



Repotenciación de un prototipo de prótesis mecatrónica para amputación transfemoral

Chávez Plaza, Steven Santiago

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. Tobar Quevedo, Johanna Belén Ph.D.

27 de febrero del 2023



CERTIFICADO DE ANÁLISIS
magister

L00362432_Steven Chavez_Tesis_RevPlagio

4%
Similitudes

< 1% Texto entre comillas
< 1% similitudes entre comillas
< 1% Idioma no reconocido

Nombre del documento: L00362432_Steven
Chavez_Tesis_RevPlagio.pdf
ID del documento: 310b32fc9bea11c7cf971518094f544625b19ad 6
Tamaño del documento original: 3,39 Mo

Depositante: LENIN ROMULO ABATTA JACOME
Fecha de depósito: 23/2/2023
Tipo de carga: interface
fecha de fin de análisis: 23/2/2023

Número de palabras: 20.300
Número de caracteres: 129.422

Ubicación de las similitudes en el documento:



Fuentes principales detectadas

N°	Descripciones	Similitudes	Ubicaciones	Datos adicionales
1	repositorio.espe.edu.ec Diseño del controlador para un prototipo de prótesis de pi http://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/1442/1/71-ESPE-057733.pdf.br 17 fuentes similares	1%		Palabras idénticas : 1% (202 palabras)
2	repositorio.espe.edu.ec Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna p http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/1258 17 fuentes similares	< 1%		Palabras idénticas : < 1% (162 palabras)
3	repositorio.espe.edu.ec Diseño y construcción de un prototipo de prótesis de pier https://repositorio.espe.edu.ec/omui/handle/21000/12095?show=fil 17 fuentes similares	< 1%		Palabras idénticas : < 1% (159 palabras)
4	repositorio.espe.edu.ec Diseño del controlador para un prototipo de prótesis de pi http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/1442 15 fuentes similares	< 1%		Palabras idénticas : < 1% (127 palabras)
5	repositorio.espe.edu.ec Sistema de control de brazo robótico mediante ondas cere http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/1058 4 fuentes similares	< 1%		Palabras idénticas : < 1% (91 palabras)

Fuentes con similitudes fortuitas

N°	Descripciones	Similitudes	Ubicaciones	Datos adicionales
1	www.amputee-transition.org The transition experience: pain, history, and the prototypic https://www.amputee-coalition.org/resources/transition-history-prototypes	< 1%		Palabras idénticas : < 1% (29 palabras)
2	repositorio.utec.edu.pe Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pi https://repositorio.utec.edu.pe/handle/20.500.12815/1047?mode=fil 17 fuentes similares	< 1%		Palabras idénticas : < 1% (25 palabras)
3	madoc.cuba.es Diseño, desarrollo y construcción de un sistema de control de http://madoc.cuba.es/handle/10124/4370	< 1%		Palabras idénticas : < 1% (24 palabras)
4	www.researchgate.net Shady-shawad, from a digital-based prosthetic system https://www.researchgate.net/publication/345037895/527003786 17 fuentes similares	< 1%		Palabras idénticas : < 1% (20 palabras)
5	www.monografias.com Trabajo de investigación: https://www.monografias.com/trabajos202/rev-prtesis-inteligentes/rev-prtesis-inteligente	< 1%		Palabras idénticas : < 1% (18 palabras)

Fuentes mencionadas (sin similitudes detectadas)

Estas fuentes han sido citadas en el documento sin encontrar similitudes.

1 <https://doi.org/10.1080/17434440.2022.2039624>

2 <https://doi.org/10.1097/IPO.0000000000000395>

3 <https://doi.org/10.1080/09638288.2021.1989504>

4 <https://doi.org/10.1016/j.physrep.2021.03.002>

5 <https://doi.org/10.3390/brainsci11010043>

Firma



JOHANNA BELEN TOBAR
QUEVEDO

Ing. Tobar Quevedo, Johanna Belén Ph.D.
CC. 1717171241



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 prótesis mecatrónica para amputación transfemoral”** fue realizado por el señor **Chávez Plaza, Steven Santiago**; 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, 27 de febrero de 2023

Firma



Ing. Tobar Quevedo, Johanna Belén Ph.D.

CC: 1717171241



Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Responsabilidad de Autoría

Yo, **Chávez Plaza, Steven Santiago**, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: "**Repotenciación de un prototipo de prótesis mecatrónica para amputación transfemoral**" es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Sangolquí, 27 de febrero de 2023

Firma

Chávez Plaza, Steven Santiago

CC: 0105252167



Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Autorización de Publicación

Yo, **Chávez Plaza, Steven Santiago** con cédula de ciudadanía n° 010525216-7 autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **“Repotenciación de un prototipo de prótesis mecatrónica para amputación transfemoral”** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Sangolquí, 27 de febrero de 2023

Firma

Chávez Plaza, Steven Santiago

CC: 0105252167

Dedicatoria

A la Virgen María madre santa quien me ha dado vida, salud y fortaleza para continuar este largo camino, lejos de mi hogar, permitiéndome completarlo con éxito.

A mis abuelitas, Laura y Carmen, que en paz descansen, quienes, a diferentes formas y tiempos, me formaron con el carácter y valores necesarios para siempre luchar de manera honesta por mis metas.

A mi padre por haber sido un apoyo incondicional para lograr mi objetivo y quien siempre ha sido y será mi ejemplo a seguir y superar.

A mi madre quien siempre me ha respaldado brindándome apoyo emocional y el amor que solo ella sabe dar, para no permitirme ni siquiera pensar en renunciar a mis sueños.

A mis hermanos quienes han estado a mi lado siempre y que, con bromas y juegos, me daban motivación para continuar cada vez que volvía de casa.

Chávez Plaza Steven Santiago

Agradecimiento

A mis padres y hermanos por jamás rendirse conmigo y siempre estar a mi lado incondicionalmente apoyándome y motivándome a seguir adelante hasta conseguir mis sueños. A la distancia siempre sentí su compañía y calor, brindándome paz y tranquilidad para seguir. Gracias por todo, siempre.

A Nahat, mi mejor amiga, por ayudarme a levantar cada vez que me sentía vencido y emocionalmente roto con la mente quebrantada, permitiéndome regresar mi enfoque a mi objetivo principal. Gracias por nunca dejarme solo, incluso cuando lo único que quería era estarlo.

A mi familia de tesis, con quienes siempre nos ayudamos mutuamente en nuestros proyectos. Siempre dándonos ánimos para seguir y motivándonos a cumplir nuestros propósitos. Gracias por los almuerzos que empezaban como competencia de a quien le iba peor en la tesis y terminaban como sesiones de apoyo moral mutuo.

A Juan, un coterráneo que conocí en un momento clave y ha sido un gran apoyo para mantenerme cuerdo, en momentos que mi mente se saturaba, con variadas distracciones. Además de haberse convertido en un gran amigo en poco tiempo y a la vez permitió sentirme más cerca de mi ciudad y menos solo.

A todas las personas, las buenas y las no tan buenas, que conocí durante este largo camino, ya que me han permitido crecer como persona y profesional. Con buenas y malas experiencias han permitido forjarme como lo que hoy en día soy y de lo que me siento muy orgulloso ser.

Chávez Plaza Steven Santiago

Índice General

Verificación de Similitud.....	2
Certificación	3
Responsabilidad de Autoría	4
Autorización de publicación.....	5
Dedicatoria	6
Agradecimiento	7
Resumen.....	17
Abstract.....	18
Capítulo 1	2
Generalidades.....	2
<i>Antecedentes</i>	2
Categorías de Sistemas de Prótesis Artificiales.....	2
<i>Prótesis Mecánica.....</i>	2
<i>Prótesis Eléctrica</i>	2
<i>Prótesis Neumática.....</i>	2
<i>Prótesis Mioeléctrica</i>	3
<i>Prótesis Mecatrónica</i>	3
Interfaz Cerebro Computador (BCI – Brain Computer Interface).....	4
<i>Trabajos Previos</i>	4
<i>Justificación e Importancia</i>	5
<i>Alcance del Proyecto</i>	6
<i>Objetivos</i>	7
Objetivo General	7
Objetivos Específicos	7
<i>Descripción General del Proyecto</i>	8

<i>Metodología</i>	9
Recolección de Información	10
Diseño de Mecanismos	11
Características de Interés de las Señales EEG	13
Selección y Calibración de Sensores	13
Validación y Verificación	14
Capítulo 2.....	15
Estado del Arte.....	15
<i>La Prótesis</i>	15
Origen y Evolución de la Prótesis	15
Prótesis Transfemoral	16
Partes de una Prótesis para Amputación Transfemoral	17
Socket o Encaje	17
Articulación de Rodilla	18
Tubo de Espinilla	19
Articulación de tobillo	20
Pie Artificial	21
<i>Ciclo de marcha</i>	22
Primera Fase	22
Segunda Fase	23
Tercera Fase	24
Cuarta Fase	24
<i>Interfaz Cerebro Computador (BCI – Brain Computer Interface)</i>	25
BCI no Invasiva	25
Sistema Internacional de Posicionamiento 10/20	26
BCIs no Invasivas para la Comunicación en Casos de Parálisis	26

	10
BCIs no Invasivas para la Recuperación del Movimiento.	27
<i>BCI Basada en Potenciales Evocados de Estado Estable (SSVEP).</i>	28
Conclusión del Estado del Arte	36
Capítulo 3.....	38
Misión del Proyecto.....	38
Visión del Proyecto	39
Requerimientos del proyecto	39
Análisis de Resultados de Matriz QFD.....	43
Diagrama de Pareto.....	44
Línea Base del Prototipo de Prótesis Mecatrónica	46
Readecuación del Sistema de Sensores	51
Diseño del Mecanismo de Articulación de Tobillo.....	57
<i>Generación de conceptos.....</i>	<i>59</i>
Aclarar el problema.	59
Explorar sistemáticamente.....	60
<i>Diseño del Eslabón Principal.....</i>	<i>61</i>
Listado de Métricas.....	65
<i>Módulo 1 (Controlador).....</i>	<i>66</i>
<i>Módulo 2 (Sensor de temperatura y humedad)</i>	<i>66</i>
<i>Modulo 3 (Pantalla compatible con el controlador).....</i>	<i>67</i>
<i>Conclusiones del listado de métricas.....</i>	<i>67</i>
Diseño de Placas de Circuito Impreso	68
Implementación del Algoritmo de BCI	73
<i>Selección del Modelo de Regresión (LASSO).....</i>	<i>73</i>
<i>Selección de la Base de Datos EEG – SSVEP</i>	<i>74</i>
<i>Implementación del Algoritmo Extractor de Características LASSO en Python</i>	<i>75</i>

Instalación de librerías en Python.....	77
Montaje del Prototipo de Prótesis Mecatrónica.....	82
Capítulo 4.....	85
Pruebas y Resultados.....	85
<i>Pruebas de exactitud.....</i>	<i>85</i>
<i>Análisis de ITR.....</i>	<i>88</i>
<i>Pruebas de precisión.....</i>	<i>90</i>
<i>Pruebas de Funcionamiento de Laboratorio.....</i>	<i>93</i>
Conclusiones.....	95
Recomendaciones.....	98
Trabajos Futuros.....	98
Bibliografía.....	100

Índice de Tablas

Tabla 1 <i>Cambios en la posición angular durante las fases del ciclo de marcha de las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera.....</i>	25
Tabla 2 <i>Matriz del Estado del Arte.....</i>	31
Tabla 3 <i>Misión del proyecto.....</i>	39
Tabla 4 <i>Matriz QFD para el proyecto.....</i>	40
Tabla 5 <i>Resultados Matriz QFD.....</i>	43
Tabla 6 <i>Requerimientos del Proyecto.....</i>	44
Tabla 7 <i>Características Técnicas del prototipo de prótesis mecatrónica.....</i>	45
Tabla 8 <i>Resumen de elementos mecánicos encontrados en el prototipo y sus estados.....</i>	46
Tabla 9 <i>Resumen de elementos electrónicos encontrados en el prototipo y sus estados.....</i>	47
Tabla 10 <i>Opciones de filamentos para impresión 3D.....</i>	54
Tabla 11 <i>Módulos para el diseño del mecanismo de articulación de tobillo.....</i>	58
Tabla 12 <i>Modulo 1 Selección de material de fabricación.....</i>	58
Tabla 13 <i>Modulo 2 Selección del proceso de manufactura para la fabricación del diseño.....</i>	59
Tabla 14 <i>Resumen de métricas.....</i>	59
Tabla 15 <i>Características del actuador lineal seleccionado.....</i>	60
Tabla 16 <i>Conceptos Generados.....</i>	61
Tabla 17 <i>Resumen de eslabones del mecanismo a diseñar.....</i>	61
Tabla 18 <i>Relaciones de posición angular del mecanismo vs longitud del actuador lineal.....</i>	64
Tabla 19 <i>Módulos a implementar en el proyecto.....</i>	65
Tabla 20 <i>Opciones de selección para el módulo 1 (controlador).....</i>	66
Tabla 21 <i>Características del sensor de temperatura y humedad.....</i>	67
Tabla 22 <i>Opciones de selección para el módulo 3 (pantalla compatible con el controlador)</i>	67
Tabla 23 <i>Resumen del listado de métricas.....</i>	68

Tabla 24 <i>Resumen de módulos y su tipo de conexión con las placas de circuitos impresos a elaborar</i>	71
Tabla 25 <i>Tabla comparativa entre lenguajes de programación MATLAB y Python</i>	76
Tabla 26 <i>Librerías de Python empleadas para la implementación del algoritmo de BCI</i>	77
Tabla 27 <i>Comandos de instalación para librerías requeridas en Python</i>	77
Tabla 28 <i>Comparación de coeficientes de correlación obtenidos en MATLAB y Python con $\alpha=0.1$ en ambos casos</i>	79
Tabla 29 <i>Comparación de coeficientes de correlación entre los algoritmos de MATLAB con $\alpha=0.1$ y Python con $\alpha=0.097$</i>	81
Tabla 30 <i>Relación entre frecuencias de estímulos y movimientos de actuadores en el prototipo de prótesis mecatrónica</i>	82
Tabla 31 <i>Partes del prototipo de prótesis mecatrónica y sus componentes</i>	83
Tabla 32 <i>Valores medios de exactitud por ventana de tiempo</i>	87
Tabla 33 <i>Datos del banco de pruebas</i>	94

Índice de Figuras

Figura 1 <i>Prótesis Mecatrónica del Laboratorio de Mecatrónica y Sistemas Dinámicos</i>	8
Figura 2 <i>Mecanismo actual de rodilla</i>	11
Figura 3 <i>Mecanismo actual de tobillo</i>	12
Figura 4 <i>Ejemplo de actuador lineal</i>	12
Figura 5 <i>Bosquejo de propuesta de nuevo mecanismo de tobillo</i>	13
Figura 6 <i>Dedos de pie artificiales, colocados en antiguas momias egipcias</i>	16
Figura 7 <i>Esquema de dispositivo por encima de la rodilla de Ambroise Paré</i>	16
Figura 8 <i>Ejemplo de prótesis transfemoral, WalkMECH</i>	17
Figura 9 <i>Comparación entre socket QL (izquierda) e IC (derecha)</i>	18
Figura 10 <i>Categorías de rodillas artificiales</i>	19
Figura 11 <i>Tubo de espinilla lisa</i>	19
Figura 12 <i>SACH-Foot</i>	20
Figura 13 <i>Cheeta Flex-Foot</i>	21
Figura 14 <i>Tobillo Multi-eje Trustep desarrollado por Omnia Health</i>	21
Figura 15 <i>Recubrimiento de SACH-Foot</i>	22
Figura 16 <i>Plano sagital (izquierda) y plano horizontal (derecha) de las fases del ciclo de marcha humana</i>	23
Figura 17 <i>Ubicación de la articulación tibiotarsiana</i>	23
Figura 18 <i>Plano frontal de la segunda fase del ciclo de marcha humana</i>	24
Figura 19 <i>Distribución de electrodos según el sistema 10/20</i>	26
Figura 20 <i>Diagrama de bloques de una BCI controlada por RSM</i>	28
Figura 21 <i>Diagrama funcional de una BCI basada en el paradigma SSVEP</i>	29
Figura 22 <i>Diagrama de Pareto de los Requerimientos del prototipo de prótesis mecatrónica</i> . 44	44
Figura 23 <i>Diagrama de Pareto de las características técnicas del prototipo de prótesis mecatrónica</i>	45

Figura 24 <i>Estructura lateral de espinilla</i>	47
Figura 25 <i>Vista posterior del mecanismo de articulación de tobillo</i>	48
Figura 26 <i>Acople del servomotor de accionamiento del mecanismo de tobillo</i>	48
Figura 27 <i>Servomotor del mecanismo de tobillo y palanca de accionamiento</i>	49
Figura 28 <i>Estado de los sensores de inercia BNO055</i>	50
Figura 29 <i>Estado de las conexiones de sensores BNO055 hacia el bus de sensores</i>	51
Figura 30 <i>Sensor BNO055 con conector JST de 6 pines</i>	52
Figura 31 <i>Extremo superior del bus de sensores</i>	53
Figura 32 <i>Servomotor de accionamiento de la articulación de rodilla</i>	53
Figura 33 <i>Caja de protección para sensor BNO055</i>	55
Figura 34 <i>Sensor BNO055 en su carcasa de protección</i>	55
Figura 35 <i>Ejemplo de sujeción y conexión del sistema de sensores optimizado</i>	56
Figura 36 <i>Protección del servomotor accionador del mecanismo de rodilla</i>	57
Figura 37 <i>Actuador lineal seleccionado</i>	60
Figura 38 <i>Diagrama vectorial del mecanismo a diseñar para la articulación de tobillo</i>	62
Figura 39 <i>Ensamblaje del mecanismo de articulación de tobillo</i>	64
Figura 40 <i>Resultado de deformación del mecanismo</i>	65
Figura 41 <i>Esquema electrónico del bus de sensores inerciales BNO055</i>	69
Figura 42 <i>Esquema electrónico del circuito de control</i>	70
Figura 43 <i>Diseño de PCBs para la distribución de conexiones</i>	72
Figura 44 <i>Vistas isométricas del soporte para placas del circuito de distribución</i>	73
Figura 45 <i>Resultados en MATLAB de exactitud e ITR entre algoritmos de extracción de características</i>	75
Figura 46 <i>Ejemplo de señal EEG del paciente S01 (izquierda), señal de armónicos generada con la función seno - coseno implementada en Python (derecha); para una frecuencia fundamental de 9.25 Hz</i>	78

Figura 47 <i>Diagrama de bloques para el modelo LASSO</i>	79
Figura 48 <i>Resultados de exactitud e ITR obtenidos con el algoritmo LASSO en Python</i>	80
Figura 49 <i>Diagrama de bloques del algoritmo BCI en Python</i>	82
Figura 50 <i>Montaje final del prototipo de prótesis mecatrónica para amputación transfemoral.</i>	83
Figura 51 <i>Resultados de exactitud para los usuarios de S01 hasta S010</i>	86
Figura 52 <i>Resultados de ITR para todos los usuarios exceptuando S07, S08 y S09</i>	89
Figura 53 <i>Curvas de ITR</i>	89
Figura 54 <i>Valores de ITR para los usuarios S07, S08 y S09</i>	90
Figura 55 <i>Matrices de confusión de los resultados de identificación de frecuencias para todos los usuarios</i>	92
Figura 56 <i>Matriz de confusión total del algoritmo, considerando los 10 usuarios (izquierda) y excluyendo a los usuarios S01 y S03 (derecha)</i>	93

Resumen

El poco interés por parte de instituciones públicas y privadas para la adquisición y distribución de prótesis inteligentes, hace que la mayoría de pacientes con pérdidas de miembros importantes para la movilidad y ejecución de actividades específicas tengan que optar por prótesis simplemente estéticas que no les permite recuperar sus habilidades laborales o, en el peor de los casos, ni siquiera adquieren este tipo de prótesis haciendo más difícil aún su reincorporación a la sociedad.

El presente proyecto de investigación y desarrollo va dirigido a la repotenciación de un prototipo de prótesis mecatrónica para amputación transfemoral mediante la readecuación y rediseño de los mecanismos de accionamiento para mejorar la estabilidad y precisión de los movimientos, mejora en la estética del prototipo y la implementación de un nuevo controlador mediante una interfaz cerebro computador (BCI) que trabaja con señales de electroencefalograma (EEG), en este caso el paradigma empleado es el de potenciales evocados de estado estable (SSVEP) que se manifiestan cuando un paciente es sometido a un estímulo visual repetitivo.

De las pruebas, se pudo obtener un prototipo con movimiento más estable y un controlador con una exactitud del 76.42% al trabajar con 4 comandos diferentes con una ventana de tiempo de 1.5 segundos.

Palabras clave: Prótesis mecatrónica, BCI, SSVEP, Regresión LASSO

Abstract

The little interest on the part of public and private institutions for the acquisition and distribution of intelligent prostheses means that the majority of patients who lose important limbs for mobility and the execution of specific activities will have to opt for simply aesthetic prostheses that do not allow them to recover their work skills or, in the worst case, they will not even acquire this type of prosthesis, making their reintegration into society even more difficult.

This research and development project is aimed at repowering a prototype of a mechatronic prosthesis for transfemoral amputation by reading and redesigning the actuation mechanisms to improve the stability and precision of the movements, improving the aesthetics of the prototype and the implementation of a new controller through a brain computer interface (BCI) that works with electroencephalogram (EEG) signals, in this case the paradigm used is that of possible evoked of stable state (SSVEP) that manifests itself when a patient is subjected to a stimulus visual repetitive.

From the tests, it was possible to obtain a prototype with more stable movement and a controller with an accuracy of 76.42% when working with 4 different commands with a time window of 1.5 seconds.

Key words: Mechatronic prosthesis, BCI, SSVEP, LASSO Regression

Capítulo 1

Generalidades

Antecedentes

El objetivo principal dentro del desarrollo de prótesis es crear un instrumento capaz de emular de la manera más natural posible el movimiento y funcionamiento de un miembro del cuerpo humano con el objetivo de que el usuario pueda continuar ejerciendo sus actividades diarias y profesionales con la ayuda de un dispositivo que se ajuste a sus necesidades reemplazando el miembro perdido. (Romero-Ángeles et al., 2019)

Categorías de Sistemas de Prótesis Artificiales. Al momento de elegir una prótesis adecuada se consideran diferentes factores como el nivel de amputación y la complejidad del miembro a reemplazar, existen varios tipos según su funcionalidad y método de activación, entre los que se destacan los siguientes:

Prótesis Mecánica. Las prótesis mecánicas son dispositivos de movimiento reducido, por ejemplo, en el caso de una prótesis de miembro superior la función de cierre y apertura del agarre es controlada por un arnés ubicado en los hombros del paciente y solo puede ser usada para el agarre de objetos relativamente grandes y redondos debido a la poca precisión del mecanismo. En el caso de una prótesis para miembro inferior su función es la de otorgar estabilidad, permitir el apoyo para la marcha o carrera, alinear los miembros inferiores y mejorar el centro de gravedad durante la marcha (Portilla Hidalgo & Rueda Barragán, 2019).

Prótesis Eléctrica. Son prótesis que emplean motores eléctricos o servomotores para el accionamiento de las articulaciones que pueden ser activados por botones pulsadores o interruptores configurados en algún tipo de arnés. Su precio de adquisición es más elevado y su mantenimiento es más especializado a comparación con una prótesis mecánica.

Prótesis Neumática. Es un tipo de prótesis muy similar a las mecánicas, con la diferencia de que estas pueden ser accionadas mediante músculos neumáticos capaces de contraerse al recibir una presión de aire o pistones, permitiendo el movimiento de las

articulaciones en función de un mecanismo donde el diseño de los eslabones determina el rango de movimiento de la prótesis. (Chero Arana, 2020; LINARES-ENRÍQUEZ & ROSAS-ACOSTA, 2019)

Prótesis Mioeléctrica. En 1946 se desarrolló una prótesis activada por la contracción de los músculos del muñón, se implantaban unas varillas de marfil a través de túneles cutáneos para detectar la contracción muscular y producir una señal de control sobre la prótesis. En la actualidad se emplean sensores por encima de la piel para leer señales eléctricas producidas por la contracción muscular. (LINARES-ENRÍQUEZ & ROSAS-ACOSTA, 2019)

Prótesis Mecatrónica. Al componerse de los 3 sistemas principales tanto mecánico, electrónico como software, integrados entre sí, este tipo de prótesis ofrece una ayuda considerablemente superior para personas con algún tipo de discapacidad motora en procesos y actividades que requieren precisión.

