



Repotenciación de un prototipo de silla de bipedestación activada por BCI bajo el paradigma SSVEP

Haro Andrade, Galo Javier

Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Trabajo de titulación, previo a la obtención del título de Ingeniero en Mecatrónica

Ing. De la Cruz Guevara, Danni Rodrigo, Ph.D.

17 de agosto 2023



L00359184_Galo Haro_Tesis_Copyleak....

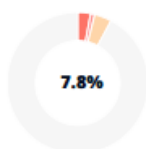
Scan details

Scan time:
August 28th, 2023 at 15:7 UTC

Total Pages:
63

Total Words:
15617

Plagiarism Detection



Types of plagiarism		Words
Identical	2.9%	458
Minor Changes	1%	150
Paraphrased	3.9%	615
Omitted Words	0%	0

AI Content Detection



Text coverage

- AI text
- Human text

Plagiarism Results: (97)

Ing. De la Cruz Guevara, Danni Rodrigo, Ph.D.

CC: 1712550308



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Certificación

Certifico que el trabajo de titulación, **“Repotenciación de un prototipo de silla de bipedestación activada por BCI bajo el paradigma SSVEP”** fue realizado por el señor **Haro Andrade, Galo Javier**; el mismo que cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, además fue revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de prevención y/o verificación de similitud de contenidos; razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que se lo sustente públicamente.

Sangolquí, 17 de agosto de 2023

Ing. De la Cruz Guevara, Danni Rodrigo, Ph.D.

CC: 1712550308



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS

INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Responsabilidad de Autoría

Yo, Haro Andrade, Galo Javier, con cédula de ciudadanía n°1003886361 declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **“Repotenciación de un prototipo de silla de bipedestación activada por BCI bajo el paradigma SSVEP”** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos, y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Sangolquí, 17 de agosto de 2023

Una firma manuscrita en tinta azul que parece decir 'Galo'.

Galo Javier Haro Andrade

CC: 1003886361



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS

INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Autorización de Publicación

Yo, Haro Andrade, Galo Javier, con cédula de ciudadanía n°1003886361, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: “Repotenciación de un prototipo de silla de bipedestación activada por BCI bajo el paradigma SSVEP” en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Sangolquí, 17 de agosto de 2023

Una firma manuscrita en tinta azul que parece decir 'G. Haro'.

Galo Javier Haro Andrade

CC: 1003886361

Dedicatoria

El esfuerzo y el trabajo duro siempre obtienen recompensa, el camino no es sencillo, siempre nos encontramos con obstáculos que a menudo nos cuesta superar, lo cual hace que las metas cumplidas sean más gratificantes. Es por eso que dedico el cumplimiento de esta meta a mis padres, Lucia y Javier; que siempre me han apoyado a lo largo de mi vida en cada paso que he dado, levantándose en mis derrotas y acompañándome en mis triunfos, igualmente a mis abuelitos; Gladys, que desde que tengo memoria ha estado a mi lado con su amor constante y Bayardo, que aunque ya no esté con nosotros, sé que me sigue guiando desde el cielo velando por mi seguridad como lo hizo siempre en vida.

Haro Andrade Galo Javier

Agradecimiento

Mis padres, por su constante apoyo con sus mensajes de fortaleza, siempre tuvieron fe en mí a lo largo de este proceso a pesar de que en momentos yo flaqueara en este camino. A los Ingenieros que me compartieron sus conocimientos a lo largo de la carrera, además de impartirme conocimiento extendieron su mano para ayudarme cuando más lo necesitaba; en especial al Ingeniero Danni De la Cruz y la Ingeniera Johana Tobar que fueron parte importante en el desarrollo de este trabajo. A mis compañeros que a lo largo de estos años de carrera llegaron a ser más que eso, nos volvimos amigos; estoy feliz de haberlos conocido compartiendo tristezas y alegrías, entre estos amigos especiales a los que llego a considerar familia.

Haro Andrade Galo Javier

Índice de contenido

Verificación de similitudes	2
Certificación	3
Responsabilidad de Autoría	4
Autorización de Publicación.....	5
Dedicatoria.....	6
Agradecimiento.....	7
Índice de contenido	8
Índice de tablas	12
Índice de figuras.....	13
Resumen	16
Abstract.....	17
Capítulo 1	17
Generalidades.....	17
<i>Antecedentes</i>	17
Definición de Discapacidad Física.	17
Estadísticas de Discapacidad Física en el Ecuador.	17
Lesión Medular.	18
Esclerosis lateral amiotrofia (ELA).	20
Diagnóstico ELA.....	20
Tratamiento ELA.....	20
Consecuencias del uso de la silla de ruedas.	21
Repercusiones Físicas.....	21
Alteración de la Función Respiratoria.....	21
Alteraciones de la Función Vesical e Intestinal.....	21
Alteración de la Función Sexual.	22
Repercusiones Psicológicas.....	22
Trabajos Previos.....	23
<i>Planteamiento del Problema</i>	23
<i>Justificación e Importancia</i>	24
<i>Área de Influencia</i>	25
<i>Alcance</i>	26
<i>Objetivos</i>	27
Objetivo General.....	27
Objetivos Específicos.....	27

<i>Descripción del proyecto</i>	27
<i>Estructura del documento</i>	29
Capítulo 2	30
<i>Estado del Arte</i>	30
Ergonomía en una Silla.....	30
- Diseño de la superficie de asiento:	31
- Apoyo lumbar:.....	31
- Altura ajustable:.....	31
- Apoyabrazos ajustables:	31
- Profundidad del asiento:.....	31
- Materiales y acolchado:	31
- Movilidad:	31
- Estabilidad:.....	31
Silla de ruedas.	31
Historia de la silla de ruedas.	32
Sillas de ruedas de bipedestación.	34
Beneficios Terapéuticos.....	34
Salud urinaria.	34
Circulación.....	34
Espasticidad.	34
Función intestinal.....	34
Úlceras por presión.	35
Densidad ósea.....	35
<i>Beneficios psicológicos</i>	35
Independencia.	35
Mejoras cognitivas.	35
Depresión.....	35
Bienestar.	35
Ergonomía en una Silla de Bipedestación.....	36
- Estabilidad:.....	36
- Soporte lumbar y de piernas:.....	36
- Correas de seguridad:	36
- Superficie de asiento cómoda:.....	37
- Facilidad de uso:.....	37
Interfaz Cerebro Computador.....	37
BCI no Invasiva.	38

- Electroencefalografía (EEG):	38
- Magneto encefalografía (MEG):.....	38
- NIRS (Near-Infrared Spectroscopy):.....	38
- Imágenes Funcionales de Resonancia Magnética (fMRI):	39
- Técnicas basadas en Ultrasonido:.....	39
BCI Basada en Potenciales Evocados de Estado Estable (SSVEP).	39
- Estímulo Visual:.....	40
- Registro EEG:.....	40
- Detección de Respuesta SSVEP:.....	40
- Decodificación y Control:	40
- Feedback Visual:.....	40
<i>Matriz del Estado del Arte</i>	41
Capítulo 3	44
<i>Misión del Proyecto</i>	44
Visión del Proyecto	45
<i>Requerimientos del proyecto</i>	45
<i>Importancia relativa</i>	45
<i>Análisis de Resultados de Matriz QFD</i>	47
<i>Diagrama de Pareto</i>	48
<i>Línea Base del Prototipo de Prótesis Mecatrónica</i>	51
<i>Sistema de Bipedestación</i>	52
<i>Sistema de Sujeción</i>	53
<i>Estructura de interacción con el usuario</i>	55
<i>Motores de Ruedas</i>	56
<i>Motor Lineal</i>	57
<i>Módulo de Relés</i>	58
<i>Baterías</i>	59
<i>Sistema Control alternativo</i>	59
<i>Sistema Control de Voz</i>	60
<i>Readecuación y Rediseño</i>	61
<i>Sistema de Sujeción</i>	61
<i>Estructura de interacción con el usuario</i>	64
<i>Motores de Ruedas</i>	66
<i>Batería del Motor Lineal</i>	68
<i>Módulo de Relés</i>	69
<i>Sistema Control Inalámbrico</i>	71

<i>Implementación control BCI paradigma SSEVP</i>	76
<i>Implementación Pantalla Física</i>	80
Capítulo 4	82
<i>Pruebas y Resultados</i>	82
Control Remoto.....	82
Diagrama de Flujo Emisor.	83
Código receptor.	86
<i>Control BCI paradigma SSVEP</i>	88
Identificación Base de Datos.....	88
<i>Conexión Arduino MATLAB</i>	91
<i>Prueba de Conexión</i>	92
<i>Simulación App Designar</i>	94
<i>Comparación con modelo previo</i>	95
Capítulo 5	97
Conclusiones	97
Recomendaciones.....	98
Trabajo Futuros.....	98
Bibliografía	100

Índice de tablas

Tabla 1 Matriz del Estado del Arte	41
Tabla 2 Misión del Proyecto	44
Tabla 3. Matriz QFD para el proyecto.....	46
Tabla 4. Resultados Matriz QFD.....	48
Tabla 5. Requerimientos del Proyecto	48
Tabla 6 Características Técnicas del prototipo de prótesis mecatrónica	49
Tabla 7. Resumen de elementos y sus estados	52
Tabla 8 Especificaciones Técnicas Modulo Relé	70
Tabla 9 Conexión Arduino NRF24L01	73
Tabla 10 Relación Frecuencia Movimiento.....	78
Tabla 11 Pruebas y Resultados Comunicación Inalámbrica	88
Tabla 12 Identificación de Frecuencia.	91
Tabla 13 Prueba y Resultados Control BCI paradigma SSVEP.....	95
Tabla 14 Resultados Proyecto Previo Prueba.....	96

Índice de figuras

Figura 1 Estadísticas Discapacidad Ecuador.	18
Figura 2. Lesiones Medulares LM.	19
Figura 3 Silla de Bipedestación Eléctrica.....	28
Figura 4 Ergonomía en una Silla.....	30
Figura 5 Silla de rueda John Dawson Bath.....	32
Figura 6 Silla de ruedas eléctrica	33
Figura 7 Etapa de bipedestación.....	36
Figura 8 Interfaz Cerebro Computador.....	38
Figura 9 Diagrama funcional de una BCI basada en el paradigma SSVEP.....	41
Figura 10 Diagrama de Pareto de los Requerimientos del prototipo	49
Figura 11. Diagrama de Pareto de las características técnicas del prototipo	50
Figura 12 Vista lateral Mecanismo Bipedestación.....	53
Figura 13 Sistema de sujeción	54
Figura 14 Sistema de Sujeción Seguridades Originales	54
Figura 15 Estructura de espalda asiento piernas.....	55
Figura 16 Estructura de reposa piernas original	56
Figura 17 Motor de Rueda.....	57
Figura 18 Motor Lineal original.....	57
Figura 19 Modulo Relé silicona.....	58
Figura 20 Modulo Relé tornillo faltante	58
Figura 21 Baterías Originales	59
Figura 22 Características Batería	59
Figura 23 Sistema Control Alternativo.....	60
Figura 24 Sistema Control de Voz.....	60
Figura 25 Cinturones de Velcro	62

Figura 26 Cojín Piernas	63
Figura 27 Sistema de Sujeción sentado	63
Figura 28 Sistema de Sujeción parado.....	64
Figura 29 Posición Ergonómica en una Silla	65
Figura 30 Rediseño Estructura de espalda/asiento	65
Figura 31 Motor de Silla de Ruedas Eléctrico	66
Figura 32 Freno Electromagnético.....	67
Figura 33 Batería y Control de los Motores.....	68
Figura 34 Características Motor Lineal	68
Figura 35 Batería Motor Lineal	69
Figura 36 Pines Modulo Relé	69
Figura 37 Diagrama Puente H con Arduino	70
Figura 38 Esquema del montaje del Puente H con Arduino.....	71
Figura 39 Pines NRF24L01.....	72
Figura 40 Conexión Arduino NRF24L01	72
Figura 41 Pines Joystick	73
Figura 42 Conexión Arduino Joystick.....	74
Figura 43 Funcionamiento Pulsadores	74
Figura 44 Placa PCB Control Remoto.....	75
Figura 45 Control Remoto Acoplado/ Desacoplado	75
Figura 46 ITR vs Tiempo.....	77
Figura 47 Exactitud vs Tiempo	77
Figura 48. Diagrama de Flujo del Algoritmo BCI.....	79
Figura 49. HMI Simulación BCI - SSEVP.....	79
Figura 50 Pantallas Nextion	80
Figura 51 Pantalla HMI para control BCI.....	81

Figura 52 Conexión inalámbrica NRF24L01	82
Figura 53 Librería RF24 Arduino	83
Figura 54 Diagrama de Flujo Emisor	84
Figura 55 Diagrama de Flujo Subrutina de Movimiento.....	85
Figura 56 Diagrama de Flujo Receptor	86
Figura 57 Diagrama de Flujo Subrutina de Activación.....	87
Figura 58 Media Exactitud con Todos los Usuarios	89
Figura 59 Media Exactitud con Mejores los Usuarios.....	90
Figura 60 Paquete de Soporte Arduino MATLAB.....	92
Figura 61 Tipo de Conexión Arduino MATLAB.....	93
Figura 62 Programación Arduino MATLAB	93
Figura 63 Prueba de Conexión Final	94
Figura 64 Movimientos Silla de Bipedestación Simulación	94

Resumen

En nuestro país, Ecuador, existe un considerable número de personas que presentan algún tipo de discapacidad, ya sea física o psicológica. Con el propósito de mejorar su calidad de vida y fomentar una integración activa en la sociedad, se desarrollan dispositivos de apoyo que contribuyen a mejorar su estilo de vida. Uno de estos dispositivos es la silla de bipedestación, que se aborda en el presente documento.

A través de una investigación exhaustiva, la literatura revela estudios que no sobrepasan los cinco años de trabajos similares. Por esta razón, el presente trabajo se centra en la mejora de una silla de bipedestación eléctrica destinada a personas parapléjicas o cuadripléjicas. Esto se logra mediante la implementación de dos métodos de control. En primer lugar, se lleva a cabo la selección de un control manual inalámbrico para un uso asistido, y en segundo lugar, se emplea un control a través de una interfaz cerebro-computadora (BCI), que utiliza señales de electroencefalograma (EEG) bajo el paradigma de potenciales evocados de estado estable (SSVEP).

Durante la fase de diseño, se realizaron modificaciones en el modelo estructural original, mejorando la ergonomía de la silla y asegurando el bienestar, el estilo de vida y la salud del usuario. Los resultados indican que los métodos de control propuestos en esta tesis logran de manera satisfactoria los objetivos establecidos, tanto para el control inalámbrico como para el control BCI.

Palabras clave: parapléjicas, cuadriplejía, silla de bipedestación, interfaz cerebro computadora, paradigma de potenciales evocados de estado estable

Abstract

In our country, Ecuador, there exists a significant population of individuals grappling with various forms of disabilities, encompassing physical as well as psychological impairments. With an earnest intent to uplift their overall quality of life and to foster a more comprehensive integration within our society, ingenious supportive devices are undergoing development, aimed at augmenting their daily experiences. One such groundbreaking innovation is the standing wheelchair, a topic of profound exploration within the confines of this document.

Extensive research conducted in this realm uncovers a gap, with studies spanning no more than a mere half-decade in similar domains. Consequently, this particular work takes a resolute stance on refining an electric standing wheelchair, meticulously tailored to accommodate paraplegic or quadriplegic individuals. This metamorphosis transpires through the adept utilization of two distinctive control methodologies. Primarily, there is the integration of a wireless manual control, meticulously calibrated to facilitate assisted usage. Subsequently, the spotlight shifts towards harnessing the potential of a brain-computer interface (BCI) control system, ingeniously harnessing the electrical signals from the user's brain through electroencephalogram (EEG) technology, within the realm of steady-state visually evoked potentials (SSVEP).

The conceptualization phase ushered in a plethora of enhancements to the original structural blueprint, thereby elevating the ergonomic quotient of the standing wheelchair, all the while upholding the paramount importance of user comfort, holistic well-being, and health. The resultant outcomes reverberate with resounding success, underscoring the triumph of the proposed control methodologies expounded upon within this thesis—triumphs that are unequivocally evident in both the wireless control and BCI paradigms.

Keywords: paraplegics, quadriplegia, standing wheelchair, brain-computer interface, steady-state visually evoked potential paradigm.

Capítulo 1

En este capítulo se muestra el porcentaje de personas que sufren algún tipo de discapacidad en Ecuador, dando a conocer que la mayoría de ellos presenta una discapacidad física que los obliga a tener una vida en una silla de ruedas. Entre las causas más comunes se encuentra la lesión a la medula espinal y una condición especial conocida como esclerosis lateral amiotrofia. Además, es importante resaltar que el uso excesivo de la silla de ruedas también genera problemas urinarios, intestinales, dolor, úlceras, entre otros.

Generalidades

Antecedentes

Definición de Discapacidad Física.

Existen varios tipos de discapacidades que pueden afectar a corto o largo plazo como las físicas, mentales, intelectuales o sensoriales que impiden que el paciente tenga una interacción convencional con el entorno, limitando la participación plena y con igualdad de condiciones dentro de la sociedad (Parra Santos, 2021).

Estadísticas de Discapacidad Física en el Ecuador.

Según el Consejo Nacional de Discapacidades (CND, 2022), el 13,2 % del total de la población del Ecuador son personas con algún tipo de discapacidad y el 46,64 % son personas con discapacidad por deficiencias físicas (**Figura 1**). Con respecto a la inserción laboral, los datos afirman que menos de la mitad de las personas con discapacidad sí han trabajado alguna vez y únicamente el 25 % de la población indicada reporta estar trabajando actualmente (Parra Santos, 2021).

Figura 1

Estadísticas Discapacidad Ecuador.



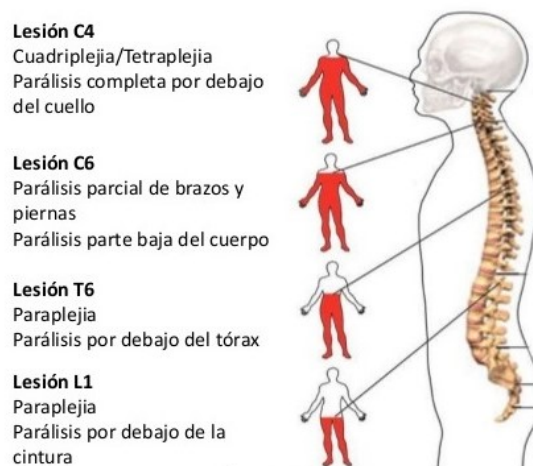
Nota. Tomado de Fase-1-Presentacion-Preliminar-Rendicion-de-Cuentas,por CND,2020.

Lesión Medular.

