

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PUCP

**Propuesta de sistema de rehabilitación neurológica de miembro superior
para personas discapacitadas por medio del uso de una interfaz cerebro
computadora**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN PARA LA OBTENCIÓN DEL GRADO
DE BACHILLER EN CIENCIAS CON MENCIÓN EN INGENIERÍA
MECATRÓNICA**

AUTOR

Alvaro Oscar Neyra Corsino

ASESOR:

Juan Manuel Chau Delgado

Lima, Julio, 2020



© 2020, Alvaro Oscar Neyra Corsino

Se autoriza la reproducción total o parcial,
Con fines académicos a través de cualquier
Medio o procedimiento, incluyendo la cita
Bibliográfica del documento.

RESUMEN

El presente trabajo de investigación aborda los problemas que presentan los actuales sistemas de rehabilitación de miembro superior, los cuales son, por ejemplo, la fatiga muscular y la excesiva necesidad de un terapeuta. Para ello se propuso un sistema de rehabilitación de miembro superior por medio del uso de la interfaz cerebro máquina, el cual ha sido ampliamente investigado en la última década por sus efectivos resultados.

Para la realización de esta propuesta se propuso como objetivo general su elaboración, además se propusieron como objetivos específicos la selección de algoritmos de procesamiento de señales encefalográficas, la selección de los componentes de un prototipo de brazo robótico, el diseño de la interfaz gráfica de usuario, y, por último, la integración de los subsistemas desarrollados. Además, se propuso como alcance que la propuesta no contempla la selección del lector de señales encefalográficas.

Para la elección del paradigma que se deseó usar en esta propuesta, se presentó el marco teórico de la interfaz cerebro computadora dentro del cual se identificó las distintas ventajas y desventajas de cada una de estas por lo que se determinó que el paradigma del ritmo sensoriomotor (SMR) es el que se usaría en esta propuesta debido a que por medio de este se puede capturar e identificar cuando un usuario imagina el movimiento de algún objeto, lo cual es de mucha ayuda para su realización. Por otro lado, para la generación de ideas acerca de cómo podría realizarse este sistema, se presenta una revisión del estado del arte acerca de los dispositivos de rehabilitación de miembro superior por medio de la interfaz cerebro máquina y, además, se identificaron las metodologías a seguir en el diseño de este sistema. Debido a que se tuvo una idea general de cómo realizar la propuesta con el estado del arte y la identificación de las metodologías a usar, se realizó una lista de exigencias y una estructura de funciones del sistema de rehabilitación. Estos se utilizaron para poder identificar 3 conceptos solución de las cuales, mediante un análisis técnico-económico, se pudo obtener un concepto solución ganador. Luego, se pudo realizar un diagrama de operaciones, una arquitectura de hardware y el diagrama de flujo del concepto solución ganador. Finalmente, se presentaron conclusiones y recomendaciones destacadas de esta propuesta.

ÍNDICE DE CONTENIDO

Resumen.....	i
Indice de Tablas	v
Indice de Figuras.....	vi
Indice de Anexos.....	viii
Capítulo 1 Introducción	1
1.1. Problemática.....	1
1.2. Descripción de la propuesta	2
1.3. Objetivos	3
1.3.1. Objetivo general.....	3
1.3.2. Objetivos específicos	4
1.4. Alcances	4
Capítulo 2 Marco Teórico y Estado del Arte	5
2.1. Interfaz cerebro computadora	5
2.2. Adquisición de señales.....	6
2.2.1. Adquisición de señales por medio de sistemas invasivos	7
2.2.2. Adquisición de señales por medio de sistemas no invasivos	8
a) Electroencefalograma (EEG)	9
i) P300	10
ii) Potenciales evocados visuales (VEP)	12
iii) Ritmo sensoriomotor (SMR)	13
2.3. Aplicaciones de una BCI.....	15
2.3.1. Aplicaciones para la rehabilitación	15
i) Sistemas de rehabilitación de miembro superior por medio del uso del MI	16
ii) Otras aplicaciones.....	18

2.4. Metodología aplicada.....	22
2.4.1. VDI 2221.....	22
Capítulo 3 Diseño Conceptual	24
3.1. Lista de requerimientos	24
3.2. Black box	26
3.3. Funciones del sistema	28
3.4. Matriz morfológica	31
3.4.1. Dominio mecánico	32
3.4.2. Dominio electrónico.....	33
3.4.3. Dominio de control e interfaz gráfica	34
i) Procesamiento.....	34
3.5. Concepto solución.....	35
3.5.1. Concepto solución 1.....	35
3.5.2. Concepto solución 2.....	39
3.5.3. Concepto solución 3.....	42
3.6. Evaluación técnica-económica.....	45
3.7. Concepto solución óptimo	49
Capítulo 4 Diseño Preliminar.....	52
4.1. Proyecto preliminar.....	52
i) Bosquejo en 3D	53
4.2. Arquitectura de hardware.....	54
4.3. Diagrama de operaciones.....	55
4.4. Diagrama de flujo	57
Conclusiones	59
Recomendaciones	60
Anexos	61

Bibliografia 71



INDICE DE TABLAS

Tabla 2-1: Comparación de los tipos de sistemas no invasivos más usados	8
Tabla 2-2: Definición y comparación de los distintos tipos de VEP	12
Tabla 3-1: Tabla de soluciones en el dominio mecánico	32
Tabla 3-2: Tabla de soluciones en el dominio electrónico	33
Tabla 3-3: Tabla de soluciones en el dominio de control	34
Tabla 3-4: Tabla de soluciones en el procesamiento	34
Tabla 3-5: Tabla de criterios técnicos de la evaluación técnica económica	48
Tabla 3-6: Tabla de criterios económicos de la evaluación técnica económica	48



INDICE DE FIGURAS

Figura 1-1: Proceso de obtención de señales por medio de EEG mediante el método de la imaginación motriz (MI).....	3
Figura 2-1: Interfaz Cerebro Máquina (BCI).....	6
Figura 2-2: Métodos de adquirir señales cerebrales.	7
Figura 2-3: Gráfica de posiciones de electrodos según el sistema 10/20.	9
Figura 2-4: Paradigmas de señales EEG.....	10
Figura 2-5: Señal P300 en tiempo al ser estimulado.....	10
Figura 2-6: Interfaz de un juego en el que debes mover la caricatura por medio de eventos P300.	11
Figura 2-7: Comparación gráfica de los distintos tipos de VEP.....	13
Figura 2-8: Análisis gráfico de la estimulación del ritmo sensoriomotor.....	14
Figura 2-9: Sistema de rehabilitación de miembro superior mediante el uso del paradigma de imaginación motriz.	15
Figura 2-10: Sistema de rehabilitación de miembro superior Amadeo modificado con una BCI	17
Figura 2-11: Sistema de rehabilitación de miembro superior con retroalimentación en realidad virtual.....	18
Figura 2-12: Órtesis de mano controlada por una BCI.....	19
Figura 2-13: Un ejemplo del movimiento solicitado por el usuario con la órtesis para medir su PPV.	19
Figura 2-14: Sistema de alerta de somnolencia por medio de la lectura de señales EEG.....	20
Figura 2-15: Experimento de mover un vaso con un brazo robótico mediante la lectura de ondas Alpha.....	21
Figura 2-16: Configuración de la posición de la sangre oxigenada en el cerebro mediante preguntas de tipo si-no.	21
Figura 3-1: Movimiento del brazo robótico.....	25
Figura 3-2: Black box del sistema de rehabilitación.....	27
Figura 3-3: Diagrama de control.....	28
Figura 3-4: Diagrama de potencia y actuadores.....	29
Figura 3-5: Diagrama de dominio mecánico.....	29
Figura 3-6: Diagrama de sensor de voltaje y transformador de E.cinética rotacional a E.eléctrica	30

Figura 3-7: Diagrama de sensores y energía.....	31
Figura 3-8: Concepto solución 1.....	37
Figura 3-9: Vista A-A del concepto solución 1.	38
Figura 3-10: Animación 2D.....	38
Figura 3-11: Concepto solución 2.....	40
Figura 3-12: Sección A del concepto solución 2.	41
Figura 3-13: Animación 2D.....	41
Figura 3-14: Concepto solución 3.....	43
Figura 3-15: Sección A del concepto solución 3.	44
Figura 3-16: Animación 3D.....	44
Figura 3-17: Gráfica de promedio técnico vs promedio económico.....	49
Figura 3-18: Concepto solución óptimo.	50
Figura 3-19: Elemento A del concepto solución óptimo.	51
Figura 3-20: Animación 3D.....	51
Figura 4-1: Modelo 3D de concepto solución óptimo.	53
Figura 4-2: Diagrama de la arquitectura de hardware.	54
Figura 4-3: Diagrama de operaciones.....	56
Figura 4-4: Diagrama de flujo.....	58

INDICE DE ANEXOS

Anexo 1: Lista de requerimientos	61
Anexo 2: Estructura de funciones	64
Anexo 3: Matriz morfológica.....	65



CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

1.1. Problemática

En los últimos años se ha registrado un aumento significativo de personas discapacitadas. “Según la O.M.S., el 15 % de la población mundial está afectada por alguna discapacidad física, psíquica o sensorial que dificulta su desarrollo personal y su integración social, educativa o laboral. Tal porcentaje equivale a 900 millones de personas, - casi el doble de la población de Latinoamérica - con alguna desventaja notoria en comparación con las demás.” (Koon & Vega, 2014). Existe, por lo tanto, un creciente aumento en la necesidad de dispositivos de rehabilitación para personas discapacitadas. De estos, existen pocos para personas con discapacidad severa como, por ejemplo, los exoesqueletos, los cuales son muy costosos y difíciles de implementar. (Leres, 2017)

En la actualidad, si se desea rehabilitar a una persona con lesión medular, se debe hacer practicar al discapacitado la capacidad perdida como, por ejemplo, deambular. Debido a que una lesión en la médula espinal daña a las células nerviosas y sus conexiones por lo que impide el flujo de señales de movimiento entre el cerebro y los músculos (SCI Models Systems, 2011), se espera que, con las rehabilitaciones, las neuronas del cerebro del discapacitado puedan formar nuevas conexiones por medio de la neuroplasticidad (Ackerman, 2018) y de esta forma recuperar el movimiento perdido. Estas se suelen hacer de distintas formas, algunas de estas son las siguientes: la rehabilitación por medio de ortesis, usadas comúnmente para mantener el recorrido articular y protegerlo de posiciones no recomendadas (Miralles, 2015) por lo que se aumenta la velocidad de recuperación de la capacidad perdida; y la rehabilitación por

estimulación eléctrica funcional (FES), en la cual se estimula ciertos músculos con el fin de producir el efecto de movimiento y ,por ende, disminuir el tiempo de recuperación; por ejemplo, se suele colocar una banda con electrodos alrededor de la pierna para estimularla (SCI Models Systems, 2011). Por otro lado, si se desea rehabilitar a una persona con derrame cerebral, se suele usar varios métodos no invasivos, uno de los más prometedores es la rehabilitación por neurofeedback tradicional debido a su eficiencia en el tiempo de recuperación del paciente (Nelson, 2007). En este método el paciente puede ver la actividad de su cerebro mediante gráficos mostrados en un ordenador por lo que él puede controlar el comportamiento de su cerebro y, por lo tanto, mejorarlo (Bagdasaryan & Quyen, 2013).

Sin embargo, se ha podido identificar varios problemas relacionados a los métodos mencionados de rehabilitación, algunos de ellos son los siguientes: la poca accesibilidad de la rehabilitación por medio de ortesis debido a que se necesita de un terapeuta para realizar los ejercicios correspondientes, la inviabilidad de la rehabilitación por estimulación eléctrica debido a la fatiga muscular que esta produce, por lo que su uso ha sido delimitado a aplicaciones más pequeñas como, por ejemplo, la rehabilitación del pie caído (Moroz, 2017), y la poca facilidad de entender los gráficos de retroalimentación del método de neurofeedback tradicional. Por lo tanto, el presente proyecto plantea ofrecer una propuesta de un sistema de rehabilitación a las personas con discapacidad severa que sea de bajo costo de implementación, de poca o ninguna supervisión constante del personal de rehabilitación, portable, eficiente, no invasivo, intuitivo, y que no cause demasiada fatiga en su uso.

1.2. Descripción de la propuesta

Se propone una propuesta de solución de un sistema de rehabilitación de miembro superior para personas discapacitadas por medio del uso de una interfaz cerebro computadora (BCI). Este sistema portátil contará con 2 subsistemas principales. El primer subsistema se encargará de procesar las señales encefalográficas (EEG) emitidas desde el cerebro del usuario, obtenidas por medio de un lector de señales EEG, cuando a este se le muestra una animación de movimiento de un brazo en un ordenador. Luego, las señales serán entregadas al ordenador y en este se procesarán, por medio de filtros y clasificadores, por lo que se obtendrá una señal de salida. Esta señal será entregada al segundo subsistema, el cual estará conformado por un brazo robótico y subsistemas electrónicos, por lo que se producirá el movimiento, visto previamente

por el usuario, en el prototipo del brazo robótico. El proceso descrito se muestra en la Figura 1-1.

Esta propuesta se hace con los siguientes objetivos al usuario: hacer un sistema de rehabilitación, sin considerar el lector de señales de EEG, de bajo costo con respecto a los existentes en el mercado actual para que tenga accesibilidad a un rango mayor de usuarios, hacer un sistema de rehabilitación portable, ya que sólo se necesita un ordenador y un brazo robótico para realizar la rehabilitación, y hacer un sistema de rehabilitación amigable mediante un brazo robótico visible por el usuario. Por lo que se espera que sea cómoda la rehabilitación siendo este la consideración principal de la propuesta.

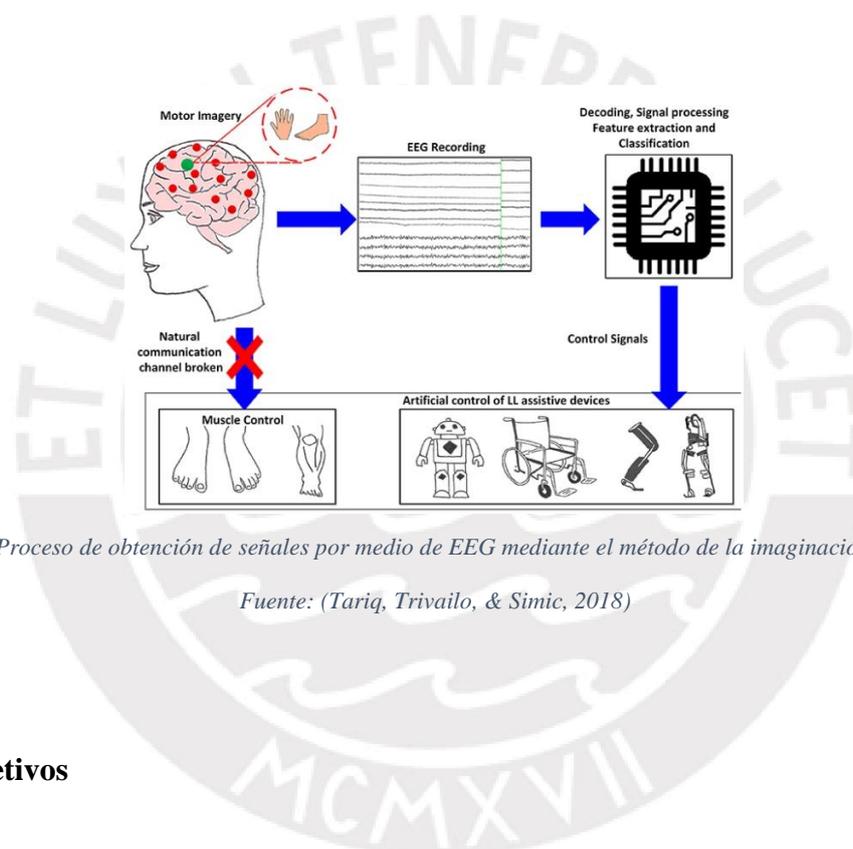


Figura 1-1: Proceso de obtención de señales por medio de EEG mediante el método de la imaginación motriz (MI).

Fuente: (Tariq, Trivailo, & Simic, 2018)

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo General

Elaborar una propuesta de solución de un sistema de rehabilitación de miembro superior para personas discapacitadas por medio del uso de una interfaz cerebro computadora.

1.3.2. Objetivos Específicos

- Seleccionar algoritmos de procesamiento de señales encefalográficas emitidas en tiempo real por medio de la imaginación motriz.
- Seleccionar los componentes de un brazo robótico para la validación del sistema de rehabilitación de miembro superior para personas discapacitadas mediante el uso de la interfaz cerebro computadora.
- Diseñar la interfaz gráfica de usuario que contendrá las instrucciones que se mostrará al usuario.
- Realizar la integración de los subsistemas desarrollados.

1.4. Alcances

Se definen como alcances de la propuesta la selección de los algoritmos de procesamiento de señales encefalográficas, de los componentes del brazo robótico y el lector de señales EEG, y del tipo de animación de rehabilitación mostrada al usuario. Sin embargo, la selección del lector de señales EEG se deja a la disponibilidad del usuario debido a que este no se contempla en la propuesta.

CAPÍTULO 2

MARCO TEÓRICO Y ESTADO DEL ARTE

En el presente capítulo, se muestra el conocimiento fundamental de una interfaz cerebro-computador, sus características, su funcionamiento, sus tipos y sus aplicaciones. Además, se hace énfasis en las aplicaciones que utilicen esta tecnología para rehabilitación con el fin de extraer y relacionar conocimientos que serán útiles en la realización de la propuesta.

2.1. Interfaz Cerebro Computadora

Una interfaz cerebro-computador (BCI) es una nueva forma de comunicación entre usuario-máquina que les da a sus usuarios la posibilidad de no depender de los canales normales de salida de los músculos y nervios. Esta nueva tecnología es prometedora para los usuarios con discapacidad motora severa como, por ejemplo, pacientes con lesión modular o derrame cerebral (Wolpaw et al., 2000). Una BCI se caracteriza por obtener señales directamente de la actividad cerebral, proveer una retroalimentación al usuario, operar en tiempo real y poder ser modificado por el control intencional, es decir que los usuarios deben mandar un mensaje o comando a la BCI cada vez que ellos quieran usarla, o no intencional, es decir la BCI analiza el estado actual del cerebro del usuario y realiza una acción. (Brunner et al., 2015)

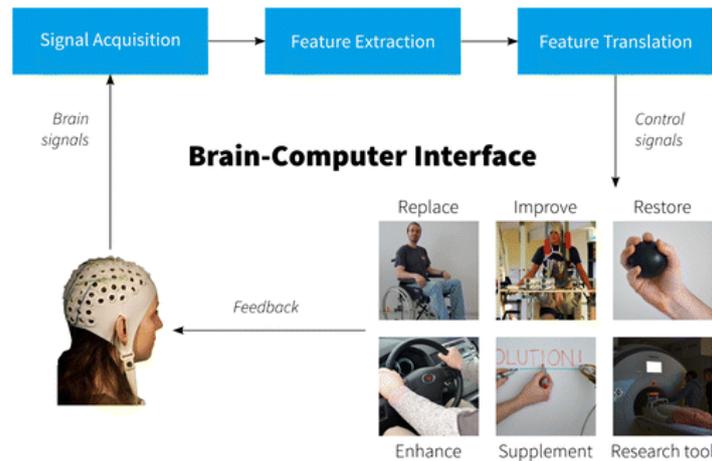


Figura 2-1: Interfaz Cerebro Máquina (BCI)

Fuente: (Brunner et al., 2015)

Un sistema BCI suele operar mediante los siguientes subprocesos: la adquisición de señales, en este subproceso la BCI se encarga de leer las señales cerebrales mediante distintos tipos de dispositivos como, por ejemplo, un lector de señales encefalográficas, la extracción de características, en este se logra obtener la señal deseada del usuario mediante filtros espaciales, y el algoritmo de traducción, el cual, mediante diferentes algoritmos de aprendizaje de máquina, como pueden ser las redes neuronales, las máquinas de soporte de vectores (SVM), entre otros, logra dar como salida una señal de control utilizable para un propósito en específico. Este proceso se muestra de forma gráfica en la Figura 2-1.

Entre todos los subprocesos, la adquisición de señales posee la parte más desafiante e importante para realizar las aplicaciones de BCI debido a la poca resolución espacial que posee y a que sin datos leídos no se podría hacer los siguientes dos subprocesos. Por lo tanto, se presentará una breve descripción de los distintos métodos existentes de la adquisición de señales cerebrales.

2.2. Adquisición de señales

La adquisición de señales se puede dividir en dos categorías que se diferencian, fundamentalmente, según su colocación con respecto al cerebro humano. Estos son adquisición de señales por medio de sistemas invasivos y adquisición de señales por medio de sistemas no invasivos.

2.2.1. Adquisición de señales por medio de sistemas invasivos

Es posible obtener señales cerebrales de alta calidad y resolución introduciendo electrodos en el cerebro del paciente mediante los sistemas invasivos (Ortiz-Rosario & Adeli, 2013); sin embargo, no se recomienda su uso debido a que se necesita médicos altamente calificados para la implementación de estos sistemas. Algunas de las señales medidas por medio de estos sistemas son la Electrocorticografía (ECoG), los potenciales de campo locales (LFP), la actividad de unidades múltiples (MUA) y la unidad Singular (SU). Estos pueden ser observados en la Figura 2-2.

