



ESCUELA POLITÉCNICA DEL EJÉRCITO

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA E  
INSTRUMENTACIÓN

CONTROL DE UN BRAZO ROBÓTICO MEDIANTE ONDAS  
GENERADAS POR LA ACTIVIDAD CEREBRAL

ERNESTO PABLO LANA ULLOA

TESIS PRESENTADA COMO REQUISITO PREVIO A LA  
OBTENCIÓN DEL GRADO DE

INGENIERO EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN

AÑO 2011

## Índice general

<b>RESUMEN</b>	<b>1</b>
<b>1. FUNDAMENTOS TEÓRICOS</b>	<b>4</b>
1.1. Antecedentes . . . . .	4
1.1.1. Históricos . . . . .	4
1.1.2. Investigativos . . . . .	6
1.1.3. Estado del arte . . . . .	8
1.2. Anatomía y fisiología cerebral . . . . .	10
1.2.1. Anatomía del cerebro . . . . .	10
1.2.2. La neurona . . . . .	13
1.2.3. Organización funcional de la corteza cerebral . . . . .	15
1.2.4. Propiedades eléctricas pasivas y activas de la neurona . .	19
1.3. El electroencefalograma y su captación . . . . .	20
1.3.1. Origen fisiológico del EEG . . . . .	20
1.3.2. Volumen de conducción del EEG . . . . .	22
1.3.3. La señal de EEG . . . . .	22
a. Categorías de EEG . . . . .	23
1.3.4. Los electrodos de biopotencial . . . . .	25
a. Características eléctricas . . . . .	26
b. Electrodos de copa de metal para EEG . . . . .	28
1.3.5. Sistema internacional 10 - 20 de posicionamiento de elec- trodos . . . . .	29
1.3.6. Montajes de un EEG . . . . .	31
1.3.7. Amplificador de biopotencial . . . . .	36
1.3.8. Artefactos en el electroencefalograma . . . . .	38
a. Artefactos de procedencia biológica . . . . .	38
b. Artefactos de origen externo . . . . .	39
1.4. El brazo robótico . . . . .	39

1.4.1.	Estructura . . . . .	39
1.4.2.	Características principales . . . . .	40
	a. Grados de libertad . . . . .	40
	b. Espacio de trabajo . . . . .	40
	c. Precisión de los movimientos . . . . .	41
	d. Velocidad . . . . .	42
	e. Actuadores . . . . .	43
1.4.3.	Controlador SSC - 32 . . . . .	43
	a. Descripción general . . . . .	43
	b. Comandos de control . . . . .	46
1.5.	La plataforma de desarrollo LabVIEW . . . . .	47
1.5.1.	Programación y entorno . . . . .	47
1.6.	Herramientas para el análisis de señales no estacionarias . . . . .	49
1.6.1.	Autocorrelación . . . . .	49
1.6.2.	Densidad de potencia espectral . . . . .	50
1.6.3.	Ventana de análisis Hanning . . . . .	51
<b>2.</b>	<b>IMPLEMENTACIÓN</b>	<b>53</b>
2.1.	Diagrama de bloques general del sistema . . . . .	53
2.2.	Acondicionamiento de la señal de EEG . . . . .	54
	2.2.1. Descripción y características del equipo . . . . .	54
	2.2.2. Conexiones del equipo . . . . .	56
	2.2.3. Colocación y retiro de los electrodos . . . . .	58
2.3.	Adquisición de la señal del EEG . . . . .	59
	2.3.1. Dispositivo y conexiones . . . . .	59
	2.3.2. Configuración del dispositivo . . . . .	60
2.4.	Interfaz computador - brazo robótico . . . . .	64
	2.4.1. Medio físico . . . . .	64
	2.4.2. Enlace lógico . . . . .	65
	2.4.3. Verificación de la interfaz . . . . .	66
2.5.	Puesta en marcha del brazo robótico . . . . .	68
	2.5.1. Conexiones del controlador . . . . .	68
	2.5.2. Interfaz en LabVIEW para el control individual de las articulaciones . . . . .	69
2.6.	Movimientos del brazo robótico . . . . .	71
	2.6.1. Geometría y movilidad de las articulaciones . . . . .	71

2.6.2.	Planificación de los movimientos . . . . .	74
2.6.3.	Interfaz en LabVIEW para ejecución de movimientos . . . . .	76
2.6.4.	Cálculo de la precisión, resolución espacial, velocidad y exactitud del brazo robótico. . . . .	78
<b>3.</b>	<b>PRUEBAS EXPERIMENTALES Y RESULTADOS</b>	<b>83</b>
3.1.	Condiciones para las pruebas preliminares de registro de EEG . . . . .	83
3.2.	Detección y estimación de artefactos . . . . .	84
3.3.	Repetición mental de palabras . . . . .	88
3.3.1.	Mediciones en el área sensorial - motora . . . . .	88
3.3.2.	Mediciones en el área motora del lenguaje . . . . .	89
3.3.3.	Mediciones entre las posiciones frontal y occipital . . . . .	98
3.4.	Estimulación utilizando tonos audibles . . . . .	99
3.5.	Estimulación utilizando colores . . . . .	103
3.5.1.	Primera prueba . . . . .	103
3.5.2.	Segunda prueba . . . . .	106
3.6.	Análisis de ritmos cerebrales . . . . .	110
3.7.	Implementación final y pruebas del sistema . . . . .	120
3.7.1.	Condiciones preliminares . . . . .	120
3.7.2.	Implementación del sistema . . . . .	121
3.7.3.	Interfaz de software . . . . .	121
3.7.4.	Resultados del funcionamiento del sistema . . . . .	126
3.8.	Alcances y limitaciones . . . . .	127
<b>4.</b>	<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</b>	<b>130</b>
	<b>ANEXOS</b>	<b>132</b>
	GLOSARIO DE TÉRMINOS . . . . .	133
	PROGRAMAS DE SOFTWARE . . . . .	135
	HOJAS DE ESPECIFICACIONES TÉCNICAS Y REFERENCIA . . . . .	144
	GUÍAS PARA PRÁCTICAS DE LABORATORIO . . . . .	183
	<b>BIBLIOGRAFÍA Y ENLACES</b>	<b>189</b>



## Índice de figuras

1.1. Vista lateral y superior del cerebro. . . . .	10
1.2. Corte sagital del cerebro. . . . .	11
1.3. Corte horizontal del cerebro. . . . .	12
1.4. Corte frontal del cerebro. . . . .	12
1.5. Neurona típica con las sinapsis que recibe. . . . .	13
1.6. Regiones corticales. . . . .	16
1.7. Áreas de Brodmann. . . . .	18
1.8. Circuito equivalente de la neurona. . . . .	20
1.9. Capas celulares de la corteza cerebral. . . . .	21
1.10. a) Ejemplos de EEG para las distintas bandas de frecuencia. b) El fenómeno de desincronización alfa. . . . .	24
1.11. Circuito equivalente para un electrodo de biopotencial. . . . .	27
1.12. Ejemplo de la impedancia de un electrodo de biopotencial en función de la frecuencia. . . . .	27
1.13. Electrodo de copa de metal para EEG. . . . .	28
1.14. Posición de electrodos frontal polar, frontal, central, parietal y occipital. . . . .	30
1.15. Posición de electrodos T3, T4, C3 y C4. . . . .	30
1.16. Posición de electrodos F3, F4, P3 y P4. . . . .	32
1.17. Posición de electrodos F7, F8, T5, T6, FP1, P2, O1 y O2. . . . .	32
1.18. Posición de electrodos A1 y A2. . . . .	33
1.19. Sistema de colocación de electrodos según versión europea. . . . .	33
1.20. Esquema del sistema Wilson en el registro del EEG. . . . .	34
1.21. Esquema de un montaje para un registro bipolar. . . . .	35
1.22. Esquema de un montaje longitudinal y un transversal. . . . .	35
1.23. Estructura del brazo robótico. . . . .	40
1.24. Diagrama del brazo robótico. . . . .	41
1.25. Espacio de trabajo del brazo robótico. . . . .	42

1.26. Esquema de componentes y su disposición en el controlador SSC - 32. . . . .	44
1.27. Panel frontal y diagrama de bloques del control de un slider por una entrada numérica. . . . .	48
1.28. Función ventana de Hanning. Utilizada para análisis espectral. . . . .	52
2.1. Diagrama de bloques general del sistema para el control de un brazo robótico mediante ondas generadas por actividad cerebral. . . . .	53
2.2. Módulo principal KL-71001 para acondicionar la señal de EEG. . . . .	55
2.3. Módulo KL-73004 para medición de EEG. . . . .	55
2.4. Diagrama de bloques del circuito para medición de EEG. . . . .	56
2.5. Conexiones del módulo de acondicionamiento de la señal de EEG . . . . .	57
2.6. Electrodo para EEG, gel preparativo <i>Nuprep</i> y pasta conductora <i>Ten20</i> . . . . .	58
2.7. Diagrama funcional de la tarjeta de adquisición de datos NI myDAQ. . . . .	60
2.8. Diagrama de conexiones de la tarjeta de adquisición de datos NI myDAQ. . . . .	61
2.9. Asistente de DAQ en LabVIEW. . . . .	62
2.10. Selección del tipo de variable para la adquisición de datos. . . . .	63
2.11. Selección del canal de la tarjeta para la adquisición de datos. . . . .	63
2.12. Selección de parámetros para la variable adquirida con la tarjeta DAQ. . . . .	64
2.13. Convertidor USB a serial. . . . .	65
2.14. Configuración del puerto COM virtual. . . . .	66
2.15. Terminal de LynxTerm para verificación del controlador SSC - 32. . . . .	67
2.16. Comunicación computador - controlador SSC - 32 utilizando VISA de LabVIEW. . . . .	67
2.17. Conexiones del controlador SSC - 32 del brazo robótico. . . . .	68
2.18. Interfaz para el movimiento de cada articulación y el gripper del brazo robótico. . . . .	69
2.19. Diagrama de bloques de la interfaz para el movimiento de cada articulación y el gripper del brazo robótico. . . . .	70
2.20. Diagrama geométrico del brazo robótico. . . . .	72
2.21. Espacio de trabajo práctico para el brazo robótico. . . . .	77

2.22. Interfaz en LabVIEW para ejecutar movimientos definidos en el brazo robótico. . . . .	77
2.23. Diagrama de bloques de la interfaz para ejecutar movimientos fijos en el brazo robótico. . . . .	79
3.1. Esquema de montaje transversal en las posiciones FP1 - FP2 - A1. . . . .	84
3.2. Prueba experimental: Serie de cinco parpadeos consecutivos. . .	85
3.3. Densidad de potencia espectral (PSD) de un parpadeo típico de amplitud grande. . . . .	86
3.4. Esquema de montaje transversal en las posiciones C3 - A2 - A1. . .	86
3.5. Registro de movimientos oculares y su densidad de potencia espectral (PSD). . . . .	87
3.6. Registro de movimientos de cabeza y su densidad de potencia espectral (PSD). . . . .	87
3.7. Registro de influencia de ruidos y su densidad de potencia espectral (PSD). . . . .	88
3.8. Esquema de montaje transversal en las posiciones C3 - C4 - A1. . .	89
3.9. Prueba experimental: Repetición mental de las palabras <i>arriba</i> y <i>abajo</i> en tres registros diferentes. . . . .	90
3.10. Esquema de montaje transversal en las posiciones Zona de lenguaje - A2 - A1. . . . .	91
3.11. Promedio de componentes de espectro de potencia de registros de EEG para pruebas de pensamiento de las palabras «arriba» y «abajo», con ojos cerrados y con ojos abiertos junto a estimulación visual a través de los movimientos correspondientes en el brazo robótico; y una línea base. . . . .	93
3.12. Promedio de componentes de espectro de potencia de registros de EEG para pruebas de pensamiento de las palabras «izquierda» y «derecha», con ojos cerrados y con ojos abiertos junto a estimulación visual a través de los movimientos correspondientes en el brazo robótico; y una línea base. . . . .	96
3.13. Esquema de montaje longitudinal en las posiciones FP - O - A1. . .	98
3.14. Promedio de componentes de espectro de potencia de registros de EEG tomados para condiciones de ojos abiertos en estado de atención y ojos cerrados en estado de relajación. . . . .	100

3.15. Esquema de montaje transversal en la Zona auditiva con referencia en A1. . . . .	100
3.16. Promedio de componentes de espectro de potencia de registros de EEG tomados para condiciones de estimulación mediante tonos audibles. . . . .	102
3.17. Prueba de estimulación con colores. Se presentaron tres condiciones, donde se mostraban de forma alternada con un tono gris, los colores rojo, azul y amarillo respectivamente. . . . .	103
3.18. Promedio de componentes de espectro de potencia de registros de EEG para pruebas estimulación visual a través de la presentación de varios colores de forma parpadeante. . . . .	105
3.19. Prueba de estimulación con colores. Se presentaron dos condiciones, donde se mostraban de forma alternada primero los colores rojo y amarillo y luego los colores negro y gris. . . . .	106
3.20. Esquema de montaje longitudinal en las posiciones C3 - O - A1.	107
3.21. Promedio de componentes de espectro de potencia de registros de EEG para pruebas estimulación visual a través de colores, con tonos de colores y tonos de gris. . . . .	109
3.22. Línea base sin mayor actividad mental en la sesión de pruebas para determinar rasgos para arriba y abajo. . . . .	112
3.23. Condición de pensar repetidamente en la palabra «arriba», con los ojos cerrados, en la sesión de pruebas para determinar rasgos para arriba y abajo. . . . .	114
3.24. Condición de pensar repetidamente en la palabra «abajo», con los ojos cerrados, en la sesión de pruebas para determinar rasgos para arriba y abajo. . . . .	115
3.25. Condición de pensar repetidamente en la palabra «arriba» y observar al brazo robótico moverse en esa dirección, en la sesión de pruebas para determinar rasgos para arriba y abajo. . . . .	117
3.26. Condición de pensar repetidamente en la palabra «abajo» y observar al brazo robótico moverse en esa dirección, en la sesión de pruebas para determinar rasgos para arriba y abajo. . . . .	118
3.27. Registro de una prueba de estimulación visual, en el que presentaba al sujeto de estudio dos colores en forma alternada a un ritmo fijo. . . . .	119

3.28. Implementación total del sistema para control de un brazo robótico mediante ondas generadas por actividad cerebral. . . . .	122
3.29. Panel frontal de la interfaz que permite estimar los umbrales de detección para el control del brazo robótico. . . . .	123
3.30. Ejemplo de detección de niveles umbral para los rasgos del control del brazo robótico. . . . .	124
3.31. Panel frontal de la interfaz de control del brazo robótico mediante ondas generadas por actividad cerebral. . . . .	125
1. Interfaz de control de movimiento de articulaciones del brazo robótico. . . . .	136
2. Diagrama de bloques de la interfaz de control de movimiento de articulaciones del brazo robótico. . . . .	137
3. Interfaz de interpolación de movimientos en direcciones fijas del brazo robótico. . . . .	138
4. Interfaz para guardar registros de mediciones de EEG . . . . .	139
5. Diagrama de bloques de la interfaz para guardar registros de mediciones de EEG. . . . .	139
6. Interfaz que gráfica el PSD de un registro de medición de EEG .	140
7. Diagrama de bloques para la interfaz que gráfica el PSD de un registro de medición de EEG. . . . .	141
8. Programación de la aplicación que genera archivos de la evolución temporal de las componentes en frecuencia de un registro de EEG. . . . .	142

## Índice de tablas

1.1. Clasificación funcional de la corteza cerebral. . . . .	17
1.2. Efecto de las propiedades de los electrodos en su impedancia. . .	28
2.1. Cálculo de la precisión, resolución espacial y velocidad promedio del brazo robótico. . . . .	81
2.2. Cálculo de la exactitud del brazo robótico. . . . .	82
3.1. Promedio de componentes espectrales en potencia para condiciones de pensamiento y observación de «arriba» y «abajo». . .	92
3.2. Promedio de componentes espectrales en potencia para condiciones de pensamiento y observación de «izquierda» y «derecha». . .	95
3.3. Promedio de componentes espectrales en potencia para condiciones de ojos abiertos y cerrados en estado de relajación. . . . .	99
3.4. Promedio de componentes espectrales en potencia para pruebas en las que se escuchan diferentes tonos. . . . .	101
3.5. Promedio de componentes espectrales en potencia para condiciones de estimulación visual mediante colores que aparecen en forma parpadeante. . . . .	104
3.6. Promedio de componentes espectrales en potencia para condiciones de estimulación visual mediante colores que aparecen en forma parpadeante. . . . .	108

## RESUMEN

La meta principal de este proyecto es llegar a establecer una interfaz que permita a un individuo controlar un brazo robótico a través de actividad mental, por medio de un sistema computacional, como una PC.

El proyecto ha sido estructurado en tres módulos principales, los cuales explican los fundamentos científicos en los que se basa, la implementación del sistema para que realice su función y las pruebas realizadas, con los resultados obtenidos y la relevancia de estos para la investigación.

El primer capítulo, *Fundamentos Teóricos*, introduce todos los antecedentes, conceptos, fenómenos y técnicas que implican la realización de este proyecto. Todo lo incluido en este capítulo sirve como punto de partida clave para entender los demás aspectos que llevan a la conclusión del proyecto.

El segundo capítulo, *Implementación*, detalla minuciosamente cada uno de los aspectos que intervienen en el proyecto, tanto de hardware como software, que proporcionan una plataforma funcional que, a través de experimentación, permitirán llegar a obtener el resultado deseado de este proyecto.

En el tercer capítulo, de *Pruebas Experimentales y Resultados*, se incluyen los procedimientos realizados y sus resultados a lo largo de la ejecución práctica del proyecto, todos encaminados a lograr el sistema funcional planteado.

Un cuarto capítulo, recoge las conclusiones y recomendaciones que se han logrado obtener de la experiencia práctica, referente a aspectos de principios básicos, implementación y pruebas.

Además se incluyen anexos que sintetizan todo el proyecto para lograr su

reproducción total, desde la implementación hasta la experimentación y puesta en funcionamiento, abriendo la posibilidad de extender el alcance y rendimiento del sistema. Una guía para laboratorio brinda todos los pasos para implementar y poner en funcionamiento el sistema descrito a lo largo de este proyecto.



## Summary

The main goal of this project is to achieve an interface which allows an individual to control a robotic arm by mental activity, through a computational system, like a PC.

The project has been structured into three main stages, which explain the scientific basis; the system implementation that allows its function; tests, its results and their relevance for research.

The first chapter, *Theoretical Foundations*, introduces background concepts, phenomena and techniques that implies the completion of this project. Everything included in this chapter represents the starting point to reach to the understanding of the main goal of this project.

The second chapter, *Implementation*, details every aspect referred to the project, both hardware and software, providing a functional platform, which will allow to experiment and then reach the goal of the project.

The third chapter, *Experimental Tests and Results*, includes the procedures and results that show all the tests and tries done all over the project development. All of them are directed to reach the main goal of the project, with the final implementation of a functional system.

A fourth chapter presents the conclusions and recommendations obtained with the practical experience concerning to aspects of basic principles, implementation and testing.

Besides, appendices that summarize the entire project are also included. They can be used to reproduce the entire project, opening the possibility of extending the reach and performance of the system. A laboratory guide provides all the steps and procedures needed to implement and operate the system described throughout the project.

# CAPÍTULO 1

## FUNDAMENTOS TEÓRICOS

### 1.1. Antecedentes

#### 1.1.1. Históricos<sup>1</sup>

Fue una guerra lo que brindó la oportunidad de explorar el cerebro humano por primera vez. En 1870, Fritsch<sup>2</sup> y Hitzig<sup>3</sup>, médicos militares del ejército prusiano, observaron que al estimular, mediante corriente galvánica, determinadas áreas laterales de cerebros descubiertos (de algunas de las bajas de la batalla de Sedán) se producían movimientos en el lado opuesto del cuerpo. Cinco años más tarde R. Caton<sup>4</sup> confirmó que el cerebro es capaz de producir corrientes eléctricas. Ferrier<sup>5</sup>, siguiendo en la misma línea, experimentó con la «corriente farádica». Como resultado de todo ello, hacia finales de siglo se tenían suficientes pruebas de que el cerebro de los animales poseía propiedades eléctricas comparables a las encontradas en el nervio y en el músculo.

En 1913, Pravdich-Neminsky<sup>6</sup> registró lo que llamó «electrocerebrograma» de un perro, siendo el primero en intentar clasificar semejantes observaciones. Hay que puntualizar, sin embargo, que todos los experimentos se hacían sobre cerebros descubiertos. Al ser los cambios eléctricos muy pequeños y sin procedimientos de amplificación, era imposible registrar los impulsos que alcanzaran el exterior del cráneo aún de haberse sospechado su existencia.

---

<sup>1</sup>Del artículo *Electroencefalografía* de BAREA NAVARRO R., publicado por el Departamento de Electrónica de la Universidad de Alcalá de España.

<sup>2</sup>Antropólogo y fisiólogo alemán. Cottbus, 1838 - Berlín, 1927.

<sup>3</sup>Neurólogo y psiquiatra alemán. Berlín, 1839 - Luisenheim zu St. Blasien, 1907.

<sup>4</sup>Científico inglés. Liverpool, 1842 - 1926.

<sup>5</sup>Neurólogo y fisiólogo escocés. Aberdeen 1843 - Londres 1928.

<sup>6</sup>Fisiólogo ucraniano. 1879 - 1952.

Fue en 1928 cuando Hans Berger<sup>7</sup> ideó un método que prometía una investigación de la actividad eléctrica cerebral, descubriendo lo que se conoció como «ritmo de Berger». Sin embargo, debido a su falta de conocimientos técnicos, su importancia no fue reconocida hasta algunos años después. Mientras tanto, las posibilidades de la electroencefalografía clínica se discutían, por primera vez, en un reunión en el Laboratorio central de Patología del Hospital Maudsley de Londres, en 1929. A pesar de que el grupo de investigadores intentara obtener registros del «ritmo de Berger» usando amplificadores y un galvanómetro vetusto, no se tomaba en serio el estudio del cerebro ni los descubrimientos de Berger.

En 1934 a raíz de una demostración publica ante una auditorio británico en una reunión de la Sociedad de Fisiología, en Cambridge, Adrian<sup>8</sup> y Matthews<sup>9</sup> verificaron por primera vez el «Ritmo de Berger». Berger, utilizando las mejoras introducidas por estos investigadores, siguió avanzando hasta donde le permitía su técnica defectuosa, observando por ejemplo que cuando el sujeto abría los ojos o resolvía algún problema mentalmente se alteraba el ritmo amplio y regular. Esto fue verificado posteriormente por Adrian y Matthews, quienes al tener mejores conocimientos científicos y mejores técnicas avanzaron incluso mucho más, demostrando que el ritmo regular y amplio de diez ciclos por segundo surgía de las áreas visuales de asociación y no de todo el cerebro. Años más tarde se apreció la importancia de tal descubrimiento.

Posteriormente la electropatología del cerebro creció en importancia, confirmándose la relación entre la alteración en las oscilaciones rítmicas con las enfermedades. Se avanzó mucho en este campo, comenzando a interesar, entre los investigadores del electroencefalograma (EEG), el estudio de la epilepsia y otras enfermedades mentales, poniéndose de relieve la complejidad del tema y la imposibilidad de aislamiento de funciones simples, siendo necesario estudiar al cerebro como un órgano total. A partir de estos comienzos, con el paso de los años y mediante evaluaciones sucesivas, se han llegado a conocer otros aspectos del EEG tal como lo conocemos hoy en día.

---

<sup>7</sup>Psiquiatra y neurólogo alemán. Neuses, 1873 - Jena 1941.

<sup>8</sup>Electrofisiólogo inglés. Londres, 1889 - Cambridge 1977.

<sup>9</sup>Fisiólogo inglés. 1906 - 1986.

Tan notable ha sido la evolución del EEG, que junto con los avances en la tecnología de semiconductores, la mayor capacidad de almacenamiento y procesamiento de los computadores, la posibilidad de digitalizar cualquier tipo de señal y el crecimiento avanzado en la robótica, ha permitido que desde 1972 se introdujera la idea de controlar dispositivos electrónicos utilizando ondas generadas por actividad cerebral.

### 1.1.2. Investigativos<sup>10</sup>

El electroencefalograma es desde hace algunos años utilizado para realizar ciertas tareas de control, por medio de interfaces cerebro - computador, introducidas por primera vez por Jacques Vidal<sup>11</sup> en su proyecto *The brain - computer interface* (La interfaz computador - cerebro) en la década de 1970. En la actualidad, existen muchos grupos de investigadores trabajando en ésta área, en universidades tan importantes como la de Oxford en Inglaterra, quienes han desarrollado ciertas aplicaciones de interfaces cerebro - computador para el control de dispositivos electrónicos además de establecer el gran campo de aplicación y la gran cantidad de trabajo que aun queda por hacer respecto de este tipo de interfaz, ya que es hasta ahora imposible lograr una que tenga los beneficios de transferencia de información, flexibilidad y facilidad de uso que tienen vías más comunes como teclados y ratones por ejemplo.

El gran reto en las interfaces cerebro - computador es lograr un sistema cómodo, intuitivo, no invasivo, que permita la comunicación directa del cerebro con un computador y a través de este con cualquier dispositivo. Sin embargo, la complejidad propia del cerebro humano, la cantidad de artefactos presentes en el cuerpo que afectan mediciones superficiales no invasivas y las interferencias externas ponen a este tipo de interfaces pruebas que hasta ahora no se han logrado superar, pero que, una vez resueltos los problemas, prometen el medio de interacción entre humanos y máquinas jamás concebido.

Se ha establecido un modelo general, ampliamente aceptado, para la implementación de interfaces cerebro - computador, que consta de 9 elementos

---

<sup>10</sup>Basado en el artículo *Interfaz cerebro computador modular basada en la interpretación del electroencefalograma (EEG) mediante RNA para el control de dispositivos electrónicos* de VILLEGAS A., LUGO E., PACHECO J., VILLEGAS H. 2008.

<sup>11</sup>Es doctor en ciencias computacionales, belga. Nacido en Liege, década de 1930.

principales:

1. *Usuario*. Persona que controla el dispositivo en el sistema de interfaz cerebro - computador. Es el encargado de modificar el estado de su cerebro para generar las señales de control que operan al sistema.
2. *Electrodos*. Representan el medio o elemento de medición que permite traducir la actividad cerebral del usuario en señales eléctricas.
3. *Amplificador*. Se encarga de magnificar y filtrar la señal obtenida por los electrodos en la banda de interés para su posterior análisis.
4. *Extractor de rasgo*. Se encarga de transformar la señal ya amplificada y extraer una característica o rasgo que corresponda al mecanismo neurológico empleado por el usuario para controlar la BCI (Interfaz cerebro - computador, por sus siglas en inglés).
5. *Traductor de rasgo*. Genera señales lógicas de control a partir del rasgo extraído en la etapa anterior, es decir, abarca los mecanismos de clasificación presentes en la BCI encargados de discriminar el estado mental del usuario.
6. *Interfaz de control*. Traduce las señales lógicas de control en señales semánticas de control apropiadas para el dispositivo de control particular usado en la aplicación. En esta etapa, se puede incluir un dispositivo de visualización que brinde retroalimentación al usuario. Además, de acuerdo al tipo de BCI, puede incluir un elemento de estimulación.
7. *Controlador de dispositivo*. Convierte las señales de control lógicas en señales físicas utilizadas por el dispositivo controlado. Se encarga de todas las condiciones inherentes a la operación del dispositivo controlado: inicialización, reinicio, etc.
8. *Dispositivo controlado*. Es el elemento final del lazo y se encarga de efectuar la labor para la que fue concebida la BCI. Representa la aplicación final controlada por el usuario y pueden incluir: computadores, sintetizadores de voz, prótesis, televisores, luces de ambiente, teclados, apuntadores, robots, entre otros.

9. *Ambiente de operación.* Se refiere al entorno físico donde la BCI será utilizada, este juega un factor importante pues parámetros como la temperatura, ruido, presencia de personas u objetos y el estado general del usuario (motivación, fatiga, agotamiento) pueden afectar apreciablemente el rendimiento de todo el sistema.

### 1.1.3. Estado del arte

Las investigaciones acerca de BCIs han tomado gran interés en especial desde el año 2000, aproximadamente. Existen en la actualidad un considerable número de grupos de investigación dedicados a la neurociencia, y más específicamente, al desarrollo de métodos para detección de estados mentales particulares y su posterior implementación en una BCI. Los esfuerzos se concentran en la actualidad en el desarrollo de herramientas matemáticas de todo tipo, que permitan una detección más confiable de ciertos rasgos de actividad mental generada por una tarea específica.

En Alemania se llevó a cabo en 2008 la BCI Competition IV (Cuarta Competencia de BCIs), siendo la primera realizada en 2001 (no es una competencia anual); donde se exponen métodos de detección para cuatro tipos de tareas:

- Clasificación de EEG continuo sin estructura de pruebas.
- Clasificación de señales de EEG que son afectadas por artefactos de movimientos oculares.
- Clasificación de la dirección de movimientos de la muñeca por medio de MEG (magnetoencefalograma).
- Discriminación que requiere una resolución espacial fina utilizando ECoG (electrocorticograma).

En la competencia se presentan grupos de desarrolladores/investigadores de BCI, que ponen a prueba sus métodos y algoritmos de detección espectro - espaciales. Se determina al ganador por medio de una medición del error de sus resultados a lo largo de una serie de pruebas relacionadas con la categoría en la que participan.

Además de esta competencia, muchos grupos afines a esta área se encuentran realizando pruebas de detección de movimientos imaginarios, cuyos resultados los contrastan con los reales y aplican o desarrollan métodos de detección adecuados.

La cantidad de equipo y técnicas de medición disponibles en la actualidad, así como la capacidad de procesamiento y almacenamiento de los equipos computacionales, junto con el desarrollo de algoritmos y métodos matemáticos (como redes neuronales, media cuadrática de error o coherencia, etc.), han permitido que hoy en día se cuente con la posibilidad de realizar tareas tan complejas como mover en un espacio tridimensional un objeto desde un punto hacia otro, utilizando únicamente el cerebro como vía de comunicación de las acciones de control; sin embargo, todo esto se lo puede realizar solamente bajo un estricto ambiente de laboratorio, en condiciones controladas.

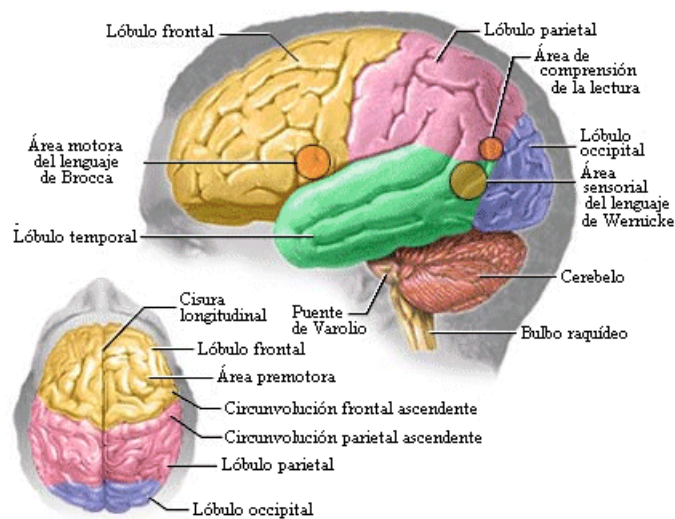
Por otro lado, en el país es casi nula, por no decir inexistente, la investigación en esta área. Tal vez se hayan realizado algunos trabajos aislados pero no representan un grupo de investigación consolidado en esta área de especial importancia, que a futuro podría representar una ayuda vital para personas que tienen alguna capacidad limitada (como la motora), permitiéndoles y brindándoles herramientas que les asistan para poder llevar una vida más independiente y de mejor calidad.

Este proyecto pretende la iniciación a nivel local de la investigación en esta área, por medio de la exposición de sus principios generales, algunas pruebas experimentales cuyos resultados indiquen la posibilidad de extraer información correspondiente a condiciones específicas mediante una medición de EEG y finalmente la implementación de un BCI demostrativo, del control de un brazo robótico, que motive a próximos estudiantes e investigadores, a desarrollar de una manera más amplia y profunda, todos los aspectos vinculados con las BCIs.

## 1.2. Anatomía y fisiología cerebral

### 1.2.1. Anatomía del cerebro<sup>12</sup>

El cerebro (figura 1.1) es la parte más voluminosa del encéfalo humano. Está contenido en un «estuche» óseo (el cráneo) y está formado por dos hemisferios cerebrales, derecho e izquierdo, separados entre sí por un surco profundo: la cisura interhemisférica. Cada hemisferio, a su vez, está dividido en cuatro lóbulos: *frontal*, *parietal*, *temporal* y *occipital*.



**Figura 1.1:** Vista lateral y superior del cerebro.

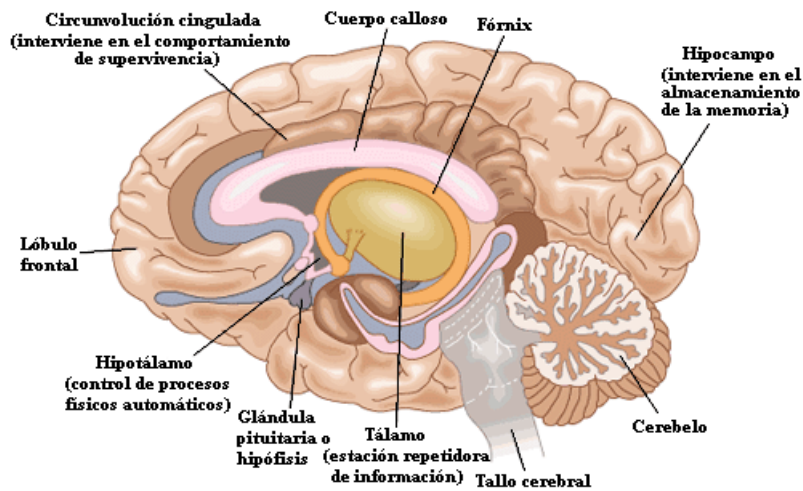
La superficie del cerebro es arrugada, como doblada sobre sí misma, y entre los pliegues (llamados surcos o cisuras) quedan las circunvoluciones cerebrales. De las cisuras es importante recordar la cisura central, perpendicular a la interhemisférica hacia la mitad del lóbulo parietal que limita, por detrás, el área motora de la corteza y, por delante, el área sensorial cortical, de la sensibilidad somática. Los pliegues permiten incrementar la superficie de la corteza cerebral que forma la capa más externa del cerebro y está formada por materia gris: contiene los cuerpos de las neuronas que se disponen en módulos. Cada módulo es como un conjunto de células piramidales interconectadas entre sí

<sup>12</sup>Del libro *Anatomía y Fisiología del Cuerpo Humano* de TRESGUERRES J. et al.. 2009.



y con otros muchos módulos, dando lugar a una gran divergencia, tanto de entrada como de salida. Por esta razón constituye una simplificación adjudicar funciones determinadas a áreas determinadas de la corteza cerebral.

Una sección sagital del cerebro (por la cisura interhemisférica)(figura 1.2) permite apreciar la cara de un hemisferio que está frente a la otra. Las circunvoluciones se continúan por esa cara y en la parte más baja de las mismas aparecen, cortadas de través, las fibras que unen a ambos hemisferios formando el cuerpo caloso.



**Figura 1.2:** Corte sagital del cerebro.

Si se observa un corte horizontal (paralelo al suelo)(figura 1.3) aproximadamente por la mitad del cerebro, se puede apreciar la sustancia gris superficial de la corteza cerebral, debajo de la cual hay una sustancia blanca formada por las fibras nerviosas que llegan y salen de la corteza. Más profundamente, a modo de una tercera capa, se pueden ver, bilateralmente, diversas masas de sustancia gris y los huecos dejados por los ventrículos cerebrales. Los dos hemisferios están unidos por fibras nerviosas que corren de uno a otro formando la comisura blanca anterior. Los huecos son los ventrículos cerebrales. Para tener una idea tridimensional de las estructuras cerebrales, es conveniente estudiar la figura 1.4, integrándola con las anteriores.

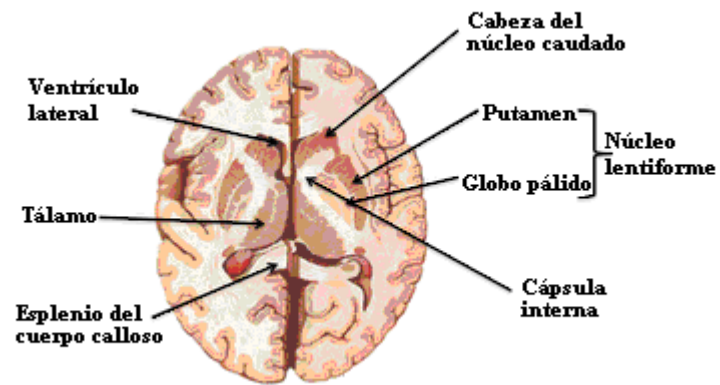


Figura 1.3: Corte horizontal del cerebro.

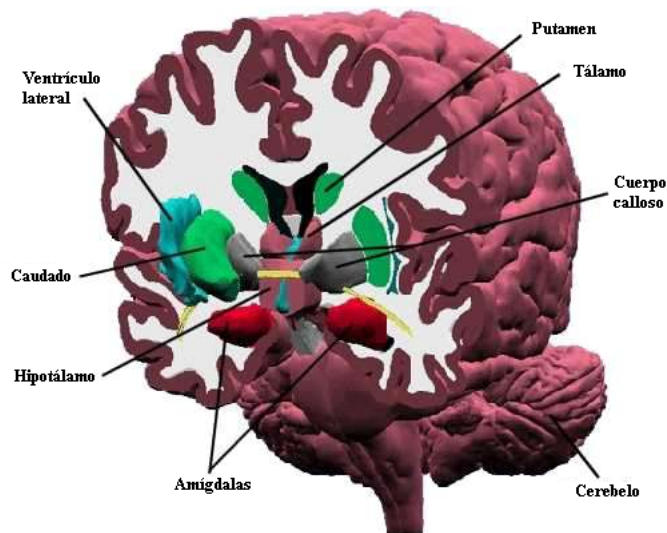
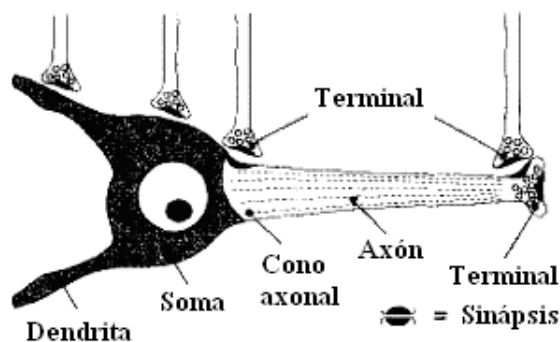


Figura 1.4: Corte frontal del cerebro.

### 1.2.2. La neurona<sup>13</sup>

La neurona es la célula que constituye la unidad morfológica y funcional del sistema nervioso, de ahí la importancia de estudiarla. En una neurona típica pueden identificarse morfológicamente cuatro regiones (Figura 1.5):

1. El cuerpo celular, llamado también soma o pericarion.
2. Las dendritas.
3. El axón.
4. Los terminales axónicos o sinópticos.



**Figura 1.5:** Neurona típica con las sinapsis que recibe.

La función de las neuronas es la generación de señales eléctricas, y en esta actividad cada una de las partes señaladas tiene un papel específico.

El cuerpo celular constituye el centro metabólico de la neurona y contiene tres organelas fundamentales:

- El *núcleo celular*, que en las neuronas, a diferencia de otras células, es de gran tamaño.
- El *retículo endoplásmico*, donde se sintetizan las proteínas de membrana y secretorias.
- El *aparato de Golgi*, donde se realiza el procesamiento de los componentes de membrana y secretorios.

<sup>13</sup>Del libro *Manual de neurofisiología* de CARDINALI D. 2007.

Las dendritas son arborizaciones del cuerpo celular que desempeñan el papel de principal zona receptora para la neurona. El axón, actúa como la unidad conductiva de la neurona.

Los terminales axónicos o sinópticos constituyen los elementos de transmisión de la neurona. A través de ellos, una neurona contacta y transmite información a la zona receptiva de otra neurona, o de una célula efectora (p. ej., muscular). La zona de contacto se llama sinapsis. Cuando se trata de una neurona, la zona postsináptica se ubica comúnmente en las dendritas y, menos frecuentemente, en el cuerpo neuronal o en las porciones iniciales o finales del axón. En promedio, existen unos  $10^{15}$  contactos sinápticos en el cerebro humano adulto (es decir, unas 10.000 terminaciones sinápticas por neurona, aunque el número de estas terminaciones varía notablemente de un tipo neuronal a otro).

Según el número de procesos originados en el cuerpo neuronal, las neuronas se clasifican en tres grupos:

1. Unipolares.
2. Bipolares.
3. Multipolares.

Las neuronas unipolares son características de los invertebrados y presentan un único proceso primario que da origen a varias ramas. Estas ramas desempeñan las funciones de axones o dendritas.

Las neuronas bipolares dan origen a dos procesos: uno periférico o dendrítico, y otro central o axonal. Las células bipolares de la retina son un ejemplo de esta clase de neuronas.

Las neuronas multipolares son el tipo predominante en el SNC (sistema nervioso central) de los mamíferos. Presentan arborizaciones dendríticas y, en general, un solo axón; las arborizaciones dendríticas pueden emerger en todas las direcciones del cuerpo axonal. Un ejemplo de neurona multipolar son las células piramidales de la corteza cerebral.

Según la longitud del axón, indicativa de la función que desempeñan, se distinguen dos tipos de neuronas:

- *Neuronas de axón largo*, o de tipo Golgi I, que median la información entre regiones cerebrales (p. ej., neuronas piramidales de proyección de la corteza cerebral), o que proveen un tono basal de excitación a amplias áreas cerebrales. La diferencia entre estos dos subgrupos de neuronas Golgi I es el grado de ramificación del axón. En las neuronas de proyección, las ramificaciones se limitan a pocas zonas cerebrales, mientras que en las otras se presenta una profusa arborización «en telaraña», conectando con numerosas áreas cerebrales.
- *Neuronas de axón corto*, o de tipo Golgi II, que cumplen la función de interneuronas en circuitos locales.

### 1.2.3. Organización funcional de la corteza cerebral<sup>14</sup>

La localización anatómica de funciones cerebrales ha sido un objetivo definido del estudio del SNC desde mucho tiempo atrás. Si bien por sus excesos la frenología del siglo XIX (que pretendía con poco fundamento científico ubicar funciones cognitivas en áreas cerebrales) fue descalificada, la idea de que regiones particulares de la corteza cerebral tienen que ver con funciones cognitivas determinadas ha persistido en las neurociencias actuales.

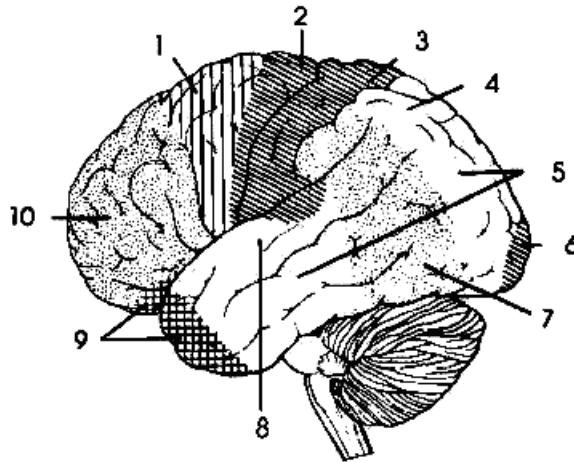
A finales del siglo XIX, las observaciones de Broca<sup>15</sup> y Wernicke<sup>16</sup> sobre pacientes con alteraciones del lenguaje y lesiones de áreas específicas del hemisferio izquierdo, así como los resultados motores de la estimulación eléctrica de la corteza cerebral motora y premotora obtenidos por primera vez por Fritsch y Hitzig, pueden considerarse como los primeros elementos objetivos de localización cerebral. Más recientemente, la introducción de técnicas como la tomografía por emisión de positrones (PET) ha permitido examinar el metabolismo de áreas cerebrales durante distintos estados de actividad cerebral, y estudiar la dinámica de diversos sistemas de neurotransmisores en relación con funciones cognitivas mediante la marcación de sitios receptores específicos

---

<sup>14</sup>Basado en el libro *Manual de neurofisiología* de CARDINALI D. 2007.

<sup>15</sup>Médico, anatomista y antropólogo francés. Saint-Foy-la-Grande, 1824 - París, 1880.

<sup>16</sup>Neuropsiquiatra alemán. Tarnowitz, 1848 - Thüringer Wald, 1905.



**Figura 1.6:** *Regiones corticales. (1) corteza premotora; (2) corteza motora primaria; (3) SI; (4) corteza parietal posterior; (5) corteza visual secundaria o de alto orden; (6) corteza visual primaria; (7) corteza de asociación parietotémporo-occipital; (8) corteza auditiva secundaria o de alto orden; (9) corteza de asociación prefrontal.*

en dichas estructuras.

Por diversas metodologías es posible distinguir cinco tipos funcionales de corteza cerebral, (Figura 1.6):

1. Corteza sensorial primaria.
2. Corteza sensorial de alto orden (o corteza sensorial secundaria).
3. Corteza de asociación.
4. Corteza motora de alto orden (o corteza motora secundaria).
5. Corteza motora primaria.

En general, una función cognitiva que implique respuesta motora ante un estímulo sensorial sigue el siguiente trayecto secuencial de activación, verificada mediante el uso del PET:

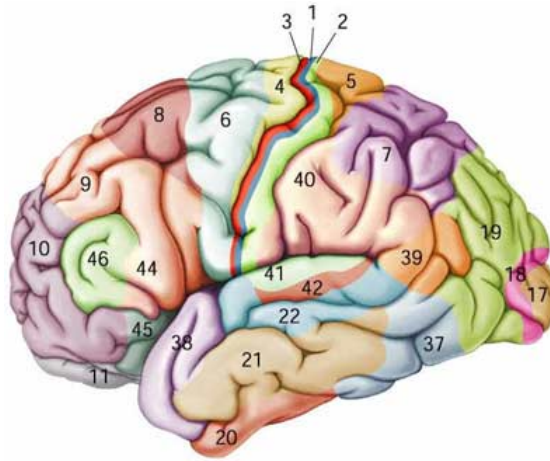
$$1 \rightarrow 2 \rightarrow 3 \rightarrow 4 \rightarrow 5$$

En la Tabla 1.1 se resumen los tipos funcionales de corteza cerebral de mayor importancia fisiológica. La información de esta tabla ha sido obtenida mediante la correlación de lesiones cerebrales con las secuelas neurológicas

**Tabla 1.1:** *Clasificación funcional de la corteza cerebral.*

<b>Designación funcional</b>	<b>Lóbulo</b>	<b>Localización en el lóbulo</b>	<b>Área de Brodmann</b>
<b>sensorial 1º</b>			
somática	parietal	giro postcentral	1, 2, 3
visual	occipital	cisura calcarina	17
auditiva	temporal	giro de Heschi	41, 42
<b>sensorial 2º</b>			
somática	parietal	cisura silviana	2
visual 2	occipital	giro occipital	18
visual 3, 3a, 4, 5	occipital, temporal	giro occipital y surco temporal	18 y rostral a 18
visual infero-temporal	temporal	corteza temporal anteroinferior	21, 20
parietal posterior (visual, somática)	parietal	giro temporal superior	5: somática 7: visual
auditiva 2	temporal	giro temporal superior	22
<b>asociación</b>			
parieto-temporo-occipital (lenguaje; polimodal sensorial)	parietal temporal occipital	área de unión entre los tres lóbulos	39, 40, 19, 21, 22, 37
frontal (cognición, planeamiento motor)	frontal	parte rostral de superf. dorsolateral	rostral a área 6
límbica (emoción, memorial)	temporal parietal frontal	circunv. de Broca hipocampo, lób. temp y orbitofrontal	23, 24 38, 28 11
<b>motora 2º</b>			
premotora y área motora suplem.	frontal	rostral al giro postcentral	6
<b>motora 1º</b>			
motora	frontal	circunvolución de Rolando	4

correspondientes, o por experimentos de estimulación durante cirugía a cielo abierto o estereotóxica del SNC. El PET ha sido también utilizado con este objetivo. En la figura 1.7 se observan las áreas de Brodmann<sup>17</sup> en la corteza cerebral.



**Figura 1.7:** *Áreas de Brodmann.*

La región de asociación es la parte de la corteza cerebral donde tienen lugar los procesos cognitivos y motivaciones más complejos, y por ende, menos entendidos.

Se distinguen tres tipos de cortezas de asociación, definidas anatómica y funcionalmente:

1. Corteza de asociación parieto-témporo-occipital.
2. Corteza de asociación frontal.
3. Corteza de asociación límbica.

En general, puede decirse que:

- La corteza de asociación parieto-témporo-occipital participa en el lenguaje y en el procesamiento de la información sensorial polimodal.
- La corteza de asociación frontal está involucrada en la conducta cognitiva y planificación motora.

---

<sup>17</sup>Neurólogo alemán. Liggersdorf 1868 - Munich, 1918.



- La corteza de asociación límbica participa en la función motivacional o afectiva (porción orbitofrontal) y fijación de la memoria (porción temporal).

#### 1.2.4. Propiedades eléctricas pasivas y activas de la neurona

Tanto la medición de la permeabilidad como del intercambio iónico son métodos utilizados para caracterizar la membrana. Sin embargo, estos métodos resultan a veces complicados y pocos eficaces dado la velocidad en la que se produce el potencial de acción, por lo que se hace conveniente realizar una caracterización por otro método, como un análisis electrofisiológico que permita modelar el comportamiento de la neurona como un circuito eléctrico.

El modelo eléctrico de la neurona debe estar basado en las tres propiedades que esta tiene para generar señales:

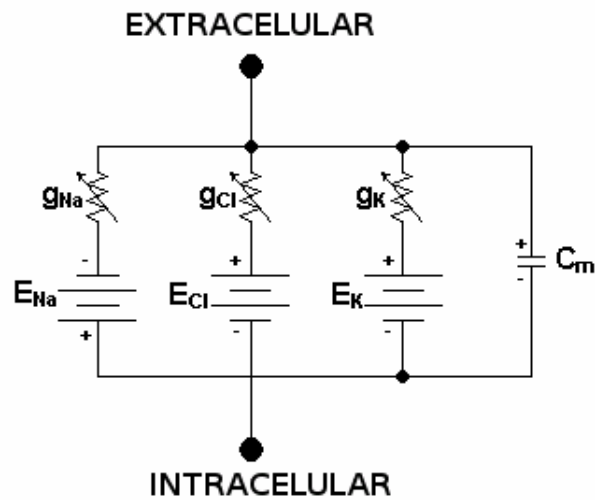
1. Presencia de canales iónicos.
2. Existencia de gradientes de concentración iónica.
3. Capacidad de almacenar cargas eléctricas.

Para obtener entonces el circuito equivalente, que represente estas tres propiedades neuronales, se utilizan conductancias (o resistencias, que son su inverso), fuentes de voltaje y capacitores (figura 1.8).

Con este modelo se puede establecer tanto las propiedades eléctricas pasivas como activas de la membrana. Las propiedades pasivas son la conductancia de los canales iónicos pasivos, la fuerza electromotriz y la capacitancia; mientras que las activas implican modificaciones en la conductancia de los canales iónicos regulados por voltaje, los canales iónicos regulados por transmisor y los canales iónicos regulados físicamente.

El voltaje entre los extremos del circuito de la figura 1.8, corresponde al potencial de membrana  $V_m$  y viene dado por la expresión:

$$V_m = \frac{-(E_{Na}g_{Na}) + (E_{Cl}g_{Cl}) + (E_Kg_K)}{g_{Na} + g_{Cl} + g_K} \quad (1.1)$$



**Figura 1.8:** Circuito equivalente de la neurona en que se muestran las baterías iónicas y sus conductancias así como la capacitancia ( $C$ ) de la membrana. Hacia arriba, el exterior celular; hacia abajo, el interior celular.

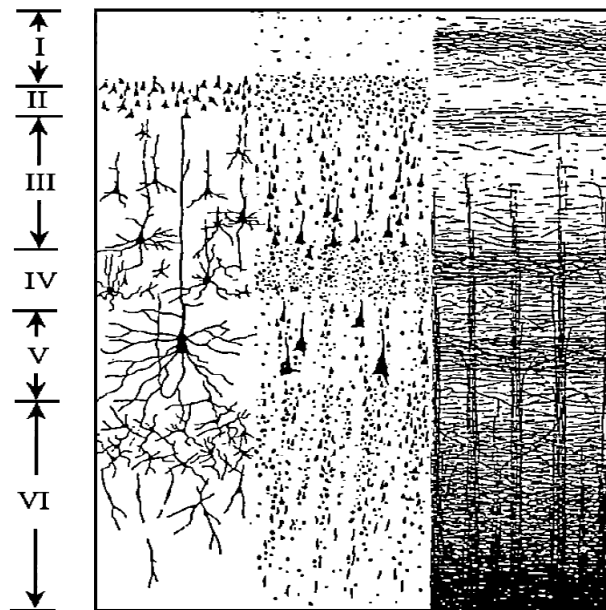
### 1.3. El electroencefalograma y su captación

#### 1.3.1. Origen fisiológico del EEG<sup>18</sup>

La electroencefalografía trata acerca de los potenciales registrados del cuerpo cabelludo como resultado de la actividad eléctrica de células cerebrales o neuronas.

La corteza cerebral está dividida en distintas capas de diferentes tipos de células. Las capas, paralelas a la superficie de la corteza, y las células que contienen se muestran en la figura 1.9. La mayor parte de las células son de tres tipos: granulares, piramidales y fusiformes. Mientras los dos primeros tipos son denominados por sus formas granular y piramidal, respectivamente, las fusiformes tienen varias formas. En la columna izquierda de la figura 1.9, se ve un esquema de unas pocas neuronas; en el centro, se muestra solo los cuerpos celulares; mientras que a la derecha, se muestra solamente los axones. De particular interés son las dendritas «apicales» de algunas células piramidales, vistas en la parte izquierda como extendiéndose hacia la superficie cortical. Por otro lado, el axón y sus ramificaciones, que se ven en la parte derecha, se

<sup>18</sup>Del libro *Bioelectricity and Biomagnetism* de GULRAJANI R. 1998.



**Figura 1.9:** *Capas celulares de la corteza cerebral.*

extienden verticalmente hacia abajo hasta la materia blanca profunda y horizontalmente hacia las células vecinas. Estas ramas horizontales constituyen contactos especializados, o sinapsis, en los cuerpos celulares o dendritas de sus vecinos, permitiendo la transmisión de información eléctrica de una célula a otra.