Una lesión o enfermedad del sistema nervioso puede afectar la capacidad para mover una parte específica del cuerpo humano, a esta capacidad motora reducida se la denomina parálisis y pueden ser consecuencia de la paraplejía que consiste en la parálisis de ambas piernas y cuadriplejía (a veces llamada tetraplejía), que es la parálisis de las dos piernas y los dos brazos (*Cuadriplejía y Paraplejía - Western New York Urology Associates, LLC, s. f.*).

Figura 2

Lesiones Medulares LM.



Nota. Tomado de *Lesión medular – Asociación española de bancos de células madre*, por ABACELL, 2020.

Como muestra la **Figura 2**, de manera general la mayoría de los autores dividen las tetraplejas en:

- Tetraplejas altas de C1-C5 y tetraplejas bajas de C6-C8: Este tipo de personas dependen de una tercera persona para realizar las actividades de la vida diaria (AVDs). Sin embargo, los pacientes son capaces de comunicarse con su cuidador para indicar cuáles son sus necesidades y ser responsables de su autocuidado.
- La tetraplejía considerada de alto grado C1 a C3: Provoca una afectación de la musculatura de las cuatro extremidades y del tronco.
- La tetraplejía de grado C4 y C5: Esta discapacidad únicamente permite que la persona pueda elevar sus hombros además de flexionar el codo y las personas que se encuentran en estos grados son totalmente dependientes al necesitar de asistencia de otra persona

para mejorar la calidad de vida de estos individuos, pues requieren una silla de ruedas eléctrica con adaptaciones especiales

- La tetraplejias de bajo grado C6 a C8: La persona puede coger y soltar ciertos objetos conservando las capacidades descritas en los niveles anteriores. Estas personas usan sillas de ruedas autopropulsables para trayectos cortos, pero dependen de una silla de ruedas eléctrica para trayectos largos (Hontoria Hernández, 2020).

Esclerosis lateral amiotrofia (ELA).

La esclerosis lateral amiotrofia es una enfermedad progresiva y de mal pronóstico que provoca debilidad de los músculos voluntarios. La causa de ELA es aún desconocida, pero se ha logrado entender su patogénesis, principalmente en el área de la genética debido a mutaciones cromosómicas. La mayoría de los pacientes muere de fallo respiratorio en los siguientes tres a cinco años de la aparición de los síntomas. Aún no se ha encontrado un tratamiento efectivo de curación, pero gracias a los avances tecnológicos hay mejoría en la sintomatología y en la calidad de vida de los pacientes (Torres Rivadeneira, 2020).

Diagnóstico ELA.

El diagnóstico de ELA está basado primordialmente en los síntomas y señales obtenidos en la historia clínica y en el examen neurológico, el cual debe realizarse a intervalos regulares para evaluar si los síntomas están empeorando progresivamente (Torres Rivadeneira, 2020).

Tratamiento ELA.

El tratamiento debe tener un enfoque multidisciplinario para mejorar la calidad de vida del paciente. La terapia física debe incluir el ejercicio aeróbico de bajo impacto como caminar, nadar o andar en una bicicleta estacionaria para fortalecer los músculos no afectados, mejorar la salud cardiovascular y ayudar a los pacientes a combatir la fatiga y la

depresión. Una adecuada nutrición es de vital importancia para evitar la pérdida de masa muscular y debe ser ajustada según las necesidades del paciente (Torres Rivadeneira, 2020).

Consecuencias del uso de la silla de ruedas.

Tomando en cuenta los largos periodos de inmovilidad a los cuales las personas cuádruplégicas están sometidas constantemente y de los problemas de salud que trae su condición, esto lleva a desarrollar ciertos problemas tanto físicos como psicológicos.

Repercusiones Físicas.

Alteración de la Función Respiratoria.

Tanto la respiración como el reflejo de la tos requiere una acción coordinada del diafragma, los músculos intercostales, músculos respiratorios y la musculatura abdominal, dependiendo del nivel de la lesión y que tan afectados se encuentren. La alteración de la función respiratoria puede variar desde la dificultad para el manejo de secreciones hasta la incapacidad para respirar (Hontoria Hernández, 2020).

Alteraciones de la Función Vesical e Intestinal.

Después de una Lesión Medular la vejiga tiende a comportarse de una forma diferente a lo normal, esto se manifiesta en un vaciamiento repentino, incompleto, una retención urinaria, entre otros. Estos problemas urinarios se pueden agrupar en vejiga hipertónica (reflexiva) y vejiga flácida (irreflexiva), mientras que las alteraciones gastrointestinales pueden producirse tanto en la fase aguda como en la crónica y en ambos casos causa estreñimiento. Para combatir este problema, las personas con lesiones altas requieren de un método que favorezca la deposición refleja; todo lo contrario a las lesiones bajas donde emplean un método que incrementa la presión abdominal. El objetivo del tratamiento para ambos casos es proporcionar un patrón programado y efectivo del movimiento intestinal (Hontoria Hernández, 2020).

Alteración de la Función Sexual.

Debido a las características anatómicas de la mujer, su fertilidad se mantiene tras la LM; por lo que es aconsejable orientarla sobre el tipo de anticonceptivo más adecuado a utilizar. No se recomienda el uso del dispositivo intrauterino ni del diafragma por las alteraciones de la sensibilidad que presentan las mujeres tetra/parapléjicas. Los anticonceptivos hormonales están contraindicados por el riesgo de alteraciones vasculares (en ciertos casos puede realizarse un estudio vascular previo a su prescripción). Por lo anterior, el más recomendado suele ser el preservativo lubricado con espermicida.

En el caso de los varones, la fertilidad sí suele verse afectada por las alteraciones de la eyaculación y la patología seminal que presentan, resultando en una alteración de la vitalidad y de la movilidad espermática. Es recomendable enviar a unidades especializadas en reproducción y rehabilitación sexual para dar orientación sobre el tratamiento de la disfunción eréctil y eyaculatoria, en los casos en los que se solicite información para lograr una paternidad biológica asistida (Hontoria Hernández, 2020).

Repercusiones Psicológicas.

La silla de ruedas tiene una relación directa con su usuario, siendo el símbolo de una carencia cuando siente una dependencia funcional. Es un medio de locomoción y transporte, y después del rescate de sus potenciales funcionales pasa a integrar parte de su cuerpo bajo el concepto de autonomía en cuatro ruedas, al adaptarse a su nueva capacidad de movimiento (Vázquez-Fariñas & Rodríguez-Martin, 2021).

El uso de una silla de ruedas involucra la necesidad de una persona externa, lo cual psicológicamente afecta al paciente creando una dependencia de la persona con sus cuidadores. Además, es necesario el uso de diversas tecnologías asistenciales para facilitar la movilidad, la comunicación, la auto asistencia o las actividades domésticas. Se estima que entre un 20 y 30 % de las personas con lesiones medulares presentan signos clínicamente

significativos de depresión, lo que puede repercutir negativamente en el funcionamiento personal y en el estado general de salud de los afectados (Córdova Rodríguez, 2021).

Trabajos Previos.

La universidad de las fuerzas Armadas (ESPE) ha desarrollado diversos proyectos sociales que se enfocan en mejorar la calidad de vida de personas que sufren algún tipo de discapacidad, tomando el caso especial de la tesis “Diseño y construcción de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas activada por voz, de bajo costo” donde se muestra el diseño, construcción e implementación de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas activada por voz a bajo costo (Armijos & Criollo, 2018).

En el ámbito académico, la Universidad Técnica de Ambato (UTA) en el trabajo “Sistema de control de movimiento en silla bipedestadora para el centro de rehabilitación física y neurológica bendiciones de la ciudad de Ambato” implementó un sistema de control de movimiento para que el paciente no dependa del personal de salud o de algún familiar para realizar sus actividades; el principal beneficiario es un paciente del “Centro de Rehabilitación Física y Neurológica Bendiciones” (Garcés Moncayo, 2021).

Planteamiento del Problema

Este proyecto se centra en personas que sufren ya sea de paraplejia o cuadriplejia; mismas que pueden tener parálisis total o parcial en sus extremidades superiores e inferiores. El principal problema que ellos sufren al usar una silla de ruedas es la incapacidad de conseguir objetos a una altura que se encuentre fuera de su alcance normal, y también un control de movimiento más cómodo para la silla, evitando el uso constante de sus brazos o la ayuda de terceros.

La primer etapa de la repotencialización se centra en la modificación física de la silla manteniendo la estructura base que tenía la silla inicial, mejorar así la ergonomía, garantizando la comodidad del usuario tanto en la posición de sentado (stand down) a un ángulo de entre 95° a

105° en la parte baja de la espalda, y cuando se utilice la posición de bipedestación, alcanzando un ángulo máximo de 70°, evitando que el usuario se desplace y no tenga que cambiar su posición original para no afectar la comodidad del mismo. En ambas posiciones se debe tomar en cuenta un único sistema de sujeción que no se vea afectado al cambio de posición estructural de la silla.

En la siguiente etapa, se rediseña el control principal para el manejo de la silla, el que operaba bajo un control fijo activado por pulsadores pequeños los cuales no eran amigables y funcionales para el usuario, a partir de estas observaciones del proyecto preliminar se diseña un nuevo control inalámbrico que incluye un joystick y botones más grandes para un mejor manejo y control de la silla.

Adicional, se desarrolla un control por BCI bajo el paradigma SSVEP para que la silla sea controlada por el usuario a través de estímulos cerebrales generados por señales parpadeantes (frecuencias de activación) otorgando total independencia al usuario en el control de la silla.

En síntesis, la presente tesis tendrá las siguientes características:

- Sistema de bipedestación mejorado, garantizando la ergonomía del usuario.
- Sistema de control BCI bajo el paradigma SSVEP.
- Sistema de control remoto inalámbrico, enfocado para el usuario o para asistencia externa al mismo.

Justificación e Importancia

Una silla de ruedas impone barreras que limitan a la persona a encontrar un empleo, ser independiente y realizar actividades cotidianas, y además su excesivo uso provoca problemas secundarios debido a los largos periodos de inmovilidad a los cuales están sometidos.

Una alternativa para estos problemas es ayudar a una persona parapléjica o cuadripléjica a cambiar de posición, reduciendo el riesgo de una lesión secundaria y mejorando su auto

desempeño en el trabajo, estudio y actividades cotidianas, por lo cual, la implementación de un sistema de bipedestación en una silla de ruedas es sumamente importante, tomando en cuenta la ergonomía que esta requiere.

Con los avances de la tecnología en la elaboración de sillas se tiene un precedente de un continuo adelanto tanto en la comodidad como en el funcionamiento para el beneficio de los usuarios. La mayoría de los proyectos desarrollados a nivel nacional tienen la implementación de un control manual, siendo este sistema efectivo para personas parapléjicas y no cuadripléjicas, por este motivo, la implementación de un control BCI demuestra un gran adelanto en este tipo de sistema.

A partir de lo desarrollado en el trabajo de titulación denominado "Diseño y construcción de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas activada por voz, de bajo costo" (Armijos Comina & Criollo Simbaña, 2018). Se propone la repotenciación del sistema de silla de ruedas con la implementación del control BCI basada en SSVEP para mejorar su funcionamiento e interacción con el usuario, con la finalidad de obtener independencia del usuario y así mejor su estilo de vida.

Área de Influencia

Este trabajo se desarrollará como proyecto de titulación de la Carrera de Ingeniería Mecatrónica para el Laboratorio de Mecatrónica y Sistema Dinámico, el cual pertenece al Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica de la Universidad de las Fuerzas Armadas, con el objetivo de desarrollar una nueva versión de la silla de bipedestación eléctrica que brindará comodidad e independencia a usuarios cuadripléjicos o parapléjicos, implementando un nuevo controlador correspondiente a una BCI bajo el paradigma SSVEP, para proporcionar un control de movimiento mejorado.

Alcance

El desarrollo de esta nueva versión de la silla de bipedestación eléctrica va enfocado a brindar comodidad e independencia a usuarios cuadripléjicos o parapléjicos con la implementación de un nuevo controlador basado en una BCI bajo el paradigma SSVEP, para proporcionar un control de movimiento mejorado, así como la implementación de un control inalámbrico alternativo.

Para el desarrollo de este proyecto se han planteado cuatro etapas:

- Remodelación del sistema mecánico original: Con el objetivo de mejorar la ergonomía de la silla para garantizar una mejor comodidad para el usuario, además de mejorar los sistemas de sujeción los cuales garantizan la seguridad de la persona que se encuentra en la silla de bipedestación.
- Rediseño del control manual: Utilizando los elementos eléctricos ya presentes en el sistema original y tomando en consideración si son averiados o desgastados, estos serán reemplazados o reparados, garantizando un mejor desempeño del movimiento de la silla de bipedestación.
- Búsqueda y selección de las bases de datos que se emplearán como fuente de señales EEG: Al igual que el uso del algoritmo de la BCI que consta de una etapa de extracción de características de las señales para la identificación de comandos y la activación de los actuadores de la silla de bipedestación.
- Efectuar un análisis comparativo entre los datos obtenidos en la versión previa y los resultados generados por esta nueva variante, permitiendo contrastar y evaluar los avances logrados de manera más precisa.

Objetivos

Objetivo General.

Repotenciar un prototipo de silla de bipedestación eléctrica para personas parapléjicas o cuadripléjicas activado por BCI bajo el paradigma SSVEP.

Objetivos Específicos.

- Realizar los ajustes mecánicos necesarios en la silla de bipedestación actual con el fin de obtener un diseño ergonómico para el usuario manteniendo la estructura inicial de la silla.
- Realizar las reparaciones necesarias del sistema eléctrico que ayudan al movimiento de la silla de bipedestación mejorando su desempeño, facilitando su control y comodidad.
- Implementar un controlador BCI bajo el paradigma SSVEP para los actuadores de la silla de bipedestación.
- Evaluar las ventajas de la repotenciación con respecto al prototipo mecatrónica actual.

Descripción del proyecto

El proyecto consiste en la repotenciación de una silla de bipedestación existente en el Laboratorio de Mecatrónica y Sistemas Dinámicos (**Figura 3**), desarrollada previamente como trabajo de titulación de la carrera de Ingeniería en Mecatrónica de los Ingenieros Johanna Armijos y Tania Criollo.

Figura 3*Silla de Bipedestación Eléctrica*

Nota. Tomado de Diseño y construcción de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas activada por voz, de bajo costo, por Armijos Comina & Criollo Simbaña, 2018.

La repotenciación del sistema original de la silla se basa en la readecuación de los elementos ya existentes, tomando en cuenta la ergonomía que está destinada a mejorar la calidad de vida de sus usuarios. La posición en la espalda del usuario al momento de estar tanto sentado y parado debe ser esencial durante el rediseño, pues al tener una columna vertebral que no posee línea recta necesita puntos de apoyo que permitan colocar en un ángulo correcto de inclinación de 95°.

El desarrollo de un nuevo diseño de la parte eléctrica para reemplazar los elementos eléctricos averiados o desgastados que han sido comprometidos por el paso del tiempo, así como mejorar el funcionamiento general del desempeño del movimiento de la silla de bipedestación.

La implementación de un nuevo sistema de control para la silla, basado en señales de electroencefalograma, se plantea crear una BCI bajo el paradigma de SSVEP en donde un

algoritmo se encargará de la extracción de características de las señales de EEG permitiendo obtener las respuestas a diferentes estímulos visuales y relacionarlas con las diferentes acciones que debe realizar la silla. También se tomó en cuenta un control alternativo para el movimiento de la silla en caso de no poder utilizar el control principal por BCI, para ello se implementará un control manual que será activado mediante pulsadores para los casos: adelante, atrás, izquierda, derecha, subir, bajar y detener.

El correcto funcionamiento de los sistemas mecánico, electrónico y de software se verificará con pruebas de laboratorio, empleando señales de electroencefalograma de entrada, haciendo uso de una base de datos donde se comparen variables como tiempo de respuesta, precisión de los movimientos y la respetabilidad de estos.

Estructura del documento

El documento está dividido en cinco capítulos. En el primer capítulo se abordan los antecedentes, la justificación y la importancia del proyecto de titulación, así como sus objetivos y el alcance que abarcará. En esta sección se explica el propósito del proyecto y se describe el problema que se busca resolver a través de la propuesta presentada. El segundo capítulo consiste en una investigación previa sobre varios temas relacionados con el proyecto, como la ergonomía de las sillas, los beneficios de usar una silla de bipedestación y la implementación de BCI bajo el paradigma SSEVP. También se lleva a cabo un análisis del estado actual de la disciplina para revisar los artículos presentados en relación con el tema central de la tesis. En el tercer capítulo se detalla la metodología utilizada, así como el procedimiento seguido para desarrollar el diseño mecánico, electrónico y la estructura de la base de datos. El cuarto capítulo especifica el proceso de pruebas de funcionamiento y analiza los resultados obtenidos para poder compararlos con el diseño anterior. Por último, en el quinto capítulo se exponen las conclusiones, recomendaciones y posibles trabajos futuros que surjan a partir de los resultados del proyecto.

Capítulo 2

Este capítulo involucra un análisis bibliográfico de distintos documentos científicos elaborados por especialistas en sus respectivos campos. Estos documentos abordan temas que abarcan desde la ergonomía necesaria en una silla de ruedas para garantizar la comodidad óptima del usuario en un sistema de bipedestación, hasta los aspectos esenciales para el funcionamiento adecuado de una Interfaz Cerebro-Computadora (BCI) en el contexto del paradigma SSEV. Esta comprensión profunda capacitará en la implementación eficiente y convencional este tipo de control en beneficio del usuario.

Estado del Arte

Ergonomía en una Silla.

La ergonomía de una silla es fundamental para prevenir problemas de salud relacionados con la postura y garantizar la comodidad y bienestar del usuario durante largos períodos de uso como se ve en la **Figura 4**.

Figura 4

Ergonomía en una Silla



Nota. Tomado de Sillas Ergonómicas, por AFAMID, 2020 .

Para que una silla sea considerada ergonómica debe cumplir varias características, como las detalladas a continuación en base a (Moreno Prieto, 2021):

- **Diseño de la superficie de asiento:** La silla debe tener una superficie amplia y cómoda para distribuir el peso del usuario de manera uniforme. La forma del asiento también debe ser lo suficientemente ancha para que el usuario pueda cambiar de postura sin restricciones.
- **Apoyo lumbar:** Una silla ergonómica debe tener un buen soporte lumbar para mantener la curva natural de la espalda y evitar la tensión en la zona lumbar.
- **Altura ajustable:** La altura del asiento debe ser ajustable para que los pies del usuario puedan tocar el suelo cómodamente, manteniendo las rodillas en un ángulo de 90 grados aproximadamente.
- **Apoyabrazos ajustables:** Los apoyabrazos deben ser ajustables en altura y ancho para proporcionar apoyo a los brazos y hombros, evitando que se eleven los hombros o se adopten posturas incómodas.
- **Profundidad del asiento:** La profundidad del asiento debe permitir que los muslos estén bien apoyados sin presionar la parte posterior de las rodillas.
- **Materiales y acolchado:** Los materiales utilizados en la silla deben ser de calidad y transpirables para evitar la acumulación de calor y humedad. El acolchado debe ser suficiente para proporcionar comodidad, pero sin ser excesivo, pues podría crear puntos de presión incómodos.
- **Movilidad:** Si la silla tiene ruedas, estas deben ser resistentes y adecuadas para el tipo de superficie en la que se utilizará, lo que permitirá una fácil movilidad.
- **Estabilidad:** La silla debe ser estable y equilibrada para evitar accidentes y caídas.