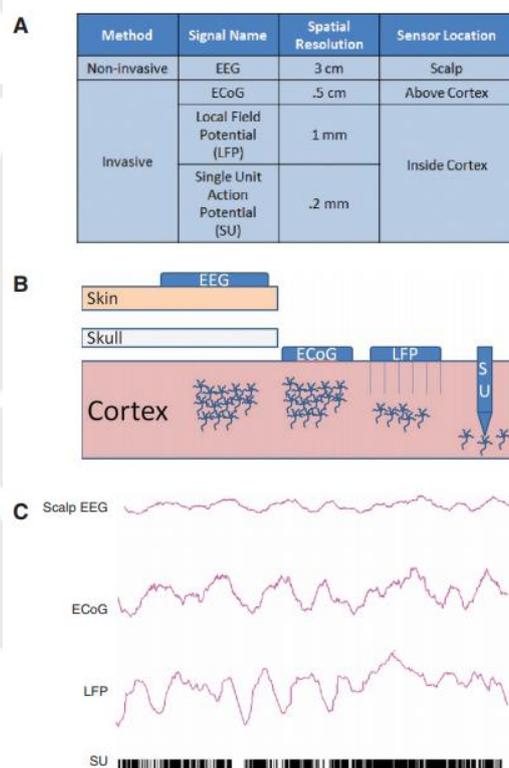


Figura 2-2: Métodos de adquirir señales cerebrales.

(A) Información acerca de los métodos de adquisición de señales con sus respectivas señales; (B) Localización en el cerebro donde se miden las siguientes señales: EEG, ECoG, LFP y SU; (C) Comparación de las señales EEG, ECoG, LFP y SU en el tiempo.

Fuente: (Ortiz-Rosario & Adeli, 2013)

2.2.2. Adquisición de señales por medio de sistemas no invasivos

Es posible obtener señales cerebrales de alta calidad portando un lector de señales EEG's en el cuero cabelludo del paciente mediante el uso de los sistemas no invasivos, los cuales son recomendados ampliamente por varios investigadores de la BCI debido a su facilidad, bajo costo de mantenimiento (Finke, Lenhardt, & Ritter, 2009), y la poca necesidad de médicos muy calificados para su implementación; sin embargo, debido a su baja resolución de lectura, por su limitación a su posición en la superficie del cuero cabelludo, y a su alta sensibilidad al ruido, ya que varias perturbaciones como, por ejemplo, el parpadeo del ojo pueden acoplarse con facilidad a la señal deseada, se necesitan varios filtros espaciales para su análisis (Ortiz-Rosario & Adeli, 2013). Estos pueden ser desarrollados mediante diferentes tipos de sistemas, una comparación de los más usados se muestra en la Tabla 2-1.

Tabla 2-1: Comparación de los tipos de sistemas no invasivos más usados

Fuente: Elaboración propia.

<i>Tipos de sistemas no invasivos</i>	Electroencefalograma (EEG)	Resonancia magnética funcional (fMRI)	Espectroscopía de infrarrojo cercano (NIRS)
<i>Funcionamiento</i>	Se basa en las diferencias de potenciales que emite el cerebro en el cuero cabelludo mientras el usuario realiza una tarea.	Se basa en el cambio del nivel de sangre oxigenada mientras el usuario realiza una tarea.	Se basa en el cambio del nivel de sangre oxigenada mientras el usuario realiza una tarea.
<i>Instrumento de medición</i>	Electrodos	Escáneres MRI	Sensores NIRS
<i>Costo</i>	Bajo costo	Alto costo	Bajo costo
<i>Resolución Espacial</i>	Baja (~ 1cm)	Buena (1- 10 mm)	Baja (~1cm)
<i>Efectos secundarios</i>	Fatiga	Claustrofobia	Fatiga

Debido a la facilidad de uso y al bajo costo de implementación, con respecto a los otros tipos, las señales encefalográficas son mayormente usadas en los proyectos de BCI, por lo que se presentará una breve descripción de ellas y se mencionarán algunos de sus tipos más usados.

a) Electroencefalograma (EEG)

Se da mediante el uso de electrodos, los cuales son colocados y ubicados de forma estratégica en el cuero cabelludo del usuario para captar los diferenciales de voltaje que emite en cada momento (Rodríguez-Bermúdez, García Laencina, Brizion, & Roca, 2013). La ubicación de estos está determinado por sistemas de posicionamiento cuyos nombres están basados en las posiciones relativas al pericráneo del usuario; por ejemplo, el sistema 10/20 (Chau Delgado, 2018), el cual es mostrado en la Figura 2-3.

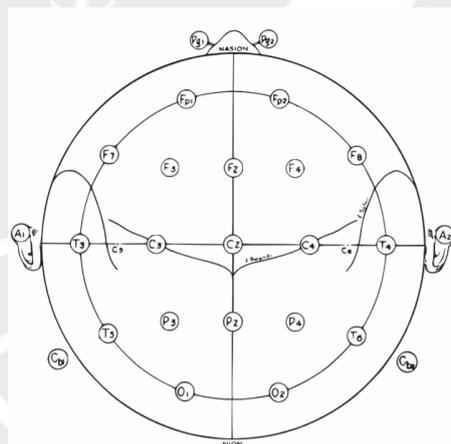


Figura 2-3: Gráfica de posiciones de electrodos según el sistema 10/20.

Fuente: (Chau Delgado, 2018)

Distintos tipos de de señales pueden observarse mediante la lectura de las señales encefalográficas como se muestra en la Figura 2-4, los cuales están relacionados con una específica actividad cognitiva. Los más utilizados son el P300, los potenciales evocados visuales y el ritmo sensoriomotor.

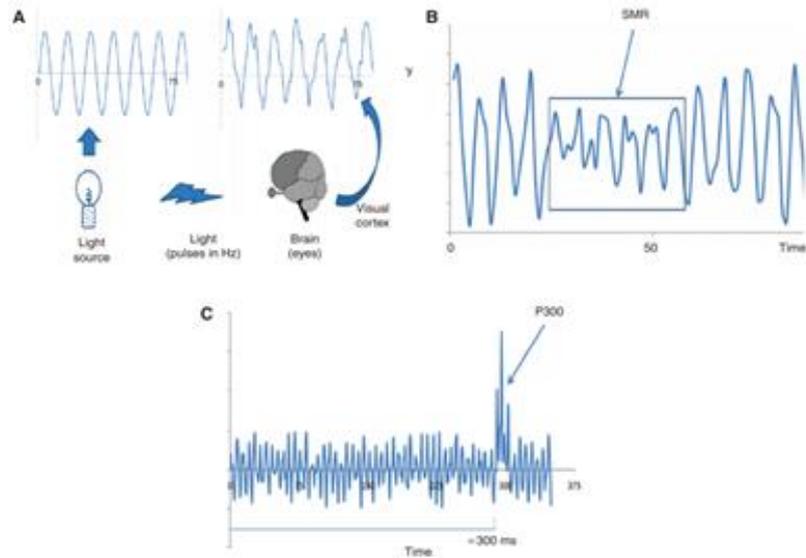


Figura 2-4: Paradigmas de señales EEG
 (A) Paradigma VEP en el dominio del tiempo. (B) Paradigma SMR en el dominio del tiempo. (C) Paradigma P300 en el dominio del tiempo.

Fuente: (Ortiz-Rosario & Adeli, 2013)

i) P300

Son potenciales relacionados a eventos (ERP) que obtienen el nombre de P300, ya que el pico de voltaje que se produce alrededor del lóbulo parietal, debido a un estímulo producido por la atención del usuario, posee una latencia de 300 ms como se muestra en la Figura 2-5. (Tron, Andreas, & Ulltveit-Moe, 2014)

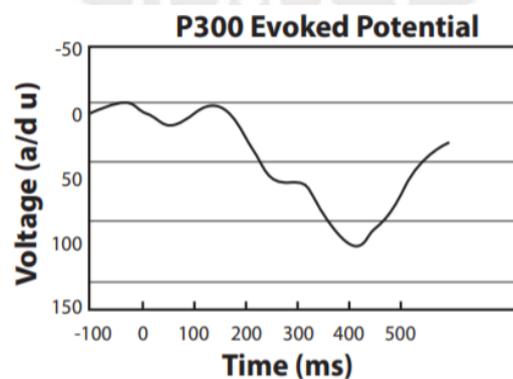


Figura 2-5: Señal P300 en tiempo al ser estimulado.

Fuente: (Tron et al., 2014)

Las señales EEG son obtenidos mediante eventos inesperados, es decir que se producen cuando el usuario observa algo esperado que está oculto en un ambiente descontrolado como, por ejemplo, la aparición de una letra esperada en una posición inesperada mediante una interfaz en la cual todas las letras son mostradas y ocultadas en posiciones aleatorias. La ventaja de usar P300 es que ofrece una selección discreta más que una selección continua, ya que como es inesperada la aparición, esta es fácil de discernir de las demás señales como se muestra en la Figura 2-4 (Finke et al., 2009)

En la Figura 2-6 se muestra la interfaz de un juego en la cual todas las filas y columnas son mostradas y ocultadas aleatoriamente. El usuario para mover la caricatura a otra posición viable representada por símbolos verdes debe prestar atención a ese símbolo hasta que la fila y columna correspondiente se presente en el símbolo seleccionado, por lo que se ocasiona un evento P300 cuando sucede este acontecimiento.



Figura 2-6: Interfaz de un juego en el que debes mover la caricatura por medio de eventos P300.

Fuente: (Finke et al., 2009)

ii) Potenciales evocados visuales (VEP)

Son ERP que son causados por la estimulación sensorial y reflejan los mecanismos de procesamiento de información visual en el lóbulo occipital del cerebro (Tron et al., 2014). El propósito de una BCI basado en VEP es determinar el objeto que el usuario está mirando detenidamente mediante el análisis de las señales EEG. Estos objetos son usualmente mostrados en una pantalla con una determinada secuencia de estímulos, por ejemplo, un ícono parpadeante a una determinada frecuencia, con el objetivo de identificar la única señal EEG que este objeto produce; sin embargo, debido a la forma de la secuencia de estímulos del objeto, se divide en 3 tipos de secuencias las cuales se muestran en la Tabla 2-2 y de forma gráfica en la Figura 2-7.

Tabla 2-2: Definición y comparación de los distintos tipos de VEP

Fuentes: Elaboración propia

<i>Tipo de secuencias de VEP</i>	VEP de tiempo modulado (t-VEP)	VEP de frecuencia modulado (f- VEP) o potencial evocado visual en estado estacionario (SSVEP)	VEP modulado por código pseudoaleatorio (c-VEP)
<i>Definición</i>	Produce potenciales evocados por flash visuales (FVEP) en el cerebro debido a un objeto que emite un flash en un tiempo determinado.	Es implementado por medio de objetos parpadeantes que se muestran a una frecuencia específica, los cuales producen la misma frecuencia o de sus armónicos en el cerebro.	Es implementado por medio de objetos parpadeantes, los cuales cada uno de ellos posee una diferente secuencia de estímulos aleatoria por lo que se usa usualmente la <i>secuencia binaria m</i>
<i>Restricciones</i>	Sincronización inicial con el EEG. Entrenamiento inicial con el paciente	Implementación de filtros debido a ruidos con la frecuencia igual a la deseada.	Sincronización inicial con el EEG. Entrenamiento inicial con el paciente
<i>Capacidad computacional</i>	Baja	Media	Alta
<i>Ratio de transferencia de información (ITR)</i>	(< 30 bits/min)	(30 – 60 bits/min)	(hasta 100 bits/min)

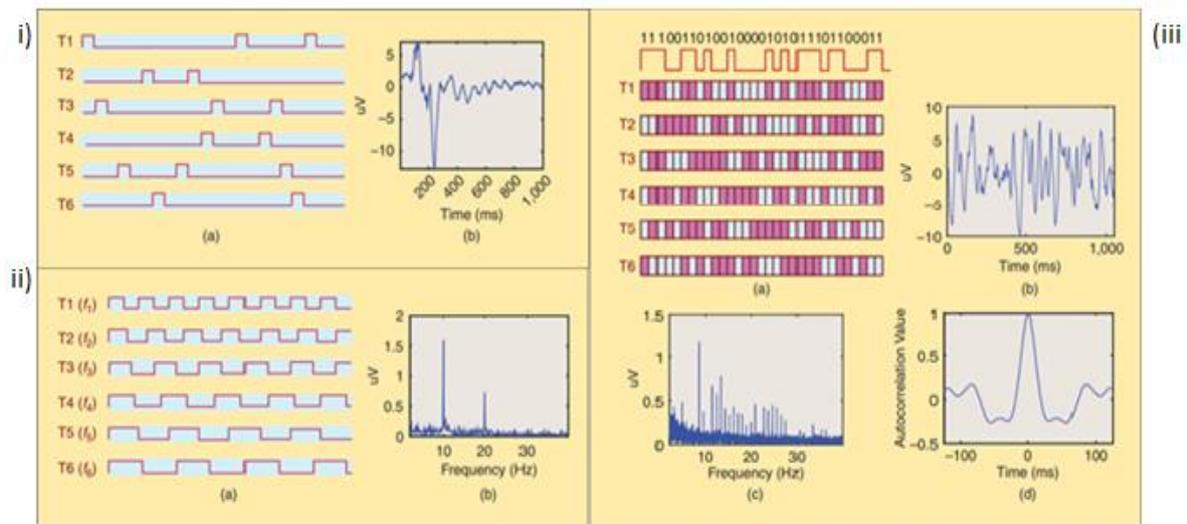


Figura 2-7: Comparación gráfica de los distintos tipos de VEP

(i) Se presenta entradas de tipo *t*-VEP y su respectivo comportamiento en el dominio del tiempo. (ii) Se presenta entradas de tipo *f*-VEP y su respectivo comportamiento en el dominio del tiempo. (iii) Se presenta entradas de tipo *c*-VEP con su respectivo comportamiento en el dominio del tiempo, en el dominio de la frecuencia y la auto correlación respectiva de las entradas.

Adaptado de: (Bin, Gao, Wang, Hong, & Gao, 2009)

iii) Ritmo Sensoriomotor (SMR)

Es un paradigma caracterizado por las frecuencias variables que son generadas por los lazos de retroalimentación producidos por las redes complejas de neuronas. Existen varias bandas de frecuencia en las señales EEG's, las más utilizadas son: el ritmo mu Rolandic, presente en la banda Alpha y opera en el rango de frecuencias de 7-13 Hz, y el ritmo Beta central que opera en el rango de 13-30Hz (Pfurtscheller & Neuper, 2001). Estas oscilaciones pueden modificar su amplitud al ser estimuladas mediante la estimulación sensorial (al percibir un objeto en la mano), comportamiento motriz (el movimiento de una mano) y la imaginación motriz (la imaginación de una mano en movimiento). Debido a la modificación de la amplitud de sus oscilaciones, se crean dos casos: eventos relacionados a la desincronización (ERD) que se producen mediante la disminución de la amplitud de las oscilaciones neuronales, y eventos relacionados a la sincronización (ERS), los cuales se generan mediante el aumento de la amplitud de las oscilaciones neuronales. Además, debido a los distintos estudios y pruebas que se hicieron con estos sistemas, se pudo demostrar que las ERD que se originan al realizar un movimiento de mano es similar al imaginarse al mismo movimiento por lo que se descubrió un

nuevo campo de acción para la rehabilitación, la rehabilitación neurológica (Pfurtscheller & Neuper, 2001). El resultado de estos estudios se muestra en la Figura 2-8 en la cual en la parte inferior izquierda se muestra la señal generada en el cerebro al realizar el movimiento de una mano derecha y en la parte inferior derecha se muestra la señal generada en el cerebro al realizar la imaginación del mismo.

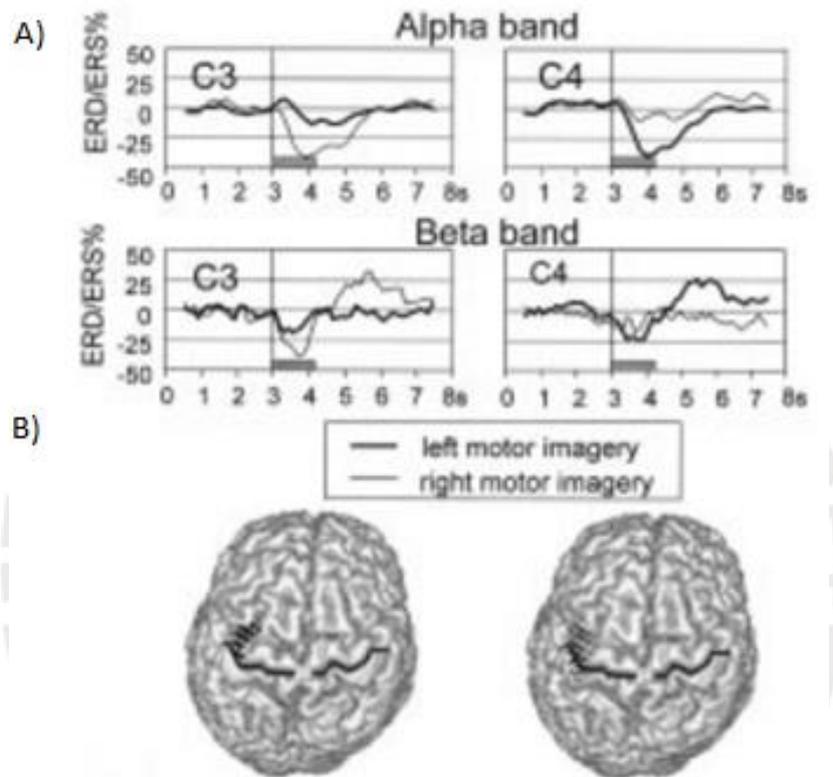


Figura 2-8: Análisis gráfico de la estimulación del ritmo sensoriomotor
 (A) Gráfico de las señales Alpha y Beta que se originan debido a la sincronización (o desincronización) producida por la imaginación del movimiento de una mano derecha en las posiciones C3 y C4. (B) Gráfico de la influencia de las señales Alpha y Beta en el cerebro debido a la acción del movimiento de la mano derecha (imagen izquierda) y a la imaginación del mismo movimiento (imagen derecha).

Adaptado de: (Pfurtscheller & Neuper, 2001)

Los sistemas BCI poseen varios campos de acción tales como la medicina, el entretenimiento, la industria automotriz, entre otros; sin embargo, en los últimos años, estos han sido de mayor interés en la medicina debido a las limitaciones que esta presentaba, como, por ejemplo, no poder rehabilitar a un paciente con lesión medular severa de forma rápida y eficaz. Por lo tanto, algunas de las aplicaciones en la medicina se pueden encontrar en las siguientes líneas.

2.3. Aplicaciones de una BCI

Las BCI's son usadas, comúnmente, como reemplazo, mejoramiento y rehabilitación del sistema neurológico central (CNS), también pueden proveer una nueva función y forma de comunicación de las personas. Sin embargo, en los últimos años han tenido un gran impacto en la rehabilitación de personas con discapacidad severa, por lo que se presentará una sección enfocada a ella.

2.3.1. Aplicaciones para la rehabilitación

Ang y Guan modificaron un robot de rehabilitación de miembro superior para que se pueda realizar por personas con discapacidad severa sin ayuda de algún terapeuta por medio de la imaginación motriz (MI) (Kai Keng et al., 2009) como se muestra en la Figura 2-9. Para realizar esta modificación se implementó un lector de señales EEG que captaba las ERD/ERS del paciente cuando este imaginaba un movimiento motriz, el cual era solicitado por una interfaz gráfica mediante un juego de ruleta. Luego se filtró, seleccionó y clasificó estas señales empleando el algoritmo de patrón espacial común del banco de filtros (FBCSP) por lo que se obtuvo como resultados, mediante varias sesiones de 12 segundos, un mejoramiento en la puntuación de Fugl Meyer (FM) de 6 puntos, el cual fue significativamente mayor a la puntuación FM del robot sin modificación (4 puntos).

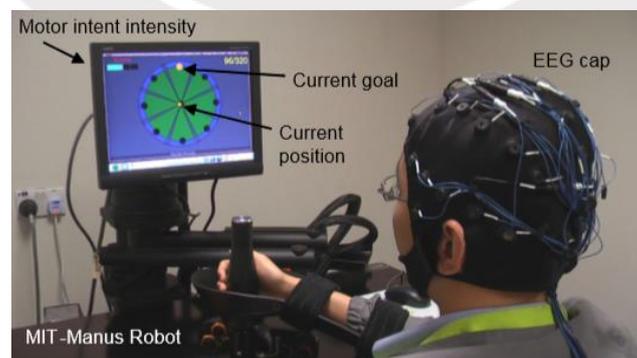


Figura 2-9: Sistema de rehabilitación de miembro superior mediante el uso del paradigma de imaginación motriz.