En primer lugar, el sistema mecánico está conformado por elementos fabricados con diferentes materiales que cubren las necesidades del usuario y soportan condiciones específicas, el conjunto de estos elementos o eslabones forman un mecanismo de precisión capaz de realizar movimientos sobre una estructura y su activación se da mediante actuadores eléctricos conocidos como servomotores.

Por otra parte, el sistema electrónico está constituido por sensores que convierten variables físicas en valores análogos o digitales que son receptados y procesados por dispositivos conocidos como microcontroladores para posteriormente interpretar dichos valores y enviar señales de control hacia los módulos encargados de activar los servomotores

Por último, el sistema de software corresponde a los algoritmos programados para la recolección, análisis, interpretación y procesamiento de las señales, puede ser programado en más de un bloque dependiendo el hardware que se emplee en el sistema electrónico y de los lenguajes de programación que se utilicen (Sarmiento Vela et al., 2021).

Interfaz Cerebro Computador (BCI – Brain Computer Interface). Una BCI es un sistema que permite al usuario establecer un nuevo canal de comunicación entre su cerebro y diferentes dispositivos externos, lo que permite el control de aplicaciones mediante señales cerebrales al eliminar la dependencia del sistema nervioso periférico, con lo que ofrece nuevas oportunidades a individuos con capacidades motoras limitadas. (Gupta et al., 2020; Stegman et al., 2020)

Trabajos Previos

En los últimos años, en el área de Automática y Robótica de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, se han desarrollado diversos proyectos con enfoque social, orientados a la mejora de la calidad de vida de personas con discapacidad física reducida debido a la amputación de un miembro. Entre los que se encuentran los siguientes trabajos:

- Barros Christian, López Paul (2016) Diseño y construcción de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla). Carrera de Ingeniería en Mecatrónica. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Matriz Sangolquí.
- Bravo Xavier, Comina Mayra (2017) Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla) con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles. Carrera de Ingeniería en Mecatrónica. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Matriz Sangolquí.
- Haro Edwin, Román Cristhian (2017) Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica para desarticulación de muñeca. Carrera de Ingeniería en Mecatrónica. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Matriz Sangolquí.

- Benalcázar Alexander (2018) Diseño del controlador para un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral basado en patrones de trayectoria de marcha estándar. Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Matriz Sangolquí.
- Solis Leonardo, Tapia Jorge (2015) Sistema de control de brazo robótico mediante ondas cerebrales desarrollado en software libre para asistencia a personas con capacidades especiales. Carrera de Ingeniería en Electrónica e Instrumentación. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Extensión Latacunga.

Justificación e Importancia

En la actualidad, en el Ecuador se encuentran registradas 815,900 personas con discapacidad, el 46.64% que se refiere a 380,535 personas, padecen algún tipo de discapacidad física, entre ellas se encuentran personas que han sufrido amputaciones de diferentes tipos y que requieren de una prótesis para retomar sus actividades habituales. (Flores & Alava, 2020)

La sustitución de miembros humanos por artefactos distintos a los naturales es una realidad desde hace más de dos mil años. Con el tiempo los inventos en el campo de la robótica, en particular de la biónica, han proporcionado al ser humano extremidades complementarias que cada día se perfeccionan. (Téllez Bautista, 2021)

Según Rodríguez Hamilton & Santamaría Vargas, (2022) entre las principales razones de amputación del miembro inferior (pierna) están: los accidentes de tránsito, accidentes industriales y la diabetes mellitus. Existe un gran número de personas con discapacidad física por amputación debido a una de estas razones, para ellos el reemplazar su miembro perdido con una prótesis mecánica o estética representa la opción más viable. Por otro lado, las prótesis electromecánicas están tan desarrolladas actualmente y son apoyadas por diferentes

interfaces como las BCI que permite mejorar la funcionalidad de estos dispositivos. (Cruz-Rodríguez & Sánchez-Machet, 2021)

Para Naranjo, (2022) un sistema BCI es muy valioso en la rehabilitación de pacientes con discapacidades físicas al permitir que los sujetos realicen prácticas y entrenamientos que facilitan entender la actividad cerebral de un paciente en específico y así mejorar su adaptación a una prótesis con gran comodidad. Este tipo de tecnología mejoraría drásticamente la calidad de vida de los pacientes al tener una comunicación con el dispositivo de control más independiente. (Khaliq Fard et al., 2022)

A partir del prototipo desarrollado en el trabajo de titulación denominado “Diseño y construcción de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla)” (Barros & López, 2016) (trabajo que ha recibido varias modificaciones en su sistema de control), se recomienda la implementación de una BCI bajo el paradigma SSVEP para mejorar su funcionamiento e interacción con el usuario a fin de obtener un control de movimiento más suave, real y cómodo de la prótesis.

Alcance del Proyecto

La realización de esta nueva versión del prototipo de prótesis mecatrónica, se basa en la repotenciación del dispositivo existente en el laboratorio de mecatrónica y sistemas dinámicos y la implementación de un nuevo controlador basado en una BCI bajo el paradigma SSVEP, para proporcionar un control de movimiento más suave y natural del mecanismo.

El desarrollo de este proyecto está planteado en cuatro etapas. La primera realizará un estudio de la dinámica del ciclo de marcha humana con el objetivo de identificar los rangos de movimiento angular de las articulaciones de rodilla y tobillo, necesarios para implementar el sistema de control y cubrir la necesidad de un movimiento natural de la prótesis; así como la readecuación de los elementos del mecanismo de articulación de rodilla y el diseño de un nuevo mecanismo para la articulación del tobillo que permita tener un movimiento de mayor precisión.

La segunda etapa está relacionada a la búsqueda y selección de las bases de datos que se emplearan como fuente de señales EEG al igual que la programación del algoritmo de la BCI encargada de la extracción de características de las señales fuente, la identificación de comandos y asignación de actividades para cada uno de los actuadores en función del comando identificado.

En la tercera etapa de desarrollo el microcontrolador que contiene la BCI será instalado en el prototipo de prótesis para realizar las pruebas de funcionamiento de los sistemas mecánico, electrónico y de software, mismas que se realizaran en un banco de pruebas de laboratorio en donde se registraran tiempos de respuesta de los sistemas, precisión de los movimientos y niveles de repetibilidad de los escenarios.

Finalmente, la cuarta etapa tomara los resultados de las versiones anteriores de este prototipo de prótesis con sus diferentes controladores para un estudio comparativo con los obtenidos en esta nueva versión y así comprobar la veracidad de su mejora en movimiento logrando mejor suavidad y naturalidad en el ciclo de marcha.

Objetivos

Objetivo General

Repotenciar un prototipo de prótesis mecatrónica para amputación transfemoral.

Objetivos Específicos

- Realizar los ajustes y reparaciones necesarias en la prótesis mecatrónica actual con el fin de poder realizar pruebas de funcionamiento.
- Levantar una línea base del prototipo mecatrónico actual.
- Diseñar e implementar un nuevo mecanismo de accionamiento para la articulación del tobillo de la prótesis.
- Implementar un controlador BCI bajo el paradigma SSVEP para los actuadores de las articulaciones.

- Evaluar las ventajas de la repotenciación con respecto a la prótesis mecatrónica actual, en los parámetros de la nueva articulación de tobillo y respuesta de los actuadores.

Descripción General del Proyecto

El proyecto consiste en la repotenciación de una prótesis mecatrónica para amputación transfemoral existente en el Laboratorio de Mecatrónica y Sistemas Dinámicos (ver Figura 1), desarrollada previamente como trabajo de titulación de la carrera de Ingeniería en Mecatrónica de los Ingenieros Mayra Comina y Xavier Bravo. En relación al sistema mecánico, se efectuará una readecuación de los elementos que conforman el mecanismo con la finalidad de mejorar la respuesta y rendimiento del prototipo.

Figura 1

Prótesis Mecatrónica del Laboratorio de Mecatrónica y Sistemas Dinámicos



Nota. Tomado de Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla) con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles, por Bravo & Comina, 2017.

En el caso de la articulación de rodilla, se realizará la readecuación del sistema de accionamiento con el diseño y reemplazo de elementos averiados o desgastados. Para el tobillo, se plantea el diseño de un mecanismo de 3 barras, en donde el elemento motriz es un actuador lineal, esto permitirá tener una mayor rigidez y soporte en la articulación brindando movimientos más precisos y mayor estabilidad al usuario.

Se plantea la implementación de una BCI bajo el paradigma de SSVEP, en donde un algoritmo se encargará de la extracción de características de las señales de EEG, permitiendo identificar las respuestas a diferentes estímulos visuales y relacionarlas con las diferentes acciones que podrá realizar con la prótesis.

El correcto funcionamiento de los sistemas mecánico, electrónico y de software de la prótesis se verificará con pruebas de laboratorio, empleando bases de datos de señales EEG.

Metodología

Cada uno de los sistemas del producto mecatrónico se van a diseñar e implementar, siguiendo la organización y recomendaciones de la norma para el Diseño de Sistemas Mecatrónicos – VDI2206. Del modelo V se identifican los siguientes elementos:

- Requerimiento: Adquirir y procesar señales EEG para implementar una BCI bajo el paradigma SSVEP y controlar una prótesis de pierna.
- Diseño específico de dominio:
 - Sistema mecánico: Readecuación del mecanismo de rodilla y diseño de un nuevo mecanismo de tobillo.
 - Sistema electrónico: Diseño del circuito de control, sensores y actuadores.
 - Sistema de software: Implementación de algoritmo extractor de características y programación de acciones en función de comandos extraídos de las señales EEG.

- Producto mecatrónico: Prótesis mecatrónica controlada por una BCI bajo el paradigma SSVEP.

Empleando el enfoque V de la norma, pasamos por tres fases importantes: Diseño del sistema, Diseño específico de dominio e Integración de sistemas, con las respectivas validaciones de cada uno de los sistemas.

El VDI orientado a sistemas mecatrónicos, se basa en tres ramas específicas que son: Mecánica, Electrónica y Software.

- Mecánica
 - Readecuación de elementos que conforman el mecanismo de acción de la articulación de rodilla.
 - Diseño de un nuevo mecanismo de acción de la articulación de tobillo para mejorar la precisión del movimiento.
 - Diseño robusto y resistente del mecanismo.
- Electrónica
 - Adquisición de datos de posición angular empleando sensores de inercia.
 - Adquisición de datos de temperatura y humedad del muñón del usuario.
 - Diseño de placas PCB de distribución y conexión de sensores, módulos y actuadores.
- Software
 - Implementación de un algoritmo para la extracción de características de las señales EEG muestreadas.
 - Control de los actuadores electrónicos en función de los comandos identificados en las características de las señales EEG.

Recolección de Información. El proyecto inicia con el proceso de levantamiento de información sobre los ciclos de marcha para determinar movimientos combinados entre las dos

articulaciones del sistema que permitan tener un movimiento más natural y suave. Además de la comparación de los distintos métodos de extracción de características de señales EEG con la finalidad de elegir el más adecuado para esta aplicación. Por último, la selección de la base de datos de señales EEG fuente que servirá de referencia para iniciar la implementación del algoritmo.

Diseño de Mecanismos. Se observa que existe desgaste en piezas de ajuste en los elementos del mecanismo de la articulación de rodilla (**Figura 2**), inconveniente que se resuelve al reemplazar dichas piezas y proporcionando mantenimiento a los elementos mecánicos.

Figura 2

Mecanismo actual de rodilla



Nota. Tomado de Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla) con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles, por Bravo & Comina, 2017.

Actualmente, el mecanismo de tobillo (**Figura 3**) se ve representado por un sistema de palanca que es activado por un servomotor de elevado torque que ofrece rigidez, pero carece de precisión.

Figura 3

Mecanismo actual de tobillo



Nota. Tomado de Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla) con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles, por Bravo & Comina, 2017.

La estabilidad del usuario depende de la posición del tobillo debido a que el contacto del pie con la superficie del suelo está en función de la posición del mecanismo. Por esta razón, se requiere mayor precisión al efectuar movimiento, esto se puede obtener al emplear un mecanismo de 3 barras con un actuador lineal (**Figura 4**) que mejora, en gran medida, ambos problemas de precisión y rigidez.

Figura 4

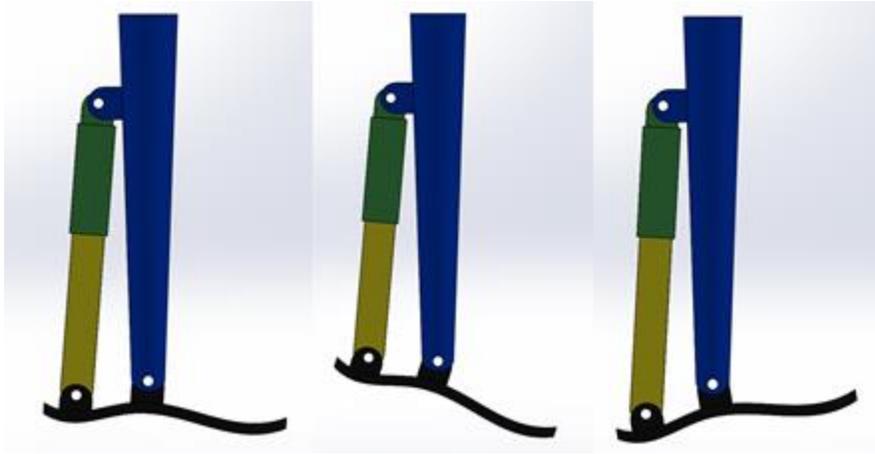
Ejemplo de actuador lineal



La **Figura 5** expone un bosquejo de la propuesta para el nuevo mecanismo en donde el actuador lineal, que se encuentra representado por los elementos de color verde y amarillo, al extenderse y modificar su longitud varía la posición angular del pie.

Figura 5

Bosquejo de propuesta de nuevo mecanismo de tobillo



Características de Interés de las Señales EEG. Dependiendo de la ubicación de los electrodos y su cantidad se pueden obtener mejores mediciones de las señales EEG y en consecuencia, lecturas más precisas en donde unas de las principales características son: la potencia espectral y el pico de espectro. Características que, al variar en función de la frecuencia del estímulo visual, se pueden usar para implementar el control de los actuadores de la prótesis.

Selección y Calibración de Sensores. Para el registro de variación de la posición angular, se anclan sensores de inercia de 9 ejes BNO055 del fabricante Adafruit, sobre los elementos de interés. En el prototipo de prótesis, se encontrarán 3 de estos dispositivos:

1. En el socket del usuario, para medir la rotación del eslabón correspondiente al muñón de muslo del usuario.
2. En la parte inferior del eslabón de pierna.
3. En el eslabón de pie del prototipo.

La calibración de estos sensores se realiza mediante código, el cual permite configurar una posición de cero que corresponderá al estado inicial del prototipo.

Validación y Verificación. Posterior al diseño, la implementación e integración de todos los sistemas del prototipo mecatrónico, se realizará una serie de pruebas de laboratorio en donde se usará la base de datos seleccionada al inicio del proyecto como señales de entrada.

El número de frecuencias que se tomaran de la base de datos estará determinado por la cantidad de acciones que se identifiquen y se requieran ejecutar con los actuadores del prototipo. La BCI deberá identificar la frecuencia fundamental de la señal EEG seleccionada y enviar una señal de control al actuador relacionado con ese valor de frecuencia.

Capítulo 2

Estado del Arte

En este capítulo se recopila información y definiciones teóricas sobre los sistemas y elementos a emplear en este trabajo de investigación y desarrollo, describiendo aspectos generales de las prótesis transfemorales, desde su composición y funcionamiento en modelos simples hasta llegar al prototipo de interés para esta investigación.

La Prótesis

Es un elemento o dispositivo diseñado y fabricado por el hombre para la mejora o sustitución total de un miembro natural que permite llevar a cabo tareas cotidianas o especiales. Una prótesis dedicada a un paciente amputado, también colabora en su recuperación psicológica tras la pérdida de un miembro, creando una percepción artificial al recobrar movilidad y aspecto. (Rodríguez Wong & Rodríguez Barreto, 2022)

Origen y Evolución de la Prótesis. El origen de las prótesis se remonta hasta el año 3000 a.C. aproximadamente, donde el hombre dada su condición de vida y materiales disponibles, supo resolver su necesidad de adaptación frente a la pérdida de un miembro de su cuerpo. Los egipcios fueron los pioneros en prótesis estéticas elaboradas con fibras naturales que les daba la sensación de “completitud”. Científicos han realizado hallazgos en una momia de lo que se cree que fue el primer dedo de pie protésico funcional, véase la **Figura 6**. (Córdova Espinoza, 2019)

La evolución protésica se dio tanto en complejidad, funcionalidad y materiales empleados, al punto que en 1858 se desenterró una prótesis de pierna elaborada en hierro y bronce que data de aproximadamente el año 300 a.C. Posteriormente, a mediados y finales de los años 1500 existió un cirujano del ejército francés llamado Ambroise Paré quien es considerado por muchos como el padre de la cirugía de amputación y del diseño protésico moderno; en 1529 introdujo modernos procedimientos de amputación y en 1536 elaboró prótesis para amputados de extremidades superiores e inferiores al inventar un dispositivo por

encima de la rodilla capaz de flexionarse en dicha articulación y usando de apoyo una pata de palo, véase la **Figura 7**. (Córdova Espinoza, 2019)

Figura 6

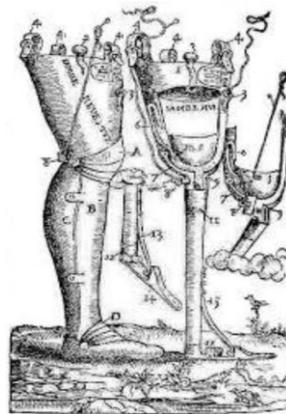
Dedos de pie artificiales, colocados en antiguas momias egipcias



Nota. Tomado de Análisis multi-escala de un material compuesto a base de fibras naturales (stipa obtusa) para el diseño de una prótesis transtibial, por Córdova Espinoza, 2019.

Figura 7

Esquema de dispositivo por encima de la rodilla de Ambroise Paré



Nota. Tomado de Análisis multi-escala de un material compuesto a base de fibras naturales (stipa obtusa) para el diseño de una prótesis transtibial, por Córdova Espinoza, 2019.

Prótesis Transfemoral. Una amputación transfemoral es aquella que se realiza entre la rodilla y cadera dejando un muñón de muslo y fémur, por lo que una prótesis para este tipo de

operación se conforma de partes como el socket o encaje, articulación de rodilla, tubo de espinilla, pie artificial y tobillo, véase la **Figura 8**. (Amudhan et al., 2022)

Figura 8

Ejemplo de prótesis transfemoral, WalkMECH



Nota. Tomado de *Design of ankle-knee prostheses using predictive simulations*, por Smit, 2022.

Partes de una Prótesis para Amputación Transfemoral.

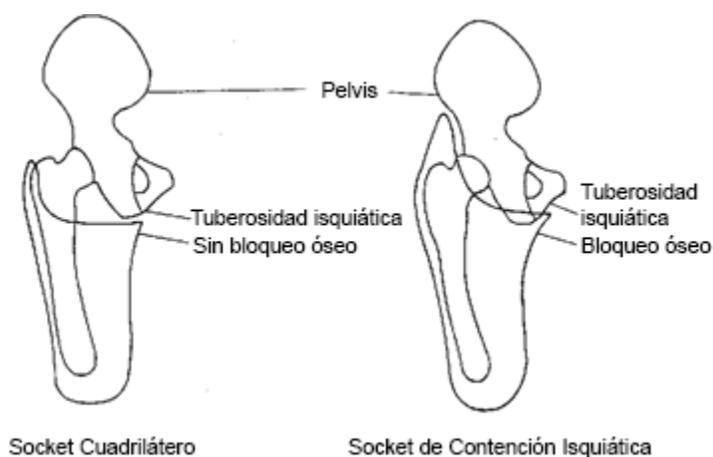
Socket o Encaje. El socket es la parte de la prótesis que proporciona la conexión entre el muñón del paciente amputado y la prótesis, entre las principales funciones del socket están: transmitir soporte y fuerzas de control, aislar el muñón de fuerzas externas del ambiente y permitir que continúen adecuadamente las funciones biológicas de los tejidos; en el caso de prótesis inteligentes el socket también proporciona información sensorial que permite el control del dispositivo. (Luza et al., 2020)

En prótesis para amputación transfemoral, el socket cubre el muñón hasta la parte de la ingle. Existen dos tipos de sockets para pacientes con esta condición, véase la **Figura 9**, el socket cuadrilátero (QL) introducido en los años 1950 y el socket de contención isquiática (IC), la principal diferencia entre estos tipos de socket es la consideración del isquion, en el socket QL este queda afuera mientras que se encuentra cubierto en el socket IC. (Brodie et al., 2022)

Otra característica importante del socket es su material de fabricación que puede ser rígido o flexible, su diseño debe responder a las necesidades de: comodidad, función, estabilidad y ósmosis. Además de ser necesario un estudio de rango de movimiento del paciente para lograr un correcto acoplamiento y alineación de la prótesis con la pelvis, haciendo que cada socket sea único para su paciente (Kahle et al., 2020).

Figura 9

Comparación entre socket QL (izquierda) e IC (derecha)



Articulación de Rodilla. Una buena articulación de rodilla artificial debe imitar el comportamiento de una rodilla biológica. En el mercado actual existe una gran variedad de tipos de rodillas artificiales, desde aquellas con el diseño mecánico más simple hasta las más sofisticadas que emplean sistemas de control inteligente basados en microcontroladores. Los tipos de rodillas artificiales están categorizados de la siguiente manera y representados en la

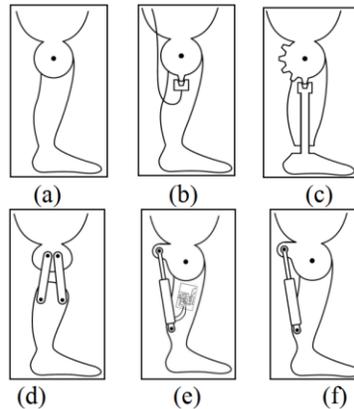
Figura 10

- a) Rodilla de un solo eje
- b) Rodilla de bloqueo
- c) Rodilla de control de postura
- d) Rodilla policéntrica
- e) Rodilla neumática/hidráulica

f) Rodilla con microprocesador

Figura 10

Categorías de rodillas artificiales



Nota. Tomado de *Design and manufacturing knee joint for smart transfemoral prosthetic*, por Kadhim et al., (2018)

Tubo de Espinilla. Es una estructura de conexión entre la articulación de rodilla y la de tobillo, como se observa en la **Figura 11**, su geometría y material de fabricación ayudan a distribuir las cargas generadas por el peso del usuario y los movimientos realizados.

Frecuentemente, los controladores (ya sean, neumáticos, hidráulicos o electrónicos), son ubicados sobre esta sección debido al abundante espacio, siempre y cuando la prótesis los requiera.

Figura 11

Tubo de espinilla lisa



Articulación de tobillo. La articulación de tobillo es una parte muy importante de la prótesis en cuanto a términos de movilidad, se puede seleccionar de entre varios tipos de mecanismos de tobillos protésicos según la función principal que desempeñara el usuario, sin embargo, no existe un proceso clínico que se deba seguir con personas amputadas de un miembro inferior para determinar el mecanismo más apto para el usuario en base a sus habilidades. (Hahn et al., 2022)

Figura 12

SACH-Foot



En su totalidad, los mecanismos de tobillo vienen incluidos con la estructura de pie, como es el caso de los tobillos protésicos rígidos (cero grados de libertad), un ejemplo se representa en la **Figura 12**, en donde la sensación de movimiento es proporcionada por la flexibilidad del soporte de pie, este tipo de tobillos son empleados por usuarios que no requieren desarrollar actividades muy forzosas.

