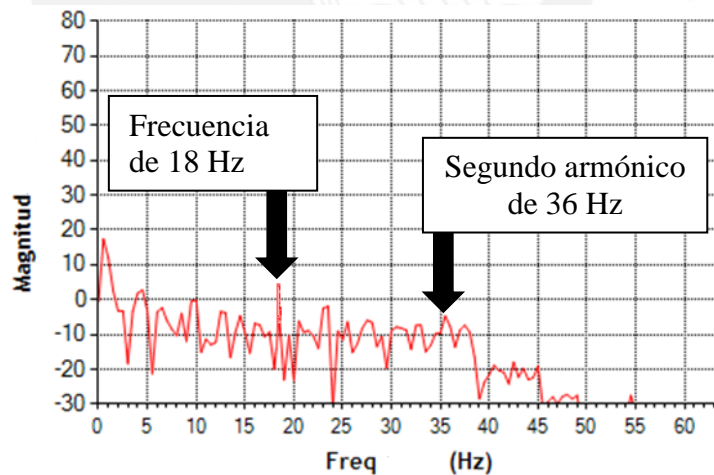


Figura 3-7 Detección de señal de 18 Hz
Fuente propia

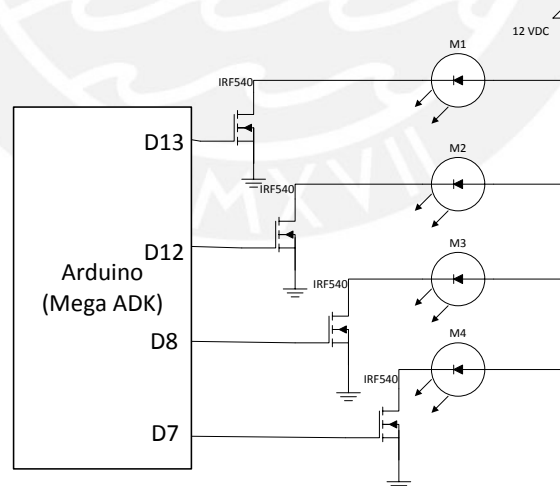
En el caso de múltiples estímulos visuales, el procesamiento fue mejorado usando un filtro pasa bajos con el modelo Butterworth de cuarto orden con frecuencia de corte de 50 Hz aplicado luego de ejecutar la transformada de Fourier, el cual facilitó la clasificación y la respectiva correlación con el comando de control. Adicionalmente se obtuvo mejoras en la detección y clasificación al incluir filtros de

color a cada uno de los estímulos visuales, tal como fue mencionado en el capítulo anterior.



**Figura 3-8 Panel de LED con filtros de colores
Fuente propia**

La figura 3.9 muestra los arreglo LED (M1, M2,M3 y M4) dispuestos en el panel de estímulos visuales tal como fue diseñado en el capítulo 2.2 y 2.2.3 Para el control de las señales del panel, se usó un Arduino Mega ADK que fue programado en lenguaje C. Los drivers de control fueron implementados usando Mosfets IRF540 tal como se muestran en el esquemático de la figura 3.9.



**Figura 3-9 Esquemático de control de diodos LED del panel de estímulos visuales
Fuente propia**

3.2.2 Prueba de análisis de ratio de aciertos a distintas frecuencias

Tal como fue mencionado en el capítulo 2.4.2, para una mejor selección se evaluará el ratio de aciertos para un conjunto de valores de frecuencia, con incrementos de 1Hz, desde los 12 Hz hasta los 31 Hz, tal como se muestra en la tabla 3.1. En ella se puede observar la tendencia de una disminución del grado de aciertos a medida que van incrementando el valor de las frecuencias de estímulo. Así mismos, los estímulos de frecuencia generados fueron medidos usando un osciloscopio Tektronix (figura 3.10) ,cuyos valores se encuentran en la columna de Frecuencia Generada de la tabla 3.1.

Tabla 3-1 Cálculo experimental de ratio de aciertos para 100 muestras por cada estímulo Fuente Propia