Fuente: (Kai Keng et al., 2009)

Debido a que se demostró que las ERD emitidas por acciones motrices son similares a las emitidas por la imaginación de los mismos y a una notoria mejora en la rehabilitación de pacientes por medio del MI frente a los métodos tradicionales, como se mencionó previamente, se presentarán más sistemas de rehabilitación por medio del uso del MI con énfasis en la rehabilitación de miembro superior, ya que más del 80% de personas que sobreviven a un derrame cerebral tienen deficiencias en el control de su miembro superior. (van Dokkum, Ward, & Laffont, 2015)

i) Sistemas de rehabilitación de miembro superior por medio del uso del MI

Naros y Alireza modificaron un AMADEO de la empresa Tyromotion, robot comercial de rehabilitación de extremidad superior que estimula mediante la lectura del electromiograma (EMG), para integrarlo en una BCI/interfaz cerebro máquina (BMI), también llamado interfaz cerebro robot (BRI) (Naros & Gharabaghi, 2015), como se muestra en la Figura 2-10. Ellos controlaron el sistema de rehabilitación por medio de la actividad cerebral oscilatoria ipsilesional que se producía debido a las ERDs relacionadas con el MI en la banda β en el hemisferio derecho. El proceso de rehabilitación comenzaba mediante la visualización de instrucciones en la interfaz gráfica del Amadeo, el cual indicaba al usuario que movimiento debía imaginar. Luego el sistema, mediante un lector de señales EEG, adquiría las ERD's emitidas por las imaginaciones del paciente, más adelante estas fueron filtradas por un filtro pasa banda de 0.1 – 1000Hz con una frecuencia de muestreo de 1000Hz debido a las perturbaciones que generaba el EMG, y, finalmente, mediante un algoritmo basado en los valores de la energía espectral (17- 23 Hz) clasificaban los ERD positivos o negativos lo que producía una señal de control a la máquina de rehabilitación que lo accionaba por lo que se obtuvieron como resultados, según el estándar de evaluación de Fugl-Meyer de la extremidad superior (UE-FMA), en 20 sesiones de 30 minutos, aproximadamente, a un anciano de 68 años que la evaluación de Fugl-Meyer de los dedos (fFMA) mejoró de 2.0 ± 1.0 a 3.2 ± 0.45 y la evaluación de Fugl-Meyer del brazo (aFMA) mejoró de 10.4 ± 2.88 a 13.0 ± 1.73 ; sin embargo, la evaluación de Fugl-Meyer de la muñeca (wFMA) no mejoró.



Figura 2-10: Sistema de rehabilitación de miembro superior Amadeo modificado con una BCI

Fuente: (Naros & Gharabaghi, 2015)

Además Cincotti implementó un sistema de rehabilitación de miembro superior por medio de señales EEG en el cual el paciente puede ver sus movimientos imaginados en una pantalla y el terapeuta puede ver el movimiento de un cursor estimulado por las señales EEG del paciente como se muestra en la Figura 2-11 (Cincotti et al., 2012). A través de una pantalla le fue solicitado al paciente realizar imaginaciones de movimientos de sus brazos, por lo que al realizarlos se obtuvieron señales EEG, los cuales fueron adquiridos mediante un lector de los mismos. Luego estas señales fueron filtradas mediante un filtro pasa banda de 70 Hz y mediante su distribución espectral, el cual fue estimado por medio del método de entropía máxima, se obtiene una señal de salida que mueve el cursor del terapeuta y realiza una representación en 3D del movimiento de los brazos del paciente por lo que mediante después del entrenamiento de un mes se notó una significativa mejora en los pacientes, ya que obtuvieron más de 20.0 en la escala de Fugl- Meyer(FM).

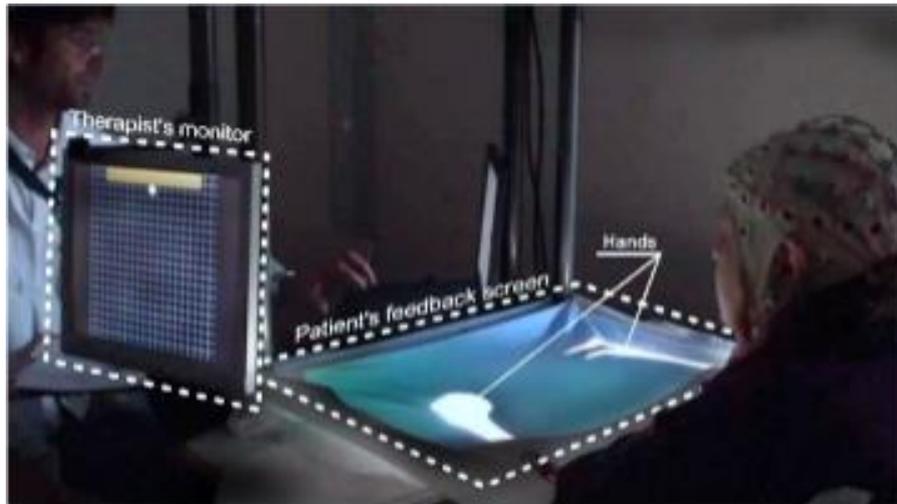


Figura 2-11: Sistema de rehabilitación de miembro superior con retroalimentación en realidad virtual

Fuente: (Cincotti et al., 2012)

ii) Otras aplicaciones

Otra posible aplicación puede ser reemplazar las salidas del CNS que han sido perdidas debido a lesiones o enfermedades (Brunner et al., 2015). Por ejemplo, Ortner, Allison, Korisek, Gaggl y Pfurtscheller diseñaron e implementaron una órtesis de mano controlado por un sistema BCI por medio de uso de los SSVEP para personas con tetraplejia (Ortner, Allison, Korisek, Gaggl, & Pfurtscheller, 2011). Este sistema puede cambiar la posición de la mano en 16 diferentes posiciones mediante una señal de 4 bits de entrada; sin embargo, por simplicidad, solo se hizo uso de 4 posiciones como se muestra en la Figura 2-12. Para estimular los SSVEP se implementaron dos LED que parpadeaban a frecuencias de 8 y 13 Hz, luego se implementó filtros y clasificadores por medio de la transformada rápida de Fourier (FFT) y su densidad de espectro de potencia (PSD), lo cual logró que se obtuviera un valor predictivo positivo (PPV) de $79\% \pm 21\%$. El movimiento que se realizó para obtener este PPV se muestra en la Figura 2-13.

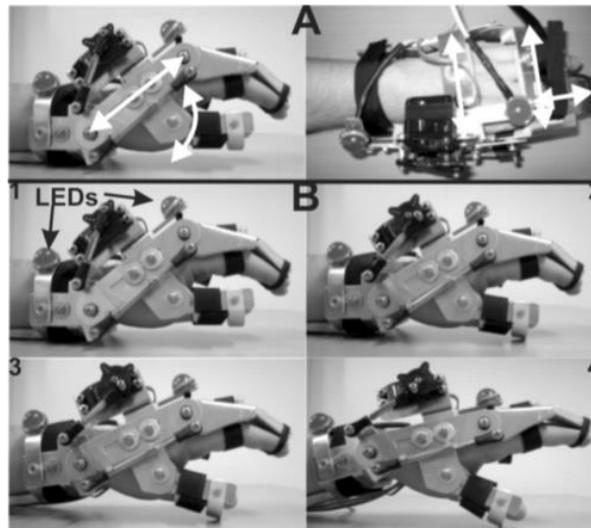


Figura 2-12: Órtesis de mano controlada por una BCI
 (A) Vista frontal y horizontal de la órtesis en las cuales las flechas blancas indican su grado de libertad. (B) Figuras que muestran los 4 posibles movimientos de la órtesis, las flechas negras indican en que posiciones están los LEDs.

Fuente: (Ortner et al., 2011)

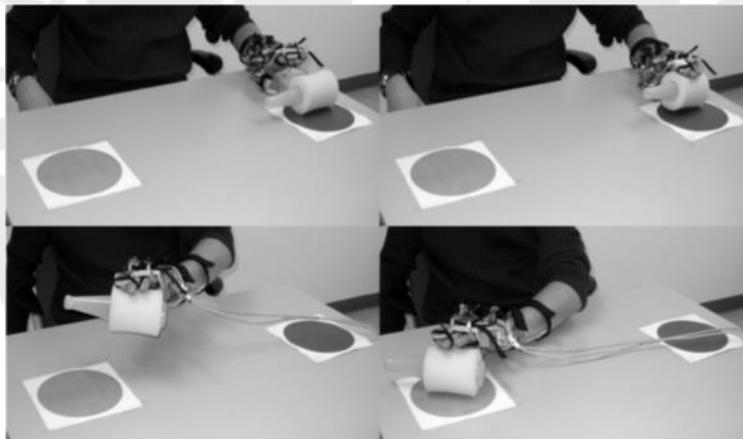


Figura 2-13: Un ejemplo del movimiento solicitado por el usuario con la órtesis para medir su PPV.

Fuente: (Ortner et al., 2011)

Además pueden mejorar las salidas del CNS (Brunner et al., 2015). Por ejemplo, Lin, Ko y Shen realizaron un sistema de alerta de somnolencia por medio de la lectura de señales EEG. Este se realizó en un ambiente controlado (Lin, Ko, & Shen, 2009), como se muestra en la Figura 2-14, que poseía una plataforma móvil con 6 grados de libertad (DOF), el cual respondía a los movimientos de las ruedas, la ejecución del pedal y del freno, y 6 proyectores que simulaban la pista de conducción. Para obtener el grado de somnolencia del usuario se usó un

lector de EEG con el fin de obtener las señales EEG emitidas, las cuales fueron analizadas y filtradas mediante el análisis de componentes independientes (ICA) puesto que este eliminaba el ruido y las perturbaciones como, por ejemplo, el ruido producido por el parpadeo de los ojos. Luego esta señal fue guardada para el análisis de la somnolencia y aburrimiento del usuario con el propósito de utilizarla como una señal de alerta para la plataforma de 6 DOF. Los experimentos realizados obtuvieron como resultado que el sistema de alerta poseía una precisión de $92.6\% \pm 0.0037$ mediante el algoritmo máquina de soporte de vectores (SVM).



*Figura 2-14: Sistema de alerta de somnolencia por medio de la lectura de señales EEG
(a) Carro montado sobre la plataforma de 6 DOF. (b) Simulación de conducción en un ambiente controlado.*

Fuente: (Lin et al., 2009)

También pueden proveer una nueva función a las personas (Brunner et al., 2015). Por ejemplo, Inoue, Member, Akiyama, Izumi y Nishijima diseñaron e implementaron un brazo robótico controlado por una BCI mediante ondas Alpha las cuales dependían del tiempo que el usuario cerraba sus ojos (Inoue, Member, Akiyama, Izumi, & Nishijima, 2008). Mediante las diferentes ondas Alphas producidas, el brazo podía moverse para arriba, abajo, izquierda, derecha y, también, abrirse, cerrarse y quedar parado por lo que se realizó un experimento, el cual consistió en mover un vaso de una posición a otra, como se muestra en la Figura 2-15. Este experimento, mediante varias sesiones de 30-60 minutos, obtuvo como resultado un 92.4 % de exactitud, por lo que se concluyó que las ondas Alpha poseían una alta exactitud.

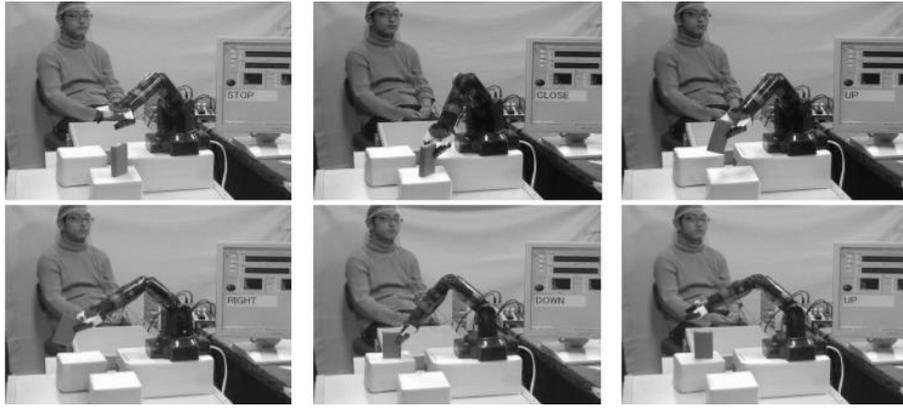


Figura 2-15: Experimento de mover un vaso con un brazo robótico mediante la lectura de ondas Alpha.

Fuente: (Inoue et al., 2008)

Finalmente pueden usarse como un medio de comunicación entre las personas. Por ejemplo, Sereshkeh diseñó e implementó un sistema de comunicación para individuos con poco o ningún movimiento voluntario mediante respuestas mentales de “SI” y “NO”, como se muestra en la Figura 2-16, ante preguntas simples por lo que usó la fNIRS y señales EEG. Para obtener la respuesta de tipo si-no se usaron filtros espaciales (Butterworth, filtro basado en correlación rápida entre otros) y un clasificador SVM por lo que el experimento obtuvo una precisión de $68.94\% \pm 19.24\%$. (SERESHKEH, 2019)

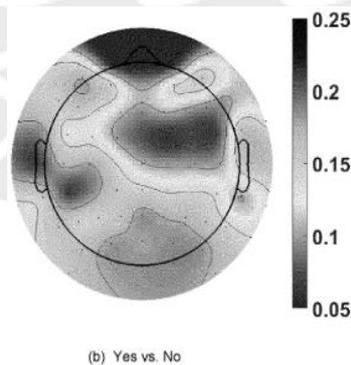


Figura 2-16: Configuración de la posición de la sangre oxigenada en el cerebro mediante preguntas de tipo si-no.

Fuente: (SERESHKEH, 2019)

2.4. Metodología aplicada

Debido a la necesidad de desarrollar rápidamente nuevos productos, surgió el estudio y desarrollo de esta actividad, por lo que han dado como resultado la elaboración de diversas metodologías, una de ellas enfocada al diseño de sistemas técnicos y productos es la VDI 221, la cual se utilizará en el presente proyecto. A continuación, se explicará la aplicación de esta.

2.4.1. VDI 2221

Posee el título de “Métodos para el desarrollo y diseño de sistemas técnicos y productos”, el cual ha sido escogido como la metodología para el diseño del sistema debido a la facilidad de ser aplicado y la optimización del diseño en cada una de sus fases, por lo que se obliga al diseñador a buscar, constantemente, criterios de evaluación de optimización en el diseño. Cada una de estas fases se detallarán en las siguientes líneas.

Clarificación y definición de la tarea:

En esta etapa se debe reconocer la problemática que resolverá el sistema a diseñar, así como la definición de la propuesta que se desea plantear. Además, se deberá reconocer el alcance y los objetivos principales y específicos del proyecto a desarrollar. Asimismo, se deberá realizar un estudio del estado de la tecnología de los sistemas parecidos al que intentamos desarrollar con el fin de adquirir ideas de posibles soluciones. Por otro lado, se deberá especificar la lista de requerimientos que tendrá el sistema y que deberá ser presentado al cliente. Finalmente se deberá desarrollar un plan de trabajo del proyecto.

Determinar las funciones y sus estructuras

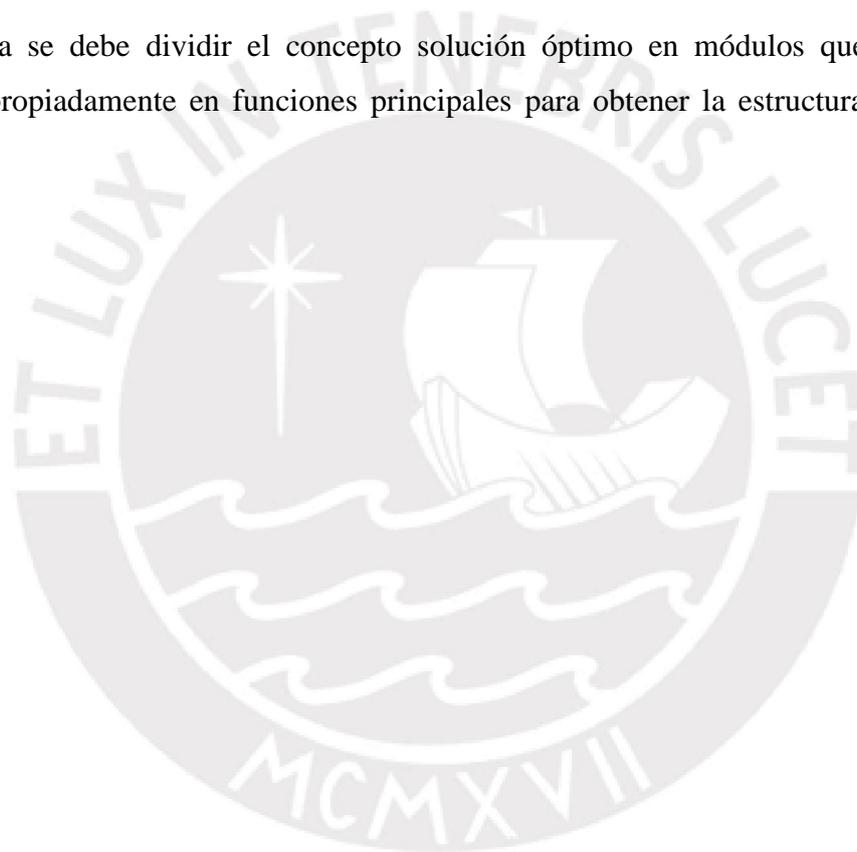
En esta etapa se debe reconocer las entradas y salidas del sistema; asimismo, se deberá analizar y obtener las funciones esenciales del sistema que se representan en una estructura de funciones que las dividirá apropiadamente, estas divisiones comúnmente son el dominio mecánico, electrónico y de control. A partir de la estructura de funciones, se deberá buscar los principios de funcionamiento y realizar las estructuras funcionales que definirá la forma del sistema y proveerá posibles opciones por cada función establecida previamente.

Búsqueda de los conceptos de soluciones y sus combinaciones

En esta etapa se debe identificar las posibles soluciones del sistema a desarrollar mediante el uso de las estructuras funcionales desarrollada previamente; es decir, identificar los conceptos solución del proyecto. Por último, se identifica el concepto solución óptimo a través de un análisis técnico-económico.

Subdivisión en módulos realizables

En esta etapa se debe dividir el concepto solución óptimo en módulos que agrupen los elementos apropiadamente en funciones principales para obtener la estructura modular del sistema.



CAPÍTULO 3

DISEÑO CONCEPTUAL

En el presente capítulo, se muestra la lista de requerimientos que se deberá cumplir para la realización del proyecto y una estructura de funciones en el cual se especifica los procesos internos del proyecto. Luego se presentarán los distintos tipos de tecnologías que se tienen actualmente para poder realizar el proyecto, mostrando una comparación entre las distintas opciones.

3.1. Lista de requerimientos

Debido a que se debe presentar al cliente el alcance del sistema de rehabilitación, se realizará una lista de requerimientos en la cual se plantearán exigencias, los cuales se deben cumplir obligatoriamente, y deseables, los cuales se cumplirán opcionalmente, del sistema de rehabilitación en las siguientes líneas.

Se plantea como función principal del sistema de neurorrehabilitación el rehabilitar a personas con discapacidad en el miembro superior haciendo uso de una interfaz intuitiva. Además, se plantea como exigencia que las dimensiones del brazo no deben sobrepasar 600mm de largo, 400mm de ancho y 500 mm de altura las cuales han sido basadas en una persona promedio (Singh, Singla, & Virk, 2016). Asimismo, su área de trabajo no debe sobrepasar en extensión 800 mm de largo, 500 mm de ancho y 200 mm de altura; ni en flexión 400 mm de largo, 500 mm de ancho y 700 mm de altura. Finalmente, las dimensiones de la interfaz gráfica de usuario no deben sobrepasar una resolución de 1920 x 1080 px.

Por otro lado, se propone como exigencia que la velocidad del brazo robótico no sea mayor a 0.24 rad/s, para que se aprecie el movimiento del brazo, ni que el ángulo de giro del brazo robótico sea menor a 135° debido a que es el rango promedio de movimiento del miembro superior (Gates, Walters, Cowley, Wilken, & Resnik, 2016) , este se muestra en la Figura 3-1 y tampoco que el brazo robótico tenga más de 3 grados de libertad.

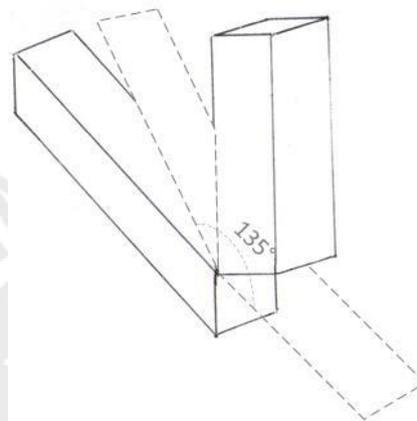


Figura 3-1: Movimiento del brazo robótico

Fuente: Elaboración propia

Con respecto a la energía que se empleará al sistema, se plantea como exigencia que la fuente de alimentación debe ser de 220V y 60Hz monofásicos para los dispositivos electrónicos que procesarán las señales EEG; y que haya otra fuente de alimentación de 12 V de corriente continua para el brazo robótico. Asimismo, las señales de entrada deben ser las siguientes: señales encefalográficas (EEG), señal de inicio, señal de encendido/apagado, pulsación de emergencia y pulsación de mantenimiento; y las señales de salidas se compondrá de una señal de parada y una de falla del sistema. Además, se deberá implementar un apagado de emergencia automático en caso de que la máquina se bloquee por tiempo prolongado, un software de procesamiento de señales con un tiempo de respuesta no mayor a 1 segundo, una interfaz gráfica de usuario que reproduzca videos o animaciones a más de 10 fotogramas por segundos, una comunicación cableada entre el dispositivo tecnológico que procesará las señales EEG con el brazo robótico que realizará el movimiento solicitado por el usuario.