Silla de ruedas.

La silla de ruedas puede ser considerada como el símbolo inequívoco para representar la discapacidad, tomando en cuenta la cantidad de espacio público que se ha adaptado para

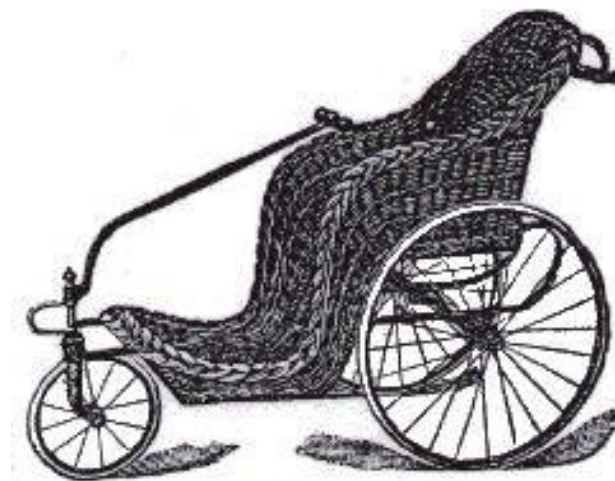
facilitar su funcionamiento. La idea inicial fue concebida como una ayuda a las personas que sufren de una pérdida parcial o total de movimiento. Todas las personas tienen el derecho de poder desplazarse en el momento que lo deseen de manera cómoda y segura, para ello se deben evaluar tres variables principales: La persona, la actividad y su entorno (Rojas Anaya, 2021).

Historia de la silla de ruedas.

Aunque no se puede saber con certeza quien inventó la primera silla de ruedas, datos indican que en 1595 se fabricó una para el Rey Felipe II de España. Mientras que el primer registro de una silla autopropulsada fue en 1655, su constructor fue Stephen Farfler que era un relojero parapléjico. John Dawson de Bath en 1783 diseñó una silla con dos ruedas grandes y una pequeña siendo el mejor diseño del siglo XIX (*Historia de la silla de ruedas - Karma Mobility España, 2020*).

Figura 5

Silla de rueda John Dawson Bath



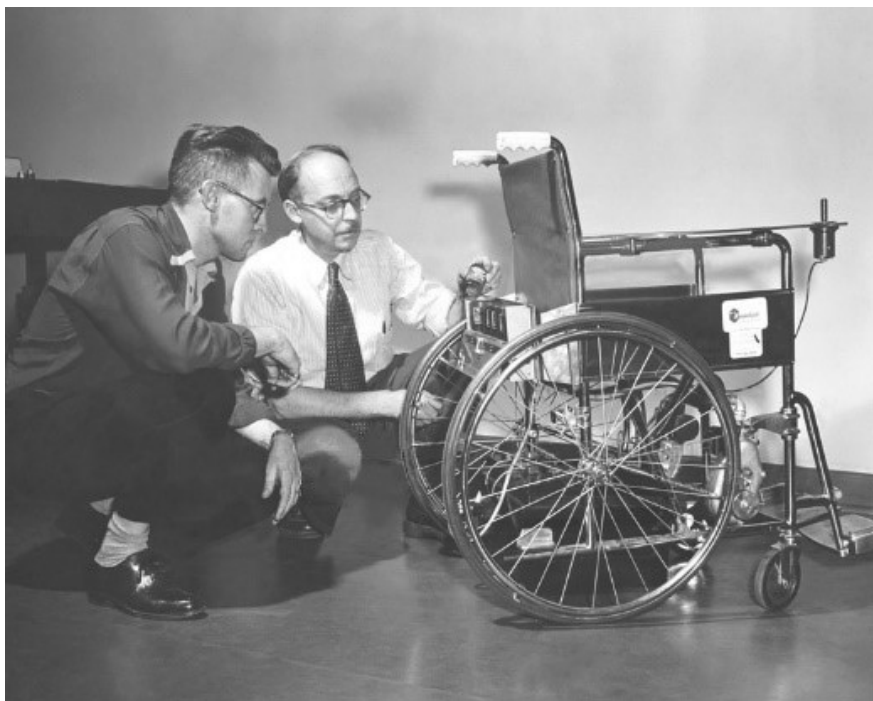
Nota. Tomado de Historia de la silla de ruedas, por Karma Mobility España, 2020.

El diseño original de Dawson (**Figura 5**) era muy incómodo y a lo largo de los años este se fue modificando. En 1869 se introdujo una patente que consistía en el primer modelo con ruedas de empuje traseras y pequeñas ruedas delanteras, siendo el diseño más parecido a las sillas actuales.

El avance más significativo fue en 1818 donde se implementaron aros para la autopropulsión. La primera silla de rueda eléctrica (**Figura 6**) fue inventada por George Klein en 1952 con un equipo de ingenieros mientras trabajaban para el Consejo Nacional de Investigación de Canadá con el objetivo de ayudar a los veteranos de la Segunda Guerra Mundial. Pocos años después, en 1956, se crearon las primeras sillas de rueda plegables pro Everest & Jennings (*Historia de la silla de ruedas - Karma Mobility España, 2020*)

Figura 6

Silla de ruedas eléctrica



Nota. Tomado de Historia de la silla de ruedas, por Karma Mobility España, 2020.

Sillas de ruedas de bipedestación.

Las sillas de ruedas de bipedestación son dispositivos de asistencia diseñados para permitir que las personas con discapacidades físicas o movilidad reducida puedan ponerse de pie mientras están sentados (**Figura 7**). Estas sillas ofrecen una función adicional a las sillas de ruedas tradicionales al permitir que el usuario pueda cambiar a una posición de pie de manera segura y cómoda, lo que puede tener diversos beneficios para la salud y la calidad de vida. Los especialistas en el tema concuerdan que la bipedestación trae un gran número de beneficios terapéuticos y psicológicos para el usuario (Espín Guerrero, 2018).

Beneficios Terapéuticos.**Salud urinaria.**

Las infecciones del tracto urinario (UTI) son frecuentes entre los usuarios de sillas de ruedas, sin embargo, se ha descubierto que el empleo de una silla de ruedas bipedestadora reduce este problema.

Circulación.

Alterar la postura permite que la sangre circule por todo el cuerpo, como el hecho de sentarse en un lugar hace que la sangre se estanque y reduce el flujo de sangre a otras áreas del cuerpo.

Espasticidad.

Permanecer en un lugar sentado podría causar espasticidad muscular y cambiar de posición ayudará a aflojar los músculos y a disminuir la espasticidad.

Función intestinal.

Un mal rendimiento intestinal es un problema habitual entre los usuarios de sillas de ruedas, pero la bipedestación podría mejorar sustancialmente el rendimiento intestinal.

Úlceras por presión.

Las úlceras por presión se producen por una presión constante en un punto del cuerpo y teniendo la capacidad de cambiar a una posición de pie en una silla de ruedas, ayuda a la distribución del peso corporal evitando presiones innecesarias.

Densidad ósea.

Estar de pie en una silla de ruedas puede mejorar la densidad ósea y la prevención de osteoporosis, pues al estar de pie los huesos pesan más en comparación con el estar sentado (TD, 2020).

Beneficios psicológicos**Independencia.**

Para un usuario de silla de ruedas estar de pie es la base para recuperar la confianza en sí mismo, poder hacer actividades como cambiar una bombilla, cocinar estando de pie, son beneficios que proporcionará la bipedestación.

Mejoras cognitivas.

La mejora de la circulación sanguínea trae consigo mejoras cognitivas. El estar de pie ayuda al sistema cognitivo mejorando tanto la memoria como la concentración.

Depresión.

La depresión suele ser el resultado de la sensación de falta de control sobre las propias circunstancias. Tener la capacidad de ponerse de pie ayudará a recuperar un nivel de control sobre uno mismo, minimizando la depresión y mejorando la autoestima.

Bienestar.

El bienestar mejora considerablemente al utilizar una silla de ruedas bipedestadora y estar en un mismo nivel de visión mejora las interacciones humanas (TD, 2020).

Figura 7*Etapas de bipedestación*

Nota. Tomado de Beneficios de la bipedestación de silla de ruedas ,por TD, 2020.

Ergonomía en una Silla de Bipedestación.

La ergonomía en una silla bipedestadora es crucial para garantizar que el usuario pueda realizar la transición entre la posición sentada y posición de pie de forma cómoda y segura. A continuación, se detallan algunos aspectos importantes de la ergonomía en este tipo de silla (Castaño Londoño & Lopera Valencia, 2019).

- **Estabilidad:** La silla debe ser lo suficientemente estable para brindar soporte y seguridad cuando el usuario está de pie.
- **Soporte lumbar y de piernas:** La silla debe proporcionar un soporte adecuado para la espalda y las piernas, evitando tensiones y posturas incómodas.
- **Correas de seguridad:** Para garantizar la seguridad del usuario en posición de pie, la silla debe contar con correas o arneses que ayuden a sujetar al usuario de manera segura.

- **Superficie de asiento cómoda:** El asiento debe ser cómodo y bien acolchado para brindar comodidad al usuario durante los períodos en los que permanezca sentado.
- **Facilidad de uso:** La silla bipedestadora debe ser de fácil uso para el usuario y también para los cuidadores o asistentes que puedan ayudar en su manejo.

Interfaz Cerebro Computador.

Esta tecnología se describe por su nombre en inglés Brain-Computer Interface (BCI), tiene amplias posibilidades de ayudar a personas con discapacidad, como la aplicación en rehabilitación orientada a la recuperación de capacidades motoras.

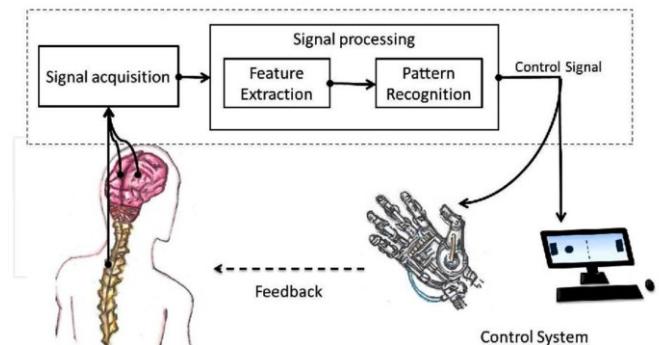
El funcionamiento básico de una BCI es medir la actividad cerebral, procesarla para obtener las características de interés e interactuar con el entorno de la forma deseada por el usuario, como se ve en la **(Figura 8)**.

Desde un punto de vista de interacción hombre-máquina, esta interfaz tiene dos características que la hacen única frente a todos los sistemas ya existentes:

- Su potencial para construir un canal de comunicación natural con el hombre.
- Su potencial acceso a la información cognitiva y emocional del usuario.

Es por esto que la BCI tiene la capacidad de construir un canal de comunicación natural para el hombre con la máquina dado que traduce las intenciones directamente en órdenes (Minguez, s. f.).

Figura 8

Interfaz Cerebro Computador

Nota. Tomado de Interfaces cerebro-máquina, por Monasterio Astobiza, 2019.

BCI no Invasiva.

Las interfaces cerebro-computadora (BCI) no invasivas son sistemas que permiten la comunicación entre el cerebro humano y dispositivos electrónicos sin requerir cirugía o implantación de electrodos dentro del tejido cerebral. Estas BCI se basan principalmente en la detección y análisis de señales cerebrales desde la superficie del cuero cabelludo o utilizando otras técnicas no invasivas de registro cerebral. Algunos ejemplos de tecnologías no invasivas utilizadas en BCI son:

- **Electroencefalografía (EEG):** Esta técnica registra la actividad eléctrica del cerebro mediante electrodos colocados en el cuero cabelludo. Aunque proporciona una resolución más baja en comparación con técnicas invasivas, el EEG no invasivo es ampliamente utilizado en investigaciones y aplicaciones prácticas, como el control de juegos o dispositivos.
- **Magneto encefalografía (MEG):** Utiliza sensores para medir los campos magnéticos generados por la actividad eléctrica cerebral. Aunque es menos común que el EEG, proporciona información valiosa sobre la actividad cerebral con alta resolución temporal.
- **NIRS (Near-Infrared Spectroscopy):** Esta técnica utiliza la luz infrarroja cercana para medir la oxigenación sanguínea en el cerebro. Aunque no es tan precisa como el EEG o el MEG en

términos de resolución espacial y temporal, puede proporcionar información útil sobre la actividad cerebral.

- **Imágenes Funcionales de Resonancia Magnética (fMRI):** Aunque generalmente se considera más invasiva que otras técnicas, la fMRI puede usarse para crear BCI no invasivas al medir los cambios en el flujo sanguíneo en el cerebro en respuesta a diferentes tareas o estímulos.
- **Técnicas basadas en Ultrasonido:** Estas técnicas están en desarrollo y se basan en la emisión y detección de ultrasonidos para medir la actividad cerebral. Aunque aún están en etapas tempranas de investigación, tienen el potencial de convertirse en BCI no invasivas en el futuro.

Las BCI no invasivas tienen aplicaciones en diversos campos, desde la neurociencia y la investigación clínica hasta la industria del entretenimiento y la tecnología asistencial. A medida que avanza la tecnología y la comprensión de las señales cerebrales, es probable que se refleje un aumento en las aplicaciones y la accesibilidad de las interfaces cerebro-computadora no invasivas.

Una de las enfermedades que reducen paulatinamente la habilidad motora es la esclerosis lateral amiotrofia (ELA) y termina destruyendo completamente el sistema motor periférico y central, además, afecta en un grado menor a las funciones cognitivas y sensoriales. Las BCI se han aplicado para pacientes que sufren esta enfermedad desde 1992 (Kalantar, 2018).

BCI Basada en Potenciales Evocados de Estado Estable (SSVEP).

Con este tipo de BCI se ofrece al usuario una mayor variedad de opciones, dependiendo de la aplicación. Cada comando está asociado a un estímulo visual repetitivo diferente (RVS – Repetitive Visual Stimulus). Un RVS tiene como característica principal su frecuencia, que es lo que provoca una respuesta diferente sobre las señales EEG (electroencefalograma) como se ve en la **(Figura 9)**.

Las BCI basadas en SSVEP son populares debido a su relativa simplicidad y facilidad de uso, ofreciendo una comunicación rápida y efectiva entre el cerebro y dispositivos externos. Sin embargo, también presentan ciertas limitaciones, como la necesidad de mantener la concentración en los estímulos visuales y la susceptibilidad a interferencias de señales no deseadas.

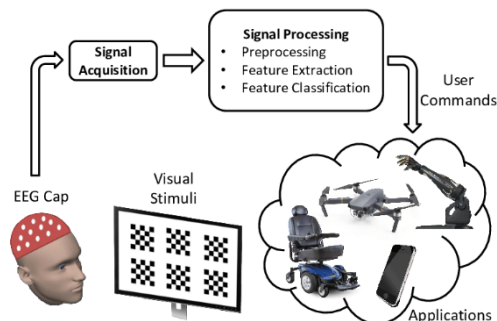
El proceso de implementación de una BCI basada en SSVEP generalmente implica los siguientes pasos:

- **Estímulo Visual:** Se presentan a los usuarios una serie de estímulos visuales que parpadean a diferentes frecuencias, por ejemplo, cuatro luces parpadeando a 10, 15, 20 y 25 Hz.
- **Registro EEG:** Se coloca una matriz de electrodos en el cuero cabelludo del usuario para registrar la actividad eléctrica cerebral. El EEG captura las respuestas cerebrales a los diferentes estímulos visuales.
- **Detección de Respuesta SSVEP:** Se analizan los datos EEG para identificar los patrones de actividad eléctrica que corresponden a las frecuencias de parpadeo de los estímulos visuales, permitiendo determinar a qué frecuencia está enfocando su atención el usuario.
- **Decodificación y Control:** Basándose en la detección de la frecuencia a la que el usuario está enfocando su atención, se decodifica la intención del usuario y se utiliza para controlar dispositivos externos, como un cursor en una pantalla de computadora, un robot, un juego u otras aplicaciones.
- **Feedback Visual:** El usuario recibe retroalimentación visual en tiempo real sobre las acciones que está realizando a través de la BCI, lo que ayuda a mejorar su capacidad de control.

Esta técnica ha encontrado aplicaciones en campos como la accesibilidad para personas con discapacidades, el entretenimiento y los videojuegos, y la investigación en neurociencia. A medida que la tecnología avanza, es probable que existan mejoras en la precisión y la eficacia de las BCI basadas en SSVEP (Aguado Guerrero, 2019).

Figura 9

Diagrama funcional de una BCI basada en el paradigma SSVEP



Nota. Tomado de Functional Model of an SSVEP-Based BCI, por Tsoneva, 2021 .

Matriz del Estado del Arte

Tabla 1

Matriz del Estado del Arte

N°	Artículo	Año	Silla de Ruedas	Bipedestación	BCI	SSVEP
1	Towards Practical BCI-Driven Wheelchairs: A Systematic Review Study (Naser & Bhattacharya, 2023)	2023	X		X	X
2	Brain-Robot Interface-Based Navigation Control of a Mobile Robot in Corridor Environments (Liu et al., 2020)	2020			X	
3	Augmented Reality Driven Steady-State Visual Evoked Potentials for Wheelchair Navigation	2022	X		X	X
4	Comprehensive review on brain-controlled mobile robots and	2020			X	

N°	Artículo	Año	Silla de Ruedas	Bipedestación	BCI	SSVEP
	robotic arms based on electroencephalography signals (Aljalal et al., 2020)					
5	CCA-Based Compressive Sensing for SSVEP-Based Brain-Computer Interfaces to Command a Robotic Wheelchair (Rivera-Flor et al., 2022)	2022	X		X	X
6	Reprint of: An embedded lightweight SSVEP-BCI electric wheelchair with hybrid stimulator (Na et al., 2022)	2022	X		X	X
7	An Electric Wheelchair Manipulating System Using SSVEP-Based BCI System (Chen et al., 2022)	2022	X		X	X
8	Multivariate empirical mode decomposition and multiscale entropy analysis of EEG signals from SSVEP-based BCI system (Gao et al., 2018)	2018			X	X
9	Finding Optimal Frequency and Spatial Filters Accompanying Blind Signal Separation of EEG Data for SSVEP-based BCI (Cysewska-Sobusiak et al., 2018)	2018			X	X
10	Steady-State Visual Evoked Potential-Based Brain-Computer Interface Using a Novel Visual Stimulus with Quick Response (QR) Code Pattern (Siribunyaphat & Punsawad, 2022)	2022			X	X

En este capítulo se concluye que a lo largo de la historia han existido personas con algún tipo de discapacidad motriz, comprobando que siempre se ha buscado una forma de ofrecer ayuda. Conforme avanzan los conocimientos también ha cambiado la forma en la que se ofrece este apoyo, no solo se descubriendo nuevas enfermedades como ELA sino desarrollando formas de combatirlas, como en el caso específico de la silla de ruedas.