Una sinapsis puede ser excitatoria o inhibitoria. En la sinapsis excitatoria un potencial de acción entrante que se propaga a través de la célula presináptica producirá una pequeña despolarización subumbral en la membrana de la célula postsináptica; en la sinapsis inhibitoria el potencial de acción induce a una hiperpolarización postsináptica. Si como resultado de una acumulación aditiva de actividad sináptica, la célula postsináptica es despolarizada lo suficiente, generará su propio potencial de acción de salida y se logrará la transmisión neuronal. Las despolarizaciones e hiperpolarizaciones postsinápticas subumbrales, aunque menores en magnitud, duran mucho más (entre 100 y 200ms) que los potenciales de acción que se propagan por un estímulo mayor al umbral (entre 1 y 2ms). Por su duración más larga, se cree que el electroencefalograma superficial representa mayoritariamente la actividad sináptica subumbral de las capas de neuronas corticales vinculadas, antes que el efecto de potenciales de acción propagados. Adicionalmente, el campo de potencial de un potencial

de acción propagándose es aproximadamente cuadripolar, mientras que los potenciales postsinápticos generan un campo dipolar que se extiende a distancias más largas y por tanto se refleja mejor en el cuero cabelludo. Incidentalmente, considerando la dependencia de potenciales subumbrales antes que de potenciales de acción, el EEG tiene un contenido de frecuencias menores que el ECG.

### 1.3.2. Volumen de conducción del EEG<sup>19</sup>

Registrar desde el cuero cabelludo tiene la desventaja que existen varias capas con conductividades diferentes entre el electrodo y el área de potencial cortical que este cubre. Por lo tanto, los potenciales registrados en el cuero cabelludo son afectados no sólo por una serie de artefactos, sino también, por las regiones con diferentes conductividades. Las capas que se encuentran alrededor del cerebro constituyen esas regiones. Estas incluyen: el líquido cefalorraquídeo, el cráneo y la piel del cuero cabelludo. Estas capas aportan, al menos en parte, a la atenuación de las señales de EEG medidas en la superficie del cuero cabelludo, en comparación con las registradas a través de microelectrodos en la superficie cortical subyacente o con un arreglo de electrodos colocados directamente en la corteza (electrocorticograma, ECoG). Este «caparazón» que rodea el cerebro provoca una atenuación de las señales de la corteza en un factor de entre 10 y 20. Esta atenuación afecta principalmente las componentes de alta frecuencia y bajo voltaje (frecuencias sobre los 40Hz), que han demostrado contener importante información acerca del estado funcional del cerebro, pero que se suprime casi totalmente en la superficie.

### 1.3.3. La señal de EEG

La señal de EEG consiste de fluctuaciones espontáneas de potencial que aparecen incluso en ausencia de estímulos sensoriales. Aparentemente es una señal estocástica, pero está compuesta también por ritmos cuasi - sinusoidales. La sincronía de los ritmos cerebrales puede deberse a centros marcapasos en las capas más profundas de la corteza como el tálamo o regiones subcorticales, actuando a través de vínculos sinápticos difusos, circuitos reverberantes que incorporan vías axonales con ramificaciones largas, a acoplamiento eléctrico de

---

<sup>19</sup>Basado en el artículo *Electroencephalography* de SHERMAN D. y WALTERSPACHER D.; del libro *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* de WEBSTER J. 2006.

elementos neuronales. El rango de amplitudes normalmente va desde 10 hasta unos  $150\mu V$ , cuando se registra a partir de electrodos en el cuero cabelludo. La señal de EEG consiste de una frecuencia clínicamente relevante en el rango de 0.5 hasta 50Hz.

#### a. Categorías de EEG

Categorizar las señales de EEG dentro de ondas en un cierto rango de frecuencia ha sido utilizado desde el descubrimiento de la actividad eléctrica del cerebro. Por lo tanto, estas diferentes bandas de frecuencia han constituido la característica más común en el análisis del EEG. Pese a que esta característica contiene mucha información como se presenta más adelante, su uso no es un asunto crítico o limitante. Se puede observar que hay cierta evidencia estadística y fisiológica que determina la independencia de estas bandas, sin embargo los límites exactos varían de persona a persona y cambian de acuerdo con el estado de ánimo y condiciones físicas y conductuales. Particularmente, entre el registro de EEG de una persona y varias especies de animales se logran encontrar distintos patrones y rangos de frecuencia. No obstante, las bandas de frecuencia del EEG en humanos se muestra a continuación, por su importancia como característica del EEG. La mayoría de patrones del EEG humano se encuentra en alguna de las siguientes bandas:

**Delta** Por debajo de los 3.5Hz (normalmente entre 0.1 y 3.5Hz)

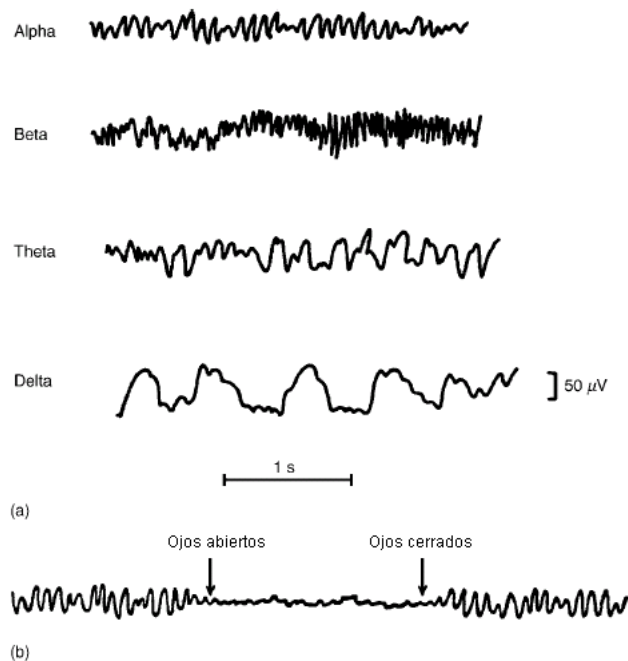
**Theta** De 4 a 7.5Hz

**Alfa** De 8 a 13Hz

**Beta** Por lo general de 14 a 22Hz

Un registro típico de cada una de estas bandas se muestra en la figura 1.10a, y las diferentes bandas se describen a continuación.

**Ondas Delta.** La aparición de ondas delta es normal en registros de EEG en neonatos e infantes y durante ciertas etapas del sueño en adultos. Cuando aparece actividad lenta como la delta por sí misma, indica alguna lesión cerebral en el EEG de un adulto. El predominio de ondas delta en animales que han tenido transecciones corticales que producen una separación entre la corteza cerebral y regiones más profundas del cerebro sugiere que esta actividad se produce en la misma corteza, independientemente de cualquier actividad en regiones más profundas del cerebro.



**Figura 1.10:** a) Ejemplos de EEG para las distintas bandas de frecuencia. b) El fenómeno de desincronización alfa.

**Ondas Theta.** Esta banda de frecuencia fue incluida en el rango delta hasta que Walter<sup>20</sup> y Dovey propusieron que una banda intermedia debía ser establecida. El término *theta* fue escogido en alusión a su supuesto origen en el tálamo.

Las ondas theta juegan un papel importante en la infancia y niñez. El EEG normal de un adulto en estado de vigilia contiene sólo una pequeña cantidad de frecuencias theta, mayormente observadas en estados de somnolencia y sueño. Mayor presencia de actividad theta en adultos en estado de vigilia es anormal y provocada por varias formas de patología.

**Ondas Alfa.** Estas ondas rítmicas son claramente una manifestación de la mitad posterior de la cabeza y son usualmente encontradas sobre las regiones parietal y occipital. Estas ondas son observadas de mejor manera en estados de vigilia pero durante relajamiento físico e inactividad mental relativa (el cerebro siempre se encuentra activo). El ritmo alfa posterior puede ser bloqueado temporalmente mediante actividad mental, o estímulos aferentes como influjo de luz mientras se abren los ojos (figura 1.10b). Esta respuesta de bloqueo alfa fue descubierta por Berger en 1929. Se

<sup>20</sup>Neurofisiólogo estadounidense. Kansas City, 1910 - 1977

cree que mayormente lazos de realimentación talamo - corticales juegan un rol significativo en la generación de ritmo alfa.

**Ondas Beta.** La actividad beta se puede encontrar en casi todo adulto saludable y es localizada principalmente sobre las regiones frontal y central de la corteza. El voltaje es mucho menor que el de la actividad alfa (rara vez excede los  $30\mu V$ ). La actividad beta muestra un incremento considerable en cantidad y voltaje después de la administración de barbitúricos (drogas sedantes del sistema nervioso central), algunos sedantes no barbitúricos, y tranquilizantes suaves. También aparecen durante actividad mental intensa y tensión.

Se puede, con las actuales técnicas de procesamiento de señales, establecer patrones específicos en el análisis del EEG, correspondientes a estímulos, procesos mentales o acciones determinadas. Esto ha ampliado y diversificado el uso del EEG que inicialmente fue concebido como una herramienta para determinar, revisando largas hojas de registro visualmente, algunas anomalías que indicaban la presencia de patologías como la epilepsia y otros males relacionados a la actividad cerebral; hasta ser considerado como una herramienta para el análisis de la conciencia y estudios neurocientíficos.

#### 1.3.4. Los electrodos de biopotencial<sup>21</sup>

Como se ha visto en secciones anteriores, las células en general pueden provocar potenciales debido a cambios en la distribución de iones debido a ciertos fenómenos físicos y químicos. Sin embargo, uno de los grandes problemas al medir estas señales es su pequeña magnitud (en el caso del EEG hasta unos pocos cientos de microvoltios), por lo que se hace necesario encontrar la mejor manera para transmitir dichos potenciales con la menor atenuación y distorsión posibles.

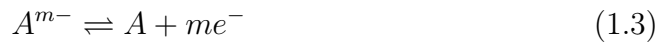
El mecanismo para transmitir a través de cables y captar con instrumentos electrónicos las señales bioeléctricas, consiste en utilizar un transductor que produzca corrientes eléctricas a partir de corrientes iónicas. Esta transducción se la realiza mediante electrodos, que son conductores eléctricos en contacto con las soluciones iónicas acuosas del cuerpo. La interacción entre los electrones

---

<sup>21</sup>Basado en el libro *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition* en el capítulo *Biopotential Electrodes* de NEWMAN M., 2000.

en los electrodos, la solución conductora y los iones en el cuerpo puede afectar considerablemente el rendimiento de la medición de las señales bioeléctricas.

En la interfaz entre un electrodo y una solución iónica redox (reducción oxidación), ocurren reacciones para una carga que se transfiere. En general, estas reacciones pueden ser representadas por las siguientes ecuaciones:



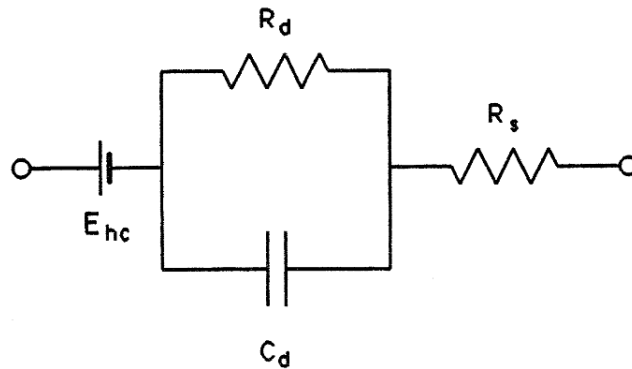
donde  $n$  es la valencia del material catión  $C$ , y  $m$  es la valencia del material anión  $A$ . Para la mayoría de sistemas de electrodos, los cationes en la solución y los electrodos son los mismos, de forma que los átomos  $C$  están oxidados cuando ceden electrones y van dentro de la solución como iones cargados positivamente. Estos iones son reducidos cuando el proceso ocurre en la otra dirección. En el caso de la reacción de aniones, ecuación (1.3), las direcciones para la oxidación y reducción se invierten.

El potencial de media célula varía de acuerdo al material de los electrodos. La existencia de un potencial al no existir corriente circulando se debe a una alteración en la distribución de iones en la solución en contacto con los electrodos. A este fenómeno se lo conoce como polarización y puede disminuir el rendimiento de los electrodos, en especial cuando hay movimiento, debido al cambio en la distribución en los iones de la solución que produce un sobrevoltaje. Por lo tanto, es recomendable utilizar electrodos que sean casi no polarizables.

#### a. Características eléctricas de los electrodos de biopotencial

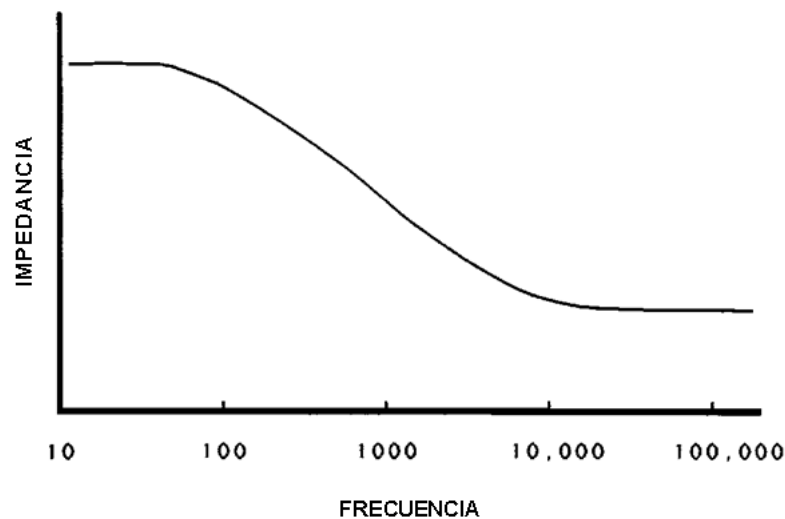
Por lo general, las características eléctricas de los electrodos de biopotencial son no lineales y función de la densidad de corriente en su superficie. Se puede representar un modelo lineal para los electrodos considerando que van a ser manejados con bajos voltajes y corrientes. El circuito equivalente bajo dichas condiciones se muestra en la figura 1.11. En este circuito,  $R_d$  y  $C_d$  son componentes que representan la interfaz electrodo – electrolito y la polarización en esta.  $R_s$  es la resistencia serie asociada a los efectos de interferencias y





**Figura 1.11:** *Circuito equivalente para un electrodo de biopotencial.*

la resistencia misma de los materiales de los electrodos. La fuente  $E_{hc}$  representa los potenciales de media célula (potenciales resultantes de la reacción de oxidación y reducción y su interacción con el electrodo). Se puede apreciar que la impedancia de los electrodos es dependiente de la frecuencia (figura 1.12); mientras a bajas frecuencias resulta una combinación de  $R_s$  y  $R_d$ , a altas frecuencias la corriente pasa por  $C_d$  más que por  $R_d$ , haciendo que la impedancia se acerque a  $R_s$ .



**Figura 1.12:** *Ejemplo de la impedancia de un electrodo de biopotencial en función de la frecuencia. Las frecuencias características serán diferentes dependiendo del material y forma de los electrodos.*

Las características eléctricas de los electrodos son afectadas por muchas de sus propiedades físicas, como se muestra en la tabla 1.2, en una relación entre

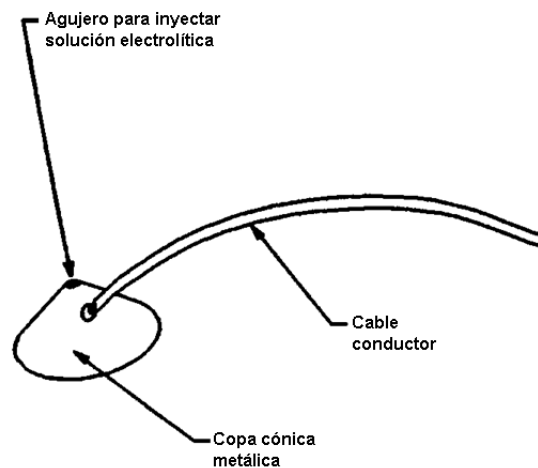
el cambio de las propiedades y el cambio de la impedancia que genera.

**Tabla 1.2:** Efecto de las propiedades de los electrodos en su impedancia.

<i>Propiedad</i>	<i>Cambio de la propiedad</i>	<i>Cambio en la impedancia del electrodo</i>
Área superficial	↑	↓
Polarización	↑	↑ A bajas frecuencias
Rugosidad de la superficie	↑	↓
Radio de curvatura	↑	↓
Contaminación en la superficie	↑	↑

### b. Electrodos de copa de metal para EEG

Los electrodos de copa de metal son electrodos de biopotencial que se colocan en la superficie del cuerpo para registrar señales bioeléctricas. La integridad de la piel no está comprometida al utilizar este tipo de electrodos. Los electrodos consisten en un disco metálico con superficie de oro y forma de cono como el que se muestra en la figura 1.13; el vértice del cono es abierto tanto para poder introducir la pasta o gel electrolítico logrando un buen contacto entre el electrodo y la piel, así como para reemplazar el agente electrolítico si se seca durante el uso.



**Figura 1.13:** Electrodo de copa de metal para EEG.

### 1.3.5. Sistema internacional 10 - 20 de posicionamiento de electrodos<sup>22</sup>

El sistema internacional 10 - 20 se basa en posicionar electrodos a distancias correspondientes al 10 % de una total, a partir de allí se toma un 20 % de la misma distancia, y así hasta lograr el 90 % de la distancia total. Para posicionar los electrodos en los puntos que indica este sistema se procede de la siguiente manera:

1. Se mide la distancia entre el nasión y el inión pasando por el vértex. El 10 % de esta distancia sobre el nasión señala el punto Fp (Frontal Polar). El 10 % de esta distancia sobre el inión señala el punto O (Occipital) (figura 1.14).
2. Entre los puntos FP y O se sitúan otros tres puntos espaciados a intervalos iguales (entre cada dos el 20 % de la distancia nasión-inión). Estos tres puntos son, de delante hacia atrás, el Fz (Frontal) el Cz (Central o Vértex) y el Pz (Parietal). No deben confundirse Fz, Cz o Pz cuyos subíndices significan «cero» («zero» en inglés) con la letra «O» referente a los electrodos occipitales (figura 1.14).
3. Se mide la distancia entre los puntos preauriculares (situados por delante del pabellón auditivo) pasando por el vértex (Cz). El 10 % de esta distancia marca la posición de los puntos temporales mediales, T3 (izquierdo) y T4 (derecho) (figura 1.15).
4. Un 20 % de la medida por encima de los puntos temporales medios se colocan los electrodos C3 (izquierda) y C4 (derecha). El vértex es ahora el punto de intersección entre la línea anteroposterior y la línea coronal lateral (figura 1.15).
5. Los electrodos F3 y F4 (Izquierda y derecha, respectivamente) están situados de forma equidistante entre el punto frontal medio (Fz) y la línea de electrodos temporales (figura 1.16).
6. Los electrodos P3 y P4 (izquierda y derecha, respectivamente) equidistan entre el punto P medio y la línea de los electrodos temporales (figura 1.16).

---

<sup>22</sup>Del artículo *Electroencefalografía* de BAREA NAVARRO R.; publicado por el Departamento de Electrónica de la Universidad de Alcalá de España.

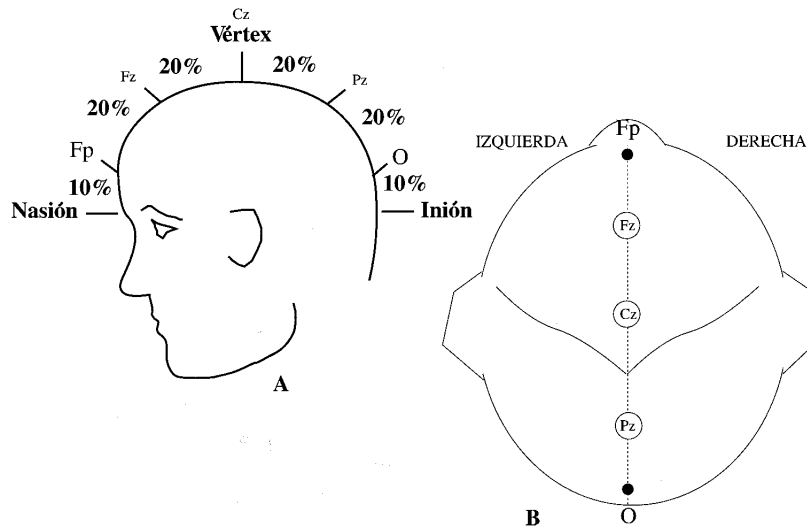


Figura 1.14: A. Vista perfil. B. Vista superior. Fp, punto frontal polar, Fz, punto frontal; Cz, punto central; Pz, punto parietal; O, occipital.

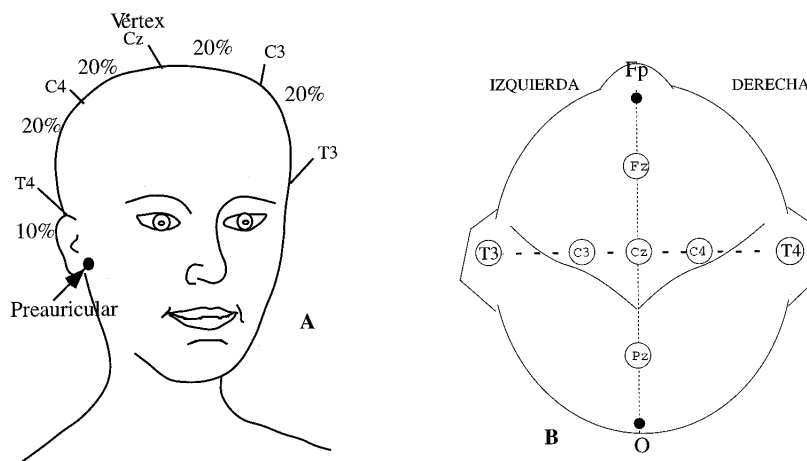


Figura 1.15: A. Vista de frente. B. Vista superior. Situación de los electrodos T3, T4, C3 y C4.

7. Se mide la distancia entre el punto medio Fp y el punto medio O a través de T3. El 10 % de esta distancia a través de Fp corresponde a los electrodos FP1 y FP2. El 10 % de esta distancia a través de O corresponde a los electrodos O1 y O2. El electrodo F7 (y el F8) se sitúa equidistante entre los puntos FP1 (ó FP2) y T3 (ó T4).

El electrodo T5 (y el T6) se sitúa en la línea media entre T3 (ó T4) y O1 (ó O2) (figura 1.17).

8. A un 10 % de los temporales T3 y T4 se sitúan los electrodos auriculares A1 y A2 respectivamente (figura 1.18).

Como regla general, los electrodos del lado izquierdo llevan numeración impar mientras que los del lado derecho la llevan par. Además, como ya se dijo, los electrodos de la línea media reciben el subíndice «z» (por «zero», cero en inglés).

- La versión europea del sistema presenta ligeras variaciones (figura 1.19): Los electrodos temporales mediales, llamados T3 y T4 se representan como Tm (temporal medial). Paralelamente, los electrodos F7 y F8, T5 y T6 son denominados como temporales anteriores Ta (F7 y F8) y temporales posteriores Tp (T5 y T6). Es decir que la versión europea considera los frontales superiores F7 y F8 como temporales anteriores, habiendo así una pequeña diferencia de posición. Los electrodos F3 y F4 son representados como Fs (frontales superiores) y los P3 y P4 como P (parietales). Finalmente los centrales C3 y C4 son representados como CI y CD. Además la versión europea considera dos electrodos más, los mastoideos, colocados junto a las apófisis mastoideas (M).

Este estándar ha sido ampliado debido al surgimiento de equipos con 64 canales (incluso más), haciéndose necesario lograr la colocación de 128 electrodos sobre el cuero cabelludo.

### 1.3.6. Montajes de un EEG

El montaje de un EEG se refiere a la disposición (según el sistema 10 - 20) y número de electrodos que se va a emplear para captar los registros de actividad cerebral.

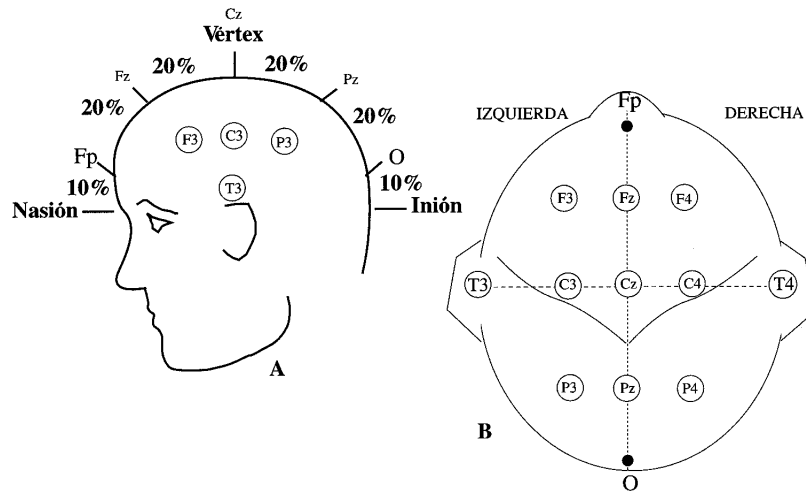


Figura 1.16: A. Vista de perfil. B. Vista superior. Situación de los electrodos F3, F4, P3 y P4.

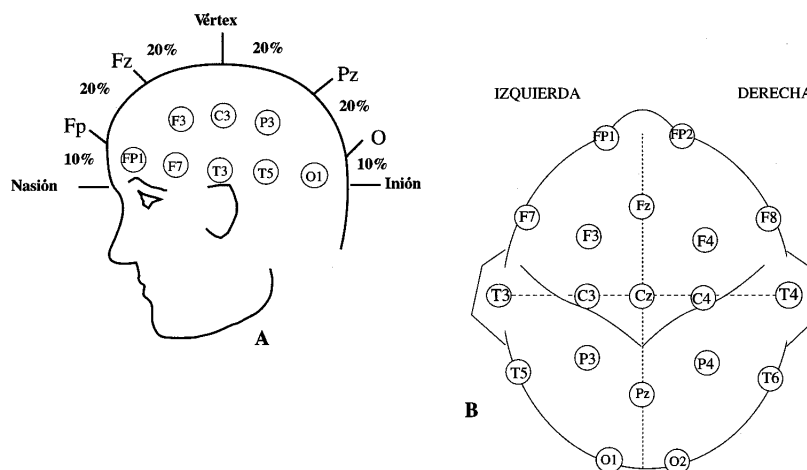


Figura 1.17: A. Vista de perfil. B. Vista superior. Situación de los electrodos F7, F8, T5, T6, FP1, FP2, O1 y O2.

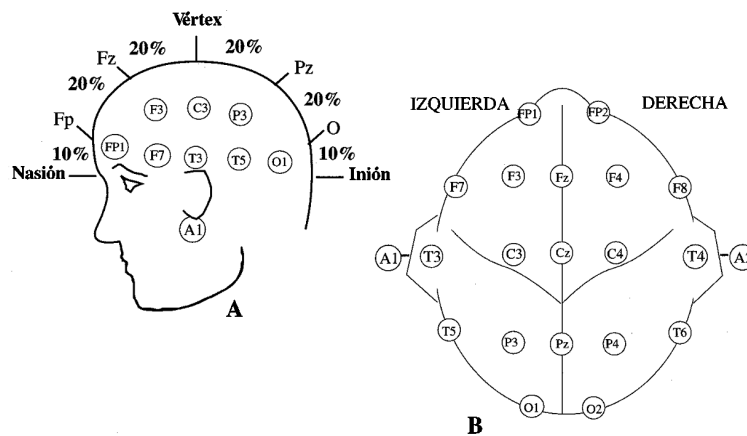


Figura 1.18: A. Vista de perfil. B. Vista superior. Situación de los electrodos A1 y A2.

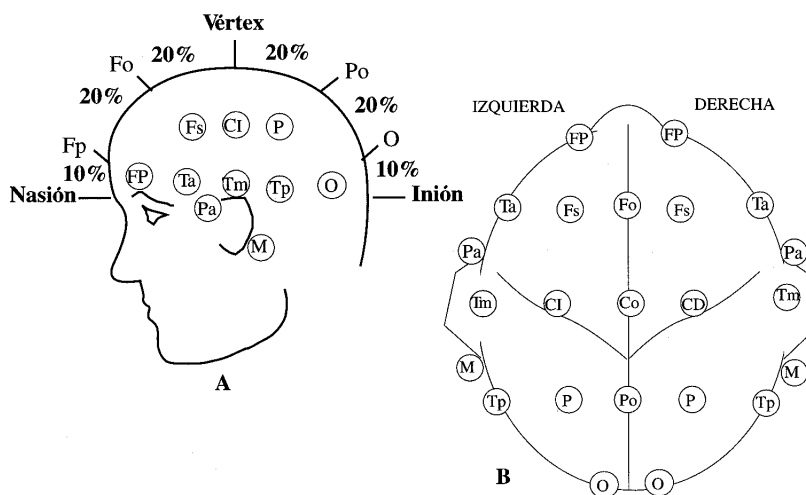
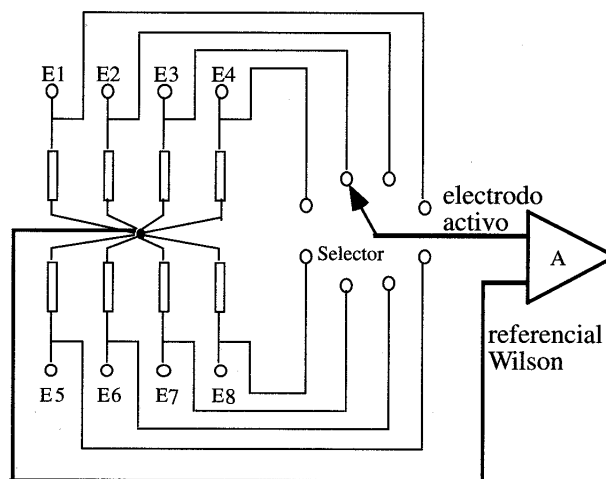


Figura 1.19: Sistema de colocación de electrodos según versión europea. A. Vista de perfil. B. Vista superior.

El primer paso para decidir el montaje de un EEG es determinar el tipo de registro que se va a utilizar: monopolar o bipolar. Luego determinar el tipo de montaje, que puede ser: a distancias largas o cortas o también longitudinales o transversales.

Un registro unipolar consiste en tomar la información entre un electrodo (denominado activo) y una referencia, que debería estar a un potencial de cero. Así, en este tipo de registros se va tomando la señal de cada electrodo independientemente. Una forma de obtener una referencia es el sistema Wilson<sup>23</sup>, que consiste en reunir todos los electrodos en un punto y obtener la señal de cada electrodo (figura 1.20).



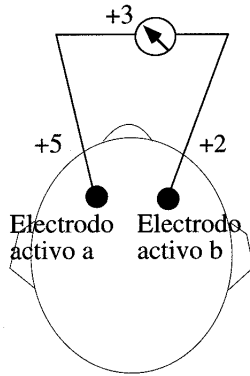
**Figura 1.20:** Esquema del sistema Wilson en el registro del EEG. E1-E8, electrodos; A, amplificador.

Otras referencias pueden ser electrodos colocados en el lóbulo de la oreja, en el mentón o en el mastoides.

Para registros bipolares (figura 1.21) se toma la señal de pares de electrodos, siendo ambos activos, registrándose la diferencia de potencial entre ellos. El número de registros bipolares es tan grande como las combinaciones de pares de electrodos que se pueden realizar. El par de electrodos que se tome determina el tipo de montaje.

<sup>23</sup>Cardiólogo estadounidense. Livonia, 1890 - Stockbridge, 1952

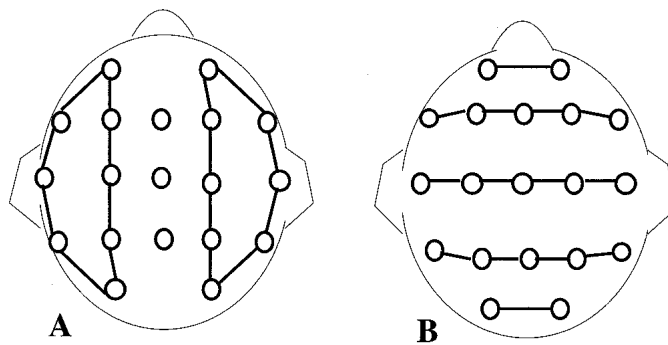




**Figura 1.21:** Esquema de un montaje para un registro bipolar. El electrodo a está a un potencial de +5, el electrodo b a un potencial de +2, registrándose así un potencial de  $(+5) - (+2) = +3$ .

Los montajes a distancias largas se dan cuando se toman las señales de electrodos distantes, mientras que a distancias cortas se toman las señales de electrodos contiguos.

Los montajes longitudinales se realizan tomando señales de pares de electrodos paralelos a la cisura interhemisférica, mientras que los transversales se toman señales de pares de electrodos ubicados en planos sagitales. Ambos montajes se muestran en la figura 1.22.



**Figura 1.22:** Esquema de un montaje A. longitudinal bipolar, B. transversal bipolar. Cada segmento situado entre dos puntos representa un canal de registro.

### 1.3.7. Amplificador de biopotencial<sup>24</sup>

Un amplificador de biopotencial es un dispositivo electrónico que recibe señales eléctricas de baja amplitud provenientes del cuerpo, las amplifica hasta niveles en los que se las pueda tratar más fácilmente y las filtra para obtener la señal que proviene del proceso fisiológico o electrofisiológico de interés libre de ciertos artefactos. Actualmente, los amplificadores de biopotencial incluyen salidas digitales que permiten introducir las señales en sistemas computacionales para su tratamiento y/o visualización.

Ciertos parámetros deben cumplir los amplificadores de biopotencial, que los diferencian de amplificadores para otras aplicaciones, que se citan a continuación:

1. *Ganancia.* Las señales provenientes de la actividad electrofisiológica tienen amplitudes que están en el orden de unos cuantos microvoltios hasta cientos de milivoltios. Estos voltajes deben ser amplificados hasta que sean susceptibles de registrar, procesar y visualizar. Por lo tanto, la mayoría de amplificadores de biopotencial deben tener ganancias de 1000 y mayores. La ganancia por lo general viene expresada en decibelios (dB), que se puede obtener a partir de la ganancia lineal con la fórmula:

$$\text{Ganancia [dB]} = 20 \log_{10}(\text{ganancia lineal}). \quad (1.4)$$

2. *Respuesta en frecuencia.* El ancho de banda de un amplificador de biopotencial debe dejar pasar sin atenuación, todas las frecuencias de la señal electrofisiológica de interés. El ancho de banda de cualquier amplificador es la diferencia entre la frecuencia de corte superior y la frecuencia de corte inferior. La ganancia en las frecuencias de corte corresponde al 70.7% de la ganancia total, es decir, la ganancia en las frecuencias de corte se habrá atenuado en 3dB.
3. *Rechazo en modo común.* El cuerpo humano, debido a sus características conductivas, puede actuar como una antena y recoger radiación electromagnética presente en el ambiente. Una de esas radiaciones es la onda de 50/60 Hz presente en la línea eléctrica y todos sus armónicos,

---

<sup>24</sup>Basado en el libro *Design and Development of Medical Electronic Instrumentation* de PRUTCHI D., NORRIS M.; 2005.

así como la proveniente de maquinaria, luminarias, equipo computacional, etc. resultando en una interferencia que podría enmascarar la señal electrofisiológica. La razón de rechazo en modo común (RRMC) de un amplificador de biopotencial es la medida de su capacidad para rechazar señales de modo común, y se define como la relación entre la amplitud de la señal en modo común y la amplitud de una señal diferencial equivalente que produciría una misma salida del amplificador. La relación que expresa el rechazo en modo común es:

$$\text{Rechazo en modo común (RMC) [dB]} = 20 \log_{10} (RRMC) \quad (1.5)$$

4. *Ruido y deriva.* El ruido y la deriva son otras señales indeseadas que contaminan la señal de biopotencial siendo medida. Ambos son generados dentro de la circuitería del amplificador. La primera se refiere a señales indeseables en el orden de 0.1Hz y varios microvoltios y la otra a cambios lentos en la línea de base en el mismo orden de amplitud.
5. *Recuperación.* Ciertas condiciones como altos voltajes de offset en los electrodos provocados por el movimiento, corrientes de estimulación, etc. provocan interrupciones transitorias de la operación de un amplificador de biopotencial. Esto se debe a la saturación del amplificador al ingresar señales transitorias de alta amplitud. El amplificador se mantiene saturado por un tiempo y luego vuelve a su línea de base original; este tiempo, medido después de haber terminado el transitorio de entrada de alta amplitud, se conoce como tiempo de recuperación y debe ser lo más bajo posible.
6. *Impedancia de entrada.* La impedancia de entrada del amplificador de biopotencial debe ser lo suficientemente alta como para no atenuar considerablemente la señal electrofisiológica medida. La impedancia de entrada se debe encontrar en el orden de los mega ohmios para resultar adecuada en la medida de señales bioeléctricas.
7. *Digitalización de la señal.* Para digitalizar correctamente la señal de EEG, se requiere un conversor análogo - digital con mínimo una frecuencia de muestreo 128Hz y 8 bits de resolución.

### 1.3.8. Artefactos en el electroencefalograma<sup>25</sup>

Por artefacto se designa a cualquier señal indeseada que se agrega a la de interés. Los artefactos pueden tener una procedencia biológica como por ejemplo la señal eléctrica que se genera al mover los ojos o la que se origina como consecuencia de una contracción muscular; o un origen externo como puede ser una señal de radio. Como es lógico, cualquier contaminante de la señal dificultará su análisis por lo que es necesario eliminarlos bien mediante filtrado si la interferencia ocupa un rango de frecuencias distinto al de señal o bien mediante un algoritmo de detección apropiado.

#### a. Artefactos de procedencia biológica

Los artefactos de procedencia biológica más destacables son los siguientes:

**Parpadeo de ojos.** Se caracterizan por unas deflexiones en forma de pico particularmente evidentes en los registros frontales. Pueden difundirse hacia la región central y otras zonas de la cabeza.

**Movimiento ocular.** Ocasionan ondas de baja frecuencia de polaridad variable en los electrodos frontales y temporales anteriores. El artefacto se debe a las variaciones del campo eléctrico ocasionadas por el movimiento del globo ocular.

**Actividad muscular.** Señal de alta frecuencia que se manifiesta en puntas aisladas o en series que provienen de la señal muscular, por contracción de varios músculos del cuero cabelludo, cara, mandíbula y cuello.

**Frecuencia de latido cardiaco.** Aparece en algunos individuos en los que la señal cardiaca llega menos debilitada a la zona del registro EEG, por ejemplo en sujetos con cuello ancho y corto o que posean marcapasos. Es más patente si el electrodo de referencia se coloca en los mastoides. Se reconoce fácilmente por su regularidad.

**Sudoración.** Aparecen ondas de baja frecuencia de entre un cuarto y un tercio de hercio. Se observan particularmente en los registros de las regiones temporales y frontal.

---

<sup>25</sup>Del artículo *Análisis cuantitativo y automático del electroencefalograma* del Grupo de Bioingeniería y Telemedicina de la Universidad Politécnica de Madrid.

## b. Artefactos de origen externo

También existen artefactos ajenos a los comportamientos fisiológicos, entre ellos, podemos destacar:

**Movimientos corporales.** Actividad irregular, generalmente de alto voltaje comparado con las amplitudes del EEG, generada por los cambios de las distribuciones de los campos eléctricos estáticos.

**Electrodo.** Potenciales de varias formas de onda, originados por la polarización de la interfaz electrodo - tejido. El sistema electrodo - pasta electrolítica produce fluctuaciones eléctricas por la evolución temporal de la interfaz o por los movimientos del cuerpo (temblores, respiración, pulso, etc). Puede manifestarse de forma abrupta como consecuencia de un cambio repentino en la impedancia de la interfaz.

**Artefactos de conectores y de la puesta en marcha.** Transitorios rápidos, como consecuencia de la puesta en marcha o parada de motores, lámparas fluorescentes, relés y otros instrumentos eléctricos.

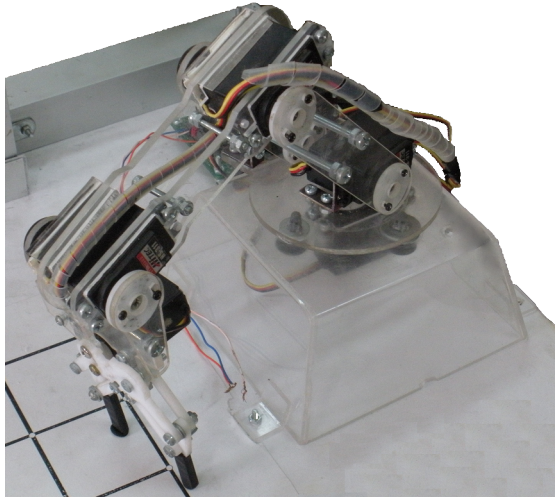
## 1.4. El brazo robótico

### 1.4.1. Estructura

El brazo robótico utilizado en este proyecto consta de cuatro articulaciones de revolución, dispuestas físicamente como se muestra en la fotografía de la figura 1.23, además de un gripper (pinza compresora) que permite ampliar sus capacidades para aplicaciones futuras.

Para proporcionar movimiento se utilizan servos Hitec modelo HS - 311, que proporcionan una movilidad de  $180^{\circ}$  a cada una de las articulaciones.

Un diagrama de las partes principales y las medidas más relevantes (en *mm*) del brazo robótico se presenta en la figura 1.24. En esta figura, las articulaciones se denotan con la letra A seguida de un número identificativo. La articulación 1 (A1), es la única que posee 2 servos para su movimiento debido al peso que debe soportar; las demás articulaciones, así como el gripper son movidos por un solo servo cada uno.



**Figura 1.23:** *Estructura del brazo robótico.*

#### 1.4.2. Características principales

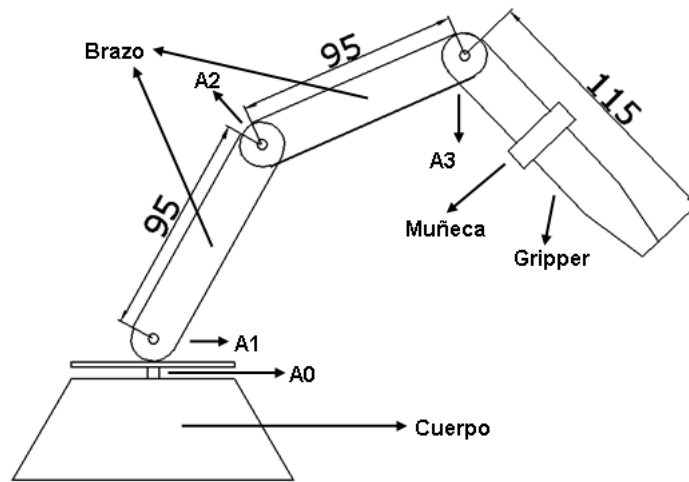
##### a. Grados de libertad

Los grados de libertad se definen como cada uno de los movimientos independientes que puede realizar una articulación respecto de la anterior. El brazo robótico utilizado en este proyecto tiene cuatro grados de libertad, tres de los cuales determinan la posición del efector final y un cuarto que determina su orientación.

##### b. Espacio de trabajo

El conjunto de todos los lugares en los que puede ser posicionado el brazo robótico se denomina el espacio o volumen de trabajo. Este viene determinado por los grados de libertad y movimientos que puede ejecutar cada articulación, así como las dimensiones del brazo robótico.

Para el caso particular del brazo robótico utilizado, el hecho de que este será colocado sobre una superficie plana que le servirá de soporte limita su espacio de trabajo. La figura 1.25 muestra la semiesfera que define el espacio de trabajo, aunque este se reduce al momento de especificar los movimientos del brazo como se indica en la sección 2.6.2, donde se presenta la planificación de los movimientos que ejecuta el brazo robótico.



**Figura 1.24:** Diagrama del brazo robótico. Las articulaciones se denotan con la letra A y un número que las identifica. La unidad de las medidas está dada en milímetros.

### c. Precisión de los movimientos

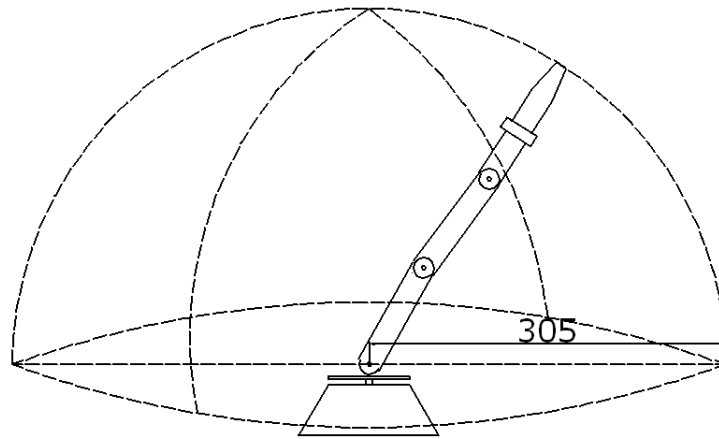
La precisión de movimiento en un robot industrial depende de tres factores:

- Resolución espacial.
- Exactitud.
- Repetibilidad.

La resolución espacial se define como el incremento más pequeño de movimiento en que el robot puede dividir su volumen de trabajo. De esta forma la resolución espacial puede definirse también como la distancia mínima entre dos puntos adyacentes.

La resolución espacial depende de dos factores: los sistemas que controlan la resolución y las inexactitudes mecánicas. Las inexactitudes mecánicas se encuentran estrechamente relacionadas con la calidad de los componentes que conforman las uniones y las articulaciones. Como ejemplos de inexactitudes mecánicas pueden citarse la holgura de los engranajes, las tensiones en las poleas, las fugas de fluidos, etc.

La exactitud se refiere a la capacidad de un robot para situar el extremo de su muñeca en un punto señalado dentro del volumen de trabajo. Mide la



**Figura 1.25:** *Espacio de trabajo del brazo robótico.*

distancia entre la posición especificada, y la posición real del actuador terminal del robot. Mantiene una relación directa con la resolución espacial, es decir, con la capacidad del control del robot de dividir en incrementos muy pequeños el volumen de trabajo. Un robot presenta una mayor exactitud cuando su brazo opera cerca de la base. A medida que el brazo se aleja de la base, la exactitud se irá haciendo menor. Esto se debe a que las inexactitudes mecánicas se incrementan al ser extendido el brazo. Otro factor que afecta a la exactitud es el peso de la carga; las cargas más pesadas reducen la exactitud (al incrementar las inexactitudes mecánicas).

La repetibilidad se refiere a la capacidad del robot de regresar al punto programado las veces que sean necesarias. Esta magnitud establece el grado de exactitud en la repetición de los movimientos de un manipulador al realizar una tarea programada.

Estos parámetros son determinados en la sección 2.6.4, donde se los calcula en base a los movimientos que realiza el robot.

#### **d. Velocidad**

Se refiere a la velocidad máxima alcanzable por las articulaciones. En muchas ocasiones, una velocidad de trabajo elevada, aumenta extraordinariamente el rendimiento del robot. Para el brazo robótico utilizado, la velocidad máxima



es, en teoría, la máxima velocidad de ejecución de movimiento del servo utilizado, sin embargo, esta velocidad es limitada en la ejecución de movimientos a fin de adaptarlos al control que se realiza y evitar comportamientos inesperados y erráticos. (revisar sección 2.6.4)

#### e. Actuadores

Son los elementos motrices que generan el movimiento de las articulaciones, que para el caso del brazo robótico utilizado, son servos Hitec modelo HS - 311, que poseen las siguientes características funcionales:

- Alimentación de 4.8 a  $6V_{CC}$ .
- Control por medio de pulsos (PWM, modulación de ancho de pulso), de 600 a  $2400\mu s$  para 0 a 180 grados de movimiento.
- Velocidad promedio de  $60^{\circ}$  en 0.18 segundos sin carga.
- Torque promedio de 3.2kg/cm.
- Corriente promedio de 7.5mA en estado estático y 165mA operando sin carga.
- Banda muerta de  $5\mu s$ .

#### 1.4.3. Controlador SSC - 32<sup>26</sup>

##### a. Descripción general

El controlador es un dispositivo que se encarga de traducir señales de entrada en otras que son aptas para que un actuador efectúe una acción específica.

El controlador que se utilizará en este proyecto es uno de servos, modelo SSC - 32, que controlará cada servo encargado de generar movimiento en las articulaciones del brazo robótico. Una interfaz serial recibe los comandos de control en forma de cadenas ASCII que terminan siempre en un retorno de carro (carácter ASCII 13), desde un dispositivo digital como un computador. El controlador incluye comandos para el movimiento independiente de cualquier servo colocado en cualquiera de los 32 canales codificados del #0 al #31

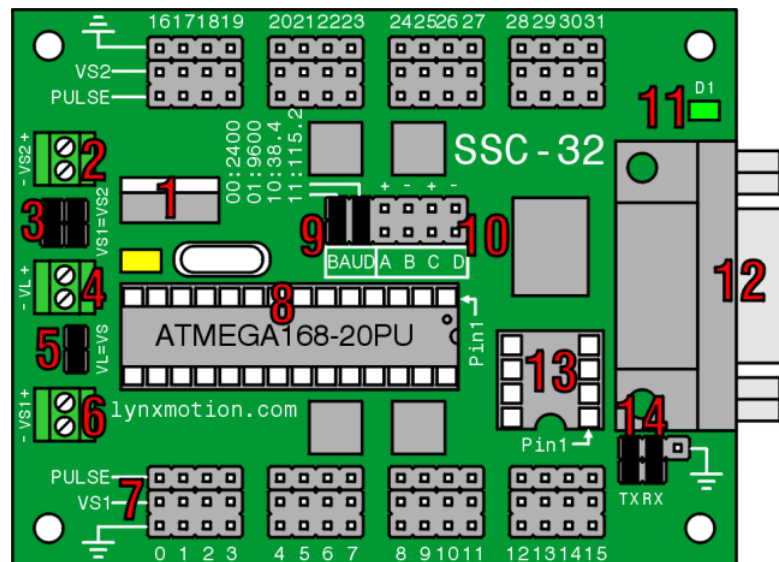
---

<sup>26</sup>Del Manual del SSC - 32 de FRYE J., 2009.

a cualquier posición de ejecución posible, así como control de velocidad y de tiempo de ejecución de movimientos. Un único comando puede incluir el movimiento de varios servos.

Una vez admitido el comando, el controlador codifica de forma adecuada señales de ancho de pulso variable que hacen que el servo, alimentado a través del mismo controlador, realice la acción establecida.

La figura 1.26 muestra un esquema de los componentes y su disposición en el controlador SSC - 32.



**Figura 1.26:** Esquema de componentes y su disposición en el controlador SSC - 32.

La descripción de cada uno de los componentes del controlador SSC - 32 se proporciona a continuación:

1. El regulador de tensión de baja caída (LDO) proporcionará una salida de  $5V_{CC}$  con una entrada de tan sólo  $5,5V_{CC}$ . Admite una entrada máxima de  $9V_{CC}$ . El regulador tiene una potencia nominal de 500mA, aunque debe intentar reducirlo a 250mA para evitar que el regulador se caliente en exceso.
2. Este terminal es la alimentación de los canales de los servos (del 16 al 31). Se deben aplicar de 4,8 a  $6V_{CC}$  para los servos analógicos y digitales. Se pueden obtener directamente de un pack de pilas de 5 pilas NiMH.

3. Estos jumpers se utilizan para conectar VS1 a VS2. Cuando vaya a alimentar todos los servos desde la misma batería, use ambos jumpers. Si desea utilizar dos paquetes de pilas independientes, uno en cada lado; elimine estos dos jumpers.
4. Esta es la tensión lógica o VL. Es la alimentación para la electrónica del circuito. Esta entrada se utiliza normalmente con un conector de batería de  $9V_{CC}$  para alimentar los CIs y cualquier cosa que esté conectada a las líneas de  $5V_{CC}$  de la placa. El rango válido para este terminal es 6 a  $9V_{CC}$ . Esta entrada se utiliza para aislar la alimentación de la lógica de la alimentación de los servos. Es necesario eliminar el jumper VS1=VL si los servos se van a alimentar de forma independiente desde los conectores VS . El circuito SSC - 32 debería consumir 35mA sin tener nada conectado a la salida de  $5V_{CC}$ .
5. Este jumper permite alimentar el microcontrolador y los servos desde la misma alimentación del conector VL. Se requieren al menos  $6V_{CC}$  para que funcione correctamente. Si el microcontrolador se resetea cuando haya varios servos en movimiento, entonces es recomendable alimentar el microcontrolador de forma independiente a través de la entrada VL. Una batería de  $9V_{CC}$  es perfectamente adecuada para ello. Este jumper debería eliminarse si se va a alimentar el microcontrolador de forma independiente.
6. Este terminal es la alimentación de los canales de los servos (del 0 al 15). Se deben aplicar de 4,8 a  $6V_{CC}$  para los servos analógicos y digitales. Se pueden obtener directamente de un paquete de pilas de 5 pilas NiMH.
7. Aquí es donde tiene que conectar los servos y los demás dispositivos de salida. Con cuidado, desactive la alimentación al conectar cualquier elemento al bus de E/S.
8. Aquí es donde se encuentra el chip CI de Atmel. Deberá insertar con cuidado el Pin 1 con la esquina superior derecha como se indica en la imagen.
9. Las dos entradas de BAUDIOS (BAUD) permiten configurar la tasa de baudios:  
00: 2400 bps

01: 9600 bps

10: 38.4 Kbps

11: 115.2 Kbps,

donde por 0 se refiere a que no hay jumper conectado y 1 al jumper conectado.

10. Las entradas ABCD tienen soporte estático y biestable. Las entradas tienen resistencias internas de tipo pullup (50K) débiles que se utilizan con los comandos de entrada digital de lectura. Le recomendamos que utilice un interruptor normalmente abierto desde la entrada a tierra.
11. Este es el LED indicador del buen estado del procesador. Se iluminará de forma continua cuando se aplique la alimentación y permanecerá iluminado hasta que el procesador haya recibido un comando serie válido. Se apagará y volverá a parpadear siempre que reciba datos serie.
12. Simplemente debe conectar un cable con conector DB9 Macho/Hembra desde este conector a un puerto serie libre de 9 pines de su ordenador para recibir los datos de posicionamiento de los servos. También puede utilizar un adaptador de USB a puerto serie. Tenga en cuenta que existen numerosos adaptadores USB - Serial que requieren una alimentación independiente para funcionar correctamente.
13. Zócalo para una EEPROM de 8 pines.
14. Este es el puerto serie a nivel TTL. Instale dos jumpers para habilitar el puerto DB9. Instale dos conectores para utilizar la comunicación serie a nivel TTL desde un microcontrolador.