Con respecto a la seguridad, ergonomía y fabricación, se deberá tomar como exigencias los siguientes requerimientos: se deberá aislar los elementos mecánicos, circuitos electrónicos y máquinas eléctricas como protección para el usuario; se deberá usar fusibles y otros sistemas de protección para los circuitos eléctricos de la máquina; se deberá implementar un botón de emergencia y mantenimiento para interrumpir el funcionamiento de la máquina parcialmente o en su totalidad (Presidencia del Gobierno, 1986); el dispositivo que se utiliza para mostrar la interfaz gráfica deberá estar a la altura del codo (altura aproximada de 1.20m) (Peñaranda, Ojeda, Antonio, & Díaz, 2015) y el brazo robótico deberá tener un diseño modular. Asimismo, con respecto al uso, mantenimiento y costo del sistema, se deberá tomar como exigencias los siguientes requerimientos: la interfaz gráfica de usuario deberá ser intuitivo; el sistema deberá ser diseñado para trabajar bajo condiciones de la costa peruana (Una altitud de 161 m.s.n.m, una temperatura de 10 a 30 °C y 90% de humedad) (SENAMHI - Perú, 2019); no se deberá necesitar la presencia de un terapeuta para la rehabilitación; el sistema solo podrá ser usado por personas que hayan participado en un proceso de inducción previo; se deberá realizar una limpieza profunda a la maquina bimestralmente para garantizar el buen funcionamiento de todos sus componentes; los costos de los materiales y fabricación no deberán exceder los 3 000 soles; y, por último, el costo de diseño e implementación será aproximadamente de 10 000 soles.

Además, se desea que el control del dispositivo tenga una exactitud mayor al 90% y el tiempo de sesiones de rehabilitación no sea mayor a 30 minutos.

Finalmente, será necesario que la fecha de entrega del diseño preliminar de la máquina será el 22 de noviembre del 2019 y que la fecha de entrega del sistema completo será el 26 de julio del 2020. La lista de requerimientos puede ser encontrado con más detalle en el anexo 1.

3.2. Black box

Es posible usar un Black box en el diseño de un sistema cuando se desea determinar sus entradas y salidas sin el previo conocimiento de sus relaciones. Por lo tanto, debido a que se tienen las mismas limitaciones, se usará un Black box que cumpla con la lista de requerimientos mencionada anteriormente.

En la Figura 3-2 se muestran las entradas y salidas del sistema de rehabilitación de miembro superior. De acuerdo con la lista de requerimientos propuesta anteriormente, se deberá poner el lector en el paciente que necesita ser rehabilitado con el fin de que lea ciertas señales encefalográficas que son provocadas al paciente por la interfaz de usuario, las cuales deberán ser procesadas para obtener como salida una señal de accionamiento del brazo robótico.

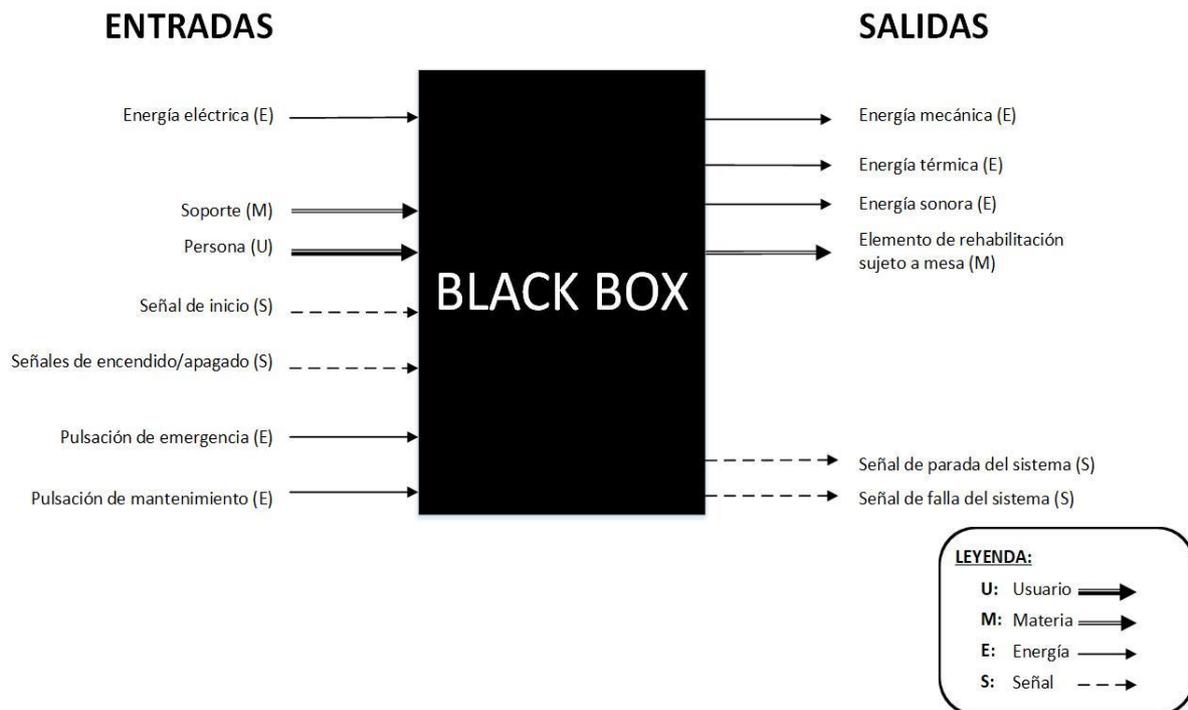


Figura 3-2: Black box del sistema de rehabilitación.

Fuente: Elaboración propia.

Por otro lado, se necesitará fuentes de energía eléctrica de 220V/60Hz y 12 VDC para obtener las señales leídas, procesarlas y accionar el brazo robótico; de igual modo, se implementará dos botones de seguridad (mantenimiento y emergencia) para proteger la integridad del sistema y del usuario, los cuales indicarán, mediante LED de colores RGB, si el sistema está en estado de parada, el cual se da a petición del paciente, o falla, el cual se da debido a una falla interna del sistema. Asimismo, se tendrá 2 botones que generarán la señal de inicio, la cual dará inicio al proceso de rehabilitación, y el otro será la señal de encendido/apagado, la cual energizará al sistema. Además, se deberá tener disponible un soporte fijo con el fin de que el brazo robótico se pueda quedar estable y se pueda apreciar su movimiento sin dificultad alguna. Finalmente, se deberá tener en cuenta que el brazo robótico, al poseer un servomotor y mecanismos de

accionamiento, generará energía térmica debido al calentamiento de los actuadores y rozamiento entre cuerpos; sonora producida por el ruido de los actuadores y la fricción entre cuerpos; y mecánica generada por el movimiento del brazo robótico.

3.3. Funciones del sistema

Para la realización del proyecto se necesitarán varios algoritmos de procesamiento de señales, dispositivos electrónicos, mecánicos y una interfaz gráfica. Por lo que se describirá las funciones que desempeñan cada uno de ellos y las relaciones que poseen entre ellos en las siguientes líneas. Estas se podrán observar con más detalle en el anexo 2.

El sistema de rehabilitación empieza mediante la función de mostrar ejercicio de rehabilitación, el cual muestra al paciente un ejercicio de rehabilitación que deberá imaginar cognitivamente con la finalidad de que esta pueda provocar señales EEG. Estas serán censadas por un lector de señales EEG y luego leídas, filtradas y clasificadas mediante un procesador. Seguidamente, deberá determinarse su modo de actividad con el objetivo de generar una señal de control del movimiento del brazo robótico, el cual será enviado a un módulo de comunicación, el cual recibirá y enviará la información hacia un controlador de energía del motor como se aprecia en la Figura 3-3.

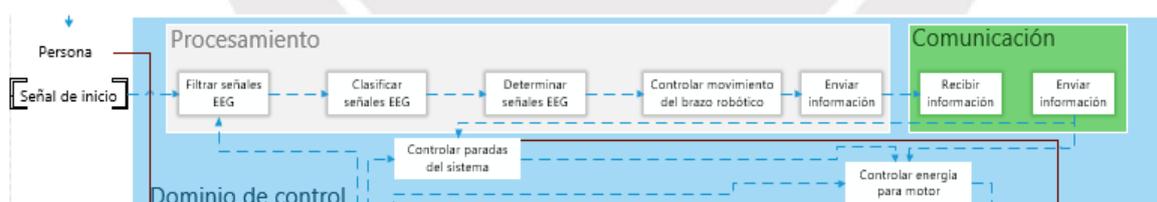


Figura 3-3: Diagrama de control

Fuente: Elaboración propia

El controlador mediante una función de control en lazo cerrado enviará una señal al accionador de los motores, el cual transformará dicha señal en energía para el actuador del motor que se encargará de transformar dicha energía eléctrica en energía mecánica para que pueda ser transmitida mediante elementos mecánicos como se aprecia en la Figura 3-4.

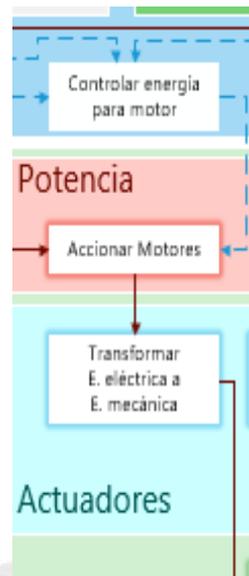


Figura 3-4: Diagrama de potencia y actuadores

Fuente: Elaboración propia

Posteriormente, mediante otros elementos mecánicos, se captará de esta su energía cinética rotacional y se transmitirá con el propósito de que se pueda realizar la rotación del elemento de rehabilitación representado. Este deberá sostenerse en alguna estructura y conectarse al soporte deseado con la finalidad de obtener un elemento de rehabilitación sujeto a soporte que permitirá rehabilitar neurológicamente al paciente como se aprecia en la Figura 3-5.

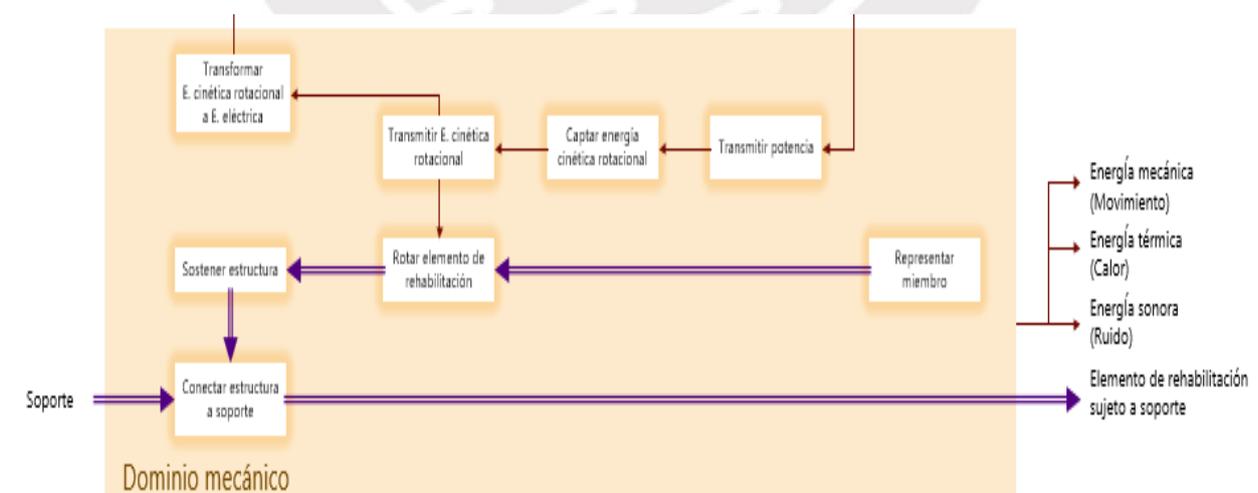


Figura 3-5: Diagrama de dominio mecánico

Fuente: Elaboración propia

Para el control de la posición del elemento de rehabilitación se deberá, en primer lugar, transformar la energía cinética rotacional que se le da al elemento de rehabilitación en eléctrica mediante un dispositivo mecánico, este deberá ser entregado a un sensor de voltaje para que este pueda enviar una señal al controlador de energía del motor como se aprecia en la Figura 3-6.

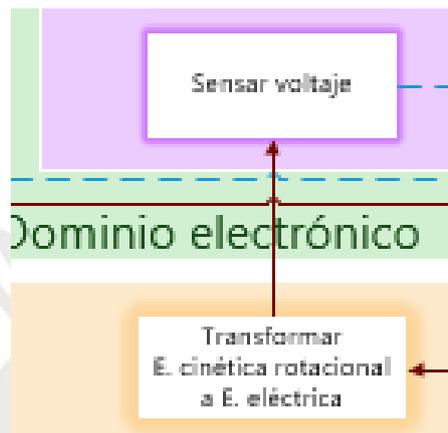


Figura 3-6: Diagrama de sensor de voltaje y transformador de E. cinética rotacional a E. eléctrica

Fuente: Elaboración propia

Como se mencionó anteriormente, este controlador recibe también la señal de control del brazo robótico, por lo que a partir de sus dos entradas (referencia y retroalimentación) puede emitir una señal de control al accionador de los motores.

Por otro lado, se deberá considerar que todos los componentes (electrónicos) deberán ser alimentados mediante una red de 220V/60hz (controladores y sensores) y un voltaje de 12 VDC (driver del motor). Finalmente, se contará con una función de control de paradas de sistema que accionarán las luces de estado cuando el usuario detenga manualmente al sistema o este tenga una falla interna como se aprecia en las Figura 3-7.

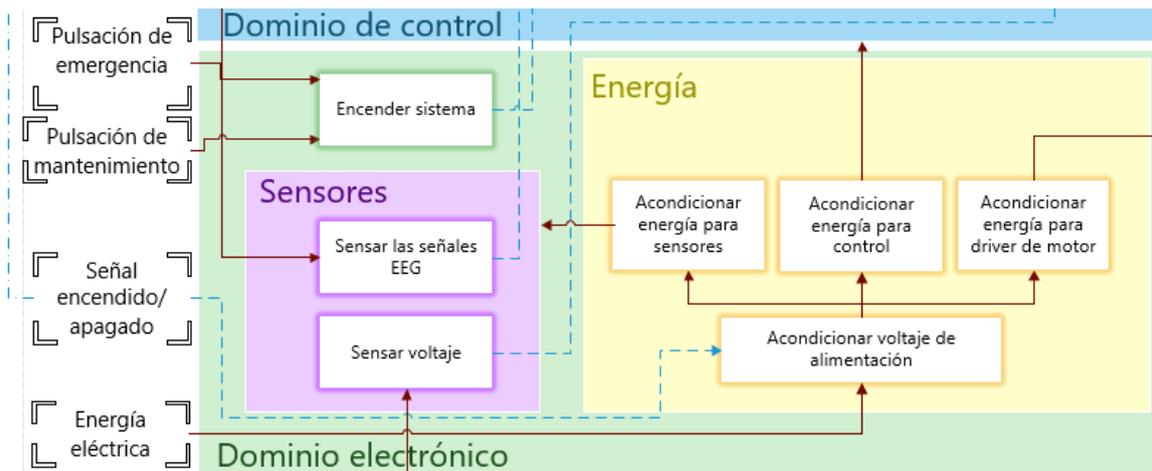


Figura 3-7: Diagrama de sensores y energía

Fuente: Elaboración propia

3.4. Matriz morfológica

Se debe tener en cuenta en la realización de un proyecto el uso de una matriz morfológica debido a que esta representa, como menciona en su nombre, las diferentes “formas” que puede tener el sistema a diseñar. Por lo que se realizará una para obtener la forma que se adapte mejor a las necesidades del proyecto como, por ejemplo, el aspecto económico, el aspecto ergonómico, entre otros.

Se investigarán como máximo 3 posibles soluciones por cada función descrita en la estructura de funciones que estarán basados en la tecnología estudiada en el estado del arte mencionada anteriormente. La matriz morfológica puede ser encontrada con más detalle en el anexo 3.

3.4.1. Dominio mecánico

Para el dominio mecánico se tendrá 3 distintas soluciones los cuales se pueden apreciar en la Tabla 3-1.

Tabla 3-1: Tabla de soluciones en el dominio mecánico

Fuentes: Elaboración propia

Funciones	<i>Solución 1</i>	<i>Solución 2</i>	<i>Solución 3</i>
Representar miembro	Brazo sencillo	Brazo funcional	Brazo anatómico
Transmitir potencia	Poleas con fajas	Engranajes	Engranaje con tornillo sin fin
Captar y transmitir E. cinética rotacional	Eje con roscado final	Eje con laminado intermedio	Eje sin roscado
Transformar E. cinética rotacional a E. eléctrica	Encoder tipo circular	Encoder tipo eje	Encoder tipo eje
Rotar elemento de rehabilitación	Acople tipo mandíbula	Acople collect chuck	Acople tipo cadena
Sostener estructura	Soporte de brazo sencillo diagonal	Soporte de brazo vertical	Soporte de brazo anatómico horizontal
Conectar estructura a soporte	Tenazas de sujeción	Antideslizante	Tornillos

3.4.2. Dominio electrónico

Para el dominio electrónico se tendrá 3 distintas soluciones los cuales se pueden apreciar en la Tabla 3-2.

Tabla 3-2: Tabla de soluciones en el dominio electrónico

Fuentes: Elaboración propia

Funciones	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Acondicionar voltaje de alimentación	Fuente lineal	Fuente conmutada	Batería
Acondicionar energía para sensores	Conexión USB	Conexión USB	Pilas
Acondicionar energía para control	Conexión USB	Conexión USB	Fuente conmutada
Acondicionar energía para driver de motor	Fuente lineal	Batería 12V	Fuente conmutada
Accionar motores	Driver de motor de mediana potencia	Driver de motor de alta potencia	Driver de motor paso a paso
Transformar E. eléctrica a E. mecánica	Motor DC Geared Down	Motor DC de alta potencia	Motor DC paso a paso
Accionar luces de estado	Microcontrolador	FPGA	Microprocesador
Representar luces de estado	LED cilíndrico	LED cíclico	LED lateral
Encender sistema	Pulsador	Switch On/OFF	Pulsador
Sensar señales EEG	EPOC Flex Gel Sensor Kit de EMOTIV con 32 electrodos	DIY Neurotechnologist's Starter Kit de OPENBCI con 8	g.Nutilus de g.tec con 32 electrodos secos
Sensar voltaje	Circuito integrado del optoacoplador	Circuito integrado de encoder	Circuito integrado de encoder

3.4.3. Dominio de control e interfaz gráfica

Para el dominio de control e interfaz gráfica se tendrá 3 distintas soluciones los cuales se pueden apreciar en la Tabla 3-3.

Tabla 3-3: Tabla de soluciones en el dominio de control

Fuentes: Elaboración propia

Funciones	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Controlar paradas del sistema, energía para motor, recibir información y enviar información.	Microcontrolador	FPGA	Microprocesador
Mostrar ejercicio de rehabilitación	Animación 2D	Animación 2D	Animación 3D

i) Procesamiento

Para el procesamiento se tendrá 3 distintas soluciones los cuales se pueden apreciar en la Tabla 3-4.

Tabla 3-4: Tabla de soluciones en el procesamiento

Fuentes: Elaboración propia

	Funciones	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Hardware	Filtrar, clasificar y determinar señales EEG, controlar movimiento del brazo robótico y enviar información	Laptop	Laptop	Computadora de escritorio

Software	Filtrar señales EEG	Filtro espacial	Filtro en frecuencia	Filtro espacial
	Clasificar señales EEG	Discriminante lineal	Máquinas de vectores de soporte (SVM)	Redes neuronales
	Determinar señales EEG	Máximo acumulado	Máxima consistencia	Máximo acumulado
	Controlar movimiento del brazo robótico	Regresión lineal	Regresión lineal	Regresión lineal
	Enviar información	Protocolo USB	Protocolo WI-FI	Protocolo USB

3.5. Concepto solución

Mediante el agrupamiento de las soluciones detalladas previamente, se desarrollan los conceptos solución de este proyecto, los cuales serán detallados más adelante.

3.5.1. Concepto solución 1

El desarrollo de este concepto solución se da mediante el uso de un brazo sencillo el cual será el encargado de representar el miembro superior. Por lo que se usará un motor DC Geared Down, el cual transmitirá su potencia por medio de poleas y fajas con un eje con roscado en un extremo que se unirá con el eje del brazo mediante un acople de tipo mandíbula para transmitir movimiento. Para el soporte y la correcta sujeción del brazo robótico, se usará un soporte de brazo sencillo diagonal y unas tenazas de sujeción.