Tiempo de Muestreo	0.00781	segundos					
Cantidad de muestras	128						
Ventana de tiempo	1	segundos					
n	frecuencia medida (Hz)	frecuencia Generada (Hz)	Error	Comando Asociado	Color asociado	Aciertos (%)	ITR
31	31.01	30.86	-0.15	CM4	Verde	68	42.57
30	30.01	29.94	-0.07	CM3	Amarillo	70	45.08
29	29.01	29.1	0.09	CM2	Rojo	47	26.03
28	28.01	28.24	0.23	CM1	Azul	57	31.89
27	27.01	26.74	-0.27	CM4	Verde	43	24.55
26	26.01	26.01	0.00	CM3	Amarillo	51	27.99
25	25.01	24.75	-0.26	CM2	Rojo	48	26.48
24	24.01	24.1	0.09	CM1	Azul	44	24.88
23	23.01	22.99	-0.02	CM4	Verde	55	30.45
22	22.01	21.98	-0.03	CM3	Amarillo	59	33.47
21	21.01	21.05	0.04	CM2	Rojo	74	50.68
20	20.01	19.8	-0.21	CM1	Azul	76	53.81
19	19.01	19.01	0.00	CM4	Verde	73	49.21
18	18.01	17.99	-0.02	CM3	Amarillo	74	50.68
17	17.01	17.06	0.05	CM2	Rojo	78	57.16
16	16.01	15.92	-0.09	CM1	Azul	73	49.21
15	15.00	14.99	-0.01	CM4	Verde	75	52.22
14	14.00	13.93	-0.07	CM3	Amarillo	73	49.21
13	13.00	13.02	0.02	CM2	Rojo	73	49.21
12	12.00	11.92	-0.08	CM1	Azul	74	50.68

Así mismo debido a las recomendaciones de selección descritas en el capítulo 2.4.2, se tomarán frecuencias mayores a la banda Alfa para evitar los falsos positivos que podrían producirse cuando el usuario cierre los ojos o se encuentre en estado de relajación. Por lo tanto luego de observar los valores de aciertos de la tabla 3.1 las frecuencias seleccionadas para implementar serán: 14,15,16 y 17 Hz.

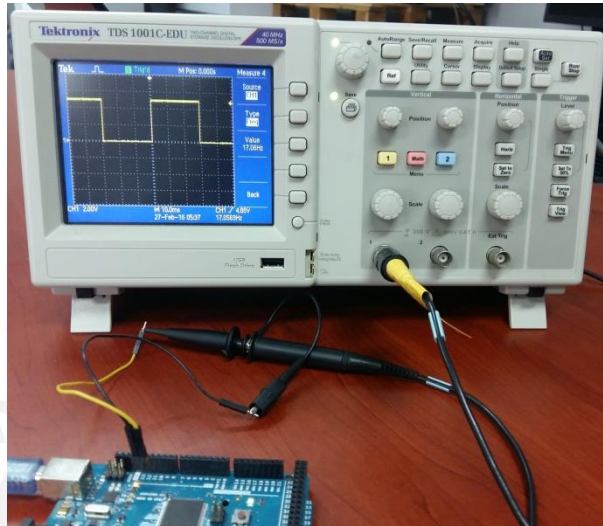


Figura 3-10 Osciloscopio Tektronix TDS 1001 : Medición de frecuencias estímulos generadas por un Arduino Fuente propia

La última columna de la tabla corresponde a la tasa de transferencia de información o con sus siglas en inglés ITR (Information transfer rate) e indica el performance del sistema considerando el ratio de aciertos y la cantidad de posibles detecciones [27] que en este caso corresponderán a las cuatro opciones que se deben de clasificar. Este índice es uno de los más usados en el caso de evaluar el performance de los dispositivos BCI debido a que considera la cantidad de opciones a clasificar y el tiempo de muestreo con lo cual se puede entregar en unidades de bits por minuto como se muestra en la tabla 3.1.

3.2.3 Prueba de operación de brazo robótico

Para esta prueba, se escribió un programa en lenguaje C#, usando la librerías del brazo robótico Kinova. Para efectos de prueba de comando se usó un Arduino Xplora que lleva integrado un joystick analógico y con el cual se envió comandos de movimiento en los ejes coordenados, con ello se demostró la operatividad del programa y del brazo para ejecutar cuatro movimientos predefinidos a partir de señales externas.

La segunda etapa consistió en adquirir los datos provenientes del programa de análisis de señales EEG donde se genera la palabra de comando llevada en un dato tipo entero. Con dicho dato se pudo generar el movimiento en cuatro ejes coordenados, correspondiente a cada una de las señales del panel de estímulos visuales.



Figura 3-11 Operación del brazo robótico usando estímulos visuales
Fuente propia

Para la implementación de los movimientos predefinidos se procedió a implementar un programa que almacena las coordenadas de cada uno de los grados de libertad del brazo robótico en una posición predefinida. Los datos almacenados sirvieron para realizar la secuencia de movimientos que completan la tarea predefinida. En el caso del movimiento para alcanzar una botella con agua ubicada en una posición específica, se procedió a generar 10 secuencias de movimientos cuyas posiciones se encuentran expresadas en valores de pasos de rotación para cada uno de los grados de libertad y de las variables que controlan los dedos del grip.