En la **Figura 13** se puede evidenciar otro tipo de aplicaciones para los tobillos protésicos rígidos enfocada a pacientes que desempeñan actividades atléticas, para las cuales las prótesis de tobillo y pie tienen una diferente configuración, pero su movimiento se fundamenta, de igual manera, con una estructura flexible que simula el movimiento del tobillo.

Por otro lado, existen tobillos mecánicos que emplean una junta de rotula entre la estructura de pie y el acople de tobillo, como el mostrado en la **Figura 14**, brindando una

sensación de movimiento multi-eje; estos tobillos protésicos ayudan al usuario a tener una mejor pisada ya que el pie puede rotar para ubicarse paralelamente sobre la superficie.

Figura 13

Cheeta Flex-Foot



Figura 14

Tobillo Multi-eje Truststep desarrollado por Omnia Health



Pie Artificial. En algunos casos donde el usuario busca una presentación más estética, la estructura de pie puede ser recubierta con un modelo en silicona como el que se muestra en la **Figura 15**, que simula un pie natural.

Figura 15*Recubrimiento de SACH-Foot*

La estructura del pie se encarga de dar apoyo y recibir los impactos con la superficie; adicionalmente, se encuentra fabricada de materiales que ofrezcan una alta resistencia mecánica y peso reducido.

Ciclo de marcha

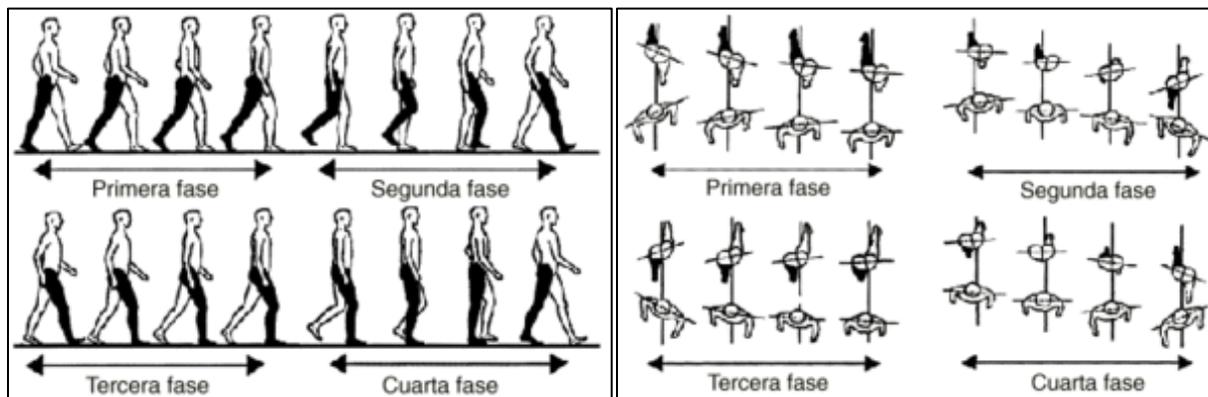
Dentro del ciclo de marcha del ser humano son distinguibles cuatro fases. Para explicar cada uno de estos tiempos, se toma como objeto de estudio a uno de los miembros inferiores, considerando que el miembro contralateral seguirá el mismo ciclo, pero desfasado medio ciclo. (Mora et al., 2022)

Primera Fase. Dependiendo del autor, este momento tiene diferentes nombres que pueden darnos una idea de lo que ocurre en el mismo, uno de ellos es “fase de empuje hacia arriba o de impulso”, está caracterizada porque mediante una extensión de cadera, el miembro inferior atrasado adquiere una inclinación hacia adelante, a lo que la rodilla se flexiona mientras que la articulación tibiotarsiana se flexiona planarmente. (Trinler et al., 2018)

Para el final de esta fase, la articulación tibiotarsiana se ubica en máxima flexión plantar, mientras que la rodilla se extiende gracias a la contracción del musculo cuádriceps.

Figura 16

Plano sagital (izquierda) y plano horizontal (derecha) de las fases del ciclo de marcha humana



Nota. Tomado de Discrete control of transfemoral prostheses for human walking with magnetorheological compensation, por Mora et al., 2022.

Figura 17

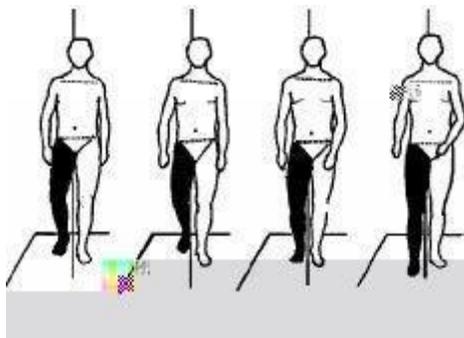
Ubicación de la articulación tibiotalariana



Segunda Fase. Denominada como “fase de aceleración del balanceo de la pierna”, es el tiempo en donde el miembro inferior que, al salir de la fase anterior, queda apoyado únicamente sobre el dedo gordo se despegó del suelo a la vez que la cadera y rodilla se flexionan y el pie adelanta a todo el cuerpo desplazándose sobre el plano sagital; durante este balanceo, es el miembro inferior contralateral el que soporta en su totalidad el peso corporal. (Trinler et al., 2018)

Figura 18

Plano frontal de la segunda fase del ciclo de marcha humana



Nota. Tomado de Discrete control of transfemoral prostheses for human walking with magnetorheological compensation, por Mora et al., 2022.

Tercera Fase. O fase de impacto de talón, ocurre cuando el pie que, en el final del tiempo anterior se balanceó adelantando al cuerpo, impacta contra el suelo sobre el talón recibiendo parte del peso corporal; midiendo, frenando y regulando el progreso del cuerpo hacia adelante.

La articulación de tobillo adquiere una flexión de 0° y absorbe el choque de recepción y caída del miembro sobre el suelo; inmediatamente, adquiere una flexión plantar para permitir que toda la planta del pie tenga contacto con el suelo a la vez que se controla el frenado en su totalidad. (Trinler et al., 2018)

Cuarta Fase. Conocida como “fase de postura intermedia”, en este tiempo el miembro inferior tomado como objeto de estudio, realiza varias operaciones como: soportar todo el peso corporal, equilibrar el cuerpo sobre los tres ejes y permitir que el cuerpo se traslade hacia adelante; todo esto mientras el miembro contralateral se encuentra completando las fases anteriores, es decir, está en fase de oscilación. (Trinler et al., 2018)

La **Tabla 1** resume las posiciones angulares que cruzan las diferentes partes del miembro inferior durante un ciclo de marcha.

Tabla 1

Cambios en la posición angular durante las fases del ciclo de marcha de las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera

Fases	Tobillo	Rodilla	Cadera
Primera	5° - 15° - 25°	10° - 4° - 40°	0° - 20°
Segunda	25° - 0°	40° - 65° - 10°	20° - 0° - 30°
Tercera	0°	10° - 20°	30° - 0°
Cuarta	0° - 15° - 5°	20° - 10°	0°

Nota. Tomado de Discrete control of transfemoral prostheses for human walking with magnetorheological compensation, por Mora et al., 2022.

Interfaz Cerebro Computador (BCI – Brain Computer Interface)

En 1929 Hans Berger, quien acababa de descubrir las señales EEG, hablaba sobre la posibilidad de leer los pensamientos de las personas a través de estas señales tras ser procesadas con diferentes análisis matemáticos.

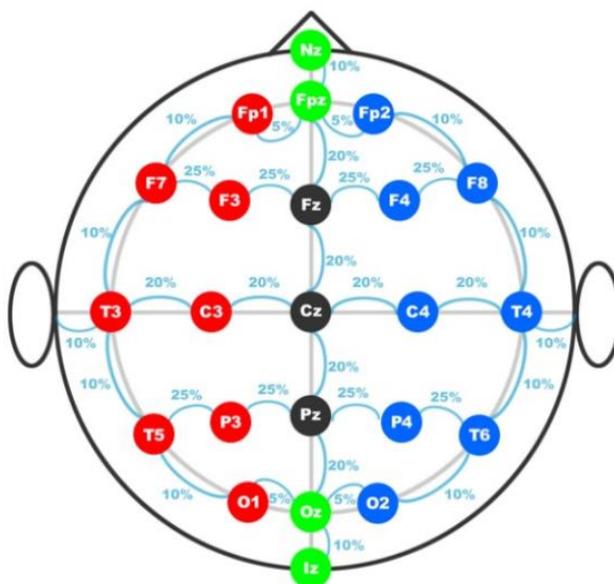
A partir de diferentes tradiciones y métodos de investigación, se han originado BCIs de tipo invasivo y no invasivo, en el caso de las BCI invasivas, se requiere de la implantación de un sistema de mallas multielectrodos sobre la corteza motora de pacientes con parálisis. (Lee et al., 2019)

BCI no Invasiva. Desde el inicio de las BCI, se ha pensado que únicamente las de tipo invasivas son capaces de tener aplicaciones avanzadas como recuperar parcial o totalmente la actividad motriz del paciente, mientras que las BCI no invasivas han quedado para aplicaciones más simples. A pesar de ello, las BCIs no invasivas se han desarrollado gracias a diferentes análisis y modelos matemáticos, al punto que hoy en día es posible ejecutar actividades motrices complejas y de gran precisión empleando señales EEG leídas por encima del cuero cabelludo del paciente. (Hramov et al., 2021)

Sistema Internacional de Posicionamiento 10/20. Es un método que permite determinar la ubicación de los electrodos sobre el cuero cabelludo, en donde los números 10 y 20 hacen referencia a que la distancia que debe existir entre estos puntos es del 10% o 20% de la distancia total antero-posterior o derecha-izquierda del cráneo. Cada punto es identificado con una letra y un número; la letra representa la zona de la corteza cerebral subyacente, siendo esta frontopolar (Fp), frontal (F), central (C), temporal (T), parietal (P), occipital (O) y se emplea la “z” (cero) para hacer referencia a la línea media craneal; el número identifica la lateralidad, usándose números pares para el hemisferio derecho y para el hemisferio izquierdo los números impares. (Fabregat Sanjuan et al., 2022)

Figura 19

Distribución de electrodos según el sistema 10/20



Nota. Tomado de *Análisis de un nuevo método para el posicionado en el cuero cabelludo según el sistema 10/20*, por Fabregat Sanjuan et al., 2022

BCIs no Invasivas para la Comunicación en Casos de Parálisis. Existen enfermedades que reducen paulatinamente la habilidad motora del paciente, una de ellas es la esclerosis lateral amiotrófica (ELA) que es de etiología desconocida y termina por destruir

completamente el sistema motor periférico y central, además de que afecta en un grado menor a las funciones cognitivas y sensoriales. (Masrori & Van Damme, 2020)

En 1992 se desarrolló por primera vez una BCI para pacientes con ELA, esto se logró empleando un extenso conocimiento y experiencia adquirida sobre el control de potenciales corticales lentos (PCL); los pacientes, al igual que en los estudios de epilepsia, fueron entrenados para producir PCLs tanto positivos como negativos y de esta manera obtener un patrón identificable, lográndose un 70% de exactitud. Un PCL hace referencia a un cambio en la actividad eléctrica en la zona cortical, la cual puede ser iniciada por el propio usuario, teniendo una duración de entre cientos de milisegundos hasta varios segundos. (Kalantar, 2018)

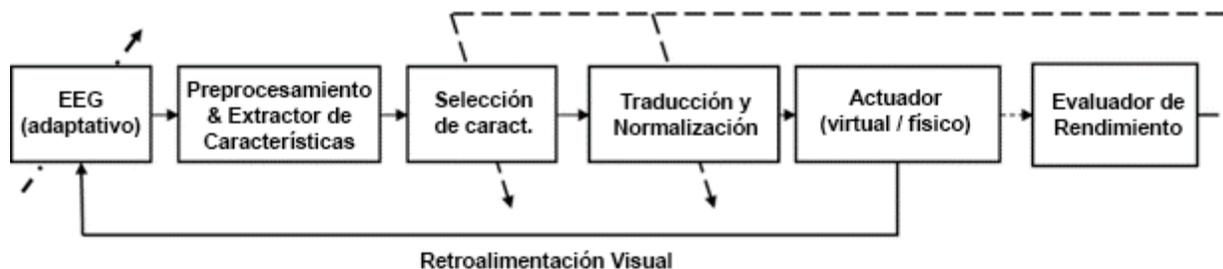
Mediante una pantalla, se mostraban letras o palabras a lo que el paciente crea PCL cuando la letra deseada aparece en pantalla y repitiendo este proceso de selección de caracteres, formar palabras y oraciones que después el ordenador reproduciría mediante un software de palabras. (Vansteensel & Jarosiewicz, 2020)

BCIs no Invasivas para la Recuperación del Movimiento. Empezando con experimentación en animales y siguiendo por un extenso entrenamiento de algoritmos de aprendizaje, existieron resultados satisfactorios en donde primates fueron capaces de mover cursores sobre una pantalla o incluso manipular una mano artificial sobre cuatro direcciones. (Herr et al., 2019)

Uno de los tipos de BCI no invasivas más eficientes son las de control por Ritmos Sensoriomotores (RSM), en donde el sistema es un bucle cerrado que cuenta con varios subsistemas: una fuente de generación de patrones, preprocesamiento y mejoramiento de señales, extracción de características, selección de característica, algoritmo de traducción, normalización, actuador y retroalimentación visual. (Matanga et al., 2018)

Figura 20

Diagrama de bloques de una BCI controlada por RSM



Nota. Tomado de Analysis of User Control Attainment in SMRbased Brain Computer Interfaces, por Matanga et al., 2018

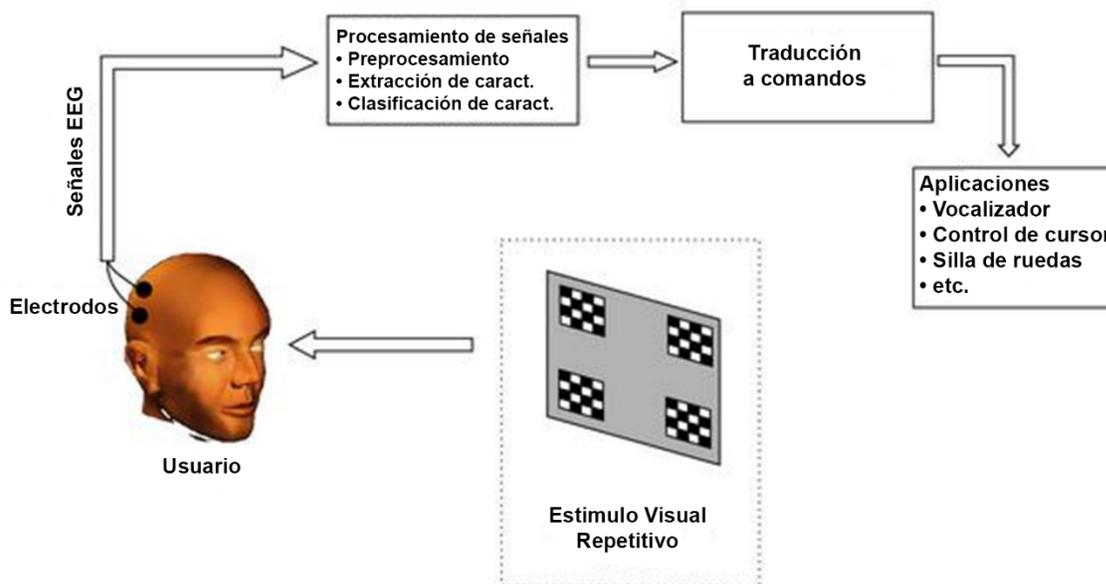
En 1997 se desarrolló un sistema EEG con 64 canales en el cual, al contar con filtros espaciales en tiempo real, permitía que el usuario controle una pantalla de video. Se realizaron análisis espectrales y los datos fueron almacenados para un posterior estudio off-line, datos que sirvieron para que en 1998 se realice un nuevo estudio con 4 pacientes adultos con ELA, en donde aprendieron a usar una BCI para controlar un cursor sobre una pantalla, alcanzándose valores de exactitud de entre 93% y 99%. (Kawala-Sterniuk et al., 2021, p. 9)

BCI Basada en Potenciales Evocados de Estado Estable (SSVEP). Este tipo de BCI ofrece una mayor variedad de opciones al usuario, 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. (Mridha et al., 2021)

El RVS puede ser renderizado por ordenador y presentado mediante una pantalla, cuando el usuario se enfoca sobre este estímulo, sus señales EEG, principalmente de la corteza visual primaria, presentan componentes oscilatorios que coinciden con la frecuencia o armónicos de dicho RVS. El rango de frecuencias sobre el que se puede suscitar el RVS va desde 1 hasta 100 Hz. (Tsoneva et al., 2021)

Figura 21

Diagrama funcional de una BCI basada en el paradigma SSVEP



El cerebro humano produce señales EEG en respuesta a RVS dentro del rango de frecuencias indicado anteriormente, sin embargo, entre 1 y 5 Hz se producen potenciales evocados visuales (VEP) transitorios, es decir que no se puede identificar un patrón armónico además que un RVS a estas frecuencias pueden afectar al usuario, produciendo epilepsia foto sensitiva. Para obtener un SSVEP (potencial evocado visual de estado estable) se requiere que el RVS sea mayor a este rango (>6 Hz). (De la Cruz-Guevara et al., 2021)

Los SSVEPs pueden ser identificados de manera automática empleando diferentes tipos de procesamiento de señales, desde el preprocesamiento con filtros pasa banda hasta extractores de características. El rendimiento de la BCI esta normalmente dictada en términos de precisión de clasificación, velocidad de clasificación y cantidad de opciones disponibles; estos pueden ser representados por un solo identificador conocido como ITR (tasa de transferencia de información). (Papanastasiou et al., 2020)

En este tipo de BCIs la precisión de clasificación está directamente relacionada a la potencia de la respuesta SSVEP, la relación señal-ruido (SNR) y las diferencias en las propiedades del estímulo visual. Incrementar la cantidad de objetivos puede ofrecer una mayor cantidad de comandos y en consecuencia una mayor cantidad de señales de control; pero esto hace que precisión y velocidad de clasificación se reduzca notablemente. (H. Zhang et al., 2023)

Tabla 2*Matriz del Estado del Arte*

No.	Artículo	Año	Prótesis Mecatrónica	Prótesis de Pierna	Extractor de Características	BCI	SSVEP	Software Libre	Control de Temperatura y Humedad
1	Diseño y construcción prótesis transfemoral mecánica. (Portilla Hidalgo & Rueda Barragán, 2019)	2019		X					
2	Diseño de un sistema de prótesis de muñeca de tres grados de libertad con actuadores de soft robotics. (Chero Arana, 2020)	2020	X					X	
3	Prótesis de mano controlada con señales EEG. (Cruz-Rodríguez & Sánchez-Machet, 2021)	2021	X		X	X		X	
4	Blink to get in: Biometric authentication for mobile devices using EEG	2020			X	X		X	

No.	Artículo	Año	Prótesis Mecatrónica	Prótesis de Pierna	Extractor de Características	BCI	SSVEP	Software Libre	Control de Temperatura y Humedad
	signals. (Gupta et al., 2020)								
5	Desarrollo de prótesis electromecánica de miembro superior. (LINARES-ENRÍQUEZ & ROSAS-ACOSTA, 2019)	2019						X	
6	Diseño de una interfaz cerebro computador (BCI) para la interacción con un sistema de rehabilitación de miembro superior. (Naranjo, 2022)	2022			X	X		X	
7	Analysis of User Control Attainment in SMR-based Brain Computer Interfaces. (Matanga et al., 2018)	2018			X	X		X	
8	Prótesis mecatrónica para personas amputadas entre codo y muñeca.	2021	X					X	

No.	Artículo	Año	Prótesis Mecatrónica	Prótesis de Pierna	Extractor de Características	BCI	SSVEP	Software Libre	Control de Temperatura y Humedad
	(Sarmiento Vela et al., 2021)								
9	Estudio y prototipado de brazo robótico para personas con amputaciones y diseño de campaña de concienciación. (Téllez Bautista, 2021)	2021	X					X	
10	Brain - Computer Interface: Advancement and Challenges. (Mridha et al., 2021)	2021			X	X	X	X	
11	Sistema de control de brazo robótico mediante ondas cerebrales desarrollado en software libre para asistencia a personas con capacidades especiales. (Solis & Tapia, 2015)	2015				X		X	

No.	Artículo	Año	Prótesis Mecatrónica	Prótesis de Pierna	Extractor de Características	BCI	SSVEP	Software Libre	Control de Temperatura y Humedad
12	Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica para desarticulación de muñeca. (Haro & Román, 2017)	2017	X					X	
13	Diseño y construcción de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla). (Barros & López, 2016)	2016	X	X				X	
14	Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla) con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles. (Bravo & Comina, 2017)	2017	X	X				X	X

No.	Artículo	Año	Prótesis Mecatrónica	Prótesis de Pierna	Extractor de Características	BCI	SSVEP	Software Libre	Control de Temperatura y Humedad
15	Diseño del controlador para un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral basado en patrones de trayectoria de marcha estándar. (Benalcázar, 2018)	2018	X	X				X	
16	Repotenciación de un prototipo de prótesis mecatrónica para amputación transfemoral	2023	X	X	X	X	X	X	X

Conclusión del Estado del Arte

El problema aún persistente del retorno de personas con discapacidad motora por amputación a sus vidas cotidianas y reintegración exitosa en la sociedad, tiene su origen a la par con la extensa historia de las prótesis, esto afecta en mayor medida a personas que, por razones varias, han perdido una extremidad antes inclusive de quienes han nacido sin un miembro.

Una prótesis está compuesta por partes fáciles de comprender; es su tipo, método de activación y material de fabricación, lo que las hacen precisas y a la vez caras de adquirir para una persona de bajos recursos. No son tan solo un complemento estético, representan emulación de la funcionalidad de un miembro natural a causa de la tecnología implementada.

Como se puede ver representado en la **Tabla 2**, la mayoría de estudios para el desarrollo de una prótesis inteligente han sido enfocados a miembros superiores en donde, si bien es cierto que dicha extremidad cumple funciones más complejas y especiales, se ha ignorado la importancia de una prótesis inteligente de pierna al no considerar relevante la caminata de una persona con esta discapacidad.

El ciclo de marcha humana se ha estudiado desde la antigüedad y en sus 4 fases identificables, se observa el comportamiento de las dos articulaciones involucradas que son rodilla y tobillo. Identificando el movimiento de estas articulaciones en cada fase o momento, se tiene un rango de posición angular para la operación de cada una de estas articulaciones, que sería un rango mínimo de movimiento que el diseño de una prótesis debe cubrir para ser exitosa.

En el artículo No. 1 de la **Tabla 2** se presenta un ejemplo de prótesis para amputación transfemoral, este dispositivo es puramente mecánico, pero ya denota una importancia en la innovación de este tipo de prótesis.

Las BCI tienen su origen con una idea futurista para la época, controlar dispositivos con los pensamientos, eso apenas tras el descubrimiento de las señales de EEG. Dependiendo del

método de adquisición de estas señales, se pueden clasificar en invasivas y no invasivas, debido a la gran exactitud de las interfaces invasivas y al ruido de señales adquiridas con métodos no invasivos, este segundo tipo de BCIs no habían sido consideradas para aplicaciones importantes.

Con el procesamiento matemático y algoritmos de programación adecuados, las BCI no invasivas llegan a demostrar su gran eficiencia, convirtiéndose en un método más económico puesto que no requiere de una intervención quirúrgica y ofreciendo muy buenos resultados. Las primeras BCI trabajando con SSVEPs tenían como actuadores generadores de pulso de corriente, con lo que se podía estimular músculos de pacientes con parálisis y así dotar de movimiento a sus extremidades.