## **b. Comandos de control**

Los comandos del controlador SSC - 32 se clasifican en grupos, donde los comandos de cada grupo pueden ser concatenados para enviar varias sentencias en una sola línea de comando. El principal grupo que se utiliza del controlador es el de los comandos de movimiento de servos, cuya sintaxis es la siguiente:

$$\#<canal> P<pulso> S<velocidad> \dots \#<canal> P<pulso> S<velocidad> \\ T<tiempo> <cr> ,$$

donde:

$\langle canal \rangle$ , se refiere al número del canal del servo que se quiere mover.

$\langle pulso \rangle$ , es el ancho de pulso en  $\mu s$  que determina la posición del servomotor.

$\langle velocidad \rangle$ , es la velocidad de cambio de pulso en razón de  $\mu s$  por segundo.

$\langle tiempo \rangle$ , es el tiempo para completar el movimiento, en  $ms$  y afecta a todos los canales.

$\langle cr \rangle$ , Retorno de carro, indica el fin de un comando para iniciar la acción.

El retorno de carro es el indicador de fin de un comando, después de este, se realiza la acción que se ordenó al controlador en la cadena de caracteres ASCII precedente. Los espacios, tabulaciones y saltos de línea son ignorados por el controlador. El caracter  $\langle esc \rangle$ , correspondiente al ASCII 27, cancela cualquier acción que se esté realizando.

## 1.5. La plataforma de desarrollo LabVIEW

LabVIEW es un programa que permite el desarrollo de aplicaciones de propósito general. Se basa en el concepto de instrumentos virtuales, introducido por primera vez por *National Instruments* en 1986, que consiste de un “instrumento que no es real, corre en un computador y tiene funciones definidas por programación”, dotando a este de la funcionalidad definida por el usuario, al contrario de un instrumento real, totalmente definido funcionalmente para un propósito específico al ser producido.

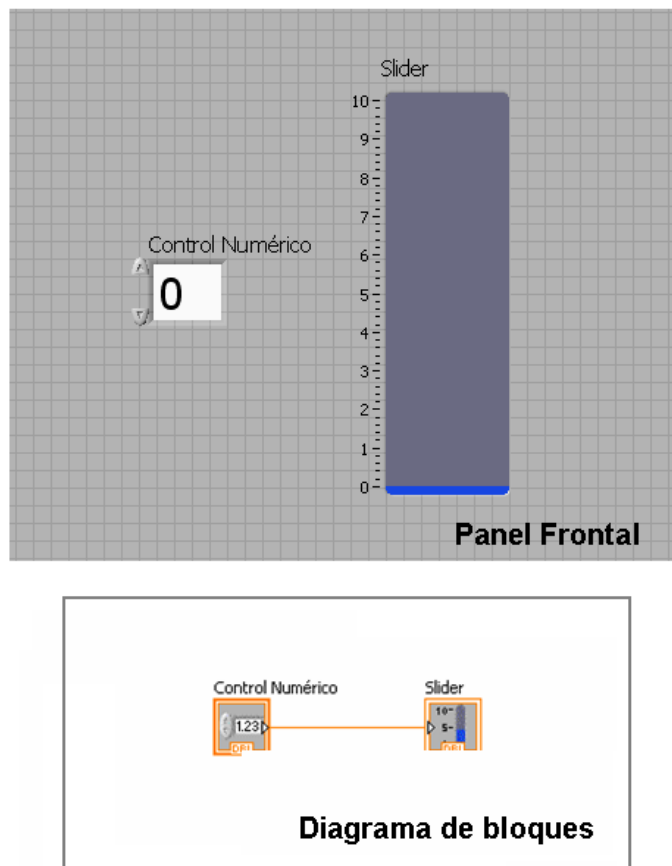
El hecho de ser ejecutado en un computador, permite la inclusión de todas las funciones de este, principalmente la capacidad para comunicarse con una variedad de dispositivos a través de las interfaces (puertos) disponibles.

### 1.5.1. Programación y entorno

LabVIEW está basado en un tipo de programación gráfica, llamado lenguaje G, que consiste en un conjunto de iconos que representan a objetos, como es el caso de objetos de otros lenguajes textuales (como el C++), pero cuya

funcionalidad está definida y no puede ser modificada.

Los iconos en LabVIEW (también llamados SubVI) tienen conectores de entrada y salida, la programación subyacente no puede ser vista o modificada. Entonces, cada icono se define por entrada(s) y salida(s) asociadas por una función definida, representada gráficamente en el icono mismo.



**Figura 1.27:** *Panel frontal y diagrama de bloques del control de un slider por una entrada numérica.*

Hay dos entornos en los que se programa en LabVIEW. El primero, llamado panel frontal, es un entorno en el que se incluye los elementos gráficos para la interfaz que va a interactuar con el usuario. El segundo entorno, llamado diagrama de bloques, es donde se provee la funcionalidad y programación de la aplicación. La figura 1.27 muestra el panel frontal y el diagrama de bloques para el control de un slider (deslizante) a través de un control numérico.

Como en cualquier lenguaje de programación, LabVIEW maneja diferentes tipos de datos, estructuras de control de ejecución, objetos, subrutinas (sub-VIs), etc. Sin embargo, la ejecución de aplicaciones en LabVIEW, al contrario de las realizadas en otros lenguajes de programación no es secuencial, sino que sigue una estructura de flujo de datos, que quiere decir, que una instrucción se ejecuta una vez que todas las entradas del subVI tienen datos disponibles, lo que brinda una ventaja al realizar múltiples tareas de forma simultánea. Cuando se requiere la ejecución de subVIs de forma que sigan una secuencia, LabVIEW proporciona las estructuras adecuadas para el control de la ejecución.

## 1.6. Herramientas para el análisis de señales no estacionarias<sup>27</sup>

### 1.6.1. Autocorrelación

La función de autocorrelación y su transformada de Fourier<sup>28</sup>, la densidad de potencia espectral, son ampliamente utilizadas en el modelamiento e identificación de patrones y estructuras en un proceso de señales. Los correladores<sup>29</sup> juegan un papel central en el procesamiento de señales y en sistemas de telecomunicaciones, incluyendo decodificadores digitales, codificadores predictivos, ecualizadores digitales, estimadores de retardo, sistemas de clasificación y restauración de señales.

La función de autocorrelación de un proceso aleatorio  $X(m)$ , denotada como  $r_{xx}(m1, m2)$ , se define por:

$$\begin{aligned} r_{xx}(m1, m2) &= \mathcal{E}[x(m1)x(m2)] \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} x(m1)x(m2) f_{X(m1), X(m2)}[x(m1)x(m2)] dx(m1) dx(m2) \end{aligned} \quad (1.6)$$

La función de autocorrelación  $r_{xx}(m1, m2)$  es una medida de la similitud, de la relación mutua, de los resultados del proceso  $X$  en los instantes  $m1$  y  $m2$ .

<sup>27</sup>Del libro *Advanced Digital Signal Processing and Noise Reduction* de VASEGHI, S., 2006.

<sup>28</sup>Físico y matemático francés. Auxerre, 1768 - París, 1830.

<sup>29</sup>Traducción del autor para el término inglés *correlators*.

Si el resultado de un proceso aleatorio en el tiempo  $m_1$  no lleva una relación al del tiempo  $m_2$ , entonces  $X(m_1)$  y  $X(m_2)$  son independientes o sin correlación y  $r_{xx}(m_1, m_2) = 0$ .

Para un proceso estacionario, la función de autocorrelación es invariante en el tiempo y depende de la diferencia de tiempo  $m = m_1 - m_2$ :

$$r_{xx}(m_1 + \tau, m_2 + \tau) = r_{xx}(m_1, m_2) = r_{xx}(m_1 - m_2) = r_{xx}(m) \quad (1.7)$$

La función de autocorrelación de un proceso estacionario de valores reales es una función simétrica con las siguientes propiedades:

$$r_{xx}(-m) = r_{xx}(m) \quad (1.8)$$

$$r_{xx}(m) \leq r_{xx}(0) \quad (1.9)$$

Para un segmento de  $N$  muestras de una señal  $x(m)$ , la función de autocorrelación se obtiene como:

$$r_{xx}(m) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1-m} x(k) x(k+m) \quad (1.10)$$

Vale notar que para una señal de valor medio cero,  $r_{xx}(0)$  es la potencia de la señal. La autocorrelación de una señal puede ser obtenida como la transformada de Fourier inversa del espectro de magnitud por:

$$r_{xx}(m) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} |X(f)|^2 e^{-j2\pi mk/N} \quad (1.11)$$

### 1.6.2. Densidad de potencia espectral

La función de densidad de potencia espectral (PSD, *power spectral density*), también conocida como espectro de potencia, de un proceso, resulta en el espectro de la distribución de potencia a diferentes frecuencias de vibración sobre el eje de la frecuencia. Se puede ver que el espectro de potencia de un proceso estacionario,  $X(m)$ , es la transformada de Fourier de la función de autocorrelación:



$$\begin{aligned}
P_{XX}(f) &= E \cdot [X(f) \cdot X^*(f)] \\
&= \sum_{m=-\infty}^{\infty} r_{xx}(m) \cdot e^{-j2\pi fm}
\end{aligned} \tag{1.12}$$

donde  $r_{xx}(m)$  y  $P_{XX}(f)$  son la autocorrelación y espectro de potencia de  $x(m)$ , respectivamente, y  $f$  es la frecuencia variable. Para un proceso estacionario de valores reales, la autocorrelación es simétrica, y el espectro de potencia puede ser escrito como:

$$P_{XX}(f) = r_{xx}(0) + \sum_{m=1}^{\infty} 2 \cdot r_{xx}(m) \cdot \cos(2\pi fm) \tag{1.13}$$

La densidad de potencia espectral es una función de valores reales no negativos, expresada en unidades de watts por hertz. De la ecuación (1.12), la secuencia de autocorrelación de un proceso aleatorio puede ser obtenida como la transformada de Fourier inversa del espectro de potencia como

$$r_{xx}(m) = \int_{-1/2}^{1/2} P_{XX}(f) e^{j2\pi fm} df \tag{1.14}$$

Se puede notar que la autocorrelación y espectro de potencia representan las estadísticas de segundo orden de un proceso en dominios de tiempo y frecuencia, respectivamente.

### 1.6.3. Ventana de análisis Hanning<sup>30</sup>

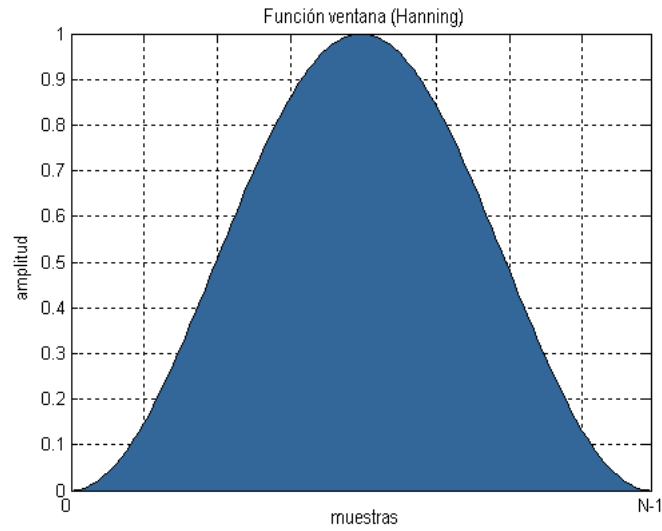
Las ventanas son funciones matemáticas usadas con frecuencia en el análisis y el procesamiento de señales para evitar las discontinuidades al principio y al final de los bloques analizados.

En procesamiento de señales, una ventana se utiliza cuando nos interesa una señal de longitud voluntariamente limitada. En efecto, una señal real tiene que ser de tiempo finito; además, un cálculo sólo es posible a partir de un número finito de puntos. Para observar una señal en un tiempo finito, la mul-

---

<sup>30</sup>Esta sección basada en: ANÓNIMO. 27-Dic-2009. Ventana (función) [consulta en línea]. Dirección: [http://es.wikipedia.org/wiki/Ventana\\_\(función\)](http://es.wikipedia.org/wiki/Ventana_(función)).

tiplicamos por una función ventana.



**Figura 1.28:** *Función ventana de Hanning. Utilizada para análisis espectral.*

La ventana Hann (en honor a su autor Von Hann<sup>31</sup>), también conocida como ventana Hanning o coseno elevado, es una ventana de análisis cuya forma es como se muestra en la figura 1.28, y viene definida por la expresión:

$$v(n) = a_0 - a_1 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right), \quad (1.15)$$

donde  $a_0$  y  $a_1$  tienen un valor de 0.5. La característica principal de la ventana Hanning es que se concentra hacia el espectro en la mitad de la ventana, atenuando posibles irregularidades espectrales en los extremos.

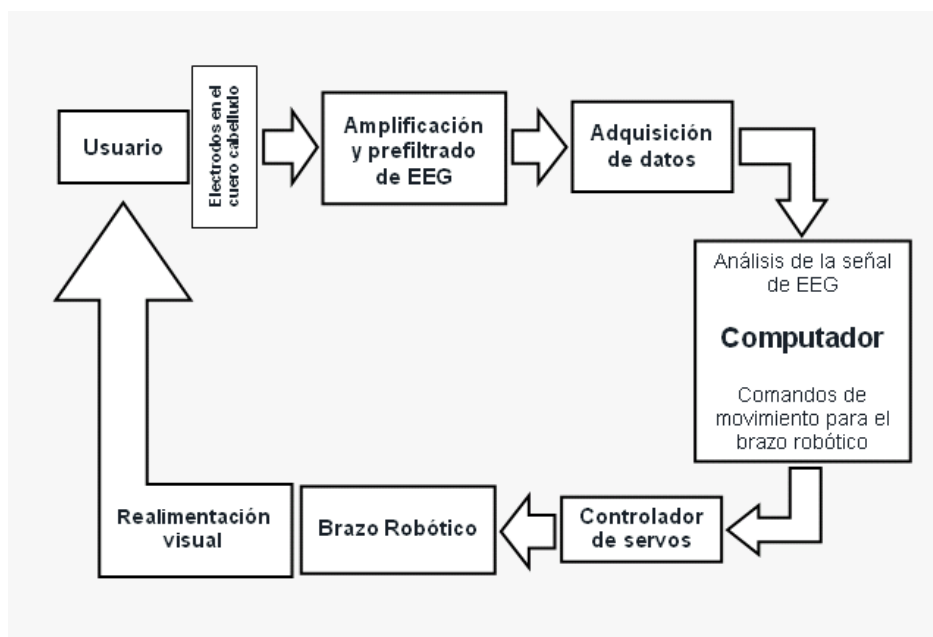
---

<sup>31</sup>Meteorólogo austriaco. 1839 - Vienna, 1921

## CAPÍTULO 2 IMPLEMENTACIÓN

### 2.1. Diagrama de bloques general del sistema

El sistema en el que se basa este proyecto posee varios bloques funcionales como se describe a continuación y se muestra en la figura 2.1.



**Figura 2.1:** Diagrama de bloques general del sistema para el control de un brazo robótico mediante ondas generadas por actividad cerebral.

Los dos terminales del sistema corresponden al usuario y al brazo robótico, siendo controlador y elemento controlado respectivamente. Las etapas intermedias, que serán descritas en detalle en secciones posteriores, corresponden al equipo y programación necesarios para lograr la interacción correcta entre los terminales.

Así, en primera instancia se encuentra el usuario a quien se le colocan electrodos en posiciones determinadas de la cabeza para lograr registrar los potenciales producto de la actividad sincronizada de grupos de neuronas, producto de condiciones cognitivas específicas. Una etapa de amplificación y prefiltrado facilitan la obtención y posterior análisis de las señales captadas del cuero cabelludo, permitiendo también la eliminación de ciertos artefactos e interferencia inherente a la medición de potenciales tan minúsculos como los que son captados con un EEG. Después se digitaliza esta señal para poder ingresarla en un computador y realizar su análisis. En la señal ingresada en el computador y su análisis a través de varias pruebas experimentales, se encuentra centralizado el mayor esfuerzo y trabajo que representa este proyecto, de lo que se obtendrán rasgos o patrones que permitan determinar una u otra acción para que sea ejecutada por el brazo robótico. Una interfaz de comunicación del computador permite enviar los comandos de movimiento, correspondientes a un rasgo específico, hacia un controlador de servos que es el que en una instancia final permite la movilidad al brazo robótico. Una última etapa es la realimentación visual, que según varios estudios (p.ej., el estudio de BCI respecto al P300 de B. Allison<sup>1</sup>, 2003) hace que los potenciales de los que se extrae el rasgo sean más marcados al recibir estimulación visual y sensación motora, aumentando posiblemente la determinación del tipo de movimiento que el usuario desea que el brazo robótico efectúe.

## **2.2. Acondicionamiento de la señal de EEG**

### **2.2.1. Descripción y características del equipo**

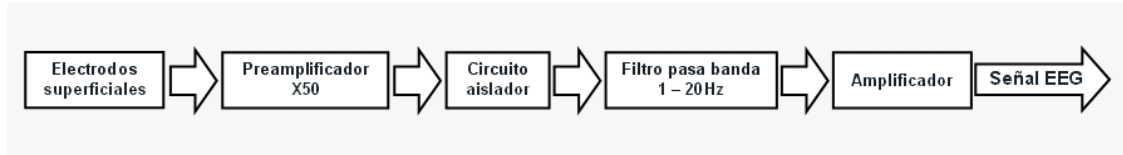
El módulo utilizado para amplificar y prefiltrar la señal de EEG es el Sistema de Mediciones Biomédicas KL-700. Para lograr la señal requerida de EEG se requieren de la unidad principal (KL-71001), que se muestra en la figura 2.2, indicando sus partes principales: 1) Unidad de entradas para un sócalo de 7 entradas; 2) Generador de funciones para probar la funcionalidad del equipo; 3) Módulo de entradas, que permite llevar las señales de la unidad de entradas a un módulo de experimento específico; 4) Display LCD de estado, que proporciona visualización para varios parámetros, entre ellos el tipo de experimento seleccionado; 5) Puerto de comunicación de estándar RS-232, para utilizar el software propio del sistema KL-700; 6) Salidas de los experimentos; 7) Módulo

---

<sup>1</sup>Es Ph. D. en ciencia cognitiva, norteamericano. Nacido en 1973.



encargue del acondicionamiento de la señal de EEG recogida por los electrodos, además del aislamiento eléctrico de la etapa de captación de la señal con la de acondicionamiento.



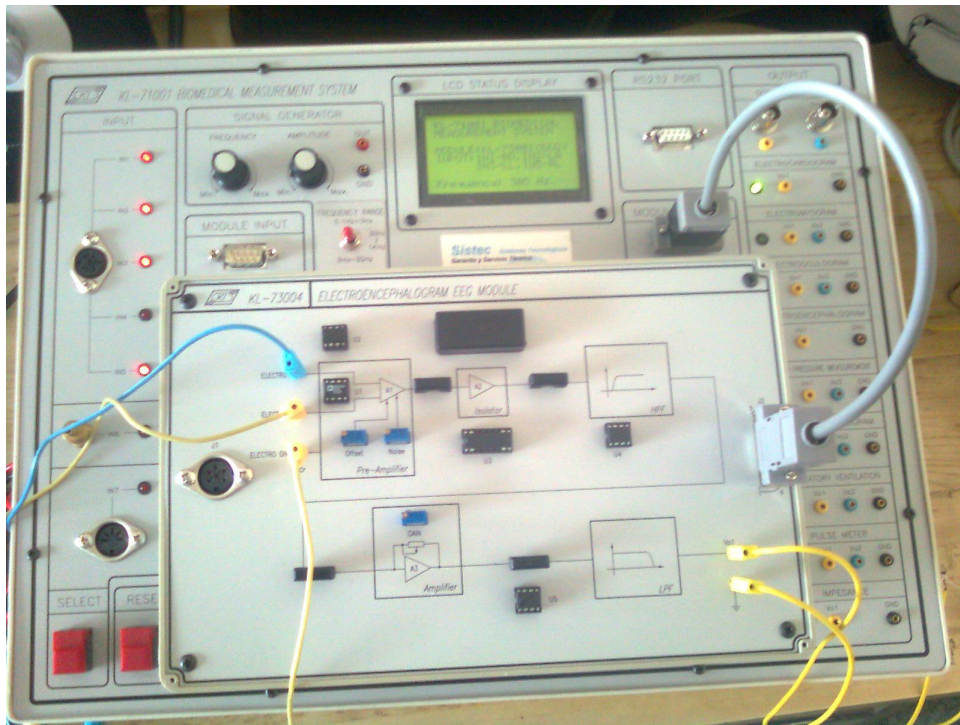
**Figura 2.4:** *Diagrama de bloques del circuito para medición de EEG.*

Como se muestra en el diagrama de bloques de la figura 2.4, la señal de los electrodos colocados en el cuero cabelludo se ingresa a un preamplificador con ganancia de 50. De ahí pasa a un circuito aislador para luego pasar por un filtro pasa banda compuesto por dos filtros de segundo orden, un pasa altos para frecuencias mayores a 1Hz y un pasa bajos para frecuencias menores a 20Hz. Entre estos dos filtros se encuentra un amplificador de ganancia variable hasta 1000. De esta manera del módulo se puede obtener una ganancia máxima de 50000 veces la señal captada por lo electrodos, que se encuentra en el orden de los microvoltios.

### 2.2.2. Conexiones del equipo

Para poner en funcionamiento el módulo de captación de EEG de acuerdo a las necesidades del proyecto se debe seguir el procedimiento descrito a continuación:

1. Conectar el módulo principal KL-71001 a la línea de suministro eléctrico de  $110V_{AC}$  a través de un cable de alimentación AWG 14 de 3 terminales.
2. Colocar el módulo de EEG KL-73004 sobre el respaldo del módulo principal (como se ve en la figura 2.5) y conectar el terminal J2 con el módulo de salidas del módulo principal a través de un cable de comunicación DB9-DB9 directo; esta conexión proporciona la alimentación para la circuitería del módulo de EEG.



**Figura 2.5:** Conexiones del módulo de acondicionamiento de la señal de EEG

3. Con el botón selector se escoge la opción de electroencefalograma.
4. Colocar los electrodos con conectores tipo banana de 2mm en los terminales Electro1, Electro2 y Electro Gnd, correspondientes al potencial diferencial positivo, el negativo y la tierra, respectivamente, de acuerdo al montaje determinado en las pruebas experimentales.

Antes de poner en funcionamiento el módulo para acondicionar la señal de EEG se debe ajustar tres parámetros principales: el offset, la ganancia y el ruido.

Para corregir el error de offset se cortocircuitan los terminales Electro1, Electro2 y Electro GND, se retira el jumper de la etapa de preamplificación y se mide con un osciloscopio el potencial entre la salida de esta etapa y los terminales cortocircuitados. Se mueve el potenciómetro *offset* de forma que la señal medida en el osciloscopio quede lo más cercano a 0.

La ganancia se puede establecer inicialmente en aproximadamente en la mitad del trayecto de potenciómetro *gain* y luego ajustarla de acuerdo a las necesidades de medición. El ruido también se lo corrige con el registro de EEG

ya funcionando y se lo reduce ajustando el potenciómetro *noise*.

Después de realizar las conexiones como se indicó y ajustar los parámetros del circuito, se tiene disponible ya una señal de EEG en los terminales de Vo y tierra del módulo de EEG KL-73004, la misma que se puede llevar a un dispositivo de adquisición de datos para su posterior análisis.

### 2.2.3. Colocación y retiro de los electrodos

Existen varios productos que permiten mejorar la calidad del registro de EEG, reduciendo ruidos, disminuyendo la resistencia de la piel y consecuentemente aumentando su conductividad y haciendo un buen contacto entre la piel y el electrodo. En los experimentos realizados en este proyecto se utilizan dos productos: el gel *Nuprep* y la pasta conductiva *Ten20* (figura 2.6).



**Figura 2.6:** *Electrodos para EEG, gel preparativo Nuprep y pasta conductora Ten20.*

El gel *Nuprep* es un preparativo para la piel, posee partículas de plata y otros elementos activos que limpian la piel además de tener un efecto abrasivo que remueve las células muertas superficiales dejando células vivas de mejor conductividad expuestas para colocar en ese sitio los electrodos.

La pasta conductiva *Ten20* posee elementos electrolíticos que permiten la conversión de iones orgánicos en liberación de electrones que provocan una



corriente eléctrica captada por los electrodos y que fluye hacia el equipo de medición. Además, la pasta tiene una consistencia suficiente como para adherir los electrodos a la piel durante la sesión de registro de EEG.

Para colocar los electrodos y lograr el registro de EEG se siguen los pasos descritos a continuación:

1. Se empapa un cotonete en alcohol y se limpia la superficie del electrodo de copa de oro, se deja secar el alcohol del electrodo.
2. Con un cotonete se toma una pequeña cantidad de gel preparativo *Nuprep* y se limpia una zona de la piel de área similar a la del electrodo con unos cuatro movimientos circulares y presión moderada. Si se requiere mayor limpieza repetir un par de movimientos circulares más, pero NO aumentar la presión. *Precaución: Aplicar demasiada presión o muchos movimientos circulares con el cotonete empapado en el gel preparativo puede llegar a irritar la piel y provocar ardor y enrojecimiento.*
3. Tomar el electrodo a modo de cuchara y recoger la cantidad de pasta *Ten20* suficiente para rebosar un poco el raz del electrodo.
4. Colocar el electrodo sobre el área de piel preparada y aplicar la presión suficiente hasta que la pasta salga por los lados de manera que el electrodo se fije sobre la piel.

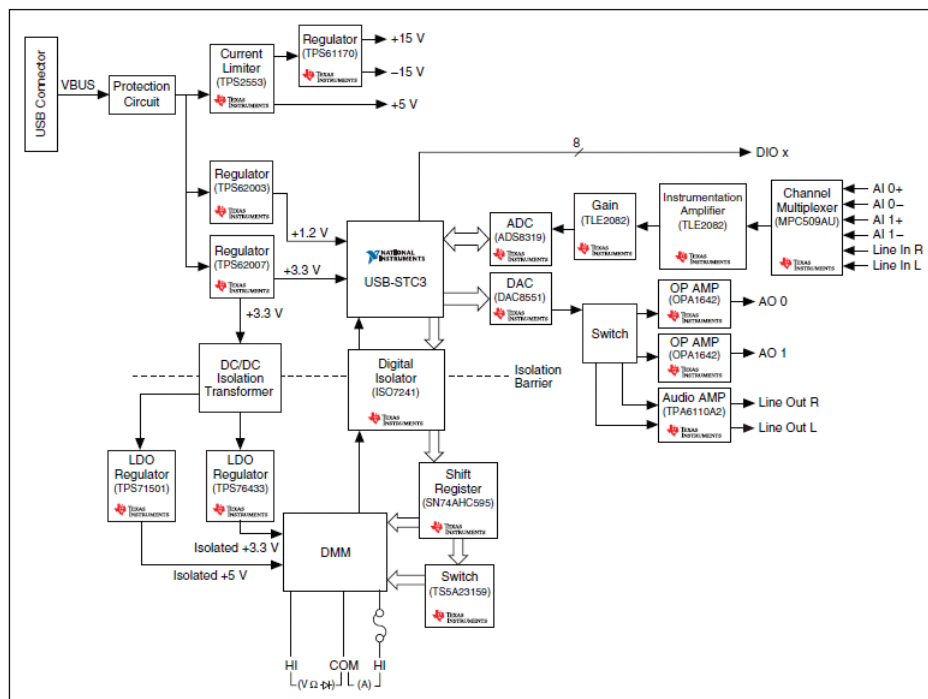
Una vez terminado el registro de EEG se retira los electrodos y se limpia con agua tibia la pasta de la piel así como la que está en los electrodos. Se debe retirar toda la pasta de los electrodos y dejar secar bien antes de guardarlos para evitar corrosión en su superficie.

## **2.3. Adquisición de la señal del EEG**

### **2.3.1. Dispositivo y conexiones**

El dispositivo utilizado para la adquisición en el computador de la señal de EEG acondicionada es la tarjeta de adquisición de datos NI myDAQ que, entre otras cosas, posee dos canales de entrada analógicos de 16 bits de resolución en un rango de 10 a -10V. Como algunas de las tarjetas más utilizadas en entornos de laboratorio de National Instruments, la myDAQ posee conexión con la

PC a través de puerto USB, el mismo que alimenta la circuitería que permite su funcionamiento. En la figura 2.7, se muestra un diagrama funcional de la tarjeta. Además de las características de hardware, la tarjeta myDAQ posee un software propio que dispone de un osciloscopio (entre otras herramientas), lo que ayudará a realizar pruebas preliminares de funcionamiento y ajustar los parámetros del experimento de EEG.

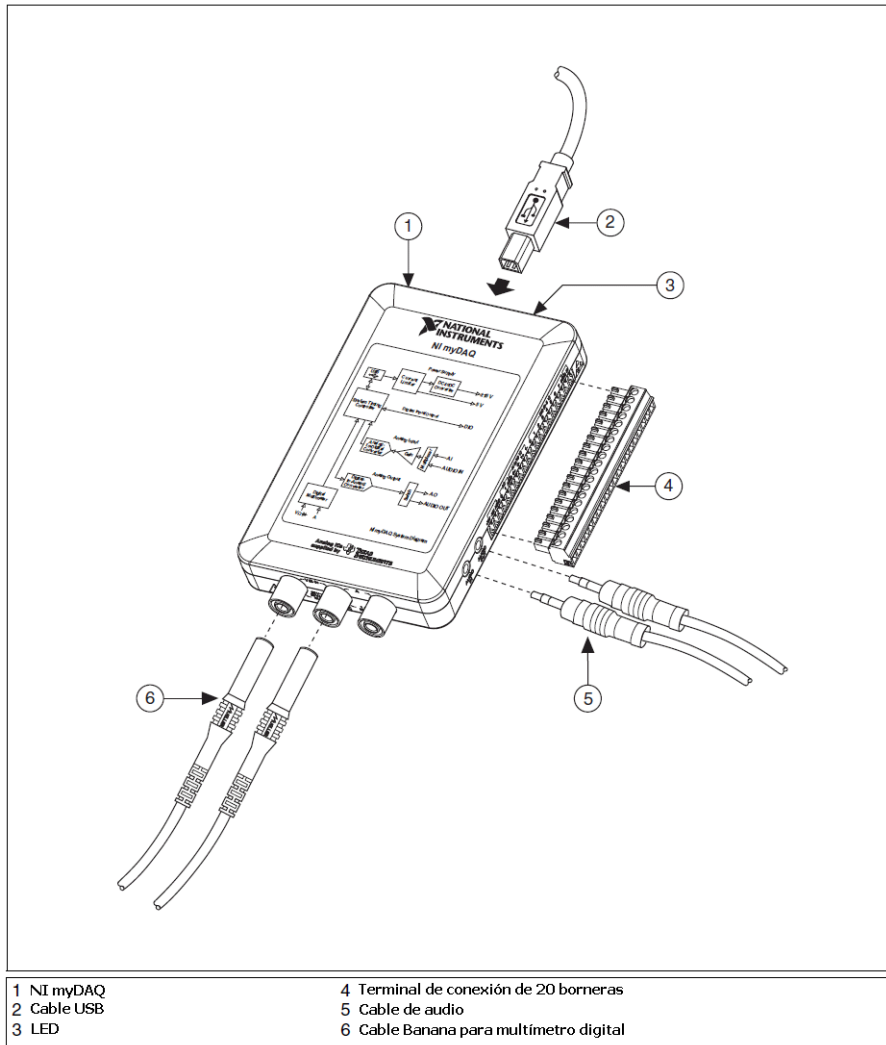


**Figura 2.7:** Diagrama funcional de la tarjeta de adquisición de datos NI myDAQ.

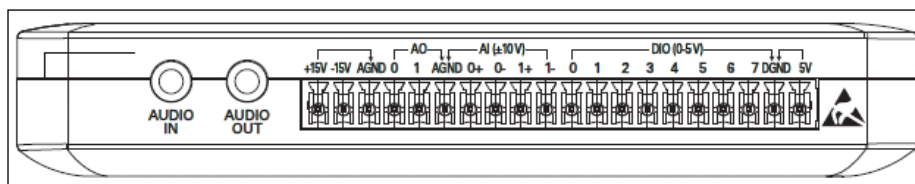
En la figura 2.8 se muestra el diagrama general de conexiones de la tarjeta (figura 2.8a), así como los terminales de conexión de bornera de 20 posiciones (figura 2.8b). Para conectar la señal acondicionada de EEG a la tarjeta de adquisición de datos, conectar los terminales AI0- y AGND (figura 2.8b) al terminal de tierra de la salida del módulo de EEG KL-73004 (sección 2.2), y el terminal AI0+ al terminal Vo.

### 2.3.2. Configuración del dispositivo

Una vez conectado el dispositivo de adquisición, se puede ya establecer las configuraciones necesarias de software que permitan recoger y analizar los datos recogidos del EEG. LabVIEW posee una herramienta para una configu-

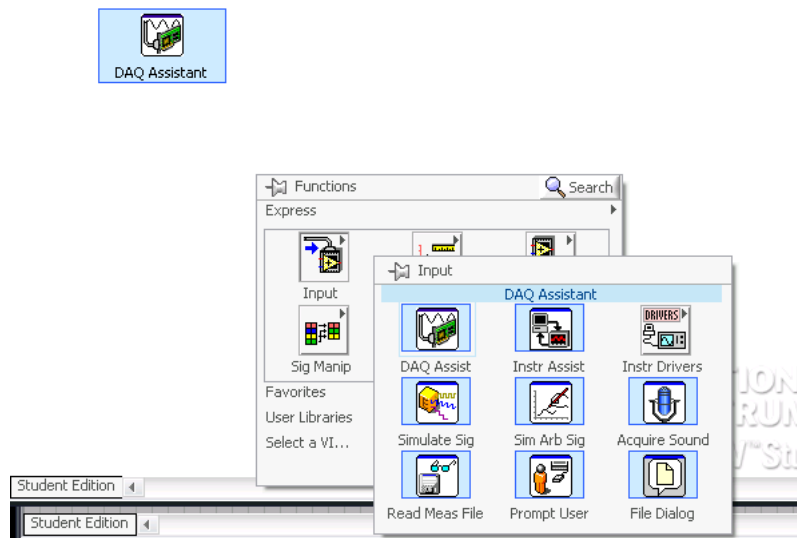


(a) Diagrama general de conexiones



(b) Diagrama de conexión para el terminal de borneras de 20 posiciones.

**Figura 2.8:** Diagrama de conexiones de la tarjeta de adquisición de datos NI myDAQ.



**Figura 2.9:** *Inclusión del asistente de DAQ en el diagrama de bloques de LabVIEW.*

ración rápida de una tarjeta de adquisición de datos de National Instruments: el asistente de DAQ, que se presenta como un subVI que puede ser colocado en el diagrama de bloques como se muestra en la figura 2.9.

Después de colocar el asistente de DAQ en el diagrama de bloques, se abre automáticamente el asistente, que ofrece todas las opciones configurables para empezar a adquirir datos. En la primera ventana (figura 2.10), se selecciona el tipo de variable con la que se va a trabajar, por lo que se escoge una adquisición de una señal de voltaje. En la siguiente ventana (figura 2.11), se selecciona el canal de adquisición, el AI0 (canal 0 de entrada analógica) en el dispositivo correcto en caso de existir varios. Finalmente se establecen, en la última ventana (figura 2.12), los parámetros de rango de voltaje en  $\pm 10V$ , configuración en modo diferencial, 1024 muestras por segundo y lectura de 512 muestras por vez como parámetros iniciales, previos a la experimentación, que pueden variar a lo largo de esta.

Al terminar la configuración de la adquisición de datos, LabVIEW construye el VI en el diagrama de bloques que, entre otras cosas, posee un conector de salida que proporciona los datos leídos desde la tarjeta de adquisición de datos con los parámetros configurados, haciendo posible el registro y posterior análisis de la señal de EEG.

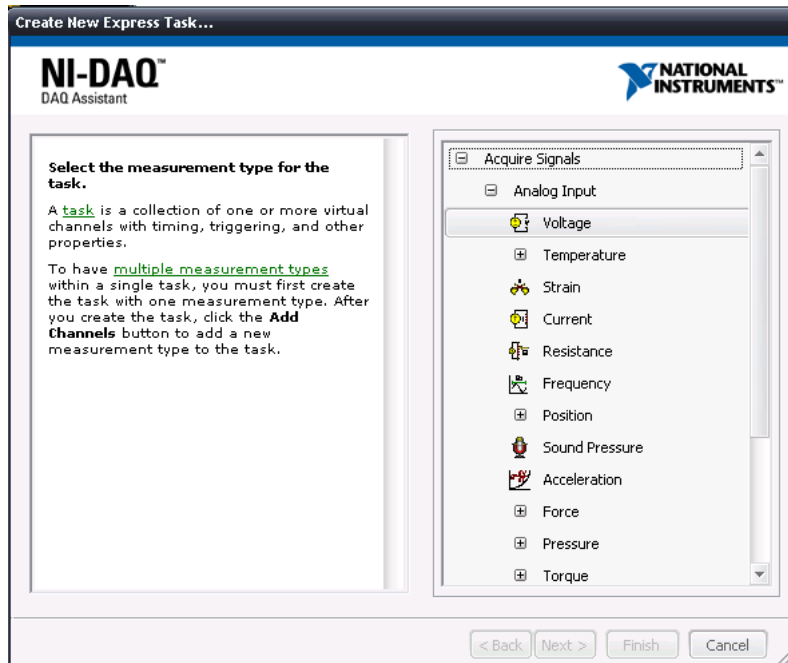


Figura 2.10: Selección del tipo de variable para la adquisición de datos.

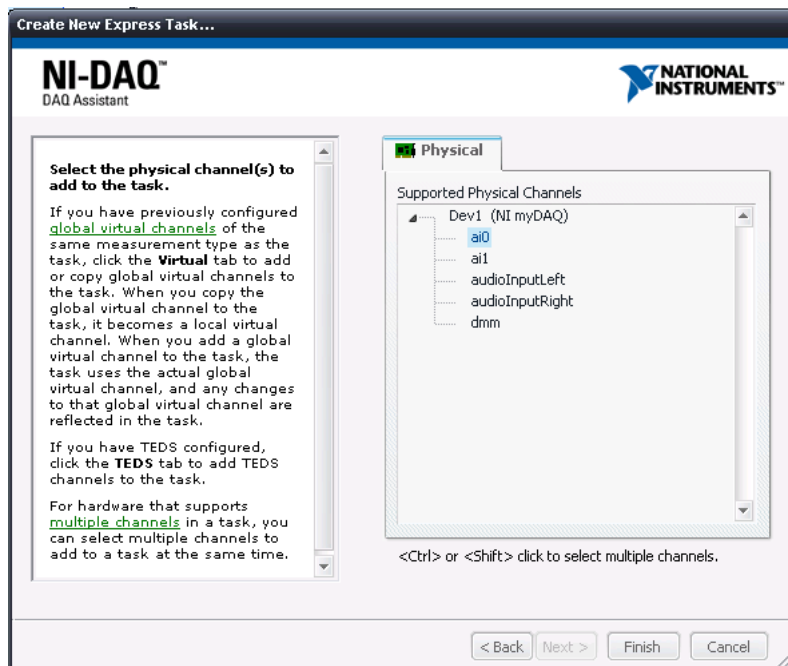
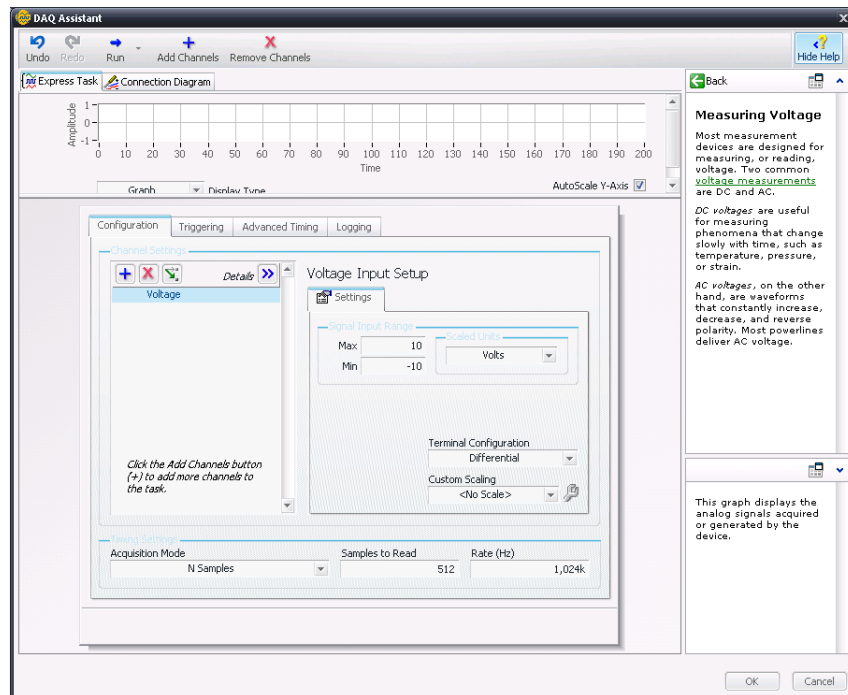


Figura 2.11: Selección del canal de la tarjeta para la adquisición de datos.



**Figura 2.12:** Selección de parámetros para la variable adquirida con la tarjeta DAQ.

## 2.4. Interfaz computador - brazo robótico

Para lograr comunicar las acciones generadas en el computador que debe efectuar el brazo robótico se utiliza un controlador de servos SSC - 32, descrito en la sección 1.4.3, logrando de esta manera que cada servo ubicado en las articulaciones del brazo realice un movimiento específico.

### 2.4.1. Medio físico

El medio físico que define la interfaz computador - brazo robótico es un cable convertidor de USB a serial (DB - 9) similar al que se muestra en la figura 2.13. En el un extremo, tiene un conector USB estándar que va conectado al computador; del otro extremo, tiene un conector DB - 9 macho que va conectado al DB - 9 hembra del controlador SSC - 32. El conversor incluye la electrónica necesaria para una conversión de datos bidireccional de estándar RS232 a USB.

Adicionalmente, una malla de apantallamiento protege la integridad de los datos ante ruido producido por interferencias que podría reducir el rendimiento



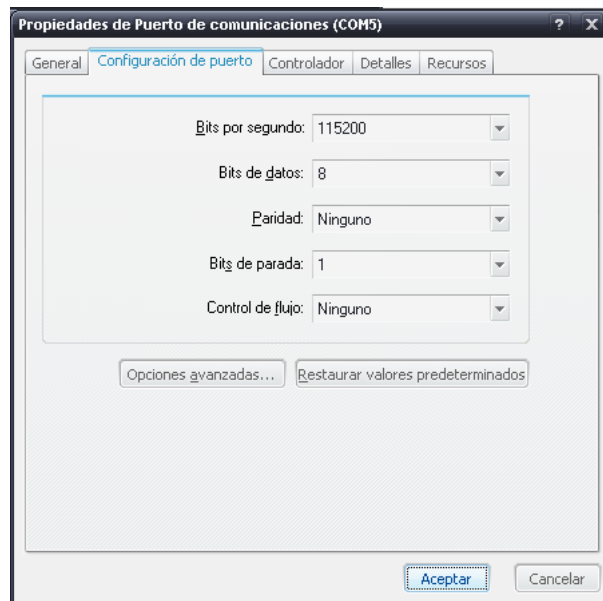
**Figura 2.13:** *Convertidor USB a serial.*

del convertidor.

#### **2.4.2. Enlace lógico**

Con el convertidor USB a serial se incluye un driver que permite llevar a cabo la comunicación por este medio. Una vez conectado el cable e instalado el driver en el computador por un lado, y colocado los dos jumpers de tasa de baudios (para una velocidad de 115.2Kbps) y alimentado el circuito lógico y los terminales de alimentación de los servos en el controlador SSC - 32 por el otro; se genera un puerto de comunicaciones COM virtual, que es configurado como se muestra en la figura 2.14 para dejar establecido el enlace de comunicación computador - brazo robótico.

Como se observa en la figura 2.14, los datos que serán transmitidos por el enlace entre el computador y el controlador no tienen configurados ni comprobación de errores (paridad) ni control de flujo (sincronización de la comunicación), lo que hace que las tramas sean transmitidas como bytes de información codificadas como caracteres ASCII, sin mecanismo alguno que garantice o verifique su integridad, lo que puede repercutir en el desempeño del enlace al tener que enviar repetidamente la misma instrucción varias veces en caso que no sea reconocida por el controlador. Sin embargo no se presentan muchos errores de comunicación debido a que los datos necesarios para ejecutar un comando constan de unos pocos bytes.



**Figura 2.14:** Configuración del puerto COM virtual.

### 2.4.3. Verificación de la interfaz

Una vez establecida la conexión a través del cable convertidor entre el computador y el controlador SSC - 32, y configurado los parámetros para el enlace de datos, se puede verificar que la interfaz funcione. El controlador SSC - 32 proporciona un software de verificación, llamado *LynxTerm* que permite controlar todos sus canales, emitir comandos, verificar el firmware y otras opciones a través de una interfaz gráfica como la que se muestra en la figura 2.15.

Se utiliza un VI (Instrumento virtual) de LabVIEW, una vez verificado la interfaz computador - brazo robótico a través de LynxTerm, para probar la funcionalidad de la herramienta VISA (Arquitectura de software para instrumentos virtuales), que corresponde a la herramienta que será utilizada finalmente para enviar los comandos de movimiento al brazo robótico.

Como se muestra en la figura 2.16, para establecer la comunicación entre el computador y el controlador SSC - 32 utilizando VISA, se debe primero configurar el puerto COM con los parámetros ya expuestos en la sección 2.4.2 de Enlace Lógico. Luego se abre el puerto cargando los parámetros configurados, se limpia el buffer del puerto y se escribe el comando que se desea ejecutar para finalmente cerrar el puerto de comunicaciones. Este es básicamente el proce-



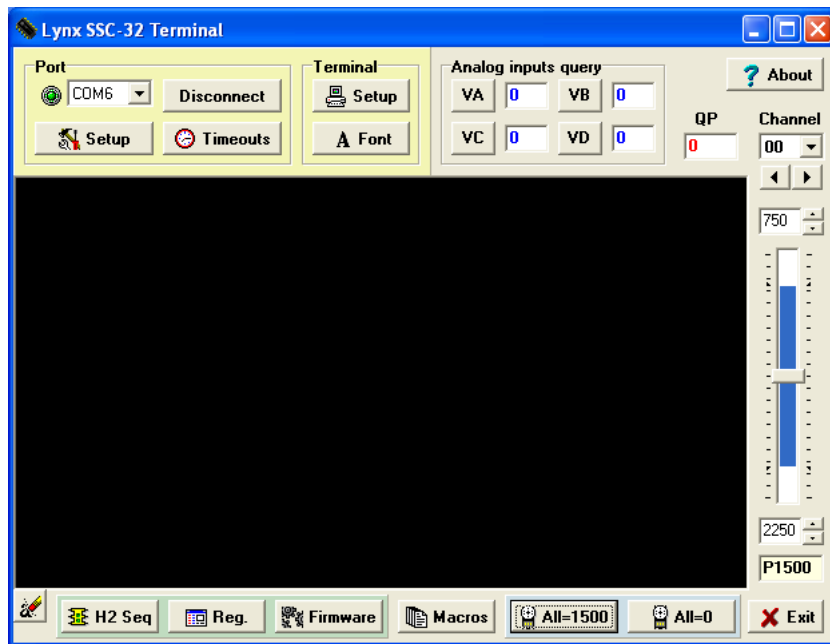


Figura 2.15: Terminal de LynxTerm para verificación del controlador SSC - 32.

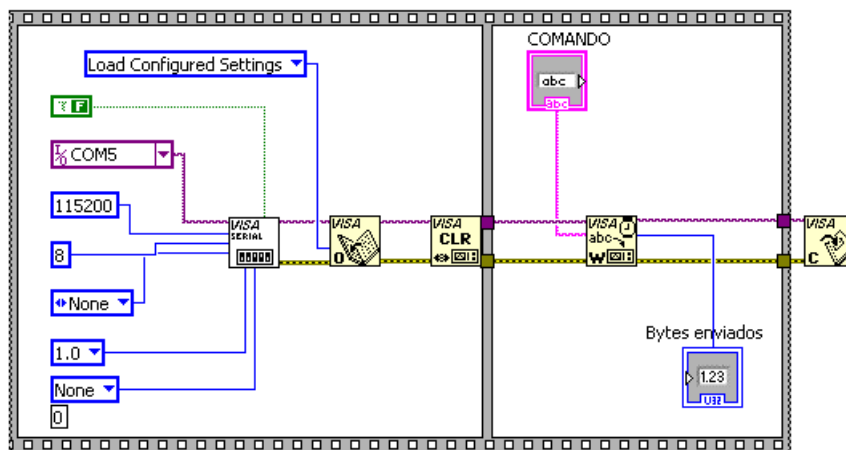


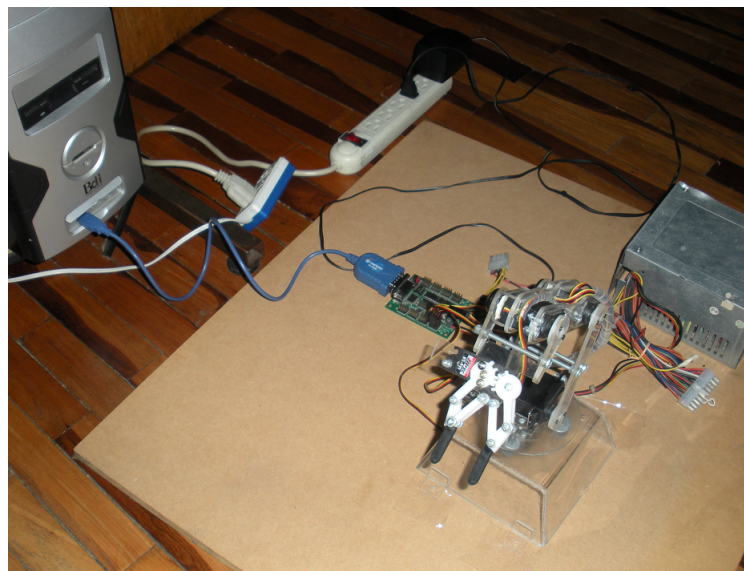
Figura 2.16: Verificación de la funcionalidad de la interfaz computador - controlador SSC - 32 utilizando VISA de LabVIEW.

dimiento que se utilizará para enviar comandos de acción desde la aplicación en LabVIEW hacia el controlador de servos que comanda los movimientos del brazo robótico.

## 2.5. Puesta en marcha del brazo robótico

En esta sección se describe la totalidad de la puesta en marcha del brazo robótico, con las conexiones de las fuentes de alimentación, de los servos en el controlador y la interfaz con el PC basada en LabVIEW para poder controlar todos los servos y experimentar con planes de movimiento.

### 2.5.1. Conexiones del controlador



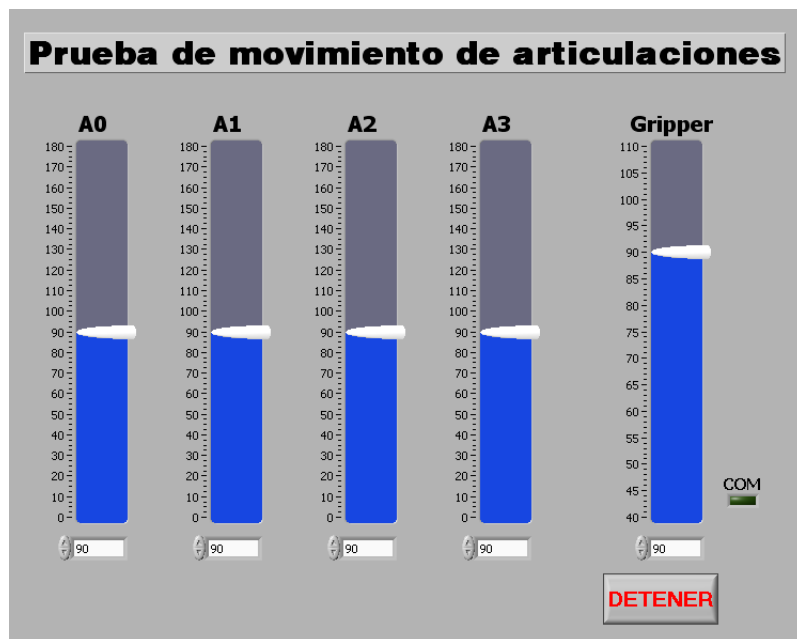
**Figura 2.17:** *Conexiones del controlador SSC - 32 del brazo robótico.*

La fuente de alimentación para los servos proviene de una fuente de PC de  $5V_{CC}$  y hasta 20A de corriente, conectada en VS del controlador. Un adaptador de unos  $8V_{CC}$  y 700mA se conecta a la tensión del circuito de control a través de VL en el controlador.

Los servos de cada articulación van conectados desde A0 hasta A3 en los canales 16 hasta 19 del controlador respectivamente, en el canal 20 se conecta el gripper del brazo.

El cable convertidor USB a serial se conecta al PC en el lado del USB y al controlador en el lado serial. Todas las conexiones se observan en la fotografía de la figura 2.17.