La figura 3.12 muestra porción de código, implementado en lenguaje C# usando las librerías Kinova.DLL y Kinova.API.Jaco, para configurar una posición específica a todas las juntas del brazo robótico correspondiente a la primera posición correspondiente al movimiento de alcanzar la botella con agua.

```

//////punto donde se toma el objeto////////
point1.UserPosition.AnglesJoints.Angle[Kinova.DLL.Data.Util.CVectorAngle.JOINT_1] = 273.7929f;//posicion junta 1
point1.UserPosition.AnglesJoints.Angle[Kinova.DLL.Data.Util.CVectorAngle.JOINT_2] = 231.5395f;//posicion junta 2
point1.UserPosition.AnglesJoints.Angle[Kinova.DLL.Data.Util.CVectorAngle.JOINT_3] = 94.11516f;//posicion junta 3
point1.UserPosition.AnglesJoints.Angle[Kinova.DLL.Data.Util.CVectorAngle.JOINT_4] = 160.5324f;//posicion junta 4
point1.UserPosition.AnglesJoints.Angle[Kinova.DLL.Data.Util.CVectorAngle.JOINT_5] = 54.89677f;//posicion junta 5
point1.UserPosition.AnglesJoints.Angle[Kinova.DLL.Data.Util.CVectorAngle.JOINT_6] = 173.0149f;//posicion junta 6
point1.UserPosition.FingerPosition[0] = 1000;//Nivel de apertura Grip dedo
point1.UserPosition.FingerPosition[1] = 1000;//Nivel de apertura Grip dedo
point1.UserPosition.FingerPosition[2] = 100;//Nivel de apertura Grip dedo

m_PointsTrajectory.Add(point1);

Jaco_m.ControlManager.SendTrajectoryFunctionality(m_PointsTrajectory);
Thread.Sleep(100);
break;
    
```

Figura 3-12 Fragmento de código para configurar posición a partir de las juntas del brazo robótico.

Fuente Propia

La tabla 3.2 muestra la secuencia de los diez movimientos y los valores de cada uno de las 6 juntas, definidas de J1 hasta J6, para cada uno de las posiciones que conforman la actividad. En ella también se puede notar el valor de las variables que controlan el grip del brazo robótico definidas por F0, F1 y F2. Toda la secuencia de movimientos fueron realizados a una velocidad angular y lineal definida con los valores de 50 y 20 respectivamente según escala del brazo robótico. En varios casos como las posiciones 2 y 3 se mantienen el valor de las juntas, variando solo la apertura (1000,1000,100) y cierre (6000,6000,0) del grip.

Tabla 3-2 Secuencia de posiciones para ejecutar movimiento predefinido
Fuente Propia

Posición	J1	J2	J3	J4	J5	J6	F0	F1	F2
1	273.793f	231.539f	94.1151f	160.532f	54.896f	173.014f	6000	6000	0
2	274.412f	276.798f	128.863f	156.880f	65.252f	169.107f	1000	1000	1000
3	274.412f	276.798f	128.863f	156.880f	65.252f	169.107f	6000	6000	0
4	273.793f	231.539f	94.1151f	160.532f	54.896f	173.014f	6000	6000	0
5	300.071f	218.927f	64.0254f	190.782f	85.116f	142.796f	6000	6000	0
6	415.362f	224.187f	57.2828f	259.588f	117.809f	131.880f	6000	6000	0
7	273.793f	231.539f	94.1151f	160.532f	54.896f	173.014f	6000	6000	0
8	274.412f	276.798f	128.863f	156.880f	65.252f	169.107f	1000	1000	1000
9	415.362f	224.187f	57.2828f	259.588f	117.809f	131.880f	1000	1000	1000
10	273.793f	231.539f	94.1151f	160.532f	54.896f	173.014f	6000	6000	0

En la figura 3.13 se observa la secuencia de movimientos implementados según las coordenadas de la tabla 3.2 , en ella se puede observar que el movimiento parte de una posición en reposo (A) para luego usando la selección de colores iniciar el movimiento predefinido del brazo robótico con la finalidad de alcanzar una botella de agua y acercarla al usuario para que pueda beber. Los cuadros B, C, D y E de la

figura 3.13 muestran la secuencia de movimientos desde que se coge la botella sobre una mesa, hasta que se alcanza hasta el rostro del usuario para que este pueda beber, los cuadros E y F muestran las posiciones de descanso y alejamiento en caso el usuario tenga necesidad de alejar la botella con la intención de volver a beber luego, el cuadro F muestra al brazo en posición de reposo pero con la botella de agua en caso el usuario requiera conservar la botella y trasladarse a otro lugar usando la silla de ruedas mecatrónica.