Las BCI tienen aplicaciones para la rehabilitación y recuperación de comunicación y movimiento, tal y como se detalla en los artículos estudiados y resumidos en la **Tabla 2**; sin embargo, estas aplicaciones no han tenido un gran enfoque para complementar un funcionamiento especial en prótesis de extremidades inferiores, existiendo únicamente un trabajo previo relacionado a una amputación de brazo.

A nivel de investigación por parte de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, se han desarrollado varias versiones de prótesis mecatrónica para amputación transfemoral. Este trabajo de investigación abarca los dos mundos, de prótesis de pierna mecatrónica y BCIs para brindar una solución innovadora a un problema que, muchas veces, pasa olvidado, como lo es la recuperación de caminata de una persona con pérdida de una extremidad inferior.

Capítulo 3

En este capítulo, se detalla el diseño e implementación del nuevo sistema mecatrónico para el prototipo de prótesis transfemoral a partir del de la última versión correspondiente al trabajo entregado por Benalcázar, (2018). La repotenciación se divide en tres subsistemas principales, el primero es el diseño de un nuevo mecanismo de accionamiento para la articulación de tobillo que permita tener una mejor precisión y mayor estabilidad en su funcionamiento, considerando adecuadamente el rango de movimiento que debe tener esta articulación, basado en el resumen sobre el estudio del ciclo de marcha humana.

El segundo está relacionado con el sistema electrónico del prototipo, lo cual involucra la readecuación del sistema de sensores, actuadores y el diseño de placas electrónicas de conexión para mejorar la presentación estética del dispositivo y aprovechar de mejor manera la geometría de la estructura base y lograr un modelo final más limpio.

Por último, el tercer subsistema corresponde a la implementación de una BCI bajo el paradigma SSVEP con un extractor de características basado en el modelo LASSO, el funcionamiento de este algoritmo será de manera off-line empleando bases de datos de señales EEG como fuente; la implementación de esta interfaz será realizada en Python 3, que es un lenguaje de programación compatible con diferentes microcontroladores.

Para cumplir adecuadamente con los tres subsistemas, se emplea una matriz QFD para determinar los requerimientos del proyecto y su orden de prioridad para que el prototipo se desarrolle de manera adecuada y su resultado sea eficiente.

Misión del Proyecto

La misión del proyecto se detalla en la **Tabla 3**.

Tabla 3*Misión del proyecto*

Declaración de la misión:	
Descripción del proyecto	Prótesis de pierna para amputación transfemoral, con controlador BCI y monitoreo de temperatura y humedad de muñón.
Propuesta de valor	Modular, de bajo costo, peso reducido y alta eficiencia.
Objetivos clave del negocio	<ul style="list-style-type: none"> • Prótesis mecatrónica de bajo costo • Prótesis activada por señales de electroencefalograma • Control de posición angular de la prótesis • Visualización de temperatura y humedad de muñón en la prótesis.
Mercado primario	<ul style="list-style-type: none"> • Prótesis Medicas • Proyectos de investigación dentro del campo de biomecatrónica

Visión del Proyecto

Al ser un proyecto de repotenciación, este se enfoca principalmente en el reacondicionamiento de aquellos elementos aún funcionales, el diseño y reemplazo de otros elementos que ya no cumplen con su objetivo, dando la oportunidad de optimizar el movimiento y precisión; en este caso es el mecanismo de articulación de tobillo. A la vez que se implementan nuevas tecnologías en controladores en busca de ofrecer una opción innovadora, accesible económicamente y eficiente a comparación con dispositivos encontrados en el mercado.

Requerimientos del proyecto

Los requerimientos del proyecto se representan y analizan en la **Tabla 4**

Tabla 4

Matriz QFD para el proyecto

		Importancia para el funcionamiento del prototipo de prótesis mecatrónica	Estructura prótesis			Control			Software			
			Optimización de espacios	Material de la estructura del prototipo	Material de accesorios del prototipo	Peso total del prototipo	Circuito de distribución y alimentación	Sistema de sensores	Consumo energético de los actuadores	Velocidad de procesamiento	Selección de bases de datos de señales EEG - SSVEP	Calibración del algoritmo extractor de características
			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	Bajo Costo	4	3	5	5	3	3	4	4	5	1	1
2	Estructura Resistente	4	3	5	5	5	1	1	1	1	1	1
3	Apariencia Estética	4	4	3	4	3	1	5	1	1	1	1
4	Modularidad Fácil	4	4	1	1	1	5	5	1	1	1	1
5	Mantenimiento	3	3	3	4	5	3	4	1	1	1	1
6	Precisión en movimientos	4	1	4	4	4	2	3	5	4	3	5

		Importancia para el funcionamiento del prototipo de prótesis mecatrónica	Estructura prótesis				Control			Software		
			Optimización de espacios	Material de la estructura del prototipo	Material de accesorios del prototipo	Peso total del prototipo	Circuito de distribución y alimentación	Sistema de sensores	Consumo energético de los actuadores	Velocidad de procesamiento	Selección de bases de datos de señales EEG - SSVEP	Calibración del algoritmo extractor de características
			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
7	Repetibilidad de movimientos	5	1	3	3	3	2	3	4	5	5	5
8	Monitoreo de Temperatura y Humedad	4	1	1	1	2	2	4	2	5	1	1
9	Respuesta Rápida de la BCI	5	1	1	1	1	2	2	2	5	3	5
10	Exactitud de la BCI	5	1	1	1	1	2	2	2	5	5	5

Importancia para el funcionamiento del prototipo de prótesis mecatrónica	Estructura prótesis			Control			Software			
	Optimización de espacios	Material de la estructura del prototipo	Material de accesorios del prototipo	Peso total del prototipo	Circuito de distribución y alimentación	Sistema de sensores	Consumo energético de los actuadores	Velocidad de procesamiento	Selección de bases de datos de señales EEG - SSVEP	Calibración del algoritmo extractor de características
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Importancia ponderada respecto a las características técnicas (Absoluta)	87	118	127	123	88	128	97	136	95	113
Importancia ponderada respecto a las características técnicas (Relativa)	2.10	2.62	2.79	2.67	2.26	3.21	2.36	3.47	2.38	2.81
Peso Relativo (%)	7.86	9.82	10.5	10	8.48	12.05	8.84	13.1	8.98	10.5

Nota. Se determina 3 elementos como los más importantes a cumplir en el proyecto. Velocidad de procesamiento, Sistema de sensores y Calibración del algoritmo extractor de características.

Para determinar los requerimientos necesarios a cumplir en el proyecto de repotenciación del prototipo de prótesis mecatrónica, se realizó una matriz de despliegue de la función de la calidad o matriz QFD por sus siglas en inglés. En la **Tabla 4** se observa el resumen de las características técnicas que se consideraron relevantes para este proyecto, y su ponderación con base al funcionamiento principal del sistema integral. Identificando las características más importantes de cumplir y aquellas a priorizar durante el desarrollo del proyecto.

Análisis de Resultados de Matriz QFD

Una vez analizados los requerimientos del proyecto se determina el nivel de prioridad de las características técnicas a través del porcentaje de ponderación, como se detalla en la Tabla 5.

Tabla 5

Resultados Matriz QFD

	Característica Técnica	Porcentaje de Aprobación
1	Optimización de espacios	7.86%
2	Material de la estructura del prototipo	9.82%
3	Material de accesorios del prototipo	10.45%
4	Peso total del prototipo	10%
5	Circuito de distribución y alimentación	8.48%
6	Sistema de sensores	12.05%
7	Consumo energético de los actuadores	8.84%
8	Velocidad de procesamiento	13.04%
9	Selección de bases de datos de señales EEG - SSVEP	8.93%
10	Calibración del algoritmo extractor de características	10.54%

Diagrama de Pareto

Para obtener las conclusiones sobre la prioridad de los requerimientos del proyecto se emplea un diagrama de Pareto, que nos permite determinar los QUES, representados en la **Tabla 6**, y los COMOS, representados en la **Tabla 7**, más importantes a considerar en el desarrollo, diseño e implementación de este proyecto.

Tabla 6

Requerimientos del Proyecto

Requerimientos	
1	Bajo Costo
2	Estructura Resistente
3	Apariencia Estética
4	Modularidad
5	Fácil Mantenimiento
6	Precisión en movimientos
7	Repetibilidad de movimientos
8	Monitoreo de Temperatura y Humedad
9	Respuesta Rápida de la BCI
10	Exactitud de la BCI

Figura 22

Diagrama de Pareto de los Requerimientos del prototipo de prótesis mecatrónica

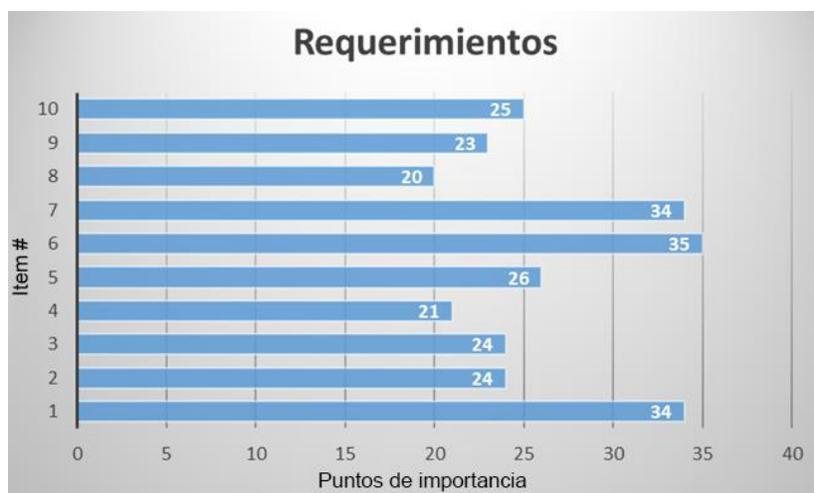


Tabla 7

Características Técnicas del prototipo de prótesis mecatrónica

Características Técnicas	
1	Optimización de espacios
2	Material de la estructura del prototipo
3	Material de accesorios del prototipo
4	Peso total del prototipo
5	Circuito de distribución y alimentación
6	Sistema de sensores
7	Consumo energético de los actuadores
8	Velocidad de procesamiento
9	Selección de bases de datos de señales EEG - SSVEP
10	Calibración del algoritmo extractor de características

Figura 23

Diagrama de Pareto de las características técnicas del prototipo de prótesis mecatrónica



Nota. La imagen representa el porcentaje de aprobación de las características técnicas.

En la **Figura 23** podemos identificar los parámetros que tendrán mayor prioridad durante el desarrollo del proyecto que son los siguientes:

- Sistema de sensores

- Velocidad de procesamiento
- Calibración del algoritmo extractor de características
- Material de la estructura del prototipo
- Material de los accesorios del prototipo
- Peso total del prototipo

Las tres primeras características técnicas a dar prioridad, corresponden al sistema de control el cual debe ser eficiente mientras que las características siguientes están directamente relacionadas con la comodidad del usuario, debido a que el prototipo reemplazará a su miembro amputado y el miembro artificial debe tener un peso similar al natural para no comprometer la integridad física de la cadera y columna del paciente.

Línea Base del Prototipo de Prótesis Mecatrónica

Previo a proponer un nuevo diseño, se realizó un levantamiento de información sobre los elementos electrónicos existentes, así como de su estado. De igual manera, sobre la integridad física de los elementos mecánicos presentes desde la primera versión del prototipo; obteniéndose los siguientes datos resumidos en la **Tabla 8**, en donde podemos observar los diferentes elementos mecánicos que se encontraron en el prototipo y la integridad de los mismos, de igual manera con los elementos electrónicos detallados en la **Tabla 9**.

Tabla 8

Resumen de elementos mecánicos encontrados en el prototipo y sus estados

Elemento	Cantidad	Estado
Socket para amputación transfemoral	1	Bueno
Junta roscable para rodilla protética	1	Bueno
Juego de engranes para articulación de rodilla	1 (2 engranes)	Bueno
Estructura de espinilla	1	Bueno
Anclaje para pie protésico	1	Bueno
Eslabón base del mecanismo de tobillo	1	Bueno
Palanca de accionamiento del mecanismo de tobillo	1	Roto

Elemento	Cantidad	Estado
Pie	1	Bueno

Tabla 9

Resumen de elementos electrónicos encontrados en el prototipo y sus estados

Elemento	Cantidad	Estado
Sensor de temperatura y humedad DHT11	1	No Funcional
Sensor de inercia BNO055	2	Funcional
Modulo multiplexor I2C TCA9548A	1	Funcional
Servomotores KM-2013	2	Funcional
Microcontrolador Teensy 3.2	1	Funcional
Batería LiPo 11.1V	1	No funcional

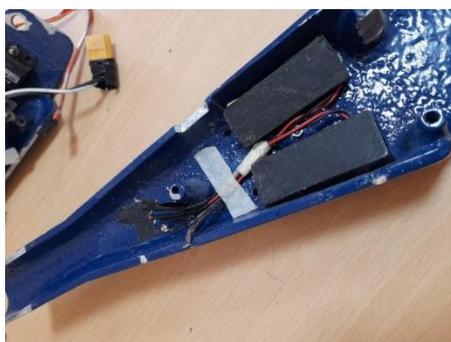
Nota. El sistema requiere de 3 sensores BNO055.

Una vez realizada una recolección de información sobre los elementos mecánicos y electrónicos, se continua con una evaluación por separado de su estado físico y estético, para determinar si es requerido un cambio en la estructura, conexiones y disposición del cableado.

Se observó que la estructura de espinilla es hueca y está conformada por dos partes laterales y simétricas. Sin embargo, en una de ellas se encontraron alojados dos portabaterías sin conexión ni funcionalidad alguna con el sistema; se procedió a retirarlos del diseño para economizar espacio y peso.

Figura 24

Estructura lateral de espinilla



A los agujeros donde se alojaban estos elementos les fueron dados un nuevo propósito relacionado con la disposición del cableado del sistema.

Figura 25

Vista posterior del mecanismo de articulación de tobillo



A primera vista, como se observa en la **Figura 25**, la condición precaria del mecanismo de accionamiento de la articulación de tobillo es evidente. El eslabón conducido encargado de la conexión palanca de accionamiento – pie, se encontraba roto y es notable que el problema estaba presente desde antes de su última implementación, debido a que la solución encontrada previamente carecía de carácter ingenieril (sujeción del eslabón con correas plásticas). Esta “solución” ocasionaba el gran margen de error de precisión presentado anteriormente.

Figura 26

Acople del servomotor de accionamiento del mecanismo de tobillo



Como se puede observar en la **Figura 26**, identificamos que el servomotor encargado de accionar el mecanismo de articulación de tobillo se encontraba sujeto al elemento mecánico empleando silicona y correas plásticas; esto no brinda seguridad alguna sobre el mecanismo y su funcionamiento pues compromete notablemente la precisión de los movimientos y estabilidad del sistema.

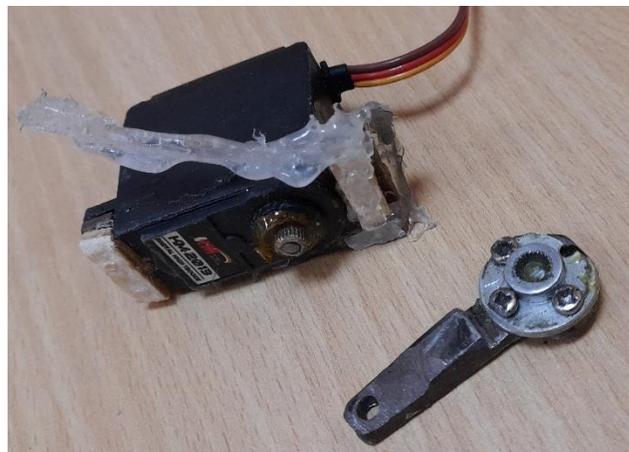
El acabado del mecanizado en la ranura en donde se aloja tanto el servomotor como en la que se desplaza la palanca de accionamiento es poco estético con lo que el objetivo de tener un prototipo agradable a la vista se ve comprometido en esta parte de la prótesis.

Adicionalmente, el servomotor no dispone de ninguna protección, considerando que se encuentra expuesto y podría ser fácilmente impactado durante el ciclo de marcha contra obstáculos en el camino, afectando su funcionamiento.

Al desmontar este mecanismo como se indica en la **Figura 27**, se observa el deplorable estado de la palanca de accionamiento que se encontraba acoplada al servomotor. Como parte del método de acople del servomotor con el eslabón principal, se encontraron alzas de madera incrustadas para sostener la configuración del eslabón con el servomotor, todo debido al diseño poco adecuado para el acople del actuador con pernos.

Figura 27

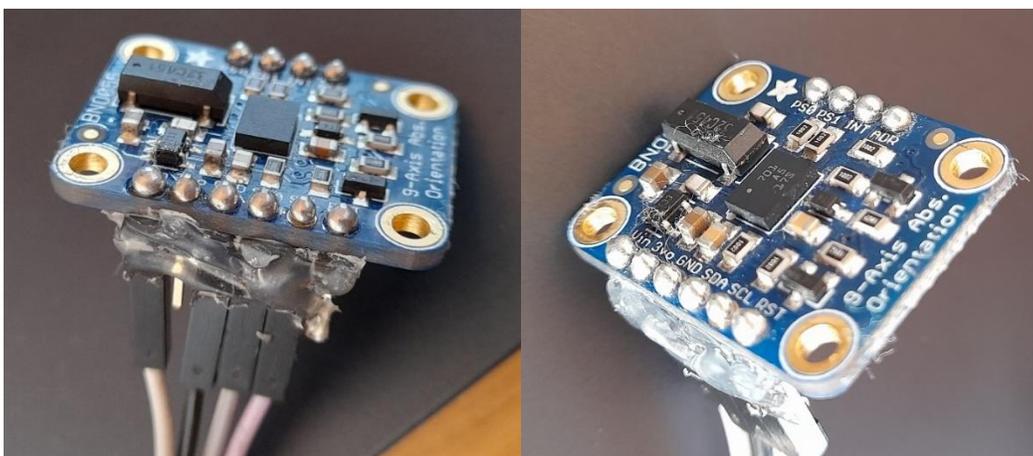
Servomotor del mecanismo de tobillo y palanca de accionamiento



Como se observa en la **Figura 28**, los dos sensores de inercia presentaban dos desperfectos relacionados a su conexión. En primer lugar, se observa una soldadura de baja calidad a modo de esferas de estaño sobre los pines y pistas. Continuando, la conexión de estos módulos está dada por espadas y cables tipo jumper sujetados con silicona, lo cual representa un gran problema contra la característica de modularidad de este sistema; debido a que dificulta su reemplazo en caso de presentar fallas en el funcionamiento de estos módulos.

Figura 28

Estado de los sensores de inercia BNO055



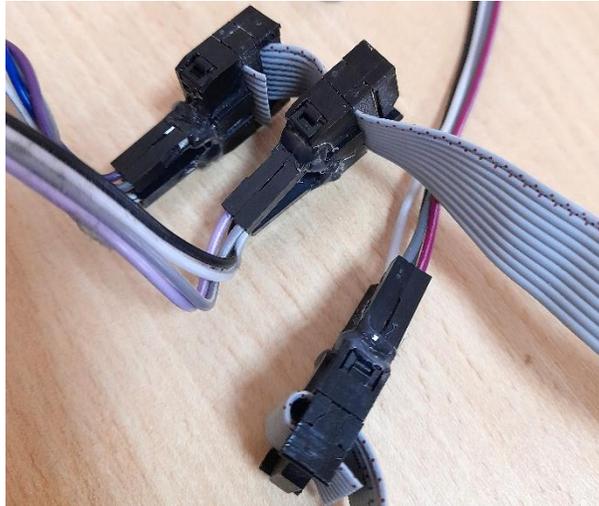
En cuanto a la sujeción de estos sensores sobre la estructura del prototipo, se encontró que los módulos estaban adheridos a la superficie de los eslabones con cinta doble fase, este método de acople compromete a la precisión de la lectura de datos ya que, al no ser un acople rígido, los sensores pueden perder su posición inicial y esto daría una lectura errónea de la posición angular del elemento subyacente. Por otro lado, la protección de estos módulos consistía en un recubrimiento con cinta aislante siendo esto poco estético a la vez que no permite una correcta ventilación de los sensores.

De igual manera, en la **Figura 29**, se puede observar el mal estado de las conexiones en el bus de sensores de inercia, con cables tipo jumper que salen desde los sensores hacia los conectores IDE (Integrated Drive Electronics) de 10 pines y cubiertos con silicona. Como

resultado, se tenían conexiones pobres en estética y modularidad. Nuevamente, se identifica un método de conexión que compromete las características principales del proyecto tanto para esta versión como las anteriores.

Figura 29

Estado de las conexiones de sensores BNO055 hacia el bus de sensores



Readecuación del Sistema de Sensores

Una vez identificados los desperfectos sobre el sistema de sensores, su poca presentación estética y demás inconvenientes anteriormente detallados, se realizó una optimización que permita al bus de sensores tener la característica de modularidad, es decir, un sensor será fácil de reemplazar en caso de que llegara a fallar en su funcionamiento; además de otorgarle una mejor presentación visual al sistema.

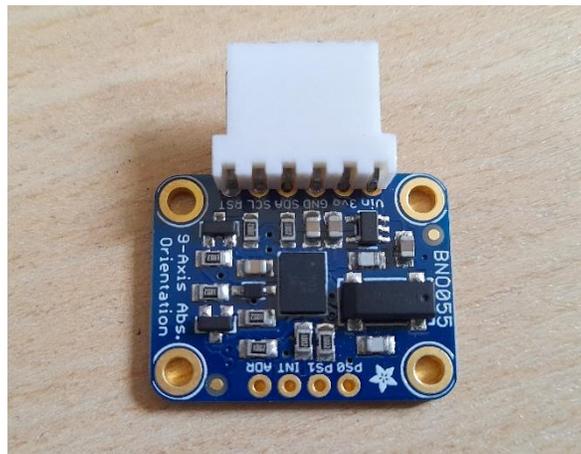
Para cumplir con el hito de modularidad en el sistema de sensores de inercia, se reemplazó el tipo de conexión de espadas y cables jumper por conectores JST (Japan Solderless Terminal) de 6 pines, los cuales permiten una fácil conexión y desconexión de estos módulos al tiempo que se presenta el sistema con una buena estética.

En la **Figura 30** podemos observar un sensor de inercia con el conector normalizado antes mencionado mientras que, en la **Figura 31**, se observa un extremo del bus de sensores

en donde se encuentra el complemento del conector en el cual se acoplara el sensor de manera fácil, rápida y segura.

Figura 30

Sensor BNO055 con conector JST de 6 pines



Nota. El cambio de conector se realizó en los 3 sensores requeridos para el funcionamiento del sistema

Al emplear los conectores JST para esta aplicación se asegura una conexión estable entre el sensor y el bus de sensores, evitando así la desconexión inesperada de los módulos en el sistema y una posible lectura errónea de los datos.

El bus de sensores contaba con 4 conectores IDE de 10 pines, de los cuales 3 eran puertos de conexión de los sensores y el conector restante era la conexión del bus hacia el circuito de control; este último se mantuvo, mientras que las conexiones a los sensores se reemplazaron por conectores JST que permiten una presentación más estética y otorgan facilidad en el cambio de un sensor como se indica en la **Figura 31**.

Figura 31

Extremo superior del bus de sensores



Nota. Se eliminó los conectores IDE de 10 pines, extendiendo las conexiones requeridas (4 pines) hasta conectores JST de 6 pines en los que se conectarán los sensores anteriormente indicados.

El sistema de sensores inerciales, así como el actuador encargado del movimiento de la articulación de rodilla se encuentran por fuera de la estructura del prototipo, véase la

Figura 32, con lo que se requiere dotarles de una protección adecuada contra golpes que puedan comprometer su integridad. Además, para los sensores BNO055 se requiere acoplarlos fijamente para que su lectura sea adecuada, reflejando el movimiento real de los elementos de la prótesis y no obtener lecturas falsas relacionadas a un error en el acople del sensor sobre la estructura.

Figura 32

Servomotor de accionamiento de la articulación de rodilla



Estos elementos tanto de protección como sujeción fueron fabricados empleando manufactura aditiva y para la selección del material de fabricación se considera las características físicas y mecánicas de diferentes filamentos disponibles en el mercado.