Las BCI surgieron de una noción futurista en ese momento: controlar dispositivos a través de los pensamientos, apenas después del descubrimiento de las señales de EEG. Debido a la gran precisión de las interfaces invasivas y al ruido de las señales obtenidas con métodos no invasivos, estas señales se pueden clasificar en invasivas o no invasivas según el método de adquisición. Hasta ahora, este segundo tipo de BCI no se había considerado para aplicaciones significativas, siendo el más reciente para tratar el problema de la discapacidad.

Como se muestra en la **Tabla 1**, existen muchos estudios que implementan un control de BCI bajo el paradigma SSVEP, pero su aplicación final no es la misma, teniendo únicamente cinco con ejecución en el control de una silla de ruedas y ninguno controlando una silla de bipedestación.

Capítulo 3

En este capítulo se procede con el desarrollo y análisis de una matriz QFD, asegurando que la reconfiguración cumpla con las necesidades de los usuarios de la silla. El enfoque principal reside en mantener el mecanismo original de bipedestación, con una atención especial en la ergonomía requerida en ambas posiciones de la silla. Al abordar la parte electrónica que abarca la adaptación y el nuevo diseño del sistema de control de los motores para el movimiento y el cambio de posición, se creó un nuevo sistema que puede ser manejado de manera remota para una experiencia mejorada. Con el objetivo de optimizar la asistencia, se propone la elaboración de una placa electrónica que ofrezca un control funcional y estético. Concluyendo, se implementará una BCI bajo el paradigma SSVEP, donde se realizará una comparación de extractores de características entre un modelo LASSO y CCA en el contexto del diseño de la silla de bipedestación. Este proceso se llevará a cabo de manera offline, utilizando una base de datos de señales EEG como fuente. Asimismo, se desarrollará una interfaz de simulación mediante el software Matlab, permitiendo procesar la base de datos y crear una interfaz gráfica para la simulación.

Misión del Proyecto

La misión del proyecto se detalla en la siguiente **Tabla 2**

Tabla 2

Misión del Proyecto

Declaración de la misión	
Descripción del proyecto	Silla de bipedestación, con controlador BCI y control manual para personas parapléjicas y tetrapléjicas
Propuesta de valor	Bajo costo, peso reducido y mejor ergonomía

 Declaración de la misión

Objetivos clave el negocio

- Silla de bipedestación electrónica de bajo costo
- Silla de bipedestación electrónica activada por señales de electroencefalograma y por control remoto inalámbrico

Mercado primario

- Silla de Bipedestación Electrónica
 - Proyecto de investigación dentro del campo de biomecatrónica
-

Visión del Proyecto

Un proyecto de repotenciación se enfoca en el reacondicionamiento de los elementos que aún son funcionales, el diseño o rediseño de nuevos elementos y reemplazar otros elementos que no cumplan una función clave en el funcionamiento, optimizando el peso de la silla y mejorando su movimiento, como modificar los motores eléctricos para que requieran una menor cantidad de energía en su funcionamiento, implementando un sistema de control inalámbrico con la introducción de dispositivos económicos de fácil adquisición en el mercado.

Requerimientos del proyecto

Los requerimientos del proyecto se representan y analizan en la **Tabla 3**

Importancia relativa

Con la investigación realizada se toma en cuenta la siguiente escala:

1. Nada Importante
2. Poco Importante
3. Más o Menos Importante
4. Importante

5. Muy Importante

Tabla 3

Matriz QFD para el proyecto

	Importancia para el funcionamiento de la Silla de Bipedestación	Estructura			Control			Software			
		1 Peso total de la silla	2 Ergonomía de la silla	3 Optimización de espacios	4 Optimización de los motores	5 Sistema de control Inalámbrico	6 Consumo de energía	7 Velocidad de Procesamiento	8 Calibración del Algoritmo	9 Selección de bases de datos	
1	Bajo Costo	4	3	3	3	2	1	2	1	1	
2	Posición de Bipedestación	5	4	4	3	4	3	3	3	2	1
3	Control Intuitivo	4	1	1	1	1	4	2	3	2	2
4	Estabilidad de Usuario	5	3	4	3	3	2	1	1	1	1
5	Apariencia Estética	4	2	4	4	2	4	2	1	1	1
6	Fácil Mantenimiento	3	1	3	3	3	3	2	3	3	3
7	Precisión de Movimiento	5	1	1	2	4	3	2	5	5	5

			Importancia para el funcionamiento de la Silla de Bipedestación	Estructura			Control		Software		
				1 Peso total de la silla	2 Ergonomía de la silla	3 Optimización de espacios	4 Optimización de los motores	5 Sistema de control Inalámbrico	6 Consumo de energía	7 Velocidad de Procesamiento	8 Calibración del Algoritmo
8	Velocidad del movimiento	5	4	2	2	3	3	3	5	5	5
9	Respuesta de la BCI	5	1	1	1	1	1	1	5	5	5
Importancia ponderada respecto a las características técnicas (Absoluta)			80	92	88	96	100	68	112	100	96
Importancia ponderada respecto a las características técnicas (Relativa)			2,0	2,3	2,20	2,40	2,50	1,70	2,80	2,50	2,40
Peso Relativo (%)			9,6	11,06	10,58	11,54	12,02	8,17	13,46	12,02	11,54

Nota: Se determina 3 elementos como los más importantes a cumplir en el proyecto. Sistema de Control Inalámbrico, Velocidad del Procesamiento y Calibración del algoritmo.

Análisis de Resultados de Matriz QFD

Después de analizar los requerimientos del proyecto se puede determinar el nivel de prioridad con la ayuda del porcentaje de ponderación como se observa en la **Tabla 4**.

Tabla 4*Resultados Matriz QFD*

	Características Técnicas	Porcentaje de Aprobación
1	Peso total de la silla	9,62%
2	Ergonomía de la silla	11,06%
3	Optimización de espacios	10,58%
4	Optimización de los motores	11,54%
5	Sistema de control Inalámbrico	12,02%
6	Consumo de energía	8,17%
7	Velocidad de Procesamiento	13,46%
8	Calibración del Algoritmo	12,02%
9	Selección de bases de datos	11,54%

Diagrama de Pareto

Con la ayuda de este diagrama se puede obtener las conclusiones de la prioridad de los requerimientos, lo que permite identificar los QUES (**Tabla 5**) y los COMOS (**Tabla 6**) más importantes que se deben considerar en el desarrollo, rediseño e implementación del proyecto.

Tabla 5*Requerimientos del Proyecto*

Requerimientos	
1	Bajo Costo
2	Posición de Bipedestación

Requerimientos	
3	Control Intuitivo
4	Estabilidad de Usuario
5	Apariencia Estética
6	Fácil Mantenimiento
7	Precisión de Movimiento
8	Velocidad del movimiento
9	Respuesta de la BCI

Figura 10

Diagrama de Pareto de los Requerimientos del prototipo

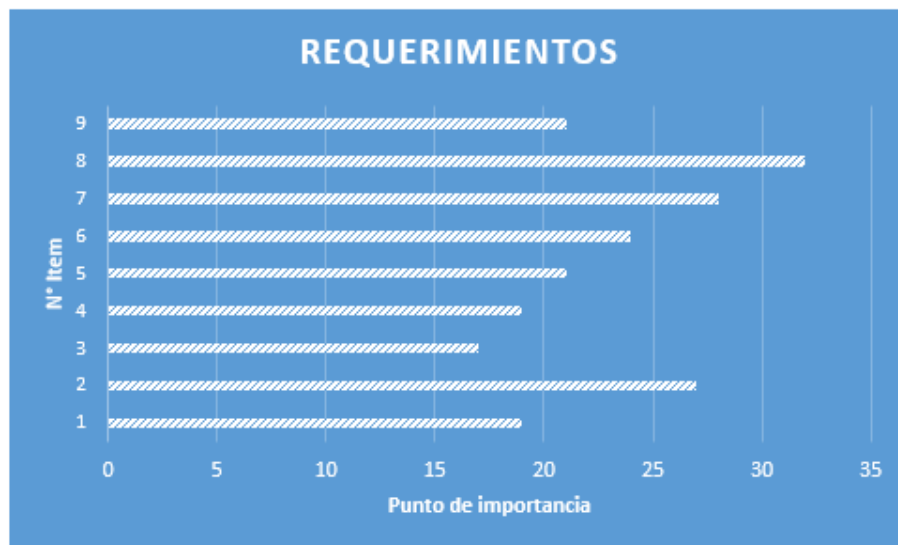


Tabla 6

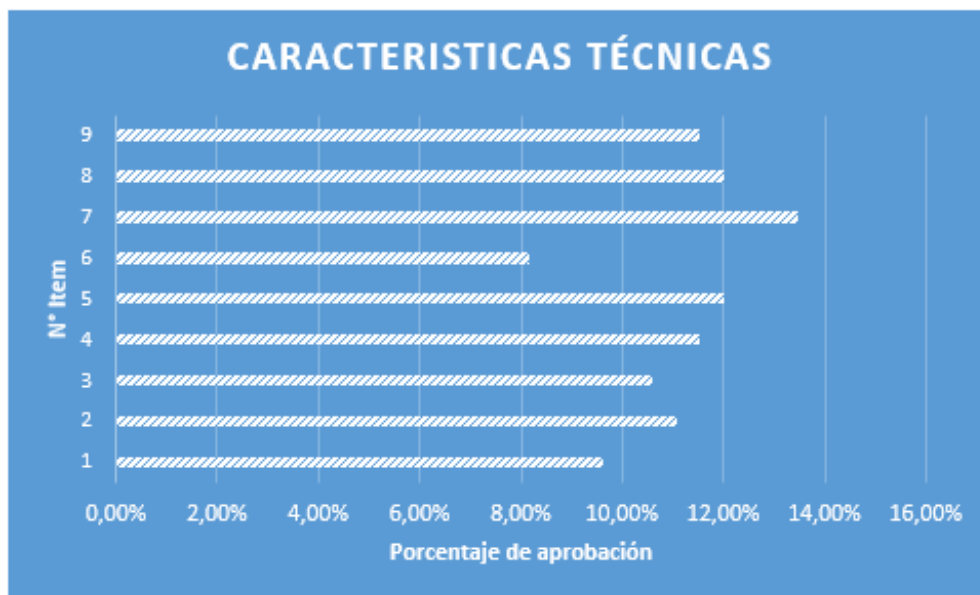
Características Técnicas del prototipo de prótesis mecatrónica

Características Técnicas	
1	Peso total de la silla

Características Técnicas	
2	Ergonomía de la silla
3	Optimización de espacios
4	Optimización de los motores
5	Sistema de control Inalámbrico
6	Consumo de energía
7	Velocidad de Procesamiento
8	Calibración del Algoritmo
9	Selección de bases de datos

Figura 11

Diagrama de Pareto de las características técnicas del prototipo



Con la **Figura 11** se observa el porcentaje de aprobación de las características técnicas y se pueden identificar los parámetros que necesitan una mayor prioridad durante el desarrollo del proyecto, estos son:

- Optimización de los motores
- Sistema de control Inalámbrico
- Velocidad de Procesamiento
- Calibración del Algoritmo
- Selección de bases de datos

Se proporciona prioridad a las tres con mayor porcentaje de aprobación, estas son el sistema de control inalámbrico que es el método de control alternativo y que permite que la silla sea controlada por otra persona aparte del usuario en caso de emergencia, velocidad de procesamiento y la calibración del algoritmo, estando directamente relacionadas a la aplicación de la BCI bajo el paradigma SSEVP.

Línea Base del Prototipo de Prótesis Mecatrónica

Previo a la elaboración de un nuevo diseño, se llevó a cabo un minucioso proceso de recopilación de información con relación a los elementos ya presentes en la versión anterior de la silla de bipedestación, como se detalla exhaustivamente en la **Tabla 7**. Además, se realizaron rigurosas pruebas de funcionamiento tanto en la parte mecánica como en la eléctrica, donde se evidenció que la silla se encontraba en un estado insatisfactorio. Aunque el mecanismo de bipedestación continuaba cumpliendo su función con eficacia, el resto de la estructura mecánica no lograba cumplir con los requisitos necesarios en términos de ergonomía y estética, aspectos fundamentales en una silla de ruedas. En lo que respecta a la parte eléctrica, esta presentaba un estado de deterioro significativo, con la mayoría de los dispositivos desconectados o sin funcionar adecuadamente. Esta situación impidió la realización de una prueba completa del funcionamiento integral de la silla, limitándose únicamente a la evaluación del estado de las baterías y los motores.

Tabla 7*Resumen de elementos y sus estados*

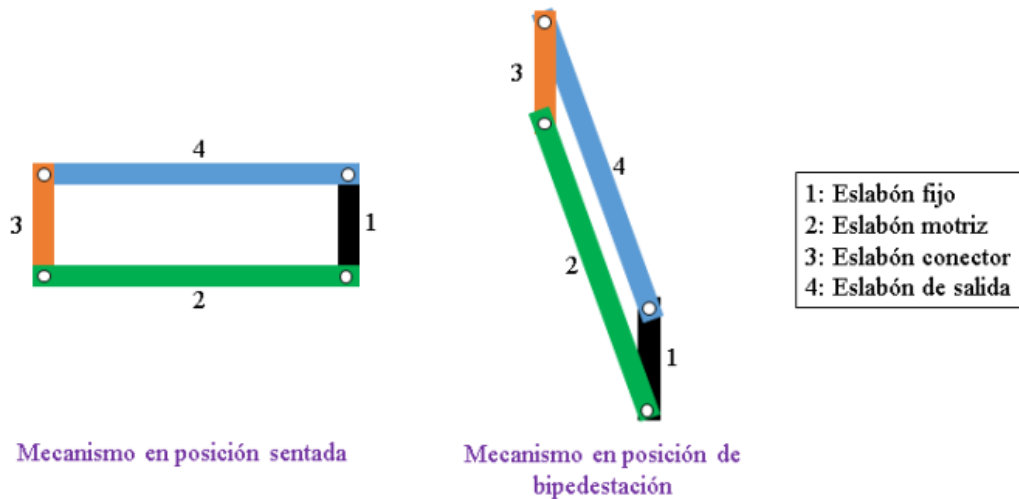
Elementos	Cantidad	Estado
Estructura Bipedestación	1	Bueno
Sistema de Sujeción	3	Roto
Estructura Usuario	2	Malo
Motores de Ruedas	2	Bueno/Funciona
Motor Lineal	1	Bueno/Funciona
Módulo de Relés	2	Roto/No Funciona
Baterías	2	Roto/Descargadas
Sistema Control alternativo	1	Malo/No Funciona
Sistema Control de Voz	1	Malo/No Encontrado

Sistema de Bipedestación

Considerando el trabajo previo en el cual se empleó un mecanismo de cuatro barras con el propósito de emular el movimiento humano al erguirse, tal como se ilustra en la **Figura 12**, se puede apreciar que al aplicar un movimiento rotacional al eslabón motriz o al de salida, se mantiene la posición perpendicular del eslabón conector, que representa el respaldo, con respecto al nivel del suelo. Con miras a alcanzar el ángulo de inclinación requerido de 70° para la silla, se impone una restricción al movimiento del eslabón motriz o del de salida. Esta restricción se ejecuta mediante la integración del motor lineal, lo que habilita un control más preciso del movimiento (Armijos & Criollo, 2018).

Figura 12

Vista lateral Mecanismo Bipedestación



Nota. Tomado de Diseño y construcción de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas activada por voz, de bajo costo, por Armijos Comina & Criollo Simbaña, 2018.

Sistema de Sujeción

En la versión previa del diseño de la silla de bipedestación, se implementó un sistema de sujeción compuesto por un total de tres puntos de seguridad (**Figura 13**). La primera medida de seguridad se ubicaba en la zona abdominal, mientras que la segunda estaba destinada a sujetar las piernas al asiento y el tercer punto, denominado seguridad 3, estaba diseñado para asegurar las piernas al reposapiés. Entre estos tres sistemas de sujeción, solo el tercero (seguridad 3) permanecía en su estado original como se ilustra en la **Figura 14**. Sin embargo, tanto la seguridad 1 como la seguridad 2 presentaban deficiencias en su funcionamiento; debido a esta situación, se ha contemplado la posibilidad de reubicar y reconfigurar las dos primeras medidas de seguridad para crear un sistema de sujeción más ergonómico y eficaz en beneficio del usuario.

Figura 13

Sistema de sujeción



Nota. Tomado de Diseño y construcción de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas activada por voz, de bajo costo, por Armijos Comina & Criollo Simbaña, 2018.

Figura 14

Sistema de Sujeción Seguridades Originales



Estructura de interacción con el usuario

El diseño original estaba compuesto por dos estructuras interactivas con el usuario: la estructura de respaldo y asiento y la estructura del reposa piernas, como se muestra en la **Figura 15**. La estructura del reposa piernas demostró cumplir con los criterios ergonómicos del diseño, como se aprecia en la **Figura 16**, y no requiere modificaciones. Sin embargo, la estructura de respaldo y asiento no satisface los requisitos ergonómicos al formar un ángulo de 90° entre el asiento y el respaldo, lo que puede generar incomodidad para el usuario, dado que el usuario parapléjico o tetrapléjico pasará la mayor parte del tiempo en la silla. La adaptación ergonómica de la estructura de respaldo y asiento se vuelve esencial en el diseño de la silla de bipedestación.

Figura 15

Estructura de espalda asiento piernas



Nota. Tomado de Diseño y construcción de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas activada por voz, de bajo costo, por Armijos Comina & Criollo Simbaña, 2018.