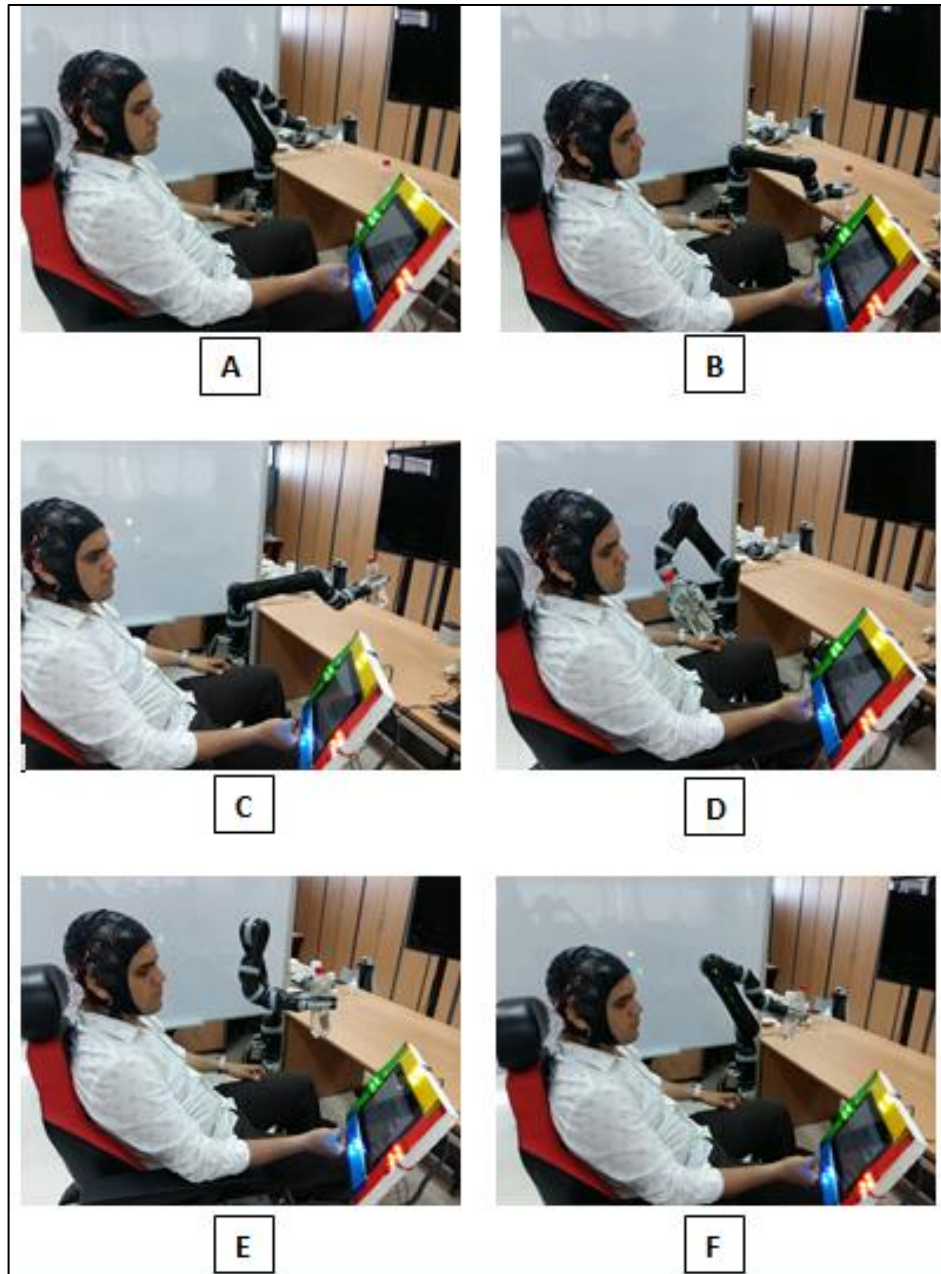


Figura 3-13 Secuencia de movimientos para alcanzar una botella de agua ubicada sobre una mesa: (A) Posición de reposo, (B) robot coge botella de la mesa, (C) robot traslada botella hacia el usuario, (D) robot acerca botella al usuario para que pueda beber, (E) robot aleja botella del rostro del usuario y (F) posición de reposo con botella en caso el usuario desee volver a acercar botella.