Tabla 10

Opciones de filamentos para impresión 3D

Opción	Densidad	Temperatura de impresión	Resistencia al impacto	Dificultad de impresión	Costo	Orden de selección
PLA	1.24	200 - 240	20	+	\$18	2
ABS	1.05	235 - 250	22	+++	\$26	3
PETG	1.27	225 - 245	105	+	\$24	1

Nota. Los valores de densidad están expresados en $[g/cm^3]$. Los valores de temperatura se encuentran en $[^{\circ}C]$. Los valores de resistencia al impacto se encuentran en $[kJ/m^2]$. Los valores de costos hacen referencia a carretes de 1kg de material.

El material elegido para la fabricación de los elementos anteriormente detallados es el PETG (Glicol de Tereftalato de Polietileno), mismo que presenta una alta resistencia a impactos y buena relación de precio.

La carcasa de protección y sujeción para los sensores BNO055 es fabricada usando el método y material antes detallados, en el diseño se consideraron agujeros de sujeción por los cuales, mediante pernos M3 de cabeza avellanada, se puede anclar a la estructura del prototipo. La protección la complementa una tapa de cierre a presión con rendijas que permiten la circulación de aire para evitar problemas de calentamiento y sudoración del módulo.

Figura 33

Caja de protección para sensor BNO055



Nota. El modelo 3D de la carcasa es de autoría propia, en base a las necesidades de protección y sujeción del prototipo.

En la **Figura 33**, se puede observar el modelo fabricado de una carcasa y tapa para un sensor inercial, mientras que en la **Figura 34**, se indica el ensamblaje del sensor con su carcasa de sujeción y protección.

Para lograr una presentación estética del prototipo, se fabrican los modelos en color negro mate, que combine con el color final que tendrá toda la prótesis, a excepción de los elementos mecánicos como pasadores y engranes; teniéndose como resultado el ejemplo de la Figura 35.

Figura 34

Sensor BNO055 en su carcasa de protección

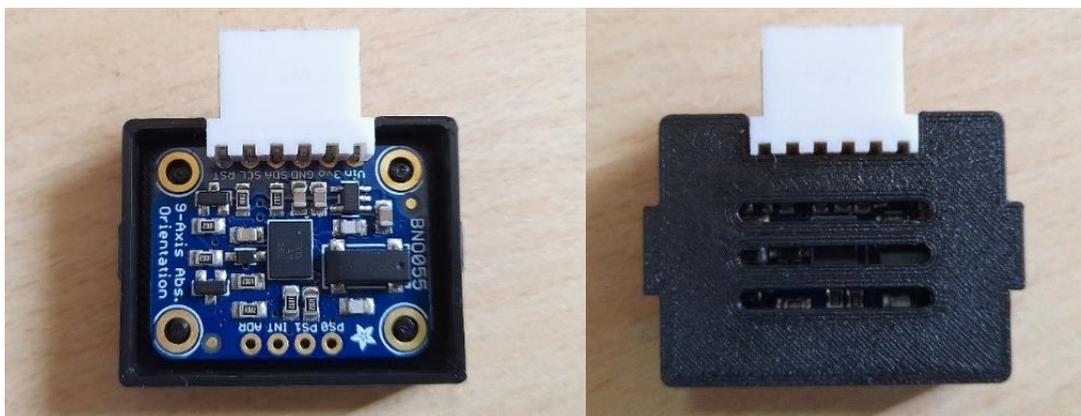
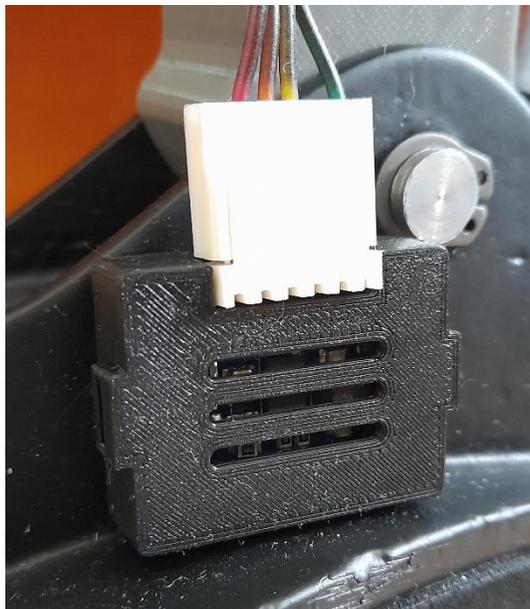


Figura 35

Ejemplo de sujeción y conexión del sistema de sensores optimizado



Nota. El ejemplo mostrado corresponde al sensor #3 correspondiente al pie del prototipo, del cual su carcasa esta empernada contra la estructura de aluminio fundido.

Finalmente, con un nuevo diseño y presentación elegante en color negro, se mejoró la calidad de conexión del bus de sensores, así como la estética del prototipo.

Por otro lado, se diseñó y fabricó un sistema de protección para el servomotor que acciona el mecanismo de rodilla, con un método de ajuste a presión, este cobertor protege al actuador de cualquier golpe que podría sufrir durante el ciclo de marcha. El resultado final para este elemento se muestra en la **Figura 36**.

Figura 36

Protección del servomotor accionador del mecanismo de rodilla



Con la optimización del sistema de sensores, y diseño e implementación de los sistemas de acople y protección detallados, se concluye la readecuación de los elementos existentes y que serán empleados en la nueva versión de este proyecto.

Diseño del Mecanismo de Articulación de Tobillo

Se diseñó y fabricó un mecanismo de 3 barras con un eslabón de longitud variable como elemento motriz para modificar la posición angular del pie, siendo este el eslabón de interés. Los requerimientos para este mecanismo son los siguientes:

- Tamaño similar al anterior mecanismo
- Movimiento angular del eslabón de pie dentro del rango determinado en el estudio del ciclo de marcha humana.
- Peso reducido
- Capaz de soportar el peso corporal promedio

Una vez identificadas las características primordiales que debe cumplir el mecanismo a diseñar, se realizó una selección de posibilidades para la fabricación del diseño. La **Tabla 11** describe los módulos donde se consideran características importantes, como el material y el proceso de manufactura a emplear, para el diseño del mecanismo de articulación de tobillo.

Tabla 11

Módulos para el diseño del mecanismo de articulación de tobillo

Módulo	Característica	Función
1	Material y peso	Determinar el material sobre el cual serán fabricados los elementos a diseñar
2	Método de fabricación	Determinar el proceso de manufactura a emplear para la fabricación de los elementos a diseñar

Tabla 12

Modulo 1 Selección de material de fabricación

Opciones	Bio Compatibilidad	Peso Especifico	Costo	Orden de Selección
Acero gris	Mala	7.2	Bajo	3
Acero Inoxidable	Alta	7.9	Alto	2
Aluminio	Buena	2.56	Bajo	1

Nota. Los valores de peso específico se encuentran en $[g/cm^3]$

Tabla 13

Modulo 2 Selección del proceso de manufactura para la fabricación del diseño

Opciones	Precisión	Acabado Superficial	Disponibilidad	Costo	Orden de selección
Fundición	Buena	Bueno	Buena	Bajo	1
Mecanizado CNC	Excelente	Excelente	Mala	Alto	2

Nota. La disponibilidad de máquinas y herramientas junto con el costo elevado hacen que a pesar de ser una buena opción se descarte el mecanizado CNC como proceso de manufactura para la fabricación de los elementos.

A continuación, en la **Tabla 14**, se sintetizan las métricas seleccionadas, para los diferentes módulos a considerar, para la fabricación de los diseños.

Tabla 14

Resumen de métricas

Característica	Métrica
Material y peso	Aluminio
Método de fabricación	Fundición

Generación de conceptos

Aclarar el problema. Tras haberse identificado las características más importantes a considerar durante el diseño del nuevo mecanismo, se resaltan parámetros relevantes que permiten la generación de conceptos para el diseño.

Se considerarán los siguientes subproblemas:

- ¿Qué actuador se empleará en el mecanismo de articulación de tobillo?
- ¿Como se hará la activación del actuador en el mecanismo de articulación de tobillo?

Explorar sistemáticamente. Se realizó una identificación de los subproblemas junto con los objetivos del proyecto y propuestas de sistemas para el desarrollo del proyecto, resolviéndose lo siguiente.

- Para el actuador del mecanismo de articulación de tobillo, se requiere un actuador lineal, un pistón eléctrico de dimensiones cercanas a la del eslabón principal del anterior mecanismo. Al seleccionar el actuador lineal de un modelo comercial, se reducen tiempos de fabricación y diseño, debido a que el actuador nos permite usar sus dimensiones como parámetros iniciales para el diseño del eslabón principal del nuevo mecanismo.
- El actuador trabaja con un motor DC mismo que, dependiendo la polaridad del voltaje de alimentación, extenderá o contraerá el vástago del pistón; su activación se realizará empleando un módulo de puente H.

Tabla 15

Características del actuador lineal seleccionado

Elemento	Dimensiones [mm]	Carrera [mm]	Voltaje de operación [V]
Pistón Eléctrico	85 x 19 x 14	30	12

Nota. La dimensión de 85mm hace referencia a la distancia entre centros de los agujeros de anclaje del actuador.

Figura 37

Actuador lineal seleccionado



Dada la naturaleza del proyecto, no se permite mayor flexibilidad en la generación de conceptos, pues al tratarse de una repotenciación, el objetivo es adaptar el nuevo mecanismo a la estructura ya existente presentándose así, en la **Tabla 16**, el único concepto generado.

Tabla 16

Conceptos Generados

Conceptos Generados	Descripción	Ventaja / Desventaja
Primer concepto	Material de fabricación: Aluminio Proceso de fabricación: Fundición Actuador de tobillo: Pistón Eléctrico Activación del actuador: Modulo puente H	<p>Ventaja</p> <p>Material y proceso de fabricación de bajo costo. Buena precisión y estabilidad del actuador.</p> <p>Desventaja</p> <p>Las dimensiones del módulo puente H no pueden ser modificadas y se debe adaptar a la estructura sin muchas opciones de ubicación.</p>

Diseño del Eslabón Principal

El mecanismo de 3 barras propuesto, deberá cumplir con todos los requerimientos antes establecidos y considerar el concepto seleccionado para facilitar el dimensionamiento geométrico de los eslabones resumidos en la **Tabla 17**.

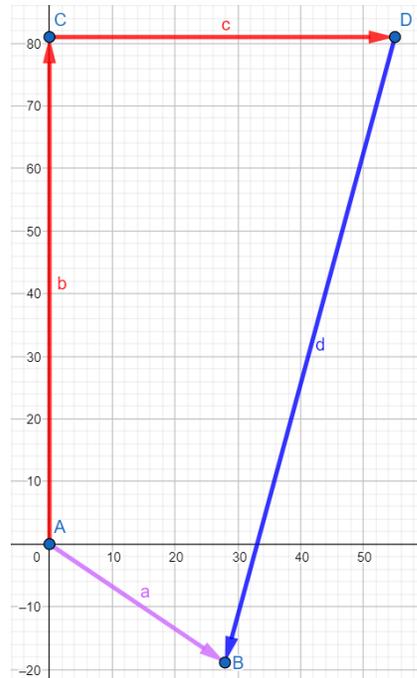
Tabla 17

Resumen de eslabones del mecanismo a diseñar

Eslabón	Identificador	Dimensiones
1	Pie	Dadas por el modelo fabricado por (Bravo & Comina, 2017)
2	Actuador lineal	Dadas por el fabricante el actuador
3	Soporte pierna – pie	Por determinar

Figura 38

Diagrama vectorial del mecanismo a diseñar para la articulación de tobillo



Para el dimensionamiento geométrico del eslabón soporte pierna – pie, se establece el diagrama de vectores para la configuración del mecanismo; por facilidad de interpretación y posterior cálculo, las componentes del eslabón a fabricar se muestran en sus componentes por separado para el eje de las abscisas (X) y para el eje de las ordenadas (Y).

Al momento de iniciar el diseño del eslabón principal, se tienen demasiadas incógnitas en las dimensiones del elemento; para disminuir las variables, se toman las dimensiones del actuador lineal seleccionado anteriormente, **(1)**. Además de conocer las dimensiones del eslabón pie mediante un levantamiento de información del mismo, **(2)**.

Ahora conocemos las dimensiones de dos eslabones de nuestra cadena.

$$|\vec{a}| = 33.74[mm] \quad (1)$$

$$|\vec{d}| = [85 ; 115][mm] \quad (2)$$

Las componentes del vector correspondiente al eslabón pie son representadas por **(3)** y **(4)**.

$$\vec{a}_x = 27.94 [mm] \quad (3)$$

$$\vec{a}_y = -18.92 [mm] \quad (4)$$

La ecuación **(5)**, representa el ángulo de inclinación del vector de este eslabón para una posición inicial o de posición planar del pie.

$$\alpha = -29.28^\circ \quad (5)$$

Por lo que, considerando el ciclo de marcha y el rango de giro del pie establecido previamente en la **Tabla 1**, este eslabón debe poder girar entre el rango **(6)**.

$$\alpha = [-44.28 ; -4.28]^\circ \quad (6)$$

Debido a que conocemos la altura del eslabón anterior y la dimensión del actuador lineal con el vástago retraído podemos otorgar un valor a la componente vertical del eslabón de soporte, lo cual facilitará el cálculo, ya que se reduce a una incógnita.

$$|\vec{b}| = 81 [mm] \quad (7)$$

Obtenemos para resolver el sistema de ecuaciones **(8)**.

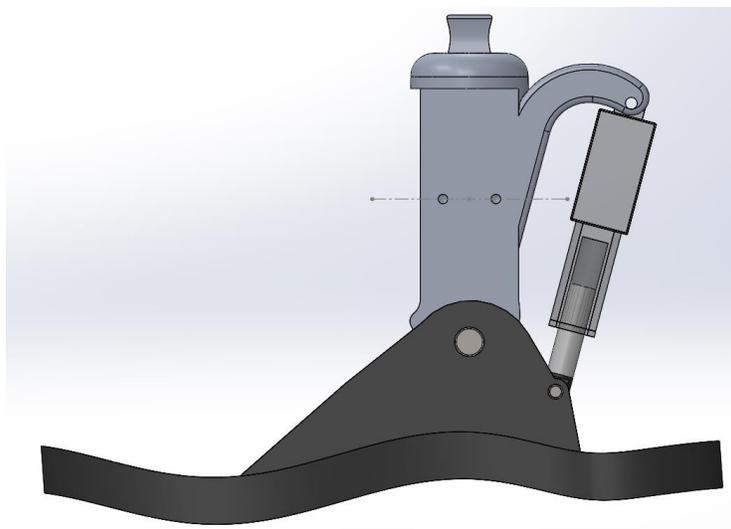
$$\begin{cases} \vec{a}_x = \vec{c} + \vec{d}_x \\ \vec{a}_y = \vec{d} + \vec{d}_y \end{cases} \quad (8)$$

Considerando que la menor longitud del actuador lineal, cuando el vástago está totalmente retraído (85mm), debe permitir que el pie se ubique en posición angular de 25° o flexión plantar y que, cuando el actuador lineal tenga su máxima extensión, el pie debe ubicarse en posición 15° de flexión dorsal; más un umbral en los extremos de operación del actuador lineal, se obtiene un valor aproximado para la componente incógnita de:

$$|\vec{c}| \approx 55 [mm] \quad (9)$$

Figura 39

Ensamblaje del mecanismo de articulación de tobillo



Mediante un ensamblaje del mecanismo, se procede a validar las dimensiones del eslabón y el cumplimiento del rango de flexión del pie, como se muestra en la **Figura 39**.

Tabla 18

Relaciones de posición angular del mecanismo vs longitud del actuador lineal

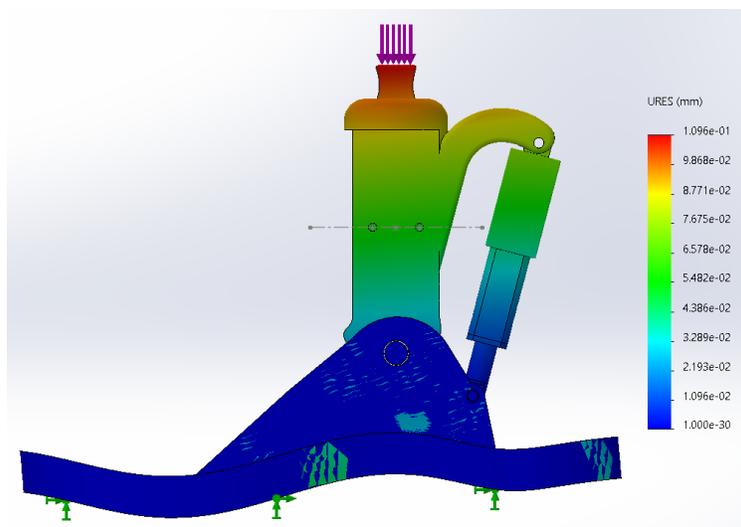
Posición	Angulo [°]	Longitud del actuador lineal [mm]
Flexión Plantar	25	88.98
Flexión Dorsal	15	111.47

Nota. Se cumple adecuadamente el rango de posición angular necesario para que el pie complete el ciclo de marcha estudiado, el actuador lineal opera en un rango menor a su máximo con lo que se trabaja con un umbral de seguridad.

Empleando un análisis de esfuerzos, simulando la carga de un peso de 80Kg, correspondiente al de una persona promedio, se obtienen los resultados que se muestran en la **Figura 40**.

Figura 40

Resultado de deformación del mecanismo



La máxima deformación que podría sufrir el mecanismo es de 0.109mm, indicando un desplazamiento despreciable para esta aplicación y que el eslabón es correcto, tanto en movimiento como resistencia mecánica.

Listado de Métricas

Una vez determinadas las características principales a cumplir para el proyecto, así como el actuador principal del nuevo mecanismo para la articulación de tobillo, se procede a evaluar las diferentes opciones comerciales de los módulos y dispositivos a adquirir.

Tabla 19

Módulos a implementar en el proyecto

Modulo	Característica	Función
1	Controlador	Almacenar el algoritmo de la BCI, identificar comandos y ejecutarlos mediante los diferentes actuadores
2	Sensor de temperatura y humedad	Monitorear dichas variables en tiempo real al interior del socket

Modulo	Característica	Función
3	Pantalla compatible con el controlador	Mostrar en tiempo real los valores leídos por el sensor de temperatura y humedad

Módulo 1 (Controlador)

Para la selección del controlador se han tomado en cuenta varias opciones tecnológicas de mucha relevancia dentro de la comunidad académica y se detallan en la **Tabla 20**.

Tabla 20

Opciones de selección para el módulo 1 (controlador)

Opciones	Ventajas	Costo	Orden de selección
Raspberry Pi 3	Alta capacidad de procesamiento, módulos Wi-Fi y Bluetooth incorporados, puertos USB, programación directa en Python 3.9	Medio	1
Arduino Due	Alta capacidad de procesamiento, open hardware	Bajo	2
KIWI310	Alta capacidad de procesamiento, capaz de ejecutar Windows o Linux, puertos USB	Alto	3

Módulo 2 (Sensor de temperatura y humedad)

Dado que el sensor de temperatura anterior se encontró dañado y que durante su funcionamiento tuvo buenos resultados de operación y cumplía adecuadamente con el objetivo, se decidió adquirir uno igual para incorporar en el proyecto, **Tabla 21**.

Tabla 21*Características del sensor de temperatura y humedad*

Opción	Rango de operación	Precisión / Resolución	Costo	Orden de selección
DHT11	0 °C – 50 °C / 20% - 90% RH	0.1 °C / ±1% RH	Bajo	1

Modulo 3 (Pantalla compatible con el controlador)

Se requiere una pantalla de tamaño reducido en donde el usuario o personas cercanas puedan visualizar los valores de temperatura y humedad dentro del socket con la finalidad de monitorear estas variables en el muñón y evitar posibles laceraciones. Las opciones se detallan en la Tabla 22.

Tabla 22*Opciones de selección para el módulo 3 (pantalla compatible con el controlador)*

Opciones	Ventajas	Costo	Orden de selección
Pantalla LCD	Comunicación por I2C mediante modulo externo, tamaño medio	Medio	2
Pantalla Grafica OLED de 0.96"	Comunicación I2C, tamaño pequeño (0.9"), buena resolución de imagen	Medio	1
Pantalla táctil	Comunicación por puerto display, tamaño grande (5"), alta resolución de imagen	Alto	3

Conclusiones del listado de métricas

Considerando los requerimientos del proyecto y las opciones comerciales consultadas sobre los elementos a adquirir, en la **Tabla 23** se resumen las métricas seleccionadas para la elaboración del proyecto.

Tabla 23*Resumen del listado de métricas*

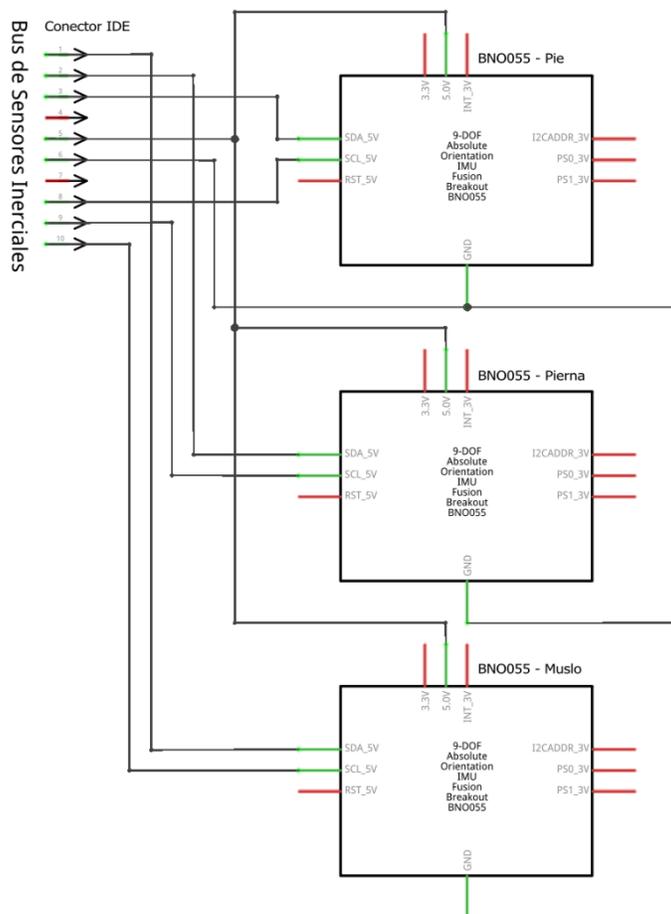
Modulo	Mejor Opción	Características Técnicas
Controlador	Raspberry Pi 3	<ul style="list-style-type: none"> • Procesador ARM Cortex A53 • 4 núcleos • Frecuencia de CPU 1.4 Hz • 1 Gb de memoria RAM • Módulos de comunicación Wi-Fi y Bluetooth incorporados • 4 puertos USB, 1 puerto Ethernet, 1 puerto HDMI • Alimentación a 5V
Sensor de humedad y temperatura	DHT11	<ul style="list-style-type: none"> • Termómetro y sensor de humedad relativa digital • Microcontrolador de 8-bits incorporado • Rango de 0 °C a 50 °C • Rango de 20% a 50% RH
Pantalla compatible con el controlador	Pantalla Grafica OLED de 0.96"	<ul style="list-style-type: none"> • Comunicación I2C • Resolución de 128x64 pixeles • Monocromática

Diseño de Placas de Circuito Impreso

Dentro de los circuitos se identifican dos principales, el circuito principal de conexión y distribución encargado de abrir la comunicación desde el controlador Raspberry Pi 3 hacia los diferentes módulos y el circuito de bus de los sensores BNO055; el cual es modular tanto su conexión al circuito central como su conexión con cada módulo.