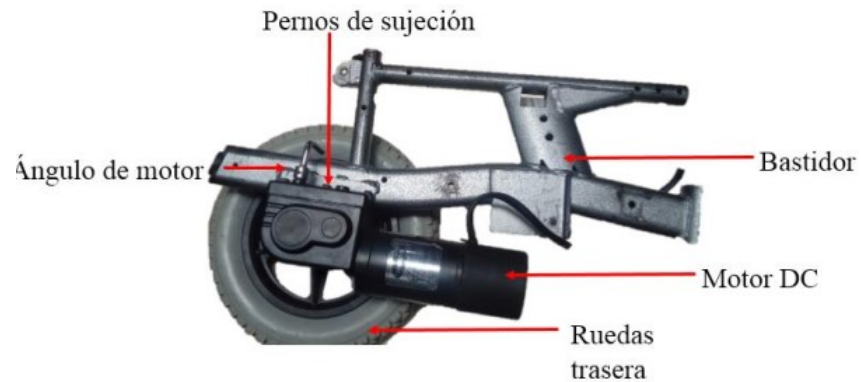
Figura 16

Estructura original de reposa piernas



Motores de Ruedas

Los dos motores (**Figura 17**) son los responsables del desplazamiento de la silla mediante el movimiento de las ruedas, mismos que se encontraban en una condición aceptable. Sin embargo, una consideración relevante es que demandan un elevado suministro de energía eléctrica para su puesta en funcionamiento. Esta demanda energética se atribuye al freno eléctrico incorporado en estos motores, el cual requiere un voltaje considerable para permitir el desplazamiento. A pesar de esta particularidad, es importante destacar que esta limitación no compromete la capacidad de cumplir con su función designada.

Figura 17*Motor de Rueda*

Nota. Tomado de Diseño y construcción de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas activada por voz, de bajo costo, por Armijos Comina & Criollo Simbaña, 2018.

Motor Lineal

Durante las pruebas de funcionamiento, el motor lineal (**Figura 18**), demostró encontrarse en óptimas condiciones. Una de las diferencias más notables entre este motor y los motores de las ruedas es su requisito de voltaje, pues el motor lineal opera con una demanda energética menor. Dado el excelente estado del motor lineal, no es necesario realizar modificaciones en la estructura del sistema de bipedestación.

Figura 18*Motor Lineal original*

Módulo de Relés

Los relés utilizados en el proyecto original se hallaban en un estado deficiente. En la **Figura 19**, se aprecia un exceso de silicona que se empleó para asegurar la sujeción de los alambres, indicando que los componentes seleccionados no eran los más adecuados para el módulo. Además, en la **Figura 20** se evidencia la ausencia de algunos tornillos que debían sujetar las borneras del relé, lo que conduce a la conclusión de que este módulo es prácticamente inutilizable y, por tanto, necesita ser reemplazado.

Figura 19

Modulo Relé silicona



Figura 20

Modulo Relé tornillo faltante



Baterías

En el proyecto original, se utilizaron dos baterías de considerable tamaño y peso, como se muestra en la **Figura 21**, lo cual impacta negativamente en el rendimiento de los motores, ya que estos son responsables de mover toda la carga. No obstante, únicamente una de estas baterías se encontraba en estado aceptable gracias a que producía el voltaje especificado en los detalles de la **Figura 22**.

Figura 21

Baterías Originales



Figura 22

Características Batería



Sistema Control alternativo

El diseño original del sistema de control alternativo, como se muestra en la **Figura 23**, se basa en un control manual mediante pulsadores. Estos pulsadores son notablemente pequeños y carecen de una apariencia amigable para el usuario. Sin embargo, el problema más significativo radica en la conexión de este control al controlador principal a través de varios cables, lo cual constituye una limitación importante.

Figura 23*Sistema Control Alternativo*

Nota. Tomado de Diseño y construcción de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuádruplégicas activada por voz, de bajo costo, por Armijos Comina & Criollo Simbaña, 2018.

Sistema Control de Voz

No obstante, el aspecto más relevante es que no se logró ubicar la diadema que activa el control de voz de la silla de bipedestación, como se muestra en la **Figura 24**. Esta situación imposibilita la verificación del funcionamiento actual de dicho control.

Figura 24*Sistema Control de Voz*

Nota. Tomado de Diseño y construcción de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuádruplégicas activada por voz, de bajo costo, por Armijos Comina & Criollo Simbaña, 2018.

Tras esta evaluación, se procede a determinar qué componentes requieren readecuación y rediseño. En la esfera mecánica, se decide conservar la estructura del sistema de bipedestación. No obstante, se identifica la necesidad de modificar el sistema de sujeción y la estructura de interacción con el usuario para asegurar una ergonomía superior. Este ajuste se persigue con el propósito de garantizar la satisfacción y comodidad del usuario, dada la constante utilización inherente a una silla de ruedas.

En el ámbito electrónico, resulta imperativo sustituir todos los componentes que han dejado de funcionar, tales como los relés y las baterías. Respecto a los motores de las ruedas, se contempla la posibilidad de efectuar modificaciones a fin de reducir su consumo energético. En lo que respecta al motor lineal, no se requiere alteración alguna, con excepción de la implementación de un sistema de energización más eficiente.

En última instancia, la dimensión del control adquiere una relevancia primordial, ya que en este contexto la implementación del BCI bajo el paradigma SSVEP constituye el fundamento del presente proyecto. Paralelamente, es esencial tener presente que también es necesario modificar el sistema de control alternativo original de la silla. Esta transformación implica la conversión de un control por cable a una modalidad remota, una transición que ofrece notables ventajas en términos de operación de la silla de bipedestación.

Readecuación y Rediseño

Sistema de Sujeción.

Aprovechando los materiales remanentes del proyecto original, se identifica que en las áreas de seguridad 1 y 2 se utilizó velcro para la fijación. Estos elementos serán el punto de partida, junto con las almohadillas en buen estado. A partir de esta base, se proyecta la fabricación de cinturones de velcro, como se muestra en la **Figura 25**. Estos cinturones se diseñarán con la finalidad de asegurar al usuario en su posición, garantizando que el sistema

de sujeción se adapte de manera óptima a cada usuario, independientemente de sus características físicas. La elección del velcro se justifica por su facilidad de uso y versatilidad.

Figura 25

Cinturones de Velcro



Con la incorporación de los cinturones de velcro y los cojines de seguridad, tal como se muestra en la **Figura 26**, se establecen dos sistemas de sujeción para la silla. Sin embargo, con el propósito de intensificar la seguridad del usuario, se propone la implementación de un tercer sistema de sujeción, dedicado exclusivamente a las extremidades inferiores. En esta instancia, se capitaliza el sistema de sujeción del proyecto original, concretamente el cinturón de seguridad 3. Este componente se fusionará con un cojín especial diseñado para las piernas, el cual garantizará tanto la seguridad como la comodidad del usuario.

Figura 26

Cojín Piernas



Con esta integración, el sistema de sujeción adquiere su completitud, estructurado en tres componentes que concurren para brindar al usuario seguridad y comodidad en ambas posiciones operativas de la silla de bipedestación, como se ilustra en la **Figura 27** y **Figura 28**.

Figura 27*Sistema de Sujeción sentado*

Figura 28

Sistema de Sujeción parado



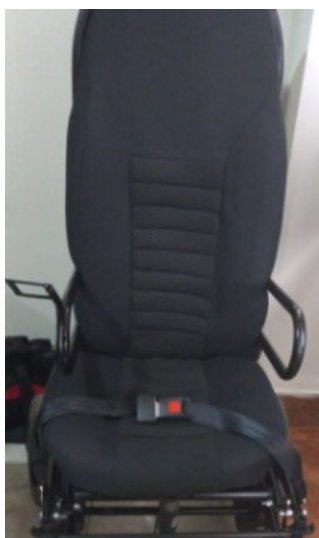
Estructura de interacción con el usuario

A pesar de que el sistema de bipedestación se encuentra en óptimas condiciones, la estructura de la silla que entra en contacto constante con el usuario no presenta la ergonomía necesaria para una silla de bipedestación. Una de las principales prioridades radica en mejorar la calidad de vida del usuario mediante un diseño más adecuado. En la **Figura 15**, se observa que el diseño original ocasiona un ángulo de 90° entre la silla y el respaldo, una configuración que no es adecuada para usuarios que pasan largos periodos en esta posición. El ángulo óptimo para el respaldo se sitúa entre 95° y 100° , tal como se ilustra en la **Figura 29**.

Figura 29*Posición Ergonómica en una Silla*

Nota. Tomado de Características de un silla ergonómica, por Ergológico, 2017.

Un ejemplo notable de una silla ergonómica contemporánea sería la silla de tipo "gamer", la cual está concebida para satisfacer las necesidades de usuarios que dedicarán un periodo significativo de tiempo a permanecer sentados. Este diseño ha sido adoptado como punto de partida durante el proceso de readecuación de la silla.

Figura 30*Rediseño Estructura de espalda/asiento*

Tal como se aprecia en la **Figura 30**, el proceso de rediseño se enfocó especialmente en la zona lumbar del usuario, asegurando un ángulo ergonómico que el diseño original no consideraba. Es imperativo resaltar que se trata de una silla de bipedestación, en la cual el usuario permanece mayor tiempo en una posición sentada. Por consiguiente, se ha otorgado una atención especial a la ergonomía, con un enfoque específico en la postura del usuario cuando está sentado.

Un detalle final del proceso de rediseño consistió en asegurar un acabado de tapicería de la más alta calidad. Para lograr esto, se recurrió a los servicios de un profesional en tapicería especializado en asientos de automóviles. Gracias a su experiencia y considerando las preferencias y necesidades de los clientes en términos de comodidad, este profesional aprobó el rediseño implementado en la silla de bipedestación.

La estructura de soporte para las piernas (**Figura 16**) se mantuvo intacta, pues no evidenciaba ningún inconveniente ergonómico en relación con la configuración final lograda. Esta decisión contribuyó significativamente a la mejora en la comodidad y seguridad del usuario durante el uso prolongado de la silla de bipedestación.

Motores de Ruedas

Figura 31

Motor de Silla de Ruedas Eléctrico



Nota. Tomado de Probando motor DC, por Fun Factory, 2021.

Por lo general, los motores empleados en sillas de ruedas eléctricas (**Figura 31**), suelen contar con un freno electromagnético (**Figura 32**), el cual contribuye a un mayor consumo energético. Al prescindir de este freno, los motores pasan de requerir un voltaje de 24 a necesitar solo 12 voltios. A pesar que, la idea de eliminar este freno no sea una medida ampliamente recomendada, resulta altamente eficaz si el objetivo es reducir la cantidad de baterías necesarias para alimentar los motores.

Figura 32

Freno Electromagnético



Nota. Tomado de Probando motor DC, por Fun Factory, 2021.

Una vez implementado este procedimiento, conseguimos asegurar dos aspectos que favorecen el rendimiento de la silla de bipedestación. En primer lugar, al eliminar el freno electromagnético se consigue que cada motor solo requiera 12 voltios para su operación. Seguido, al no depender de más de una batería para alimentar los motores, se logra una notable reducción en el peso total de la silla. Esto facilita considerablemente su maniobrabilidad (**Figura 33**).

Figura 33*Batería y Control de los Motores****Batería del Motor Lineal***

Gracias al excelente estado del motor lineal, nuestra atención se concentra únicamente en su alimentación energética. Como se visualiza en la **Figura 34**, las especificaciones del motor aconsejan una fuente de 12 voltios, sin embargo, con la intención de evitar sobrecargar la batería de los motores de las ruedas, se optó por incorporar una batería adicional de menor tamaño (**Figura 35**). Esta batería se aloja en el interior de la caja de control y desempeña su función de manera adecuada.

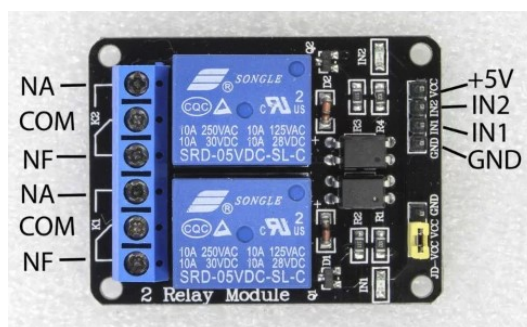
Figura 34*Características Motor Lineal*

Figura 35

Batería Motor Lineal**Módulo de Relés**

La concepción inicial del proyecto implicaba emplear una configuración de dos relés por motor, con el objetivo de controlar la dirección de giro de cada uno. No obstante, se ha encontrado un inconveniente importante con esta noción, ya que el estado de los relés no cumple con los estándares aceptables, como se muestra en la **Figura 20**. Ante esta circunstancia, ha sido necesario realizar un reemplazo inmediato de los relés.

Figura 36

Pines Modulo Relé

Nota. Tomado de Modulo Relé, por Eletrogate, 2019.

Tabla 8

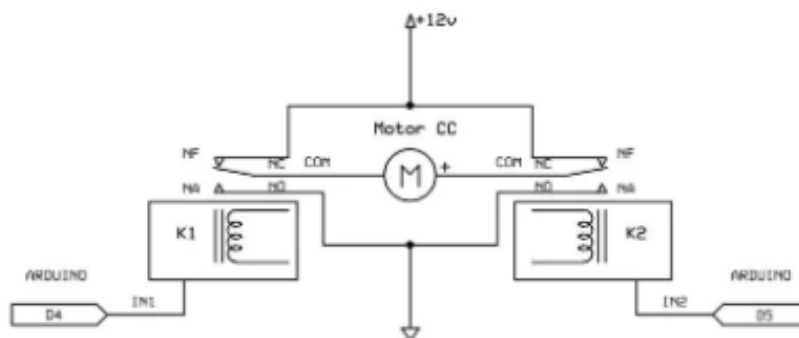
Especificaciones Técnicas Modulo Relé

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	
1	Voltaje de Operación: 5V DC
2	Señal de Control: TTL (3.3V o 5V)
3	Nº de Relés (canales): 2 CH
4	Capacidad máx: 10A/250VAC, 10A/30VDC
5	Corriente máx: 10A (NO), 5A (NC)
6	Tiempo de acción: 10 ms / 5 ms
7	Para activar salida NO: 0 Voltio

Para lograr la inversión de la dirección de giro del motor, es preciso implementar un puente H mediante los dos relés que ofrece el módulo, como se muestra en la **Figura 36**. Este objetivo se alcanza de manera sencilla al conectar en paralelo las terminales de energización de los relés, tanto en sus polos positivos como negativos, como se ilustra en la **Figura 37**.

Figura 37

Diagrama Puente H con Arduino

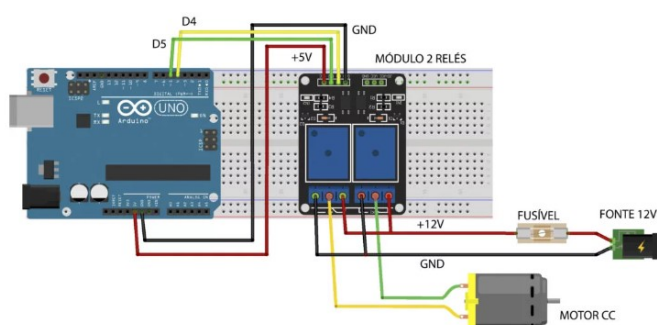


Nota. Tomado de Modulo Relé, por Eletrogate, 2019.

Una vez que los pines necesarios y su correspondiente conexión con el Arduino han sido identificados, la aplicación del principio del puente H se vuelve un procedimiento considerablemente directo, como se ilustra en la **Figura 38**. Este enfoque se extiende a cada uno de los motores utilizados por la silla de bipedestación.

Figura 38

Esquema del montaje del Puente H con Arduino

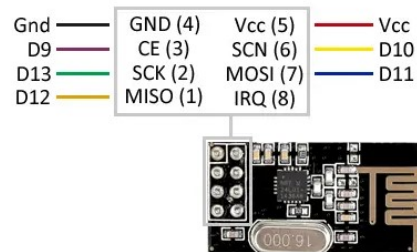


Nota. Tomado de Modulo Relé, por Eletrogate, 2019.

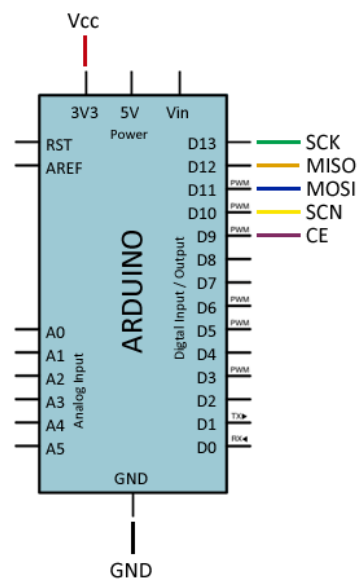
Sistema Control Inalámbrico

Para mejorar la estructura del proyecto anterior, se ha optado por implementar una forma de comunicación alternativa basada en la tecnología inalámbrica. Esta modalidad inalámbrica presenta ventajas considerables tanto para el usuario como para el personal de asistencia. La modificación principal radica en que ahora se emplearán dos Arduinos en lugar de uno solo para controlar los relés, estableciendo así una comunicación entre ellos. Para establecer esta comunicación inalámbrica, se requiere la incorporación de un chip específico de transmisión inalámbrica, el cual puede conectarse a un procesador Arduino.

Entre las opciones de chips inalámbricos disponibles, se destaca el NRF24L01, el cual integra un transceptor RF (transmisor + receptor) operando en una frecuencia entre 2.4GHz y 2.5GHz. Esta banda de frecuencia está destinada para uso libre, lo que facilita su implementación. Además, el chip es de fácil conexión y asequible en términos de costo

Figura 39*Pines NRF24L01*

Nota. Tomado de Modulo NRF24L01, por Llamas, 2016.

Figura 40*Conexión Arduino NRF24L01*

Nota. Tomado de Modulo NRF24L01, por Llamas, 2016.

La asignación de pines de conexión varía en función del tipo de Arduino utilizado. En la **Tabla 9** se presenta la correspondencia entre el modelo de Arduino empleado y el tipo de conexión requerido.

Tabla 9

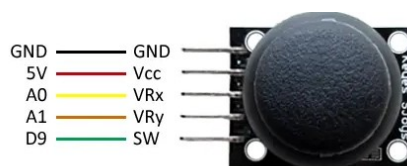
Conexión Arduino NRF24L01

NRF24L01	Arduino UNO, Nano	Arduino Mega
1: GND	pin GND	pin GND
2: VCC	pin 3V3	pin 3.3V
3: CE	pin 9	pin 7
4: CSN	pin 10	pin 8
5: SCK	pin 13	pin 52
6: MOSI	pin 11	pin 51
7: MISO	pin 12	pin 50

Con la implementación de la comunicación inalámbrica entre los dos Arduinos, se hace necesario transmitir las órdenes mediante el control remoto. La mayoría de sillas eléctricas que cuentan con un control remoto utilizan un sistema de Joystick en lugar del sistema de botones que caracterizaba la versión original del proyecto. Siguiendo esta pauta, el nuevo control remoto adoptará un joystick analógico para Arduino, el cual será responsable de ejecutar los movimientos de traslación (adelante, atrás, izquierda, derecha), como se ilustra en la **Figura 41**. Además, se incluirán dos botones adicionales, representados en la **Figura 43** para activar las funciones de subir y bajar.