3.3 Resultados

3.3.1 Resultados de detección a las frecuencias seleccionadas

De los resultados obtenidos y del criterio en el uso de frecuencias mayores a 13 Hz, se establece el experimento en cuatro usuarios sin ninguna discapacidad declarada con edades entre 24 y 30, cuyos resultados se muestran en la tabla 3.2, la cual muestra pruebas con cuatro estímulos visuales a frecuencias distintas (14,15,16,y 17 Hz). El usuario tuvo una exposición de 100 segundos en total por cada tipo de estímulo, el registro y procesamiento de su selección fue realizada por cada segundo, lo que dio un total de 100 intentos por cada estímulo visual, calculando el porcentaje de aciertos (tabla 3.3) y el ratio de transferencia de información expresado en bits/minuto (tabla 3.4).

Tabla 3-3 Tabla de resultados a estímulos seleccionados expresado en ratio de aciertos Fuente Propia

Frecuencia	COLOR	S1 (%)	S2 (%)	S3 (%)	S4 (%)
14 Hz	Azul	89	73	86	79
15 Hz	Rojo	78	75	79	73
16Hz	Amarillo	89	73	80	82
17 Hz	Verde	80	78	81	75
PROMEDIO	79.38%	84	74.75	81.5	77.25

Tabla 3-4 Tabla de resultados a estímulos seleccionados expresado en ITR en bits por minuto Fuente Propia

Frecuencia	COLOR	S1	S2	S3	S4
14 Hz	Azul	80.53	49.21	73.20	58.93
15 Hz	Rojo	57.16	52.22	58.93	49.21
16Hz	Amarillo	80.53	49.21	60.76	64.61
17 Hz	Verde	60.76	57.16	62.65	52.22
PROMEDIO	60.45	69.74	51.95	63.88	56.24

De los resultados se puede notar una eficiencia aceptable en ratio de aciertos, pero menor a resultados obtenidos por otras interfaces, esto se debe a la poca precisión de la interfaz BMI usada, así como a los ruidos producidos por el movimiento de músculos de la cabeza y ojos, además del ruido eléctrico.

La precisión de la interfaz BMI y los ruidos producidos por los músculos de la cabeza, pueden ser mejorados usando un sistema de entrenamiento más complejo en base a redes neuronales, donde las ganancias para cada opción pueden ser reguladas cada intervalo de tiempo. Así mismo, es posible mejorar la selección al cambiar la interfaz BMI por una más precisa y con un ancho de banda mayor a 128 Hz, con la finalidad de almacenar mayor cantidad de datos en una ventana de tiempo más y así el sistema sea más preciso y se pueda detectar con mayor facilidad las frecuencias seleccionadas, así como para que sea menos susceptible a ruidos de baja frecuencia producto de movimientos involuntarios.

3.3.2 Resultados de evaluación del grado de fatiga

Adicional a la prueba de selección de comandos, se realizó una encuesta para medir el grado de confort y fatiga de los estímulos visuales, los cuales incluyeron frecuencia de oscilación y colores. Los resultados se muestran la evaluación del grado de confort y grado de concentración alcanzada en las tablas 3.5 y 3.6 respectivamente; y fueron llenadas por los usuarios usando valores numéricos según la escala siguiente: (1)Muy poco, (2) Poco, (3) Regular, (4) Bueno y (5) Bastante bueno. Ningún usuario respondió encontrar un grado bastante bueno de confort o concentración, sin embargo tres usuarios encontraron como estímulos con muy poco confort a los rojos y amarillos de 15 y 16 Hz respectivamente.

Tabla 3-5 Evaluación del grado de confort a cuatro usuarios del sistema BCI
Fuente Propia

Frec.	Color	S1	S2	S3	S4	Promedio por estímulo	Desviación estándar
14	Azul	3	2	3	3	2.8	0.5
15	Rojo	2	1	3	2	2.0	0.8
16	Amarillo	2	3	1	1	1.8	1.0
17	Verde	4	3	3	2	3.0	0.8
Promedio Grado de confort		2.8	2.3	2.5	2.0		
Confort General		2.4					

Así mismo se puede encontrar que los estímulos azul y verde fueron los mejores aceptados en la evaluación del nivel de confort. Por último se puede observar que el grado de confort general para los cuatro usuarios resultó ubicarse entre el nivel Poco y Regular, lo cual coincide con trabajos similares, donde los niveles de confort

de experimentos con estímulos SSVEP a frecuencias bajas, resultan ser parcialmente fatigantes.

Debido a que se usaron múltiples estímulos, fue importante evaluar el grado de concentración para cada uno de ellos, por lo cual, los usuarios llenaron la encuesta cuyos resultados se muestran en la tabla 3.6. En ella se puede concluir que los usuarios encuentran mayor facilidad para concentrarse con los estímulos de color azul y verde, al contrario de los colores rojo y amarillo que presentan menor facilidad de concentración según los usuarios encuestados.