Figura 41

Esquema electrónico del bus de sensores inerciales BNO055

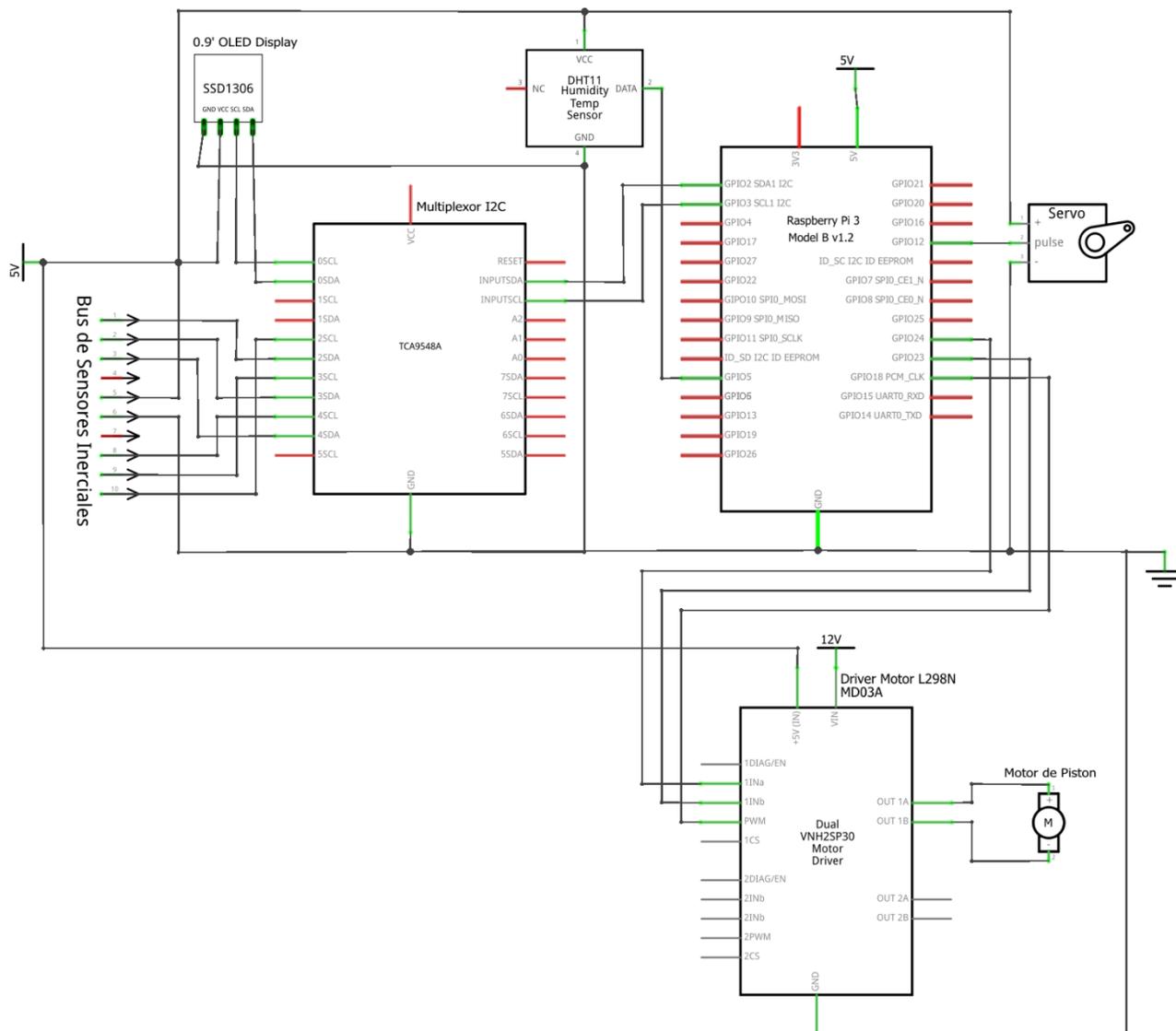


Nota. Para este circuito no se elabora ninguna placa impresa ya que los sensores son módulos adquiridos y la comunicación entre ellos es mediante cable plano de 10 líneas y un conector IDE para formar el bus de sensores.

Figura 42

Esquema electrónico del circuito de control

X`



Nota. La alimentación de este circuito se da por una batería LiPo de 11.1V a la entrada de 12V, mientras que el mismo voltaje de la batería pasa por dos reguladores de voltaje para obtener los puntos de 5V.

Las conexiones de los diferentes módulos y dispositivos hacia la PCB son diferentes como se puede observar en la **Tabla 24**.

Tabla 24

Resumen de módulos y su tipo de conexión con las placas de circuitos impresas a elaborar

Modulo / Dispositivo	Cantidad	Modo de conexión	Conector
Raspberry Pi 3	1	Indirecta	IDE de 40 pines
Multiplexor TCA9548A	1	Directa	2x SSW hembra de 12 pines
Bus de Sensores BNO055	1	Directa	IDE de 10 pines
Sensor DHT11	1	Indirecta	Cabezal de 3 pines
Servomotor	1	Indirecta	Cabezal de 3 pines
Pantalla OLED de 0.96"	1	Indirecta	Cabezal de 4 pines
Driver de motor L298N	1	Indirecta	JST de 3 pines
Alimentación de 5V	2	Directa	JST de 2 pines

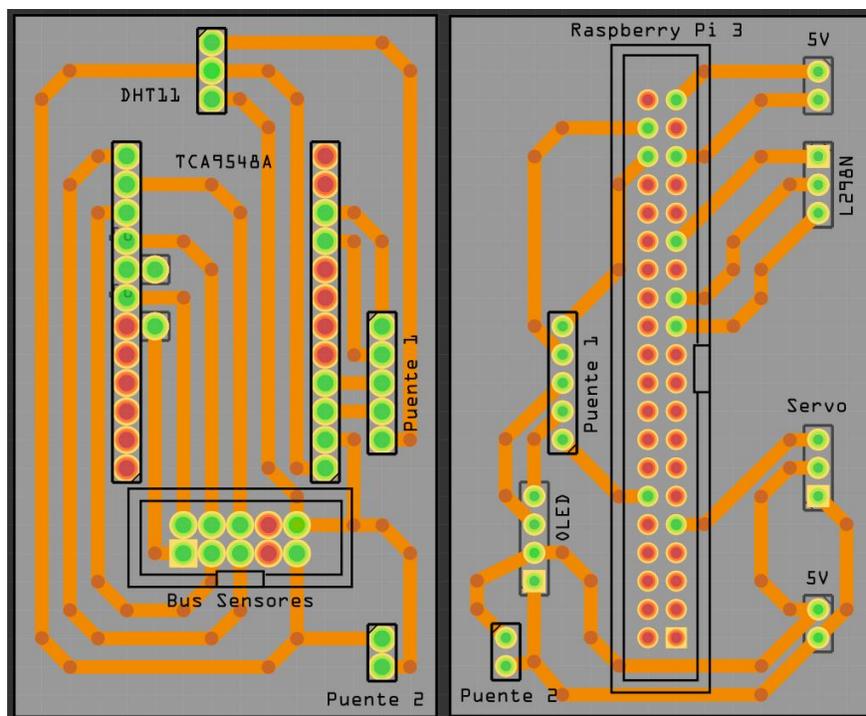
Nota. El modo de conexión hace referencia a si el módulo o dispositivo tiene un cableado extensor hacia la placa (indirecta) o si se conecta sobre la placa sin cableado extensor (directa).

Para optimizar el espacio que ocupan los diferentes módulos y conexiones que conforman el sistema de control del prototipo, se consideró la opción de alojar las tarjetas electrónicas de distribución dentro de la estructura de espinilla del prototipo. Anteriormente este espacio estaba completamente hueco, únicamente ocupado por elementos que no aportaban ninguna función al sistema, pues correspondían a una versión anterior del prototipo.

El volumen vacío dentro de la estructura de espinilla es de aproximadamente 40mm x 70mm x 50mm, por lo que se decidió separar el circuito de control en dos placas que se ubican paralelamente la una a la otra y con una conexión de puente entre ellas para continuar el circuito; las dimensiones finales de las placas son de 38mm de ancho y 63mm de alto.

Figura 43

Diseño de PCBs para la distribución de conexiones

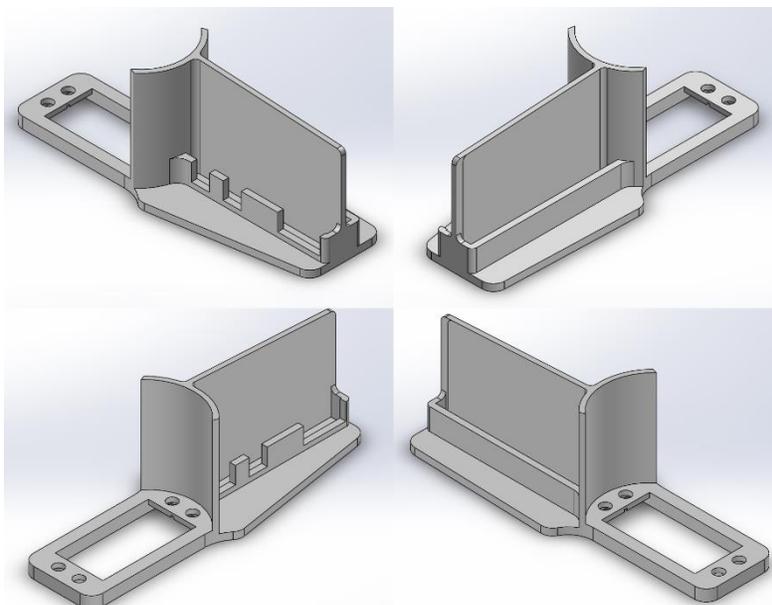


Las placas de circuito impresas fueron fabricadas empleando un proceso automático en un router CNC, obteniendo como resultado PCBs con una gran precisión en las distancias entre agujeros y anchos de pistas constantes, con el objeto de proteger las pistas se recubrió las placas empleando una máscara antisoldante reactiva a la luz ultravioleta.

Dentro de la estructura hueca no existe ninguna zona plana que permita ubicar de manera directa las placas fabricadas; por lo que se diseñó y fabricó con manufactura aditiva, un soporte que se acoplará a la estructura mediante los pernos que sujetan el servomotor que acciona el mecanismo de articulación de rodilla y permitirá alojar las PCBs fabricadas.

Figura 44

Vistas isométricas del soporte para placas del circuito de distribución



Nota. La parte cóncava separa el engrane motriz, de la articulación de rodilla, de las placas en caso de que este llegue a fallar, no tenga contacto con las PCBs evitando dañarlas.

El material para la fabricación de los soportes para PCBs es el mismo seleccionado con anterioridad en la **Tabla 10**.

Implementación del Algoritmo de BCI

Selección del Modelo de Regresión (LASSO)

Los algoritmos extractores de características están basados en modelos matemáticos de regresión, entre todos los tipos de regresiones que existen, una de ellas es la de LASSO.

$$\frac{1}{2N_{training}} \sum_{i=1}^{N_{training}} \left(y_{real}^{(i)} - y_{pred}^{(i)} \right)^2 + \alpha \sum_{j=1}^n |a_j| \quad (10)$$

La ecuación **(10)** representa el modelo matemático de la regresión de LASSO, en donde el valor de α es un hiperparámetro que reduce los valores de los coeficientes para desactivar características de poca relevancia. En caso de usarse un valor de $\alpha = 0$, el resultado es la regresión lineal básica, pero si se usa un valor muy alto para este hiperparámetro, se desprecia

la primera parte de la función y los datos obtenidos no son confiables, por esto es importante calibrar de manera adecuada este valor, caso contrario los resultados pueden ser erróneos.

Realizando una investigación sobre la implementación y funcionamiento de estos modelos de regresión, se encontró un algoritmo de MATLAB desarrollado por (Y. Zhang, 2022), en donde se calcula la exactitud e ITR de dos extractores de características, CCA y LASSO. Determinándose una superioridad en ambos parámetros del modelo LASSO sobre CCA.

A partir de esta base, se desarrollará el algoritmo de la BCI en lenguaje de programación Python, el cual es de software libre y es el más recomendado para Raspberry Pi, puesto que permite una programación directa sobre el microcontrolador.

Selección de la Base de Datos EEG – SSVEP

El proceso de búsqueda y selección de una base de datos para probar el algoritmo en MATLAB y posteriormente en Python, se da con la asistencia del Ing. Danni De la Cruz, quien enfoca su tesis doctoral en el desarrollo de algoritmos extractores de características para señales EEG bajo el paradigma SSVEP.

Las bases de datos seleccionadas pertenecen a un estudio desarrollado por el Centro Swartz de Neurociencia Computacional del Instituto de Computo Neural de la Universidad de San Diego, California (Nakanishi et al., 2015).

El tratamiento de estas bases de datos consta en separar los canales de interés y frecuencias deseadas, teniéndose originalmente bases de datos con 8 canales, 12 frecuencias, 10 ensayos y 1025 puntos, a una frecuencia de muestreo de 256 [Hz].

La parte del cerebro que modifica su actividad tras estímulos visuales, es la región occipital, por lo tanto, los electrodos ubicados sobre esa zona son los relevantes para este proyecto; en la configuración 10/20 se tienen 8 puntos en esta área, mismos que corresponden a los 8 canales de las bases de datos tomadas del estudio de (Nakanishi et al., 2015). Estas bases de datos serán identificadas de la siguiente manera; paciente #1 corresponde a S01, de esta manera hasta el paciente #10 representado por S010.

En cuanto a las frecuencias a emplear en el proyecto, de entre las 12 disponibles, se han elegido las siguientes cuatro: 9.25, 10.25, 11.25 y 12.25 Hz.

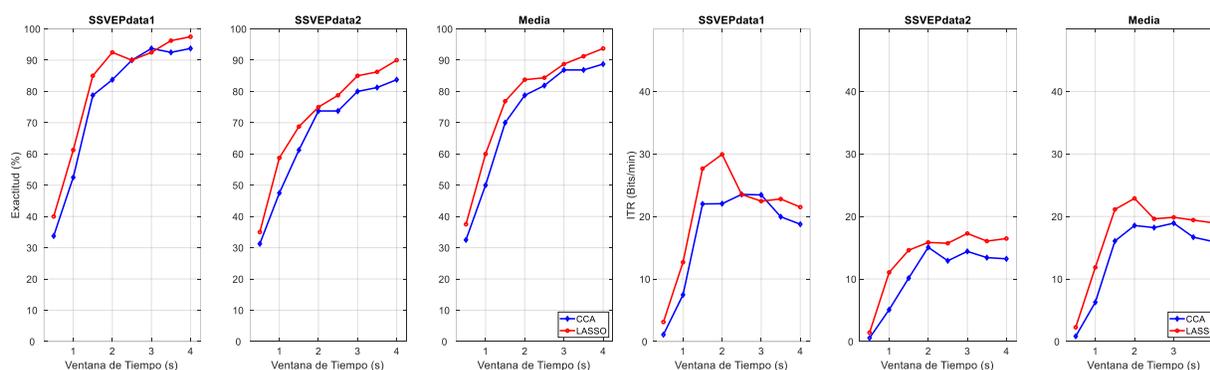
Implementación del Algoritmo Extractor de Características LASSO en Python

Previo al desarrollo del algoritmo de BCI para el proyecto, se realiza un análisis de un algoritmo ya existente en foros de MATLAB (Y. Zhang, 2022), el mismo que facilita dos bases de datos para su prueba, estas bases de datos poseen señales de 3 canales, 20 ensayos, 1000 datos y 4 frecuencias.

El algoritmo y bases de datos de (Y. Zhang, 2022) en MATLAB, dan los siguientes resultados gráficos.

Figura 45

Resultados en MATLAB de exactitud e ITR entre algoritmos de extracción de características



Los valores de exactitud en porcentaje hacen referencia a la cantidad de aciertos que tuvo el algoritmo en identificar la frecuencia de las señales analizadas, mientras que el ITR es el método estándar para medir el rendimiento de una BCI y representa la cantidad de información transferida por unidad de tiempo.

Podemos observar que la regresión de LASSO tiene una mejor exactitud frente a CCA, por lo que trabajar con este modelo, con esta cantidad de frecuencias, es lo más adecuado.

El algoritmo se compone de dos partes, una función que elabora matrices con funciones armónicas como seno y coseno, partiendo de los valores de frecuencias que se busca

identificar en nuestra base de datos. Recordemos que en las señales EEG, los SSVEPs son armónicos, por lo que LASSO se aplicará a la señal usando estas funciones seno – coseno como plantilla de comparación.

La segunda función corresponde a la implementación del modelo LASSO para comparar la señal EEG con cada una de las señales armónicas generadas como plantilla, con cada análisis se obtienen índices de correlación, mientras mayor sea este valor, la señal EEG analizada se acerca más a la señal armónica con la que fue comparada, de esta manera se determina la frecuencia del estímulo visual al que estuvo expuesto el paciente cuando su cerebro generó dicha señal.

Antes de migrar la función de MATLAB a lenguaje Python, hay varias observaciones que debemos tomar en cuenta, sobre las diferencias entre estos lenguajes de programación, las cuales se encuentran detalladas en la **Tabla 25**.

Tabla 25

Tabla comparativa entre lenguajes de programación MATLAB y Python

Característica	MATLAB	Python
Posiciones de vectores y matrices	Empieza en 1	Empieza en 0
Creación de vectores y matrices con diferentes formatos numéricos	Automática	Requiere una librería
Inicialización de vectores y matrices	Directa	Se crea el arreglo lleno de ceros del tamaño deseado y se modifican los valores durante el proceso de calculo
Importar archivos .mat	Directa	Requiere una librería
Modelos de regresión matemática	Incluidos	Requiere una librería

Las librerías de Python empleadas para corresponder a las funciones de MATLAB se detallan en la **Tabla 26**.

Tabla 26

Librerías de Python empleadas para la implementación del algoritmo de BCI

Función	Librería	Detalles
Creación, inicialización y modificación de arreglos numéricos	NumPy	Permite una fácil y versátil vectorización e indexación de arreglos numéricos. Provee algoritmos de optimización, integración, interpolación y demás clases de
Importar archivos .mat	SciPy	solución de problemas. Su categoría (<i>io</i>) permite importar archivos .mat mediante la función " <i>loadmat()</i> ".
Modelos de regresión matemática	Sklearn	Posee algoritmos de clasificación, regresión, preprocesamiento, modelos matemáticos. Su categoría de (<i>linear_model</i>) permite usar la regresión LASSO.

Instalación de librerías en Python. La instalación de estas librerías, al igual que cualquier librería de Python, se puede realizar por comandos desde la consola del sistema, dichos comandos se detallan en la **Tabla 27**.

Tabla 27

Comandos de instalación para librerías requeridas en Python

Librería	Comandos
NumPy	pip install numpy
SciPy	python -m pip install scipy
Sklearn	pip install -U scikit-learn

Una vez consideradas las diferencias entre los lenguajes de programación e instalado adecuadamente las librerías requeridas, se procede con la implementación del algoritmo en

Python, empezando por la función generadora de armónicos seno – coseno. Al ser esta una función puramente matemática, la cual recibirá como parámetros los siguientes datos:

- Frecuencia fundamental
- Tasa de muestreo
- Cantidad de puntos de muestreo
- Numero de armónicos

Luego de obtenerse los mismos resultados en cuanto a la generación de la plantilla de señales de armónicos, tanto en MATLAB como Python, se continua con la calibración del hiperparámetro α , el cual para el modelo de regresión LASSO en MATLAB tenía en un valor de 0.1.

El modelo LASSO compara una señal de entrada con una plantilla de varias señales de armónicos, generados con las todas las frecuencias fundamentales posibles a identificarse para la señal de entrada. De este análisis se obtienen valores para cada comparación realizada, conocidos como índices de correlación, dichos valores pueden ir de 0 a 1, siendo 0 cuando la señal de entrada no es nada parecida a la señal de plantilla y 1 cuando su similitud es absoluta. La identificación de la frecuencia se realiza seleccionando la plantilla con la que se obtuvo el índice de correlación mayor.

Figura 46

Ejemplo de señal EEG del paciente S01 (izquierda), señal de armónicos generada con la función seno - coseno implementada en Python (derecha); para una frecuencia fundamental de 9.25 Hz

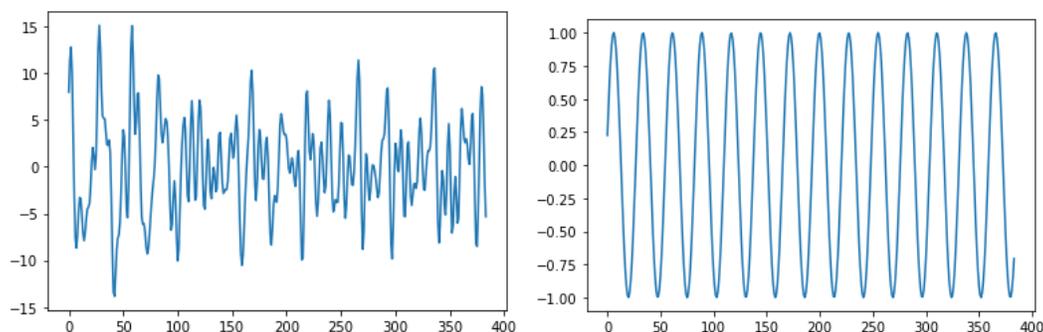


Figura 47

Diagrama de bloques para el modelo LASSO

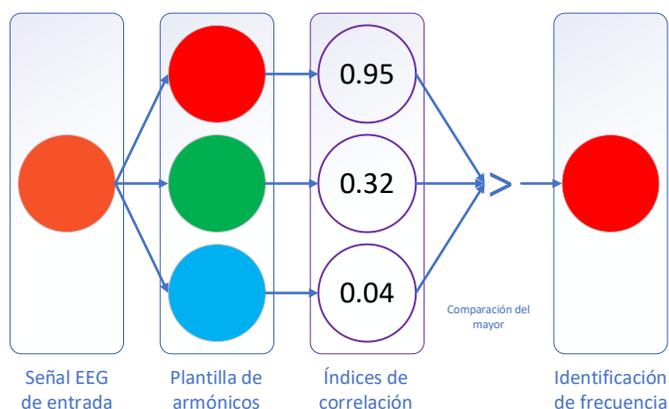


Tabla 28

Comparación de coeficientes de correlación obtenidos en MATLAB y Python con $\alpha=0.1$ en ambos casos

Frecuencia	MATLAB	Python	Error %
9.75	0.615571	0.556992	9.52
	0.168575	0.113472	32.69
	0.117461	0.058882	49.87
	0.109972	0.066856	39.21
8.75	0.120573	0.081520	32.39
	0.922152	0.863573	6.35
	0.121413	0.062834	48.25
	0.022918	0.003392	85.20
7.75	0.059143	0.012896	78.20
	0.435885	0.377306	13.44
	0.604082	0.545503	9.70
	0.185154	0.126576	31.64
5.75	1.612170	1.553590	3.63
	2.218958	2.160380	2.64
	0.131492	0.092439	29.70
	0	0	0.00

Empleando este mismo valor en Python, se obtienen coeficientes de correlación muy diferentes, por lo que se debe determinar el valor para α en Python, que permita obtener los mismos resultados que en MATLAB con un $\alpha = 0.1$.