Con respecto al acondicionamiento de energía, se tendrá que los sensores y los dispositivos de control se alimentarán mediante conexión USB con la computadora portátil, laptop. Sin embargo, se tendrá que usar una fuente lineal para el driver de motor de mediana potencia debido a que este requiere de más potencia para el correcto movimiento del brazo. Por otro lado, los sensores que se usarán son un sensor de señales EEG, EPOC Flex Gel Sensor Kit de EMOTIV con 32 electrodos húmedos, para medir estos del usuario y el sensor de voltaje que vendrá incluido en un circuito integrado del optoacoplador. Además, se encenderá el sistema mediante un pulsador.

Por otro lado, con respecto al control que se tendrá en el brazo robótico, se usará un microcontrolador como el controlador de paradas del sistema, energía para el motor y será el encargado del correcto envío y recibo de información. Este se comunicará mediante un protocolo USB con una laptop, la cual será la encargada de procesar la información y mostrar una animación 2D. Por último, para el procesamiento se usará un filtro espacial, el cual permite eliminar el ruido del ambiente, un algoritmo de discriminante lineal, el cual permite clasificar las señales EEG, un método del máximo acumulado mediante el cual se determinará la señal EEG estimulada y una regresión lineal que permitirá convertir la señal EEG en un valor de voltaje para el control del brazo robótico. La ilustración de este concepto solución se muestra en las Figuras 3-8, 3-9 y 3-10.



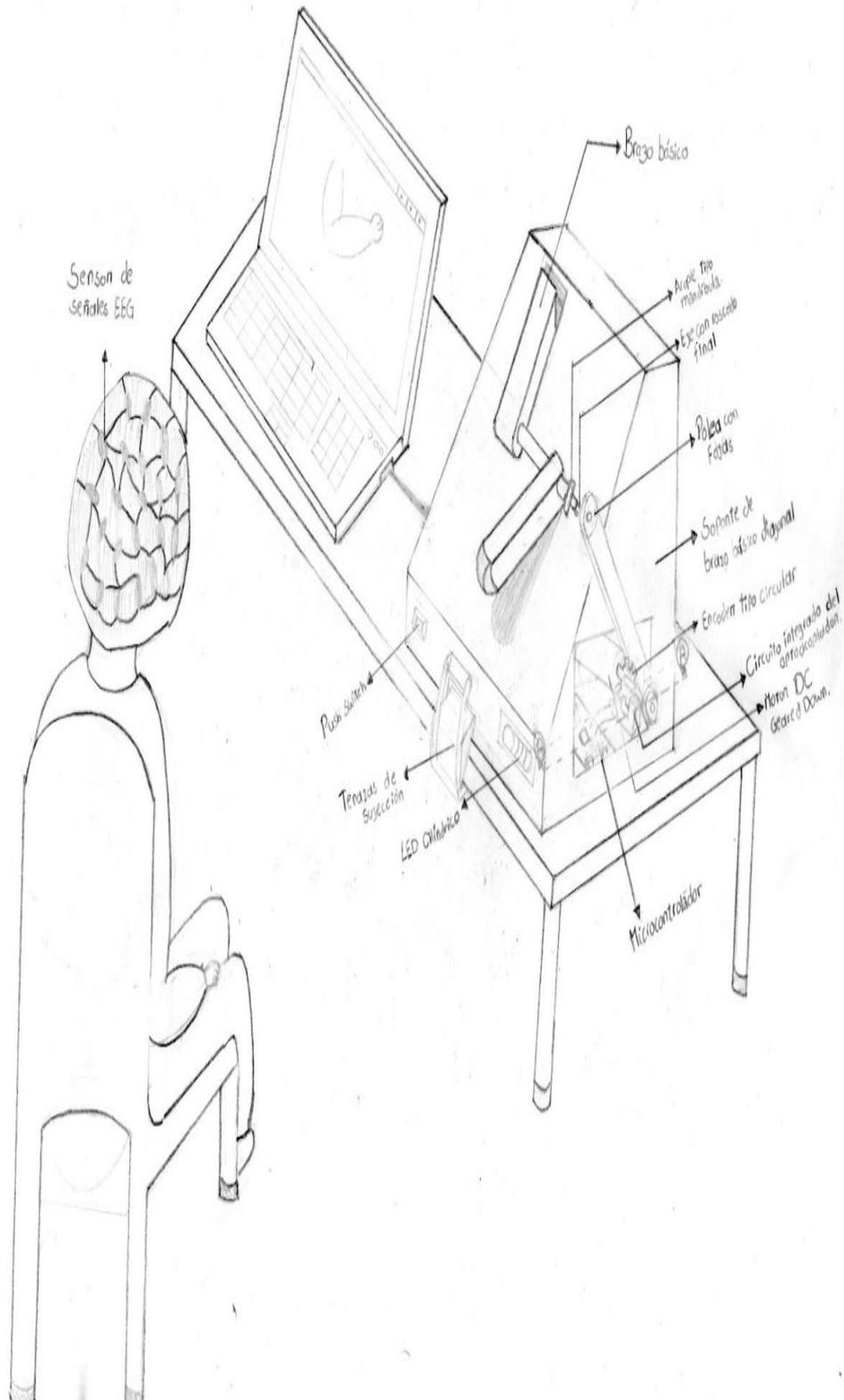


Figura 3-8: Concepto solución 1.

Fuente: Elaboración propia.

VISTA A-A :

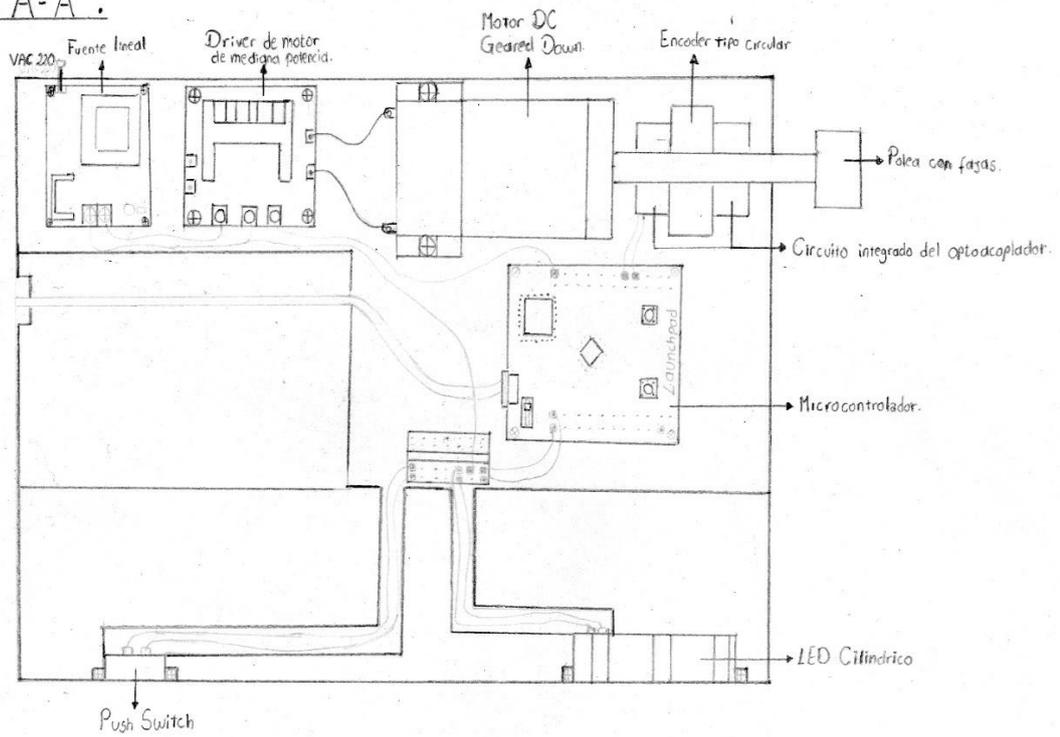


Figura 3-9: Vista A-A del concepto solución 1.

Fuente: Elaboración propia.

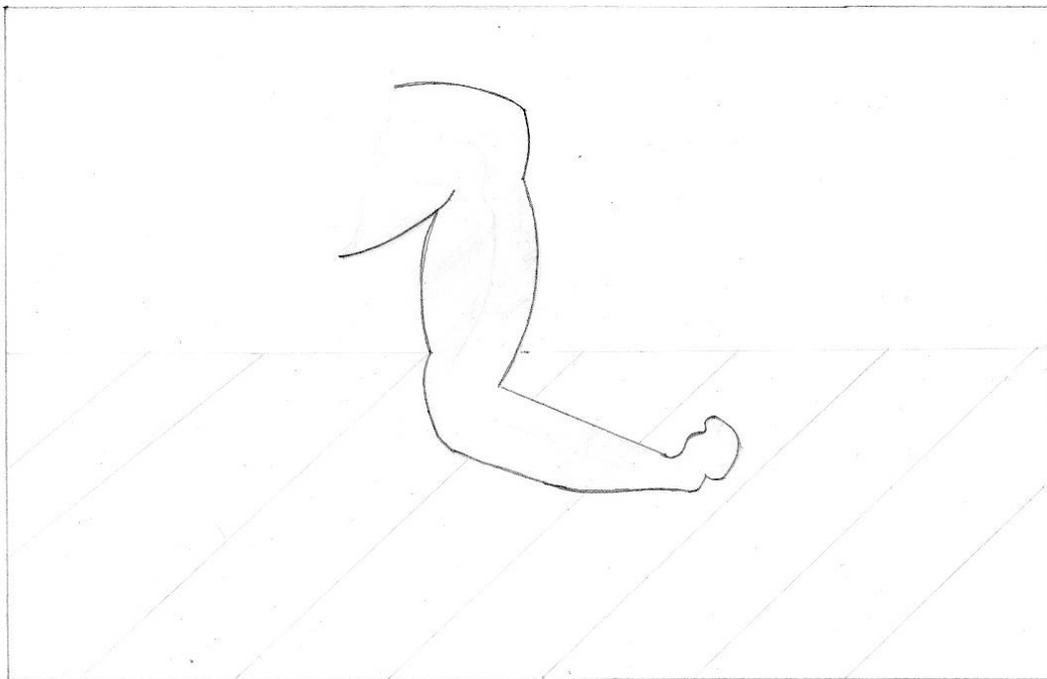


Figura 3-10: Animación 2D

Fuente: Elaboración propia.

3.5.2. Concepto solución 2

El desarrollo de este concepto solución se da mediante el uso de un brazo funcional el cual será el encargado de representar el miembro superior. Por lo que se usará un motor DC de alta potencia, el cual transmitirá su potencia por medio de engranajes con un eje con laminado intermedio que se unirá con el eje del brazo mediante un acople collect chuck para transmitir movimiento. Para el soporte y la correcta sujeción del brazo robótico, se usará un soporte de brazo vertical y un soporte antideslizante.

Con respecto al acondicionamiento de energía, se tendrá que los sensores y los dispositivos de control se alimentarán mediante conexión USB con la computadora portátil, laptop. Sin embargo, se tendrá que usar una fuente conmutada para el driver de motor de alta potencia debido a que este requiere de más potencia para el correcto movimiento del brazo. Por otro lado, los sensores que se usarán son un sensor de señales EEG, DIY Neurotechnologist's Starter Kit de OpenBCI con 8 electrodos secos, para medir estos del usuario y el sensor de voltaje que vendrá incluido en un circuito integrado de encoder. Además, se encenderá el sistema mediante un Switch ON/OFF.

Por otro lado, con respecto al control que se tendrá en el brazo robótico, se usará un FPGA como el controlador de paradas del sistema, energía para el motor y será el encargado del correcto envío y recibo de información. Este se comunicará mediante un protocolo WI-FI con una laptop, la cual será la encargada de procesar la información y mostrar una animación 2D. Por último, para el procesamiento se usará un filtro en frecuencia, el cual permite eliminar el ruido del ambiente, un algoritmo de máquina de vectores de soporte, el cual permite clasificar las señales EEG, un método de máxima consistencia mediante el cual se determinará la señal EEG estimulada y una regresión lineal que permitirá convertir la señal EEG en un valor de voltaje para el control del brazo robótico. La ilustración de este concepto solución se muestra en las Figuras 3-11, 3-12 y 3-13.

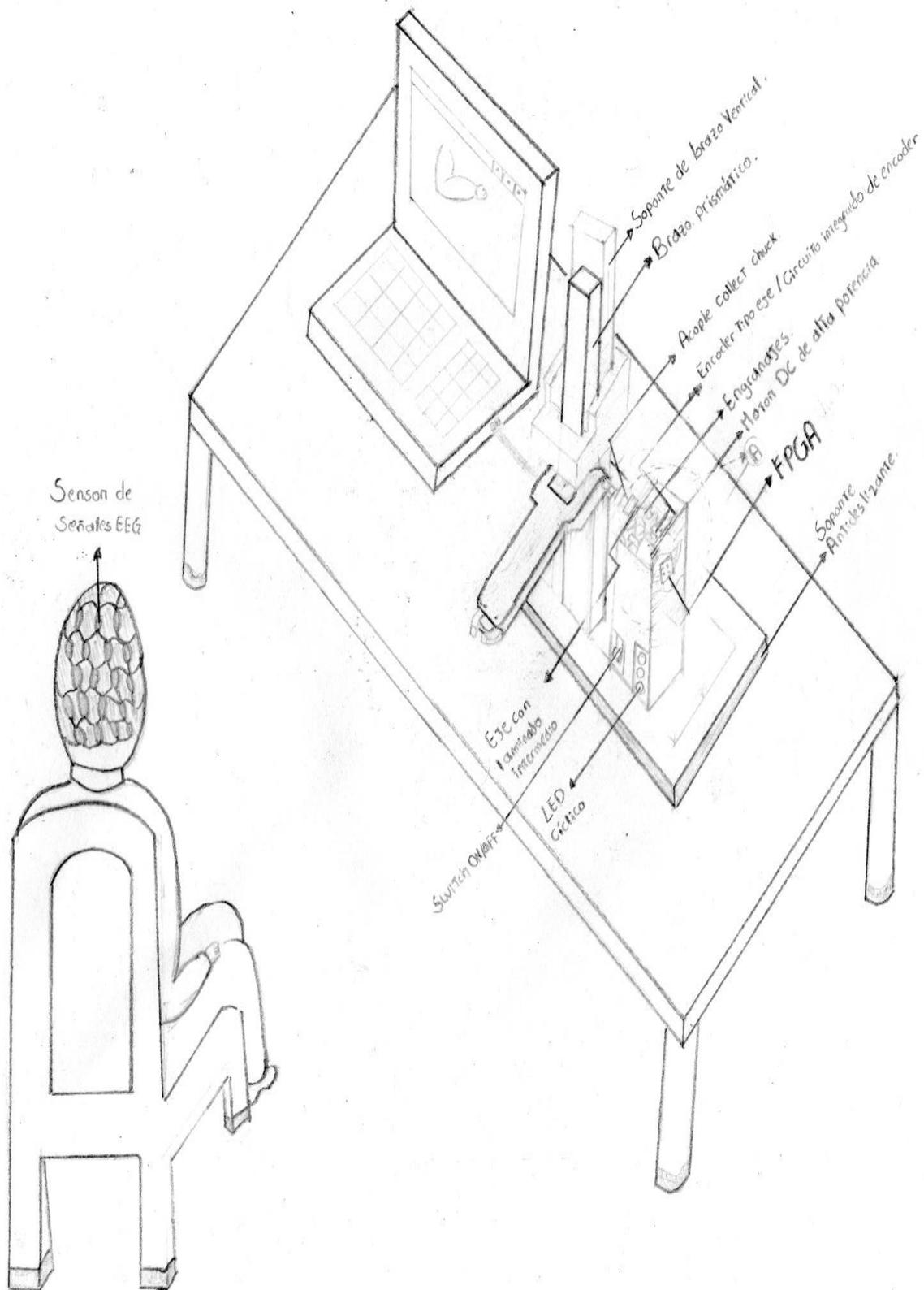


Figura 3-11: Concepto solución 2.

Fuente: Elaboración propia.

Sección A:

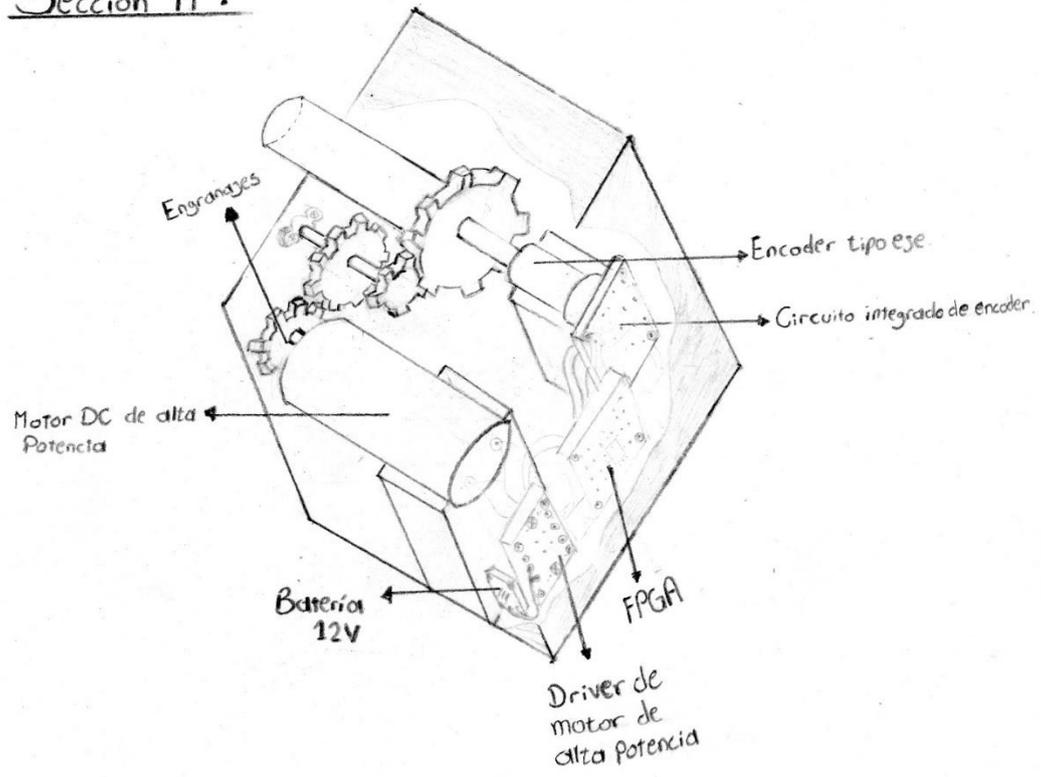


Figura 3-12: Sección A del concepto solución 2.

Fuente: Elaboración propia.

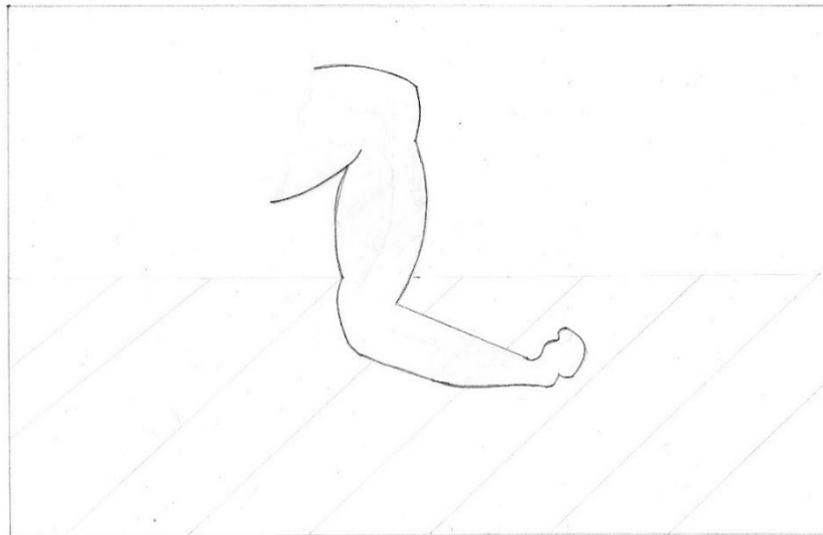


Figura 3-13: Animación 2D

Fuente: Elaboración propia.

3.5.3. Concepto solución 3

El desarrollo de este concepto solución se da mediante el uso de un brazo anatómico el cual será el encargado de representar el miembro superior. Por lo que se usará un motor DC paso a paso, el cual transmitirá su potencia por medio de un engranaje con tornillo sin fin, este tendrá un eje sin roscado que se unirá con el eje del brazo mediante un acople de tipo cadena para transmitir movimiento. Para el soporte y la correcta sujeción del brazo robótico, se usará un soporte de brazo anatómico horizontal y tornillos.

Con respecto al acondicionamiento de energía, se tendrá que los sensores se alimentarán mediante pilas y los dispositivos de control, así como el driver de motor paso a paso, se alimentarán mediante una fuente conmutada. Por otro lado, los sensores que se usarán son un sensor de señales EEG, g.Nautilus de g.tec con 32 electrodos secos, para medir estos del usuario y el sensor de voltaje que vendrá incluido en un circuito integrado de encoder. Además, se encenderá el sistema mediante un pulsador.