### 2.5.2. Interfaz en LabVIEW para el control individual de las articulaciones



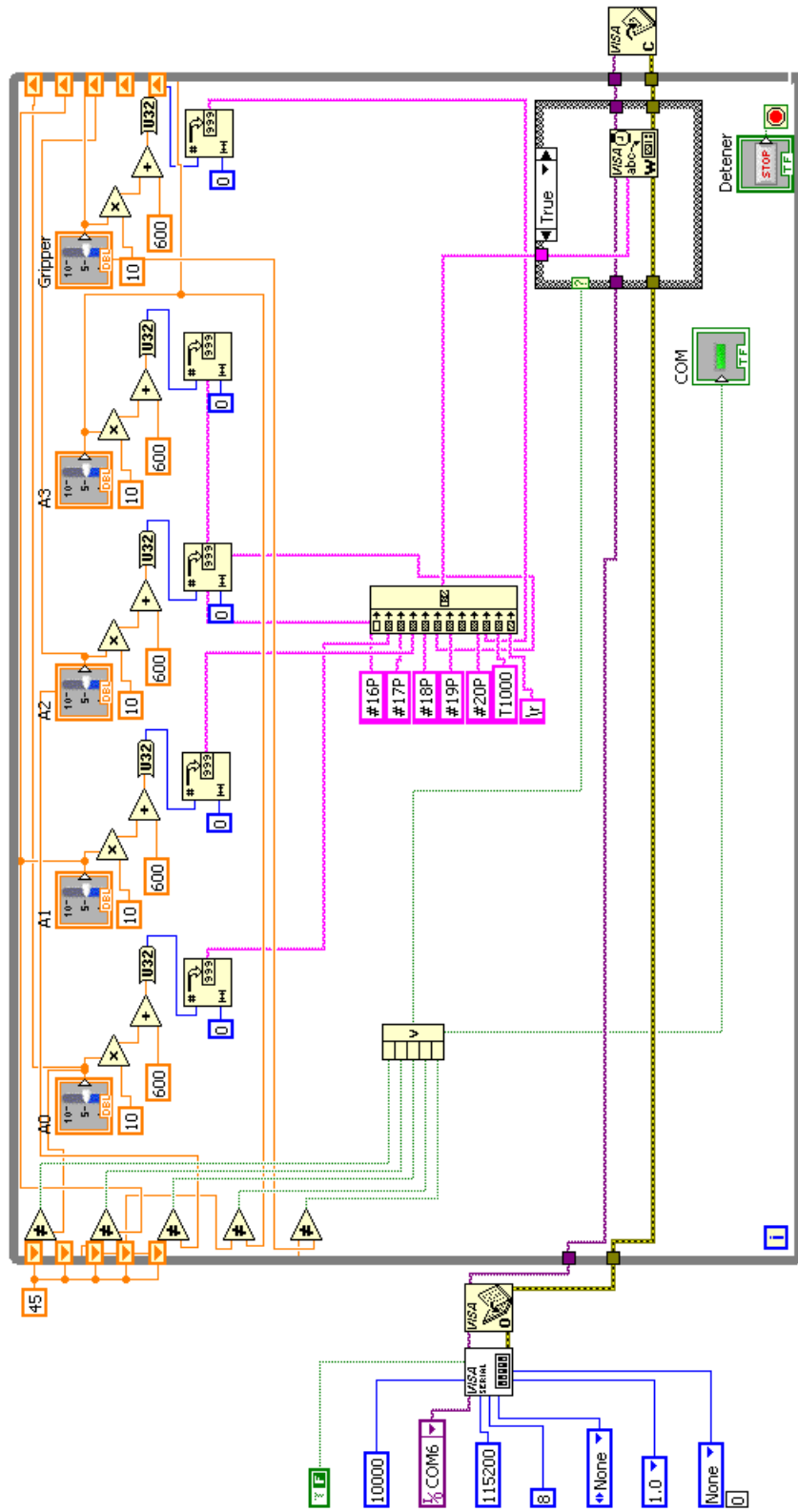
**Figura 2.18:** Interfaz para el movimiento de cada articulación y el gripper del brazo robótico.

Una vez realizadas las conexiones necesarias se implementa en LabVIEW una interfaz que permita el control de cada articulación independientemente. La programación, como se muestra en el diagrama de la figura 2.19, consta de varios módulos que permiten llevar a cabo la tarea propuesta.

Primero, se configura el puerto de comunicaciones con los parámetros de la sección 2.4.2 de Enlace Lógico utilizando la plataforma VISA, y se abre el puerto para mantener activa la comunicación.

Luego se coloca un control para cada articulación, que van desde 0 a 180°, número que se multiplica por 10 y se le suma 600 para obtener pulsos en el rango de operación de los servos de 600 a 2400 $\mu$ s. El ancho de pulso de cada articulación y el gripper es transformado a una cadena de caracteres ASCII,

Figura 2.19: Diagrama de bloques de la interfaz para el movimiento de cada articulación y el gripper del brazo robótico.



para luego ser concatenados junto con el número respectivo de canal del controlador y un comando de tiempo que hace que cada movimiento se ejecute en 1 segundo y un caracter de retorno de carro al final de la cadena que hace ejecutar las instrucciones.

Un registro de retención del dato anterior hace que si se registra una variación en el valor de cualquier control se escriba en el puerto de comunicaciones el comando total, que finalmente permite mover el brazo robótico en una interfaz sencilla, presentada en la figura 2.18. Una vez detenida la interfaz, el puerto de comunicaciones se cierra.

## **2.6. Movimientos del brazo robótico**

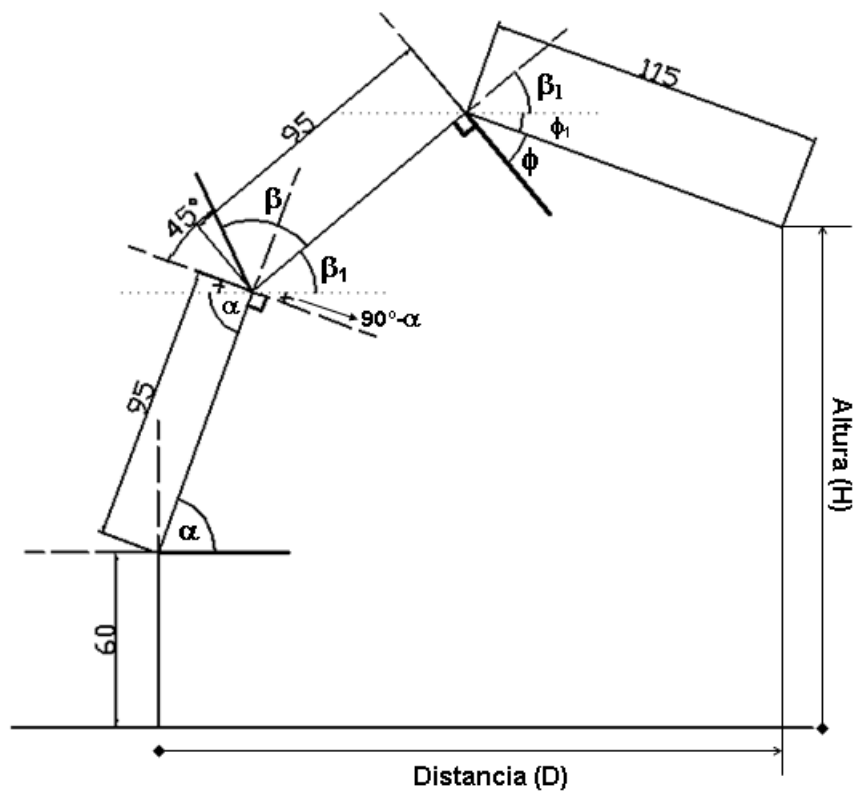
### **2.6.1. Geometría y movilidad de las articulaciones**

La figura 2.20 muestra la disposición del brazo robótico como un conjunto de vectores con magnitud determinada y posición definida por ángulos que refieren a cada servo en las articulaciones. Los ángulos denotados como  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\phi$  corresponden a la posición del servo en la articulación a la que pertenece, es decir, a A1, A2 y A3 respectivamente. El ángulo que determina la posición de la articulación A0 no se toma en cuenta debido a que este solo mueve el brazo robótico de un lado hacia otro, sin ninguna connotación adicional.

Los ángulos de las articulaciones se encuentran en un rango de 0 a  $180^\circ$ , correspondiente al rango en el que puede operar cada servo que lo constituye. En la figura 2.20 se observa que la posición de origen está marcada por una línea más gruesa, y que la posición de los servos de las articulaciones 2 y 3 (con sus respectivos ángulos  $\beta$  y  $\phi$ ) dependen de la posición de las articulaciones que los preceden.

Los ángulos  $\beta_1$  y  $\phi_1$  son ángulos referenciales que permiten calcular los componentes de distancia y altura para la articulación a la que pertenecen.

Para el cálculo de la distancia total a la que se encuentra el punto extremo del brazo con respecto a un punto en el centro de su base se determina las distancias parciales e independientes que alcanza cada articulación:  $d_1$ ,  $d_2$  y  $d_3$



**Figura 2.20:** Diagrama geométrico del brazo robótico. Los ángulos  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\phi$  son los que corresponden a los servos ubicados en las articulaciones; desde el origen (línea más gruesa) hasta una posición cualquiera. Los ángulos no pueden ser mayores a  $180^\circ$ .

para las distancias alcanzadas por cada brazo<sup>2</sup> en las articulaciones A1, A2 y A3 respectivamente, de la siguiente manera:

$$d = d_1 + d_2 + d_3, \quad (2.1)$$

donde:

$$d_1 = 9,5 \cdot \cos \alpha \text{ [cm]} \quad (2.2)$$

$$d_2 = 9,5 \cdot \cos \beta_1 \text{ [cm]} \quad (2.3)$$

$$\begin{aligned} 45^\circ + \beta + \beta_1 + 90^\circ - \alpha &= 180^\circ \\ \therefore \beta_1 &= \alpha - \beta + 45^\circ \end{aligned} \quad (2.4)$$

(2.4) en (2.3):

$$d_2 = 9,5 \cdot \cos (\alpha - \beta + 45^\circ) \text{ [cm]} \quad (2.5)$$

$$d_3 = 13 \cdot \cos \phi_1 \text{ [cm]} \quad (2.6)$$

$$\beta_1 + \phi_1 + \phi = 90^\circ$$

de (2.4), y resolviendo:

$$\phi_1 = -\alpha + \beta - \phi + 45^\circ \quad (2.7)$$

(2.7) en (2.6)

$$d_3 = 11,5 \cdot \cos (-\alpha + \beta - \phi + 45^\circ) \text{ [cm]}. \quad (2.8)$$

---

<sup>2</sup>En este caso se refiere a brazo por cada extensión que une dos articulaciones, mas no a la estructura total.

Finalmente, para obtener la distancia total en función de los ángulos de los servos de cada articulación, se reemplaza (2.2),(2.5) y (2.8) en (2.1):

$$d = 9,5 \cdot [\cos \alpha + \cos (\alpha - \beta + 45^{\circ})] + 11,5 \cdot \cos (-\alpha + \beta - \phi + 45^{\circ}) [cm] \quad (2.9)$$

El cálculo de la altura total a la que se encuentra punto extremo del brazo respecto de su base es análogo al de la distancia:

$$h = h_1 + h_2 + h_3 + 9 [cm] \quad (2.10)$$

donde:

$$h_1 = 9,5 \cdot \sin \alpha [cm] \quad (2.11)$$

$$\begin{aligned} h_2 &= 9,5 \cdot \sin \beta_1 [cm] \\ h_2 &= 9,5 \cdot \sin (\alpha - \beta + 45^{\circ}) \end{aligned} \quad (2.12)$$

$$\begin{aligned} h_3 &= 11,5 \cdot \sin (-\phi_1) [cm] \\ h_3 &= 11,5 \cdot \sin (\alpha - \beta + \phi - 45^{\circ}) [cm], \end{aligned} \quad (2.13)$$

entonces se obtiene la altura total reemplazando (2.11), (2.12) y (2.13) en (2.10):

$$h = 9,5 \cdot [\sin \alpha + \sin (\alpha - \beta + 45^{\circ})] + 11,5 \cdot \sin (\alpha - \beta + \phi - 45^{\circ}) + 9 [cm] \quad (2.14)$$

### 2.6.2. Planificación de los movimientos

En base a la interfaz descrita en la sección 2.5.2, se realizaron varias pruebas para determinar un modo en el que se pueda mover el brazo robótico en trayectorias definidas (arriba, abajo, izquierda y derecha) y diferenciables una de la otra.

Primero, se redujo el espacio de trabajo a una zona de un cuarto de esfera,



correspondiente la cuadrante delantero del espacio descrito en la figura 1.25, en la sección 1.4.2b. De esta manera, se llegó a las primeras condiciones de movilidad que determinan límites para el rango de movimiento de las articulaciones (referente a la figura 1.24):

- La articulación A0 tiene un rango de movimiento de 0 a 180<sup>o</sup>, y es la única que determina los movimientos laterales izquierda y derecha.
- Las articulaciones A1, A2 y A3, determinan los movimientos arriba, abajo, adelante y atrás, al moverse en proporciones definidas.
- La articulación A1 tiene un rango de 0 a 180<sup>o</sup>.
- La articulación A2 tiene un rango de 40<sup>o</sup> a 180<sup>o</sup>, para definir movimientos en el cuadrante positivo.
- La articulación A3 tiene un rango de 0 a 90<sup>o</sup> para asegurar que la orientación del gripper está siempre por debajo de la horizontal del brazo que mueve la articulación A2.

Condiciones adicionales fueron tomadas en cuenta específicamente para los movimientos determinados por las articulaciones A1 a A3:

- La distancia  $d$ , determinada por la ecuación (2.9) debe ser siempre positiva.
- La distancia en línea recta, desde el origen del brazo robótico hasta el punto extremo, denotada con la letra  $r$  (radio), debe ser siempre mayor a 15cm para evitar que el brazo robótico choque con sus propias partes. El radio, se define por la ecuación:

$$r = \sqrt{d^2 + h^2}, \quad (2.15)$$

donde  $d$  y  $h$  están determinadas por las ecuaciones (2.9) y (2.14) respectivamente.

- La altura  $h$ , fuera de la circunferencia de radio 15cm, debe ser siempre mayor a 4cm.

Después de realizadas varias pruebas de movimiento libre, se obtuvieron aproximaciones de las proporciones para cada paso de movimiento del brazo robótico, con los siguientes resultados:

- El movimiento hacia arriba, es determinado por un incremento en  $2^\circ$  de la articulación A1, una disminución en  $4^\circ$  de la articulación A2 y un incremento en  $4^\circ$  de la articulación A3. El movimiento hacia abajo, es determinado por las operaciones inversas en las mismas proporciones que el movimiento hacia arriba.
- El movimiento hacia adelante, es determinado por una disminución en  $4^\circ$  de la articulación A1, una disminución en  $5^\circ$  de la articulación A2 y un incremento en  $2.5^\circ$  en la articulación A3. El movimiento hacia atrás, es determinado por las operaciones inversas en las mismas proporciones que el movimiento hacia adelante.
- Los movimientos hacia la derecha e izquierda, están determinados por incrementos y disminuciones en  $4^\circ$  de la articulación A0, respectivamente.

Se estableció una posición inicial para las articulaciones, con los siguientes valores de ángulos:

- A0, ángulo de  $90^\circ$ .
- A1, ángulo  $\alpha=75^\circ$ .
- A2, ángulo  $\beta=110^\circ$ .
- A3, ángulo  $\phi=20^\circ$ .
- Al gripper se lo mantiene siempre en la posición neutra de  $90^\circ$ .

El espacio de trabajo, considerando todas las condiciones mencionadas hasta ahora y para las articulaciones A1, A2 y A3, se muestra en la figura 2.21.

### 2.6.3. Interfaz en LabVIEW para ejecución de movimientos

Ya establecidas todas las condiciones de movimiento y el aporte de cada articulación para facilitar su ejecución, se realiza la interfaz en LabVIEW que permita el posterior control del brazo mediante movimientos definidos.

En la figura 2.22 se observa la interfaz que hace posible controlar con movimientos definidos el brazo robótico. Aquí, los movimientos son controlados por botones discretos que al ser pulsados realizan un paso del movimiento al que se les ha asignado. Posteriormente, las señales que controlen estos movimientos

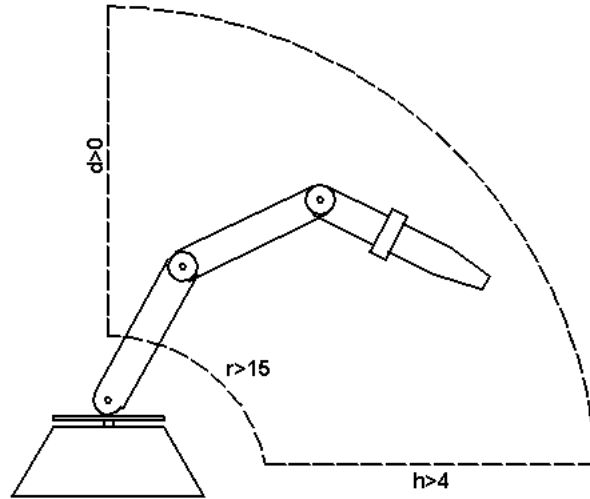


Figura 2.21: Espacio de trabajo práctico para el brazo robótico.

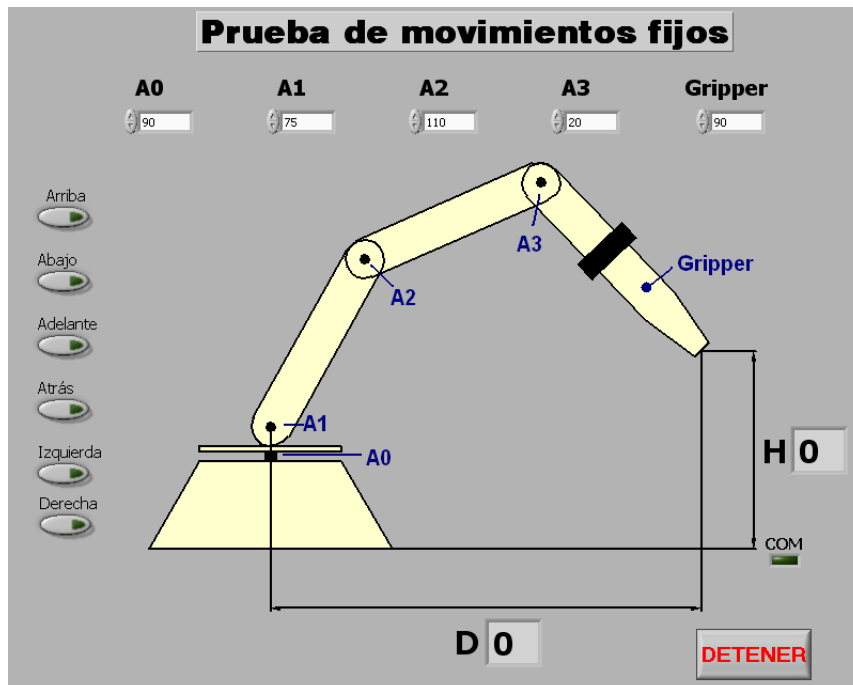


Figura 2.22: Interfaz en LabVIEW para ejecutar movimientos definidos en el brazo robótico.

vendrán del análisis de la señal adquirida del EEG, que designa un rasgo de respuesta cognitiva a cada tipo de movimiento.

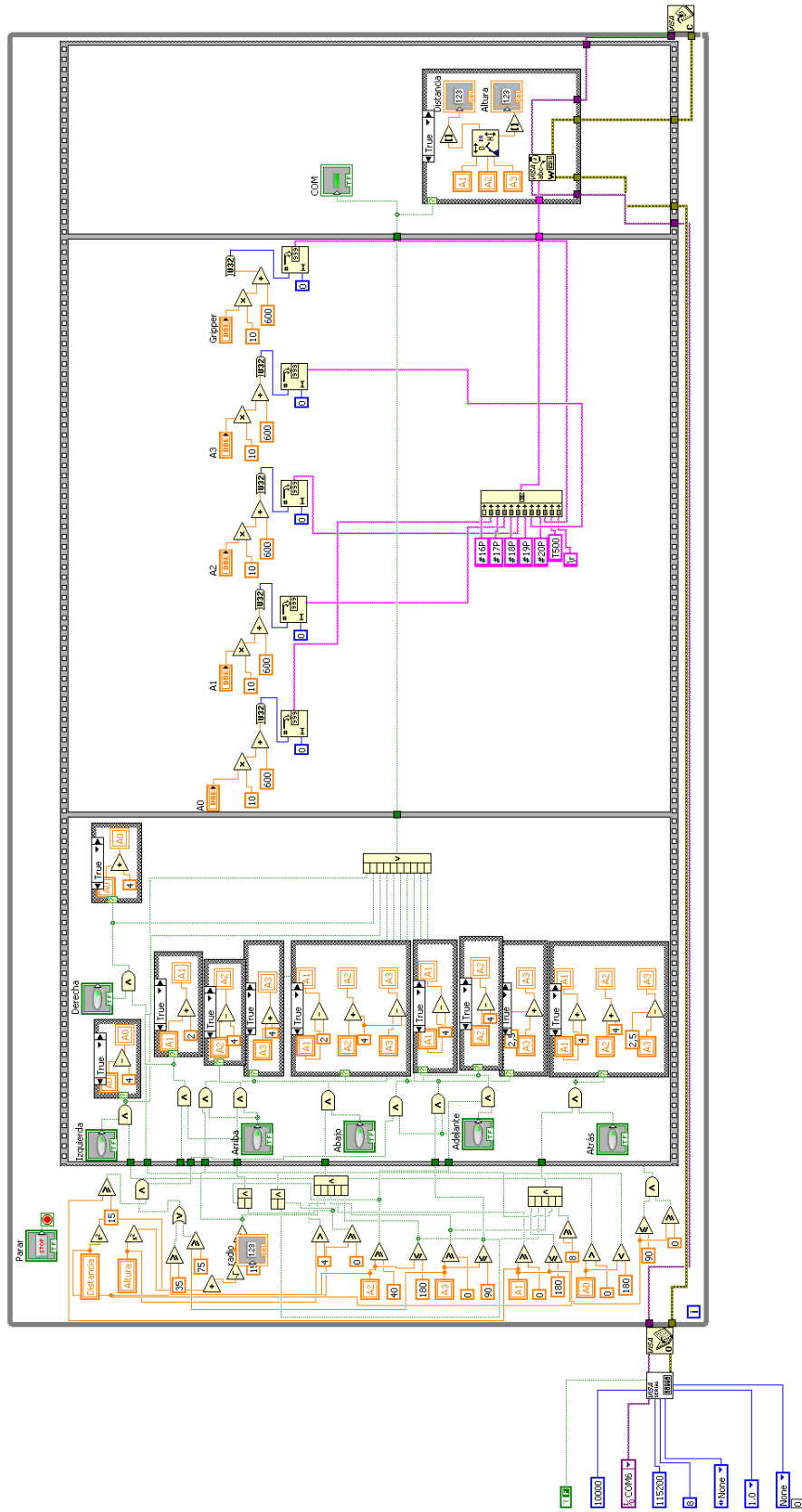
La programación que incluye esta interfaz se muestra en la figura 2.23. Desde la izquierda, se observa primero la configuración y apertura del puerto de comunicaciones (descritas en la sección 2.4.2, de Enlace Lógico). Luego, ya dentro del lazo repetitivo, las condiciones descritas en la sección anterior como condicionantes de la ejecución de los movimientos a los que afectan. Dentro de la estructura de ejecución secuencial, los botones que junto a las condiciones, realizan las operaciones sobre las articulaciones para definir los movimientos. La segunda parte de la estructura de ejecución secuencial, concatena los comandos de posición para cada articulación junto a un tiempo de ejecución del comando de medio segundo. Finalmente, se escriben los datos (en la forma descrita en la sección 2.5.2, que explica una interfaz para movimiento independiente de las articulaciones) en el enlace de comunicaciones establecido para enviarlos al controlador, y desde este, a los servos que ejecutan la acción final; además se calcula la distancia y altura del extremo del brazo robótico respecto de su origen, de acuerdo a las fórmulas planteadas en las ecuaciones (2.9) y (2.14) respectivamente, a través de un SubVI. Una vez terminada la ejecución de esta interfaz, se cierra el puerto de comunicaciones.

#### **2.6.4. Cálculo de la precisión, resolución espacial, velocidad y exactitud del brazo robótico.**

En base a la interfaz para ejecución de movimientos descrita en la sección anterior, se realizan pruebas para determinar la precisión, resolución espacial, velocidad y exactitud del brazo robótico. Estas pruebas y sus resultados, cuyas mediciones se realizaron con una regla graduada de 0.1 cm de medida mínima, se describen a continuación.

Los cálculos correspondientes a precisión, resolución espacial y velocidad pueden ser determinados en un tipo de prueba. Se empieza desde un punto cualquiera, considerado inicial, desde donde se realizan diez pasos consecutivos hacia adelante seguidos de diez pasos hacia atrás, midiendo el radio en cada paso. De manera similar se realiza con movimientos hacia arriba y abajo.

Figura 2.23: Diagrama de bloques de la interfaz para ejecutar movimientos fijos en el brazo robótico.



Con esta prueba, se calcula la precisión como el promedio de la desviación entre puntos teóricamente coincidentes de movimientos opuestos (p.ej., el quinto paso hacia adelante con el quinto paso hacia atrás), expresado en centímetros. La resolución espacial corresponde al promedio de la diferencia entre movimientos contiguos y la velocidad se calcula como la resolución espacial por cada medio segundo. La tabla 2.1 contiene los resultados experimentales y cálculos finales para estos tres parámetros.

Por otro lado, para determinar la exactitud se toma una serie de puntos arbitrarios de radio distinto, se mide dicho radio y se lo compara con el obtenido mediante la ecuación (2.15), con lo que se obtiene un error promedio. Cabe indicar que la exactitud considerada se refiere a un parámetro ideal, utilizado para la interfaz de movimiento, por lo que es más útil en este proyecto que la precisión por permitir establecer un parámetro de ajuste de las condiciones ideales. La tabla 2.2 contiene los resultados experimentales y cálculos para determinar la exactitud.

**Tabla 2.1:** Cálculo de la precisión, resolución espacial y velocidad promedio del brazo robótico. Las flechas  $\uparrow$ ,  $\downarrow$ ,  $\leftrightarrow$ ,  $\leftarrow$  se refieren a las direcciones arriba, abajo, adelante y atrás respectivamente.  $D_A$ , denota desviación absoluta;  $\Delta_{P*}$ , variación del paso en cada sentido;  $D$ , la precisión promedio;  $\Delta_P$ , la resolución espacial por paso promedio; todos en centímetros.  $V$  corresponde a la velocidad.

$r_m$		Cálculos		
$\uparrow$	$\downarrow$	$D_A$	$\Delta_{P\uparrow}$	$\Delta_{P\downarrow}$
14.2	13.7	0.5	-	-
16	16	0	1.8	2.3
19.3	17.8	1.5	3.3	1.8
20.6	20	0.6	1.3	2.2
23.2	22.4	0.8	2.6	2.4
25	24.6	0.4	1.8	2.2
26.8	27	0.2	1.8	2.4
28.9	28.6	0.3	2.1	1.6
30.4	31.2	0.8	1.5	2.6
33	33	0	2.6	1.8
<b>Promedio</b>		<b>0.5</b>	<b>2.1</b>	<b>2.1</b>
$\leftrightarrow$	$\leftarrow$	$D_A$	$\Delta_{P\leftrightarrow}$	$\Delta_{P\leftarrow}$
14.1	13.9	0.2	-	-
15.5	15.4	0.1	1.4	1.5
16.6	16	0.6	1.1	0.6
17.5	17.9	0.4	0.9	1.9
19	18.6	0.4	1.5	0.7
20.3	20.5	0.2	1.3	1.9
21.3	21.7	0.4	1	1.2
22.6	22.7	0.4	1.3	1
23.5	23.6	0.1	0.9	0.9
24.8	25	0.2	1.3	1.4
<b>Promedio</b>		<b>0.3</b>	<b>1.2</b>	<b>1.2</b>
<b>D</b>		$\pm 0.4$	$\Delta_P$	<b>1.7</b>
			<b>V</b>	<b>3.3<math>cm/s</math></b>

**Tabla 2.2:** *Cálculo de la exactitud del brazo robótico. Exactitud expresada en error promedio.*

$r_m$	$r_c$	$e_A$	$r_m$	$r_c$	$e_A$
12.5	14.6	2.1	28.8	30.4	1.6
14.4	16.5	2.1	29.2	31.7	2.5
15.3	17.7	2.4	29.6	31.8	2.2
17	18.9	1.9	30.5	32.5	2
19	21.7	2.7	31.3	33.1	1.8
20.8	22.8	2	34.6	35	0.4
21.4	23.8	2.4	35.5	35.7	0.2
22.9	24.9	2	35.8	36.5	0.7
24.5	26.9	2.4	36	36.9	0.9
26.5	28	1.5	37.5	37.5	0
				<b>e</b>	<b>1.7</b>



## CAPÍTULO 3

### PRUEBAS EXPERIMENTALES Y RESULTADOS

#### 3.1. Condiciones para las pruebas preliminares de registro de EEG

Las pruebas preliminares comprenden a todas las realizadas previo a la implementación del sistema en tiempo real y comprenden un análisis de registros tomados y grabados para su posterior análisis. Los resultados expuestos provienen, en ocasiones y por conveniencia, de operaciones de escalamiento sobre los registros de EEG tomados de la salida amplificada del módulo de EEG; por lo tanto, su valor es referencial y únicamente comparable en el contexto en el que se exponen.

En esta fase de experimentación se realizaron múltiples pruebas de duración variable, tomando en todos los casos registros no mayores a 30 segundos de duración, en sesiones de hasta 1 hora en total.

Las pruebas se basan en la ejecución de tareas específicas para determinar aspectos inherentes a cada registro mediante el análisis fuera de línea utilizando varias herramientas matemáticas, en especial, el análisis espectral de la señal.

El sujeto de estudio estuvo sentado en posición erguida efectuando el menor movimiento corporal posible, así como evitando movimientos oculares, de los músculos de la cabeza, y se le instó a parpadear de una manera no brusca a intervalos lo más espaciados que le sea posible.

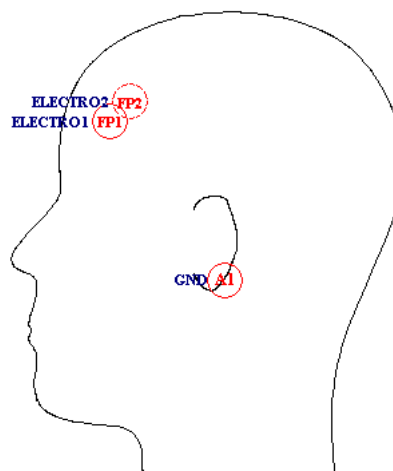
Los electrodos fueron colocados en varios montajes y de acuerdo al sistema internacional de posicionamiento 10 - 20 (sección 1.3.5), previo la preparación adecuada de la piel para realizar el registro. Los registros realizados fueron

diferenciales y en todo este capítulo se referirá a ellos en el siguiente orden: terminal de medición positivo, terminal de medición negativo, terminal de referencia (p.ej.: FP1 - FP2 - A1).

La adquisición de la señal se realizó mayormente a una frecuencia de muestreo de 256 muestras por segundo, salvo en las pruebas en las que se indique otra.

### 3.2. Detección y estimación de artefactos

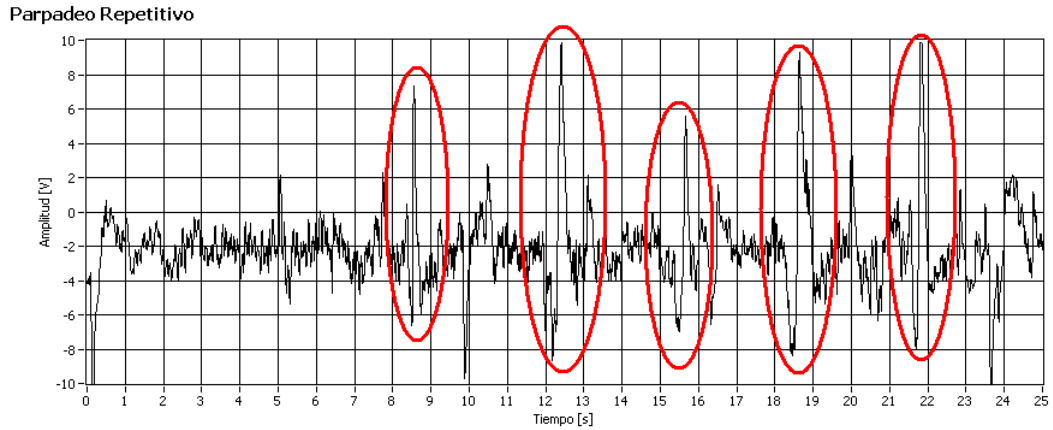
Para determinar la incidencia de artefactos propios del sujeto de estudio se realizaron varias pruebas al respecto para escenarios específicos. Cuatro pruebas fueron realizadas para determinar la incidencia de parpadeo, movimientos oculares, movimientos de cabeza y la influencia de ruidos en los registros de EEG.



**Figura 3.1:** Esquema de montaje transversal en las posiciones FP1 - FP2 - A1.

Utilizando un montaje FP1 - FP2 - A2 (figura 3.1), se pidió al sujeto de estudio realice una serie de 5 parpadeos consecutivos y rítmicos, de lo que se obtuvo un registro como el que se muestra en la figura 3.2. En las elipses rojas están señalados los instantes en los que se produjeron los parpadeos apreciándose claramente picos en el registro fácilmente identificables.

Al aislar el parpadeo más significativo ubicado aproximadamente entre



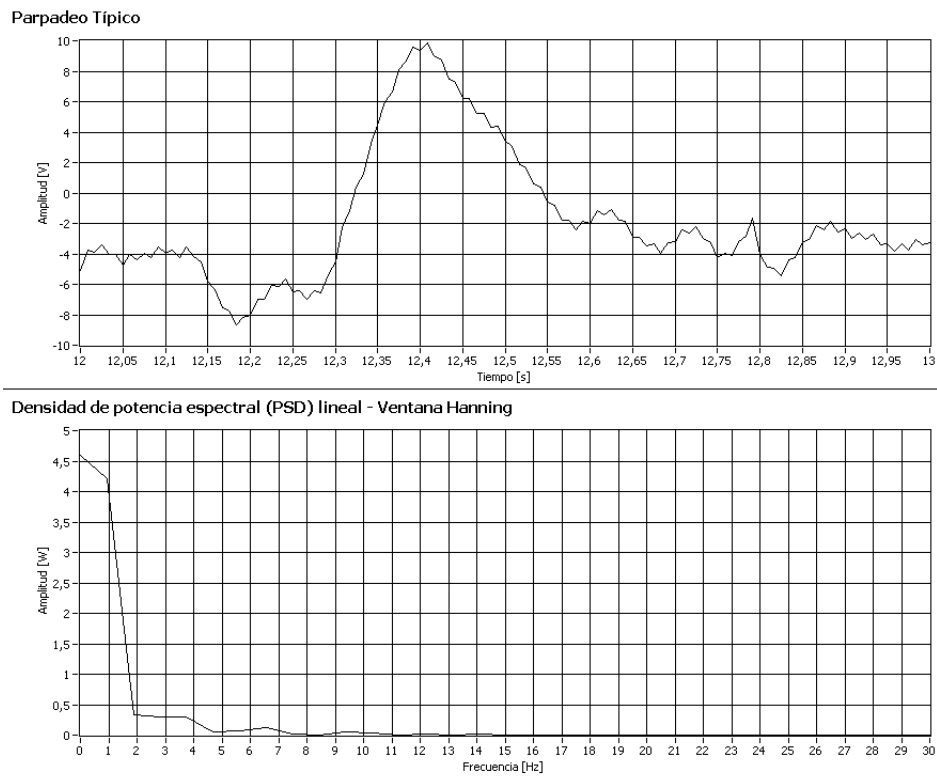
**Figura 3.2:** Prueba experimental: Serie de cinco parpadeos consecutivos.

$t=12$  y  $t=13$  de la figura 3.2 y obtener su densidad de potencia espectral (PSD) se aprecia una clara incidencia de este hasta los 2Hz (figura 3.3).

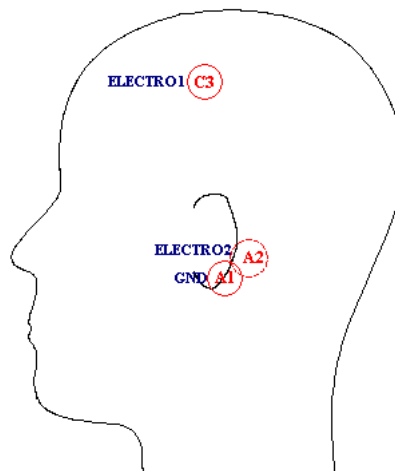
Utilizando un montaje C3 - A2 - A1 (figura 3.4), se pidió al sujeto de estudio realice movimientos oculares hacia arriba, abajo, izquierda y derecha, siempre regresando entre cada movimiento a una posición central. La figura 3.5 muestra el registro para esta prueba así como su PSD que indica una incidencia alta de estos movimientos hasta los 2Hz, y una incidencia notoria aun hasta los 4Hz.

Con el mismo montaje utilizado para registrar movimientos oculares se registró movimientos de cabeza, donde el sujeto realizaba movimientos hacia arriba, abajo, izquierda, derecha, obteniéndose un registro como el de la figura 3.6. Su PSD indica una incidencia alta hasta 1Hz, además de presencia hasta los 4Hz.

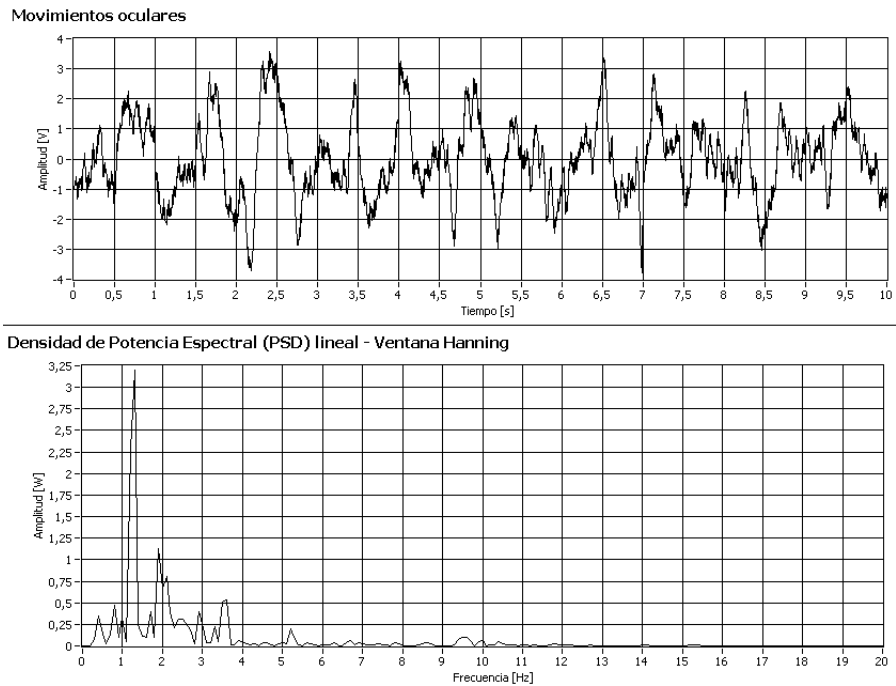
Finalmente, para probar la incidencia de ruidos externos, con un montaje ubicando el primer electrodo de señal entre T3 y C3, el segundo electrodo de señal en A2 y la referencia en A1 (figura 3.10); se realizó una prueba donde se repetían golpes sobre una superficie de madera de forma rítmica y constante tanto en fuerza como periodo de repetición, de lo que se logró obtener un registro como el de la figura 3.7, con un PSD que muestra incidencia desde 1 hasta los 3Hz, con presencia hasta unos 6Hz, estando el sujeto de estudio con los ojos cerrados y sin evidenciar movimiento alguno, por lo que el pico presente cerca de los 10Hz se atribuye al estado de ojos cerrados.



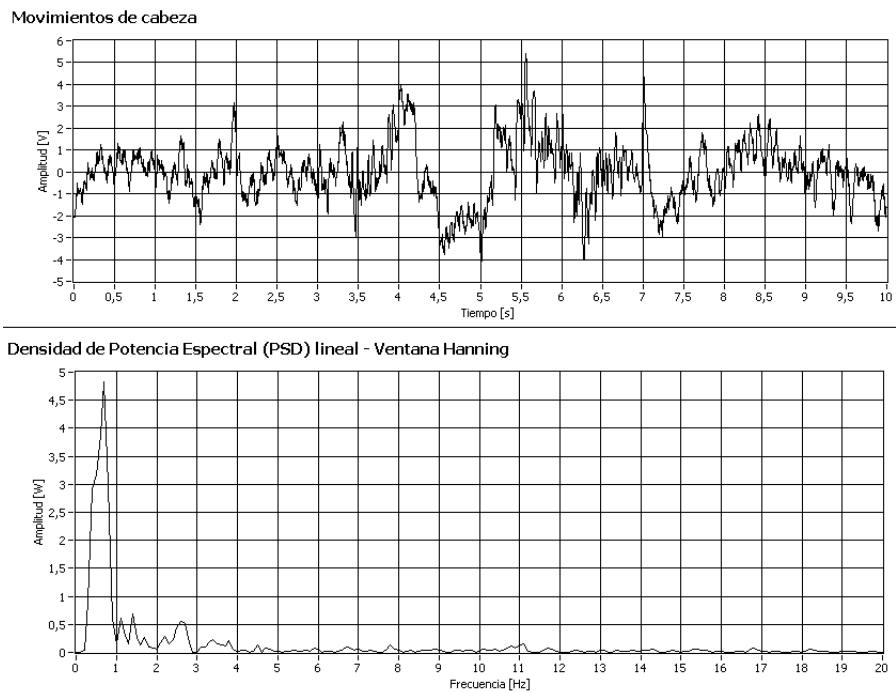
**Figura 3.3:** *Densidad de potencia espectral (PSD) de un parpadeo típico de amplitud grande.*



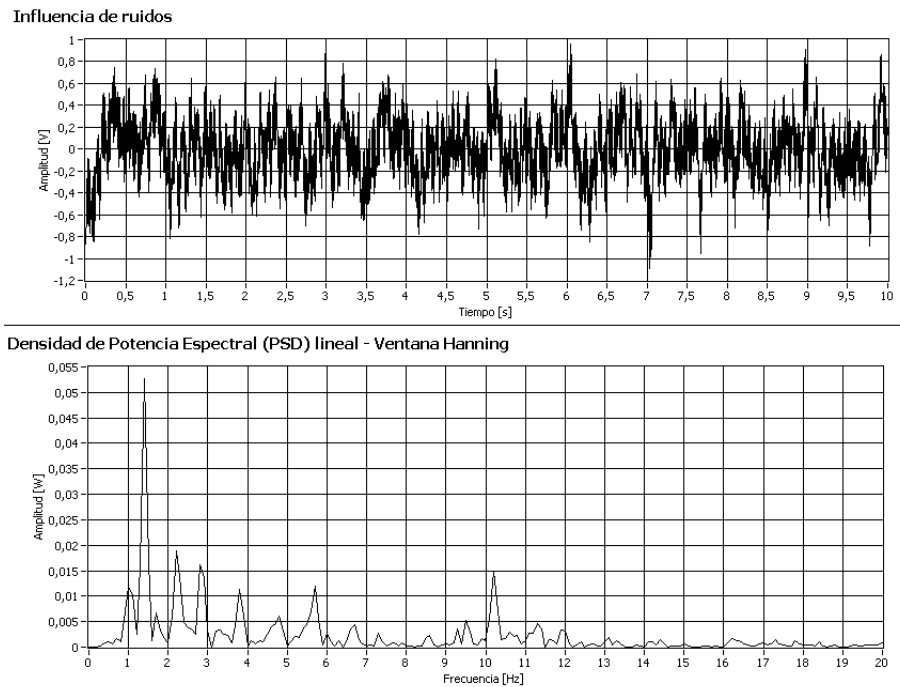
**Figura 3.4:** *Esquema de montaje transversal en las posiciones C3 - A2 - A1.*



**Figura 3.5:** Registro de movimientos oculares y su densidad de potencia espectral (PSD).



**Figura 3.6:** Registro de movimientos de cabeza y su densidad de potencia espectral (PSD).



**Figura 3.7:** Registro de influencia de ruidos y su densidad de potencia espectral (PSD).

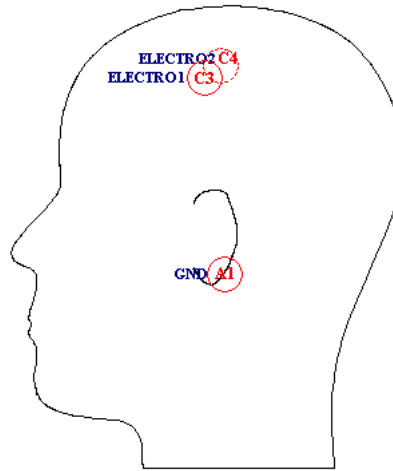
### 3.3. Repetición mental de palabras

#### 3.3.1. Mediciones en el área sensorial - motora

La repetición mental rítmica de una palabra corresponde una primera aproximación hacia la meta de este proyecto. La prueba se realizó utilizando el montaje C3 - C4 - A1 (figura 3.8) por ser esta zona parte del área sensorial-motora.

Se planteó en inicio una serie de tres pares de pruebas, pidiendo al sujeto de estudio repita en forma rítmica y natural, primero la palabra «arriba» y luego, en registros separados, la palabra «abajo». El primer par de pruebas fue realizado con los ojos cerrados, mientras que los otros dos con los ojos abiertos. La figura 3.9 muestra los registros en el lado izquierdo, y su correspondiente PSD en el lado derecho.

Esta primera aproximación evidencia una posible diferencia entre el pensamiento repetitivo de la palabra «arriba» y la palabra «abajo», apreciándose en la primera una mayor magnitud en la densidad espectral en la banda de 1 hasta unos 14Hz, más notoria en unas pruebas que en otras. La gran magnitud



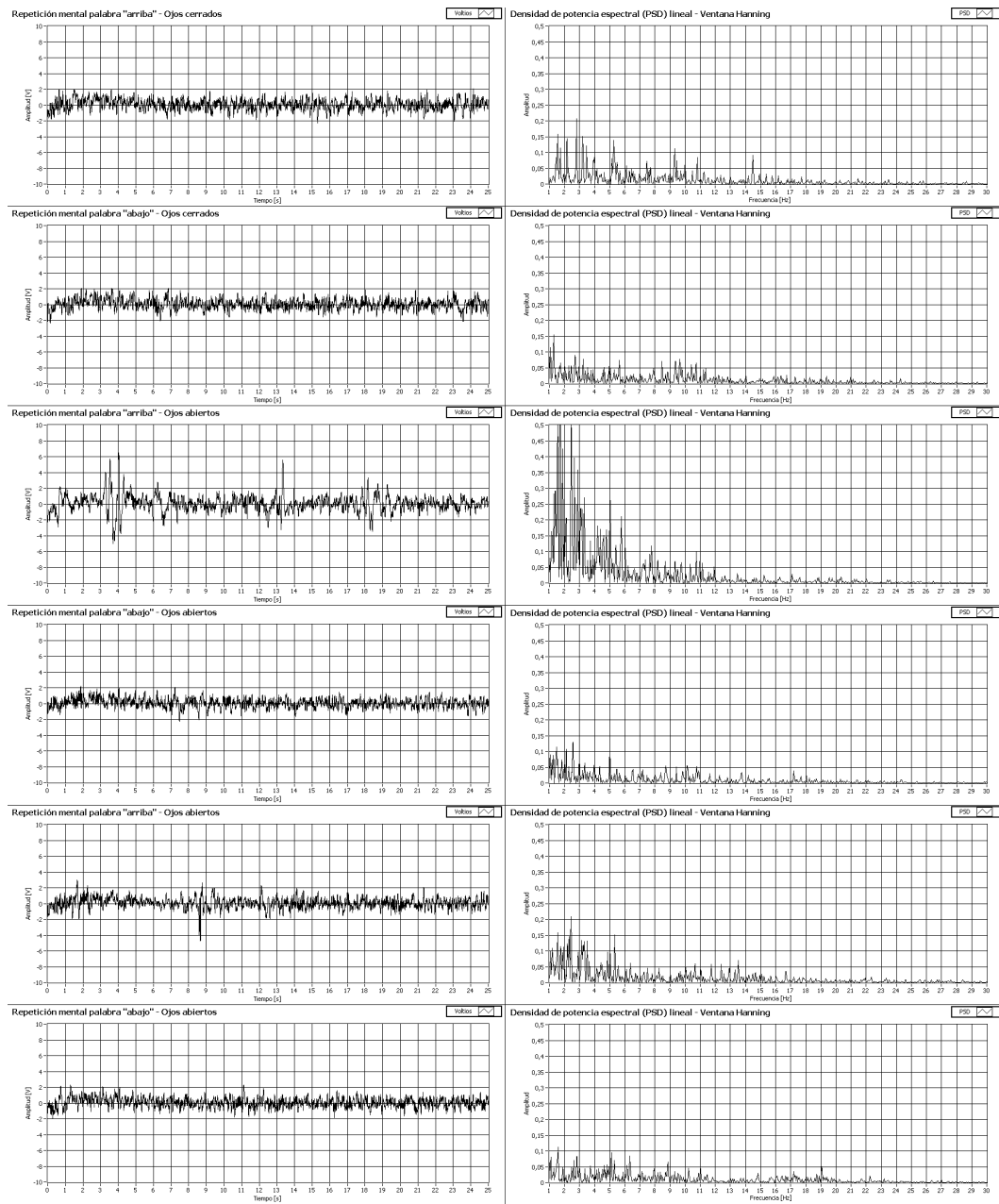
**Figura 3.8:** Esquema de montaje transversal en las posiciones  $C3 - C4 - A1$ .

hasta los 3Hz del PSD en el tercer registro de la figura 3.9 se puede deber a la presencia de parpadeos en  $t=4$ ,  $t=13$  y  $t=18$  como se aprecia en la misma figura. Las mediciones están sujetas a artefactos de movimientos oculares, parpadeo y leves movimientos de cabeza, por lo que hasta los 7Hz el espectro no puede considerarse determinante en las pruebas.

Sin embargo, al repetir las pruebas en otra sesión, los resultados mostraron una variación aleatoria dejando de lado la posibilidad de utilizarlos en la detección del tipo de movimiento pensado y haciendo necesario otros tipos de experimentos.

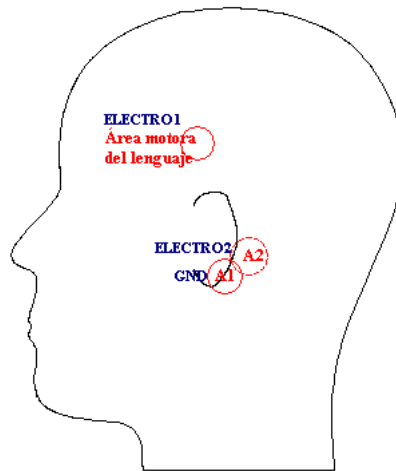
### 3.3.2. Mediciones en el área motora del lenguaje

En otro intento por lograr un rasgo apreciable de diferenciación del pensamiento de palabras, se colocó el primer electrodo de señal en la mitad de las posiciones T3 y C3, que corresponde al área de generación del lenguaje (área motora del lenguaje), y más hacia la zona occipital, el área relacionada a su comprensión (área sensorial del lenguaje). Entre las zonas motora y sensorial del lenguaje se encuentra el área de percepción auditiva, por lo que para los experimentos que aplican este montaje (Zona de lenguaje - A2 - A1, figura 3.10) se utilizó tapones auditivos que atenúan el sonido proveniente del ambiente entre 15 y 30dB desde los 100 a 8000Hz, logrando una disminución de entre 5 y 30 veces aproximadamente.



**Figura 3.9:** Prueba experimental: Repetición mental de las palabras arriba y abajo en tres registros diferentes. El primer registro del par arriba - abajo se realizó con los ojos del sujeto de estudio cerrados mientras los otros dos con los ojos abiertos.





**Figura 3.10:** Esquema de montaje transversal en las posiciones Zona de lenguaje - A2 - A1.

Para el experimento se tomaron una serie de 10 registros de 10 segundos de duración cada uno para 5 condiciones: pensar repetidamente la palabra «arriba» con los ojos cerrados, pensar repetidamente la palabra «abajo» con los ojos cerrados, no pensar en ninguna palabra con los ojos abiertos (y manteniendo la actividad mental al mínimo posible para establecer una línea base), pensar en la palabra «arriba» con los ojos abiertos y observando al brazo robótico moverse en esa dirección y finalmente pensar en la palabra «abajo» con los ojos abiertos y observando al brazo robótico moverse en esa dirección. La sesión duró en total aproximadamente una hora, donde se alternaron las condiciones experimentales en forma aleatoria hasta obtener los diez registros necesarios para lograr una medición estadísticamente cuantificable.

Al término de las pruebas se realizó un análisis espectral de PSD con ventana Hanning y se promedió cada componente de frecuencia entera desde los 2 hasta los 20Hz de los diez registros que componen cada tipo de prueba. Los resultados se muestran en la tabla 3.1.

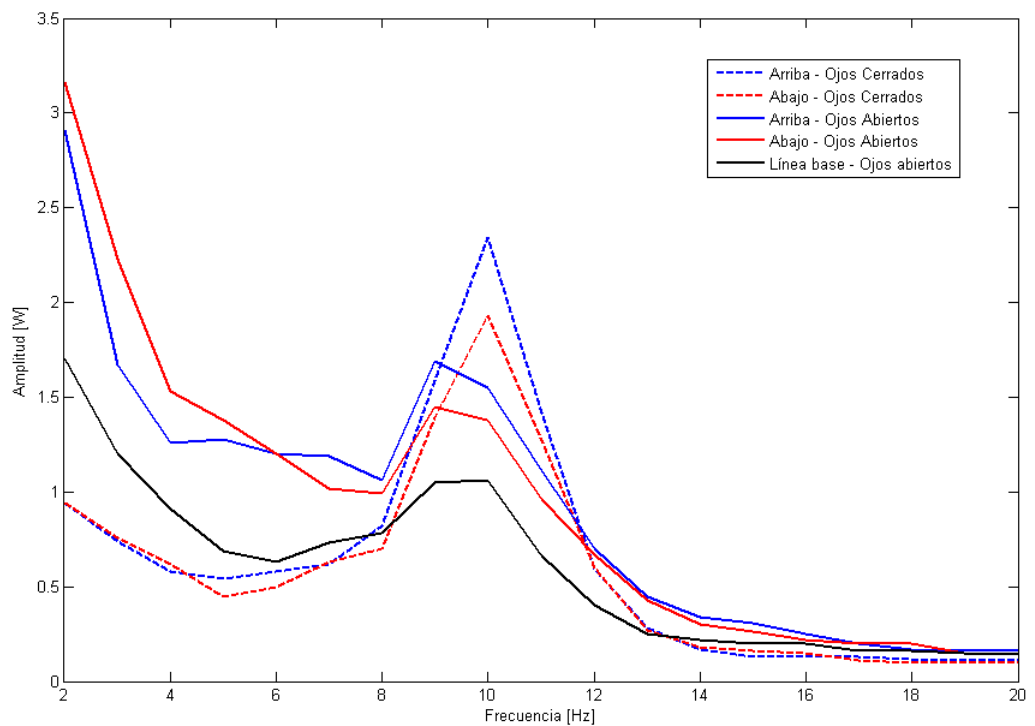
Los datos conseguidos y mostrados en la tabla 3.1 se muestran graficados en la figura 3.11, donde se puede apreciar las diferencias más notorias en la banda de 8 a 12Hz. Esta banda coincide con la actividad que se presenta cuando se encuentra en estados de inactividad y con los ojos cerrados por lo que, según se ve en la figura, las pruebas realizadas con los ojos cerrados muestran

**Tabla 3.1:** Promedio de componentes espectrales en potencia para condiciones de pensamiento y observación de «arriba» y «abajo».