Tabla 3-6 Evaluación del grado de concentración a cuatro usuarios del sistema BCI
Fuente Propia

Frec.	Color	S1	S2	S3	S4	Promedio por estímulo	Desviación estándar
14	Azul	4	3	3	4	3.5	0.6
15	Rojo	3	3	2	3	2.8	0.5
16	Amarillo	2	2	2	2	2.0	0.0
17	Verde	4	3	4	3	3.5	0.6
Promedio Grado de concentración		3.3	2.8	2.8	3.0		
Concentración General		2.9					

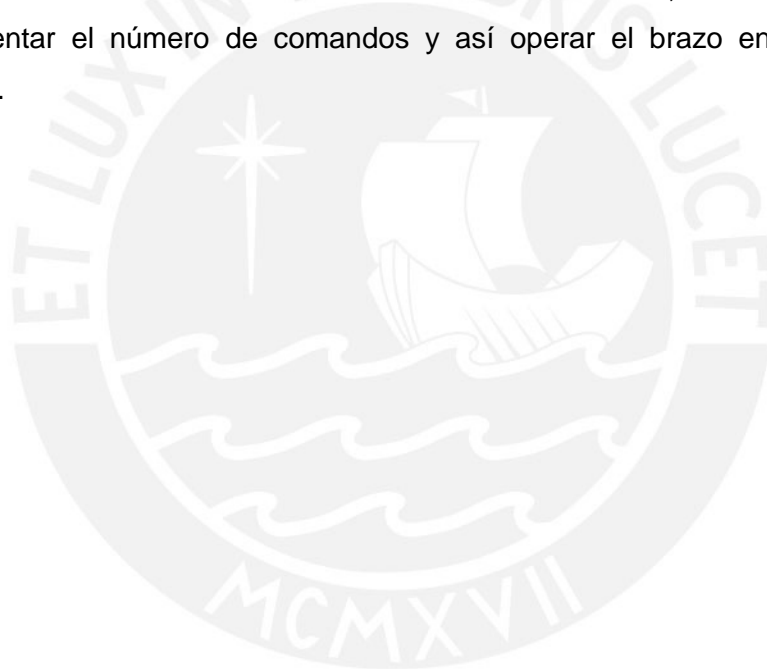
4 Conclusiones

- Conforme a los resultados de los experimentos, se concluye que se pudo implementar un sistema de selección de comandos de operación a partir de una interfaz BCI, obteniendo un grado de aciertos promedio de 79 %, y una tasa promedio de transferencia de información (ITR) de 60.45 bit/minuto, el cual sirvió para operar un brazo robótico a partir de cuatro comandos de movimientos secuenciales predefinidos, producto de la correlación de las señales EEG inducidas por estímulos visuales (SSVEP) que oscilan a frecuencias específicas.
- Fue posible implementar un sistema de detección de comandos basado en interfaces BCI usando el paradigma de reacción a estímulos SSVEP y que dieron un grado de confort de 2.4 en una escala de aceptación de 1 a 5, a partir de una encuesta realizada a cuatro usuarios que experimentaron con el sistema implementado a las frecuencias de 14, 15,16 y 17 Hz con micas coloreadas en azul, rojo, amarillo y verde respectivamente.
- Así mismo fue posible detectar que el uso de micas coloreadas de los estímulos visuales mejora el grado de concentración de los usuarios, teniendo al color azul y verde como las que poseen mejor facilidad con un valor de 3.5 de concentración a partir de una encuesta en una escala de aceptación de 1 a 5 realizada a cuatro usuarios participantes.
- Así mismo se concluye que fue posible definir los criterios para el acoplamiento mecánico, eléctricos y de operación de un brazo robótico de asistencia sobre una silla de ruedas mecatrónica. Con la finalidad de operarla de manera conjunta por medio de una interfaz gráfica de usuario implementada sobre una computadora compacta que permita la interacción y la selección de cada uno de los equipos.

5 Recomendaciones

Todos los experimentos y resultados han sido desarrollados a partir de una interfaz BCI básica, la cual genera un grado de error debido a la poca precisión en la adquisición y porque no cubren todos los electrodos del lado occipital y parietal de la cabeza. Por lo tanto se recomienda el uso de una interfaz BCI validada por la comunidad científica y con un ancho de banda mayor para realizar experimentos a frecuencias mayores con la finalidad de reducir ruidos e incrementar el grado de confort.

Se recomienda el uso de un algoritmo de clasificación basado en entrenamiento por medio de redes neuronales y que permita un mejor cálculo de las ganancias para mejorar la selección de cada uno de los comandos, ello también permitirá incrementar el número de comandos y así operar el brazo en más grados de libertad.