El valor calibrado para el hiperparámetro es el siguiente:

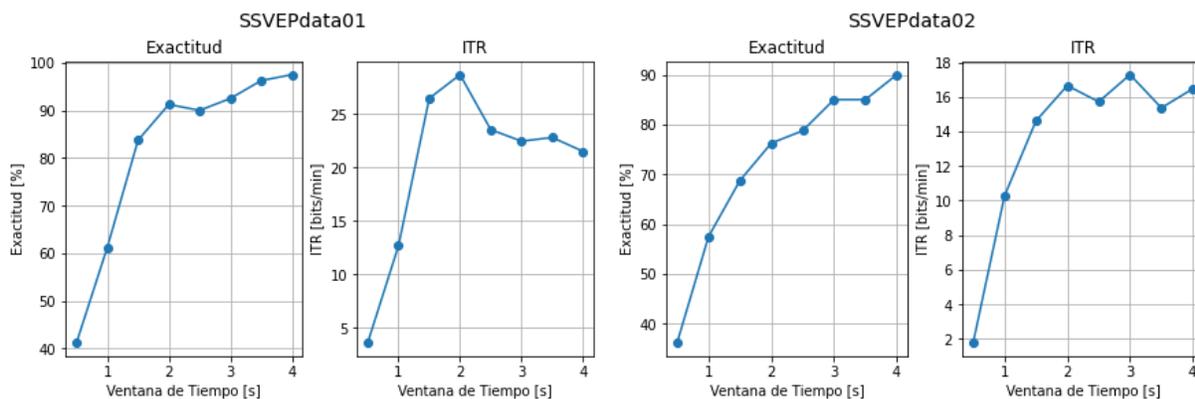
$$\alpha = 0.097 \quad (11)$$

Con este valor en Python se obtienen los resultados muy similares que con el algoritmo en MATLAB de (Y. Zhang, 2022), obteniéndose un error del 0.04%, tomando como reales los valores obtenidos en MATLAB y como medidos los valores obtenidos en Python, como se resume en la **Tabla 29**.

. En la **Figura 48**, se puede observar los resultados obtenidos de exactitud e ITR con las dos bases de datos de (Y. Zhang, 2022), empleando el algoritmo desarrollado en Python.

Figura 48

Resultados de exactitud e ITR obtenidos con el algoritmo LASSO en Python



Nota. De izquierda a derecha, se observan las gráficas de exactitud e ITR para las bases de datos obtenidas de (Y. Zhang, 2022) obtenidas con el algoritmo implementado el Python, en las cuales se puede observar que los resultados son similares a los obtenidos en MATLAB.

Tabla 29

Comparación de coeficientes de correlación entre los algoritmos de MATLAB con $\alpha=0.1$ y

Python con $\alpha=0.097$

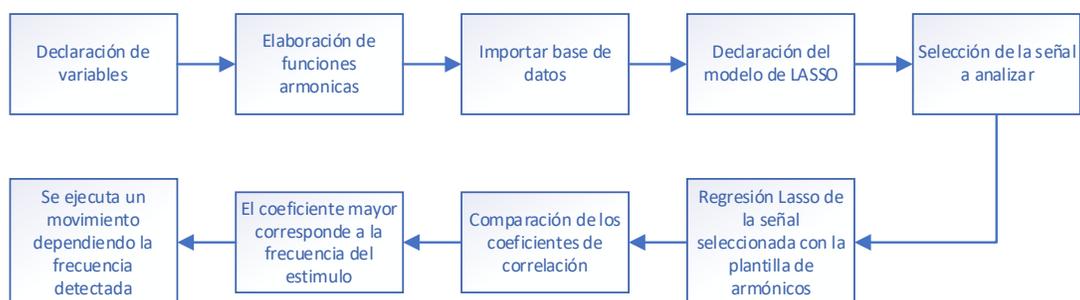
Frecuencia	MATLAB	Python	Error %
9.75	0.615571	0.615652	0.01
	0.168575	0.168656	0.05
	0.117461	0.117542	0.07
	0.109972	0.110053	0.07
8.75	0.120573	0.120627	0.05
	0.922152	0.922233	0.01
	0.121413	0.121494	0.07
	0.022918	0.022945	0.12
7.75	0.059143	0.059224	0.14
	0.435885	0.435966	0.02
	0.604082	0.604163	0.01
	0.185154	0.185236	0.04
5.75	1.612170	1.612250	0.00
	2.218958	2.219040	0.00
	0.131492	0.131546	0.04
	0	0	0.00

Nota. Los índices de correlación corresponden al resultado de la regresión LASSO de la señal EEG de la base de datos SSVEPdata2, canal 3, ensayo 20, frecuencia fundamental de 5.75 Hz, obtenida de (Y. Zhang, 2022).

El algoritmo implementado es capaz de analizar toda la base de datos y presentar los resultados indicados, para convertirlo en un BCI se requiere modificarlo, de modo que, únicamente, analice una señal a la vez e identifique la frecuencia de dicha señal; para ello se eliminan los bucles en donde el algoritmo recorre toda la base de datos y se deja, tan solo, el bucle que recorre por los canales disponibles.

Figura 49

Diagrama de bloques del algoritmo BCI en Python



La relación entre frecuencias y movimientos de los actuadores en el prototipo se detalla en la Tabla 30.

Tabla 30

Relación entre frecuencias de estímulos y movimientos de actuadores en el prototipo de prótesis mecatrónica

Frecuencia [Hz]	Movimiento
9.25	Extensión del pistón eléctrico en articulación de tobillo
10.25	Retracción del pistón eléctrico en articulación de tobillo
11.25	Giro en sentido positivo del servomotor en articulación de rodilla
12.25	Giro en sentido negativo del servomotor en articulación de rodilla

Montaje del Prototipo de Prótesis Mecatrónica

Una vez implementado el algoritmo de BCI, readecuado el sistema de sensores inerciales, fabricación de PCBs, y fabricado el nuevo mecanismo de acción de la articulación de tobillo; se realizó el ensamblaje final del prototipo, los resultados se detallan en la **Tabla 31**.

Figura 50

Montaje final del prototipo de prótesis mecatrónica para amputación transfemoral

**Tabla 31**

Partes del prototipo de prótesis mecatrónica y sus componentes

Módulo	Componentes implementados	Figura
Socket	<ul style="list-style-type: none"> • Un sensor BNO055 para registrar la posición angular • Un sensor DHT11 para monitorear temperatura y humedad 	

Módulo	Componentes implementados	Figura
Pierna	<ul style="list-style-type: none">• Unidad de control• Pantalla OLED para mostrar datos del sensor DHT11• Un servomotor para accionar el mecanismo de rodilla• Un sensor BNO055 para registrar la posición angular• Batería LiPo de 11.1V	
Pie	<ul style="list-style-type: none">• Un actuador lineal para accionar el mecanismo de tobillo• Un sensor BNO055 para registrar la posición angular	

Capítulo 4

Pruebas y Resultados

Este capítulo se divide en dos secciones, la validación del algoritmo para el desarrollo de la BCI y las pruebas de funcionamiento del prototipo de prótesis mecatrónica integrado.

Para verificar el funcionamiento del algoritmo extractor de características para la BCI, este fue sometido a pruebas de exactitud, análisis de ITR y precisión. Los análisis se realizaron con las bases de datos seleccionadas para el proyecto correspondientes al estudio de Nakanishi et al., (2015), tomando en consideración la información sobre los usuarios de los cuales se adquirieron las señales EEG; todas estas pruebas fueron realizadas en un ordenador para facilitar la toma y representación gráfica de datos.

En cuanto al funcionamiento del prototipo integral, este se realiza con el algoritmo siendo ejecutado en el microcontrolador Raspberry Pi 3, en conjunto con las bases de datos seleccionadas tras los análisis del algoritmo, con lo cual se realizó una adquisición de datos del movimiento de los actuadores en el prototipo.

Pruebas de exactitud

El algoritmo de Y. Zhang, (2022) permite realizar un análisis de exactitud e ITR de las señales para diferentes ventanas de tiempo, empezando en 0.5 segundos hasta 4 segundos con intervalos de 0.5 segundos.

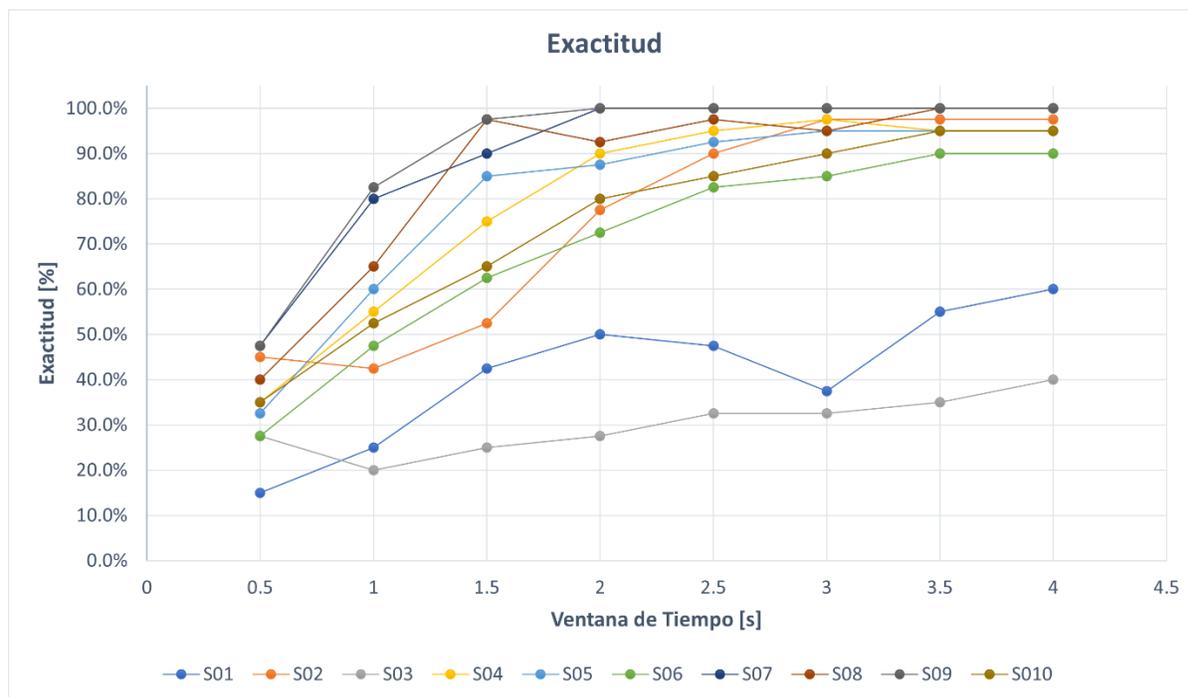
Se usó el mismo método para analizar la exactitud de las bases de datos de los 10 pacientes voluntarios en el estudio de Nakanishi et al., (2015), de quienes se conoce que eran personas que gozaban de un buen estado de salud y la media de sus edades al momento del experimento era de 28 años.

En la **Figura 51** podemos notar que los valores de exactitud para los usuarios S01 y S03 son muy bajos e inestables. De acuerdo con el estudio realizado por De la Cruz-Guevara et al., (2021) empleando estas mismas bases de datos, se sugiere que los datos de dichos

usuarios contengan posibles errores lo cual se puede ver representado en el rendimiento muy inferior con respecto a los demás usuarios.

Figura 51

Resultados de exactitud para los usuarios de S01 hasta S010



Por otro lado, se observan valores de exactitud muy altos para ventanas de tiempo muy cortas como lo son con S08 y S09, en donde para una ventana de tiempo de 1.5 segundos se tiene una exactitud muy cercana al 100%. Es importante a tomar en consideración este detalle, ya que para ejecutar movimientos en un dispositivo como el que se desarrolla en este proyecto el tiempo total de ejecución no deben ser muy alto.

Al excluir del análisis a las bases de datos S01 y S03 que demuestran tener una baja correlación debido a la posible inexperiencia de los pacientes con este tipo de experimentos, podemos decir que el algoritmo identificador de frecuencias tiene una exactitud del 96.51%, el siendo este un valor alto y aceptable.

Tabla 32

Valores medios de exactitud por ventana de tiempo

Ventana de Tiempo [s]	Cantidad de datos	Exactitud Media [%]	Exactitud Media sin S01 y S03 [%]
0.5	128	33.60%	38.11%
1	256	48.70%	59.16%
1.5	384	64.45%	76.42%
2	512	73.34%	86.97%
2.5	640	78.01%	92.60%
3	768	77.68%	94.87%
3.5	896	82.43%	96.51%
4	1024	84.27%	96.51%

Nota: En la tabla se representan los valores medios de exactitud, considerando el total de los 10 usuarios a la vez que se excluyen los usuarios S01 y S03, con lo que se permite tener un valor mayor de exactitud.

Sin embargo, este valor se obtiene para cuando se analizan señales con una ventana de tiempo igual a 4 segundos, lo que a simple vista no representaría un problema para el desarrollo de este proyecto puesto que al trabajar con bases de datos ya tenemos esta información desde el inicio y el tiempo de ejecución de la BCI sería únicamente el tiempo de detección de frecuencia sumado el tiempo de respuesta de los actuadores.

Para referencias futuras, se considera la ventana de tiempo dentro del tiempo total de ejecución del sistema, con lo que, si consideramos que la ejecución de una operación del prototipo de prótesis representa un paso en la marcha del usuario, estaríamos infiriendo que el paciente estaría restringido a dar un paso cada 4 o más segundos, resultando en algo incómodo y poco natural.

Según estudios desarrollados, se ha comprobado la eficiencia del modelo de regresión LASSO con ventanas de tiempo cortas sin verse comprometida la exactitud de la BCI, incluso por encima de modelos como el de Análisis de Correlación Canónica (CCA por sus siglas en

inglés), obteniéndose valores de exactitud de hasta el 75% con una ventana de tiempo de 1.5 segundos. (Luo, 2022)

Con estos fundamentos, para continuar con el desarrollo de este proyecto, se estableció una ventana de tiempo igual a 1.5 segundos, con la que se tiene una media de exactitud del 76.42% excluyendo a los usuarios S01 y S03.

Análisis de ITR

Se realizó un análisis de la tasa de transferencia de información (ITR) para verificar la cantidad de datos que se están recibiendo de manera correcta por unidad de tiempo en las bases de datos seleccionadas, el análisis es realizado para todos los usuarios y al igual que en el caso de la exactitud, se analizó por ventanas de tiempo para los mismos valores anteriormente seleccionados.

$$B = \log_2 N + P \times \log_2 P + (1 - P) \times \log_2 \left(\frac{1 - P}{N - 1} \right) \quad (12)$$

$$ts = \frac{tw + 1}{60} \quad (13)$$

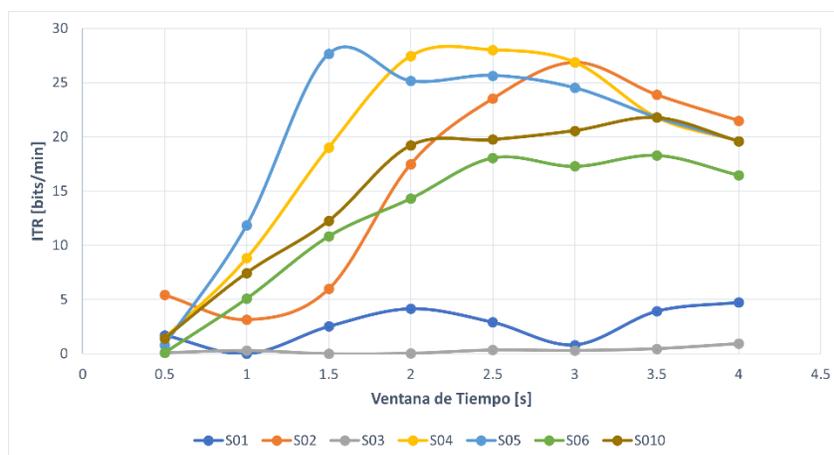
$$ITR = \frac{B}{ts} \quad (14)$$

Siguiendo las ecuaciones **(12)**, **(13)** y **(14)** en donde N es la cantidad de frecuencias a identificar en la base de datos, P es el valor decimal de la exactitud y tw corresponde al valor de ventana de tiempo en segundos. Se obtienen los siguientes valores de ITR.

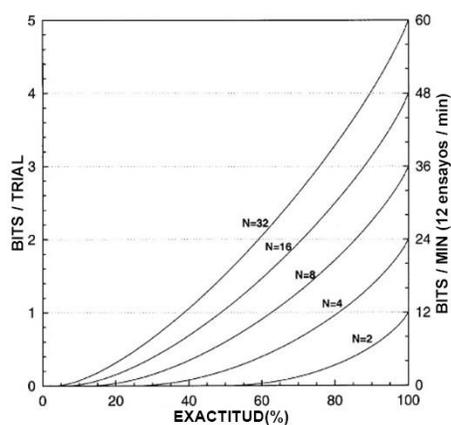
En la **Figura 52** se han exceptuado los usuarios S07, S08 y S09 debido a que existe un conflicto de cálculo puesto que en algunas ventana de tiempo estos usuarios presentan una exactitud del 100% y siendo este valor decimal igual a 1, reemplazando en la formula **(12)** se producen valores indefinidos, por lo que para calcular estos valores de ITR se emplea una gráfica de curvas elaborada por Netto, (2018).

Figura 52

Resultados de ITR para todos los usuarios exceptuando S07, S08 y S09

**Figura 53**

Curvas de ITR

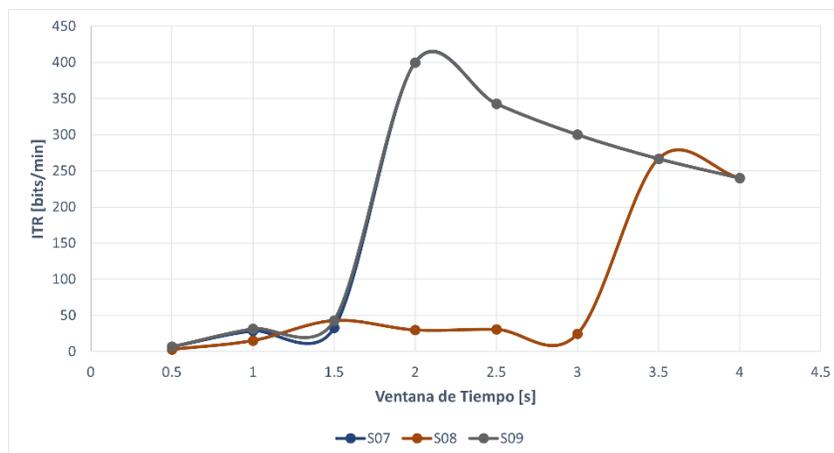


Nota. Tomado de *Interface cérebro computador por potencial evocado visual de regime permanente baseada em coerência múltipla e teste F normalizado*, por Netto, 2018

En las curvas de la **Figura 53**, se observan datos de ITR para un experimento de 12 ensayos, se realiza el ajuste para este caso en donde trabajamos con 10 ensayos y podemos obtener los valores de ITR para los usuarios en donde se obtuvieron valores de exactitud del 100%.

Figura 54

Valores de ITR para los usuarios S07, S08 y S09



En la **Figura 54** podemos observar los valores altos de ITR para los casos en donde se tienen precisiones del 100%.

Con esto podemos deducir que, cuando se tiene una exactitud completa en ventanas de tiempo cortas, el ITR es mayor, debido a que se está recibiendo toda la información de manera adecuada en tiempos reducidos.

Pruebas de precisión

Una prueba de precisión se basa principalmente en analizar la dispersión de valores medidos sobre un valor real, mientras menor sea la dispersión mayor será la precisión. En el caso del algoritmo extractor de características, este se encuentra configurado para detectar una de las cuatro frecuencias establecidas, por lo tanto, la prueba de precisión a la que se le puede someter al algoritmo es qué tan distante esta la frecuencia identificada de la frecuencia real.

Para tener una mejor interpretación de estos datos, se realiza una representación gráfica a modo de matriz de confusión con los últimos parámetros establecidos, es decir, con una ventana de tiempo igual a 1.5 segundos.

Para tener una mejor visualización de los datos se incluyen las matrices de confusión obtenidas para los usuarios S01 y S03 en la **Figura 55**.

Analizando los resultados del usuario S01 podemos observar que de los 10 ensayos con una frecuencia de 9.25 Hz, el algoritmo identificó de manera correcta cuatro veces, mientras que en tres ocasiones lo identifico como 10.25 Hz, en dos ocasiones como 11.25 Hz y en una última ocasión identifico como si la señal fuera producto de una frecuencia de estímulo de 12.25 Hz.

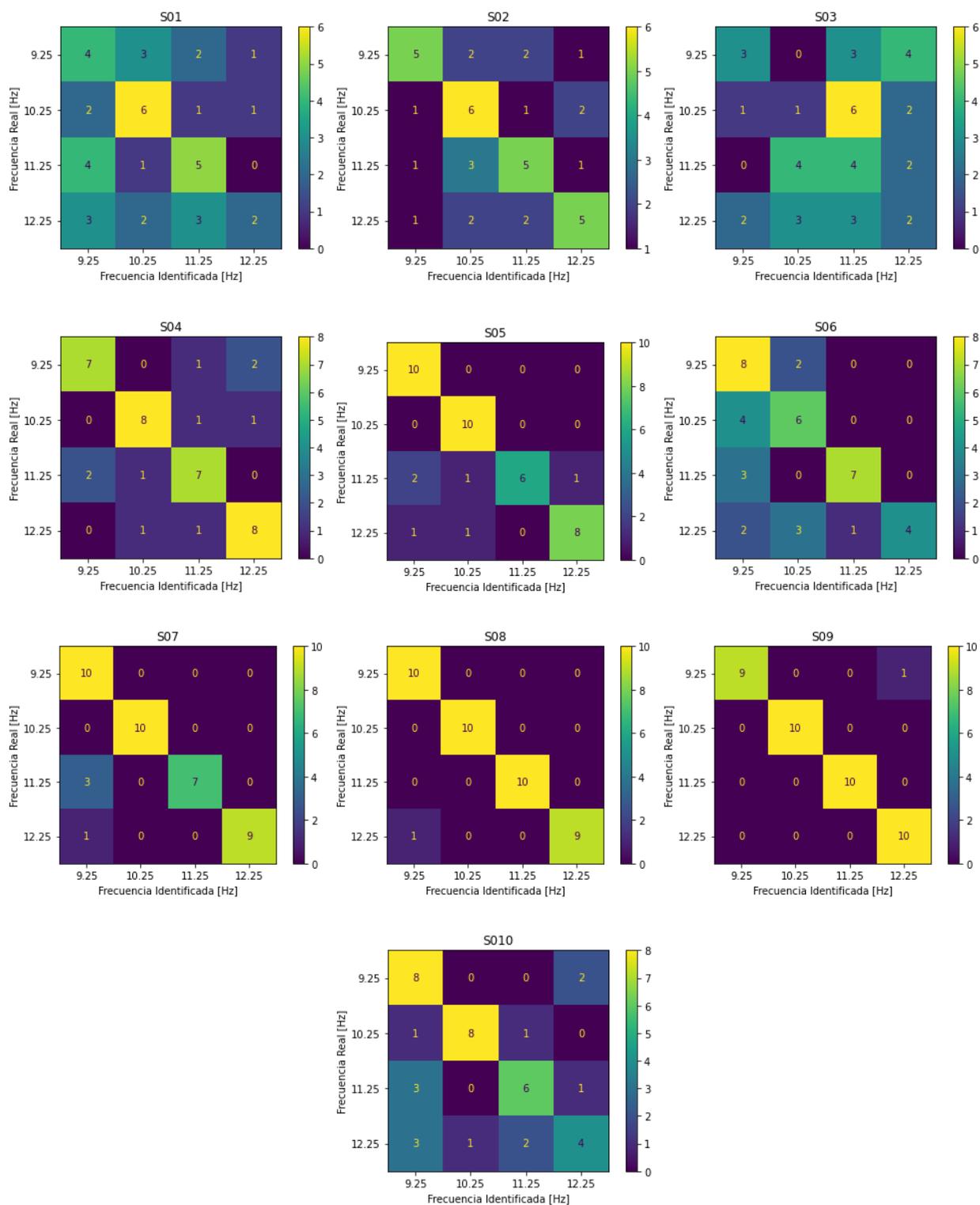
El gradiente de color de la matriz de confusión permite tener una rápida interpretación de la dispersión y concentración de los datos obtenidos por el algoritmo sobre la identificación del valor de frecuencia de las señales EEG de entrada. Los colores más claros, como el amarillo, indican una mayor población de datos en esa sección, mientras que los colores oscuros, como el púrpura, indican una baja cantidad de datos en dicha intersección.

La mayor cantidad de datos debe encontrarse sobre la diagonal principal de esta matriz para poder validar el sistema, los ejemplos más notorios los tenemos para los resultados de los usuarios S07, S08 y S09; casos en los que la dispersión de los datos es mínima.