Condición	Arriba	Abajo	Línea	Arriba	Abajo
Frecuencia	Ojos cerrados	Ojos cerrados	base	Ojos abiertos	Ojos abiertos
<b>2Hz</b>	0.94	0.94	1.70	2.91	3.16
<b>3Hz</b>	0.74	0.76	1.20	1.67	2.23
<b>4Hz</b>	0.58	0.62	0.91	1.26	1.53
<b>5Hz</b>	0.54	0.45	0.69	1.28	1.38
<b>6Hz</b>	0.58	0.50	0.63	1.20	1.2
<b>7Hz</b>	0.62	0.63	0.73	1.19	1.02
<b>8Hz</b>	0.82	0.70	0.78	1.06	0.99
<b>9Hz</b>	1.59	1.39	1.05	1.69	1.45
<b>10Hz</b>	2.34	1.93	1.06	1.55	1.38
<b>11Hz</b>	1.42	1.27	0.66	1.11	0.96
<b>12Hz</b>	0.59	0.6	0.40	0.70	0.67
<b>13Hz</b>	0.28	0.27	0.25	0.45	0.43
<b>14Hz</b>	0.17	0.18	0.22	0.34	0.30
<b>15Hz</b>	0.13	0.16	0.20	0.31	0.26
<b>16Hz</b>	0.13	0.15	0.20	0.25	0.22
<b>17Hz</b>	0.13	0.11	0.16	0.20	0.20
<b>18Hz</b>	0.12	0.10	0.16	0.17	0.20
<b>19Hz</b>	0.11	0.10	0.15	0.16	0.15
<b>20Hz</b>	0.11	0.09	0.14	0.17	0.14

### Promedio de mediciones para componentes en frecuencia

Pruebas de pensamiento de palabras con ojos abiertos y estimulación con movimientos de brazo robótico, y con ojos cerrados



**Figura 3.11:** Promedio de componentes de espectro de potencia de registros de EEG para pruebas de pensamiento de las palabras «arriba» y «abajo», con ojos cerrados y con ojos abiertos junto a estimulación visual a través de los movimientos correspondientes en el brazo robótico; y una línea base.

mayor amplitud en este rango que las realizadas con los ojos abiertos. Una característica importante es la mayor amplitud de potencia en la banda de los 8 a 12Hz de la condición de prueba en la que se piensa y observa el brazo robótico haciendo movimientos hacia arriba sobre la condición de abajo.

Por otro lado, en la misma figura 3.11, en la banda de los 2 a 8Hz se aprecia una mayor amplitud de las pruebas realizadas con los ojos abiertos sobre sus pares realizadas con los ojos cerrados, esto se puede deber al movimiento ocular producido por la observación del brazo robótico mientras ejecuta el movimiento correspondiente a la condición de prueba. Además, en las pruebas realizadas con los ojos cerrados no existe una diferencia marcada en las bandas antes mencionadas entre las condiciones de arriba y abajo que se pueda considerar significativa para obtener un rasgo. Así, la atención se centra en obtener un rasgo en la banda de los 8 a 12Hz.

La diferencia obtenida en la amplitud de las condiciones de prueba arriba y abajo en la banda de los 8 a 12Hz es, sin embargo, poco significativa. La naturaleza aleatoria de procesos mentales involuntarios, artefactos de origen externo (que cubrirían la totalidad de sensaciones perceptibles al momento de realizar la prueba), estado de ánimo, nivel de cansancio y atención entre otros múltiples factores considerables, hacen casi inutilizable esta diferencia para obtener rasgos marcados, repetibles y aplicables en tiempo real para el control del brazo robótico.

Para lograr la obtención de dos rasgos adicionales, en otra sesión se realizaron 10 registros de 10 segundos de duración para cuatro nuevas condiciones: pensar repetidamente la palabra «izquierda» con los ojos cerrados, pensar repetidamente la palabra «derecha» con los ojos cerrados, pensar en la palabra «izquierda» con los ojos abiertos y observando al brazo robótico moverse en esa dirección y pensar en la palabra «derecha» con los ojos abiertos y observando al brazo robótico moverse en esa dirección; además del establecimiento de una línea base, que consiste en no pensar dichas palabras y mantener la actividad mental al mínimo posible. El montaje y condiciones experimentales son similares a las aplicadas para establecer rasgos de arriba y abajo. El análisis realizado a estos nuevos registros es el mismo que el aplicado para los primeros, ya explicados al principio de esta sección. Los resultados del promedio de estos

registros se muestran en la tabla 3.2.

**Tabla 3.2:** *Promedio de componentes espectrales en potencia para condiciones de pensamiento y observación de «izquierda» y «derecha».*

Condición	Izquierda	Derecha	Línea	Izquierda	Derecha
Frecuencia	Ojos cerrados	Ojos cerrados	base	Ojos abiertos	Ojos abiertos
<b>2Hz</b>	4.29	5.84	4.95	4.46	4.32
<b>3Hz</b>	2.94	2.38	3.82	3.52	3.41
<b>4Hz</b>	1.93	1.69	2.61	2.64	2.62
<b>5Hz</b>	1.74	1.41	2.06	2.06	2.02
<b>6Hz</b>	1.49	1.37	1.93	1.74	1.68
<b>7Hz</b>	1.68	1.57	1.63	1.49	1.69
<b>8Hz</b>	1.84	2.13	1.67	1.54	1.65
<b>9Hz</b>	3.92	3.28	2.19	2.87	2.43
<b>10Hz</b>	5.54	4.38	2.54	3.17	2.69
<b>11Hz</b>	3.64	2.73	1.48	1.76	1.6
<b>12Hz</b>	1.36	1.07	0.9	1.03	0.86
<b>13Hz</b>	0.68	0.78	0.66	0.62	0.56
<b>14Hz</b>	0.51	0.48	0.52	0.45	0.43
<b>15Hz</b>	0.43	0.42	0.41	0.37	0.39
<b>16Hz</b>	0.37	0.36	0.37	0.32	0.33
<b>17Hz</b>	0.31	0.33	0.35	0.33	0.27
<b>18Hz</b>	0.30	0.29	0.30	0.31	0.25
<b>19Hz</b>	0.29	0.25	0.35	0.28	0.24
<b>20Hz</b>	0.24	0.21	0.22	0.30	0.21

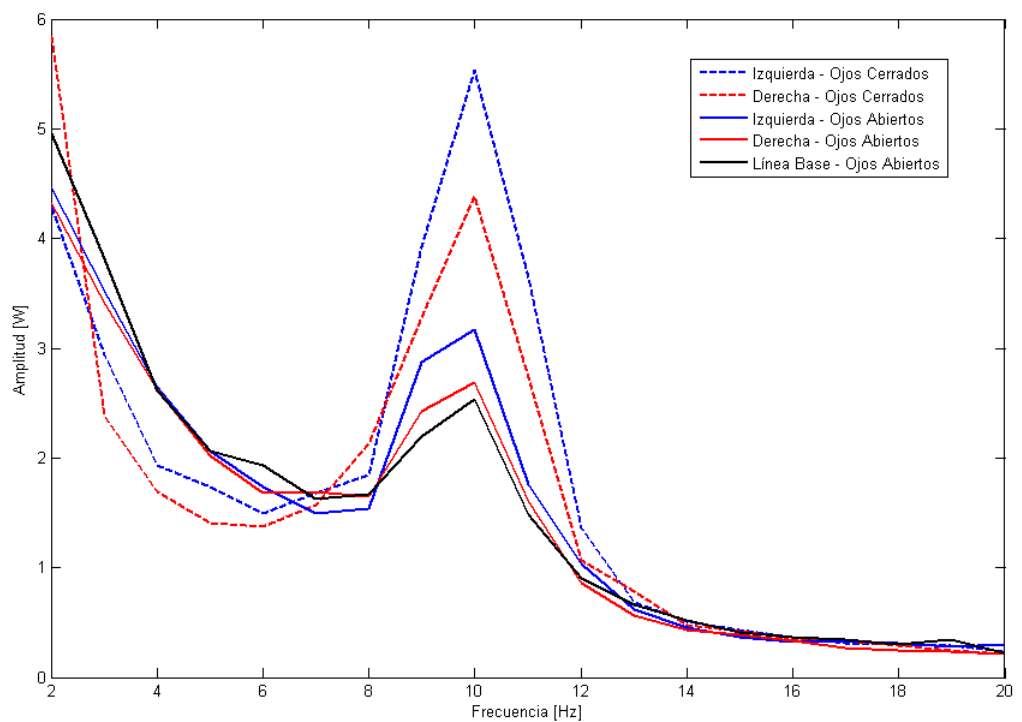
Los datos conseguidos y mostrados en la tabla 3.2 se muestran graficados en la figura 3.12.

Se puede notar en primer lugar, que al comparar las líneas base de las figuras 3.11 y 3.12 en la banda de los 2 hasta unos 5Hz, su forma difiere, siendo algo mayor la segunda que la primera. En general, la amplitud en potencia de las señales para cada componente de frecuencia resultan mayores en la segunda que en la primera figura. Estos dos aspectos proporcionan una idea de la variabilidad que provocan las condiciones del sujeto de estudio y factores del ambiente donde se toman los registros sobre los resultados de las pruebas del EEG.

En cuanto a los rasgos extraíbles de las pruebas cuyos resultados se mues-

### Promedio de mediciones para componentes en frecuencia

Pruebas de pensamiento de palabras con ojos abiertos y estimulación con movimientos de brazo robótico, y con ojos cerrados



**Figura 3.12:** Promedio de componentes de espectro de potencia de registros de EEG para pruebas de pensamiento de las palabras «izquierda» y «derecha», con ojos cerrados y con ojos abiertos junto a estimulación visual a través de los movimientos correspondientes en el brazo robótico; y una línea base.

tran en la figura 3.12, una vez más las diferencias más marcadas entre distintas condiciones son apreciables desde los 8 a 12Hz. En las pruebas realizadas con los ojos cerrados, la amplitud de la prueba con la condición de izquierda es notablemente mayor que la de derecha. En bandas menores, pese a haber una diferencia en las pruebas con ojos cerrados, sus resultados no pueden ser considerados determinantes por no ser corroborados en las pruebas realizadas con ojos abiertos.

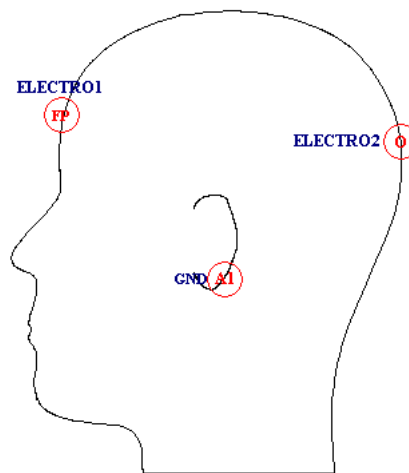
Las pruebas realizadas con los ojos abiertos, por otro lado, no evidencian una diferencia que se pueda considerar determinante al momento de intentar obtener y menos replicar los rasgos para izquierda y derecha. Además, contrario a lo logrado con las pruebas de arriba y abajo, la diferencia desde la línea base para ambas condiciones es mínima, por lo que resta aun más validez y utilidad para estos resultados.

De los cuatro rasgos obtenidos del análisis estadístico de los registros, se puede decir con certeza que existen por lo menos dos rasgos que podrían ser detectados en una aplicación en tiempo real. La banda de estos rasgos corresponde a la banda de los 8 a 12Hz, siendo más evidente en la banda de los 9 a 11Hz. El primer rasgo correspondería entonces a un estado de actividad mental alta al pensar reiteradamente en una palabra, mientras que otro estado estaría relacionado a una actividad mental baja donde se buscaría disminuir la actividad mental al no focalizar la mente en ningún pensamiento específico, sino más bien intentando mantener un estado de relajación y reposo mental. Sin embargo, los rasgos logrados estadísticamente deben ser sometidos a una verificación de su aplicabilidad en tiempo real, al hacer un análisis que indique su comportamiento a lo largo de una sesión de registro, para obtener la variabilidad y rangos en los cuales se encuentra un determinado tipo de actividad.

Adicionalmente, las comparaciones entre diferentes registros en diferentes sesiones se deben realizar procurando un análisis comparativo (proporciones en las distintas bandas) del espectro obtenido antes que en su amplitud, debido a su variabilidad por la presencia de factores ya mencionados que afectan la medición.

### 3.3.3. Mediciones entre las posiciones frontal y occipital

En un intento por hallar una disposición de los electrodos que permita obtener parámetros diferenciables más marcados entre las distintas condiciones al pensar en ciertas palabras, se tomaron una serie de registros, con las condiciones de pensar las palabras «arriba» y «abajo» con los ojos abiertos, así como el establecimiento de una línea base en la que no se piensa ninguna palabra y se intenta mantener al mínimo la actividad cerebral. Además se tomó una línea base con los ojos cerrados con el fin de verificar la presencia de ondas alfa en el área visual de la corteza (occipital) bajo una condición de relajamiento.



**Figura 3.13:** Esquema de montaje longitudinal en las posiciones FP - O - A1.

La prueba consistió de 10 registros de 10 segundos de duración cada uno para las condiciones citadas anteriormente. El montaje utilizado fue FP - O - A1 (figura ). Posteriormente se realizó un análisis PSD a cada registro. Se realizó el promedio de las componentes de frecuencia enteras desde los 2 hasta los 20Hz de todos los registros correspondientes a cada condición.

Los resultados obtenidos mostraron una diferencia entre las condiciones de pensar arriba, abajo y la línea base. Sin embargo, los resultados fueron menos marcados que los que se obtuvieron con las pruebas de medición en el área motora del lenguaje (sección 3.3.2). Al comparar las condiciones de ojos abiertos en estado de atención y ojos cerrados en estado de relajación se pudo demostrar la presencia clara de ondas alfa en la segunda condición, como se



muestra en la tabla 3.3, y su gráfica en la figura 3.14.

**Tabla 3.3:** *Promedio de componentes espectrales en potencia para condiciones de ojos abiertos y cerrados en estado de relajación.*

Condición	Registros con	Registros con
Frecuencia	ojos abiertos	ojos cerrados
<b>2Hz</b>	10.81	11.47
<b>3Hz</b>	6.16	5.99
<b>4Hz</b>	3.59	4.64
<b>5Hz</b>	2.67	3.34
<b>6Hz</b>	2.99	3.31
<b>7Hz</b>	2.97	3.21
<b>8Hz</b>	2.07	4.04
<b>9Hz</b>	1.88	12.76
<b>10Hz</b>	1.61	18.97
<b>11Hz</b>	0.93	11.17
<b>12Hz</b>	0.61	3.62
<b>13Hz</b>	0.54	1.64
<b>14Hz</b>	0.44	0.96
<b>15Hz</b>	0.32	0.69
<b>16Hz</b>	0.28	0.61
<b>17Hz</b>	0.27	0.50
<b>18Hz</b>	0.24	0.40
<b>19Hz</b>	0.23	0.41
<b>20Hz</b>	0.19	0.41

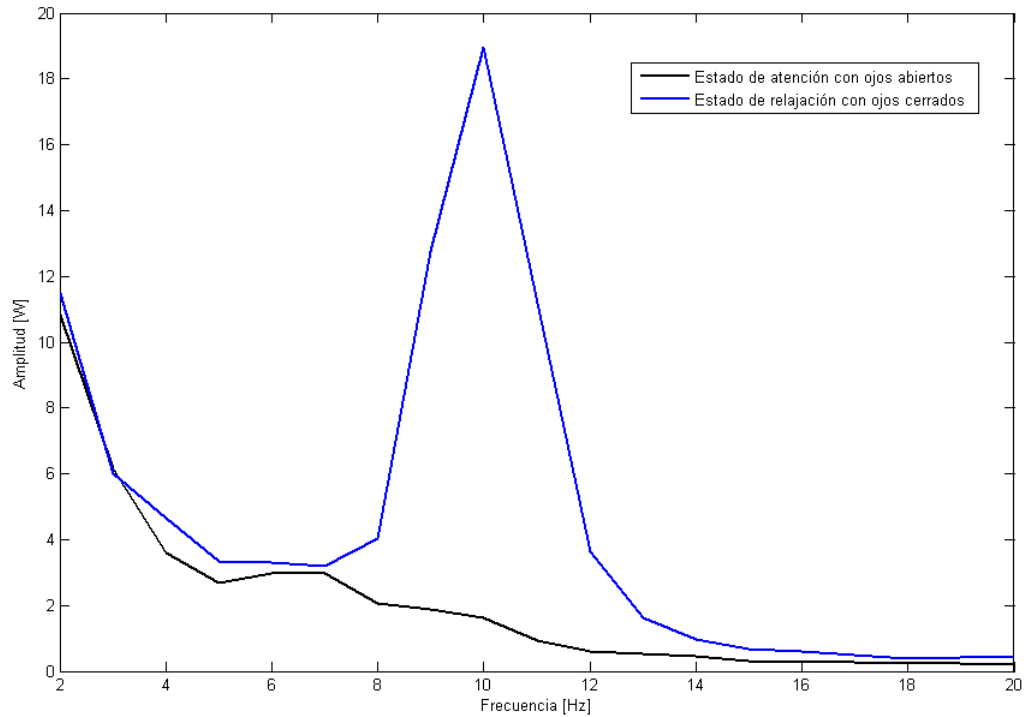
La presencia tan clara y diferenciable de ondas alfa mientras se mantienen los ojos cerrados, en especial en los 10Hz, brinda la oportunidad de disponer de un rasgo confiable que finalmente aportaría en el control del brazo robótico.

### 3.4. Estimulación utilizando tonos audibles

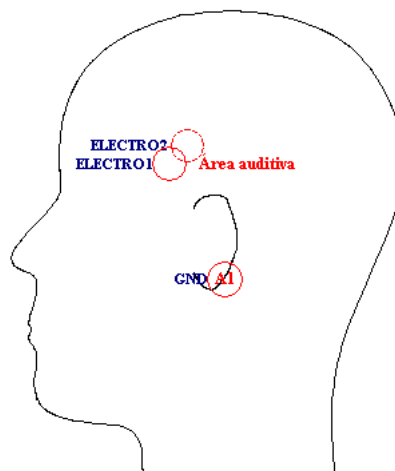
Esta prueba fue realizada para determinar la respuesta que producen ciertos tonos de diferentes frecuencias sobre la medición de EEG, con los dos electrodos de señal ubicados en las zonas auditivas de cada hemisferio y la referencia en A1 (figura 3.15). Se realizaron 10 registros de duración de 10 segundos cada uno, mientras el sujeto de estudio escuchaba tonos, así se obtuvieron 50 registros de las siguientes condiciones: escuchar un tono de 40Hz, uno de 200Hz, uno de 1000Hz, uno de 5000Hz, y una línea base en la que no se colocó ningún tono.

### Promedio de mediciones para componentes en frecuencia

Pruebas comparativas de un estado de atención con los ojos abiertos y un estado de relajación con los ojos cerrados



**Figura 3.14:** Promedio de componentes de espectro de potencia de registros de EEG tomados para condiciones de ojos abiertos en estado de atención y ojos cerrados en estado de relajación.



**Figura 3.15:** Esquema de montaje transversal en la Zona auditiva con referencia en A1.

A todos los registros se los sometió a un análisis de PSD con ventana Hanning, de lo que se obtuvo su promedio general para cada frecuencia entera desde los 2 hasta los 20Hz, cuyos resultados se muestran en la tabla 3.4 y graficados en la figura 3.16.

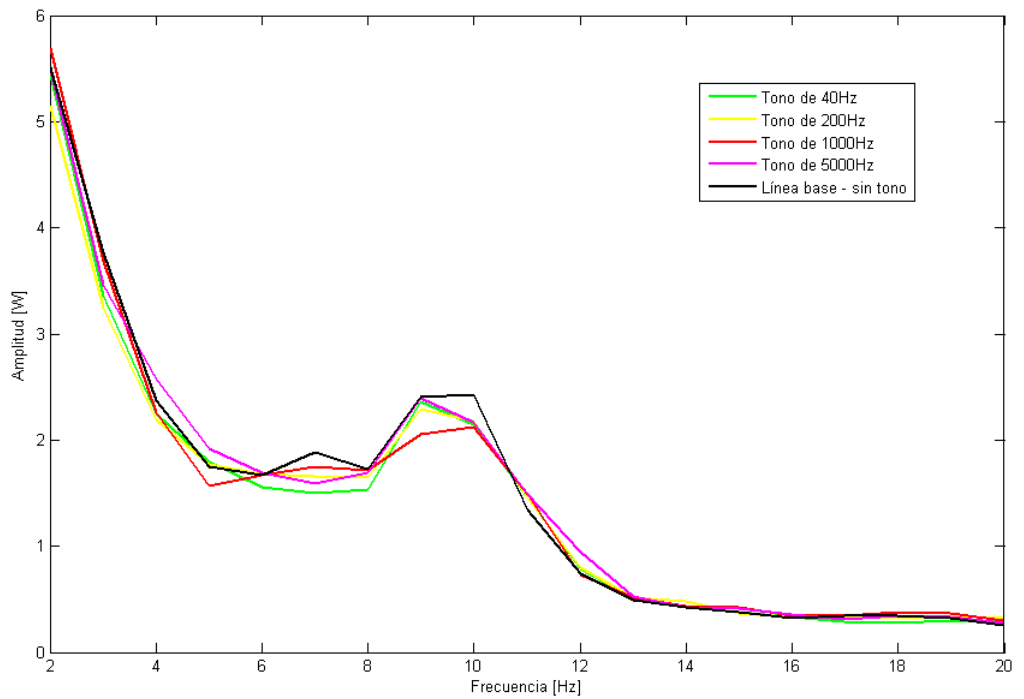
**Tabla 3.4:** *Promedio de componentes espectrales en potencia para pruebas en las que se escuchan diferentes tonos.*

Condición	Tono de	Tono de	Tono de	Tono de	Línea
Frecuencia	40Hz	200Hz	1000Hz	5000Hz	base
<b>2Hz</b>	5.44	5.14	5.69	5.48	5.51
<b>3Hz</b>	3.36	3.24	3.68	3.46	3.76
<b>4Hz</b>	2.25	2.19	2.26	2.57	2.37
<b>5Hz</b>	1.79	1.77	1.57	1.92	1.75
<b>6Hz</b>	1.56	1.68	1.67	1.69	1.67
<b>7Hz</b>	1.50	1.66	1.75	1.59	1.88
<b>8Hz</b>	1.53	1.65	1.71	1.69	1.73
<b>9Hz</b>	2.36	2.29	2.05	2.39	2.41
<b>10Hz</b>	2.14	2.18	2.12	2.17	2.43
<b>11Hz</b>	1.45	1.46	1.49	1.49	1.34
<b>12Hz</b>	0.79	0.80	0.73	0.95	0.74
<b>13Hz</b>	0.52	0.52	0.51	0.53	0.49
<b>14Hz</b>	0.43	0.48	0.44	0.42	0.43
<b>15Hz</b>	0.38	0.37	0.42	0.41	0.38
<b>16Hz</b>	0.33	0.33	0.34	0.36	0.32
<b>17Hz</b>	0.29	0.32	0.35	0.31	0.34
<b>18Hz</b>	0.28	0.32	0.38	0.34	0.35
<b>19Hz</b>	0.30	0.34	0.37	0.33	0.32
<b>20Hz</b>	0.29	0.32	0.30	0.28	0.25

De los resultados obtenidos de esta prueba, se nota que existen diferencias poco marcadas al comparar algunas componentes de frecuencia, sin embargo, no siguen un comportamiento definido al incrementar la frecuencia del tono, así que no se puede obtener ningún resultado concluyente que indique la forma en que ciertos tonos alteran las señales que pueden ser captadas mediante un EEG.

### Promedio de mediciones para componentes en frecuencia

Pruebas de estimulación utilizando tonos audibles

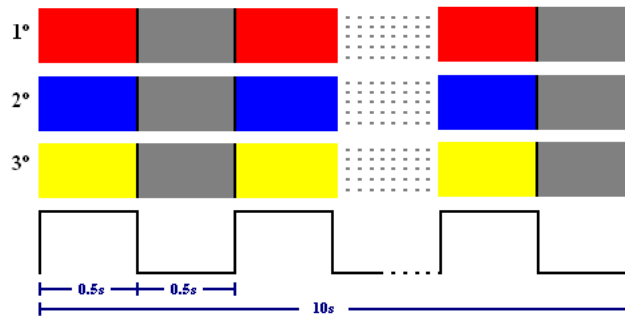


**Figura 3.16:** Promedio de componentes de espectro de potencia de registros de EEG tomados para condiciones de estimulación mediante tonos audibles.

### 3.5. Estimulación utilizando colores

#### 3.5.1. Primera prueba

Esta prueba tiene 2 objetivos: lograr una estimación del efecto de ciertos colores sobre la medición de EEG, y a la vez, probar una tarea cognitiva sencilla. La prueba consiste en tomar registros de EEG mientras el sujeto de estudio cuenta las veces que observa un color que aparece en forma parpadeante. Se realizó la prueba para tres colores: rojo, azul y amarillo; además del establecimiento de una línea base donde no se presentaba el estímulo ni se realizaba la tarea de conteo. La figura 3.17 muestra un esquema de las condiciones de prueba para los tres colores, la línea base no fue incluida en esta.



**Figura 3.17:** Prueba de estimulación con colores. Se presentaron tres condiciones, donde se mostraban de forma alternada con un tono gris, los colores rojo, azul y amarillo respectivamente.

El montaje utilizado para esta prueba fue C3 - A2 - A1 (figura 3.4). Los colores parpadeaban a un ritmo de medio segundo encendido y medio segundo apagado. Como se ha venido realizando a lo largo de la mayor parte de pruebas, se tomaron 10 registros de 10 segundos de duración cada uno, para cada condición citada. Luego se tomaron los registros correspondientes a cada condición y se promedió las componentes de frecuencia enteras, desde los 2 a los 20Hz, obtenidas de un análisis de PSD con ventana Hanning. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 3.5 y graficados en la figura 3.18.

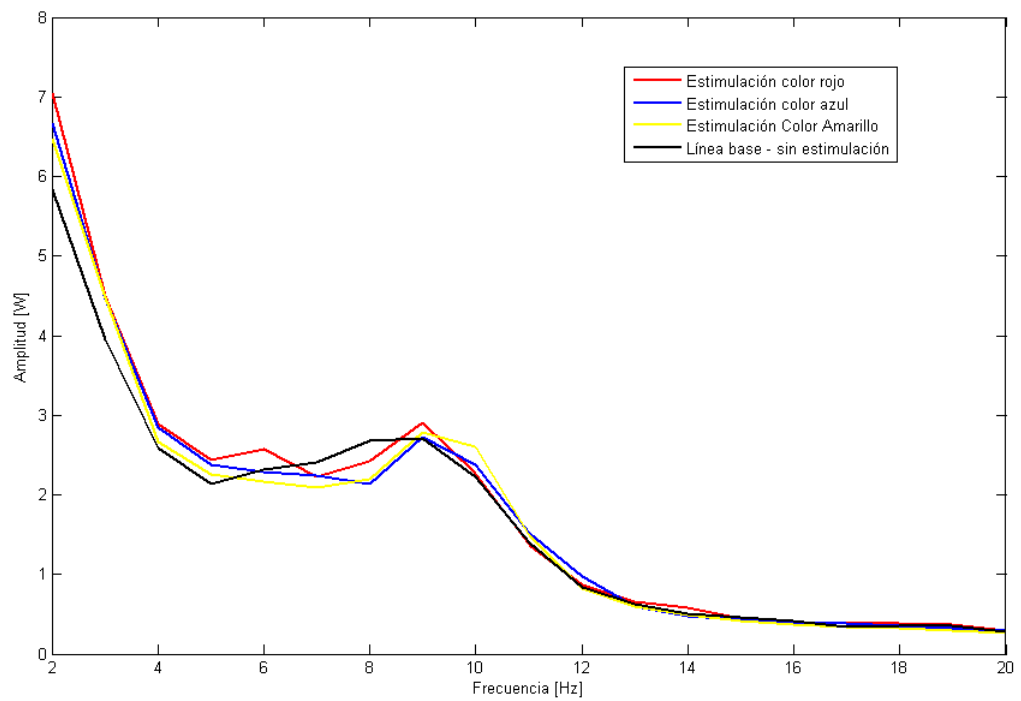
Al revisar los resultados obtenidos se aprecia una diferencia notoria entre las condiciones de estimulación visual y la condición sin estimulación en las

**Tabla 3.5:** *Promedio de componentes espectrales en potencia para condiciones de estimulación visual mediante colores que aparecen en forma parpadeante.*

Condición	Color	Color	Color	Línea
Frecuencia	Rojo	Azul	Amarillo	Base
<b>2Hz</b>	7.04	6.66	6.47	5.84
<b>3Hz</b>	4.49	4.46	4.47	3.94
<b>4Hz</b>	2.89	2.85	2.66	2.59
<b>5Hz</b>	2.44	2.38	2.25	2.13
<b>6Hz</b>	2.57	2.29	2.17	2.32
<b>7Hz</b>	2.23	2.24	2.09	2.41
<b>8Hz</b>	2.42	2.13	2.19	2.68
<b>9Hz</b>	2.91	2.73	2.79	2.71
<b>10Hz</b>	2.27	2.37	2.61	2.22
<b>11Hz</b>	1.36	1.52	1.49	1.39
<b>12Hz</b>	0.87	0.98	0.82	0.84
<b>13Hz</b>	0.66	0.59	0.59	0.63
<b>14Hz</b>	0.58	0.48	0.49	0.50
<b>15Hz</b>	0.45	0.43	0.41	0.46
<b>16Hz</b>	0.39	0.38	0.37	0.42
<b>17Hz</b>	0.39	0.39	0.34	0.34
<b>18Hz</b>	0.39	0.35	0.33	0.35
<b>19Hz</b>	0.37	0.32	0.30	0.36
<b>20Hz</b>	0.30	0.30	0.27	0.28

### Promedio de mediciones para componentes en frecuencia

Pruebas de estimulación mediante la observación de colores presentados de forma parpadeante

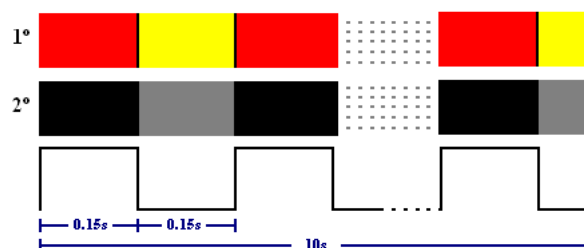


**Figura 3.18:** Promedio de componentes de espectro de potencia de registros de EEG para pruebas estimulación visual a través de la presentación de varios colores de forma parpadeante.

frecuencias de 2 y 3Hz. Estos resultados pueden ser considerados de valor para lograr patrones de EEG debido a que la deferencia existente puede ser tomada de cualquiera de las condiciones de estimulación visual respecto de la línea base, manteniendo la consistencia de los resultados. Este tipo de ritmo también se ha logrado obtener mediante otras condiciones, como pruebas de detección de movimientos imaginarios (Grupo de investigadores de la Universidad Federal de Minas Gerais y Universidad Federal de Sao Paulo, 2009.). Sin embargo, debido a la presencia de artefactos, especialmente parpadeos, que afectan esas frecuencias, la utilización de este tipo de rasgo para lograr una señal de control queda supeditado a un algoritmo de detección que deseche estos artefactos cuando se presenten, con la consecuencia de perder el resto de información en ese lapso.

### 3.5.2. Segunda prueba

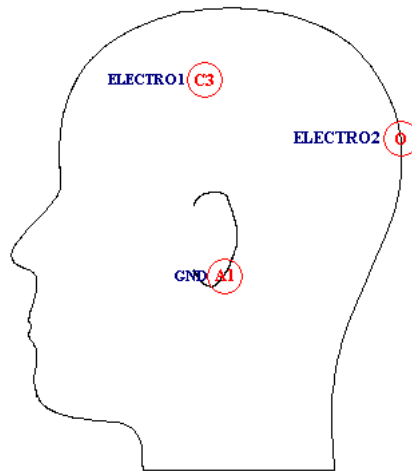
A partir de los resultados obtenidos en la primera prueba, se planteó una segunda prueba que incluye nuevos factores cuyo efecto se somete a verificación. Se decidió aumentar la frecuencia de parpadeo de los colores a 0.15 segundos en un estado y 0.15 en otro, y en esta ocasión se utilizaron dos patrones: uno que muestra alternante los colores rojo y amarillo, y otro los colores negro y gris. La figura 3.19 muestra un esquema de los dos tipos de prueba realizadas. También, se tomó una línea base donde no se mostraba el estímulo visual.



**Figura 3.19:** Prueba de estimulación con colores. Se presentaron dos condiciones, donde se mostraban de forma alternada primero los colores rojo y amarillo y luego los colores negro y gris.

El montaje utilizado para esta prueba fue C3 - O - A1 (figura 3.20). Se





**Figura 3.20:** Esquema de montaje longitudinal en las posiciones C3 - O - A1.

tomaron 10 registros de 10 segundos de duración para cada condición, incluyendo la línea base. Después, se realizó un análisis de PSD a dichos registros y se obtuvo el promedio para las componentes de frecuencia entera desde los 2 hasta los 20Hz de cada condición. Los resultados se muestran en la tabla 3.6 y han sido graficados en la figura 3.21.

En la figura 3.21 se puede observar claramente como existe un predominio de la componente de 13Hz en las pruebas donde se utilizó la estimulación visual sobre la línea base. La diferencia en esta componente es más marcada entre las pruebas donde se utilizó estimulación alternando los colores negro y gris respecto a la línea base. La aparición de esta componente debido a la estimulación visual puede deberse a la frecuencia a la que se presenta, y puede ser resultado de una resonancia en una frecuencia armónica, ya que la fundamental es de 3.3Hz, existiendo una armónica en 13.3Hz, cerca de donde se detecta esta componente poco usual.

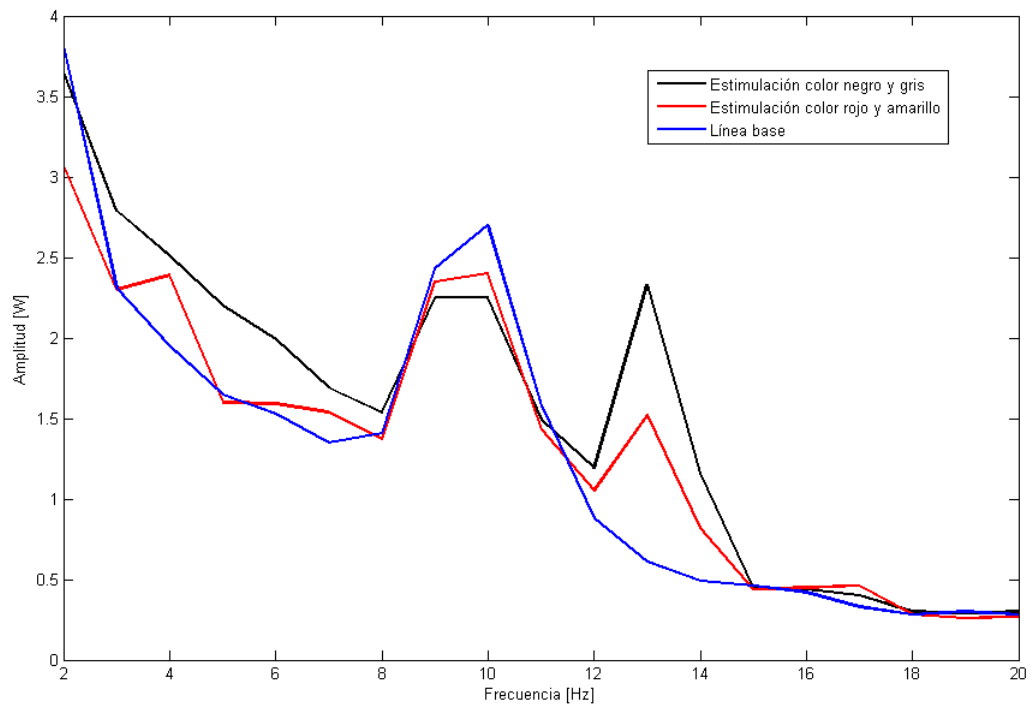
Otra característica importante en esta componente que se incrementa con el estímulo visual aplicado en esta prueba es, como se verá en la siguiente sección 3.6 de análisis de ritmos cerebrales, la cantidad de tiempo que se mantiene en una forma aceptablemente sostenida dentro de rangos de detección convenientes. Además de esto, en la misma figura 3.21 se puede observar cómo en la línea base la actividad alfa (entre unos 8 y 12Hz) es mayor que en las dos condiciones de prueba, lo que indicaría un estado de alerta en el sujeto de

**Tabla 3.6:** *Promedio de componentes espectrales en potencia para condiciones de estimulación visual mediante colores que aparecen en forma parpadeante.*

Condición	Rojo y	Negro y	Línea
Frecuencia	Amarillo	Gris	Base
<b>2Hz</b>	3.07	3.65	3.82
<b>3Hz</b>	2.30	2.79	2.31
<b>4Hz</b>	2.39	2.51	1.95
<b>5Hz</b>	1.60	2.2	1.65
<b>6Hz</b>	1.59	1.99	1.53
<b>7Hz</b>	1.54	1.69	1.35
<b>8Hz</b>	1.37	1.54	1.41
<b>9Hz</b>	2.35	2.25	2.43
<b>10Hz</b>	2.40	2.25	2.70
<b>11Hz</b>	1.43	1.49	1.58
<b>12Hz</b>	1.05	1.19	0.88
<b>13Hz</b>	1.52	2.33	0.61
<b>14Hz</b>	0.82	1.16	0.49
<b>15Hz</b>	0.44	0.45	0.46
<b>16Hz</b>	0.45	0.44	0.42
<b>17Hz</b>	0.46	0.40	0.33
<b>18Hz</b>	0.28	0.30	0.28
<b>19Hz</b>	0.26	0.29	0.30
<b>20Hz</b>	0.27	0.30	0.28

### Promedio de mediciones para componentes en frecuencia

Pruebas de estimulación visual a través de colores



**Figura 3.21:** Promedio de componentes de espectro de potencia de registros de EEG para pruebas estimulación visual a través de colores, con tonos de colores y tonos de gris.

estudio mientras se se fija en el estímulo.

### 3.6. Análisis de ritmos cerebrales

Una vez determinada la posibilidad de obtener al menos dos rasgos detectables para implementar la interfaz cerebro - computador que controle el brazo robótico, se prueba en esta sección los ritmos con que aparecen las diferentes componentes frecuenciales. Se pretende conocer la aparición y ausencia de componentes de frecuencia, en especial las de 9 a 11Hz donde se concentra la diferenciación detectable, para conocer los tiempos donde estas se encuentran en máximas y mínimas amplitudes.

El análisis se realizó con el PSD tomado por ventanas de un segundo. La frecuencia de muestreo de la señal adquirida para obtener los registros de EEG fue de 256 muestras por segundo con lo que, según el teorema de Nyquist<sup>1</sup>, la frecuencia máxima adquirida es de 128Hz.

El análisis de PSD resulta entonces en 128 valores por cada ventana de un segundo, correspondiendo cada valor a una frecuencia entera determinada por la posición de dicho valor. Así, para obtener el valor de cada componente de frecuencia en el tiempo total de los registros se desplazo la ventana de análisis de PSD<sup>2</sup> una muestra por vez, obteniéndose una resolución temporal de  $1/256$  de segundo. Finalmente, se tomó cada valor correspondiente a una frecuencia específica y se construyó un arreglo con cada valor de todas las ventanas analizadas. De esta manera se logró gráficos continuos del ritmo de cada frecuencia entera entre 9 y 11Hz en el tiempo, los mismos que son presentados y analizados a continuación.

La figura 3.22a muestra un registro de EEG, escogido al azar, de los tomados como línea base en la sesión de pruebas para determinar rasgos de arriba y abajo, explicados en la sección 3.3.2. A continuación, las figuras 3.22b, 3.22c y 3.22d, muestran el análisis explicado para obtener el ritmo con el que el cerebro produce las componentes de 9, 10 y 11Hz, respectivamente, por ser las más

---

<sup>1</sup>Doctor en física sueco de nacimiento, nacionalizado norteamericano. Stora Kil, 1889 - Harlingen, 1976.

<sup>2</sup>Para este análisis se utilizó una ventana Hanning para concentrar el valor significativo en la zona central de la ventana y obtener mejor resolución temporal.

aptas para detectar un rasgo diferenciable. Cabe indicar que las tres figuras de las componentes espectrales van desde los 0.5 a 9.5 segundos debido a la característica de la ventana de análisis que concentra la medición espectral en su centro.

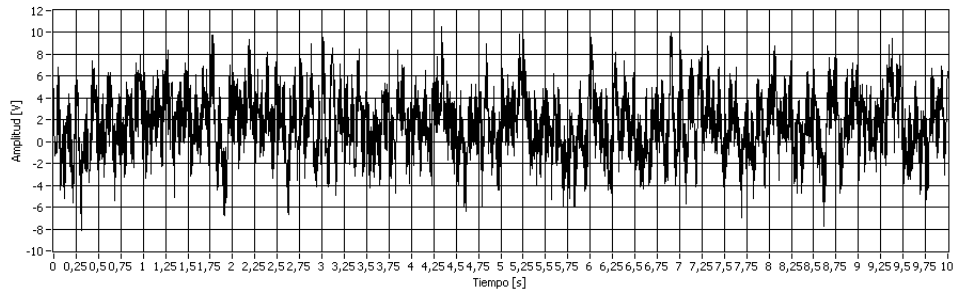
Las figuras mencionadas muestran ritmos de actividad cerebral con algunos picos en ciertos instantes. En la figura 3.22b que muestra el componente de 9Hz a lo largo del registro (fig. 3.22a), se pueden ver dos picos importantes: uno en los 3 segundos aproximadamente y otro mayor a los 7 segundos aproximadamente. En el resto del tiempo no se presentan oscilaciones estables ni significativas, en especial desde los 3.5 a los 5.5 segundos aproximadamente donde la actividad es casi nula y aperiódica; mientras que entre los 5.5 y 6.5 segundos aproximadamente, son apreciables dos oscilaciones que duran alrededor de  $1/2$  segundo cada una. En la figura 3.22c que muestra la componente de 10Hz a lo largo del registro (fig. 3.22a) se ven algunas oscilaciones significativas, además de un pico en los 7 segundos aproximadamente. Las oscilaciones varían entre menos de medio segundo hasta más de un segundo; existe también presencia de una actividad sostenida desde los 1.5 a 3.5 segundos aproximadamente, donde la actividad se mantiene por encima de los  $0.2W^3$  de potencia. En la figura 3.22d que muestra la componente de 11Hz a lo largo del registro (figura 3.22a) se notan oscilaciones sostenidas en la totalidad de la prueba realizada, con dos picos significativos en los 1.2 y 4.2 segundos aproximadamente. Las oscilaciones duran entre menos de medio segundo y algo más de un segundo como sucede con las presentes en la componente de 10 Hz. Al comparar las tres componentes analizadas, se puede ver que la existencia de picos, zonas periódicas y zonas de duración específica de cada componente difiere en cuanto a su localización temporal para cada una, presentándose una cuestión de fase a ser resuelta para poder implementar el sistema en tiempo real.

La figura 3.23a muestra un registro de EEG, escogido al azar, de los tomados como condición de arriba con los ojos cerrados, en la sesión de pruebas para determinar rasgos de arriba y abajo explicados en la sección 3.3.2. Mientras, las figuras 3.23b, 3.23c y 3.23d, muestran el análisis explicado para obtener el

---

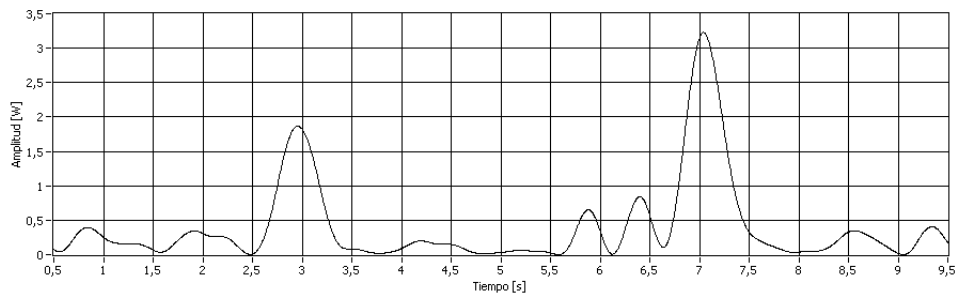
<sup>3</sup>Esta medida es referencial y válida únicamente para este análisis. A lo largo de los análisis de las pruebas experimentales se utilizan factores para llevar a diferentes escalas (consideradas apropiadas para su estudio) los resultados obtenidos.

Registro EEG



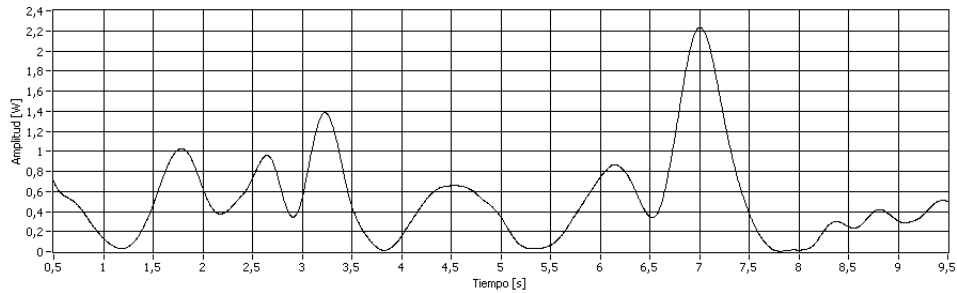
(a) Registro de EEG.

Espectro de potencia 9Hz



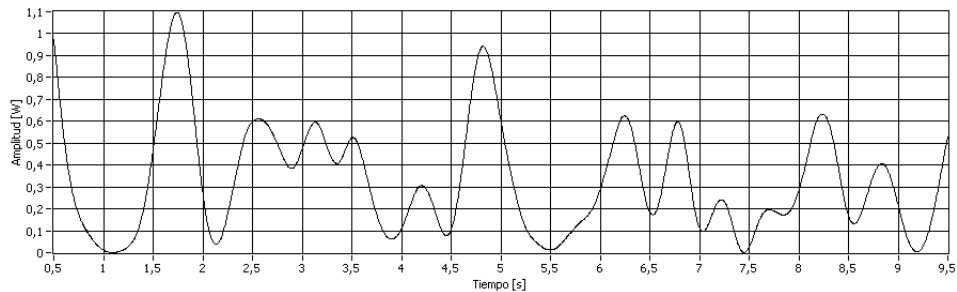
(b) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 9Hz.

Espectro de potencia 10Hz



(c) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 10Hz.

Espectro de potencia 11Hz



(d) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 11Hz.

**Figura 3.22:** Línea base sin mayor actividad mental en la sesión de pruebas para determinar rasgos para arriba y abajo.

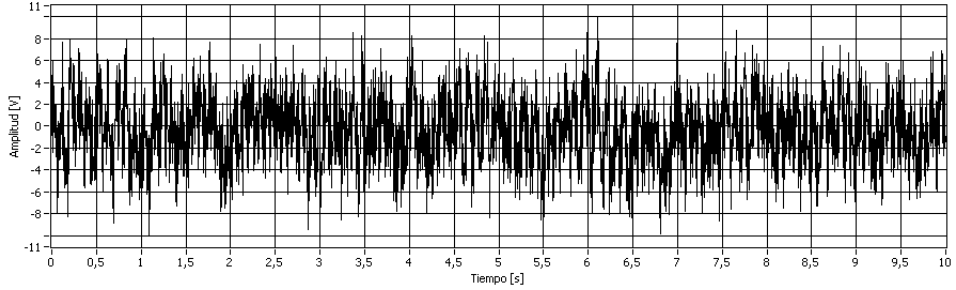
ritmo con el que el cerebro produce las componentes en 9, 10 y 11Hz, respectivamente.

En las tres figuras que muestran el espectro del registro de la figura 3.23a, se puede ver una vez más la ausencia de un ritmo sostenido, apareciendo oscilaciones que duran desde menos de medio segundo hasta unos dos segundos (en la actividad sostenida presente desde los 5.5 hasta los 7.5 segundos aproximadamente). La componente con más ritmos sostenido es la de los 11Hz, donde, hasta cerca de los cuatro segundos se notan oscilaciones casi periódicas y con amplitudes pico cercanas en niveles aceptables, sin embargo, después de los cuatro segundos, un pico inicia un comportamiento errático y aleatorio, poco apto para una medición a lo largo del tiempo fiable. Las componentes anteriores, de 9 y 10Hz respectivamente, presentan comportamientos similares a los descritos para sus pares de las figuras 3.22b y 3.22c, con presencia de picos en localizaciones temporales diferentes, oscilaciones poco sostenidas y de duración variable, y en fin, características poco aptas para lograr implementar un control que dependa de estas componentes en un sistema de ejecución en tiempo real.

La figura 3.24a muestra un registro de EEG, escogido al azar, de los tomados como condición de abajo con los ojos cerrados, en la sesión de pruebas para determinar rasgos de arriba y abajo explicados en la sección 3.3.2. Mientras, las figuras 3.24b, 3.24c y 3.24d, muestran el análisis explicado para obtener el ritmo con el que el cerebro produce las componentes en 9, 10 y 11Hz, respectivamente.

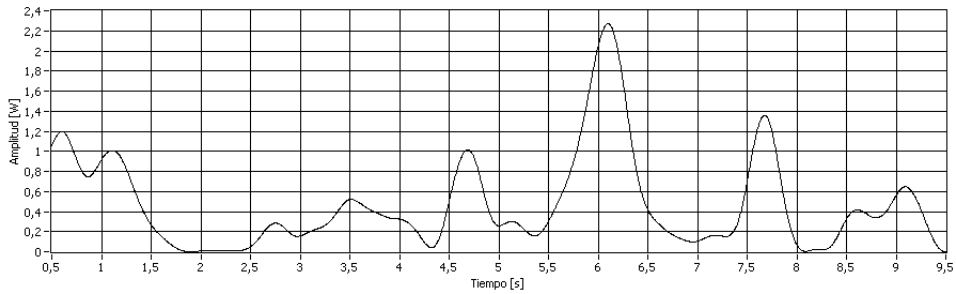
En la figura 3.24b, correspondiente a la evolución en el tiempo de la componente espectral de 9Hz del registro de la figura 3.24a, se aprecia un ritmo oscilatorio más sostenido que cualquiera de las figuras analizadas anteriormente. Hasta los 2.5 segundos se puede ver más que una serie de picos un estado de actividad alta y sostenida respecto al resto del registro. Desde allí, las oscilaciones se mantienen, con duraciones que van desde menos de medio segundo hasta un segundo aproximadamente. Los componentes de 10 y 11Hz (figuras 3.24c y 3.24d respectivamente) muestran ritmos menos estables y regulares que su par de 9Hz, con oscilaciones que duran entre menos de medio segundo y más de un segundo, como se ha venido presentando en la mayoría de ritmos

Registro EEG



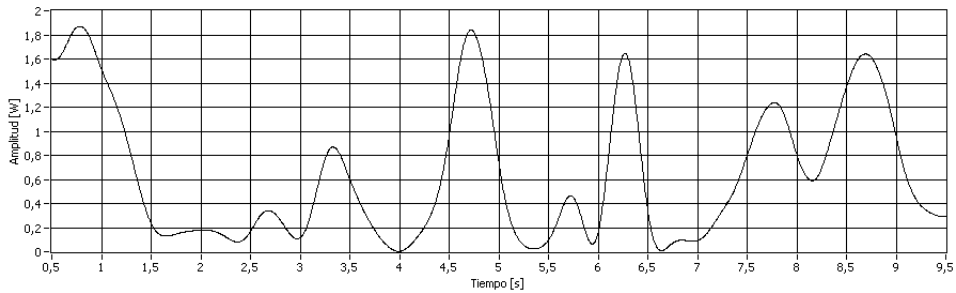
(a) Registro de EEG.

Espectro de potencia 9Hz



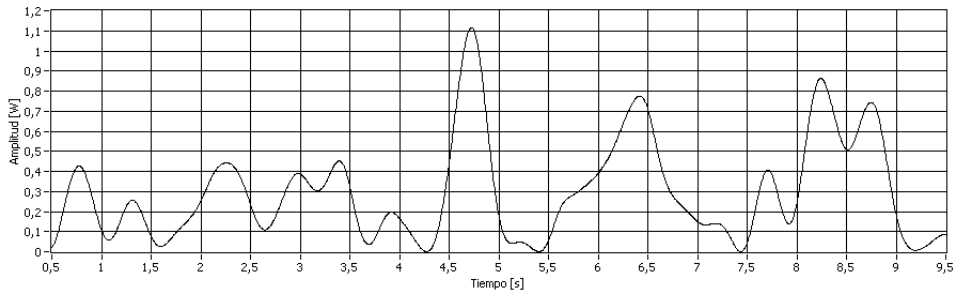
(b) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 9Hz.

Espectro de potencia 10Hz



(c) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 10Hz.

Espectro de potencia 11Hz

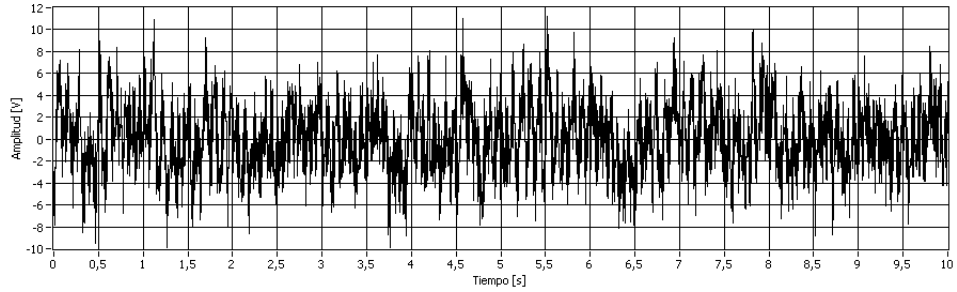


(d) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 11Hz.

**Figura 3.23:** Condición de pensar repetidamente en la palabra «arriba», con los ojos cerrados, en la sesión de pruebas para determinar rasgos para arriba y abajo.