6 Referencias

- [1] E. L. Presidente, D. E. L. a Republica, E. L. Congreso, L. E. Y. General, D. E. L. a Persona, C. O. N. Discapacidad, and D. E. L. a S. D. Generales, “Ley General de la Persona con Discapacidad LEY N° 27050,” 2002.
- [2] “<http://www.inei.gob.pe/estadisticas/encuestas/>.” .
- [3] H. Jiang, J. P. Wachs, M. Pendergast, and B. S. Duerstock, “3D joystick for robotic arm control by individuals with high level spinal cord injuries,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, no. 1, pp. 4–8, 2013.
- [4] M. Palankar, K. J. De Laurentis, R. Alqasemi, E. Veras, R. Dubey, Y. Arbel, and E. Donchin, “Control of a 9-DoF wheelchair-mounted robotic arm system using a P300 brain computer interface: Initial experiments,” *2008 IEEE Int. Conf. Robot. Biomimetics, ROBIO 2008*, pp. 348–353, 2008.
- [5] C. L. Fall, P. Turgeon, V. Maheu, M. Boukadoum, S. Roy, D. Massicotte, C. Gosselin, and B. Gosselin, “Intuitive Wireless Control of a Robotic Arm for people living with an upper body Disability,” vol. 1, no. 418, pp. 4399–4402, 2015.
- [6] E. B. B. M. I. for C. a R. A. W. Ouyang, K. Cashion, and V. K. A. I. P. R. W. S. for C. and A. 2013 I. A. Asari, “Electroencephelograph based brain machine interface for controlling a robotic arm,” *Wenjia Ouyang*, 2013.
- [7] B. Allison, T. Lüth, D. Valbuena, A. Teymourian, I. Volosyak, and A. Gräser, “BCI demographics: How many (and what kinds of) people can use an SSVEP BCI?,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 18, no. 2, pp. 107–116, 2010.
- [8] R. Ortner, B. Z. Allison, G. Korisek, H. Gaggl, and G. Pfurtscheller, “An SSVEP BCI to control a hand orthosis for persons with tetraplegia,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 19, no. 1, pp. 1–5, 2011.
- [9] A. Ubeda, E. Ianez, J. Badesa, R. Morales, J. M. Azorin, and N. Garcia, “Control strategies of an assistive robot using a Brain-Machine Interface,” *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, pp. 3553–3558, 2012.
- [10] I. Pathirage, K. Khokar, E. Klay, R. Alqasemi, and R. Dubey, “A vision based P300 Brain Computer Interface for grasping using a wheelchair-mounted robotic arm,” *2013 IEEE/ASME Int. Conf. Adv. Intell. Mechatronics Mechatronics Hum. Wellbeing, AIM 2013*, pp. 188–193, 2013.
- [11] D. Bassily, C. Georgoulas, J. Güttler, T. Linner, T. Bock, and T. U. München, “Intuitive and Adaptive Robotic Arm Manipulation using the Leap Motion Controller,” *Int. Symp. Robot.*, pp. 78–84, 2014.
- [12] A. C. Lopes, G. Pires, L. Vaz, and U. Nunes, “Wheelchair navigation assisted by human-machine shared-control and a P300-based brain computer interface,” *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, pp. 2438–2444, 2011.
- [13] K. Holewa and A. Nawrocka, “Emotiv EPOC neuroheadset in brain -