Figura 41

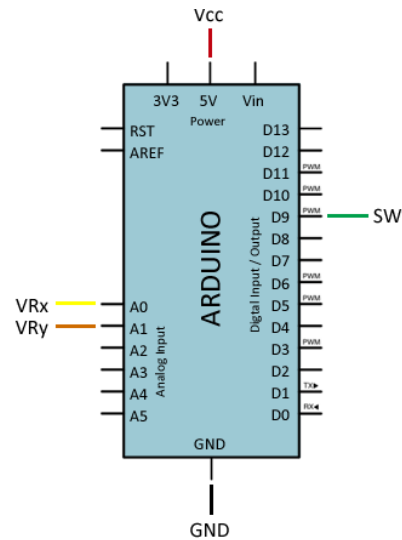
Pines Joystick



Nota. Tomado de Modulo Joystick, por Llamas, 2016.

Figura 42

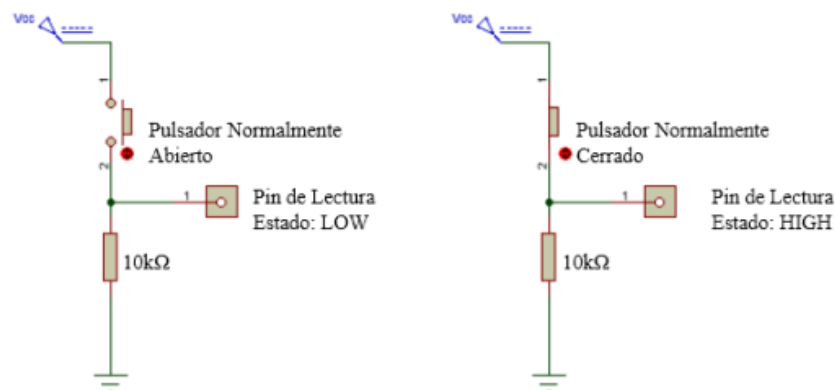
Conexión Arduino Joystick



Nota: Tomado de Modulo Joystick, por Llamas, 2016.

Figura 43

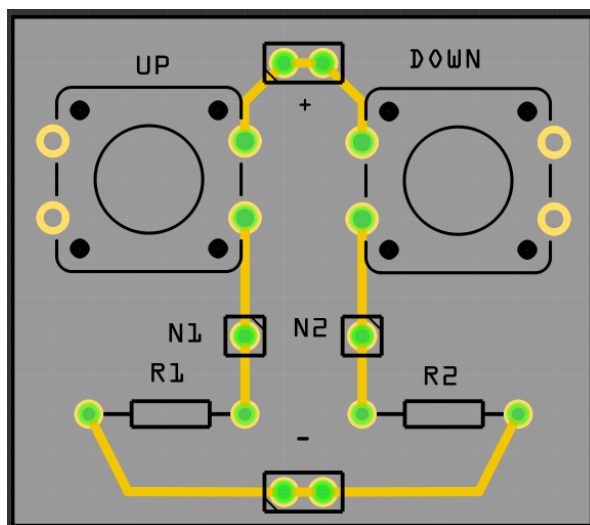
Funcionamiento Pulsadores



Con el fin de lograr una disposición óptima de todos estos componentes destinados al control remoto en un formato compacto, se ha concebido un PCB (Placa de Circuito Impreso). La **Figura 44** explica la aplicación de una placa que alberga los botones de "arriba" y "abajo", lo cual permite economizar espacio y garantizar su funcionamiento simultáneo con el joystick. Cabe mencionar que el joystick cuenta con su propio módulo suministrado por el fabricante.

Figura 44

Placa PCB Control Remoto



Para culminar el proceso, se ha llevado a cabo el diseño de una carcasa que engloba todos los elementos que conforman el control remoto inalámbrico, como se muestra en la **Figura 45**. La realización de esta carcasa se ha efectuado mediante impresión en 3D. Este diseño innovador adoptado en el proyecto tiene la ventaja de permitir la separación del control remoto de la silla de bipedestación. Este enfoque posibilita que un asistente pueda tomar el control de la silla, simplificando su tarea al interactuar con el usuario.

Figura 45*Control Remoto Acoplado/ Desacoplado*

Implementación control BCI paradigma SSEVP

Para llevar a cabo la incorporación de la BCI, se empleó un algoritmo de extracción de características fundamentado en el modelo matemático de regresión denominado LASSO, cuya representación es expresada mediante la siguiente ecuación:

$$\frac{1}{2N_{entrenamiento}} \sum_{i=1}^{N_{entrenamiento}} \left(y_{real}^{(i)} + y_{pred}^{(i)} \right)^2 + \alpha \sum_{j=1}^n |a_j|$$

Con la valiosa asistencia del Ingeniero De la Cruz Guevara y el Ph.D. Danni Rodrigo, se dispuso del algoritmo de MATLAB denominado "Lasso for SSVEP recognition", desarrollado por Yu Zhang en el año 2014. Este algoritmo ha resultado de gran utilidad al habilitar el cálculo de la exactitud y del índice de tasa de información (ITR). No solo se aplicó al extractor de características LASSO, sino también al enfoque de CCA. Este análisis comparativo permitió evaluar y contrastar el desempeño de ambos extractores, con la consideración de que la elección entre uno u otro depende de las especificidades del estudio en cuestión.

Figura 46

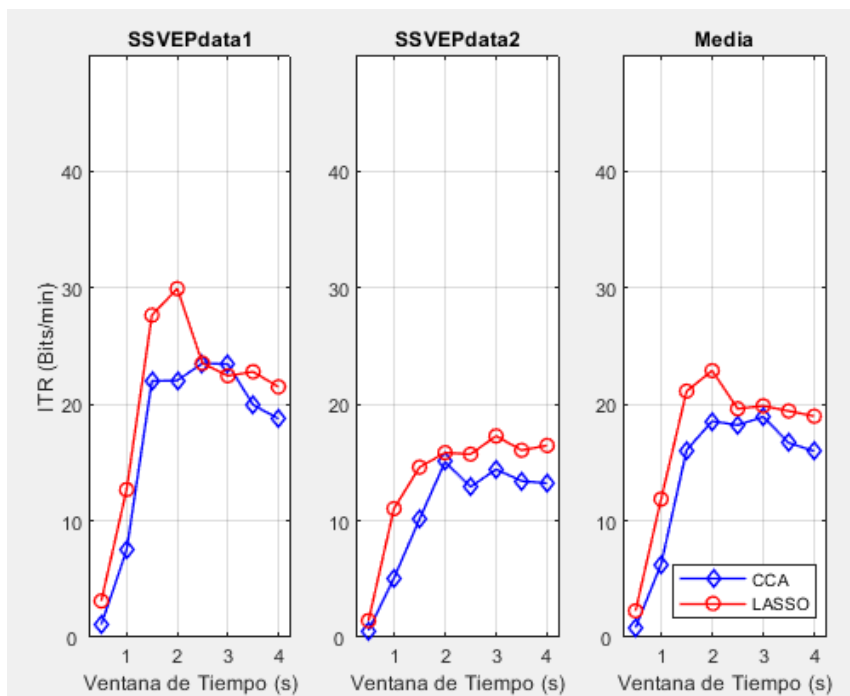
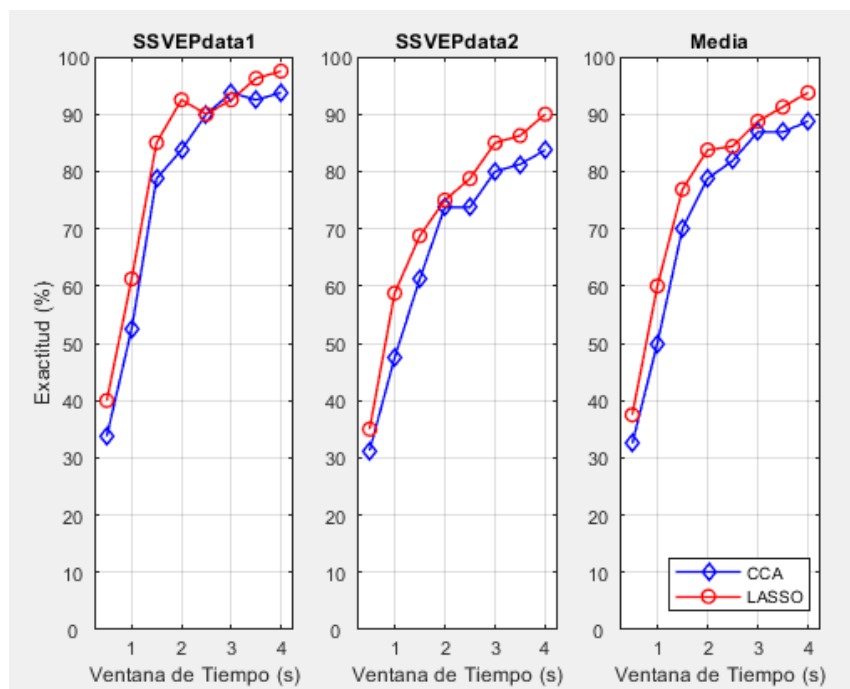
ITR vs Tiempo

Figura 47

Exactitud vs Tiempo

En la **Figura 46** y la **Figura 47** se aprecia cómo el método LASSO presenta una ligera superioridad con respecto al CCA. Es relevante considerar que los ejemplos empleados en esta ilustración constan únicamente de cuatro frecuencias de trabajo, a diferencia del proyecto que requiere un total de seis frecuencias.

Dadas las competencias y experiencia del Ingeniero De la Cruz Guevara y Ph.D. Danni Rodrigo, cuya tesis doctoral se centra en este ámbito, se ha aconsejado la utilización de una base de datos elaborada por el Centro Swartz de Neurociencia Computacional del Instituto de Computación Neural de la Universidad de San Diego, California (*Ssvep_sandiego*, s. f.).

Conforme se especifica en la página web donde se encuentra disponible para descarga, la base de datos en cuestión se compone de 8 canales, 12 frecuencias, 10 ensayos y 1025 puntos, con un índice de muestreo de 256 Hz. Dado que la operatividad de la silla de bipedestación demanda un total de 6 frecuencias, se procede a seleccionar las frecuencias específicas: [9.25, 11.25, 13.25, 9.75, 11.75, 13.75]. Cada una de estas frecuencias se encuentra asociada a un movimiento en particular, detallado en la **Tabla 10**.

Tabla 10

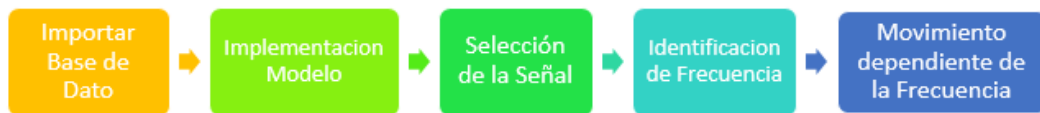
Relación Frecuencia Movimiento

Frecuencia [Hz]	Movimiento
9.25	Adelante
11.25	Atrás
13.25	Derecha
9.75	Izquierda
11.75	Arriba
13.75	Abajo

Con el propósito de habilitar el funcionamiento de la silla de bipedestación, se ha desarrollado un nuevo algoritmo utilizando MATLAB. Este algoritmo simula la interacción de un usuario que recibe un estímulo visual y, en respuesta a dicho estímulo, el algoritmo genera una acción, tal como se ilustra en la **Figura 48**.

Figura 48

Diagrama de Flujo del Algoritmo BCI



La simulación se desarrolla en App Designer que es una herramienta de MATLAB

Figura 49

HMI Simulación BCI - SSEVP



Implementación Pantalla Física

Con el propósito de establecer una interacción efectiva con el usuario, se incorpora una pantalla que despliega la Interfaz de Usuario Humano-Máquina (HMI), tal como se ha concebido en la **Figura 49**. Para lograr esta funcionalidad, se ha empleado el hardware Nextion, cuya representación se muestra en la **Figura 50**. El sistema Nextion consiste en una serie de pantallas táctiles desarrolladas por ITEAD Studio. Estas pantallas han sido especialmente diseñadas para simplificar la creación de interfaces de usuario en proyectos electrónicos y sistemas integrados, permitiendo a los diseñadores elaborar interfaces personalizadas y visualmente atractivas para sus proyectos.

Figura 50

Pantallas Nextion



Nota. Tomado de Nextion conectada a un ESP8266, por Hernández, 2020.

De manera análoga al enfoque adoptado para el sistema inalámbrico, se culmina con el desarrollo de una carcasa que engloba todos los componentes que integran el control BCI, tal como se representa en la **Figura 51**. Esta carcasa ha sido confeccionada mediante el empleo de la tecnología de impresión en 3D. El diseño original de este proyecto posibilita la separación de la pantalla de la silla de bipedestación. Como resultado, se puede intercambiar este módulo con el módulo de control remoto, en función de las necesidades específicas del usuario.

Figura 51

Pantalla HMI para control BCI



A través de las diversas adaptaciones y mejoras llevadas a cabo en comparación con el proyecto inicial, se ha conseguido una significativa revitalización de la silla de bipedestación. Este proceso ha involucrado la introducción de un control alternativo inalámbrico y la integración de un control basado en la BCI, siguiendo el paradigma SSVEP.

Capítulo 4

En esta sección, se procede a exponer en detalle el funcionamiento de todos los sistemas que han sido implementados. Esto abarca una revisión exhaustiva de los sistemas de control, tanto el remoto como el basado en la BCI. Se proporciona una explicación minuciosa de cómo opera cada uno de estos sistemas, así como su interacción con la silla de bipedestación. Además, se lleva a cabo una evaluación de posibles errores que puedan surgir durante la ejecución de estos sistemas.

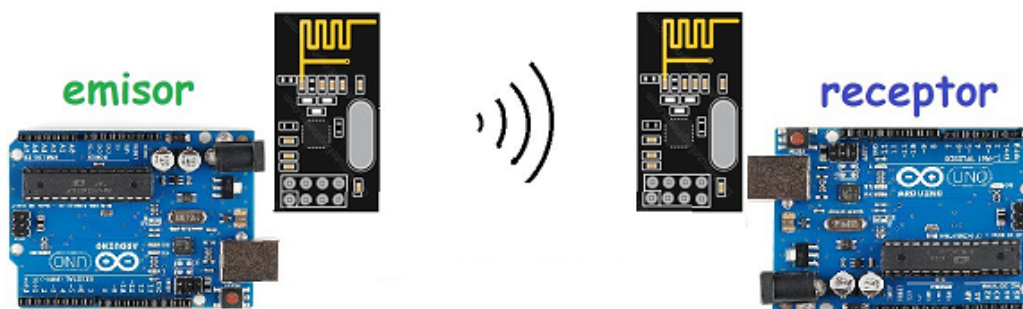
Pruebas y Resultados

Control Remoto.

La etapa inicial en el proceso de control remoto consiste en llevar a cabo una prueba de conexión, la cual debe ser establecida tanto entre el Arduino emisor de comandos como el Arduino receptor. Esta acción se configura como el primer paso antes de transmitir cualquier tipo de señal. Para esta finalidad, se emplea el entorno de desarrollo Arduino IDE para elaborar dos programas distintos. Uno de estos programas opera como un emisor, interactuando de manera directa con el usuario. El segundo actúa como un receptor del mensaje, como se detalla en la **Figura 52** y se relaciona con la silla de bipedestación, instigando el movimiento correspondiente.

Figura 52

Conexión inalámbrica NRF24L01



Nota. Tomado de Conexión entre NRF24L01, por Arévalo, 2020.

Para establecer el correcto funcionamiento tanto del emisor como del receptor, se requiere la instalación de la biblioteca RF24 en el entorno de desarrollo Arduino IDE. Esta biblioteca no se encuentra preinstalada por defecto, como se puede observar en la **Figura 53**.

Figura 53

Librería RF24 Arduino

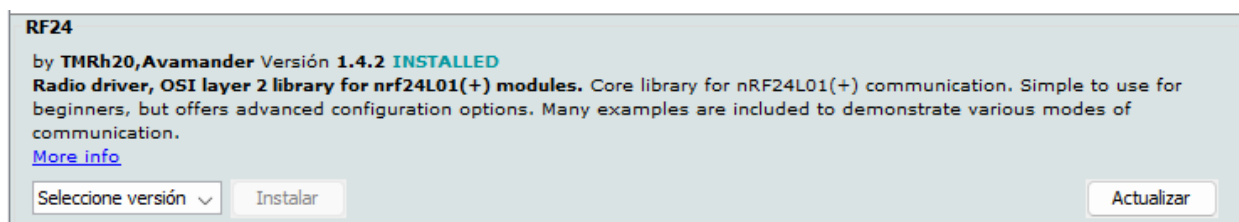
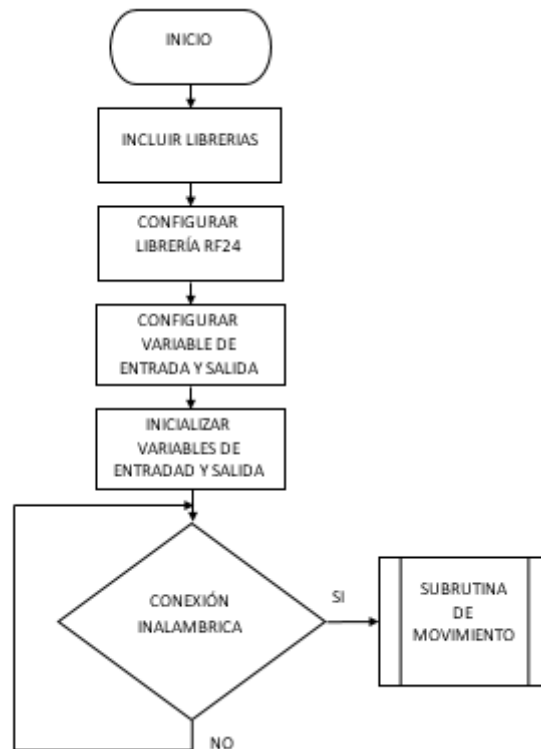


Diagrama de Flujo Emisor.

En la elaboración del diagrama de flujo para el emisor, es esencial tener en consideración tanto el comportamiento del joystick, ilustrado en la **Figura 41**, como la función de los botones, representados en la **Figura 43**. Estos elementos son los encargados de generar las instrucciones necesarias por parte del usuario para el control de la silla.