Por otro lado, con respecto al control que se tendrá en el brazo robótico, se usará un microprocesador como el controlador de paradas del sistema, de energía para el motor y será el encargado del correcto envío y recibo de información. Este se comunicará mediante un protocolo USB con una computadora de escritorio, la cual será la encargada de procesar la información y mostrar una animación 2D. Por último, para el procesamiento se usará un filtro espacial, el cual permite eliminar el ruido del ambiente, un algoritmo de redes neuronales que permite clasificar las señales EEG, un método del máximo acumulado mediante el cual se determinará la señal EEG estimulada y una regresión lineal que permitirá convertir la señal EEG en un valor de voltaje para el control del brazo robótico. La ilustración de este concepto solución se muestra en las Figuras 3-14, 3-15 y 3-16.

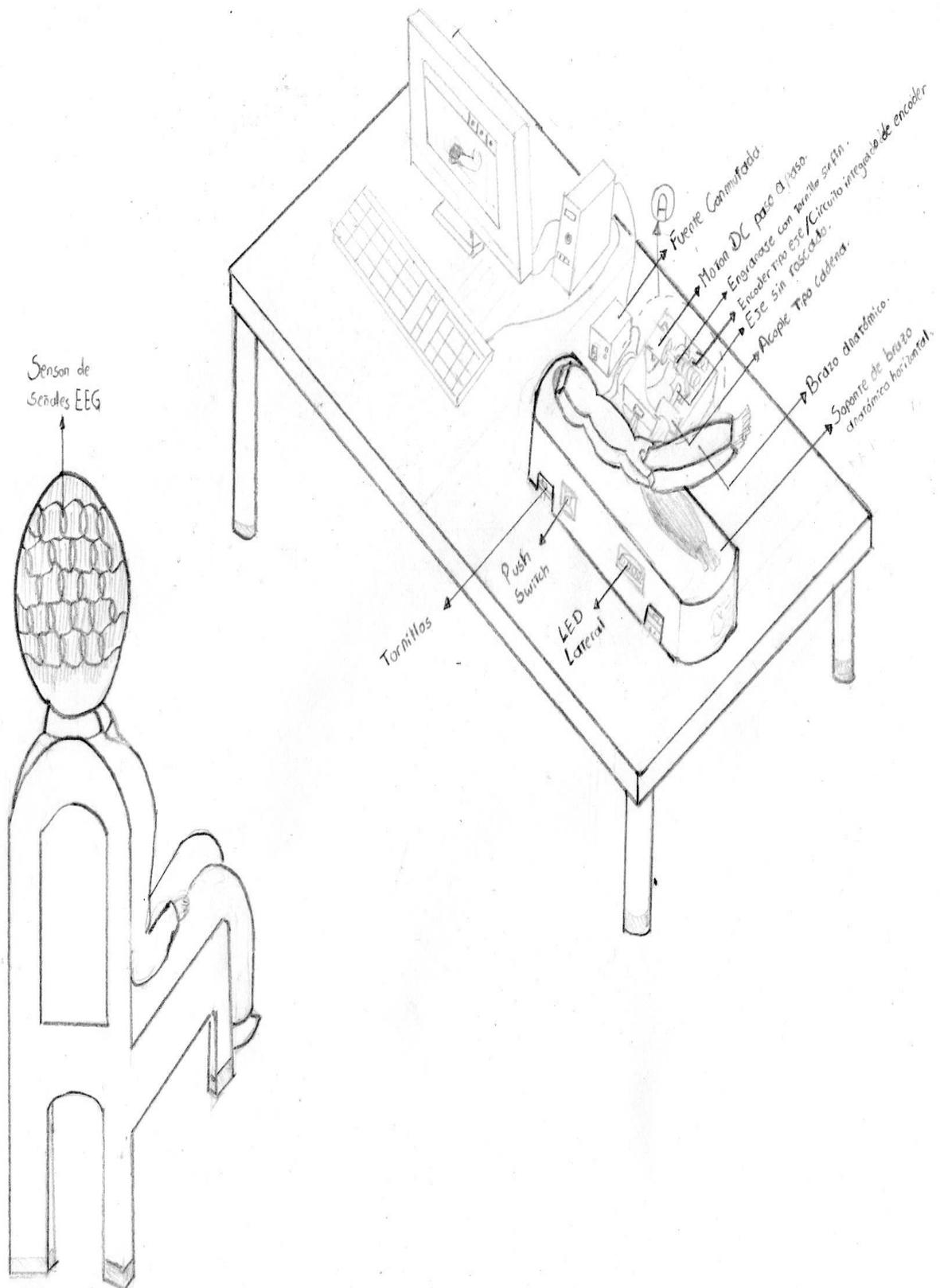


Figura 3-14: Concepto solución 3.

Fuente: Elaboración propia.

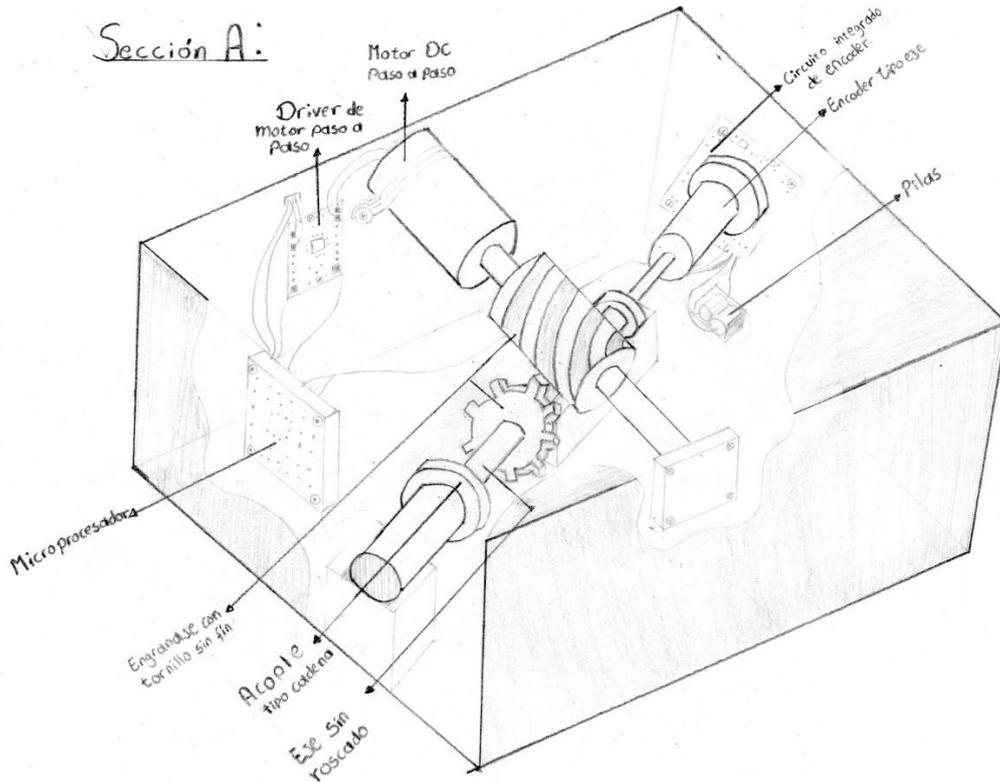


Figura 3-15: Sección A del concepto solución 3.

Fuente: Elaboración propia.

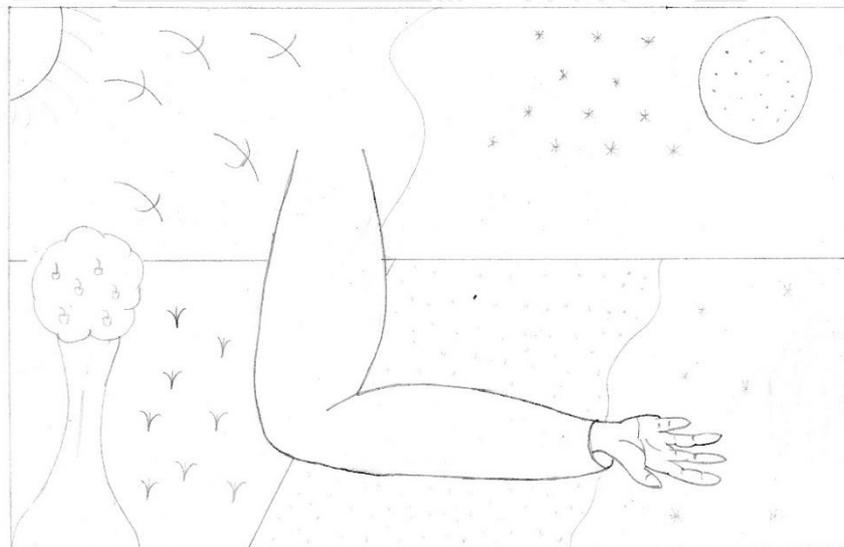


Figura 3-16: Animación 3D

Fuente: Elaboración propia.

Debido a los diversos criterios que se debe tener en cuenta para la correcta selección del concepto solución óptimo, se realizará una evaluación técnica-económica mediante la cual se podrá visualizar en una tabla los distintos criterios con sus respectivos pesos.

3.6. Evaluación técnica-económica

Mediante la asignación de diferentes valores g a los criterios establecidos, se podrá realizar una mejor selección del concepto solución óptimo por lo que se describirán estos para dar a entender al lector el razonamiento detrás de la asignación de los pesos de cada uno.

Se conoce que la finalidad de este sistema es la rehabilitación, por lo que se debe tener mucha atención a la efectividad de esta. Por lo tanto, se deberá priorizar los criterios de tiempo de respuesta e identificación con el usuario debido a que estos están relacionados directamente con la efectividad, ya que, si el paciente no siente la conexión entre el movimiento que desea realizar con el movimiento que observa del brazo robótico, no se podrá realizar el neurofeedback y, por ende, no será efectiva la rehabilitación por lo que se asigna pesos de 3 y 4 (g) a estos criterios debido a que son criterios muy importantes.

Además, debido a que se realizarán sesiones de rehabilitación para medir la efectividad del sistema, se deberá priorizar reducir el tiempo de estas sesiones, ya que, si este es muy largo, el paciente perderá interés en la rehabilitación y, por consiguiente, los resultados medidos no serán muy significativos. Por lo tanto, se deberá priorizar el criterio de intuición del sistema de rehabilitación, puesto que, si el paciente intuye que debe hacer en la rehabilitación, el tiempo de inducción se reducirá considerablemente por lo que se asigna un peso de 3 (g) a este criterio debido a que es un criterio muy importante.

Por otro lado, se debe tener en cuenta la fácil adquisición y el costo de tecnología del sistema debido a que sin estos no se podría armar el sistema en el tiempo establecido y aumentaría el costo de la máquina lo que contradeciría a la lista de exigencias en la cual se estableció que el sistema es de bajo costo por lo que se asigna un peso de 3 (g) a estos criterios debido a que son criterios importantes.

Finalmente, se deberá tener en cuenta el transporte del sistema debido a que el sistema debe estar con el paciente para que él sienta real el brazo robótico y funcione mejor el neurofeedback, es decir no es conveniente ver el brazo robótico mediante una webcam. Por lo tanto, se asigna un peso de 2 (g) a este criterio debido a que es un criterio importante pero no limita el ensamblaje del sistema.

Por otro lado, se deberá asignar a cada criterio un valor p, el cual variará del 1 al 4 dependiendo de diversos factores, estos se describirán en las siguientes líneas.

Uso de energía: Debido que la energía que necesita un sistema se determina por la potencia que esta consume, se usará la cantidad de W necesarios para el funcionamiento del sistema como criterio de asignación del peso p. A este se le asignará 4 si es que la potencia está entre 0 y 1 W, además, se le asignará 3 si la potencia está entre 1 y 2.5 W, asimismo, se le asignará 2 si la potencia está entre 2.5 y 3.5 W. Por último, se le asignará 1 si la potencia está entre 3.5 a 5 W.

Transportabilidad: Debido a que un objeto es más difícil transportar si este es más grande, se usará el área de la base del sistema sin contar el hardware de procesamiento como criterio de asignación del peso p. A este se le asignará 1 si el área está entre 800 y 1500 cm², además, se le asignará 2 si el área está entre 800 y 1500 cm², asimismo, se le asignará 3 si el área está entre 200 y 600 cm². Por último, se le asignará 1 si el área está entre 0 y 200 cm²

Complejidad: Debido a que un objeto tiene más complejidad si este es más difícil de armar, se considerará el número de piezas a armar como criterio de asignación del peso p. A este se le asignará 1 si la cantidad de piezas está entre 30 y 50, además, se le asignará 2 si la cantidad de piezas está entre 20 y 30, asimismo, se le asignará 3 si la cantidad de piezas está entre 10 y 20. Por último, se le asignará 4 si la cantidad de piezas está entre 1 y 10.

Identificación con el usuario: Debido a que un usuario se identifica más con un brazo robótico si este es más semejante a su brazo en sí, se usará la correlación que existe entre el brazo robótico con un brazo ideal de un ser humano como criterio de asignación del peso p. A este se le asignará 1 si la correlación está entre 0 y 0.3, además, se le asignará 2 si la correlación está entre 0.3 y 0.6, asimismo, se le asignará 3 si la correlación está entre 0.6 y 0.9. Por último, se le asignará 4 si la correlación está entre 0.9 y 1.

Tiempo de respuesta: Debido a que el tiempo de respuesta de un sistema se determina por el tiempo transcurrido entre el instante que se manda la orden y en el que se ejecuta esta por lo que se usará este tiempo en segundos como criterio de asignación del peso p. A este se le asignará 1 si el tiempo de respuesta está entre 0.6 y 1 segundos, además, se le asignará 2 si el tiempo de respuesta está entre 0.4 y 0.6 segundos, asimismo, se le asignará 3 si el tiempo de respuesta está entre 0.1 y 0.4. Por último, se le asignará 4 si el tiempo de respuesta está entre 0 y 0.1.

Intuición: Debido a que la capacidad de intuir de un paciente sobre qué acción realizar al mirar una animación se puede determinar por la fluidez que posee este, se usará la cantidad de fotogramas (FPS) como criterio de asignación del peso p. A este se le asignará 2 si la cantidad de FPS está entre 0 y 20, además, se le asignará 3 si la cantidad de FPS está entre 20 y 60. Por último, se le asignará 4 si la cantidad de FPS está entre 60 y 100.

Costo de la tecnología: Debido a que el costo de la tecnología de un sistema se determina por el costo total de todos sus componentes, se usará el monto en soles de este como criterio de asignación del peso p. A este se le asignará 1 si el costo está entre 2100 y 2500 soles, además, se le asignará 2 si el costo está entre 1800 y 2100 soles, asimismo, se le asignará 3 si el costo está entre 500 y 1800 soles. Por último, se le asignará 4 si el costo está entre 0 y 500 soles. Se debe tomar en cuenta que en estos costos no se incluye el del lector EEG, ya que este dependerá de la disponibilidad del usuario.

Fácil adquisición: Debido a que un sistema es de fácil adquisición, en términos económicos, si el costo extra necesario para conseguir los dispositivos, ya sea por encomienda o pedidos especiales, es bajo, se usará este costo como criterio de asignación del peso p. A este se le asignará 1 si el costo extra está entre 200 y 500 soles, además, se le asignará 2 si el costo extra está entre 150 y 200 soles, asimismo, se le asignará 3 si el costo extra está entre 100 y 150 soles. Por último, se le asignará 4 si el costo extra está entre 0 y 100 soles.

Fácil montaje: Debido a que un sistema es de fácil montaje, en términos económicos, si los dispositivos necesarios para ensamblar un sistema son de bajo costo, se usará este costo como criterio de asignación del peso p. A este se le asignará 1 si el costo está entre 40 y 100 soles, además, se le asignará 2 si el costo extra está entre 35 y 40 soles, asimismo, se le asignará 3 si

el costo extra está entre 25 y 35 soles. Por último, se le asignará 4 si el costo extra está entre 0 y 25 soles.

Fácil mantenimiento: Debido a que un sistema es de fácil mantenimiento, en términos económicos, si los dispositivos necesarios para realizar el mantenimiento de un sistema son de bajo costo, se usará este costo como criterio de asignación del peso p. A este se le asignará 1 si el costo está entre 15 y 20 soles, además, se le asignará 2 si el costo está entre 10 y 15 soles, asimismo, se le asignará 3 si el costo está entre 5 y 10 soles. Por último, se le asignará 4 si el costo está entre 0 y 5 soles.

Se muestra en las Tablas 3-5 y 3-6 los pesos asignados a cada criterio y a cada concepto solución.

Tabla 3-5: Tabla de criterios técnicos de la evaluación técnica económica

Fuentes: Elaboración propia

CRITERIOS TÉCNICOS		Solución 1			Solución 2		Solución 3		Ideal	
Nro.	Criterio	g	p	pxg	p	pxg	p	pxg	p	pxg
1	Uso de energía	1	2	2	1	1	3	3	4	4
2	Transportabilidad	2	1	2	3	6	2	4	4	8
3	Complejidad	1	1	1	3	3	2	2	4	4
4	Identificación con el usuario	3	1	3	2	6	3	9	4	12
5	Tiempo de respuesta	4	1	4	3	12	2	8	4	16
6	Intuición	3	2	6	2	6	3	9	4	12
Suma			8	18	14	34	15	35	24	56
Promedio			0.333	0.321	0.583	0.607	15.000	0.625	1.000	1.000

Tabla 3-6: Tabla de criterios económicos de la evaluación técnica económica

Fuentes: Elaboración propia

CRITERIOS ECONÓMICOS		Solución 1			Solución 2		Solución 3		Ideal	
Nro.	Criterio	g	p	pxg	p	pxg	p	pxg	p	pxg
1	Costo de la tecnología	3	3	9	2	6	1	3	4	12
2	Fácil adquisición	3	3	9	3	9	2	6	4	12
3	Fácil montaje	2	3	6	2	4	2	4	4	8
4	Fácil mantenimiento	1	3	3	1	1	3	3	4	4
Suma			12	27	8	20	8	16	16	36
Promedio			0.750	0.750	0.500	0.556	0.500	0.444	1.000	1.000

Mediante un gráfico de promedio técnico vs promedio económico se muestra el concepto solución ganador, el cual es el concepto solución 2, ya que esta se acerca al concepto solución ideal. Este se puede apreciar en la Figura 3-17.

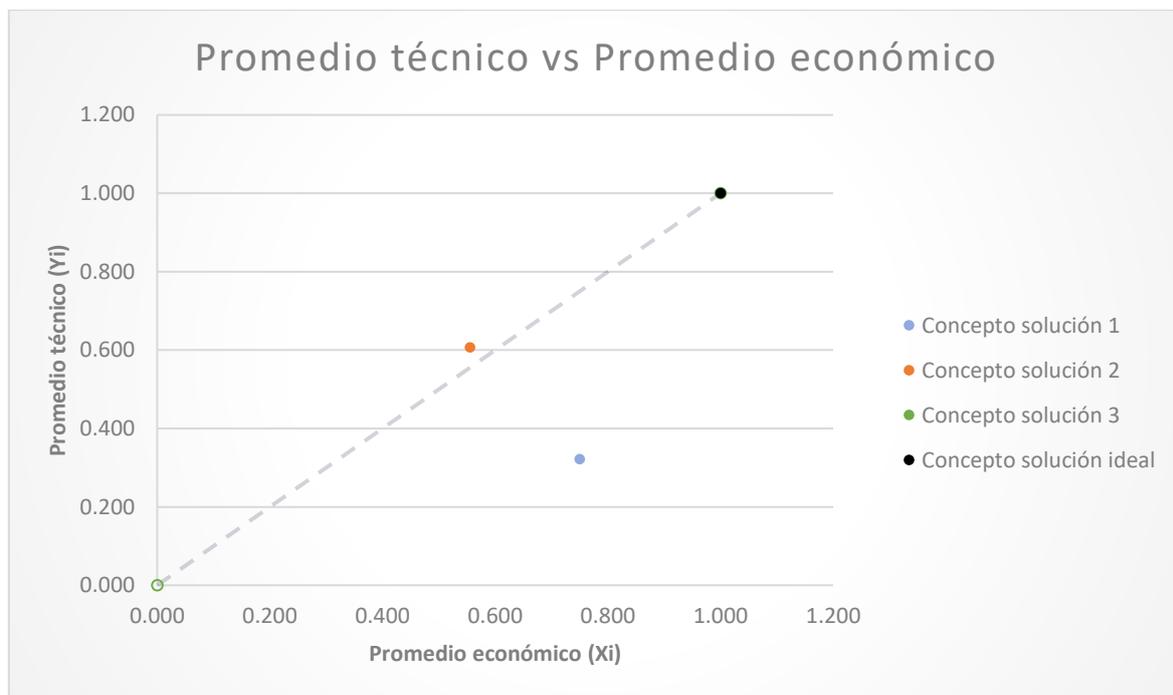


Figura 3-17: Gráfica de promedio técnico vs promedio económico

Fuente: Elaboración propia.