- Computer interface,” *Proc. 2014 15th Int. Carpathian Control Conf. ICC 2014*, pp. 149–152, 2014.
- [14] Y. Liu, X. Jiang, T. Cao, F. Wan, P. U. Mak, P. I. Mak, and M. I. Vai, “Implementation of SSVEP based BCI with Emotiv EPOC,” *Proc. IEEE Int. Conf. Virtual Environ. Human-Computer Interfaces, Meas. Syst.*, pp. 34–37, 2012.
- [15] K.-J. Huang, J.-C. Liao, W.-Y. Shih, C.-W. Feng, J.-C. Chang, C.-C. Chou, and W.-C. Fang, “A real-time processing flow for ICA based EEG acquisition system with eye blink artifact elimination,” *SiPS 2013 Proc.*, pp. 237–240, 2013.
- [16] M. Murugappan and S. Murugappan, “Human emotion recognition through short time Electroencephalogram (EEG) signals using Fast Fourier Transform (FFT),” *Signal Process. its Appl. (CSPA), 2013 IEEE 9th Int. Colloq.*, pp. 289–294, 2013.
- [17] M. R. Azim, M. S. Amin, S. a. Haque, M. N. Ambia, and M. a. Shoeb, “Feature extraction of human sleep EEG signals using wavelet transform and Fourier transform,” *Signal Process. Syst. (ICSPS), 2010 2nd Int. Conf.*, vol. 3, pp. 701–705, 2010.
- [18] N. Mammone, F. La Foresta, and F. C. Morabito, “Automatic artifact rejection from multichannel scalp EEG by wavelet ICA,” *IEEE Sens. J.*, vol. 12, no. 3, pp. 533–542, 2012.
- [19] H. Ekanayake, “P300 and Emotiv EPOC: Does Emotiv EPOC capture real EEG?,” *Web Publ. <http://neurofeedback.visaduma.info/> ...*, p. 16, 2010.
- [20] P. L. Lee, C. L. Yeh, J. Y. S. Cheng, C. Y. Yang, and G. Y. Lan, “An SSVEP-based BCI using high duty-cycle visual flicker,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 12 PART 1, pp. 3350–3359, 2011.
- [21] I. Volosyak, D. Valbuena, T. Lüth, T. Malechka, and A. Gräser, “BCI demographics II: How many (and What Kinds of) people can use a high-frequency SSVEP BCI?,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 19, no. 3, pp. 232–239, 2011.
- [22] R. I. Edvhg, H. Dqg, H. Wkh, S. Ri, and V. Vwhp, “8Vhu Shuirupdqfh (Ydoxdwlrq Zlwk 9Lvxd0 6Wlpxodwru 5Hjxodwlrq Ri 669(3 Edvhg %&, 6\Vwhp ,,,” vol. 669, pp. 3–6.
- [23] C. Guger, B. Allison, C. Hintermueller, R. Prueckl, B. Grosswindhager, C. Kapeller, and G. Edlinger, “Poor performance in SSVEP BCIs: are worse subjects just slower?,” *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 2012, pp. 3833–6, 2012.
- [24] E. L. G. M. Chaurand Rosalío Ávila, Lilia Roselia Prado León, *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana.pdf*, Segunda Ed. 2007.
- [25] S. Nishifuji, T. Shigeyama, and S. Tanaka, “Dependence of EEG response to

- flicker stimuli on stimulus parameters,” *ICCAS-SICE 2009 - ICROS-SICE Int. Jt. Conf. 2009, Proc.*, pp. 827–832, 2009.
- [26] T. Cao, F. Wan, P. U. Mak, P. I. Mak, M. I. Vai, and Y. Hu, “Flashing color on the performance of SSVEP-based brain-computer interfaces,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 1819–1822, 2012.
- [27] O. Falzon and K. P. Camilleri, “Multi-colour stimuli to improve information transfer rates in SSVEP-based brain-computer interfaces,” *Int. IEEE/EMBS Conf. Neural Eng. NER*, pp. 443–446, 2013.
- [28] S. Mouli, R. Palaniappan, I. P. Sillitoe, and J. Q. Gan, “Performance analysis of multi-frequency SSVEP-BCI using clear and frosted colour LED stimuli,” *13th IEEE Int. Conf. Bioinforma. Bioeng. IEEE BIBE 2013*, 2013.
- [29] D.-O. Won, H. H. Zhang, C. Guan, and S.-W. Lee, “A BCI speller based on SSVEP using high frequency stimuli design,” *Syst. Man Cybern. (SMC), 2014 IEEE Int. Conf.*, pp. 1068–1071, 2014.
- [30] Y. Li, G. Bin, X. Gao, B. Hong, and S. Gao, “Analysis of phase coding SSVEP based on canonical correlation analysis (CCA),” *2011 5th Int. IEEE/EMBS Conf. Neural Eng. NER 2011*, pp. 368–371, 2011.
- [31] L. J. Trejo, R. Rosipal, and B. Matthews, “Brain-computer interfaces for 1-D and 2-D cursor control: Designs using volitional control of the EEG spectrum or steady-state visual evoked potentials,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, no. 2, pp. 225–229, 2006.
- [32] M. Wang, I. Daly, B. Z. Allison, J. Jin, Y. Zhang, L. Chen, and X. Wang, “A new hybrid BCI paradigm based on P300 and SSVEP,” *J. Neurosci. Methods*, vol. 244, pp. 16–25, 2014.
- [33] A. Vilic, T. W. Kjaer, C. E. Thomsen, S. Puthusserypady, and H. B. D. Sorensen, “DTU BCI speller: An SSVEP-based spelling system with dictionary support,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 2212–2215, 2013.
- [34] K. Lee, W. Daley, and Q. Li, “Artificial Color Contrast for Machine Vision and its Effects on Feature Detection,” pp. 24–28, 2005.
- [35] C.-H. Wu and H. Lakany, “The Effect of the Viewing Distance of Stimulus on SSVEP Response for Use in Brain-Computer Interfaces,” *2013 IEEE Int. Conf. Syst. Man, Cybern.*, pp. 1840–1845, 2013.