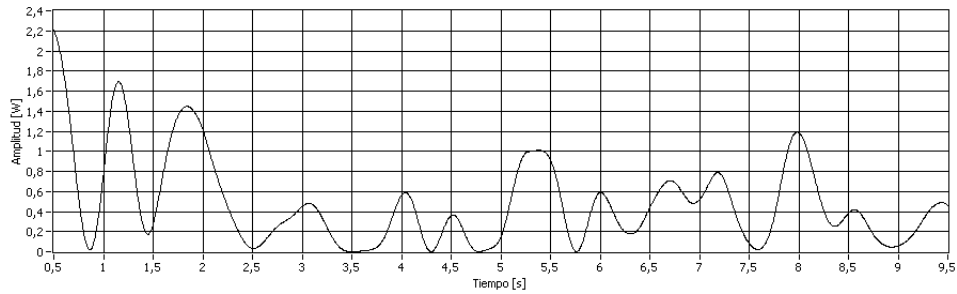


Registro EEG



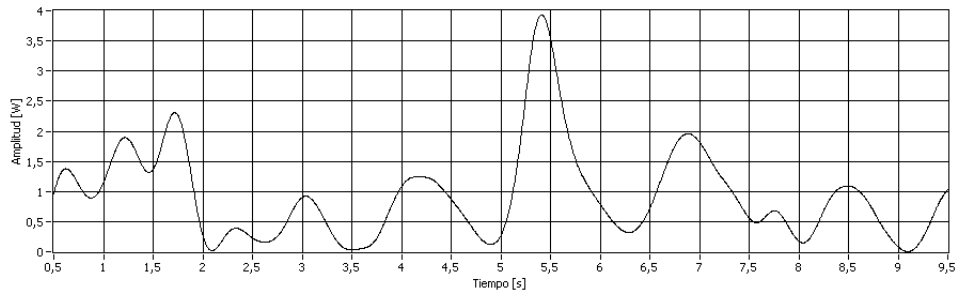
(a) Registro de EEG.

Espectro de potencia 9Hz



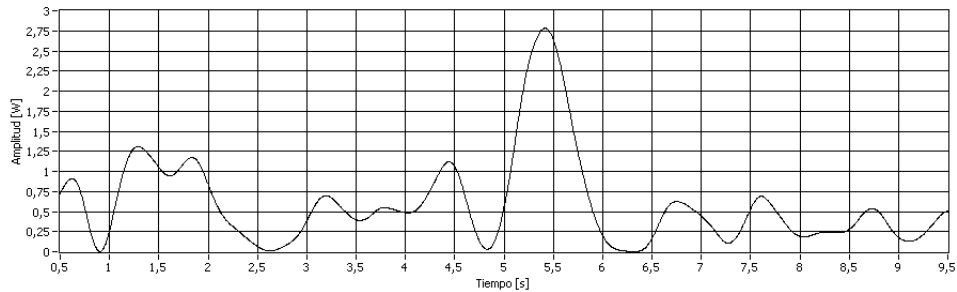
(b) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 9Hz.

Espectro de potencia 10Hz



(c) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 10Hz

Espectro de potencia 11Hz



(d) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 11Hz.

**Figura 3.24:** Condición de pensar repetidamente en la palabra «abajo», con los ojos cerrados, en la sesión de pruebas para determinar rasgos para arriba y abajo.

cerebrales analizados; también se destaca la presencia de un pico en los 5.5 segundos aproximadamente para ambas componentes.

La figura 3.25a muestra un registro de EEG, escogido al azar, de los tomados como condición de arriba con los ojos abiertos mientras se observa el brazo robótico moverse en esa dirección, en la sesión de pruebas para determinar rasgos de arriba y abajo explicados en la sección 3.3.2. Mientras, las figuras 3.25b, 3.25c y 3.25d, muestran el análisis explicado para obtener el ritmo con el que el cerebro produce las componentes en 9, 10 y 11Hz, respectivamente.

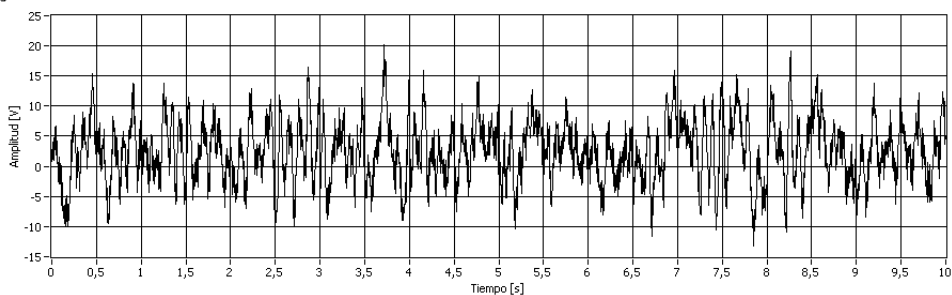
En las tres figuras correspondientes a la evolución en el tiempo de las componentes de espectro para 9, 10 y 11Hz del registro de la figura 3.25a, se puede apreciar, una vez más, un comportamiento poco predecible y en ocasiones demasiado aleatorio. Dos picos importantes en 9Hz, tres en 10Hz, y cuatro en 11Hz, destacan de ciclos poco sostenidos y con oscilaciones que duran una vez más desde menos de medio segundo hasta más de un segundo, haciéndose difícil la detección de un rasgo confiable en aplicaciones en tiempo real.

La figura 3.26a muestra un registro de EEG, escogido al azar, de los tomados como condición de abajo con los ojos abiertos mientras se observa el brazo robótico moverse en esa dirección, en la sesión de pruebas para determinar rasgos de arriba y abajo explicados en la sección 3.3.2. Mientras, las figuras 3.26b, 3.26c y 3.26d, muestran el análisis explicado para obtener el ritmo con el que el cerebro produce las componentes en 9, 10 y 11Hz, respectivamente.

En las figuras correspondientes a la evolución en el tiempo de las componentes de espectro de 9, 10 y 11Hz correspondientes al registro de la figura 3.26a, se observa una vez más la falta de una consistencia en los ritmos cerebrales a lo largo de la toma del registro, lo que limita las posibilidades de hallar un ritmo continuo, con oscilaciones sostenidas y de duración casi estable, y en ausencia de picos que aportan mayor inestabilidad a las componentes.

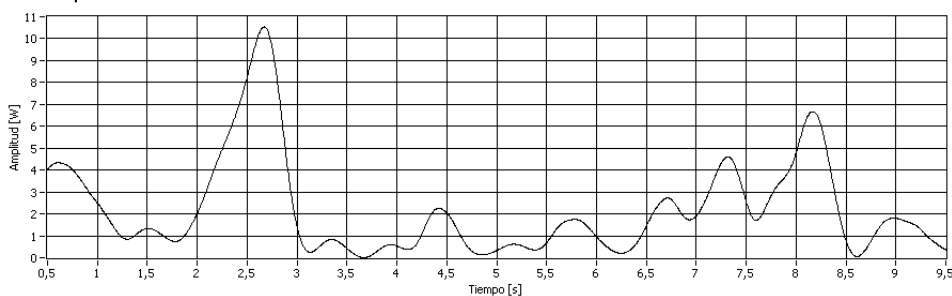
Existe un caso particular, que apareció en las pruebas que se describen en la sección 3.5.2, donde la componente de 13Hz mantiene un ritmo sostenido al existir un estímulo visual que presenta dos colores de forma alternante. La figura 3.27a, muestra un registro escogido al azar de los tomados para dicha

Registro EEG



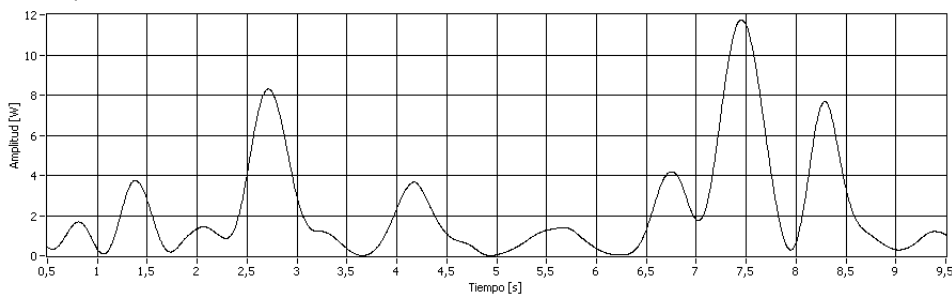
(a) Registro de EEG.

Espectro de potencia 9Hz



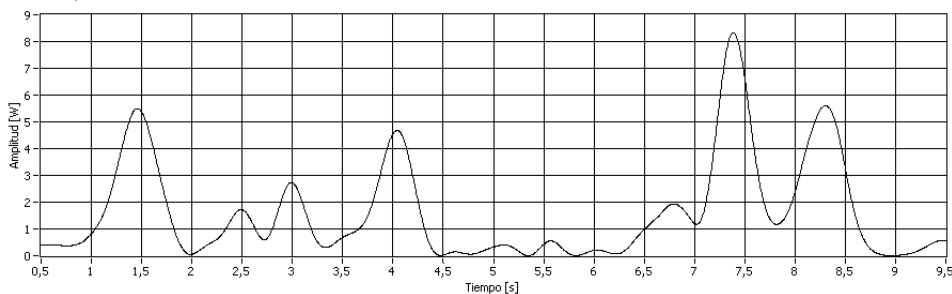
(b) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 9Hz.

Espectro de potencia 10Hz



(c) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 10Hz.

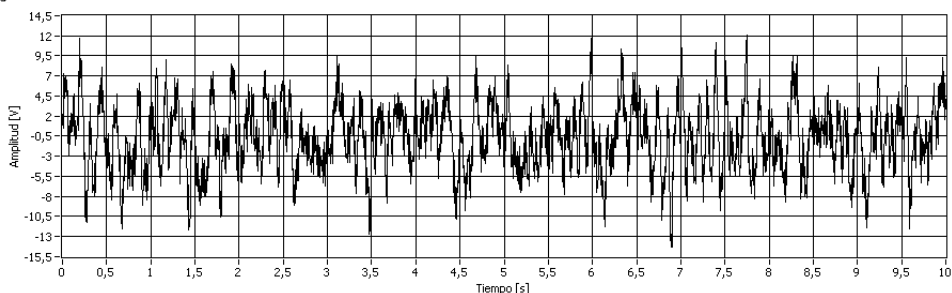
Espectro de potencia 11Hz



(d) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 11Hz.

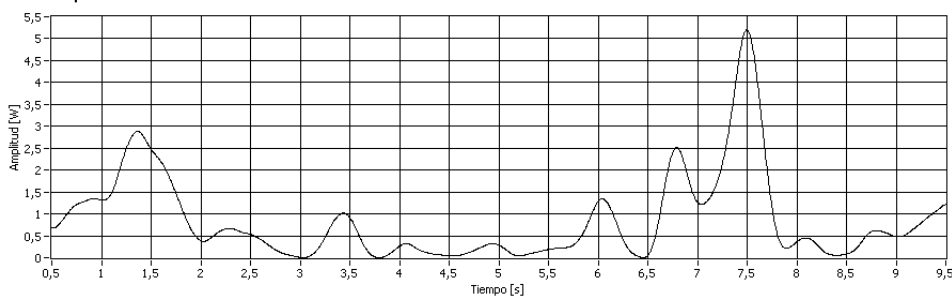
**Figura 3.25:** Condición de pensar repetidamente en la palabra «arriba» y observar al brazo robótico moverse en esa dirección, en la sesión de pruebas para determinar rasgos para arriba y abajo.

Registro EEG



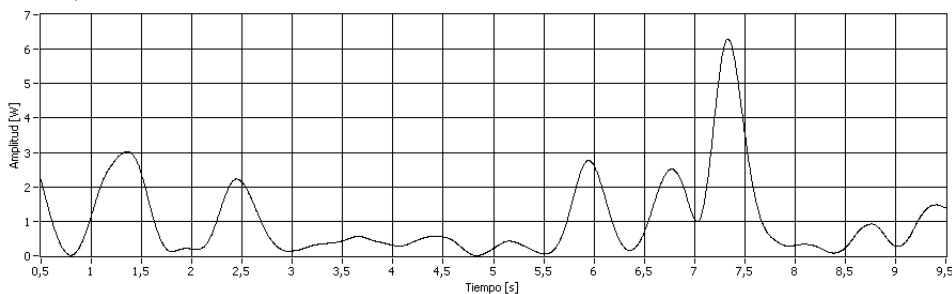
(a) Registro de EEG.

Espectro de potencia 9Hz



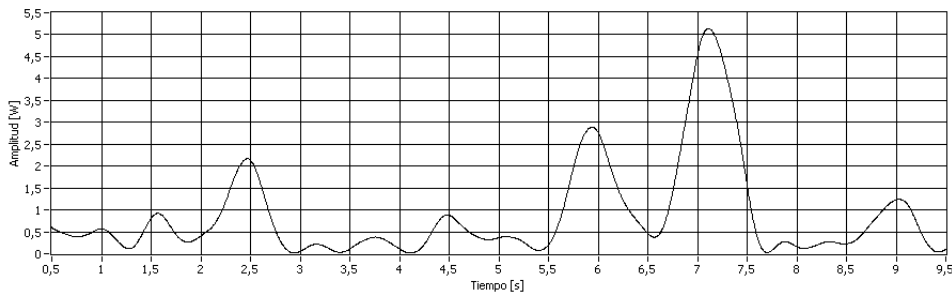
(b) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 9Hz.

Espectro de potencia 10Hz



(c) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 10Hz .

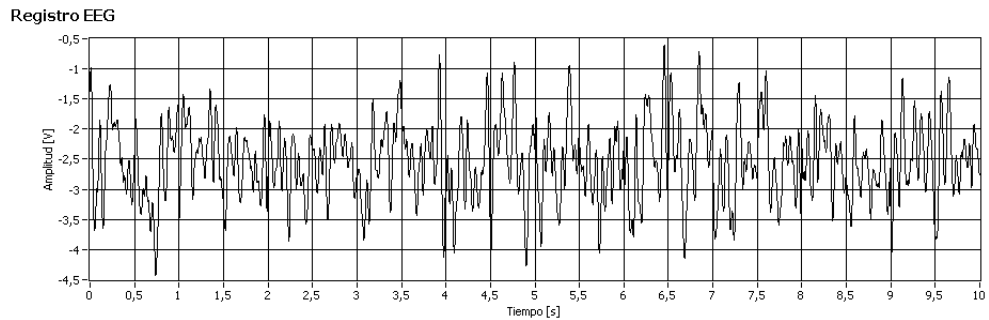
Espectro de potencia 11Hz



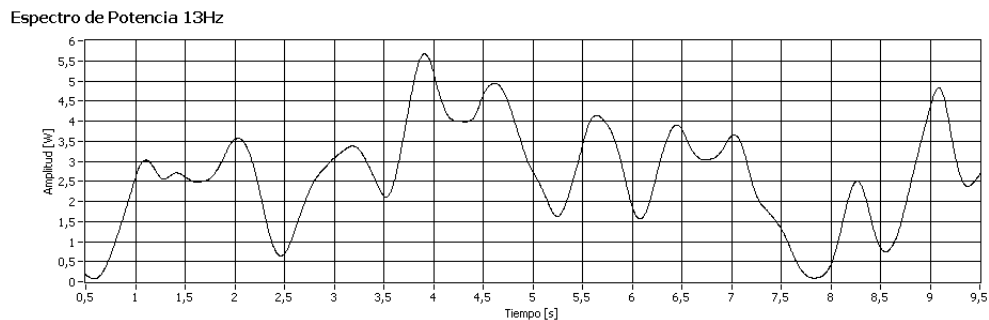
(d) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 11Hz.

**Figura 3.26:** Condición de pensar repetidamente en la palabra «abajo» y observar al brazo robótico moverse en esa dirección, en la sesión de pruebas para determinar rasgos para arriba y abajo.

condición de estimulación, mientras la figura 3.27b muestra la evolución en el tiempo de la componente de 13Hz de dicho registro.



(a) Registro de EEG.



(b) Evolución en el tiempo de la componente espectral de 13Hz.

**Figura 3.27:** Registro de una prueba de estimulación visual, en el que presentaba al sujeto de estudio dos colores en forma alternada a un ritmo fijo.

Como se puede observar en la figura 3.27b, hay una actividad sostenida para la frecuencia de 13Hz que dura hasta unos 5 segundos o incluso más, que podría representar un rasgo para el control del brazo robótico que pueda mantenerse a lo largo de cierto tiempo, sobre cualquier otro rasgo de los analizados en esta sección.

Al revisar la evolución en el tiempo de las componentes de espectro de 9, 10 y 11Hz correspondientes a todos los registros mostrados a lo largo de esta sección, deja de lado la necesidad de exponer más de estos análisis para registros de otras condiciones o de frecuencias diferentes, ya que el comportamiento es parecido. Una consideración importante que se debe tomar en cuenta es que el hecho de realizar el análisis con ventana Hanning de un segundo hace que la resolución temporal mínima resulte en aproximadamente medio segundo, además que la duración de los ritmos puede ser tomada como el tiempo total,

durante el cual la potencia de la componente espectral no se acerca a cero (p. ej., desde los 5 hasta los 7 segundos de la componente mostrada en la figura 3.23d). De los registros en las componentes analizadas se llega a proponer las siguientes propiedades acerca de los ritmos cerebrales:

- La actividad cerebral se produce de forma oscilatoria entre estados de actividad alta y casi nula.
- La duración de las oscilaciones producidas por actividad cerebral registrada va desde unos cientos de milisegundos hasta unos segundos (en ocasiones más de cinco, como el caso especial de la componente de 13Hz en una prueba con estimulación visual).
- La actividad cerebral es espontánea, se presenta en ciclos que retornan oscilatoriamente a instantes de «descanso» donde la potencia se hace mínima, cercana o igual a cero.
- Se producen picos de actividad alta, a pesar de intentar mantener una condición de prueba estable, que superan ampliamente los estados de actividad considerada dentro de un rango promedio.

### **3.7. Implementación final y pruebas del sistema**

#### **3.7.1. Condiciones preliminares**

Para implementar el sistema completo incluido el brazo robótico y el control en tiempo real a través de EEG, se establecieron ciertas condiciones funcionales y operativas:

- El montaje utilizado es C3 - O - A1 (figura 3.20).
- El tipo de movimiento será determinado por una máquina de estados, con cuatro estados posibles: arriba, abajo, izquierda y derecha. Los estados serán conmutados en el orden mencionado al detectarse actividad alfa (cuya mayor amplitud corresponde a la componente de 10Hz) proveniente del área occipital de la corteza. El cambio de estado es indicado por un tono.
- Por otro lado, cada movimiento es activado mediante la respuesta detectada, producida por un estímulo visual, que genera una respuesta clara en los 13Hz de frecuencia.

- La tasa de actualización del EEG es de un segundo, característica que define también la máxima velocidad de cambio de tipo de movimiento.
- La tasa de actualización de la ejecución de movimientos del brazo robótico es también de un segundo, y cada movimiento se ejecuta en ese tiempo.

### 3.7.2. Implementación del sistema

La implementación total del sistema para el control de un brazo robótico mediante ondas generadas por actividad cerebral, corresponde a una implementación conjunta de todos los componentes descritos en el Capítulo 2 de Implementación, siendo estos:

- Implementación del experimento de EEG en el sistema de mediciones biomédicas, utilizando los módulos KL-71001 y KL-73004.
- Adquisición en un computador de la señal de EEG a través de la tarjeta NI myDAQ.
- Alimentación de potencia y lógica del controlador SSC - 32, vinculado a los servos que mueven el brazo robótico.
- Establecimiento de la interfaz computador - brazo robótico, a través de una interfaz de comunicación serial.

Como se mencionó antes, todos estos pasos y componentes de implementación se encuentran detallados a lo largo del Capítulo 2. Una vez establecidas las conexiones y configuraciones necesarias, se tiene lista la plataforma de hardware y enlace lógico que permitirá realizar el control del brazo, por medio de una interfaz de software. La figura 3.28, muestra una fotografía de la implementación de todos los componentes del sistema.

### 3.7.3. Interfaz de software

La interfaz de software está compuesta por dos ventanas: la primera permite realizar pruebas para estimar los umbrales de detección, tanto de la actividad alfa como de la respuesta al estímulo visual; mientras que la segunda, corresponde a la interfaz de control del brazo robótico.

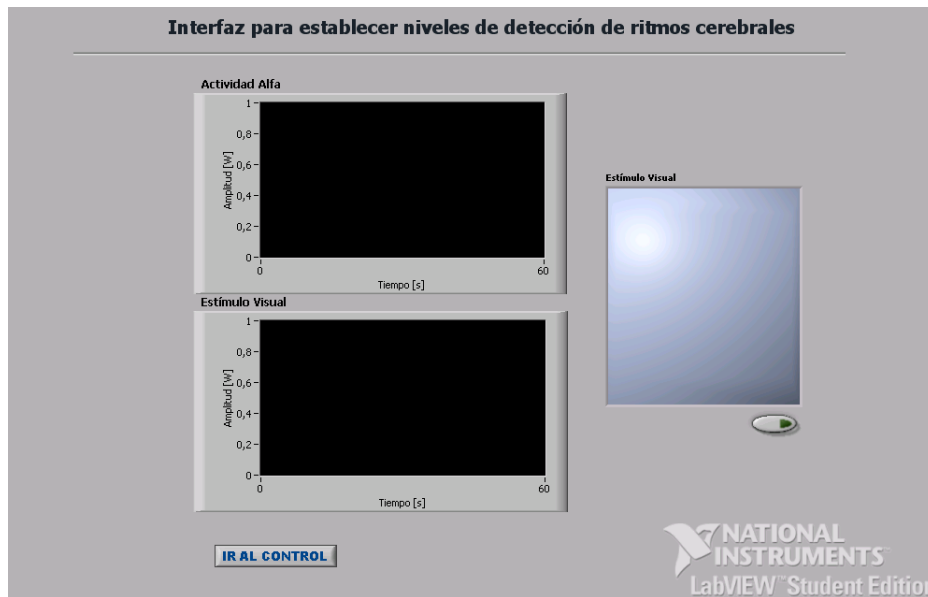


**Figura 3.28:** *Implementación total del sistema para control de un brazo robótico mediante ondas generadas por actividad cerebral.*

La figura 3.29 muestra el panel frontal de la interfaz para estimar los umbrales de detección de los dos rasgos que utiliza la interfaz cerebro - computador planteada. Dos gráficos muestran el progreso de las componentes (en potencia de espectro) de 10 y 13Hz que representan, respectivamente, los ritmos alfa y la respuesta al estímulo visual aplicado. Un indicador LED proporciona, cuando está activado (al pulsar el botón respectivo), la estimulación visual al parpadear alternando entre un tono gris claro (cercano al blanco) y el color negro.

La tarea de estimar los umbrales de detección para los dos rasgos queda a criterio del usuario, sin embargo, en la misma interfaz se proponen recomendaciones para hacerlo. La actividad alfa se puede notar al mantenerse un tiempo con los ojos abiertos y luego cerrarlos por unos cinco segundos y volver a abrirlos. El estímulo visual se logra al concentrar la vista en el indicador parpadearante, mientras que alejar la atención de este determina el estado de ausencia del estímulo. La figura 3.30 muestra un ejemplo de detección de umbrales utilizando esta interfaz, donde después de 50 segundos de prueba, se





**Figura 3.29:** Panel frontal de la interfaz que permite estimar los umbrales de detección para el control del brazo robótico.

determinó los niveles umbral en 1.5 y 0.4 para la actividad alfa y la respuesta al estímulo visual, respectivamente. En el ejemplo se puede observar que cuando se presentó actividad alfa, la componente de 13Hz llega también a un nivel alto, por lo que, para evitar un error en el comando de control, se inhibe la detección del estímulo visual cuando hay actividad alfa alta.

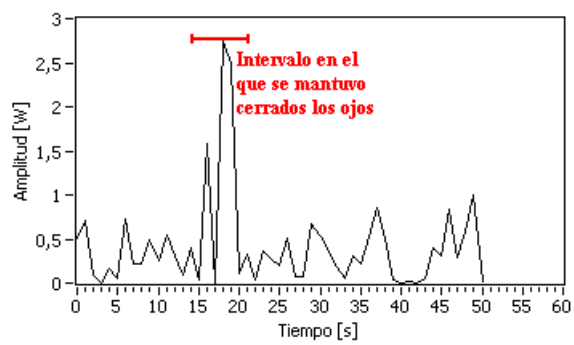
La programación inherente a esta interfaz corresponde a realizar un análisis PSD de los datos tomados de la tarjeta de adquisición de datos cada segundo, a razón de 256 muestras por segundo, del que se extraen las componentes de 10 y 13Hz. El indicador LED parpadea a 150ms para cada tono de gris presentado.

Una vez estimados los niveles umbral para la detección de los rasgos (que siempre van a variar aunque sea en forma mínima, incluso para la misma persona en diferentes sesiones), se pulsa el botón *Ir al control*, que ejecuta la interfaz propia donde se muestra y realiza el control del brazo robótico mediante ondas generadas por actividad cerebral. El panel frontal de la interfaz de control del brazo robótico se muestra en la figura .

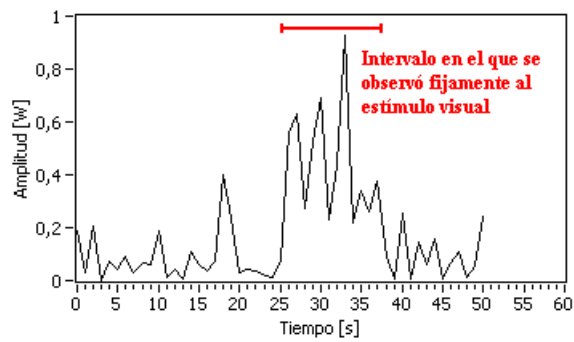
Esta interfaz contiene varios elementos funcionales, a saber:

- Apartado del brazo robótico, donde se muestra la altura y distancia a

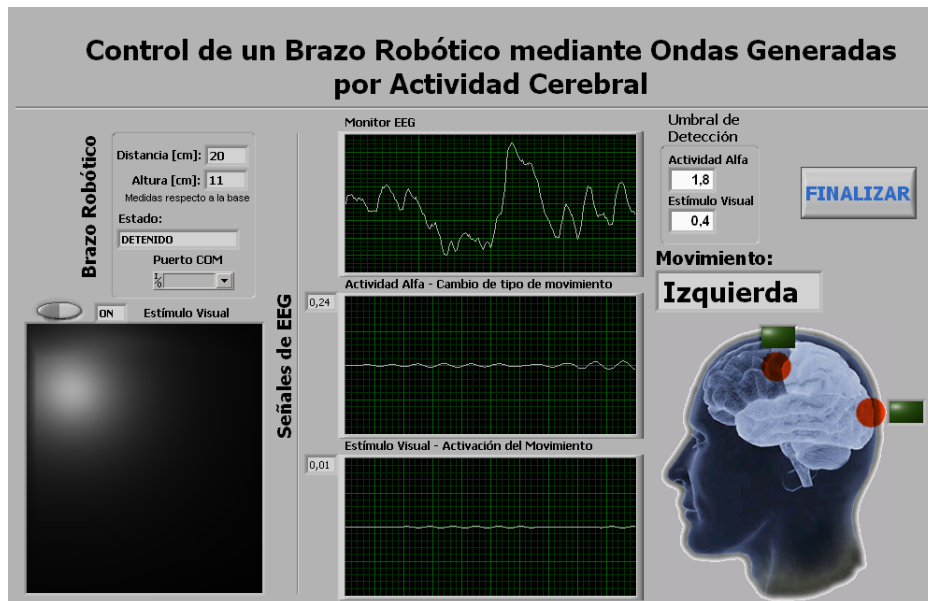
### Actividad Alfa



### Estímulo Visual



**Figura 3.30:** Ejemplo de detección de niveles umbral para los rasgos del control del brazo robótico.



**Figura 3.31:** Panel frontal de la interfaz de control del brazo robótico mediante ondas generadas por actividad cerebral.

la que se encuentra el punto extremo respecto a la base, el estado que puede ser detenido o en movimiento según corresponda y el puerto de comunicaciones por el que se envían los comandos de movimiento hacia el controlador del brazo.

- Indicador LED del estímulo visual, que puede ser activado o desactivado mediante un switch.
- Señales de EEG, que corresponde a tres gráficas que indican en tiempo real y cada segundo, la medición de EEG, la cantidad de actividad alfa (con un indicador numérico) y la cantidad de respuesta al estímulo visual (con un indicador numérico).
- Apartado de umbral de detección, donde antes de empezar a controlar el brazo, se deben ingresar los valores estimados previamente para los dos rasgos que se van a detectar.
- Indicador del tipo de movimiento que está activo.
- Diagrama de las conexiones de EEG, mediante un gráfico que indica las zonas desde donde se toma el registro de EEG, así como dos LED que indican la actividad cerebral detectada: si se enciende el de la zona occipital, significa detección de actividad alfa por sobre el umbral de detección;

si se encienden los dos LEDs, tanto el occipital como el parietal, indica respuesta al estímulo visual sobre el umbral de detección establecido.

La programación de esta interfaz incluye tres módulos importantes, los que son descritos en forma general a continuación:

- El control del brazo robótico, que se encarga de la generación de comandos hacia el controlador SSC - 32 a través de la interfaz serial. Los comandos responden evidentemente al control por medio del EEG.
- La detección de rasgos, que incluye: la adquisición de datos, el análisis PSD y extracción de las componentes de 10 y 13Hz, la comparación con los niveles umbrales de detección y la máquina de estados que determina el tipo de movimiento activo.
- Un proceso independiente se encarga de generar el estímulo visual.

Las dos interfaces descritas en esta sección corresponden a los archivos «Implementación Final.vi» y «Control BR - EEG.vi», respectivamente.

#### **3.7.4. Resultados del funcionamiento del sistema**

Una vez lograda la implementación final del sistema que permite el control de un brazo robótico mediante ondas generadas por actividad cerebral, se realizaron varias sesiones de prueba, de las que se obtuvo algunos resultados que se pueden destacar:

- La conmutación de los tipos de movimiento se produce únicamente cuando el usuario lo desea, mediante un estado de relajación. El indicador sonoro de cambio de estado permite controlar el número de conmutaciones que se producen. La exactitud y confiabilidad de los cambios de tipo de movimiento es 100 % confiable, es decir, es totalmente controlable y nunca se produjeron cambios indeseados.
- La activación del movimiento del brazo robótico, por ser un proceso cuya respuesta debe sostenerse a lo largo de la sesión de prueba, demostró menos confiabilidad. El estado de inmovilidad del brazo, determinado por la no estimulación visual obtuvo entre un 95 y 100 % de confiabilidad (dependiendo del estado de ánimo y condiciones del usuario). El estado de movilidad, al obtener la respuesta que genera el estímulo visual, tuvo

entre un 50 y 70 % de confiabilidad en pruebas de duración menor a 10 minutos.

- La respuesta al estímulo visual se degrada en el transcurso de una sesión de prueba, llegando a ser casi indetectable al cabo de unos 20 minutos de utilización del sistema. Debido a procesos mentales de aprendizaje y asimilación, se espera que con el tiempo el cerebro tome con naturalidad el estímulo visual, perdiéndose la posibilidad de realizar el control por este medio, Sin embargo, hasta la última prueba, que completó un total de aproximadamente 3 horas de uso del sistema, la respuesta al estímulo visual se recupera en su totalidad después de no exponerse al estímulo hasta un día después de haberlo hecho.

### **3.8. Alcances y limitaciones**

Como se ha venido describiendo en las primeras secciones de este capítulo, a lo largo de todas las pruebas experimentales se puede evidenciar un claro comportamiento probabilístico y aleatorio en las mediciones de EEG, que hacen del sujeto de estudio la principal de las limitaciones. Entre los factores que influyen para que la medición de EEG sea tan poco predecible y que corresponden al sujeto de estudio se pueden mencionar:

- El nivel de concentración del sujeto hacia las tareas cognitivas que se le requiere realizar con el fin de buscar un rasgo detectable que determine un cambio de estado mental.
- El nivel de fatiga o cansancio. Resulta diferente realizar las mediciones de EEG cuando el sujeto se encuentra descansado o cuando ha realizado antes diferentes actividades que han ido consumiendo sus energías.
- Procesos mentales involuntarios. Es casi imposible lograr enfocar la mente en un solo objetivo, la mente tiende a divagar entre pensamientos que surgen y desaparecen de forma tan inesperada y poco predecible, que su influencia al tomar registros de EEG es indetectable, pero sin embargo los afectan.
- Movimientos musculares, algunos de los cuales son también involuntarios, como movimientos de los ojos, movimientos por contracciones involuntarias de músculos del cuello o cabeza principalmente, enmascaran al

presentarse, la información útil que se podría obtener de los registros de EEG.

Otra limitación al momento de querer obtener rasgos detectables que permitan controlar el brazo robótico, meta de este proyecto, es el ambiente en el que se realizan las pruebas. Así se pueden citar los siguientes factores:

- Nivel de iluminación y cambios en la luz.
- Ruidos y sonidos que puedan ocasionar distracciones. Pese a la posibilidad de mitigar con tapones auditivos los efectos de sonidos externos, no se elimina este factor por completo.
- Ubicación del sujeto. Un asiento cómodo y con suficiente respaldo reducen contracciones musculares y movimientos.
- Toda influencia perceptible por una persona puede afectar las mediciones, al provocar distracción, movimientos, incomodidad, etc.

Respecto al equipo utilizado para medir la actividad cerebral, el hecho de poseer un solo canal de registro limita la posibilidad de tomar simultáneamente mediciones que permitan localizar espacialmente las áreas de la cabeza del sujeto de estudio donde se encuentren rasgos más marcados, por lo que, la localización se debe realizar replicando la misma prueba para varios montajes de los electrodos, uno a la vez, disminuyendo la calidad de la comparación por tener circunstancias diferentes, aunque sea en forma mínima, para cada prueba. Una limitación importante al poseer un solo canal de registro es que no se puede utilizar un método de mapeo de actividad cerebral, que ayudaría a localizar espacialmente componentes relevantes para el control; además se podría, de contar con más canales, obtener patrones de activación en diferentes zonas que podrían determinar condiciones específicas de pensamiento.

El rango de detección para un rasgo de control producido por un proceso cognitivo debe ser de alrededor de un segundo, debido a que los ritmos cerebrales presentan oscilaciones que duran aproximadamente este tiempo, y así, al integrar los datos tomados en ese segundo se obtendrá en promedio el valor de un ciclo aproximadamente. Además, por utilizarse el PSD para la detección, disminuir el tiempo de detección también reduciría la resolución en frecuencia (que para un segundo es de 1Hz) a rangos poco convenientes; por otro lado,

aumentar dicho tiempo, reduciría el rendimiento en cuanto a la respuesta del sistema.

Respecto al brazo robótico, la actualización de la señal de control será cada segundo, de acuerdo a lo explicado de los ritmos cerebrales, así que la velocidad se mantiene limitada porque los desplazamientos cada segundo deben ser pequeños. Una limitación importante para aplicaciones futuras sobre el brazo robótico utilizado en este proyecto corresponde a la fiabilidad; su precisión y exactitud están a niveles aceptables para realizar tareas de aproximación a objetos con una tolerancia de unos centímetros pero no es apto para ejecuciones de alta precisión. Por otro lado, interferencias de equipos de comunicaciones como teléfonos celulares cerca del controlador del brazo, provocan resultados inesperados que hacen al brazo moverse errática e impredeciblemente.

## CAPÍTULO 4

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- Las señales de EEG deben ser analizadas en el continuo del espectro, los resultados pueden encontrarse en bandas consideradas específicas de ciertas condiciones según la división tradicional de bandas de actividad cerebral. Las bandas alfa, beta, theta, delta entonces vendrían a ser solo referenciales, mas no determinantes.
- La cantidad de artefactos, tanto internos como externos, que influyen en la medición de condiciones específicas pueden afectar totalmente dicha medición. Aun si se lograra medir toda posible percepción sensorial e intención motora del sujeto de estudio para reducir los artefactos, quedaría la interferencia de los procesos mentales involuntarios, cuya complejidad y variedad dificultan las posibilidades de algún día lograr una interfaz cerebro - computador totalmente confiable y utilizable.
- Los rasgos que se detectan en la interfaz cerebro -computador, deben ser lo más sencillos posibles. Así, sería recomendable el uso de métodos de compresión de datos cuando se comparan patrones base con mediciones que se llevan a cabo en tiempo real. En la interfaz desarrollada en este proyecto se observa el análisis de dos rasgos de manera relativamente sencilla, sin embargo, aplicaciones de mayor complejidad sin duda requieren un tratamiento más exhaustivo, además de un análisis del costo de las tareas de procesamiento y almacenamiento de datos.
- La idea inicial de concebir una interfaz cerebro - computador que detecte al menos cuatro rasgos producidos por actividad cerebral específica, trajo la necesidad de ampliar estudios en esta área tan amplia como el pensamiento humano mismo, plantea interrogantes y cuestiones cuya resolución abre un amplio campo de investigación que seguramente merece especial atención.



- Una interfaz cerebro - computador tiene el potencial de convertirse en la más eficaz y directa forma de comunicar al ser humano con un dispositivo computarizado. Sin embargo, los avances logrados en esta área hacen todavía lejana la concepción de esa idea, por lo que mientras tanto, interfaces más comunes, como ratones, teclados y pantallas táctiles, seguirán siendo las que opciones más aceptadas, por su velocidad de respuesta y su versatilidad.
- La limitante de poseer un solo canal de registro causa que el control del brazo robótico no pueda ser mucho más sofisticado que el presentado en este proyecto, debido a la imposibilidad de localizar espacialmente actividad mental relacionada con rasgos específicos, que de ser hallada podría suponer un mayor rango de detección, por ejemplo, al sumar componentes que aporten a la misma componente espectral.
- Los estímulos externos, que proveen una respuesta extraña en los registros de EEG y por tanto detectables, no representan un método confiable para la realización de BCIs, ya que con el tiempo, su respuesta se verá degradada hasta finalmente desaparecer debido a la capacidad del cerebro de adaptación y asimilación.
- La realización de una interfaz cerebro - computador no puede depender únicamente de un registro de EEG. Componentes complementarios como electromiogramas (EMG), imágenes por resonancia magnética (RMI) y electrooculogramas (EOG), por poner algunos ejemplos, posibilitarían el mejor reconocimiento y diferenciación de rasgos de actividad cerebral específica.
- Al trabajar con montajes de EEG en áreas de la cabeza donde existe cabello, es necesario tener el cuidado de que el electrodo este midiendo los potenciales del cuero cabelludo, es decir, asegurar que el electrodo se ponga en contacto directo con este a través de la solución electrolítica.

# ANEXOS

## GLOSARIO DE TÉRMINOS

**Anión.** Es un ion con carga eléctrica negativa, es decir, que ha ganado electrones. Los aniones se describen con un estado de oxidación negativo.

**Articulación de revolución.** Articulación que permite que una unión gire sobre un único eje en la otra.

**Axón.** También llamado cilindroeje o neurita, es una prolongación de las neuronas especializado en conducir el impulso nervioso desde el cuerpo celular o soma hacia otra célula.

**Buffer.** Término informático que define una región de memoria usada temporalmente para retener información mientras es transferida.

**Caracter ASCII.** Caracter alfanumérico o simbólico que corresponde a un código numérico estandarizado en el código ASCII (Código americano estándar para el intercambio de información).

**Catión.** Es un ion (sea átomo o molécula) con carga eléctrica positiva, es decir, ha perdido electrones. Los cationes se describen con un estado de oxidación positivo.

**Célula de Schwann.** Son células gliales (de soporte de las neuronas) periféricas que se forman en la cresta neural embrionaria y acompañan a la neurona durante su crecimiento y desarrollo. Recubren a los axones de las neuronas formándoles una vaina aislante de mielina.

**Dendrita.** Prolongación protoplásmica ramificada, bastante corta, de la neurona. Es un terminal de las neuronas; y está implicada en la recepción de los estímulos.

**Driver.** Controlador de dispositivo, llamado normalmente controlador, es un programa informático que permite al sistema operativo interactuar con

un periférico, haciendo una abstracción del hardware y proporcionando una interfaz posiblemente estandarizada para usarlo.

**Fibra simpática.** Fibra que compone el sistema simpático, que es parte del sistema nervioso autónomo.

**Gradiente de concentración.** Diferencia de concentración de soluto que existe entre dos soluciones o medios.

**Gripper.** Dispositivo que se une a la muñeca del brazo del robot con la finalidad de activarlo para la realización de una tarea específica.

**Intersticio.** Hendidura o espacio, por lo general pequeño, que media entre dos cuerpos o entre dos partes del mismo cuerpo.

**Ion.** Partícula cargada constituida por un átomo o molécula que no es eléctricamente neutra.

**Líquido cefalorraquídeo.** El líquido cefalorraquídeo, conocido como LCR, es un líquido de color transparente, que baña el encéfalo y la médula espinal.

**Permeabilidad.** Capacidad de un material para que un fluido lo atraviese sin alterar su estructura interna.

**Permitividad.** Habilidad de un material de polarizarse en reacción a la aplicación de un campo eléctrico y de esa manera, cancelar parcialmente el campo dentro del material.

**Potencial de acción.** También llamado impulso eléctrico, es una onda de descarga eléctrica que viaja a lo largo de la membrana celular. Los potenciales de acción se utilizan en el cuerpo para llevar información entre unos tejidos y otros, lo que hace que sean una característica microscópica esencial para la vida de los animales.

**RS-232.** Interfaz que designa una norma para el intercambio serie de datos binarios entre un DTE (Equipo terminal de datos) y un DCE (Equipo de Comunicación de datos).

**Somático.** Se dice del síntoma cuya naturaleza es eminentemente corpórea o material, para diferenciarlo del síntoma psíquico.

## PROGRAMAS DE SOFTWARE

Este proyecto incluye una serie de herramientas de software, desarrolladas en la plataforma LabVIEW 2010, que permiten la experimentación y mejoras a diferentes partes del sistema. Los programas mencionados en esta sección se los puede obtener en Internet desde la dirección:

<http://www.mediafire.com/file/f2a8rq6qluockb8/Software.rar>

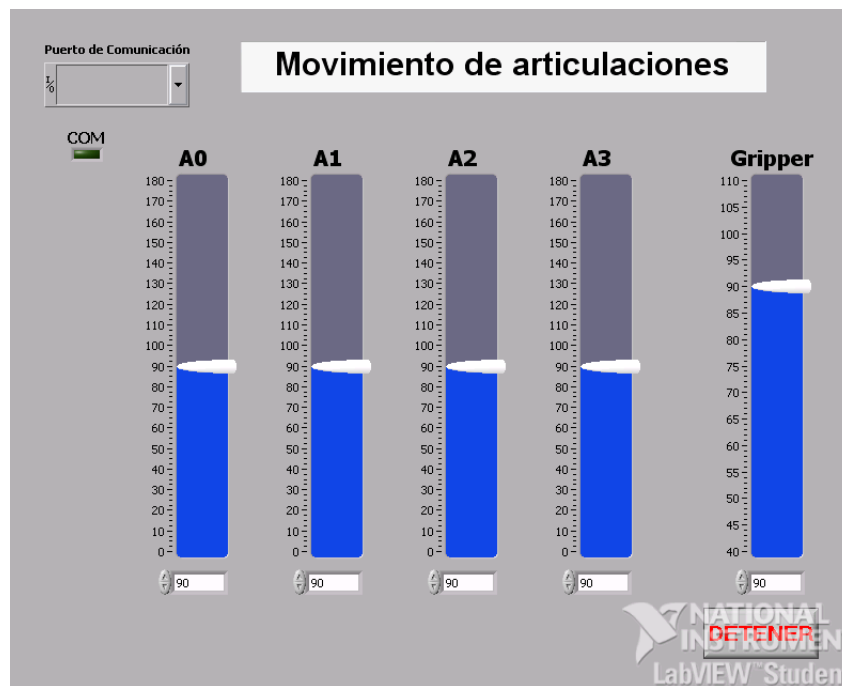
Se incluyen interfaces de software para el brazo robótico, que permiten controlar cada una de las articulaciones que lo constituyen y el gripper, así como una interfaz que realiza las tareas de interpolación utilizadas en este proyecto, permitiendo llevar a cabo mejoras futuras a los algoritmos de movilidad y ampliar su rango de tareas.

Por otro lado, se incluyen programas que permiten el análisis de registros guardados en formato de punto flotante y tres decimales de precisión, con todas las herramientas de análisis utilizadas en este proyecto. Además se incluyen programas de captación de registros a través de tarjetas de adquisición de datos, de duración variable, y otros que permiten estimular al sujeto de estudio con movimientos del brazo robótico.

Para ejecutar los programas se debe disponer de una PC con LabVIEW 2010 instalado. Los programas son presentados como VIs para permitir la modificación del código en busca de mejoras.

### **Interfaz para el control independiente de cada servo del brazo robótico**

Esta interfaz es presentada como el archivo «Movimiento Articulaciones.vi». La figura 1 muestra el panel frontal de dicha interfaz.

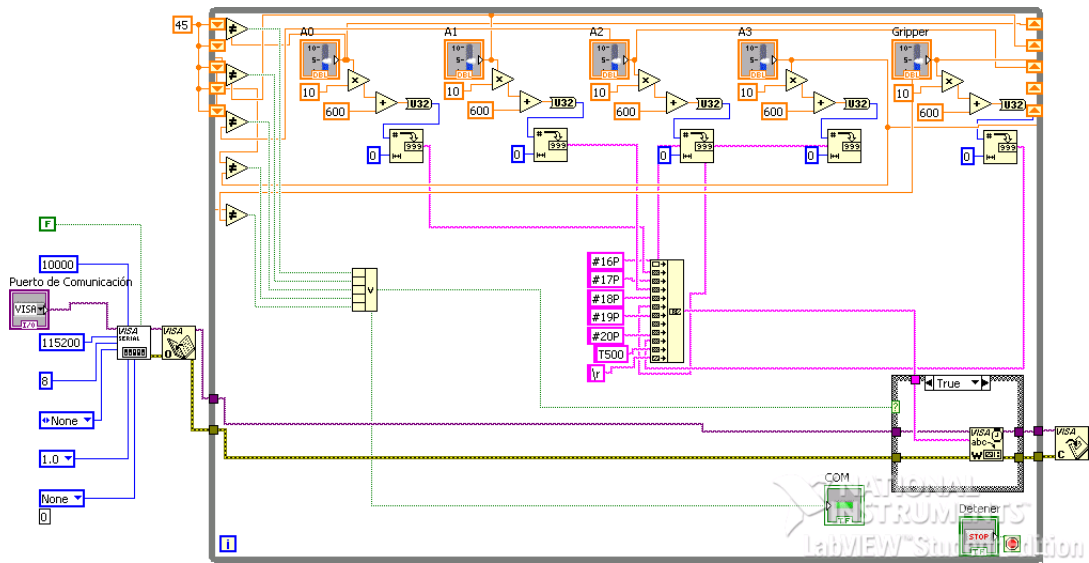


**Figura 1:** *Interfaz de control de movimiento de articulaciones del brazo robótico.*

Para poner en funcionamiento esta interfaz se requiere establecer una conexión a través de puerto serie con el controlador de servos conectado al brazo robótico. Esta conexión se explica en la sección 2.4, de establecimiento de la interfaz computador - brazo robótico.

Una vez realizada la conexión se selecciona el puerto de comunicación por el que se va a enviar los comandos hacia los servos. Hecho esto se ejecuta el programa, se puede ingresar una valor de ángulo numérico en los controles de la articulación o desplazar el slider correspondiente (figura 1). Al realizar esta prueba es necesario tener siempre a la vista al brazo robótico debido a la posibilidad de colisión que podría llegar a dañar su estructura mecánica o los servos.

La figura 2, muestra el diagrama de bloques de esta interfaz. Primero, se muestra en la parte izquierda la configuración de la interfaz de comunicación, a través de VISA de LabVIEW; se abre posteriormente el puerto. Una vez abierto el enlace de comunicación, los controles de las cuatro articulaciones y el gripper reciben datos continuamente, cuando se produce un cambio de valor en alguno de ellos, se envía el comando total al controlador SSC - 32 a través de una



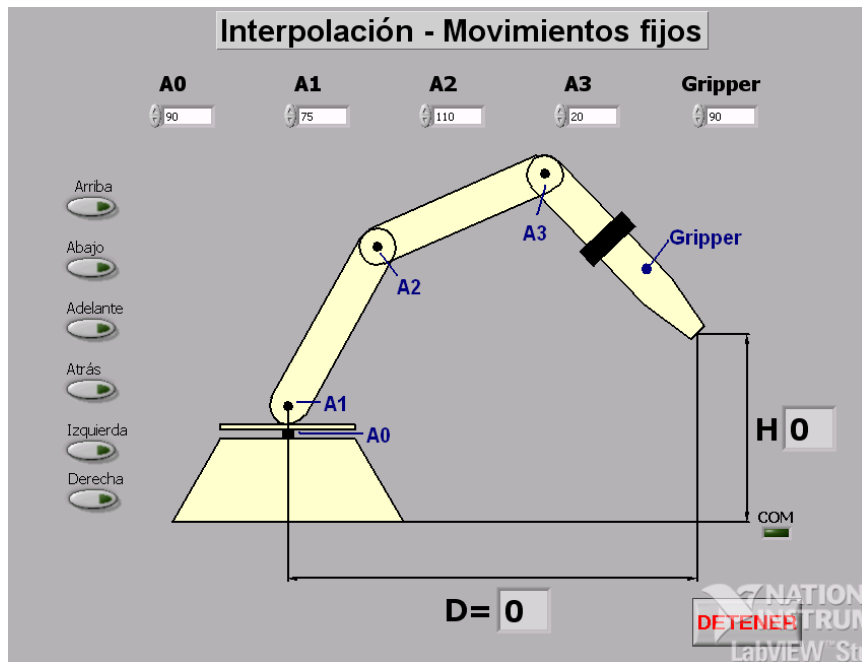
**Figura 2:** Diagrama de bloques de la interfaz de control de movimiento de articulaciones del brazo robótico.

cadena de caracteres ASCII, en el formato detallado en la sección 1.4.3, donde se detalla el funcionamiento de este controlador. Al detener el programa al pulsar el botón de la acción, se cierra el puerto de comunicación, terminándose el enlace.

### Interfaz para el movimiento del brazo robótico en direcciones fijas

Esta interfaz es presentada como el archivo «Interpolación BR.vi». La figura 3 muestra el panel frontal de dicha interfaz. Para poder utilizar esta interfaz se debe establecer la conexión indicada en la sección 2.4, que explica la interfaz computador - brazo robótico.

En el lado izquierdo de la interfaz se encuentran los botones de acción, que al ser pulsados, ejecutan el movimiento correspondiente a su etiqueta. En la parte superior hay indicadores que muestran la posición angular en grados sexagesimales de las articulaciones y el gripper. En todo el centro se encuentra un diagrama del brazo robótico, con indicadores de altura y distancia calculadas para la posición actual. El diagrama de bloques para esta interfaz se explica en la sección 2.6.3, y se muestra en la figura 2.23 en la misma sección.



**Figura 3:** *Interfaz de interpolación de movimientos en direcciones fijas del brazo robótico.*

### Interfaz para guardar registros de mediciones de EEG

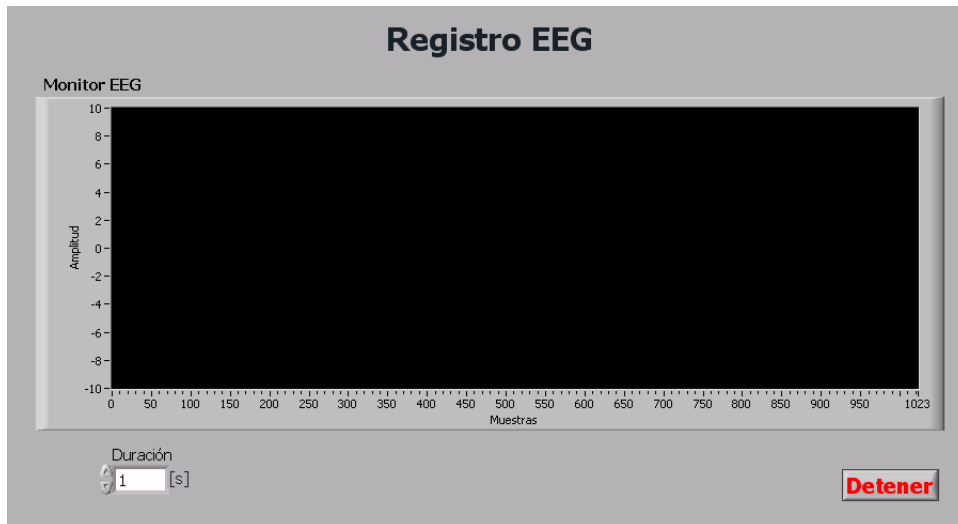
Esta interfaz es presentada como el archivo «Registrar EEG.vi». La figura 4 muestra el panel frontal de dicha interfaz.

Para poder utilizar esta interfaz se debe poner en funcionamiento el bloque de acondicionamiento y adquisición de la señal de EEG, explicado en las secciones 2.2 y 2.3 respectivamente. Un resumen de dicha implementación se puede encontrar en el apartado respectivo a las pruebas de EEG, en el anexo: Guías Prácticas para Laboratorio.

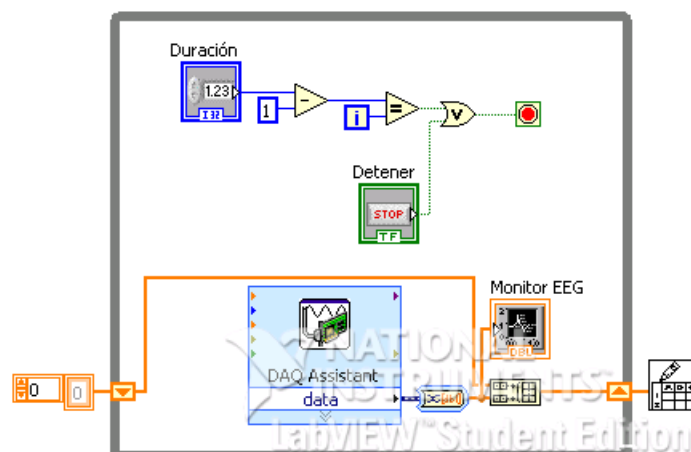
La interfaz guarda un registro de duración determinada por el operador (mínima de un segundo), aunque se puede interrumpir en cualquier momento con el botón Detener, guardándose el registro hasta el momento en que se interrumpió la ejecución. Una vez terminada la etapa de registro, se abre una ventana que permite escoger el directorio y nombre de archivo para el registro tomado.