3.7. Concepto solución óptimo

Tomando en cuenta el análisis técnico económico descrito, se puede llegar a concluir que el concepto solución óptimo es el representado en las Figuras 3-18, 3-19 y 3-20. Este concepto, en base al concepto solución ganador, concepto solución 2, combina los diferentes elementos de los otros dos conceptos solución que han producido en los criterios establecidos un alto puntaje en la evaluación técnica-económica. Algunos de estos son el diseño del brazo del concepto solución 3, el cual produjo una alta identificación con el usuario y un fácil

mantenimiento de los elementos requeridos para la construcción de esta, y la animación 3D del concepto solución 3 que produjo una alta intuición en el usuario.

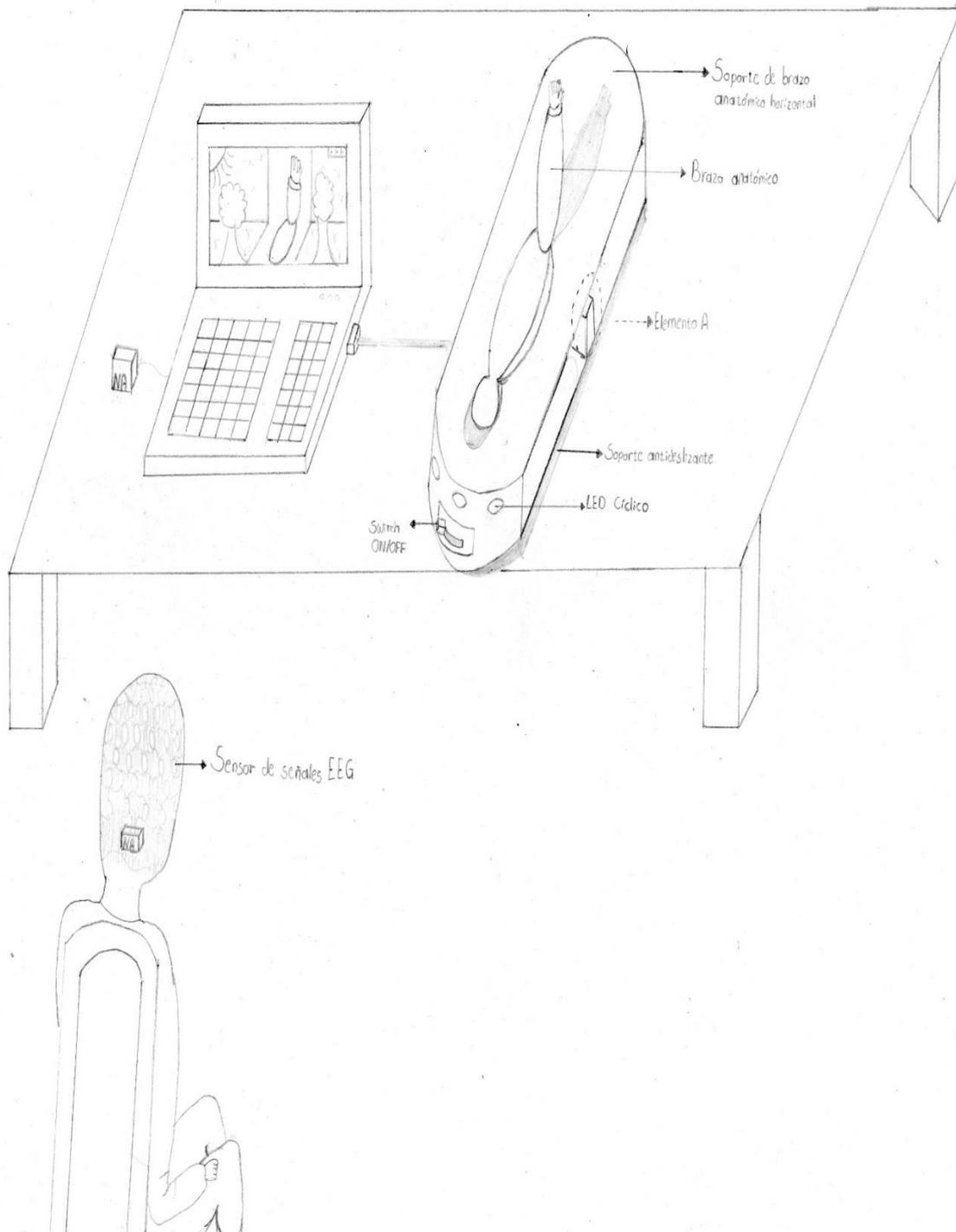


Figura 3-18: Concepto solución óptimo.

Fuente: Elaboración propia

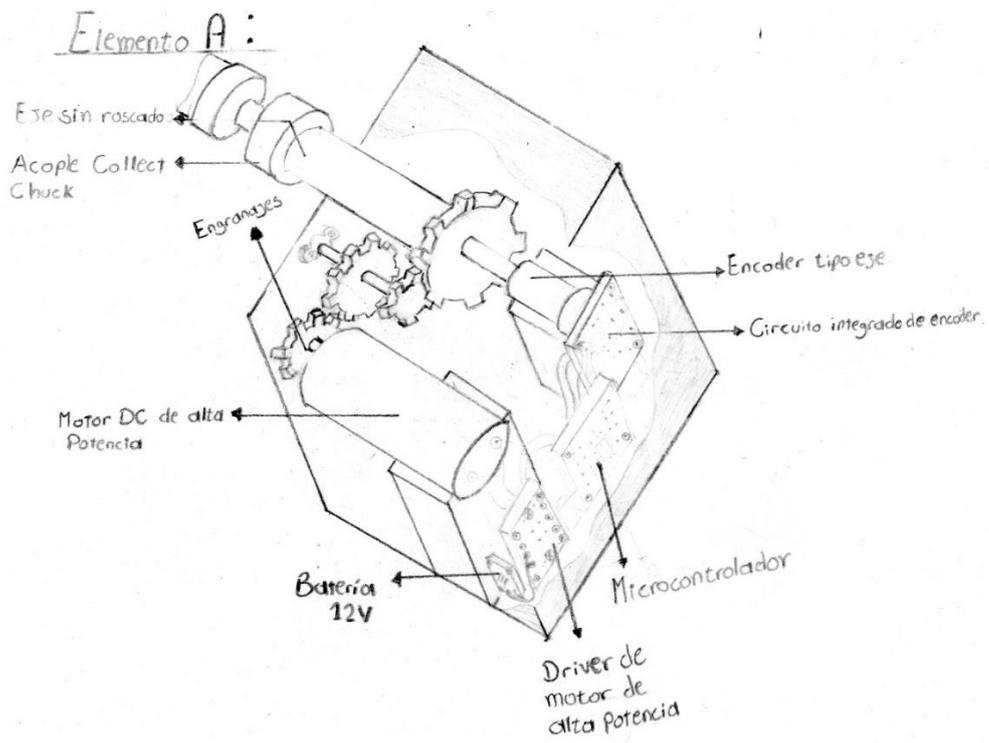


Figura 3-19: Elemento A del concepto solución óptimo.

Fuente: Elaboración propia.

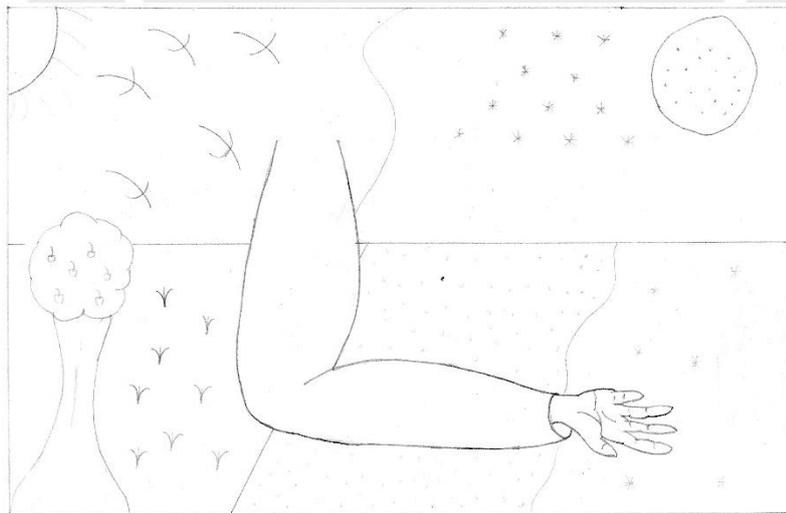


Figura 3-20: Animación 3D

Fuente: Elaboración propia.

CAPÍTULO 4

DISEÑO PRELIMINAR

Este capítulo contendrá información importante relacionada al proyecto preliminar del sistema. En primer lugar, se identificarán los problemas que posee el concepto solución óptimo del sistema y se darán las recomendaciones correspondientes que se deberán aplicar para obtener el proyecto preliminar óptimo. Además, se presenta el diagrama de operaciones, la arquitectura de hardware y el diagrama de flujo.

4.1. Proyecto preliminar

En base a lo descrito en el capítulo anterior, se puede concluir que al concepto solución óptimo se debe realizar cambios en la estructura de soporte debido a que este ocupa demasiado espacio y, por ende, produce un transporte más difícil. Además, se debe diseñar un mecanismo entre el brazo y antebrazo robótico, de tal modo que este sea eficiente y, por ende, no produzca bastante fricción; es decir, que no se caliente demasiado. Por otro lado, se debe mejorar la interfaz gráfica para que este sea más intuitivo y se pueda realizar las sesiones de rehabilitación más satisfactoriamente.

i) Bosquejo en 3D

Mediante el uso de un software de diseño asistido por computadora, Inventor 2020, se puede realizar un bosquejo en 3D del prototipo del brazo robótico implementado. Este se muestra en la Figura 4-1.

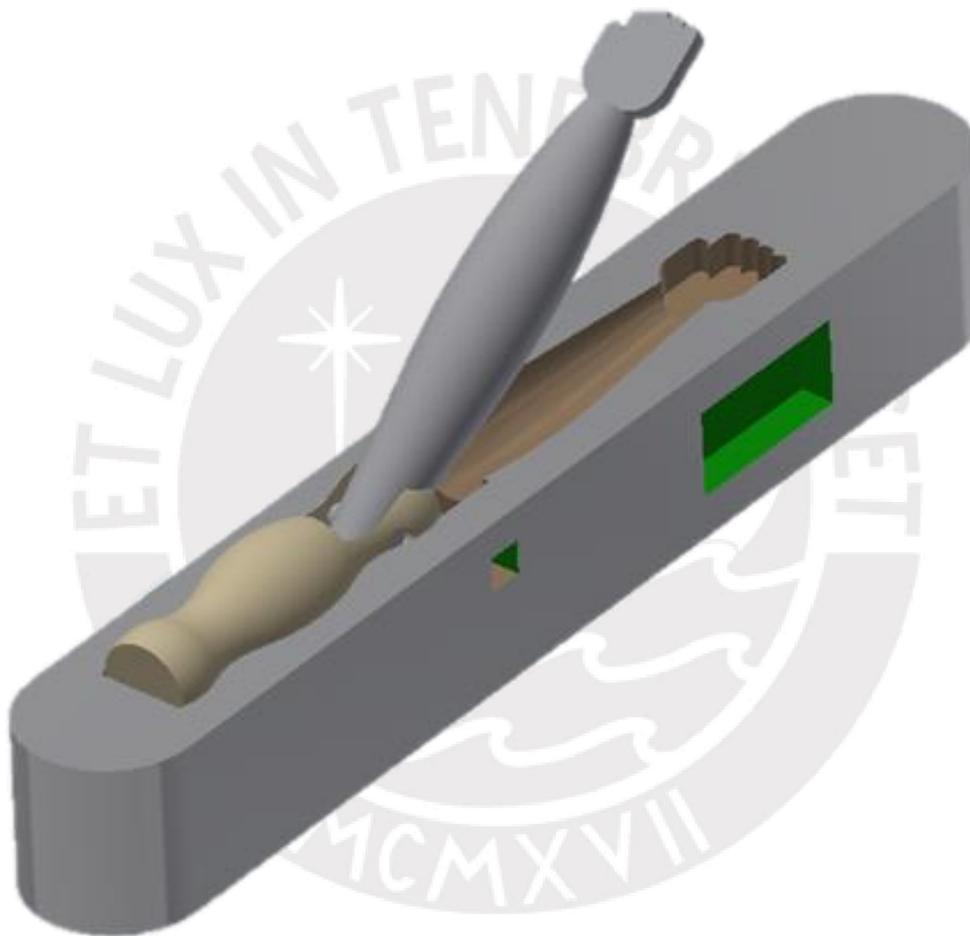


Figura 4-1: Modelo 3D de concepto solución óptimo.

Fuente: Elaboración propia.

El uso de los dispositivos de control y su relación con los componentes electrónicos es amplio por lo que se deberá ordenar esta relación por medio de un diagrama de arquitectura de hardware para que sirva como base en una futura selección de componentes.

4.2. Arquitectura de hardware

La arquitectura de hardware de este sistema posee como entrada un voltaje de 220VAC, el cual ingresa a una laptop, la cual retiene información enviada por el sensor G. Nautilus que por medio de conexión USB puede transferir información y voltaje de 5VDC. Esta conexión alimenta a un Switch ON/OFF, el cual entrega 5VDC y restringe el uso de energía en el microcontrolador. Por otro lado, el microcontrolador alimenta a los LED cíclicos y al circuito integrado de encoder con 5VDC, además este recibe información del circuito integrado de encoder y transmite las señales de control al driver de motor de potencia. Este último debe ser alimentado por una batería externa, ya que necesita una elevada potencia, además este transmite información de control al motor DC. Esta arquitectura de hardware puede ser apreciada en la Figura 4-2.

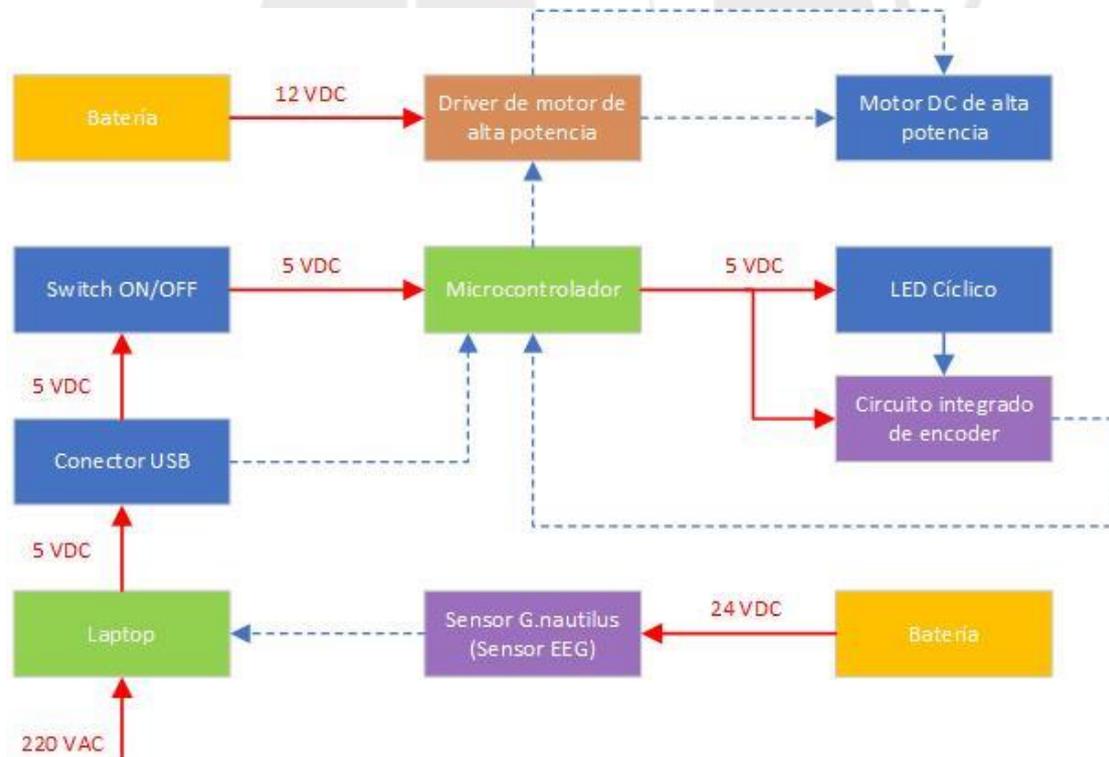


Figura 4-2: Diagrama de la arquitectura de hardware.

Fuente: Elaboración propia.

Debido a que se desea estandarizar el proceso de la interacción entre el paciente y el sistema de rehabilitación, se realiza un diagrama de operaciones, el cual el paciente deberá seguir en cada sesión de rehabilitación. Esta se muestra en la Figura 4-3.

4.3. Diagrama de operaciones

El diagrama de operaciones de este sistema inicia con una prefase, la cual considera que el paciente debe tener una limpieza efectiva en su cuero cabelludo y, además, deberá haber escuchado una inducción previa a la utilización del equipo en la cual se definirá el número de ensayos. Luego al paciente se le colocará el sensor de EEG en la cabeza y se deberá verificar que sus electrodos estén bien posicionados, asimismo se deberá verificar el movimiento del brazo robótico. A continuación, el paciente visualizará la animación del movimiento del brazo robótico y deberá esperar a un sonido para que empiece a imaginar el movimiento del brazo con la dirección solicitada. Esta se deberá mantener hasta que se escuche otro sonido, el cual indicará el fin de la recepción de datos. Seguidamente, el paciente visualizará una pantalla negra en la interfaz y el accionamiento del brazo robótico con la dirección imaginada. Este proceso se repetirá hasta completar el número de ensayos previamente establecidos. Este diagrama de operaciones se muestra en la Figura 4-3.

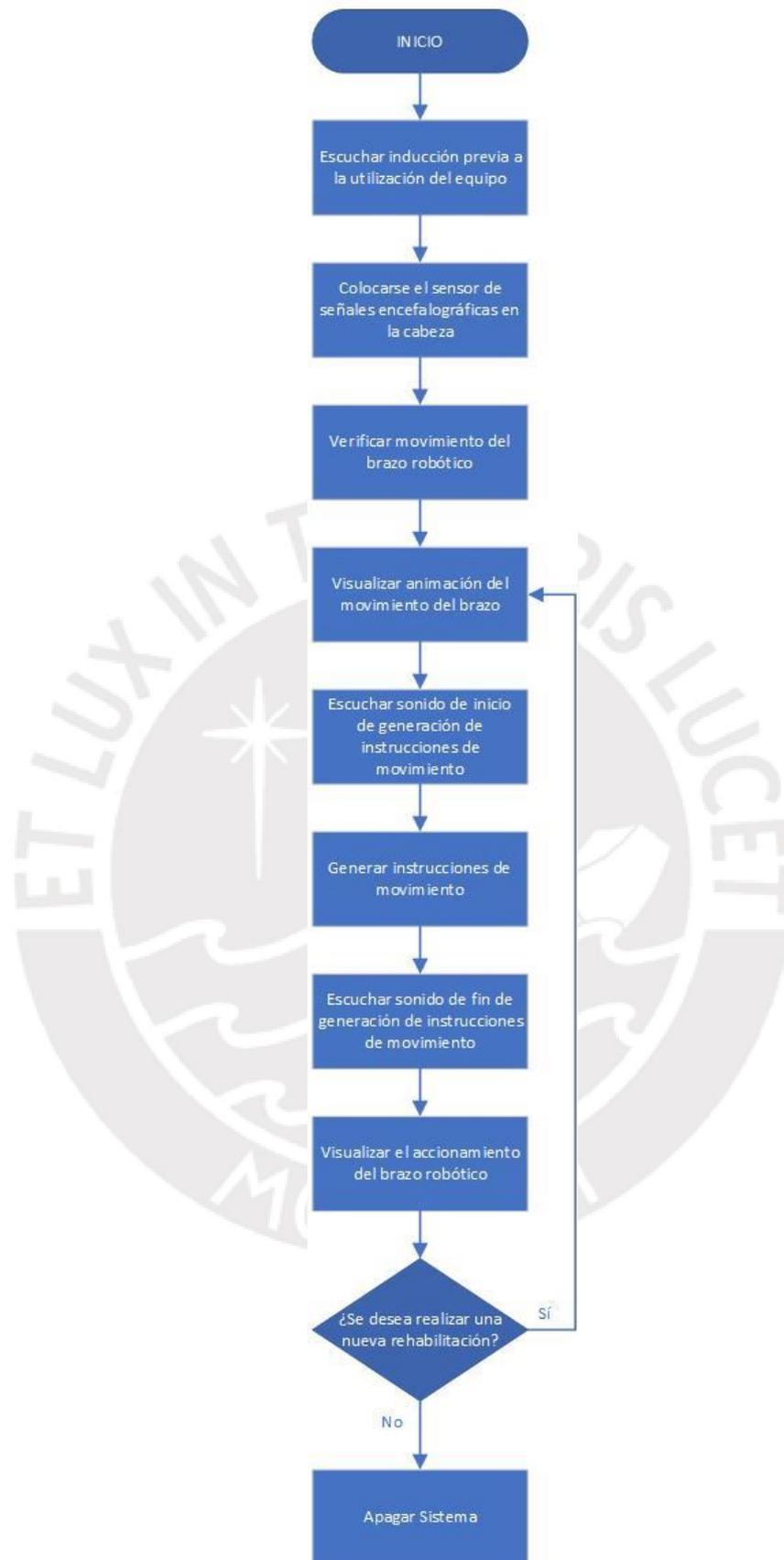


Figura 4-3: Diagrama de operaciones

Fuente: Elaboración propia.