Figura 54

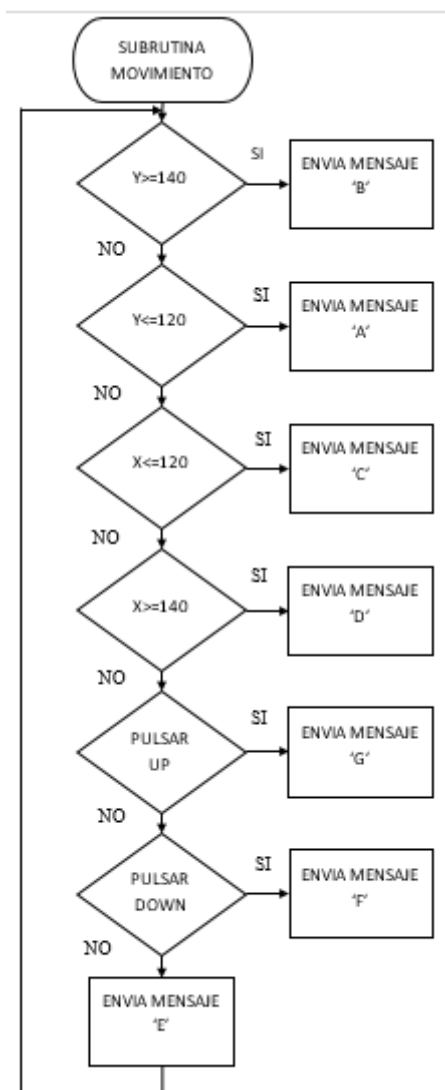
Diagrama de Flujo Emisor



Al dar comienzo al diagrama de flujo representado en la **Figura 54**, se incorpora la librería RF24, la cual es esencial para posibilitar la comunicación entre el emisor y el receptor. Acto seguido, se designa un canal de comunicación, el cual debe ser idéntico para ambos extremos, estableciéndolo como "00001". Posteriormente, se inicializan los pines correspondientes al joystick y a los pulsadores. Estos componentes asumen la responsabilidad de enviar el mensaje al receptor.

Figura 55

Diagrama de Flujo Subrutina de Movimiento

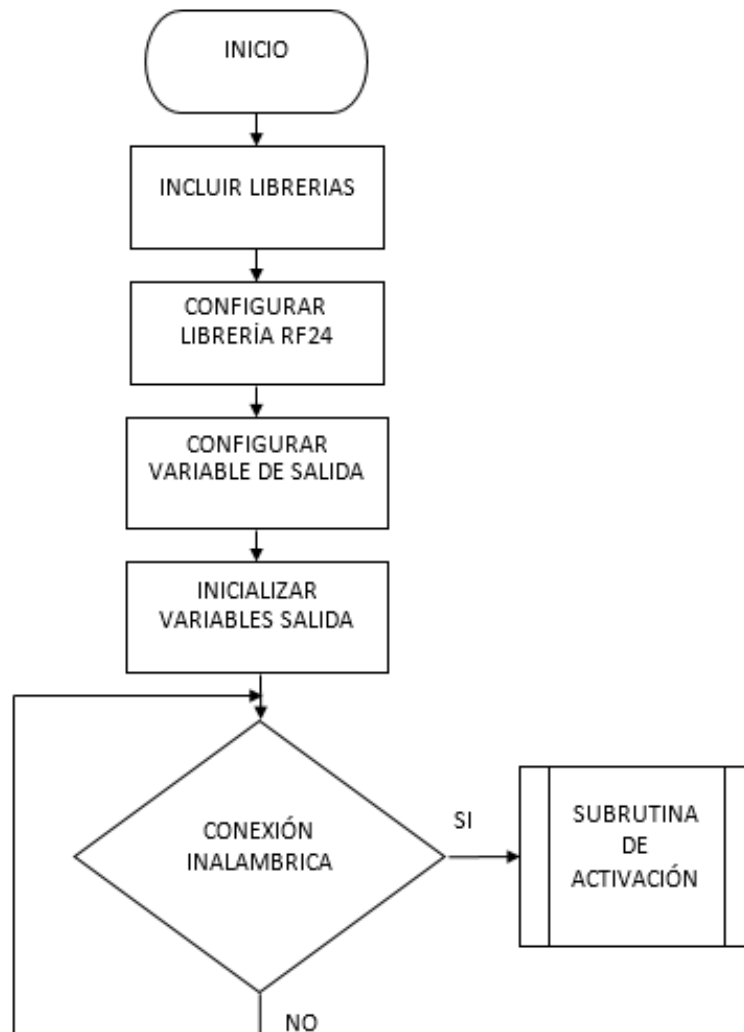


El diagrama de flujo retratado en la **Figura 55** se enfoca en el proceso de envío de una variable denominada "Mensaje" al receptor. Este mensaje se halla condicionado por la posición del joystick, el cual cuenta con entradas análogas que se reflejan en los valores de los ejes X e Y. Por otro lado, los pulsadores también generan un mensaje, pero este está sujeto a su estado digital, que puede ser alto o bajo. Si ninguna de estas condiciones es satisfecha, el mensaje enviado se configura como "paro", lo cual previene cualquier movimiento no deseado en la silla de bipedestación.

Código receptor.

Figura 56

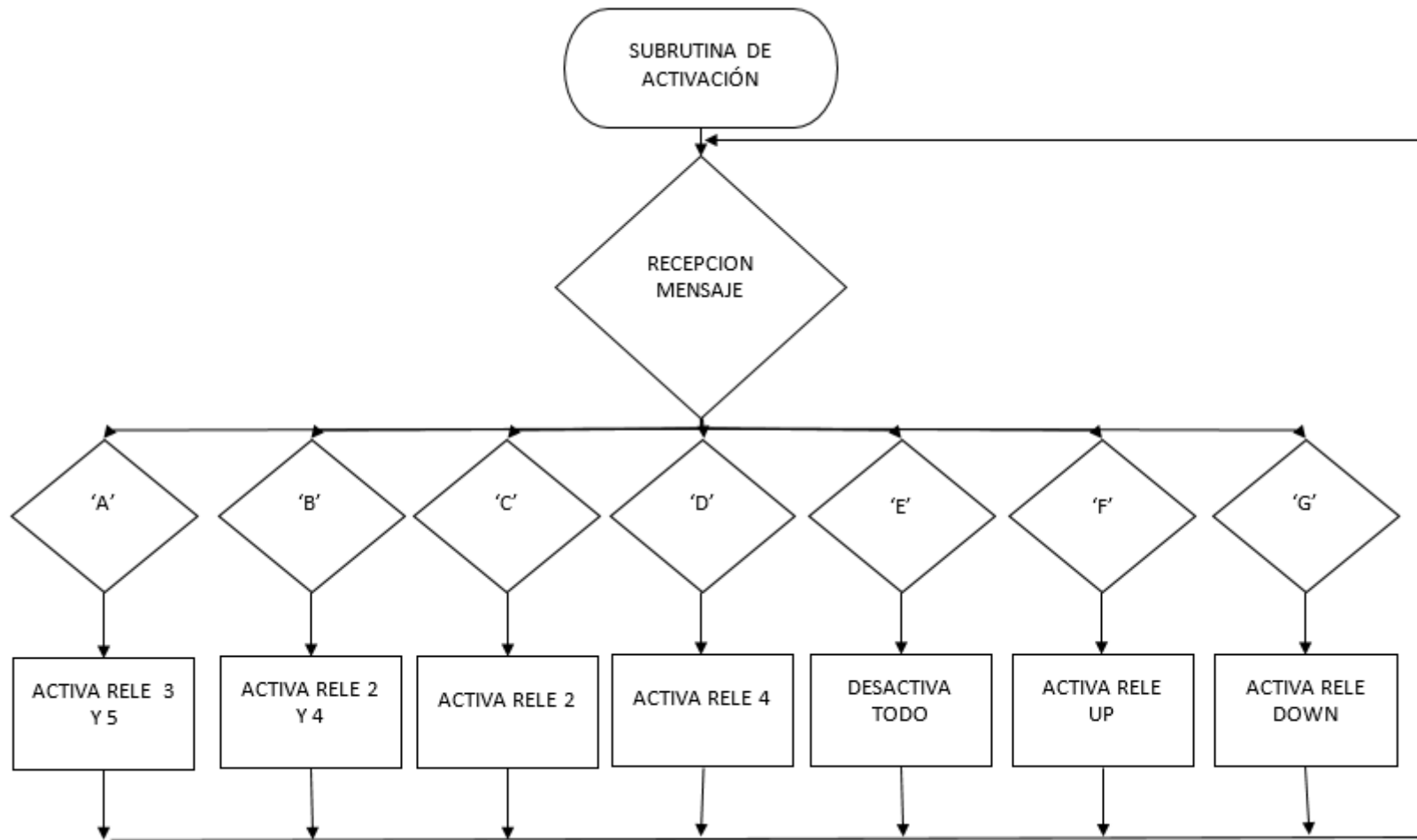
Diagrama de Flujo Receptor



Al comienzo del diagrama de flujo correspondiente a la **Figura 56**, se hace uso de la librería RF24. Para garantizar una conexión exitosa entre el receptor y el emisor, es esencial que ambos se configuren en el mismo canal. En este caso específico, el canal seleccionado es "00001".

Figura 57

Diagrama de Flujo Subrutina de Activación



El diagrama de flujo presentado en la **Figura 57** opera con las variables que emanan de los pines de salida asignados a los relés. Dado que cada motor requiere un par de relés para efectuar tanto su movimiento como su cambio de dirección, se establece el siguiente esquema: para el primer motor, se emplean los relés 2 y 3; para el segundo motor, se utilizan los relés 3 y 4; por último, el motor lineal hace uso de los relés UP y DOWN.

Al llevar a cabo las pruebas para verificar la exitosa comunicación inalámbrica que permite controlar la silla de bipedestación de manera efectiva con una respuesta prácticamente instantánea, se generó la **Tabla 11**.

Tabla 11

Pruebas y Resultados Comunicación Inalámbrica

Movimiento	Emisor	Receptor	Activación
Adelante	B	B	Si
Atrás	A	A	Si
Derecha	C	C	Si
Izquierda	D	D	Si
Arriba	G	G	Si
Abajo	F	F	Si
Paro	E	E	Si

Control BCI paradigma SSVEP

Identificación Base de Datos

El primer paso implica analizar las bases de datos ofrecidas por (*Ssvep_sandiego*, s. f.). Estas bases de datos se emplearán para determinar cuáles son las más rápidas y efectivas en términos de su utilidad. Es esencial considerar las frecuencias que se utilizarán durante la

simulación, ya que estas juegan un papel fundamental en asegurar la correcta activación de la silla de bipedestación.

Con el apoyo del algoritmo de MATLAB, es posible identificar a aquellos usuarios que presentan un mejor rendimiento y limitar el análisis a este grupo selecto. Esta estrategia permite obtener respuestas más precisas al momento de llevar a cabo el proceso de reconocimiento de frecuencia.

Figura 58

Media Exactitud con Todos los Usuarios

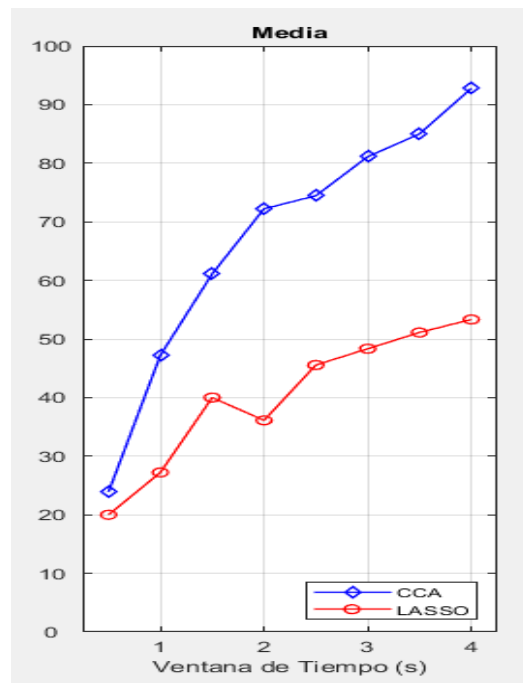
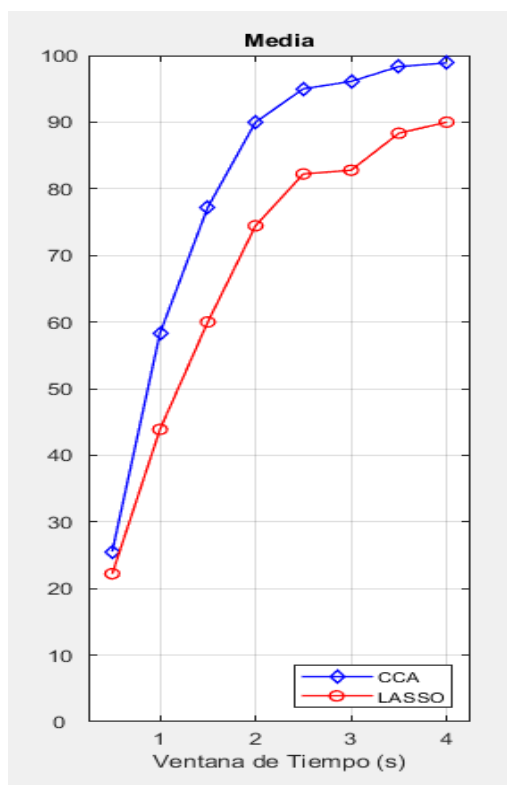


Figura 59

Media Exactitud con Mejores los Usuarios



Conforme al primer paso, se procede a realizar un análisis detallado de las bases de datos proporcionadas por (Ssvep_sandiego, s. f.) Estas bases de datos son empleadas con el propósito de evaluar cuáles de ellas exhiben una mayor eficacia y rapidez en sus resultados. Es esencial tener en cuenta las frecuencias seleccionadas para la simulación, ya que estas frecuencias determinan la correcta activación de la silla de bipedestación. La **Figura 58** y **Figura 59** presentan cómo la elección más selectiva de los usuarios que participan en la prueba conlleva una mejora tanto en la precisión de los métodos como en el tiempo requerido para lograr resultados satisfactorios.

Utilizando el algoritmo de MATLAB, se logra la identificación de los usuarios más destacados entre el conjunto total de participantes. La decisión se orienta hacia la colaboración exclusiva con estos usuarios de alto rendimiento, lo cual contribuye a obtener

respuestas más exactas al ejecutar el proceso de reconocimiento de frecuencia. Esta dinámica se refleja claramente en la **Tabla 12**, donde se detallan los resultados que confirman la efectividad de esta selección.

Tabla 12

Identificación de Frecuencia.

Frecuencia	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	Prueba 4	Prueba 5	Prueba 6
9.25	1	0	0	0	0	0
11.25	0	1	0	0	0	0
13.25	0	0	1	0	0	0
9.75	0	0	0	1	0	0
11.75	0	0	0	0	1	0
13.75	0	0	0	0	0	1

Nota. Esta tabla muestra los resultados de la identificación de frecuencia, donde 1 representa la identificación correcta de la frecuencia analizada y 0 significa que no se ha identificado esa frecuencia.

Conexión Arduino MATLAB

Una vez que se han identificado las bases de datos adecuadas, se requiere establecer un mecanismo de control para la silla de bipedestación y sus movimientos mediante la aplicación de la BCI. Para este propósito, se procede a la instalación de una librería altamente beneficiosa para MATLAB, como se ilustra en la **Figura 60**. Esta librería facilita la comunicación entre el software MATLAB y el hardware Arduino, posibilitando la realización de las pruebas de funcionamiento necesarias.

Figura 60

Paquete de Soporte Arduino MATLAB



MATLAB Support Package for Arduino Hardware

por MathWorks MATLAB Hardware Team **STAFF**

Acquire inputs and send outputs on Arduino boards

Nota. Tomado de Matlab Support Package, por MATLAB, 2018.

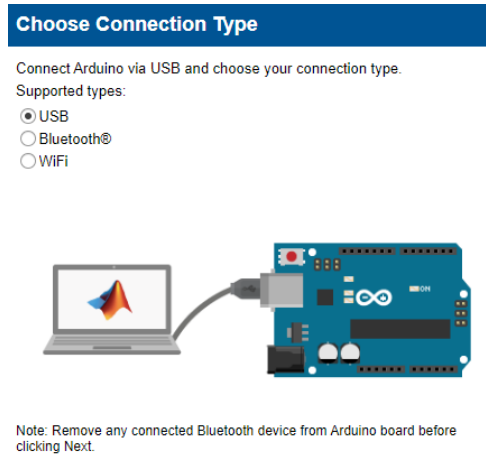
Con la implementación de esta librería, la interacción entre el dispositivo Arduino y MATLAB se simplifica considerablemente. Se requiere realizar una prueba de conexión para confirmar que el hardware esté correctamente vinculado. Es relevante notar que cuando el dispositivo Arduino se conecta al software de MATLAB, su función cambia de actuar como un microcontrolador a convertirse en una tarjeta de adquisición de datos.

Prueba de Conexión

En el inicio de la prueba, se selecciona el método de conexión que se emplea con el Arduino, siendo la opción más eficiente la conexión USB, como se muestra en la **Figura 61**. Este método proporciona una conexión directa y evita cualquier posible inconveniente relacionado con la alimentación del dispositivo.

Figura 61

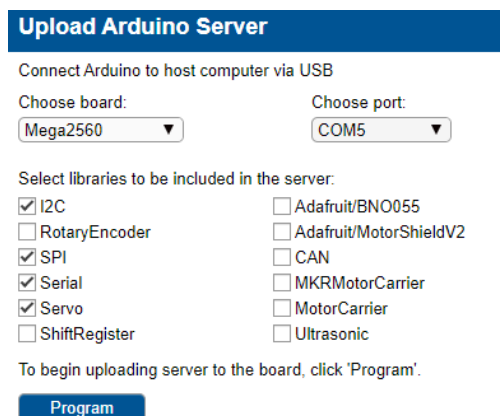
Tipo de Conexión Arduino MATLAB



En el paso siguiente, se procede a programar el dispositivo para la conexión. Se selecciona el tipo de Arduino que está siendo utilizado, se elige el puerto al que está conectado y se especifican las librerías que serán empleadas por el Arduino, tal como se muestra en la **Figura 62**.

Figura 62

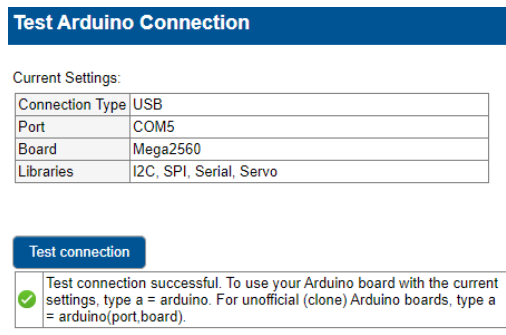
Programación Arduino MATLAB



Por último, se realiza una última prueba de conexión que verifica que todos los componentes están en orden y que se puede continuar con el trabajo deseado, como se puede observar en la **Figura 63**.

Figura 63

Prueba de Conexión Final



Simulación App Designar

Una vez confirmada la conexión y utilizando la HMI de la **Figura 49**, se procede a llevar a cabo las pruebas. Dependiendo de la frecuencia que el usuario reciba a través de una estimulación visual, el algoritmo identifica esa señal y activa la silla de bipedestación. Dado que la silla cuenta con 6 movimientos y el algoritmo puede identificar 6 frecuencias, se llevan a cabo pruebas de funcionamiento cuyos resultados se presentan en la **Figura 64** y la **Tabla 13**.