La figura 5 muestra el diagrama de bloques para esta interfaz. El registro





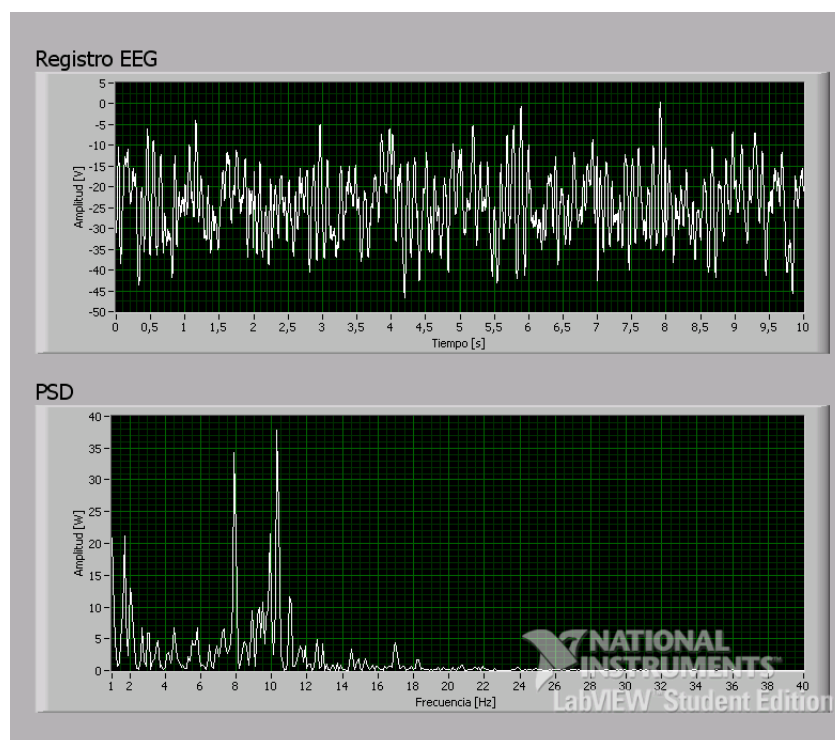
**Figura 4:** *Interfaz para guardar registros de mediciones de EEG*



**Figura 5:** *Diagrama de bloques de la interfaz para guardar registros de mediciones de EEG.*

se inicia con un arreglo vacío y va acumulando segundo a segundo los datos obtenidos a través de la tarjeta de adquisición de datos, configurada para una frecuencia de muestro conveniente de 256Hz. Una vez terminada la toma del registro, se guardan todos los datos en un archivo en formato de punto flotante con 3 decimales de precisión y separados por un tabulador. El monitor de EEG muestra los últimos cuatro segundos de EEG registrados.

### Interfaz de análisis PSD

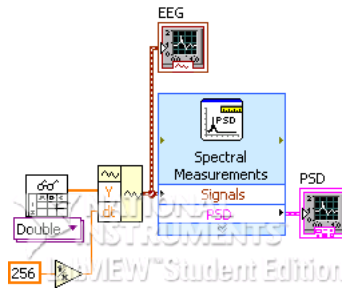


**Figura 6:** *Interfaz que gráfica el PSD de un registro de medición de EEG*

Esta interfaz es presentada como el archivo «PSD EEG.vi». La figura 6 muestra el panel frontal de dicha interfaz.

Esta interfaz obtiene la densidad de potencia espectral de un archivo de registro de EEG, tomado a una frecuencia de muestreo de 256Hz y genera un gráfico que muestra la densidad de potencia para frecuencias desde 1 hasta los 40Hz, donde es conveniente analizar la medición de EEG.

La programación, como se muestra en la figura 7, consiste en construir una



**Figura 7:** Diagrama de bloques para la interfaz que gráfica el PSD de un registro de medición de EEG.

forma de onda a partir de los datos recogidos de un registro de medición de EEG obtenido previamente, para luego obtener su PSD lineal con ventana de análisis tipo Hanning.

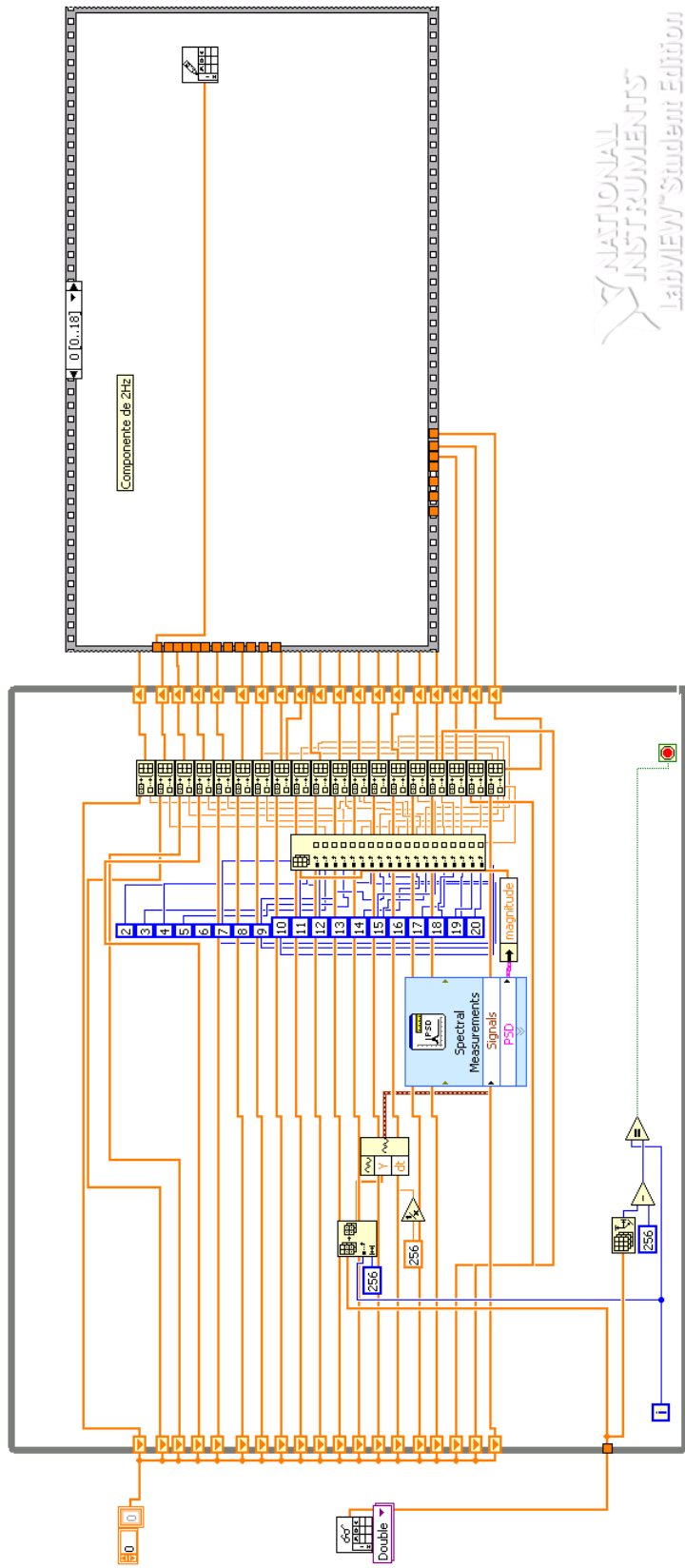
### Aplicación para generar análisis en tiempo y frecuencia

Esta aplicación es presentada como el archivo «PSD-TF EEG.vi». El panel frontal no contiene ningún elemento por tratarse de una aplicación que genera automáticamente, a partir de un registro de EEG, un análisis temporal de los componentes de frecuencia entera desde los 2 hasta los 20Hz; es decir, 19 archivos que contiene cada uno la evolución en el tiempo de una frecuencia específica.

Los registros de EEG que acepta esta aplicación son de cualquier duración (mayor a 1 segundo), pero deben tener una frecuencia de muestreo de 256 muestras por segundo.

La programación para esta aplicación se muestra en la figura .Está basada en un análisis de PSD por ventanas de un segundo. La ventana, tipo Hanning, es desplazada una muestra hasta llegar al final del registro. Cada componente frecuencial, entre 2 y 20Hz, de cada ventana analizada es registrada en un arreglo que finalmente brinda una aproximación de la evolución de la componente en frecuencia correspondiente.

La característica de la ventana concentra el análisis de PSD en su mitad, por lo que los archivos resultantes irían desde los 0.5 segundos (considerando un tiempo inicial del registro en cero) hasta medio segundo antes de la dura-



**Figura 8:** Programación de la aplicación que genera archivos de la evolución temporal de las componentes en frecuencia de un registro de EEG.

ción total del registro de EEG. Esta herramienta es útil para poder apreciar ciertos aspectos del EEG y cómo evolucionan sus componentes predominantes en el tiempo, sin embargo, como cualquier análisis en tiempo - frecuencia, está limitado en su resolución y las conclusiones obtenidas de sus resultados deben hacerse considerando las falencias del método utilizado.

La aplicación, al ser ejecutada, abre una ventana donde se debe seleccionar el registro de EEG del que se desea extraer el análisis en tiempo - frecuencia. Inmediatamente después, se abrirán 19 ventanas más que pedirán se ingrese los nombres para los archivos que contienen la información en tiempo de las componentes de 2, 3, 4 hasta llegar a los 20Hz, en ese orden. Es recomendable guardar los archivos con extensión CSV para que puedan ser manipulados fácilmente en otros programas. Una vez se dispongan de los archivos, es posible su visualización o tratamiento por cualquier método que se considere conveniente.

## HOJAS DE ESPECIFICACIONES TÉCNICAS Y REFERENCIA

En este anexo se incluyen especificaciones técnicas y guías de referencia sobre los siguientes elementos:

- Tarjeta de Adquisición de Datos NI myDAQ (para información más completa y detallada visitar [ni.com/mydaq](http://ni.com/mydaq)).
- Módulos KL71001 y KL73004, referencia al Sistema de Mediciones Biomédicas KL700.
- Cable Convertidor USB a Serial TrendNet TU-S9.
- Controlador de Servos SSC-32 de Lynxmotion.
- Servo Hitec HS-311.
- Pasta Conductora Ten20.
- Gel Preparatorio Nuprep.

# USER GUIDE AND SPECIFICATIONS

## NI myDAQ

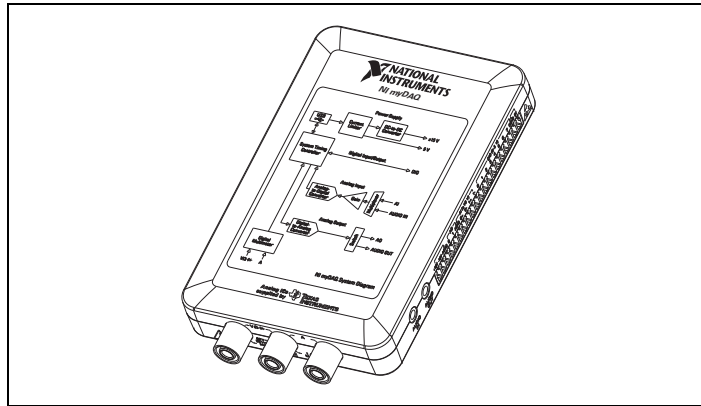


Figure 1. NI myDAQ

NI myDAQ is a low-cost portable data acquisition (DAQ) device that uses NI LabVIEW-based software instruments, allowing students to measure and analyze real-world signals. NI myDAQ is ideal for exploring electronics and taking sensor measurements. Combined with NI LabVIEW on the PC, students can analyze and process acquired signals and control simple processes anytime, anywhere.

## Contents

Conventions .....	2
Safety Information .....	3
Electromagnetic Compatibility Guidelines .....	3
NI myDAQ Hardware Overview .....	4
Analog Input (AI) .....	5
Analog Output (AO) .....	5
Digital Input/Output (DIO) .....	5
Power Supplies .....	6
Digital Multimeter (DMM) Overview .....	6

NI myDAQ Software Overview .....	7
NI ELVISmx Driver Software.....	7
NI LabVIEW and NI ELVISmx Express VIs .....	7
NI myDAQ and NI Multisim .....	7
Getting Started .....	8
Making Signal Connections with NI myDAQ .....	8
Setting up Your NI myDAQ Device .....	8
Connecting Signals .....	10
Connecting Analog Input Signals.....	11
NI myDAQ DMM Fuse Replacement.....	14
Digital I/O (DIO) and Counters/Timers .....	17
Using NI myDAQ with Soft Front Panel (SFP) Instruments .....	17
NI ELVISmx Instrument Launcher .....	18
Digital Multimeter (DMM) .....	19
Oscilloscope (Scope).....	20
Function Generator (FGEN).....	21
Bode Analyzer .....	22
Dynamic Signal Analyzer (DSA).....	23
Arbitrary Waveform Generator (ARB) .....	24
Digital Reader.....	25
Digital Writer.....	26
Example: Using the NI ELVISmx Oscilloscope SFP to	
Measure a Signal with NI myDAQ .....	27
Using NI myDAQ with LabVIEW .....	27
NI ELVISmx Express VIs in LabVIEW .....	27
Example: How to Measure Signals Using the NI ELVISmx	
Oscilloscope Express VI with NI myDAQ.....	28
Using NI-DAQmx with NI myDAQ .....	30
Example: How to Measure Audio Pass-Through in LabVIEW .....	31
Specifications.....	34
Texas Instruments Components in NI myDAQ .....	46
Resource Conflicts.....	48
Additional Resources.....	50
Related Documentation .....	50
Other Resources.....	51
Common Terms and Acronyms.....	51
Warranty .....	52
Where to Go for Support .....	52

## Conventions

---

The following conventions are used in this manual:



This icon denotes a tip, which alerts you to advisory information.



This icon denotes a note, which alerts you to important information.





This icon denotes a caution, which advises you of precautions to take to avoid injury, data loss, or a system crash.



**CAUTION**—The inputs/outputs of this product can be damaged if subjected to Electrostatic Discharge (ESD). To prevent damage, industry-standard ESD prevention measures must be employed during installation, maintenance, and operation.

## Safety Information

---

Do not operate the hardware in a manner not specified in this document and in the user documentation. Misuse of the hardware can result in a hazard. You can compromise the safety protection if the hardware is damaged in any way. If the hardware is damaged, return it to National Instruments for repair.

Clean the hardware with a soft, nonmetallic brush. Make sure that the hardware is completely dry and free from contaminants before returning it to service.

## Electromagnetic Compatibility Guidelines

---

This product was tested and complies with the regulatory requirements and limits for electromagnetic compatibility (EMC) as stated in the product specifications. These requirements and limits are designed to provide reasonable protection against harmful interference when the product is operated in its intended operational electromagnetic environment. There is no guarantee that interference will not occur in a particular installation. To minimize the potential for the product to cause interference to radio and television reception or to experience unacceptable performance degradation, install and use this product in strict accordance with the instructions in the product documentation.



**Cautions** The following statements contain important EMC information needed before installing and using this product:

- This product is intended for use in residential, commercial and industrial locations.
- This product may become more sensitive to electromagnetic disturbances in the operational environment when test leads are attached or when connected to a test object.
- Emissions that exceed the regulatory requirements may occur when this product is connected to a test object.
- Changes or modifications not expressly approved by National Instruments could void the user's authority to operate the hardware under the local regulatory rules.

# NI myDAQ Hardware Overview

NI myDAQ provides analog input (AI), analog output (AO), digital input and output (DIO), audio, power supplies, and digital multimeter (DMM) functions in a compact USB device.



**Tip** The *Common Terms and Acronyms* section has a list of acronyms and terms that you will see in this manual, and in many engineering and measurement documents and websites.

Integrated circuits supplied by Texas Instruments form the power and analog I/O subsystems of NI myDAQ. Figure 2 depicts the arrangement and function of the NI myDAQ subsystems. Refer to Table 5 for more information on all of the Texas Instruments components used in NI myDAQ.

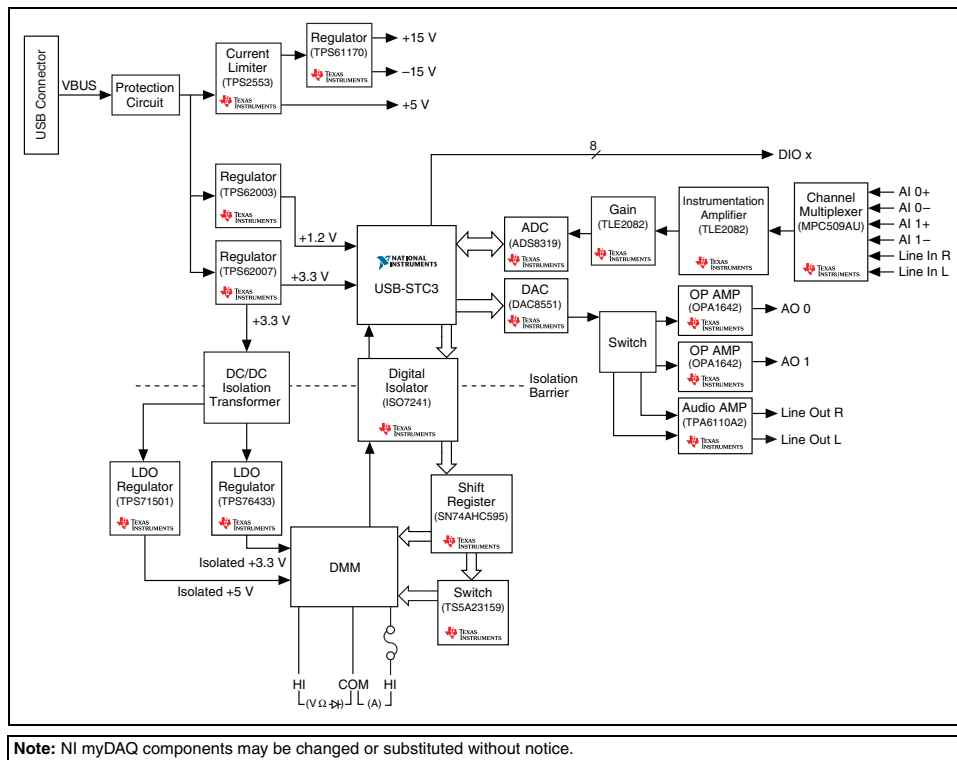


Figure 2. NI myDAQ Hardware Block Diagram

## Analog Input (AI)

There are two analog input channels on NI myDAQ. These channels can be configured either as general-purpose high-impedance differential voltage input or audio input. The analog inputs are multiplexed, meaning a single analog-to-digital converter (ADC) is used to sample both channels. In general-purpose mode, you can measure up to  $\pm 10$  V signals. In audio mode, the two channels represent left and right stereo line level inputs. Analog inputs can be measured at up to 200 kS/s per channel, so they are useful for waveform acquisition. Analog inputs are used in the NI ELVISmx Oscilloscope, Dynamic Signal Analyzer, and Bode Analyzer instruments.

## Analog Output (AO)

There are two analog output channels on NI myDAQ. These channels can be configured as either general-purpose voltage output or audio output. Both channels have a dedicated digital-to-analog converter (DAC), so they can update simultaneously. In general-purpose mode, you can generate up to  $\pm 10$  V signals. In audio mode, the two channels represent left and right stereo outputs.



**Caution** If using earphones to listen to the audio output of the NI myDAQ, ensure that the volume is set to a safe level. Listening to audio signals at a high volume may result in permanent hearing loss.

Analog outputs can be updated at up to 200 kS/s per channel, making them useful for waveform generation. Analog outputs are used in the NI ELVISmx Function Generator, Arbitrary Waveform Generator, and Bode Analyzer instruments.

## Digital Input/Output (DIO)

There are eight digital I/O (DIO) lines on NI myDAQ. Each line is a Programmable Function Interface (PFI), meaning that it can be configured as a general-purpose software-timed digital input or output, or it can act as a special function input or output for a digital counter. Refer to [Digital I/O \(DIO\) and Counters/Timers](#) section for more information about counters on NI myDAQ.



**Note** The digital I/O lines are 3.3 V LVTTTL and are tolerant to 5 V inputs. The digital output is not compatible with 5V CMOS logic levels.

## Power Supplies

There are three power supplies available for use on NI myDAQ. +15 V and –15 V can be used to power analog components such as operational amplifiers and linear regulators. +5 V can be used to power digital components such as logic devices.

The total power available for the power supplies, analog outputs, and digital outputs is limited to 500 mW (typical)/100 mW (minimum). To calculate the total power consumption of the power supplies, multiply the output voltage by the load current for each rail and sum them together. For digital output power consumption, multiply 3.3 V by the load current. For analog output power consumption, multiply 15 V by the load current. Using audio output subtracts 100 mW from the total power budget.

For example, if you use 50 mA on +5 V, 2 mA on +15 V, 1 mA on –15 V, use four DIO lines to drive LEDs at 3 mA each, and have a 1 mA load on each AO channel, the total output power consumption is:

$$5 \text{ V} \times 50 \text{ mA} = 250 \text{ mW}$$

$$|+15 \text{ V}| \times 2 \text{ mA} = 30 \text{ mW}$$

$$|-15 \text{ V}| \times 1 \text{ mA} = 15 \text{ mW}$$

$$3.3 \text{ V} \times 3 \text{ mA} \times 4 = 39.6 \text{ mW}$$

$$15 \text{ V} \times 1 \text{ mA} \times 2 = 30 \text{ mW}$$

$$\text{Total output power consumption} = 250 \text{ mW} + 30 \text{ mW} + 15 \text{ mW} + 39.6 \text{ mW} + 30 \text{ mW} = 364.6 \text{ mW}$$

## Digital Multimeter (DMM) Overview

The NI myDAQ DMM provides the functions for measuring voltage (DC and AC), current (DC and AC), resistance, and diode voltage drop.

DMM measurements are software-timed, so update rates are affected by the load on the computer and USB activity.

# NI myDAQ Software Overview

---

## NI ELVISmx Driver Software

NI ELVISmx is the driver software that supports NI myDAQ. NI ELVISmx uses LabVIEW-based software instruments to control the NI myDAQ device, providing the functionality of a suite of common laboratory instruments. Refer to the [Using NI myDAQ with Soft Front Panel \(SFP\) Instruments](#) section for information on the NI ELVISmx suite of measurement instruments. Refer to the *NI ELVISmx Readme* for information on supported operating systems and application software. The *NI ELVISmx Readme* is located on your NI ELVISmx driver software installation media, or can be found by searching for NI ELVISmx on the **Drivers and Updates** page at [ni.com/downloads](http://ni.com/downloads).

## NI LabVIEW and NI ELVISmx Express VIs

Also installed with NI ELVISmx are the LabVIEW Express VIs, which use NI ELVISmx software instruments to program NI myDAQ with more enhanced functionality. For more information on the NI ELVISmx Express VIs, refer to the [Using NI myDAQ with LabVIEW](#) section.



**Note** NI ELVISmx does not support LabVIEW (64 bit). For software support information, refer to the NI myDAQ driver software readme—the *NI ELVISmx Readme*—located on your NI ELVISmx driver software installation media. The *NI ELVISmx Readme* can also be found by searching for ELVISmx on the **Drivers and Updates** page at [ni.com/downloads](http://ni.com/downloads).

## NI myDAQ and NI Multisim

You can use NI ELVISmx instruments in NI Multisim to simulate a circuit, measure the real signals with NI myDAQ, and compare simulated and acquired data. To see step-by-instructions for using NI ELVISmx instruments in NI Multisim, refer to *Using NI ELVISmx with NI Multisim* help file, installed with NI ELVISmx.

## Getting Started

---



**Caution** For EMC compliance, USB cable must be less than 2.0 m (6.6 ft) in length. Also, wires attached to the MIO screw terminal connector must be limited to 30.0 cm (11.8 in.) in length.

Getting started with NI myDAQ is a simple process, but it is important to ensure that you install the right components in the correct order. To get started with your NI myDAQ, complete the following steps:

1. Install the NI myDAQ Software Suite from the DVD shipped with your device.

The NI myDAQ Software Suite installs application software (NI LabVIEW, NI Multisim) first, and then installs the NI ELVISmx driver software.



**Note** If you are not installing software from the NI myDAQ Software Suite media, make sure to install all application software before installing the driver software.

2. Connect the cable from the computer Hi-Speed USB port to the USB port on the device.

The computer will recognize the NI myDAQ and the NI ELVISmx Instrument Launcher appears. You can also manually open NI ELVISmx Instrument Launcher by selecting **Start»All Programs»National Instruments»NI ELVISmx for NI ELVIS & NI myDAQ»NI ELVISmx Instrument Launcher**.

## Making Signal Connections with NI myDAQ

---

### Setting up Your NI myDAQ Device



**Cautions** Insert and remove the 20-position screw terminal connector aligned evenly to the NI myDAQ. Inserting the screw terminal connector at an angle to the NI myDAQ may cause damage to the connector.

The screw terminal connector *must* snap securely into place to ensure proper signal connection.

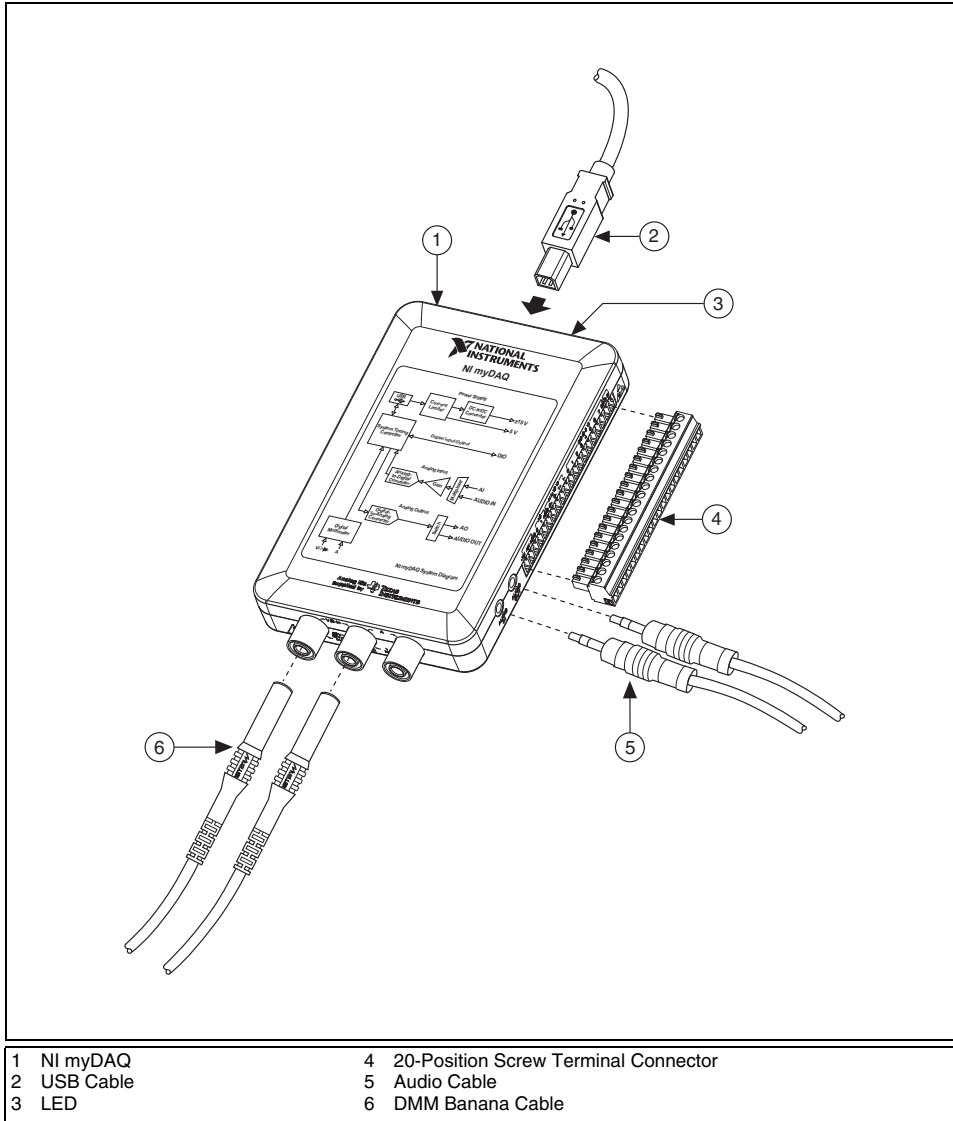


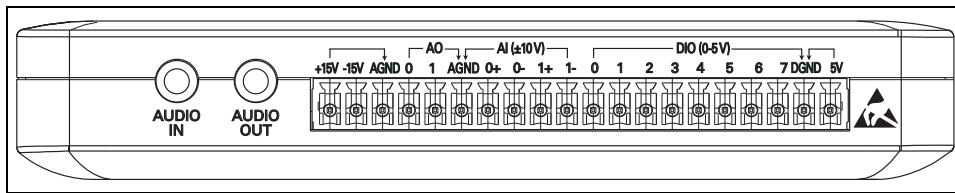
Figure 3. NI myDAQ Connection Diagram

## Connecting Signals

Figure 4 shows the available audio, AI, AO, DIO, GND, and power signals accessed through the 3.5 mm audio jacks and screw terminal connections. Refer to Table 1 for descriptions of these signals.



**Caution** Signal wires *must* be securely affixed and screwed down in the screw terminal connector to ensure proper connection.



**Figure 4.** NI myDAQ 20-Position Screw Terminal I/O Connector

**Table 1.** Screw Terminal Signal Descriptions

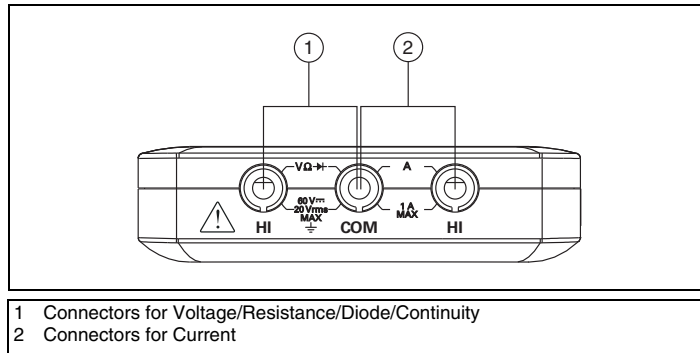
Signal Name	Reference	Direction	Description
AUDIO IN	—	Input	<b>Audio Input</b> —Left and right audio inputs on a stereo connector
AUDIO OUT	—	Output	<b>Audio Output</b> —Left and right audio outputs on a stereo connector
+15V/-15V	AGND	Output	+15 V/-15 V power supplies
AGND	—	—	<b>Analog Ground</b> —Reference terminal for AI, AO, +15 V, and -15 V
AO 0/AO 1	AGND	Output	Analog Output Channels 0 and 1
AI 0+/AI 0-; AI 1+/AI 1-	AGND	Input	Analog Input Channels 0 and 1
DIO <0..7>	DGND	Input or Output	<b>Digital I/O Signals</b> —General-purpose digital lines or counter signals
DGND	—	—	<b>Digital Ground</b> —Reference for the DIO lines and the +5 V supply
5V	DGND	Output	5 V power supply



Figure 5 shows the DMM connections on the NI myDAQ. Table 2 describes these signals.



**Caution** 60 VDC/20 Vrms maximum. *Do not* plug digital multimeter probes into circuits with Hazardous Voltages, such as wall outlets.



**Figure 5.** Connections for DMM Measurements

**Table 2.** DMM Signal Descriptions

Signal Name	Reference	Direction	Description
HI (V)	COM	Input	Positive terminal for voltage, resistance, and diode measurements
COM	—	—	Reference for all DMM measurements
HI (A)	COM	Input	Positive terminal for current measurements (Fused: F 1.25 A 250 V Fast-Acting)

## Connecting Analog Input Signals

When configuring the input channels and making signal connections, you must first determine whether the signal sources are floating or ground referenced. The following sections describe these two signal types.

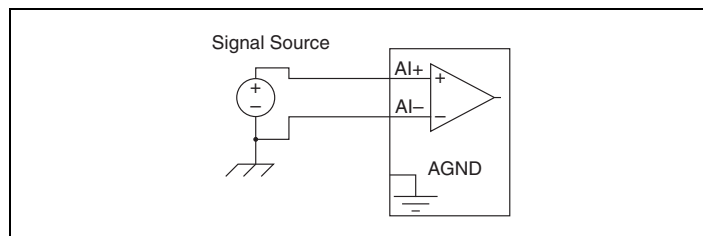
### Ground-Referenced Signal Sources

A ground-referenced signal source is connected to the building system ground, so it is already connected to a common ground point with respect to the NI myDAQ device, assuming that the computer is plugged into the same power system. Instruments or devices with nonisolated outputs that plug into the building power system are ground-referenced signal sources.



**Note** Most laptop computers have isolated power supplies, and are consequently not connected to the building ground system. In these cases, treat the analog input signal as floating with respect to NI myDAQ.

The difference in ground potential between two instruments connected to the same building power system is typically between 1 and 100 mV. This difference can be much higher if power distribution circuits are improperly connected. If a grounded signal source is improperly measured, this difference might appear as a measurement error. Connect the differential analog inputs across the signal source and do not connect the NI myDAQ AGND pin to the grounded source.

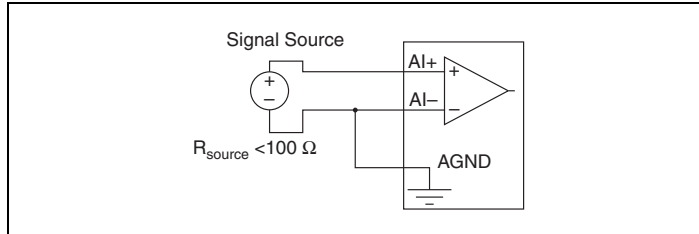


**Figure 6.** Ground-Referenced Differential Connection

## Floating Signal Sources

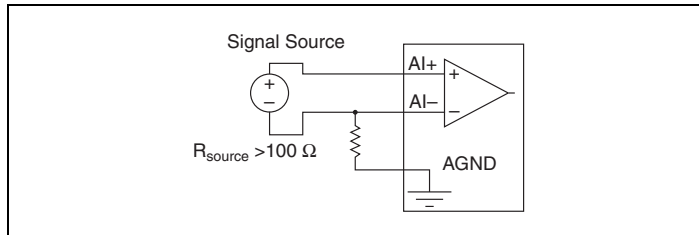
A floating signal source is not connected to the same ground reference as NI myDAQ, but instead has an isolated reference point. Some examples of floating signal sources are battery-powered devices, outputs of transformers, thermocouples, optical isolator outputs, and isolation amplifiers. An instrument or device that has an isolated output is a floating signal source. You must connect the ground reference of a floating signal to an NI myDAQ AGND pin through a bias resistor or jumper wire to establish a local or onboard reference for the signal. Otherwise, the measured input signal varies as the source floats out of the common-mode input range.

The easiest way to reference the source to AGND is to connect the positive side of the signal to AI+ and connect the negative side of the signal to AGND as well as to AI- without using resistors. This connection works well for DC-coupled sources with low source impedance (less than 100  $\Omega$ ).



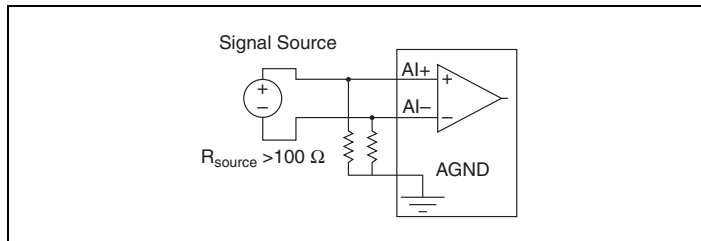
**Figure 7.** Differential Connections for Floating Signal Sources without Resistors

For larger source impedances, however, this connection leaves the differential signal path significantly off balance. Noise that couples electrostatically onto the positive line does not couple onto the negative line because it is connected to ground. This noise appears as a differential-mode signal instead of a common-mode signal, and thus appears in your data. In this case, instead of directly connecting the negative line to AGND, connect the negative line to AGND through a resistor that is about 100 times the equivalent source impedance. The resistor puts the signal path nearly in balance, so that about the same amount of noise couples onto both connections, yielding better rejection of electrostatically coupled noise. This configuration does not load down the source.



**Figure 8.** Differential Connections for Floating Signal Sources a Single Resistor

You can fully balance the signal path by connecting another resistor of the same value between the positive input and AGND, as shown in Figure 9. This fully balanced configuration offers slightly better noise rejection, but has the disadvantage of loading the source down with the series combination (sum) of the two resistors. If, for example, the source impedance is 2 kΩ and each of the two resistors is 100 kΩ, the resistors load down the source with 200 kΩ and produce a -1% gain error.



**Figure 9.** Differential Connections for Floating Signal Sources with Two Resistors

Both positive and negative analog input lines require a DC path to ground in order for the instrumentation amplifier to work. If the source is AC coupled (capacitively coupled), a resistor is needed between the positive input and AGND. If the source has low impedance, choose a resistor that is large enough not to significantly load the source but small enough not to produce significant input offset voltage as a result of input bias current (typically 100 kΩ to 1 MΩ). In this case, connect the negative input directly to AGND. If the source has high output impedance, balance the signal path as previously described using the same value resistor on both the positive and negative inputs.

## NI myDAQ DMM Fuse Replacement

NI myDAQ has a fuse to protect the device from overcurrent through HI (A) current measurement input on the DMM. If the DMM soft front panel (SFP) always reads 0 A current, the cause may be a blown fuse.

### Testing Your Fuse

To test for a blown fuse, complete the following steps.

1. Using a banana cable, connect the HI (V) and HI (A) DMM terminals.
2. Launch the NI ELVISmx Digital Multimeter (DMM) Soft Front Panel instrument from the NI ELVISmx Instrument Launcher, located at **Start»All Programs»National Instruments»NI ELVISmx for NI ELVIS & NI myDAQ»NI ELVISmx Instrument Launcher**.
3. Select the **Resistance** mode.
4. Set the Range to **200 Ω**.
5. Click **Run**.
6. If the fuse is blown, the display will show **+Over**, indicating a disconnected circuit path. Replace the fuse and complete the procedure again.



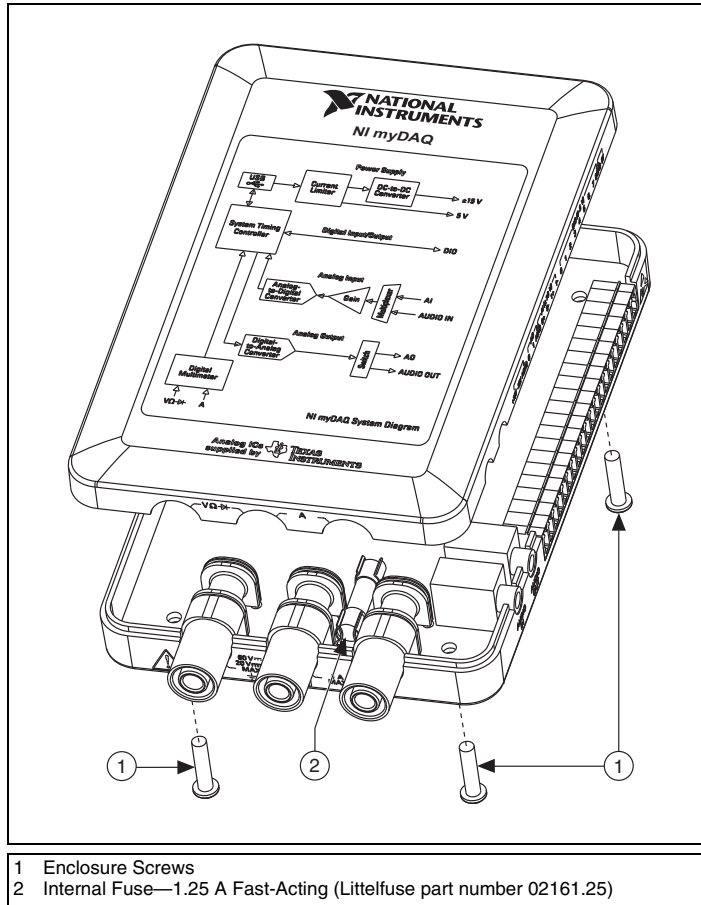
## Replacing the Fuse

Replace broken fuses with a 1.25 A Fast-Acting 5X20 fuse (Littelfuse part number 02161.25 at [www.littelfuse.com](http://www.littelfuse.com)).

To replace a broken fuse, complete the following steps.

1. Power down the device by properly disconnecting it from the PC and removing the USB cable.
2. Remove the screw terminal connector and all other signal cables from the device.
3. Loosen the four Phillips screws that attach the bottom of the enclosure to the device, and remove the top lid of the enclosure.

4. Replace the broken fuse while referring to Figure 10 for the fuse location.



**Figure 10.** NI myDAQ Fuse Location

5. Replace the lid and screws.



**KL-700**

## **Biomedical Measurement System**

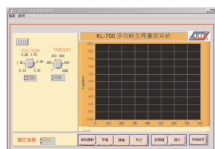
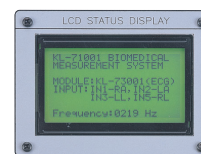


### **System Features**

- The goal of this equipment is to help students understand how to design the specific measuring circuits and detect the basic physiological signals with the practical handling. Moreover, students can understand the electric characters of the sensor and transducer explicitly.
- The equipment has nine modules, including Electrocardiogram Measurement, Electromyogram Measurement, Electrooculogram Measurement, Electroencephalogram Measurement, Blood Pressure Measurement, Photoplethysmogram Measurement, Respiratory Ventilation Detection, Pulse Meter and Impedance Measurement.
- The sensors and transducers used in this equipment include pressure transducer, photo coupler, strain gauge, temperature sensor and surface electrode.
- Each module has many detecting points, and can also change the frequency bandwidth and amplifier's gain. Thus, students can understand the correlation between physiological signal and each circuit stage.

### **Display Methods of the Output Signal**

1. The main unit of the equipment has a 128×64 LCD graphic display to show the real-time physiological parameters, such as blood pressure, heart rate, respiratory rate, etc.
2. The physiological signal also can be displayed with Digital Storage Oscilloscope (DSO) to print or transmit to computer for analyzing in real-time or offline.
3. The equipment has the embedded 10 bits A/D converters to convert physiological signal to digital signal, and real-time transmit the digital signal to computer by RS 232 port. The computer will display and store the digital signal.

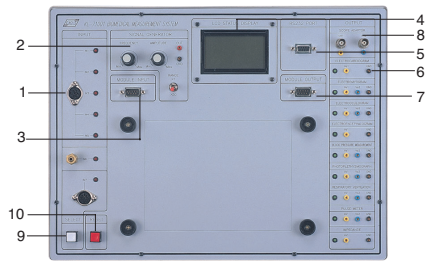


### **Graphic User Interface Software**

1. Developing environment: LabVIEW
2. Communication port: RS-232C
3. The physiological signal can be analyzed after connection.
4. Easy handling.
5. X-axial is TIME/DIV, Y-axial is VOLT/DIV
6. Data can be stored, replayed, or printed. The storage formats include \*.BMP、\*.JPEG、\*.XLS.
7. Experimental procedures in online help.
8. Instant description window for software operating help.



**Main Unit Specifications (KL-71001)**



KL-71001

**1. INPUT Units**

- a. Seven input sockets : IN1 、 IN2 、 IN3 、 IN4 、 IN5 、 IN6 、 IN7
- b. Each input socket has a LED to lead the student connecting the sensor.
- c. IN1 、 IN2 、 IN3 、 IN4 、 IN5 inputs : used for ECG, EEG, EMG, EOG, Body Impedance, Pulse Meter, and Respiratory Ventilation experiments.
- d. IN6 input : used for Blood Pressure Measurement.
- e. IN7 input : used for Photoplethysmogram experiment
- f. Input selected switch : Input select

**2. FUNCTION GENERATOR**

- a. Output Waveform : Sine wave
- b. Frequency Range : 1 Hz ~ 1K Hz
- c. Amplitude Range : 0.1 Vpp ~ 10 Vpp

**3. MODULE INPUT**

9pin-9pin D-sub connector

**4. LCD STATUS DISPLAY**

- a. Displaying the frequency of function generator
- b. Displaying the measurement modules:  
Electrocardiogram Measurement, Electromyogram Measurement, Electroencephalogram Measurement, Electrooculogram Measurement, Body Impedance Detection, Pulse Detection, Respiratory Ventilation Detection, Blood Pressure Measurement, Photoplethysmogram Measurement.
- c. Displaying the output units: Blood Pressure, Respiratory Ventilation, Heart Rate, Plethysmogram.

**5. RS232 PORT**

Baud Rate : 9600, 2start, 8bits, 1stop

**6. OUTPUT**

- a. Electrocardiogram(ECG) : one output
- b. Electromyogram(EMG) : two output
- c. Electrooculogram(EOG) : two output
- d. Electroencephalogram(EEG) : one output
- e. Blood Pressure Measurement : two output
- f. Photoplethysmogram : two output
- g. Respiratory Ventilation : two output
- h. Pulse Meter : two output
- i. Impedance : one output

**7. MODULE OUTPUT**

9pin-9pin D-sub connector

**8. BNC Adaptor Connector**

2's BNC plug

**9. SELECT**

Select the INPUT plug

**10. RESET**

For Blood Pressure Measurement

**Module Units Specifications (KL-73001~KL-73009)**

**KL-73001 Electrocardiogram(ECG) Measurement :**

**Characters:**

Understand the phenomenon of the action potential when heart beats. This measurement module use six limb leads to detect the Electrocardiogram. With the handling experimental procedure, students will understand how to design the Wilson net and the isolated circuits easily.



Specifications	List of Experiments	Experiment /Equipments Required
1. Limb lead inputs	1. HPF Characteristic Experiment	1. KL-71001 Main Unit
2. Limb electrode	2. Amplifier Experiment	2. KL-73001 Electrocardiogram Module.
3. Six limb leads : Lead I 、 Lead II 、 Lead III 、 aVR 、 aVL 、 aVF	3. LPF Characteristic Experiment	3. Digital Storage Oscilloscope(DSO)
4. Isolated circuit	4. BEF Characteristic Experiment	4. Limb Electrode--⑧
5. Gain : 1~500	5. Simulator ECG Experiment (Option)	5. Electrode Lead--⑩⑪
6. Band Pass Filter : 0.1~100 Hz	6. Human Body ECG Experiment	6. Collected Lead Box--⑪
		7. Alcohol Cotton--③
		● Option : ECG Simulator, DSO

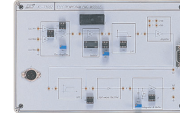




**KL-73002 Electromyogram(EMG) Measurement :**

**Characters:**

Understand the electrical activity of muscle under the isotonic and isometric conditions and simultaneously detect the amount of muscle force. Moreover, from the measured waveform, students will realize the motion function made by the specific skeletal muscle.

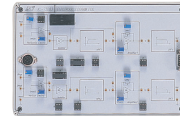


Specifications	List of Experiments	Experiment /Equipments Required
1. Column electrode 2. Gain : x 100 · x 500 3. Isolated circuit 4. Band Pass Filter : 100 ~1000 Hz 5. Two output a. Electromyogram signal b. Muscle force signal	1. LPF Characteristic Experiment 2. Amplifier Experiment 3. HPF Characteristic Experiment 4. Half-Wave Rectifier Characteristic Experiment 5. Integrator Characteristic Experiment 6. EMG Experiment 7. Isometric Contraction Experiment 8. Isotonic Contraction Experiment 9. Muscular Fatigue Experiment	1. KL-71001 Main Unit 2. KL-73002 Electromyogram Module. 3. Digital Storage Oscilloscope(DSO) 4. Column Electrode-- ⑥ 5. Electrode Lead-- ⑫ 6. Collected Lead Box-- ⑪ 7. Alcohol Cotton-- ③ 8. Dumbbell-- ① • Option: DSO

**KL73003 Electrooculogram(EOG) Measurement :**

**Characters:**

Understand the electrical activity of the eye muscle under eye movement. Two kinds of electrical signal from horizontal and vertical movements of the eye ball are detected and processed in the module.



Specifications	List of Experiments	Experiment /Equipments Required
1. Column electrode 2. Gain Amplifier 3. Isolated circuit 4. Band Pass Filter : DC~30 Hz 5. Two output a. Horizontal signal b. Vertical signal	1. Horizontal & Vertical Electro Circuit Calibration Experiment 2. HPF1 Characteristic Experiment 3. Amplifier1 Experiment 4. LPF1 Characteristic Experiment 5. HPF2 Characteristic Experiment 6. Amplifier2 Experiment 7. LPF2 Characteristic Experiment 8. EOG Experiment	1. KL-71001 Main Unit 2. KL-73003 Electrooculogram Module. 3. Digital Storage Oscilloscope(DSO) 4. Column Electrode-- ⑥ 5. Electrode Lead-- ⑫ 6. Collected Lead Box-- ⑪ 7. Alcohol Cotton-- ③ • Option:DSO

**KL-73004 Electroencephalogram(EEG) Measurement :**

**Characters:**

Understand the electrical activity of the brain. In the experimental procedure, the  $\alpha$ -wave will be evoked when the eyes open and close. Because the EEG signal is very weak, this module implement a high gain amplifier and filters to avoid the noise.



Specifications	List of Experiments	Experiment /Equipments Required
1. Surface electrode 2. Gain : 1~1000 3. Isolated circuit 4. Band Pass Filter : 1~20 Hz	1. Pre-Amplifier Calibration Experiment 2. HPF Characteristic Experiment 3. Amplifier Experiment 4. LPF Characteristic Experiment 5. Simulator EEG Experiment (Option) 6. Human Body EEG Experiment	1. KL-71001 main unit 2. KL-73004 Electroencephalogram Module. 3. EEG simulator (option) 4. Digital Storage Oscilloscope (DSO) 5. Column Electrode-- ⑥ 6. Electrode Lead-- ⑫ 7. Collected Lead Box-- ⑪ 8. Alcohol Cotton-- ③ • Option : DSO, EEG Simulator



**Experiment Module Feature**

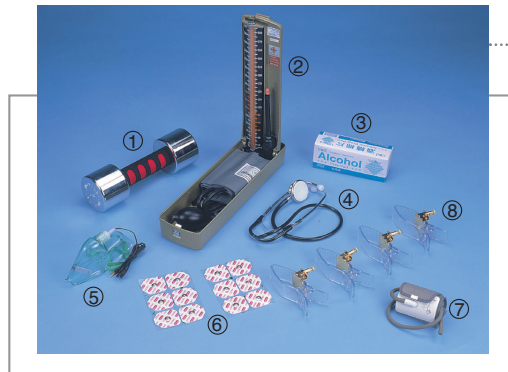
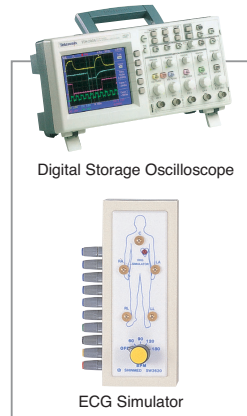
1. All terminals on the module accept 2mm plugs.
2. Circuit symbols, blocks and components printed on the surface of each module.
3. Modules secured in plastic housings.
4. Dimension : 255x165x30mm ±10%.
5. With storage cabinet for all modules to be easily stored.
6. Comprehensive experiment and instructor's manual.

**Accessories**

**1. Option Accessories**

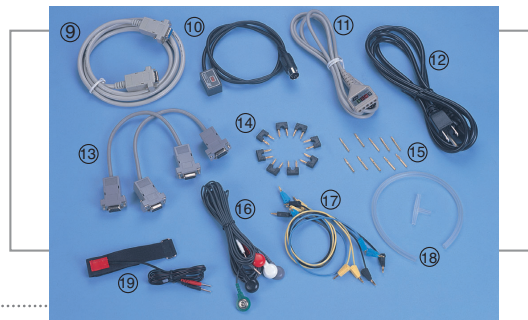
- ECG Simulator
- Digital Storage Oscilloscope
- EEG Simulator
- Surface Electrode
- RS-232C to USB Adaptor

**2. Standard Accessories**



- ① Dumbbell (5Kg)
- ② Mercury Column Sphygmomanomete
- ③ Alcohol Cotton (100pcs/box)
- ④ Auscultator
- ⑤ KL-73007A Temperature Sensor
- ⑥ Column Electrode (100pcs)
- ⑦ Wrist Cuff
- ⑧ Limb Electrode (4pcs/set)

- ⑨ RS-232 Cable
- ⑩ KL-73006A Photo Coupler Sensor
- ⑪ Collected Lead Box
- ⑫ AC Power Cord
- ⑬ 9pin-9pin D-sub Connector
- ⑭ Connect Plugs, Pitch=10mm
- ⑮ 2 Φ Test Leads
- ⑯ Electrode Leads
- ⑰ Connector KLG-2, 30cm
- ⑱ Three-Way & Feeble-Tube 30cm
- ⑲ KL-73008A Strain Gauge





### Quick Installation Guide



**TU-S9**

## 1. Antes de iniciar



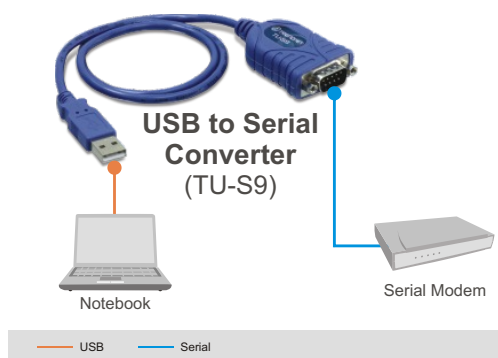
### Contenidos del paquete

- TU-S9
- Guía de instalación rápida
- CD-ROM del controlador

### Requisitos del sistema

- Unidad de CD-ROM
- PC con un puerto USB 1.1 ó 2.0 disponible
- CPU: 300MHz o superior (Windows 2003 Server/XP/2000/ME/98SE)/ 800MHz o superior (Windows Vista)/ Power PC G3, G4, G5 (Mac OS 10.1~10.4)
- Memoria: 256MB RAM o superior (Windows 2003 Server/XP/2000/ME/98SE, Mac OS X 10.1~10.4)/ 512MB RAM o superior (Windows Vista)
- Windows Vista/2003 Server/XP/2000/ME/98SE, Mac OS X 10.1~10.4
- Dispositivo RS-232 (Ej. módem)
- Cable serie RS-232 de macho a hembra (Opcional)

### Aplicación



## 2. Cómo se instala

Nota: No conecte el adaptador USB TU-S9 hasta que no se le indique.

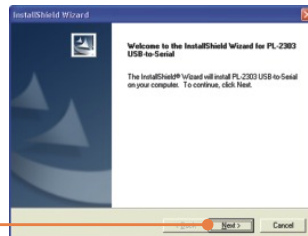
### Windows 98SE/ME/2000/XP/2003 Server

1. Encienda su PC y espere hasta que le aparezca el escritorio de Windows.

2. Inserte el **CD-ROM del controlador** en su unidad de CD-ROM. Cuando le aparezca la ventana autorun (ejecución automática), haga clic en **Install Driver** (Instalar controlador).



3. Haga clic en **Next** (Siguiete).



4. Haga clic en **Finish** (Finalizar).



5. Conecte el adaptador a un puerto USB disponible de su PC.



6. Conecte el dispositivo serie al TU-S9.

## Windows Vista

1. Encienda su PC y espere hasta que le aparezca el escritorio de Windows.

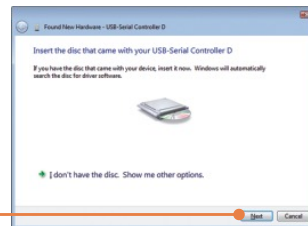
2. Conecte el adaptador a un puerto USB disponible de su PC.