Por otro lado, en los usuarios S01 y S03 se observa una gran dispersión de datos, problema presente únicamente con estos usuarios, entonces al igual que De la Cruz-Guevara et al., (2021), se sugirió que los datos recolectados con los pacientes 1 y 3 presentan algún tipo de error que se pudo haber producido por falta de entrenamiento o concentración por parte de los usuarios durante el ensayo.

Figura 55

Matrices de confusión de los resultados de identificación de frecuencias para todos los usuarios

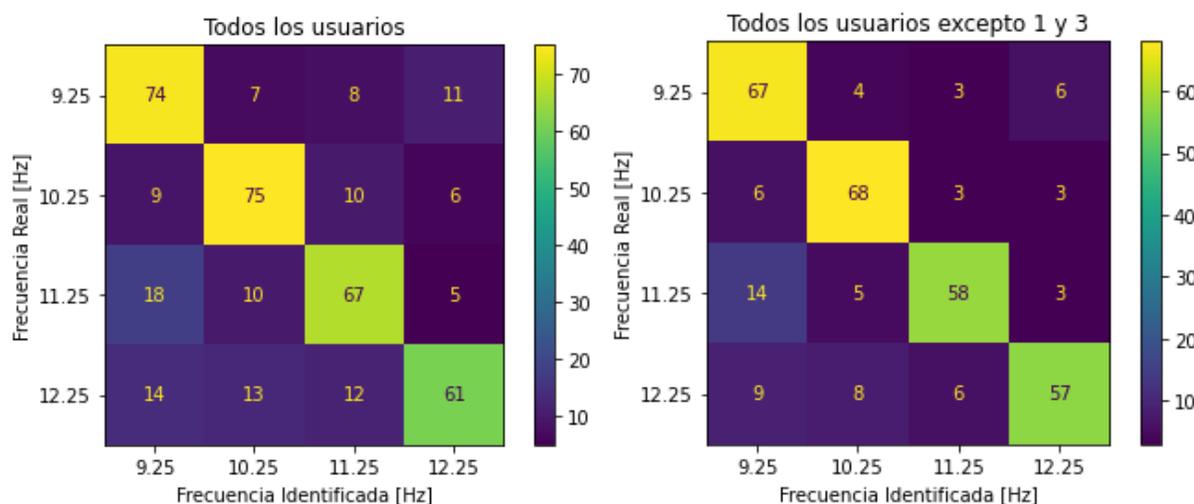


En busca de una representación general del algoritmo, se generó un análisis total del identificador de frecuencias con los 10 pacientes y otro en donde se excluyen a los usuarios 1 y 3, lo que permite observar en qué medida afecta los resultados individuales de estas dos bases de datos al estudio completo.

En el caso de considerar a todos los usuarios, el valor máximo que se podría obtener en una celda de la matriz de confusión es igual a 100 lo que representa a los 10 usuarios con sus 10 ensayos cada uno; mientras que en la matriz de 8 usuarios el valor máximo será 80.

Figura 56

Matriz de confusión total del algoritmo, considerando los 10 usuarios (izquierda) y excluyendo a los usuarios S01 y S03 (derecha)



Podemos observar una concentración total de los datos de aciertos sobre la diagonal principal de nuestra matriz de confusión, con lo que se determina la excelente precisión del algoritmo identificador de frecuencias para la BCI implementada en el proyecto.

Pruebas de Funcionamiento de Laboratorio

Para el desarrollo del banco de pruebas, el prototipo se ubicó sobre el soporte metálico que se indicó en el proceso de ensamblaje final; las pruebas realizadas en esta estación corresponden a la medición de tiempos de respuesta de la BCI junto con las relaciones de

frecuencias y movimientos, lo que permite demostrar el funcionamiento del controlador al identificar una frecuencia y ejecutar un cambio en la posición angular de los diferentes mecanismos.

De manera aleatoria se seleccionaron señales de los diferentes usuarios y ensayos, obteniéndose los siguientes datos resumidos en la **Tabla 33**.

Tabla 33

Datos del banco de pruebas

Frecuencia detectada [Hz]	Movimiento	Tiempo de ejecución [s]	Variación de posición angular		
			$\Delta\alpha$	$\Delta\beta$	$\Delta\gamma$
9.25	Dorsiflexión	0.8345	-7.5	0	0
12.25	Flexión	0.5071	11.5625	11.875	1.375
10.25	Flexión plantar	0.8417	-1	-8.6875	-0.5
11.25	Extensión	0.5127	-16.3125	-16.25	-2.1875
9.25	Dorsiflexión	0.8060	-5.5	0.3125	-0.125
9.25	Dorsiflexión	0.8215	-6.6875	-0.125	0
12.25	Flexión	0.5442	23.6875	24.125	2.4375
11.25	Extensión	0.5675	-24	-24.5	-2.0625
9.25	Dorsiflexión	0.8238	-7.0625	-0.125	-0.0625
9.25	Dorsiflexión	0.8236	-6.6875	-0.1875	0

Nota: Los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar corresponden a la articulación de tobillo mientras que extensión y flexión son movimientos de la articulación de rodilla.

La primera observación se tiene en los tiempos de ejecución entre los movimientos de tobillo que demora, en media, 0.2923 segundos más que los movimientos de rodilla. La media de tiempo de ejecución general del prototipo es de 0.7082 segundos. Estos tiempos se obtienen al tener el sistema completo en funcionamiento, es decir, se ejecutan a la par los algoritmos de medición de temperatura y humedad junto con la pantalla OLED (en donde se indican estos valores), el algoritmo de medición de variación angular proporcionada por el bus de sensores BNO055 y el algoritmo extractor de características.

Conclusiones

Al obtener el resultado final del proyecto planteado, podemos concluir que el trabajo interdisciplinario de las ciencias más la adecuada utilización de la información científica actualmente existente, hace que las ingenierías técnicas además de estar en la capacidad de solventar y responder a las necesidades de la industria tradicional, puedan elevar su nivel y valor agregado al ofrecer alternativas para la mejora en la calidad de vida del ser humano. En este caso, con dispositivos ya no solamente estéticos si no también inteligentes que permiten a una persona que ha perdido un miembro de su cuerpo, reincorporarse a la sociedad de una manera más natural, permitiéndole reanudar sus actividades cotidianas y profesionales.

En el levantamiento de la línea base del prototipo de prótesis mecatrónica se encontraron varias novedades, sobre todo con el sistema de sensores, mismo que presentaba un estado muy deplorable; además de elementos faltantes o inservibles, por lo que se reemplazaron con elementos similares o iguales. La principal novedad se encontró en el mecanismo de acción para la articulación de tobillo, en donde existían reparaciones no idóneas que restaban ajuste, precisión y estabilidad al sistema; razón principal por la que se propuso el cambio de todo el mecanismo.

Se realizaron las readecuaciones correspondientes de los sistemas mecánicos y electrónicos con los que se encontró el prototipo tras su última versión implementada. Por parte de la estructura, como resultado final se obtuvo una mejora estética significativa mientras que en el sistema electrónico se consiguió tener un bus de sensores modular, en el cual los sensores son fáciles de intercambiar o reemplazar en caso del mal funcionamiento de uno de ellos o por si estos se llegaron a estropear debido a accidentes; para proteger estos elementos relativamente delicados, de igual manera se diseñó e implementó usando manufactura aditiva, un sistema de anclaje y protección de los sensores BNO055.

Se aprovecho de mejor manera la estructura hueca del prototipo, al diseñar PCB's de distribución y control con dimensiones basadas en el interior de la estructura, de esta forma

mediante un soporte diseñado y fabricado con manufactura aditiva se ubicaron estas placas y gran parte del cableado del sistema dentro de la estructura; haciendo mejor uso de este espacio a la vez que se protegen estos elementos y se obtiene una mejor estética sobre el resultado final, dejando superficialmente solo los elementos más relevantes como: microcontrolador, pantalla OLED y batería.

Con base en un mecanismo de 3 barras, se diseñó y fabricó con éxito un nuevo mecanismo de accionamiento para la articulación de tobillo, el cual tiene como eslabón motriz un actuador lineal que, al variar su longitud, permite el pivoteo y cambio de posición angular del pie dentro del rango de movimiento establecido por el estudio de ciclo de marcha. Su material y proceso de fabricación permiten que este eslabón soporte la carga corporal sin presentar deformaciones importantes que puedan afectar el funcionamiento del mecanismo.

Se implementó un algoritmo de BCI bajo el paradigma SSVEP en lenguaje de programación Python, con el cual se obtuvieron diferentes datos en cuanto a exactitud al tomar un grupo de datos correspondientes a 10 pacientes, entre quienes existían personas novatas en cuanto a la adquisición de señales EEG, pero también pacientes experimentados en este proceso. Considerando los resultados de los 10 pacientes y trabajando con una ventana de tiempo igual a 4 segundos se obtiene una exactitud del algoritmo del 84.27% y al analizar individualmente los resultados de cada usuario se identificaron anomalías en los resultados de los voluntarios 1 y 3, razón por la cual se realiza un nuevo análisis excluyendo estas señales con lo que se obtiene una exactitud del 96.51%.

Se reconsideró la ventana de tiempo de análisis de las señales EEG bajo el argumento de una futura aplicación online del sistema, este valor representa el tiempo de duración de la señal adquirida, la cual, al ser de 4 segundos, para una aplicación de este tipo como lo es una prótesis mecatrónica, provocaría una respuesta muy tardía del sistema; siendo este de 4 segundos más el tiempo de detección de frecuencia y el tiempo de respuesta y accionamiento de los mecanismos.

Se redujo la ventana de tiempo de análisis para la identificación de frecuencia de las señales EEG de 4 a 1.5 segundos. Al realizar nuevamente los análisis de exactitud con este valor modificado y manteniendo fuera del estudio las bases de datos de los usuarios 1 y 3, se obtiene una exactitud del algoritmo del 76.42%. Basándonos en estos resultados, podemos decir que el algoritmo trabaja de manera adecuada al mismo nivel o incluso superior que demás trabajos dentro de la comunidad científica enfocada a este campo.

El proceso de entrenamiento por parte del usuario para la adquisición de las señales EEG es muy importante, sobre todo para un proyecto de este tipo, que se trata de un prototipo de prótesis que será de uso personal y este puede ser ajustado al usuario único. En el estudio de las bases de datos empleadas en este trabajo se puede evidenciar como para una ventana de tiempo corta de 1.5 segundos en los usuarios 8 y 9 se obtienen valores de exactitud de hasta el 97.5%, existiendo un solo fallo en la detección de frecuencias.

El modelo matemático de regresión seleccionado para la implementación del algoritmo empleado es LASSO, el cual ante una comparativa con el modelo CCA mediante el algoritmo de demostración de Y. Zhang, (2022) y las bases de datos de señales EEG seleccionadas, con las frecuencias indicadas para trabajar, demostró ser más preciso y rápido; este modelo emplea una plantilla de señales armónicas creadas con funciones seno – coseno a partir de los valores de frecuencias que se espera identificar en la señal a procesar.

La principal ventaja de esta repotenciación se encuentra en el nuevo mecanismo de tobillo, el cual permite tener movimientos más precisos y pequeños. Por otro lado, la implementación de la BCI presento una ligera desventaja frente al controlador anterior, puesto que el sistema GEPAM presentaba un retardo de 0.3 segundos mientras que la BCI empleando el extractor de características LASSO tiene un retardo de acción de 0.7082 segundos. Esto debido a la capacidad de cómputo de la Raspberry Pi; con un dispositivo de mayor capacidad computacional, se pueden tener retardos de únicamente 0.03 segundos.

Recomendaciones

Con el objetivo de reducir el tiempo de cómputo de la BCI, se recomienda explorar otras opciones de microcontrolador con mayor capacidad de cálculo para reducir los tiempos de ejecución del algoritmo BCI y preparar el proyecto para una posible aplicación online, la cual va a requerir mayor capacidad, a la vez que posea una conectividad similar al controlador implementado en este proyecto, en referencia al conjunto de pines GPIO para hacer fácil el cambio del microcontrolador sin realizar modificaciones mayores al sistema de placas de circuito impresas.

Al haberse optimizado el uso del espacio interno de la estructura hueca sin que esta haya estado diseñada para alojar elementos que pueden generar calor, tales como el driver de motor y el multiplexor de i2c. Se recomienda analizar una nueva estructura con mejor distribución de espacio para el sistema electrónico, sistema de ventilación para permitir flujo de aire y enfriar los elementos a la vez de mejorar la estética del prototipo.

Trabajos Futuros

Como futuras modificaciones a este sistema se puede recomendar lo siguiente.

Optimizar la estructura del prototipo en cuanto a materiales para reducir peso sin comprometer su resistencia a la vez que se proporciona un mayor espacio interno para el alojamiento de tarjetas de control, cableado y demás módulos. Con el propósito de hacer más estética la presentación del prototipo, se propone un estudio con materiales flexibles para recubrir el prototipo con una textura similar a la piel humana en términos de pigmentación y flexibilidad sin comprometer la movilidad de los mecanismos.

Respecto al controlador implementado, optimizar la BCI para trabajar en línea con un casco de electroencefalograma agregándole la función de adquisición de señales EEG con un casco compatible con el lenguaje de programación y poder realizar pruebas en tiempo real con pacientes que requieran de una prótesis de este tipo, a la vez que se evalúa un entrenamiento por parte del usuario durante la adquisición de datos, puesto que se demostró que con usuarios

entrenados, se podría obtener una exactitud muy cercana al 100% con una ventana de tiempo de 1.5 segundos sin ninguna novedad.

Bibliografía

- Amudhan, K., Vasanthanathan, A., & Anish Jafrin Thilak, J. (2022). An insight into Transfemoral Prostheses: Materials, modelling, simulation, fabrication, testing, clinical evaluation and performance perspectives. *Expert Review of Medical Devices*, 19(2), 123–140.
<https://doi.org/10.1080/17434440.2022.2039624>
- Barros, C., & López, P. (2016). *Diseño y construcción de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla)* [Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Carrera de Ingeniería en Mecatrónica].
<http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/12095>
- Benalcázar, A. (2018). *Diseño del controlador para un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral basado en patrones de trayectoria de marcha estándar* [Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control]. <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/14423>
- Bravo, X., & Comina, M. (2017). *Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla) con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles* [Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Carrera de Ingeniería en Mecatrónica].
<http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/12810>
- Brodie, M., Murray, L., & McGarry, A. (2022). Transfemoral Prosthetic Socket Designs: A Review of the Literature. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, 34(2), e73–e92.
<https://doi.org/10.1097/JPO.0000000000000395>
- Chero Arana, B. A. (2020). *Diseño de un sistema de prótesis de muñeca de tres grados de libertad con actuadores de soft robotics*. Pontificia Universidad Católica del Perú.
- Córdova Espinoza, C. J. (2019). *Análisis multi-escala de un material compuesto a base de fibras naturales (stipa obtusa) para el diseño de una prótesis transtibial*. Universidad de Ingeniería y Tecnología.

- Cruz-Rodríguez, A. M., & Sánchez-Machet, H. (2021). Prótesis de mano controlada con señales EEG. *Momento*, 63, 34–51.
- De la Cruz-Guevara, D. R., Alfonso-Morales, W., & Caicedo-Bravo, E. (2021). Solving the SSVEP Paradigm Using the Nonlinear Canonical Correlation Analysis Approach. *Sensors*, 21(16), 5308.
- Fabregat Sanjuan, A., Pàmies Vilà, R., Rigo Vidal, A., & Pascual Rubio, V. (2022). *Análisis de un nuevo método para el posicionado en el cuero cabelludo según el sistema 10/20*.
- Flores, J. A., & Alava, M. F. (2020). La pensión por discapacidad del MIES: Tipo y grado e inclusión laboral. *Revista ESPACIOS. ISSN*, 798, 1015.
- Gupta, E., Agarwal, M., & Sivakumar, R. (2020). Blink to get in: Biometric authentication for mobile devices using eeg signals. *ICC 2020-2020 IEEE International Conference on Communications (ICC)*, 1–6.
- Hahn, A., Bueschges, S., Prager, M., & Kannenberg, A. (2022). The effect of microprocessor controlled exo-prosthetic knees on limited community ambulators: Systematic review and meta-analysis. *Disability and Rehabilitation*, 44(24), 7349–7367.
<https://doi.org/10.1080/09638288.2021.1989504>
- Haro, E., & Román, C. (2017). *Sistema de control de brazo robótico mediante ondas cerebrales desarrollado en software libre para asistencia a personas con capacidades especiales*. [Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Carrera de Ingeniería en Mecatrónica].
<http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/12591>
- Herr, H. M., Walsh, C., Paluska, D. J., Valiente, A., Pasch, K., & Grand, W. (2019). *Exoskeletons for running and walking*. Google Patents.
- Hramov, A. E., Maksimenko, V. A., & Pisarchik, A. N. (2021). Physical principles of brain–computer interfaces and their applications for rehabilitation, robotics and control of human brain states. *Physics Reports*, 918, 1–133.
<https://doi.org/10.1016/j.physrep.2021.03.002>

- Kadhim, F. M., Chiad, J. S., & Takhakh, A. M. (2018). *Design and manufacturing knee joint for smart transfemoral prosthetic*. 454(1), 012078.
- Kahle, J., Miro, R. M., Ho, L. T., Porter, M., Lura, D. J., Carey, S. L., Lunseth, P., Highsmith, J., & Highsmith, M. J. (2020). The effect of the transfemoral prosthetic socket interface designs on skeletal motion and socket comfort: A randomized clinical trial. *Prosthetics and Orthotics International*, 44(3), 145–154.
- Kalantar, G. (2018). *Advanced Signal Processing Solutions for Brain-Computer Interfaces: From Theory to Practice* [Concordia University].
<https://spectrum.library.concordia.ca/id/eprint/983973/>
- Kawala-Sterniuk, A., Browarska, N., Al-Bakri, A., Pelc, M., Zygarlicki, J., Sidikova, M., Martinek, R., & Gorzelanczyk, E. J. (2021). Summary of over Fifty Years with Brain-Computer Interfaces—A Review. *Brain Sciences*, 11(1), 43.
<https://doi.org/10.3390/brainsci11010043>
- Khaliq Fard, M., Fallah, A., & Maleki, A. (2022). Neural decoding of continuous upper limb movements: A meta-analysis. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 17(7), 731–737.
- Lee, M.-H., Kwon, O.-Y., Kim, Y.-J., Kim, H.-K., Lee, Y.-E., Williamson, J., Fazli, S., & Lee, S.-W. (2019). EEG dataset and OpenBMI toolbox for three BCI paradigms: An investigation into BCI illiteracy. *GigaScience*, 8(5), giz002.
- LINARES-ENRÍQUEZ, A., & ROSAS-ACOSTA, D. (2019). Desarrollo de prótesis electromecánica de miembro superior Development of upper limb electromechanical prosthesis. *Revista de Ingeniería*, 3(10), 23–30.
- Luo, T.-J. (2022). A comparative survey of SSVEP recognition algorithms based on template matching of training trials. *International Journal of Intelligent Computing and Cybernetics*.

- Luza, L. P., Ferreira, E. G., Minsky, R. C., Pires, G. K. W., & da Silva, R. (2020). Psychosocial and physical adjustments and prosthesis satisfaction in amputees: A systematic review of observational studies. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 15(5), 582–589. <https://doi.org/10.1080/17483107.2019.1602853>
- Masrori, P., & Van Damme, P. (2020). Amyotrophic lateral sclerosis: A clinical review. *European journal of neurology*, 27(10), 1918–1929.
- Matanga, Y., Djouani, K., & Kurien, A. (2018). Analysis of User Control Attainment in SMR-based Brain Computer Interfaces. *IRBM*, 39, 324–333. <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2018.08.001>
- Mora, P. Z. A., Vásquez, S. M., Valencia, C. H., Zagarra, J. C., Becker, M., & Henao, P. O. (2022). Discrete control of transfemoral prostheses for human walking with magnetorheological compensation. *Journal of Physics: Conference Series*, 2307(1), 012017.
- Mridha, M. F., Das, S. C., Kabir, M. M., Lima, A. A., Islam, Md. R., & Watanobe, Y. (2021). Brain-Computer Interface: Advancement and Challenges. *Sensors*, 21(17), 5746. <https://doi.org/10.3390/s21175746>
- Nakanishi, M., Wang, Y., Wang, Y.-T., & Jung, T.-P. (2015). A Comparison Study of Canonical Correlation Analysis Based Methods for Detecting Steady-State Visual Evoked Potentials. *PloS One*, 10(10), e0140703. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0140703>
- Naranjo, L. T. L. (2022). *Diseño de una interfaz cerebro computador (BCI) para la interacción con un sistema de rehabilitación de miembro superior.*
- Netto, D. (2018). *Interface cérebro computador por potencial evocado visual de regime permanente baseada em coerência múltipla e teste F normalizado.*
- Papanastasiou, G., Drigas, A., Skianis, C., & Lytras, M. (2020). Brain computer interface based applications for training and rehabilitation of students with neurodevelopmental

- disorders. A literature review. *Heliyon*, 6(9), e04250.
<https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2020.e04250>
- Portilla Hidalgo, W. S., & Rueda Barragán, D. A. (2019). *Diseño y construcción prótesis transfemoral mecánica*.
- Rodríguez Hamilton, Y., & Santamaría Vargas, V. (2022). *Vivencias de adaptación de las personas sometidas a una cirugía de amputación*.
- Rodriguez Wong, R. M., & Rodriguez Barreto, L. (2022). *Estudio de prefactibilidad para la instalación de una planta de producción de órtesis de tobillo con tecnología de impresión 3D*.
- Romero-Ángeles, B., Hernández-Campos, D., Urriolagoitia-Sosa, G., Torres-San Miguel, C. R., Rodríguez-Martínez, R., Martínez-Reyes, J., Hernández-Vázquez, R. A., & Urriolagoitia-Calderón, G. (2019). Design and manufacture of a forearm prosthesis by plastic 3D impression for a patient with transradial amputation applied for strum of a guitar. *Engineering Design Applications*, 97–121.
- Sarmiento Vela, L. C., Paez, J. J., & Sarmiento, J. F. (2021). *Prótesis mecatrónica para personas amputadas entre codo y muñeca*.
- Smit, N. (2022). *Design of ankle-knee prostheses using predictive simulations*.
- Solis, L., & Tapia, J. (2015). *Sistema de control de brazo robótico mediante ondas cerebrales desarrollado en software libre para asistencia a personas con capacidades especiales*. [Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Carrera de Ingeniería en Electrónica e Instrumentación]. <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/10588>
- Stegman, P., Crawford, C. S., Andujar, M., Nijholt, A., & Gilbert, J. E. (2020). Brain–computer interface software: A review and discussion. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 50(2), 101–115.
- Téllez Bautista, B. (2021). *Estudio y prototipado de brazo robótico para personas con amputaciones y diseño de campaña de concienciación*.

- Trinler, U., Hollands, K., Jones, R., & Baker, R. (2018). A systematic review of approaches to modelling lower limb muscle forces during gait: Applicability to clinical gait analyses. *Gait & Posture*, *61*, 353–361. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.02.005>
- Tsoneva, T., Garcia-Molina, G., & Desain, P. (2021). SSVEP phase synchronies and propagation during repetitive visual stimulation at high frequencies. *Scientific Reports*, *11*(1), 4975. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-83795-9>
- Vansteensel, M. J., & Jarosiewicz, B. (2020). Brain-computer interfaces for communication. *Handbook of clinical neurology*, *168*, 67–85.
- Zhang, H., Xie, J., Xiao, Y., Cui, G., Xu, G., Tao, Q., Gebrekidan, Y. Y., Yang, Y., Ren, Z., & Li, M. (2023). Steady-state auditory motion based potentials evoked by intermittent periodic virtual sound source and the effect of auditory noise on EEG enhancement. *Hearing Research*, *428*, 108670. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2022.108670>
- Zhang, Y. (2022). *LassoSSVEP_Demo.zip* [Community Forum]. Yu Zhang (2022). LassoSSVEP_Demo.Zip (https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/47498-Lassossvep_demo-Zip), MATLAB Central File Exchange. Retrieved August 10, 2022. https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/47498-lassossvep_demo-zip