Figura 64

Movimientos Silla de Bipedestación Simulación

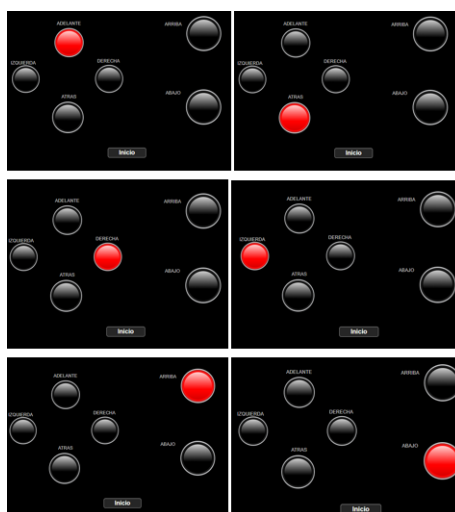


Tabla 13

Prueba y Resultados Control BCI paradigma SSVEP

Frecuencia [Hz]	Movimiento	Tiempo [s]
9.25	Adelante	1.2
11.25	Atrás	2.3
13.25	Derecha	1.4
9.75	Izquierda	1
11.75	Arriba	2.5
13.75	Abajo	1.1

De acuerdo con los resultados de las pruebas, se observa que el tiempo promedio de reconocimiento de la frecuencia después de ser expuesto a la estimulación visual es de aproximadamente 1.5 segundos. Es importante señalar que este tiempo puede variar en función del usuario y del algoritmo utilizado. En el caso específico de la silla de bipedestación, este tiempo de reconocimiento es considerado aceptable.

Comparación con modelo previo

El proyecto anterior estaba compuesto por dos sistemas de control, siendo el principal un control activado por voz y el secundario un control inalámbrico. Al comparar el nuevo modelo con el anterior, el enfoque se centra en la comparación entre el control de voz del modelo previo y el control de BCI del modelo actual. Cabe destacar que tanto el control manual del modelo previo como el control remoto del modelo actual operan de manera similar, con la única diferencia de que el nuevo modelo utiliza una comunicación inalámbrica para el control remoto.

En el sistema de control por voz del proyecto anterior, se empleaban letras fonéticamente distintas entre sí para facilitar el reconocimiento de los movimientos que el usuario deseaba realizar.

Los resultados más destacados de este enfoque se encuentran detallados en la **Tabla 14** a continuación.

Tabla 14

Resultados Proyecto Previo Prueba

ACCIÓN	COMANDO ENTRENADO	RESULTADO
ADELANTE	'F'	90%
ATRÁS	'A'	100%
IZQUIERDA	'J'	95%
DERECHA	'Y'	95%
SUBIR	'L'	90%
BAJAR	'Q'	95%
PARAR	'H'	90%

Nota. La velocidad de respuesta de estas pruebas es de alrededor de 1 segundo.

Al comparar los datos presentes en la **Tabla 13** y la **Tabla 14**, se pueden identificar diferencias sustanciales entre ambas versiones del proyecto. Aunque el modelo previo logra activarse en un tiempo promedio de un segundo, su efectividad alcanza un promedio del 93 %. Por otro lado, el nuevo modelo requiere un tiempo de activación promedio de 1.5 segundos, pero logra una efectividad del 100 % en su ejecución. Estas diferencias subrayan las ventajas y mejoras significativas que ofrece el nuevo sistema de control basado en BCI en términos de precisión y fiabilidad.

Capítulo 5

Conclusiones

Los trabajos relacionados a mejorar la calidad de vida como una silla de bipedestación eléctrica que beneficia tanto a personas parapléjicas como cuadripléjicas pueden ayudar a que se reincorporen a la sociedad de una manera más sencilla, permitiéndoles ser más independientes al realizar actividades que desde su pérdida de movimiento en sus extremidades no podían volver a realizar.

En el levantamiento de la línea base de un prototipo como en el desarrollado en este proyecto, el diseño original se encontraba en un estado en el que no se podía operar de una manera satisfactoria. En el desarrollo de este sistema se usaron muchos de los elementos o componentes del diseño original como los mecanismos de bipedestación; a su vez, también fueron modificados otros elementos como los motores, las fuentes de poder, en función de mejorar el sistema integral.

Las herramientas como MATLAB e IDE Arduino tienen una capacidad inigualable de aplicaciones, en este proyecto se desarrolló dos sistemas de control, cada uno con características y parámetros específicos, por ejemplo el control inalámbrico permite tanto al usuario como a una persona asistente puedan realizar el manejo y control de la silla desarrollada en esta tesis; adicionalmente se desarrolló un control por BCI bajo el paradigma SSVEP que permite al usuario tener una independencia tomando en cuenta el grado de discapacidad del mismo.

Cuando se realizó el análisis de la base de datos implementando el algoritmo de BCI, se pudo concluir que no todos los sujetos de prueba reconocen las frecuencias a las cuales son expuestos al mismo tiempo, esto varía dependiendo de la persona que realice la prueba, gracias a esto se conoce que el tiempo de respuesta depende de la persona que está siendo expuesta a cada una de las frecuencias. Para el análisis requerido en el presente proyecto seleccionamos a las personas con el mejor resultado para garantizar una alta exactitud y velocidad de respuesta.

El presente proyecto está destinado a ayudar a personas con discapacidad, por lo cual, debe priorizar el bienestar del usuario, su comodidad y funcionalidad. El desarrollo de la silla de ruedas de

bipedestación presentada en esta tesis se enfoca en mejorar el estilo de vida del usuario para su uso diario, otorgando beneficios en salud, psicológicos y sociales.

Recomendaciones

La velocidad de reconocimiento de la frecuencia es una de las características más importantes al momento de usar una BCI bajo el paradigma SSEVP, ésta se encuentra limitada por el hardware empleado, para esto se recomienda la utilización de un microcontrolador con una mayor capacidad de cálculo, permitiendo realizar una aplicación online en el proyecto.

Para que el proyecto no tenga una gran cantidad de consumo energético, se recomienda buscar un método con nuevas formas de energización, ya sea el empleo de una nueva batería con mejores características de rendimiento o una estación de recarga para la silla de bipedestación, que en los momentos que no se encuentre en uso la silla las baterías de esta se recarguen.

Como la silla está diseñada para un ciclo de trabajo constante, se recomienda hacer revisiones periódicas de los elementos que la conforman, pues el uso constante puede provocar algún tipo de daño ya sea mecánico o eléctrico.

El campo de aplicación para la silla de bipedestación planteada en esta tesis podría expandirse hacia los adultos mayores mejorando su estilo de vida y devolviendo su independencia.

Trabajo Futuros

Un trabajo futuro sería la aplicación online del sistema de control BCI bajo el Paradigma SSEVP, haciendo uso de la infraestructura y repotencialización desarrollada en esta tesis.

Con el avance constante de la tecnología y su globalización, un posible trabajo futuro sería agregar un nuevo sistema de control inalámbrico, el cual se base en una aplicación para teléfono celular que permita controlar la silla de bipedestación y selección del tipo de control, por ejemplo, el control BCI, lo cual ayudaría significativamente a un nuevo diseño adaptado a un terminal celular.

Un ejemplo más centrado en la parte mecánica del proyecto es el de conservar los controles empleados en este proyecto y cambiar la estructura mecánica, desarrollando un nuevo sistema de posicionamiento de la silla de bipedestación, que permita que el usuario pueda acceder a diferentes posiciones como acostarse (Lay Down), sentarse (Sit Down) y pararse (Stand Up).

Un posible enfoque futuro que no solo potenciaría este proyecto, sino también otros de naturaleza similar. Consiste en la creación de una estación de recarga de baterías, dado que la silla de bipedestación experimenta un uso continuo y demandante de energía, la implementación de baterías recargables se erige como una solución pertinente y valiosa. Esta estación de recarga tendría como objetivo optimizar la eficiencia energética del sistema, permitiendo la recarga oportuna de las baterías de la silla, lo cual podría contribuir significativamente a la reducción de interrupciones en el uso diario y prolongar la autonomía operativa de la silla.

Bibliografía

- Aguado Guerrero, A. (2019). *Diseño e implementación de un sistema BCI basado en el paradigma SSVEP* [Proyecto/Trabajo fin de carrera/grado, Universitat Politècnica de València].
<https://riunet.upv.es/handle/10251/126344>
- Aljalal, M., Ibrahim, S., Djemal, R., & Ko, W. (2020). Comprehensive review on brain-controlled mobile robots and robotic arms based on electroencephalography signals. *Intelligent Service Robotics*, 13(4), 539-563. <https://doi.org/10.1007/s11370-020-00328-5>
- Armijos Comina, J. C., & Criollo Simbaña, T. A. (2018). *Diseño y construcción de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas activada por voz, de bajo costo* [BachelorThesis, Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Carrera de Ingeniería en Mecatrónica.]. <http://repositorio.espe.edu.ec/jspui/handle/21000/14728>
- Batería Recargable Seca 12 V 5 Ah FP1250 9X7X10 Cm. (s. f.). *Dcim Ecuador*. Recuperado 2 de agosto de 2023, de <https://dcimecuador.com/producto/bateria-recargable-seca-12-v-5-ah-fp1250/>
- Castaño Londoño, M. F., & Lopera Valencia, V. (2019). *Requerimientos generales para el rediseño de la silla Bipedestadora Onpie* [BachelorThesis, Escuela Arquitectura y Diseño].
<https://repository.upb.edu.co/handle/20.500.11912/4700>
- Chen, W., Chen, S.-K., Liu, Y.-H., Chen, Y.-J., & Chen, C.-S. (2022). An Electric Wheelchair Manipulating System Using SSVEP-Based BCI System. *Biosensors*, 12(10), Article 10.
<https://doi.org/10.3390/bios12100772>
- Córdova Rodríguez, F. A. (2021). *La Rehabilitación físico-terapéutica comunitaria de un paciente con tetralogía de fallot* [MasterThesis, Universidad de Holguín, Facultad de Cultura Física].
<http://repositorio.uho.edu.cu/xmlui/handle/uho/8758>
- Cuadriplejía y Paraplejía—Western New York Urology Associates, LLC*. (s. f.). Recuperado 19 de julio de 2023, de <https://www.wnyurology.com/content.aspx?chunkiid=127567>

Cysewska-Sobusiak, A., Buchwald, M., & Jukiewicz, M. (2018). Finding Optimal Frequency and Spatial Filters Accompanying Blind Signal Separation of EEG Data for SSVEP-based BCI. *International Journal of Electronics and Telecommunications*; 2018; vol. 64; No 4; 439–444.

<https://journals.pan.pl/dlibra/publication/123543/edition/107758>

Eletrogate. (2019, mayo 19). Ponte H com relés: Como montar. *Blog Eletrogate*.

<https://blog.eletrogate.com/arduino-ponte-h-com-rele/>

ergológico. (2017, junio 14). Las 7 características de una silla ergonómica. *ergologico*.

<https://www.ergologico.com/7-caracteristicas-de-una-silla-ergonomica/>

Espín Guerrero, V. R. (2018). *Diseño estructural de una silla de ruedas de bipedestación con sistema de verticalización y la incidencia en su eficiencia energética* [MasterThesis, Universidad Técnica de Ambato. Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica. Maestría en Diseño Mecánico].

<https://repositorio.uta.edu.ec:8443/jspui/handle/123456789/27368>

Fase-1-Presentacion-Preliminar-Rendicion-de-Cuentas-2020.pdf. (s. f.). Recuperado 19 de julio de 2023, de <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2021/04/Fase-1-Presentacion-Preliminar-Rendicion-de-Cuentas-2020.pdf>

Fig. 1. Functional model of an SSVEP-based BCI. (s. f.). ResearchGate. Recuperado 25 de julio de 2023, de https://www.researchgate.net/figure/Functional-model-of-an-SSVEP-based-BCI_fig1_336926995

Fun Factory (Director). (2021, junio 15). *Probando motor DC (silla de ruedas) para proyectos de robótica y control*. <https://www.youtube.com/watch?v=2EgMO7c4DB8>

Gao, Z.-K., Zhang, J., Dang, W.-D., Yang, Y.-X., Cai, Q., Mu, C.-X., & Grebogi, C. (2018). Multivariate empirical mode decomposition and multiscale entropy analysis of EEG signals from SSVEP-

based BCI system. *Europysics Letters*, 122(4), 40010. <https://doi.org/10.1209/0295-5075/122/40010>

Garcés Moncayo, D. M. (2021). *Sistema de control de movimiento en silla bipedestadora para el Centro de Rehabilitación Física y Neurología Bendiciones de la Ciudad de Ambato* [BachelorThesis, Universidad Técnica de Ambato. Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial. Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones]. <https://repositorio.uta.edu.ec:8443/jspui/handle/123456789/32719>

Historia de la silla de ruedas—Karma Mobility España. (2020, abril 26).

<https://www.karmamobility.es/2020/04/historia-de-la-silla-de-ruedas/>

Hontoria Hernández, M. I. (2020). *Análisis biomecánico de la desalineación cervical producida en la extricación de pacientes con sospecha de lesión medular traumática tras un accidente de tráfico*. [DoctoralThesis]. <https://repositorio.ucam.edu/handle/10952/4582>

Javier Arévalo (Director). (2020, octubre 19). *Comunicación inalámbrica RF usando módulos NRF24L01 entre Arduinos*. <https://www.youtube.com/watch?v=crJ-i52i1y8>

Kalantar, G. (2018). *Advanced Signal Processing Solutions for Brain-Computer Interfaces: From Theory to Practice* [Masters, Concordia University]. <https://spectrum.library.concordia.ca/id/eprint/983973/>

Lesión medular – Asociación española de bancos de células madre. (s. f.). Recuperado 15 de agosto de 2023, de <http://abacell.org/actualidad/tag/lesion-medular/>

Liu, Y., Li, Z., Zhang, T., & Zhao, S. (2020). Brain–Robot Interface-Based Navigation Control of a Mobile Robot in Corridor Environments. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems*, 50(8), 3047-3058. <https://doi.org/10.1109/TSMC.2018.2833857>

Llamas, L. (2016a, julio 8). *Controla tus proyectos con Arduino y Joystick analógico*. Luis Llamas. <https://www.luisllamas.es/arduino-joystick/>

Llamas, L. (2016b, diciembre 8). *Comunicación inalámbrica a 2.4Ghz con Arduino y NRF24L01*. Luis Llamas. <https://www.luisllamas.es/comunicacion-inalambrica-a-2-4ghz-con-arduino-y-nrf24l01/>

MATLAB Support Package for Arduino Hardware. (s. f.). Recuperado 3 de agosto de 2023, de <https://la.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/47522-matlab-support-package-for-arduino-hardware>

Minguez, J. (s. f.). *Tecnología de Interfaz Cerebro—Computador*.

Monasterio Astobiza, A., Ausín, T., Toboso, M., Morte Ferrer, R., Aparicio Payá, M., López, D., Monasterio Astobiza, A., Ausín, T., Toboso, M., Morte Ferrer, R., Aparicio Payá, M., & López, D. (2019). Traducir el pensamiento en acción: Interfaces cerebro-máquina y el problema ético de la agencia. *Revista de Bioética y Derecho*, 46, 29-46.

Moreno Prieto, G. (2021, junio). *Análisis de métodos computacionales para el diseño conceptual de producto. Aplicación al diseño de una silla* [Info:eu-repo/semantics/bachelorThesis]. E.T.S.I. Diseño Industrial (UPM). <https://oa.upm.es/67644/>

Na, R., Hu, C., Sun, Y., Wang, S., Zhang, S., Han, M., Yin, W., Zhang, J., Chen, X., & Zheng, D. (2022). Reprint of: An embedded lightweight SSVEP-BCI electric wheelchair with hybrid stimulator. *Digital Signal Processing*, 125, 103573. <https://doi.org/10.1016/j.dsp.2022.103573>

Naser, M. Y. M., & Bhattacharya, S. (2023). Towards Practical BCI-Driven Wheelchairs: A Systematic Review Study. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 31, 1030-1044. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2023.3236251>

Nextion conectada a un ESP8266 OpenWeatherMap y CloudMQTT. (2020, enero 28).

<https://programarfacil.com/esp8266/nextion-esp8266-openweathermap-cloudmqtt/>

Parra Santos, I. D. (2021). *Análisis sobre la satisfacción laboral según la teoría de Herzberg, ventajas y desventajas de la inclusión laboral en la Cooperativa de Ahorro y Crédito COOPERCO Cía.*

Ltda. [MasterThesis, Universidad del Azuay].

<http://dspace.uazuay.edu.ec/handle/datos/11178>

Rivera-Flor, H., Gurve, D., Floriano, A., Delisle-Rodriguez, D., Mello, R., & Bastos-Filho, T. (2022). CCA-Based Compressive Sensing for SSVEP-Based Brain-Computer Interfaces to Command a Robotic Wheelchair. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 71, 1-10.
<https://doi.org/10.1109/TIM.2022.3218102>

Rojas Anaya, J. D. (2021). *Análisis y propuesta del diseño de la silla de ruedas de propulsión manual a partir de la percepción y satisfacción de los usuarios con discapacidad motriz*.
<https://doi.org/10.24275/uama.5811.7967>

Sillas ergonómicas, fundamentales para la salud laboral | AFAMID. (s. f.). Recuperado 3 de agosto de 2023, de <https://www.afamid.com/2017/06/16/sillas-ergonomicas-fundamentales-para-la-salud-laboral/>

Siribunyaphat, N., & Punsawad, Y. (2022). Steady-State Visual Evoked Potential-Based Brain-Computer Interface Using a Novel Visual Stimulus with Quick Response (QR) Code Pattern. *Sensors*, 22(4), Article 4. <https://doi.org/10.3390/s22041439>

Ssvep_sandiego. (s. f.). Recuperado 2 de agosto de 2023, de <https://www.kaggle.com/datasets/lzyuuu/ssvep-sandiego>

TD, R. (2020, octubre 20). Beneficios de la bipedestación para usuarios de silla de ruedas. *Tododisca*.
<https://www.tododisca.com/beneficios-bipedestacion-silla-de-ruedas/>

Torres Rivadeneira, A. C. (2020). *La rehabilitación respiratoria en esclerosis lateral amiotrófica: Revisión sistemática* [BachelorThesis, PUCE - Quito].
<http://repositorio.puce.edu.ec:80/handle/22000/19351>

Vázquez-Fariñas, M., & Rodríguez-Martin, B. (2021). "Living with a fragmented body": A qualitative study on perceptions about body changes after a spinal cord injury. *Spinal Cord*, 59(8), Article 8. <https://doi.org/10.1038/s41393-021-00634-4>