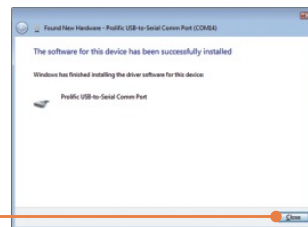
3. Haga clic en **Locate and install driver software** (Localizar e instalar el software del controlador) (recomendado).



4. Inserte el **CD-ROM del controlador** en su unidad de CD-ROM y luego haga clic en **Next** (Siguiente).



5. Haga clic en **Close** (Cerrar).



6. Conecte el dispositivo serie al TU-S9.



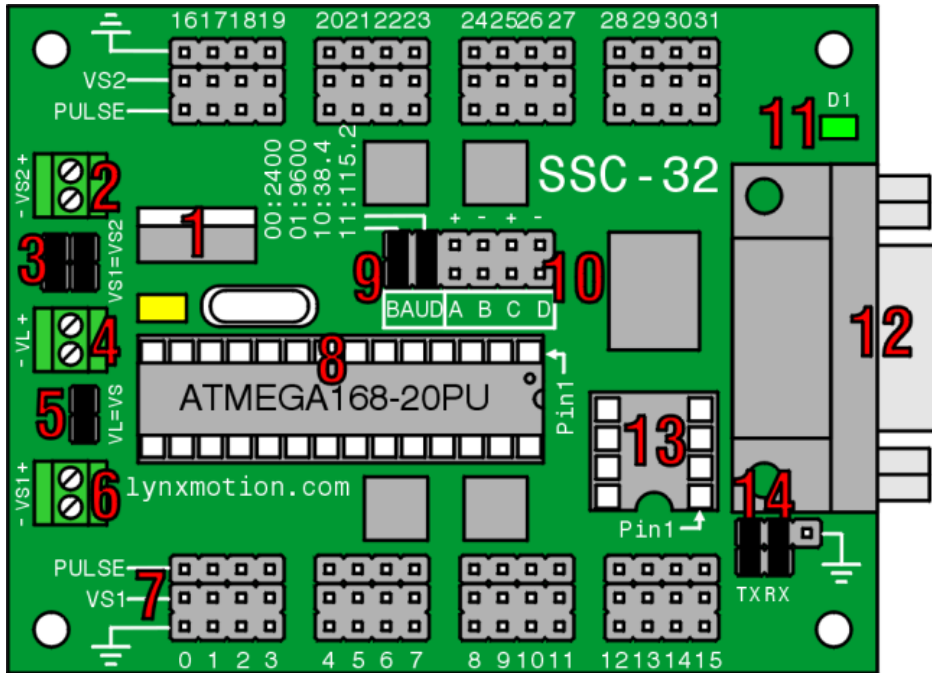
### La instalación ha sido completada

Para más información sobre la configuración del TU-S9, por favor consulte la Guía del Usuario que se incluye en el CD-ROM del controlador o en el sitio Web de TRENDnet en [www.trendnet.com](http://www.trendnet.com)

#### Registre su producto

Para asegurar los más altos niveles de servicio y apoyo al cliente, registre su producto en línea en: [www.TRENDnet.com/register](http://www.TRENDnet.com/register)  
Gracias por elegir TRENDnet

## SSC-32.



### Información de hardware de SSC-32.

1. El regulador de tensión de baja caída (LDO) proporcionará una salida de 5 voltios CC con una entrada de tan sólo 5,5 voltios CC. Este dato es importante al alimentar su robot a través de una batería. Admite una entrada máxima de 9 voltios CC. El regulador tiene una potencia nominal de 500 mA, aunque debe intentar reducirlo a 250 mA para evitar que el regulador se sobrecaliente en exceso.
2. Este terminal es la alimentación de los canales de los servos (del 16 al 31). Se deben aplicar de 4,8 a 6 voltios CC para los servos analógicos y digitales. Se pueden obtener directamente de un pack de pilas de 5 pilas NiMH. Los servos HSR-5980 o HSR-5990 se pueden alimentar con 7,2 vdc - 7,4 vdc. Se pueden obtener directamente de un pack de 2 pilas de litio o un pack de 2 pilas de NiMH.

Placa	Entrada
VS2+	ROJO
VS1 -	NEGRO

3. Estos jumpers se utilizan para conectar VS1 a VS2. Utilice esta opción cuando vaya a alimentar todos los servos desde la misma batería. Use ambos jumpers. Si desea utilizar dos packs de pilas independientes, uno en cada lado; elimine estos dos jumpers.
4. Esta es la tensión lógica o VL Es la alimentación para la electrónica del circuito. Esta entrada se utiliza normalmente con un conector de batería de 9 voltios CC para alimentar los ICs y cualquier cosa que esté conectada a las líneas de 5 voltios CC de la placa. El rango válido para este terminal es 6 vdc - 9 vdc. Esta entrada se utiliza para aislar la alimentación de la lógica de la alimentación de los servos. Es necesario eliminar el jumper VS1=VL si los servos se van a alimentar de forma independiente desde los conectores VS . El circuito SSC-32 debería consumir 35 mA sin tener nada conectado a la salida de 5 vdc.

Placa	Entrada
VL+	ROJO
VL -	NEGRO

5. Este jumper permite alimentar el microcontrolador y los servos desde la misma alimentación del conector VL. Se



requieren al menos 6 voltios CC para que funcione correctamente. Si el microcontrolador se resetea cuando haya varios servos en movimiento, entonces es recomendable alimentar el microcontrolador de forma independiente a través de la entrada VL. Una batería de 9 voltios CC es perfectamente adecuada para ello. Este jumper debería eliminarse si se va a alimentar el microcontrolador de forma independiente.

- Este terminal es la alimentación de los canales de los servos (del 0 al 15). Se deben aplicar de 4,8 a 6 voltios CC para los servos analógicos y digitales. Se pueden obtener directamente de un pack de pilas de 5 pilas NiMH. Los servos HSR-5980 o HSR-5990 se pueden alimentar con 7,2 vdc - 7,4 vdc. Se pueden obtener directamente de un pack de 2 pilas de litio o un pack de 2 pilas de NiMH.

Placa	Entrada
VL1 +	ROJO
VL1 -	NEGRO

- Aquí es donde tiene que conectar los servos y los demás dispositivos de salida. Con cuidado, desactive la alimentación al conectar cualquier elemento al bus de E/S.

Placa	Cable
Pulso	Amarillo o blanco
VS	Rojo
Tierra	Negro o marrón

- Aquí es donde se encuentra el chip IC de Atmel. Deberá insertar con cuidado el Pin 1 con la esquina superior derecha como se indica en la imagen. Evite doblar los pines.

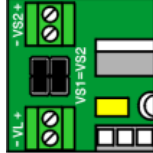
- Las dos entradas de BAUDIOS (BAUD) permiten configurar la tasa de baudios. Vea los ejemplos siguientes.

Jumpers	Tasa de baudios	Uso
0 0	2400	Procesadores de menor velocidad
0 1	9600	Procesadores de menor velocidad
1 0	38,4k	Comunicación Atom/Stamp
1 1	115,2k	Comunicación con el PC, Actualización de firmware

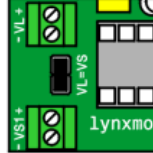
- Las entradas ABCD tienen soporte estático y biestable. Las entradas tienen resistencias internas de tipo pullup (50k) débiles que se utilizan con los comandos de entrada digital de lectura. Le recomendamos que utilice un interruptor normalmente abierto desde la entrada a tierra.
  - Este es el LED indicador del buen estado del procesador. Se iluminará de forma continua cuando se aplique la alimentación y permanecerá iluminado hasta que el procesador haya recibido un comando serie válido. Se apagará y volverá a parpadear siempre que reciba datos serie.
  - Simplemente debe conectar un cable con conector DB9 Macho/Hembra desde este conector a un puerto serie libre de 9 pines de su ordenador para recibir los datos de posicionamiento de los servos. También puede utilizar un adaptador de USB a puerto serie. Tenga en cuenta que existen numerosos adaptadores USB-SERIE que requieren una alimentación independiente para funcionar correctamente.
  - Se trata de un zocalo para una EEPROM de 8 pines. La EEPROM es compatible con el firmware 2.01GP.
  - Este es el puerto serie a nivel TTL. Instale dos jumpers como se muestra a continuación para habilitar el puerto DB9. Instale dos conectores para utilizar la comunicación serie a nivel TTL desde un microcontrolador.
-

## Conexión de jumpers y conectores

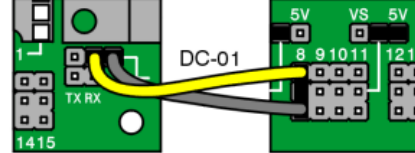
Applies VS1 to VS2  
share VS battery.



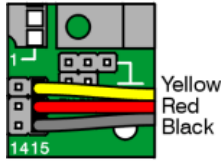
Applies VS to VL  
single supply mode.



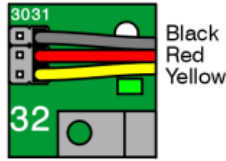
Unidirectional TTL Serial Communications.  
SSC-32 side... Bot Board side...



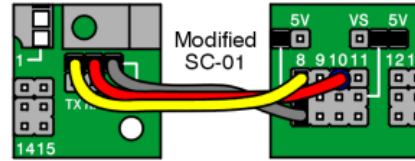
Example servo  
connection 0-15.



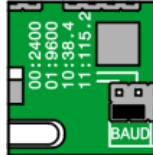
Example servo  
connection 16-31.



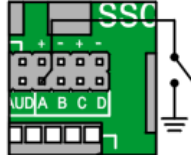
Bidirectional TTL Serial Communication.  
SSC-32 side... Bot Board side...



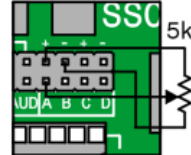
Force firmware  
update, see text!



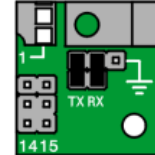
ABCD auxiliary  
inputs. (digital)



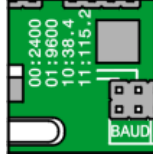
ABCD auxiliary  
inputs. (analog)



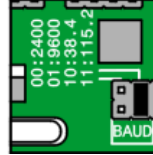
DB9 enable for  
PC use.



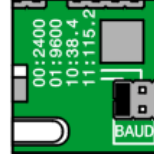
Baud rate 2400  
for slower cpu's.



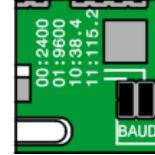
Baud rate 9600  
for slower cpu's.



Baud rate 38.4k  
for Basic Atom use.



Baud rate 115.2k  
for PC use.



## Formato de comandos para SSC-32

### Tipos y grupos de comandos

Salvo el modo MiniSSC-II, todos los comandos SSC-32 deben terminar en un carácter de retorno de carro (ASCII 13). Se pueden ejecutar varios comandos del mismo tipo de forma simultánea en un *Grupo de comandos*. Todos los comandos incluidos en un grupo de comandos se ejecutarán después de recibir el retorno de carro. Los comandos de tipos diferentes no pueden combinarse dentro del mismo grupo de comandos. Además, los argumentos numéricos para todos los comandos SSC-32 deben ser cadenas ASCII de los números decimales, por ejemplo, "1234". Algunos comandos admiten números negativos, por ejemplo, "-5678". Se proporcionarán ejemplos de programación más adelante. El formato de ASCII no es sensible al uso de mayúsculas/minúsculas. Use cuantos bytes sean necesarios. Se ignorarán los espacios, tabuladores y saltos de líneas.

Tipos y grupos de comandos			
1	Movimiento de servos	7	Lectura de entradas analógicas
2	Salida discreta	8	Secuenciador de forma de caminar del hexapod de 12 servos
3	Salida de bytes	9	Consultar secuenciador de hexapod
4	Consulta de estado de movimiento	10	Obtener versión
5	Consulta de ancho de pulso	11	Ir a arranque
6	Lectura de salidas digitales	12	Compatibilidad de MiniSSC-II

### Mover servo o mover grupo

#	<ch>	P	<pw>	S	<spd>	...	#	<ch>	P	<pw>	S	<spd>	T	<time>	<cr>
<ch>	Número de canal en formato decimal, 0-31														
<pw>	Ancho de pulso en microsegundos, 500-2500														
<spd>	Velocidad de movimiento en uS por segundos para cada canal (opcional)														
<time>	Tiempo en mS para el movimiento completo, que afecta a todos a los canales, 65535 máx (opcional)														
<cr>	Carácter de retorno de carro, ASCII 13 (necesario para iniciar la acción)														
<esc>	Cancela la acción actual, ASCII 27														

Ejemplo de movimiento de servo: "#5 P1600 S750 <cr>"

El ejemplo moverá el servo en el canal 5 a la posición 1600. Se moverá desde su posición actual a una velocidad de 750uS por segundo hasta que alcance el destino del comando. Para comprender mejor el argumento de velocidad, tenga en cuenta que un desplazamiento de 1000 uS equivale a un giro de 90° aproximadamente. Un valor de velocidad de 100 uS por segundo significa que el servo tardará 10 segundos en girar 90°. Asimismo, un valor de velocidad de 2000 uS por segundo equivale a 500 mS (medio segundo) para girar 90°.

Ejemplo de movimiento de servo: "#5 P1600 T1000 <cr>"

El ejemplo moverá el servo 5 a la posición 1600. Tardará 1 en completar el movimiento independientemente de lo lejos que deba desplazarse el servo para alcanzar el destino.

Ejemplo de movimiento de grupo de servos: "#5 P1600 #10 P750 T2500 <cr>"

El ejemplo moverá el servo 5 a la posición 1600 y el servo 10 a la posición 750. Tardará unos 2,5 segundos en completar el movimiento, aunque uno de los servos tenga que desplazarse más lejos que el otro. Ambos servos empezarán y dejarán de moverse al mismo tiempo. Este es un comando muy potente. Mediante este comando todas las patas de un robot caminante se sincronizan a la perfección con el movimiento de grupo. El mismo movimiento sincronizado sirve para controlar un brazo robótico también.

Puede combinar los comandos de velocidad y tiempo como desee. La velocidad para cada servo se calculará dependiendo de las siguientes reglas:

1. Todos los canales empezarán y dejarán de moverse de forma simultánea.
2. Si se especifica la velocidad para un servo, éste no se moverá más rápido que la velocidad especificada (pero podría moverse más lento si el comando de tiempo así lo requiere).

- Si se especifica un tiempo para el movimiento, entonces el movimiento tardará como mínimo el tiempo especificado (pero puede tardar más si la velocidad del comando así lo requiere).

Ejemplo de movimiento de servo: "#5 P1600 #17 P750 #2 P2250 T2000 <cr>"

El ejemplo proporciona 1600 uS en el canal 5, 750 uS en el canal 17 y 2250 uS en el canal 2. El movimiento completo tardará al menos 2 segundos, pero el canal 17 no se moverá más rápido de 500 uS por segundo. El tiempo real del movimiento dependerá del ancho de pulso inicial para el canal 17. Suponga que el canal 17 comienza en la posición 2000. Después se tiene que mover 1250 uS. Dado que está limitado a 500 uS por segundo, necesitará al menos 2,5 segundos, por lo que el movimiento completo tardará 2,5 segundos. Por otro lado, si el canal 17 comienza en la posición 1000, sólo necesitará 250 uS, que se puede hacer en 0,5 segundos, por lo que el movimiento completo tardará 2 segundos.

Importante El primer comando de posicionamiento debería ser un comando "# <ch> P <pw>" normal. Dado que el controlador no sabe dónde se encuentra el servo en el encendido, ignorará los comandos de velocidad y tiempo hasta que se reciba el primer comando normal.

Cualquier movimiento que incluya más de un servo y utilice un modificador S o T se considerará como un movimiento de grupo y todos los servos empezarán y dejarán de moverse al mismo tiempo. Si necesita mover varios servos con velocidades diferentes, debe emitir los comandos por separado.

## Software de compensación de posición

# <ch> PO <offset value> ... # <ch> PO <offset value> <cr>	
<ch>	Número de canal en formato decimal, 0-31
<offset value>	100 a -100 en uSegundos
<cr>	Carácter de retorno de carro, ASCII 13

Este comando permite alinear perfectamente la posición centrada (1500 uS) de todos los servos. El canal del servo se compensará en la cantidad expresada por el valor de compensación. Aproximadamente equivale a 15° de rango. Es importante tratar de centrar lo máximo posible los servos antes de aplicar la compensación de los servos. De esta forma resulta más fácil configurar los servos que no tienen una alineación mecánica. El comando de compensación de la posición debería emitirse una sola vez en el programa. Después de desactivar el SSC-32, se anularán las compensaciones de la posición.

La versión actual de SSC-32 dispone ahora de un método de registro interno para las compensaciones de posición. Se almacenan en la memoria EEPROM interna de los chips Atmel y se retienen aunque se desactive la alimentación. En la sección Soporte de registro de este manual podrá encontrar más información de esta característica.

## Información general de salidas

Las salidas de SSC-32 proceden de los 4 chips de registro de desplazamiento de 8 bits 74HC595. Hay cuatro bancos de salidas de 8 bits que se muestran como 0-7, 8-15, 16-23 y 24-32. Las salidas pueden descender o alcanzar los 25 mA por pin, aunque se debe reservar un máximo de 70mA por banco.

## Salida discreta

# <ch> <lvl> ... # <ch> <lvl> <cr>	
<ch>	Número de canal en formato decimal, 0-31
<lvl>	El nivel lógico para el canal es 'H' para (Alto) y 'L' para Bajo
<cr>	Carácter de retorno de carro, ASCII 13

El canal cambiará al nivel indicado dentro de un tiempo de 20 mS tras la recepción del retorno de carro.

Ejemplo de salida discreta: "#3H #4L <cr>"

Este ejemplo muestra una salida ALTA (+5v) en el canal 3 y BAJA (0v) en el canal 4.

---

## Salida de bytes

# <bank> : <value> <cr>	
<bank>	(0 = Pines 0-7, 1 = Pines 8-15, 2 = Pines 16-23, 3 = Pines 24-31)
<value>	El valor decimal para la salida del banco seleccionado (0-255), Bit 0 = LSB del banco
<cr>	Carácter de retorno de carro, ASCII 13

Este comando permite escribir 8 bits de datos binarios de una vez. Todos los pines se actualizan de forma simultánea. Los bancos se actualizan a los 20mS de recibir el retorno de carro.

Ejemplo de salida de banco: "#3:123 <cr>"

Este ejemplo generará una salida con un valor 123 (decimal) para el banco 3. 123 (dec) = 01111011 (bin), y el banco 3 se corresponde con los pines 24-31. De esta forma este comando emitirá una salida de "0" para los pines 26 y 31, y una salida de "1" para el resto de los pines.

## Consulta de estado de movimiento

Ejemplo: "Q <cr>"

Retornará un "." si el movimiento anterior está completo o un "+" o si está en progreso.

Habrá un retardo de 50uS a 5mS antes de enviar la respuesta.

## Consulta de ancho de pulso

Ejemplo: "QP <arg> <cr>"

Devolverá un único byte (en formato binario) que indica el ancho del pulso del servo seleccionado con una resolución de 10uS. Por ejemplo, si el ancho de pulso es 1500 uS, el byte retornado será 150 (binario).

A través del mismo comando se puede obtener información de varios servos. El valor devuelto será un byte por servo. Habrá un retardo entre 50 uS y 5 mS antes de enviar la respuesta. Generalmente, la respuesta se inicia en un periodo de 100 uS.

## Lectura de salidas digitales

Ejemplo: "A B C D AL BL CL DL <cr> "

A, B, C y D son las lecturas de entradas normales. Leen el valor de la entrada como un valor binario. Devuelve el valor ASCII "0" si la entrada es de nivel lógico bajo (0 v) o un valor ASCII "1" si la entrada es de nivel lógico alto (+5 v).

AL, BL, CL y DL con las lecturas de entradas multiplexadas. Devuelven el valor en la entrada como un ASCII "0" si la entrada es de valor lógico bajo (0 v) o si ha sido bajo desde el último comando \*L. Devuelve un valor lógico alto (+5v) si la entrada es alta y nunca ha bajado desde el último comando \*L. Es decir, devolverá un valor lógico bajo si la entrada nunca baja. La lectura del estado simplemente resetea la entrada multiplexada.

Las entradas ABCD tienen una resistencia pullup (~50k) débil que se activa cuando se utiliza como entrada. Se comprueban aproximadamente cada 1 mS y rebotan cada 15 mS aproximadamente. El valor lógico para los comandos de lectura no cambiará hasta que la entrada haya permanecido durante 15 mS en el nuevo nivel lógico. Los comandos de lectura de entrada digital pueden agruparse en una sola lectura, con hasta 8 valores por lectura. Devolverá una cadena con un carácter por entrada sin espacios.

Ejemplo de lectura de entrada digital: "A B C DL <cr>"

## Lectura de entradas analógicas

Ejemplo: "VA VB VC VD <cr>"

VA, VB, VC y VD leen el valor de la entrada como analógico. Devuelve un solo byte con el valor de 8 bits (binario) para la tensión del pin.

Cuando se utilizan las entradas ABCD como entradas analógicas, se desactiva la resistencia pullup interna. Las entradas se filtran digitalmente para reducir el efecto del ruido. Los valores filtrados adoptarán sus valores finales a los 8 mS del cambio. Un valor de retorno de 0 representa 0 v cc. Un valor de retorno de 255 representa +4,98 v cc. Para convertir el valor devuelto a una tensión, multiplique por 5/256. En el encendido, las entradas ABCD están configuradas para la entrada digital con resistencia pullup. **La primera vez que se use un comando V\*, el pin se convertirá a una entrada analógica sin resistencia pullup. El resultado de esta primera lectura no devolverá un dato válido.**

Ejemplo de lectura de entrada analógica: "VA VB <cr>"

Este ejemplo devolverá 2 bytes con los valores analógicos de A y B. Por ejemplo, si la tensión en el Pin A es 2 v cc y en el Pin B es 3,5 v cc, el valor devuelto será los bytes 102 (binario) y 179 (binario).

## Comandos del secuenciador del hexapod para 12 servos

LH <arg>, LM <arg>, LL <arg>

Configure el valor para los servos verticales de la izquierda del hexapod. LH define el valor alto, es decir, el ancho de pulso para levantar la pata a su máxima altura; LM define el valor medio; y LL define el valor bajo. El rango válido para los argumentos es 500 -2500 uS.

RH <arg>, RM <arg>, RL <arg>

Configure el valor para los servos verticales de la derecha del hexapod. RH define el valor alto, es decir, el ancho de pulso para levantar la pata a su máxima altura; RM define el valor medio; y RL define el valor bajo. El rango válido para los argumentos es 500 -2500 uS.

VS <arg>

Define la velocidad de movimiento de los servos verticales. Todos los movimientos de los servos verticales utilizan esta velocidad. El rango válido es 0 - 65535 uS/seg.

LF <arg>, LR <arg>

Configure el valor para los servos horizontales de la izquierda del robot. LF define el valor frontal, es decir, el ancho de pulso para mover la pata a la posición delantera máxima; LR define el valor posterior. El rango válido para los argumentos es 500 - 2500 uS.

RF <arg>, RR <arg>

Configure los valores para los servos horizontales de la derecha del robot. RF define el valor frontal, es decir, el ancho de pulso para mover la pata a la posición delantera máxima; RR define el valor posterior. El rango válido para los argumentos es 500 - 2500 uS.

HT <ara>

Define el tiempo de desplazamiento entre las posiciones horizontales frontal y posterior. El rango válido para los argumentos es 1 - 65535 uS.

XL <arg>, XR <arg>

Define el porcentaje de desplazamiento para las patas izquierdas y derechas. El rango válido es desde -100% hasta 100%. Los valores negativos hacen que las patas se muevan hacia atrás. Con un valor de 100%, las patas se moverán entre las posiciones delanteras y traseras. Valores inferiores al 100% permiten un desplazamiento proporcionalmente inferior, pero siempre centrado. La velocidad para los desplazamientos horizontales se ajustan basándose en los comandos XL y XR, por lo que el tiempo de desplazamiento sigue siendo el mismo.

XS <arg>

Ajuste el porcentaje de la velocidad horizontal para todas las patas. El rango válido es desde 0% hasta 200%. Con un valor del 100%, el tiempo de desplazamiento horizontal se corresponderá con el valor programado en el comando HT. Los valores superiores reducen proporcionalmente el tiempo de desplazamiento, mientras que los valores inferiores lo aumentan. Un valor de 0% detendrá el robot en la posición. El secuenciador del hexapod no se iniciará hasta que no se reciba el comando XS.

XSTOP

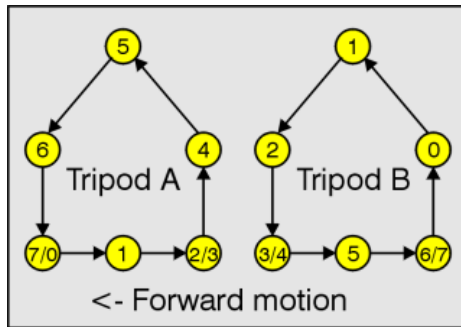
Pare el secuenciador de hexapod. Retorna todos los servos a su funcionamiento normal.

## Notas sobre el secuenciador del hexapod

- Los siguientes canales de servos se utilizan para el secuenciador hexapod:

0	Vertical posterior derecha	16	Vertical posterior izquierda
1	Horizontal posterior derecha	17	Horizontal posterior izquierda
2	Vertical central derecha	18	Vertical central izquierda
3	Horizontal central derecha	19	Horizontal central izquierda
4	Vertical frontal derecha	20	Vertical frontal izquierda
5	Horizontal frontal derecha	21	Horizontal frontal izquierda

- El hexapod camina alternando tres patas. Los pasos a tres patas se denominan Trípode A y Trípode B. Trípode A incluye {Frontal izquierda, Posterior izquierda y Central derecha}, y Trípode B incluye {Central izquierda, Frontal derecha, Posterior derecha}.
- Al caminar, las patas pasan por 6 puntos: (Frontal inferior), (Central inferior), (Posterior inferior), (Posterior medio), (Central superior), y (Frontal medio). "Central" se refiere a un punto medio entre las posiciones frontal y posterior.



- La secuencia del caminar incluye 8 estados, numerados 0-7. A continuación se definen estos estados:

Estado	Trípode A		Trípode B	
	Vertical	Horizontal	Vertical	Horizontal
0	Baja	Frontal a Central	Media a Alta	Posterior a Central
1	Baja	Central a Posterior	Alta a Media	Central a Frontal
2	Baja	Parte trasera	Media a Baja	Parte delantera
3	Baja a Media	Parte trasera	Baja	Parte delantera
4	Media a Alta	Posterior a Central	Baja	Frontal a Central
5	Alta a Media	Central a Frontal	Baja	Central a Posterior
6	Media a Baja	Parte delantera	Baja	Parte trasera
7	Baja	Parte delantera	Baja a Media	Parte trasera

En esta tabla, "Frontal" y "Posterior" se modifican por los comandos XL y XR. Un valor del 100% tiene como resultado el movimiento especificado en la tabla. Entre 0 y 100%, las posiciones frontal/posterior se acercan a la posición central. Para los valores negativos, la posición Frontal y Posterior se intercambian. Por ejemplo, con un comando XL de -100%, en Estado 0, el Trípode A del lado izquierdo se movería desde la posición Posterior a la Central, y el Trípode B se movería desde la posición Frontal a la Central.

- Cuando un servo horizontal se está moviendo, su velocidad se ajustará basándose en los anchos de pulso de Frontal/Posterior, el porcentaje de XL/XR, y el porcentaje de XS. Independientemente de la distancia del desplazamiento entre la posición frontal a la posterior (ajustado por XL/XR), el tiempo de desplazamiento total será HT dividido entre el porcentaje de XS.
- Cuando un servo vertical se esté desplazando desde la posición Inferior a Media o desde Media a Baja, se moverá a la velocidad especificada por el comando VS. Cuando un servo vertical se esté desplazando desde la posición Media a Baja o Alta a Media, la velocidad vertical se ajustará para que los movimientos horizontales y verticales finalicen al

mismo tiempo.

7. Se puede generar cualquiera de los comandos del secuenciador del hexapod mientras que el secuenciador esté en funcionamiento. Tendrá efecto de forma inmediata.

Ejemplos del secuenciador del hexapod:

```
"LH1000 LM1400 LL1800 RH2000 RM1600 RL1200 VS3000 <cr>"
```

Define los parámetros del servo vertical.

```
"LF1700 LR1300 RF1300 RR1700 HT1500 <cr>"
```

Define los parámetros del servo horizontal.

```
"XL50 XR100 XS100 <cr>"
```

Hace que gire hacia la izquierda gradualmente al 100% de la velocidad (e inicia el secuenciador si aún no se ha iniciado).

```
"XL -100 XR 100 XS 50 <cr>"
```

Hace que gire hacia la izquierda sobre su sitio al 50% de la velocidad.

```
"XSTOP <CR>"
```

Detiene el secuenciador y permite controlar los canales 0-5, 16-21 de los servos a través de comandos de servo normales.

## Consulta del estado del secuenciador del hexapod

```
XQ <cr>
```

Devuelve un 1 dígito que representa el estado del secuenciador del hexapod y el porcentaje aproximado del movimiento en el estado. El valor alto será de '0' a '7', y el valor bajo será de '0' a '9'. Por ejemplo, si el secuenciador está al 80% de desplazamiento hasta el estado 5, devolverá el valor 58 (hex).

## Obtener versión de software

```
VER <cr>
```

Devuelve el número de versión del software como una cadena ASCII.

---



## Actualización de firmware

La mejor forma de actualizar el firmware es a través de Lynxterm o uno de nuestros paquetes de software. Las instrucciones detalladas sobre el método de actualización del firmware se incluyen en los manuales de software. La actualización de firmware no funcionará si se utiliza la posición del jumper "Forzar actualización de firmware" (como se indica en la sección [Conexión de jumpers y conectores](#)) cuando está activada la actualización de firmware normal. No haga nada si no está seguro de saber lo que está haciendo.

## Transferir a arranque

GOBOOT <cr>

Inicia el cargador de arranque para ejecutar las actualizaciones del software. Para salir del cargador de arranque y comenzar a utilizar la aplicación, el ciclo de alimentación o introducir (sensible al uso de mayúsculas/minúsculas, sin espacios):

"g0000<cr>"

## Emulación de Mini SSC-II

Formato binario, 3-bytes. Recuerde que el circuito SSC-II original funciona a una velocidad de 9600 baudios. Si va a utilizar el SCC-32 con programas escrito para el SCC-II, es muy posible que tenga que cambiar la velocidad del SCC-32 a 9600 baudios para que funcione correctamente.

<b>Byte 1</b>	255, byte de sincronización
<b>Byte 2</b>	0 - 31, el número de servo
<b>Byte 3</b>	0 - 250, el ancho de pulso; 0=500uS, 125=1500uS, 250=2500uS

---

## HS - 311 Standard

### Detailed Specifications

**Control System:** +Pulse Width Control 1500usec Neutral

**Required Pulse:** 3-5 Volt Peak to Peak Square Wave

**Operating Voltage:** 4.8-6.0 Volts

**Operating Temperature Range:** -20 to +60 Degree C

**Operating Speed (4.8V):** 0.19sec/60° at no load

**Operating Speed (6.0V):** 0.15sec/60° at no load

**Stall Torque (4.8V):** 42 oz/in (3.0 kg/cm)

**Stall Torque (6.0V):** 49 oz/in (4.5 kg/cm)

**Current Drain (4.8V):** 7.4mA/idle, 160mA no load operating

**Current Drain (6.0V):** 7.7mA/idle, 180mA no load operating

**Dead Band Width:** 5usec

**Operating Angle:** 40° one side pulse traveling 400usec

**Direction:** Clockwise/Pulse Traveling 1500 to 1900usec

**Motor Type:** Cored Metal Brush

**Potentiometer Drive:** 4 Slider/Direct Drive

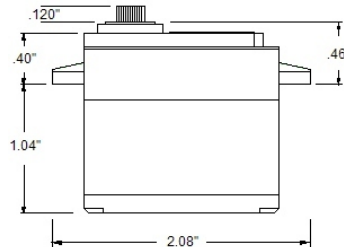
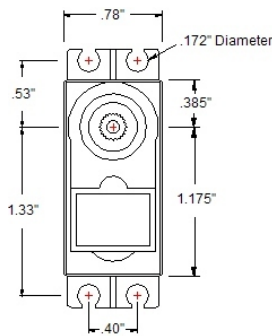
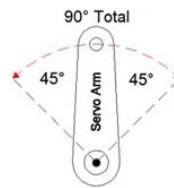
**Bearing Type:** Top/Resin Bushing

**Gear Type:** Nylon

**360 Modifiable:** [Yes](#)

**Connector Wire Length:** 11.81" (300mm)

**Weight:** 1.52oz (43g)



## Ten20 Pasta conductora SPA

REF: 10-20-4 Bote 4oz (114 gm); 10-20-8 Bote 8oz (228 gm); 10-20-4T Tubo 4oz (114 gm)

La fórmula de Ten20 Conductive contiene: Éter cetílico polioxitileno (20), Agua, Glicerina, Carbonato cálcico, Propanediol 1,2, Cloruro potásico, Gelwhite, Cloruro sódico, Sorbitol polioxitileno (20), Metilparaben, Propilparaben.

### — USO —

Para uso con electrodos no desechables de neurodiagnóstico en pruebas de EEG, procesos de evocación de potencial, ENG, mapas cerebrales y procesos de test del sueño (MSLT).

### — APLICACIÓN —

No aplique la pasta directamente sobre el electrodo o la cabeza. Coloque la cantidad de pasta que necesite sobre una superficie como una tira de cinta quirúrgica.

No use demasiada pasta. El tamaño del área con pasta es el área efectiva del electrodo. Esto puede reducir distancias entre los electrodos, diferencias potenciales medidas y hacer que el examen dé un resultado erróneo.

**Ten20 Tubo conductor:** Presione el tubo desde la parte posterior para empujar la pasta hacia la boca del tubo. Presione con el pulgar en la boca del tubo para aplicar la pasta.

**Ten20 Bote conductor:** Use una lengüeta para retirar la pasta.

### — PASTA CON GASA O ESPARADRAPO —

La calidad adhesiva de Ten20 Conductive normalmente es suficiente para adherir los electrodos a la piel y proveer la conductividad para el examen neurodiagnóstico.

Primero, raspe suavemente la piel con un producto abrasivo como Nuprep. Utilice un electrodo acampanado con el agujero en el centro. Aplique la cantidad justa de pasta dentro del electrodo de EEG para llenarlo de forma que rebose mínimamente de la copa.

Coloque el electrodo en el lugar correspondiente y presione moderadamente. Es posible que una pequeña cantidad de pasta salga del agujero. Si presiona demasiado, saldrá toda la pasta y el electrodo no se adherirá bien. Utilice esparadrapo o una gasa del tamaño de un sello de correos para fijar el electrodo en su sitio.

**Si hay vello en la zona donde se coloca el electrodo,** use una pieza de gasa del tamaño de un sello y presiónela sobre el electrodo. La pasta que sobresalió del agujero al colocarlo sujetará el cuadrado de gasa. Si no saliera pasta del agujero, aplique una pequeña cantidad de Ten20 Conductive sobre la gasa y presiónela sobre el electrodo usando la pasta para adherirla.

**Si no hay vello en la zona donde se coloca el electrodo,** use esparadrapo como 1" Micropore para fijar los electrodos. Utilice la misma técnica explicada anteriormente para fijar el electrodo en su sitio. Use 3 o 4 cm de esparadrapo (1 1/4") para cubrir el electrodo y el eje del cable.

Esto es efectivo con Fp1, Fp2 y el electrodo de tierra. Siga este procedimiento en cualquier otra zona sin vello en la que el paciente no tenga vello.

### — A1 y A2 —

Aplique A1 y A2 en el lóbulo de la oreja con la cantidad de pasta descrita anteriormente. Apunte el eje del electrodo hacia arriba y ligeramente hacia delante. Deje que el cable vaya hacia la parte superior de la oreja y después diríjalo hacia la parte posterior de la cabeza. Utilice una tira de esparadrapo un poco más larga para poder cubrir el eje, el electrodo, y después girar el esparadrapo hacia la parte posterior del lóbulo de la oreja.

### — PRECAUCIONES —

**Evite el contacto con los ojos. Si la pasta conductora Ten20 Conductive se introduce en el ojo, acíbrelo con agua durante 10 o 15 minutos. Evite frotarse los ojos.**

Uso tópico sólo sobre piel sana. No debe usarse sobre o cerca de heridas abiertas, piel dañada o irritada debido a lesiones o la condición médica del paciente.

No utilizarla en pacientes con un historial de alergias en la piel o sensibilidad a los cosméticos y lociones. Si aparecen escoceduras, enrojecimiento, picor, hinchazón, o cualquier otra anomalía en la piel, lávese inmediatamente.

Informen a los pacientes que deben comunicar cualquier enrojecimiento, irritación o hinchazón persistente en el lugar de colocación del electrodo. Las infecciones tóxicas pueden dejar cicatrices permanentes si no se tratan.

La tolerancia de los pacientes a las aplicaciones tóxicas varía considerablemente. Algunos pacientes no toleran adhesivos, abrasivos, medios conductivos y sales. Reaccione ante cualquier síntoma que pueda indicar intolerancia al producto.

Las zonas donde se colocan electrodos a largo plazo deben vigilarse posibles enrojecimientos o irritaciones al menos diariamente retirando el electrodo y evaluando las condiciones de la piel bajo el electrodo.

La pasta conductora Ten20 Conductive contiene materiales insolubles que pueden sombrear o interferir en una resonancia magnética (MRI). Antes de una prueba de MRI, asegúrese que todos los materiales utilizados en la prueba de neurodiagnóstico se eliminen de la zona de los electrodos.

No utilizar con electrodos inductores de corriente.

### — SEGURIDAD Y MANIPULACIÓN —

Ten20 Conductive:

- Una exposición excesiva puede hacer que los dedos se resequen y se corten. Lávese las manos después de aplicar al paciente. Si persiste la sequedad en las manos, utilice guantes cuando aplique el producto.
- Ingerido accidentalmente no es tóxico.
- Puede desecharse sin una manipulación especial. Mantenga los recipientes bien cerrados y almacénelos a temperatura ambiente. Evite largos períodos de temperatura fría o congelación.



Fecha de caducidad en la parte inferior del bote o el sello del tubo. Información también disponible en: [www.doweaver.com](http://www.doweaver.com)



Weaver and Company, 565-B Nucla Way, Aurora CO 80011 USA +1-303-366-1804 +1-800-525-2130



Emergo Europe, Molenstraat 15, 2513 BH The Hague, Países Bajos +31 70 345 8570

NUPREP™ GEL REF 10-30, 10-61, 10-25 SPA

— DESCRIPCIÓN —

Nuprep gel contiene: Agua, Óxido de aluminio, Propanediol 1,2, Poliacrilato de Sodio, Metilparaben, Propilparaben, FD&C Azul 1, FD&C Rojo 40, FD&C Amarillo 5.

— USO —

Para usar cuando una impedancia de piel más baja mejore los resultados de una prueba, a saber: EEG, procesos de evocación de potencial, pruebas ECG de stress, monitorización de rehabilitación cardíaca y pruebas de monitorización de catéter cardíaco.

— APLICACIÓN —

**Electrodos de neurodiagnóstico – Reutilizables (Electrodos Bell)** Humedezca un trozo de algodón con Nuprep gel, retire el exceso. Frote suavemente 4 o 5 veces en pequeños círculos con un diámetro similar al del electrodo que se vaya a usar. Sobre piel en condiciones normales: use más o menos la presión utilizada con una lima para limar las uñas.

Con neonatos y pacientes geriátricos, **use mucha menos presión que con adultos**. Se consiguen impedancias satisfactorias con 3 o 4 toques con un trozo de algodón utilizando **muy poca presión**.

Para reducir la impedancia natural de la piel, lave la cabeza antes del examen y no utilice lociones ni aceites. Si es necesaria la aplicación de más gel para conseguir una impedancia satisfactoria, **use uno o dos toques ligeros más, no más presión**.

**Electrodos ECG** Para pruebas de stress, monitor Holter y electrodos de rehabilitación cardíaca, primero humedezca el área con un poco de alcohol para desengrasar la piel. Aplique suficiente gel para humedecer alrededor de un cuarto de un trozo de gasa. Aplique el gel esparciéndolo mediante movimientos en círculo en cada área de electrodo con 6 o 7 toques. Retire el exceso de gel con una parte seca de la gasa. Aplique electrodos auto-adhesivos sobre la zona preparada.

— PRECAUCIÓN —

**Evite el contacto con los ojos. Si se introduce en el ojo, aclárelo con agua durante 10 o 15 minutos. Evite frotarse los ojos.**

No lo utilice sobre una piel irritada o con heridas.

No lo use en pacientes con un historial de alergias en la piel o sensibilidad a cosméticos y lociones. Si aparece escocedura, enrojecimiento, picor, hinchazón o cualquier otra anomalía en la piel, lávela inmediatamente.

No usarlo con electrodos inductores de corriente.

No raspe en exceso. La abrasión tópica puede ocasionar cicatrices permanentes.

Indique a los pacientes que comuniquen cualquier enrojecimiento, irritación o hinchazón persistente en la zona del electrodo. Las infecciones tópicas pueden dejar cicatrices permanentes si no se tratan.

Las áreas con electrodos durante periodos largos deben ser examinadas al menos diariamente por la posible aparición de enrojecimiento o irritación retirando el electrodo y evaluando las condiciones de la piel debajo del mismo.

Nuprep gel contiene materiales insolubles que pueden sombrear o interferir en un examen de resonancia magnética (MRI). Antes de una prueba de MRI, asegúrese que todos los materiales usados en el examen neurodiagnóstico se han retirado adecuadamente de la zona de los electrodos.

— SEGURIDAD Y MANIPULACIÓN —

Nuprep gel: no es tóxico si se ingiere accidentalmente; no supone ningún riesgo conocido para los trabajadores sanitarios; puede desecharse sin una manipulación especial. Manténgase bien cerrado y almacénelo a temperatura ambiente.



Fecha de caducidad en el sello del tubo. Información también disponible en:

[www.doweaver.com](http://www.doweaver.com)



Weaver and Company, 565-B Nucla Way, Aurora CO 80011  
USA +1-303-366-1804 +1-800-525-2130



Emergo Europe, Molenstraat 15, 2513 BH The Hague, Países Bajos +31 70 345 8570



## GUÍAS PARA PRÁCTICAS DE LABORATORIO

Estas guías sirven para realizar prácticas sobre los aspectos tratados en este proyecto, es decir, pruebas de EEG y de manipulación del brazo robótico, así como la interacción de estos dos aspectos. En caso de alguna duda se puede consultar el anexo Hojas de Especificaciones Técnicas y Referencia, donde se incluye información detallada de los fabricantes de la mayor parte de componentes utilizados que permiten realizar las prácticas. También puede resultar útil recurrir a las secciones respectivas en el proyecto para resolver cualquier cuestión en la implementación.

### PRÁCTICA DE PRUEBAS Y REGISTROS DE EEG

#### Antecedentes

Esta práctica puede ser utilizada para investigar y probar cualquier aspecto relacionado a la actividad cerebral que puede ser captada a través de una medición de EEG. Se puede incluir pruebas de estímulos visuales, auditivos, táctiles, etc.; además de la posibilidad de explorar condiciones cognitivas específicas, en búsqueda de patrones reconocibles, por citar un ejemplo.

La capacidad de guardar los registros en un computador permite aplicar a los registros cualquier tipo de análisis a través del procesamiento de señales y observar cómo diferentes técnicas de análisis muestran aspectos distintos que pueden ser de utilidad en ciertos casos. Adicionalmente, se puede enviar los registros tomados, transferirlos y analizarlos en otros computadores, lo que permite que varias personas puedan aplicar diferentes tipos de análisis a los mismos registros sin afectar la información original. En fin, el hecho de tener los registros de EEG almacenados en forma digital brinda todas las opciones de análisis, transmisión y procesamiento que un equipo computacional sea capaz de llevar a cabo.

## Materiales y equipo necesario



1. 1 computador con LabVIEW 2010 instalado.
2. 1 módulo principal de mediciones biomédicas KL-71001.
3. 1 módulo para mediciones de EEG KL-73004.
4. 1 cable de comunicación DB9-DB9 directo.
5. 1 tarjeta de adquisición de datos NI USB 6210.
6. 1 cable de alimentación AWG 14 de 3 terminales.
7. 1 cable USB tipo A/B.
8. 1 cable de extensión para cable USB (sólo si es necesario).
9. 3 electrodos de copa de oro para EEG.

10. 2 cables conectores con plug banana de 2mm hacia terminal pin para la tarjeta de adquisición.
11. 2 cables conectores con plug banana de 2mm.
12. Pasta conductiva para EEG Ten20 (cantidad necesaria).
13. Pasta preparatoria para EEG Nuprep (cantidad necesaria).

## Procedimiento

Antes de empezar a tomar registros de EEG y almacenarlos en el computador es necesario realizar todas las conexiones y configuraciones necesarias. Para ello, es necesario seguir el procedimiento que a continuación se describe:

Conectar el módulo principal de mediciones biomédicas KL-71001 a la red eléctrica ( $110V_{CA} \sim 60\text{Hz}$ ) utilizando el cable de alimentación AWG 14 de 3 terminales.

Colocar el módulo para medición de EEG KL-73004 sobre el módulo principal en la posición prevista para este propósito. Conectar el terminal *Module Output* del módulo principal al terminal *J2* del módulo para medición de EEG a través del cable de comunicación DB9-DB9.

Por otro lado, en la tarjeta de adquisición de datos, conectar el terminal de entrada analógica *AI0-* a la tierra analógica *AGND*, con un cable AWG 16, y a su vez con el cable de terminación en plug banana de 2mm. Conectar en el terminal de entrada analógica *AI0+* el otro cable de terminación en plug banana de 2mm.

Encender la PC. Abrir el programa de LabVIEW «Osciloscopio DAQ.vi». Conectar la tarjeta de adquisición de datos a la PC a través del cable USB tipo A/B, utilizar la extensión de puerto USB si es necesario.

Conectar los dos cables con conectores banana de 2mm entre los terminales *Electro1*, *Electro2* y *Electro Gnd* del módulo KL73004; retirar del mismo módulo el jumper localizado a la salida del preamplificador (*Preamplifier*). En-

cender el módulo principal KL71001.

Conectar el plug banana de 2mm que corresponde a AI0- al *Electro Gnd* del módulo KL73004, y el que corresponde a AI0+ a la salida del preamplificador del mismo módulo.

En la PC, ejecutar el programa antes abierto. Mover el potenciómetro de precisión *Offset* hasta que la medida observada en el gráfico del computador sea lo más cercana a cero. Luego, desconectar los cables con plug banana de 2mm de los terminales del módulo KL73004, así como los conectores banana de la tarjeta de adquisición y colocar el jumper entre la salida del preamplificador y la entrada del aislador (*Isolator*).

La siguiente conexión se realiza para poder empezar a tomar registros de EEG. Conectar el plug banana de 2mm que corresponde a AI0- en la tierra del módulo KL73004, y el de AI0+ en *Vo*. Conectar cada uno de los tres electrodos en *Electro1*, *Electro2* y *Electro GND* respectivamente.

Con un cotonete, tomar un poco del gel preparativo Nuprep y aplicarlo mediante movimientos circulares con un poco de presión sobre las tres áreas del cuero cabelludo o cabeza donde se vayan a colocar los electrodos (tomar como referencia las secciones 1.3.5 y 1.3.6 de posicionamiento de electrodos y montajes de EEG).

A continuación, tomar uno de los electrodos y a manera de cuchara recoger cierta cantidad de pasta conductiva Ten20 hasta que rebose un poco el raz del electrodo (no colocar una cantidad excesiva de pasta). Colocar el electrodo presionando suavemente sobre el área asignada, hasta que quede sujeto. No es necesario ningún tipo de adhesivo adicional, aunque se puede usar microporo para ayudar a la fijación del electrodo. Repetir el mismo procedimiento para los dos electrodos restantes.

Hecho esto, y con el sujeto de estudio en una posición cómoda donde pueda permanecer inmóvil, se puede empezar a realizar registros de EEG, utilizando el programa «Registrar EEG.vi», cuyo funcionamiento es explicado en el anexo Programas de Software. Si al realizar las pruebas de EEG se observa mucho rui-



do (frecuencias altas y de 60Hz de la red eléctrica), se mueve el potenciómetro de *Noise* hasta atenuarlo en la mayor medida posible.

## PRÁCTICA UTILIZANDO EL BRAZO ROBÓTICO

### Antecedentes

Esta práctica puede ser utilizada para complementar la de pruebas y registros de EEG, utilizando la actividad cerebral para controlar el brazo por medio de rasgos específicos correspondientes a una condición cognitiva o de estimulación específica.

Esta práctica también puede ser implementada por sí sola, para explorar aspectos generales de la robótica, diseñar algoritmos para la movilidad, programar secuencias fijas, etc. El hecho de disponer de una estructura construida a partir de servos, hace que se pueda apreciar los retos de lograr un sistema móvil cuando no se dispone de algoritmos de interpolación de movimientos como los que vienen integrados a los brazos robóticos comerciales.

### Materiales y equipo necesario



1. 1 computador con LabVIEW 2010 instalado
2. Estructura de brazo robótico.

3. 1 controlador de servos SSC - 32.
4. 1 cable convertidor USB a serial.
5. 1 cable de extensión para cable USB (sólo si es necesario).
6. 1 fuente de poder de  $5V_{CC}$ .
7. 1 adaptador de  $6V_{CC}$  (mínimo 5.5 y máximo  $9V_{CC}$ ).

### Procedimiento

Para empezar a realizar pruebas utilizando el brazo robótico, se debe primero realizar las conexiones del controlador. Conectar las servos 0 al 4 del brazo robótico a los puertos 16 al 20 del controlador SSC-32, de manera que el pin *pulse* del controlador corresponda al cable amarillo (de ingreso de pulsos) en cada servo. Conectar una de las salidas de  $5V_{CC}$  de la fuente de poder de PC a la bornera de *VS2* en el controlador, asegurando la polaridad correcta. Conectar también el adaptador de  $6V_{CC}$  a la bornera de *VL* del controlador asegurando la polaridad correcta.

A continuación, conectar el cable convertidor USB a Serial al controlador y al computador, utilizando la extensión de puerto USB si es necesario. Encender la fuente de poder, el adaptador y la PC.

Se puede utilizar cualquier programa de software adecuado para el brazo robótico de los provistos en este proyecto, o se puede realizar una interfaz aparte, tomando como guía el manual del SSC - 32, provisto en el anexo de Hojas de Especificaciones Técnicas y Referencia.

Para lograr la implementación del BCI realizado en este proyecto, se debe tomar en cuenta que los picos de actividad alfa pueden variar en localización espectral de acuerdo a cada persona, y la respuesta que genera el observar al estímulo visual no ha sido probada más que en el sujeto de estudio del proyecto, por lo que ajustes a la programación de la interfaz presentada como implementación final serían necesarios.

## BIBLIOGRAFÍA Y ENLACES

- [1] ALLISON B.: "P3 or not P3: Toward a Better P300 BCI". Universidad de California, San Diego, Estados Unidos, 2003.
  
- [2] ACEÑA J. "Cerebro y Lenguaje: esbozo de una clasificación de los trastornos del lenguaje".
  
- [3] ANÓNIMO. 27-Dic-2009. Ventana (función). Consulta en línea. Dirección: [http://es.wikipedia.org/wiki/Ventana\\_\(función\)](http://es.wikipedia.org/wiki/Ventana_(función)).
  
- [4] ANÓNIMO: "KL - 700. Biomedical Measurement System". Guía de Referencia.
  
- [5] ANÓNIMO: "NI myDAQ User Guide and Specifications". Manual de usuario y especificaciones técnicas, National Instruments, 2010.
  
- [6] ANÓNIMO: "TU - S9. Quick Installation Guide". Guía de Instalación Rápida, Trendnet, 2007.
  
- [7] BAREA NAVARRO R.: "Electroencefalografía". Universidad de Alcalá, España.
  
- [8] BOWMAN W., RAND M., WEST G.: "Farmacología". Editorial JIMS, España, 1970.
  
- [9] BRONZINO J.: "Principles of Electroencephalography". The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition, CRC Press LLC, Estados Unidos, 2000.

- [10] CARDINALI D.: "Manual de Neurofisiología". Ediciones Díaz de Santos, Argentina, 2007.
- [11] Departamento de Robótica. "Guía de Robótica: Cómo Trabaja un Robot". Instituto Técnico Industrial Francisco José De Caldas, Colombia.
- [12] FRYE J.: "Manual de SSC - 32". Estados Unidos, 2009.
- [13] Grupo de Bioingeniería y Telemedicina: "Análisis Cuantitativo y Automático del Electroencefalograma". Universidad Politécnica de Madrid, España.
- [14] GULRAJANI R.: "Bioelectricity and Biomagnetism". John Wiley & Sons, INC., Estados Unidos, 1998.
- [15] HOUSSAY B., LEWIS J., ORÍAS O., BRAUN E., HUG E., FOGLIA V., LELOIR L.: "Fisiología Humana". Librería El Ateneo Editorial, Argentina, 1952.
- [16] MORENO V., FERNÁNDEZ A.: "Programación en LabVIEW. Programación en Lenguaje «G». Tipos de Datos Simples y Complejos. Estructuras de Control de Flujo. Trabajo con Ficheros, Trabajo con Tarjetas de Adquisición de Datos, Puerto Serie y Paralelo, TCP-IP y DDE". Instituto Superior Politécnico «José Antonio Echeverría», Habana, Cuba, 2005.
- [17] NEWMAN M.: "Biopotential Electrodes". The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition, CRC Press LLC, Estados Unidos, 2000.
- [18] PRUTCHI D., NORRIS M.: "Design and Development of Medical Electronic Instrumentation". John Wiley & Sons, INC., Canadá, 2005.
- [19] SANTOS S., TIERRA - CRIOLLO C., SOUZA A., SILVA M., CUNHA M., MASTROCOLA G.: "Magnitude Squared of Coherence to Detect Imaginary Movement". EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, Brasil, 2009.
- [20] TRESGUERRES J., VILLANÚA M., LÓPEZ - CALDERÓN A.: "Anatomía y Fisiología del Cuerpo Humano". Editorial McGraw Hill, España, 2009.
- [21] VASEGHI S.: "Advanced Digital Signal Processing and Noise Reduction". John Wiley & Sons, INC., Inglaterra, 2006.

- [22] VILLEGAS A., LUGO E., PACHECO J., VILLEGAS H.: "Interfaz Cerebro Computador Modular Basada en la Interpretación del Electroencefalograma (EEG) mediante RNA para el Control de Dispositivos Electrónicos". Universidad de Carabobo, Venezuela, 2008.
- [23] WEBSTER J.: "Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation"; Electroencephalography de SHERMAN D. y WALTERSPACHER D., John Wiley & Sons, INC., Estados Unidos, 2006.