Con el objetivo de dar una mejor comprensión acerca del sistema de rehabilitación al lector, se muestra el diagrama de flujo del sistema, el cual se seguirá en las sesiones de rehabilitación.

4.4. Diagrama de flujo

El diagrama de flujo del sistema inicia con la inicialización de parámetros de recepción y envío de señales en el dispositivo de procesamiento. Luego, se muestra una animación de rehabilitación y se espera una señal que indica el inicio de un ensayo de rehabilitación. Una vez accionado la señal mencionada, se reproduce un sonido por un periodo corto que indica el inicio de recepción de las señales EEG del paciente por lo que se leerán estas por un tiempo establecido. Una vez transcurrido este tiempo, se dejará de medir las señales EEG y se reproducirá un sonido por un periodo corto que indicará el fin de recepción de estas señales. Seguidamente, las señales almacenadas se procesarán y determinarán una señal de control al brazo robótico, la cual será enviada al microcontrolador y este accionará el brazo robótico. Este flujo se ejecutará cíclicamente hasta que el número de ensayos definidos previamente por el usuario llegue a completarse. Este diagrama de flujo se presenta en la Figura 4-4.



Figura 4-4: Diagrama de flujo

Fuente: Elaboración propia

CONCLUSIONES

1. La propuesta de solución sustentada en este trabajo de investigación planeó solucionar los problemas que presentan los actuales sistemas de rehabilitación de miembro superior, los cuales son, por ejemplo, la fatiga muscular y la excesiva necesidad de un terapeuta. Para ello se propuso un sistema de rehabilitación de miembro superior por medio de una interfaz cerebro computadora. Esta propuesta se pudo lograr por medio de la integración de un sistema de procesamiento de señales encefalográficas, un sistema de transmisión de potencia, un brazo robótico y su dispositivo de sujeción respectiva, y un sistema de control y de alimentación de energía.
2. Se pudo diseñar la interfaz gráfica de usuario satisfactoriamente, ya que se pudo identificar las instrucciones necesarias a incluir en esta mediante la elaboración del diagrama de flujo y de operaciones.
3. El diseño del sistema de rehabilitación se basó en un prototipo de un brazo robótico anatómico con un acople de tipo cadena para la correcta sujeción del mismo. Por otro lado, el diseño del mecanismo de transmisión de potencia se basó en el funcionamiento de un servomotor y, además, el diseño electrónico se basó en las diferentes opciones disponibles en el mercado actual.
4. La propuesta de solución sustentada en este trabajo de investigación presenta la identificación y selección de los algoritmos necesarios para el filtrado y clasificación de las señales EEG obtenidas por el paciente. Estos se pudieron identificar y seleccionar debido a que se realizó una revisión en el estado del arte de los diferentes algoritmos que se han usado en el filtrado y clasificación de las señales encefalográficas.
5. Se pudo integrar satisfactoriamente los diseños de los diferentes módulos presentes en el sistema de rehabilitación como, por ejemplo, el sistema mecánico con el electrónico y el de control. Esto se pudo lograr debido a que se realizó un diagrama de funciones en el cual se identificó la compatibilidad entre ellos.

RECOMENDACIONES

1. Para mejorar el diseño del brazo robótico, se recomienda afinar la forma de su antebrazo, muñeca y sus dedos, vestirlo con ropa humana y pintarlo de colores semejantes al de uno real, ya que de esta manera tendría un aspecto más real por lo que el paciente se podría identificar mejor con este.
2. Para mejorar la eficiencia de la transmisión, se recomienda temprar los dientes de engranajes de tal modo que aumente su resistencia y pueda ser usado por un tiempo más prolongado.
3. Para que el sistema sea más fácil de transportar, se recomienda reducir el tamaño del soporte del brazo y adecuarlo a un estilo minimalista. Además, se sugiere que se trabaje más en las dimensiones del sistema eléctrico y de control del brazo con el fin de que estos se reduzcan. Por ejemplo, se puede reducir el tamaño de sus conexiones electrónicas por medio de una placa PCB.

ANEXOS

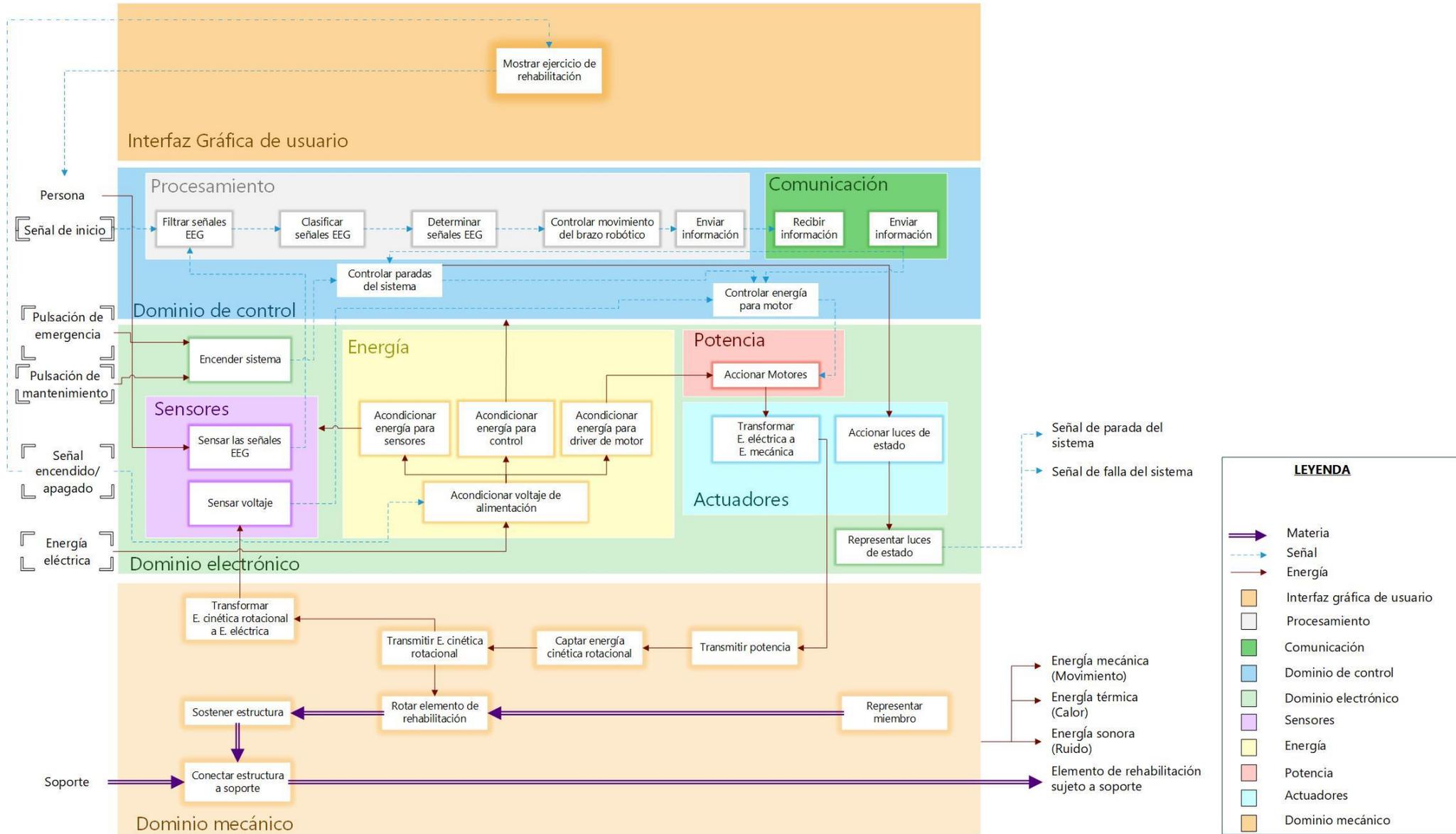
Anexo 1: Lista de requerimientos

LISTA DE REQUERIMIENTOS			Pag. 1 de 1
			Edición: Revisión 1
PROYECTO:		Sistema de rehabilitación neurológica de miembro superior para personas discapacitadas por medio del uso de la interfaz cerebro máquina	Fecha: 17/09/2019
CLIENTE:		Pontificia Universidad Católica del Perú	Elaborado: 17/09/2019
Fecha (cambios)	Exigencia o Deseo	Descripción	Responsable
Función Principal			
17/09/2019	E	Rehabilitar mediante la neurorrehabilitación a personas con discapacidad en el miembro superior haciendo uso de una interfaz intuitiva.	Alvaro Neyra
Geometría			
17/09/2019	E	Las dimensiones del brazo no deben sobrepasar 600mm de largo, 400mm de ancho y 500 mm de altura las cuales han sido basadas en una persona promedio (Singh et al., 2016). Asimismo, su área de trabajo no debe sobrepasar en extensión 800 mm de largo, 500 mm de ancho y 200 mm de altura; y en flexión: 400 mm de largo, 500 mm de ancho y 700 mm de altura. Finalmente, las dimensiones de la interfaz gráfica de usuario no deben sobrepasar una resolución de 1920 x 1080 px.	Alvaro Neyra
Cinemática			
17/09/2019	E	La velocidad del brazo robótico no debe ser mayor a 0.24 rad/s.	Alvaro Neyra
18/09/2019	E	El ángulo de giro del brazo robótico no debe ser menor a 135°.(Gates et al., 2016)	Alvaro Neyra
19/09/2019	E	El brazo robótico no tendrá más de 3 grados de libertad.	Alvaro Neyra
Energía			
17/09/2019	E	La fuente de alimentación debe ser de 220V y 60Hz monofásicos para el dispositivo tecnológico que procesará las señales EEG y 12 V de corriente continua para el brazo robótico.	Alvaro Neyra

Señales (Información)			
17/09/2019	E	Entrada: Señales encefalográficas (EEG), señal de inicio, señal de encendido/apagado, pulsación de emergencia y pulsación de mantenimiento	Alvaro Neyra
17/09/2019	E	Salida: Señal de parada y falla del sistema.	Alvaro Neyra
Control			
17/09/2019	E	Apagado de emergencia automático en caso de que la máquina se bloquee por tiempo prolongado.	Alvaro Neyra
Software			
17/09/2019	E	El software de procesamiento de señales deberá tener un tiempo de respuesta no mayor a 1 segundo.	Alvaro Neyra
18/09/2019	E	La interfaz gráfica de usuario deberá reproducirse a más de 10 fotogramas por segundos.	Alvaro Neyra
Comunicación			
17/09/2019	E	Comunicación del dispositivo tecnológico que procesará las señales EEG con el brazo robótico que realizará el movimiento solicitado por el usuario por cable.	Alvaro Neyra
Seguridad			
17/09/2019	E	Aislamiento de elementos mecánicos, circuitos electrónicos y máquinas eléctricas como protección para el usuario (Presidencia del Gobierno, 1986).	Alvaro Neyra
17/09/2019	E	Uso de fusibles y otros sistemas de protección para los circuitos eléctricos de la máquina.	Alvaro Neyra
17/09/2019	E	Botón de emergencia y mantenimiento para interrumpir el funcionamiento de la máquina parcialmente o en su totalidad.(Presidencia del Gobierno, 1986)	Alvaro Neyra
Ergonomía			
17/09/2019	E	El dispositivo que se utiliza para mostrar la interfaz gráfica debe estar a la altura del codo (altura aproximada de 1.20m).(Peñaranda et al., 2015)	Alvaro Neyra
Fabricación			
17/09/2019	E	El brazo robótico tendrá un diseño modular.	Alvaro Neyra
Control de calidad			
17/09/2019	D	El control del dispositivo deberá tener una exactitud mayor al 90%.	Alvaro Neyra
Uso			
17/09/2019	E	La interfaz gráfica de usuario debe ser intuitivo.	Alvaro Neyra
17/09/2019	E	El sistema deberá ser diseñada para trabajar bajo condiciones de la costa peruana. Una altitud de 161 m.s.n.m, una temperatura de 10 a 30 °C y 90% de humedad. (SENAMHI - Perú, 2019)	Alvaro Neyra
17/09/2019	E	No se necesitará la presencia de un terapeuta para la rehabilitación.	Alvaro Neyra

17/09/2019	E	El sistema solo podrá ser usado por personas que hayan participado en un proceso de inducción previo.	Alvaro Neyra
18/09/2019	D	El tiempo de sesiones de rehabilitación no deberá ser mayor a 30 minutos.	Alvaro Neyra
Mantenimiento			
17/09/2019	E	Realizar una limpieza profunda a la maquina bimestralmente para garantizar el buen funcionamiento de todos sus componentes.	Alvaro Neyra
Costo			
17/09/2019	E	Los costos de los materiales y fabricación no excederán los 3 000 soles.	Alvaro Neyra
17/09/2019	E	El costo de diseño e implementación será aproximadamente de 10 000 soles.	Alvaro Neyra
Plazos			
17/09/2019	E	La entrega del diseño preliminar de la máquina debe ser entregado el 22 de noviembre del 2019.	Alvaro Neyra
17/09/2019	E	La entrega del sistema completo debe ser entregado el 26 de julio del 2020.	Alvaro Neyra





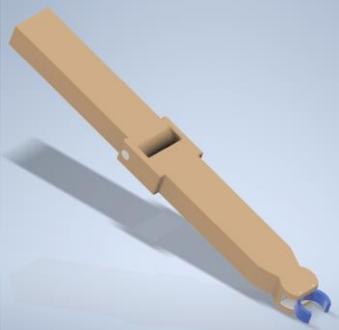
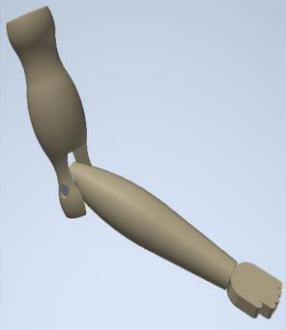
Anexo 2: Estructura de funciones

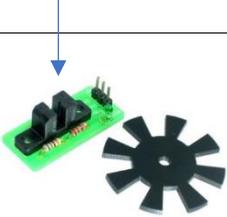
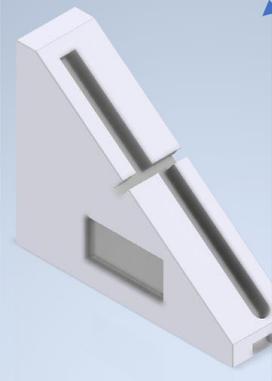
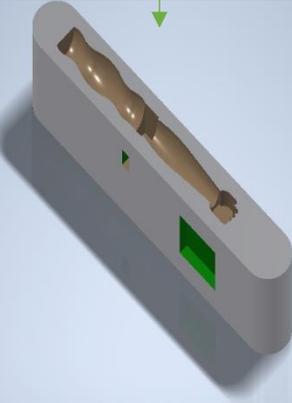
Anexo 3: Matriz morfológica

Leyenda de indicadores para matriz morfológica.

Número de concepto	Concepto 1	Concepto 2	Concepto 3
Símbolo			

Dominio Mecánico:

FUNCIONES	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Representar miembro	 Brazo sencillo	 Brazo funcional	 Brazo anatómico
Transmitir potencia	 Engranajes	 Poleas con fajas	 Engranaje con tornillo sin fin
Captar y transmitir E. cinética rotacional	 Eje con laminado intermedio	 Eje con roscado final	 Eje sin roscado

Transformar E. cinética rotacional a E. eléctrica	 <p>Encoder tipo circular</p>	 <p>Encoder tipo eje</p>	
Rotar elemento de rehabilitación	 <p>Acople collet chuck</p>	 <p>Acople tipo mandíbula</p>	 <p>Acople tipo cadena</p>
Sostener estructura	 <p>Soporte de brazo sencillo diagonal</p>	 <p>Soporte de brazo vertical</p>	 <p>Soporte de brazo anatómico horizontal</p>
Conectar estructura a soporte	 <p>Tornillos</p>	 <p>Soporte antideslizante</p>	 <p>Tenazas de sujeción</p>

Dominio Electrónico:

FUNCIONES	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Acondicionar voltaje de alimentación	 <p>Fuente lineal</p>	 <p>Fuente conmutada</p>	 <p>Batería</p>
Acondicionar energía para sensores	 <p>Conexión USB</p>		 <p>Pilas</p>
Acondicionar energía para control	 <p>Conexión USB</p>		 <p>Fuente conmutada</p>
Acondicionar energía para driver de motor	 <p>Fuente conmutada</p>	 <p>Batería 12V</p>	 <p>Fuente lineal</p>
Accionar motores	 <p>Driver de motor de mediana potencia</p>	 <p>Driver de motor paso a paso</p>	 <p>Driver de motor de alta potencia</p>

<p>Transformar E.eléctrica a E. mecánica</p>	 <p>Motor DC de alta potencia</p>	 <p>Motor DC paso a paso</p>	 <p>Motor DC Geared Down</p>
<p>Accionar luces de estado</p>	 <p>Microcontrolador</p>	 <p>FPGA</p>	 <p>Microprocesador</p>
<p>Representar luces de estado</p>	 <p>LED cíclico</p>	 <p>LED cilíndrico</p>	 <p>LED lateral</p>
<p>Encender sistema</p>	 <p>Switch On/OFF</p>		 <p>Pulsador</p>
<p>Sensar señales EEG</p>	 <p>EPOC Flex Gel Sensor Kit de EMOTIV con 32 electrodos húmedos</p>	 <p>DIY Neurotechnology's Starter Kit de OPENBCI con 8 electrodos secos</p>	 <p>g.Nautilus de g.tec con 32 electrodos secos</p>

Sensor voltaje	 <p data-bbox="564 398 850 472">Circuito integrado del optoacoplador</p>	 <p data-bbox="976 398 1362 432">Circuito integrado de encoder</p>
----------------	---	---

Dominio Control:

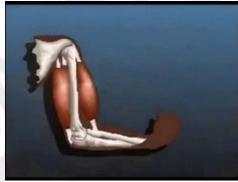
FUNCIONES	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Controlar paradas del sistema, energía para motor, recibir información y enviar información.	 <p data-bbox="528 1070 758 1104">Microcontrolador</p>	 <p data-bbox="903 1070 987 1104">FPGA</p>	 <p data-bbox="1139 1070 1361 1104">Microprocesador</p>

Procesamiento:

	Funciones	Alternativa 1	Alternativa 2
Hardware	Filtrar, clasificar y determinar señales EEG, controlar movimiento del brazo robótico y enviar información	  Computadora de escritorio	 Laptop
Software	Filtrar señales EEG	  Filtro espacial	 Filtro en frecuencia
	Clasificar señales EEG	  Discriminante lineal	 SVM Redes neuronales
	Determinar señales EEG	  Máximo acumulado	 Máxima consistencia

	Controlar movimiento del brazo robótico	Regresión lineal	
	Enviar información	Protocolo USB	Protocolo WI-FI

Interfaz gráfica de usuario:

FUNCIONES	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Mostrar ejercicio de rehabilitación	 Animación 2D	 Animación 3D	

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Ackerman, C. (2018). What is Neuroplasticity? A Psychologist Explains [+14 Exercises]. Retrieved August 31, 2019, from PositivePsychology website: <https://positivepsychology.com/neuroplasticity/>
- [2] Bagdasaryan, J., & Quyen, M. L. Van. (2013). Experiencing your brain: neurofeedback as a new bridge between neuroscience and phenomenology. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7, 680. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2013.00680>
- [3] Bin, G., Gao, X., Wang, Y., Hong, B., & Gao, S. (2009). VEP-based brain-computer interfaces: time, frequency, and code modulations [Research Frontier. *IEEE Computational Intelligence Magazine*, 4(4), 22–26. <https://doi.org/10.1109/MCI.2009.934562>
- [4] Brunner, C., Birbaumer, N., Blankertz, B., Guger, C., Kübler, A., Mattia, D., ... Müller-Putz, G. R. (2015). BNCI Horizon 2020: towards a roadmap for the BCI community. *Brain-Computer Interfaces*, 2(1), 1–10. <https://doi.org/10.1080/2326263X.2015.1008956>
- [5] Chau Delgado, J. M. (2018). *SELECCION DE TAREAS PREDEFINIDAS PARA UN ROBOT ASISTENCIAL PARA PERSONAS DISCAPACITADAS A TRAVES DE UNA INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADOR UTILIZANDO P300*. Retrieved from http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/bitstream/handle/20.500.12404/14181/CHAU_DELGADO_JUAN_MANUEL.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- [6] Cincotti, F., Pichiorri, F., Arico, P., Aloise, F., Leotta, F., de Vico Fallani, F., ... Mattia, D. (2012). EEG-based Brain-Computer Interface to support post-stroke motor rehabilitation of the upper limb. *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4112–4115. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346871>
- [7] Finke, A., Lenhardt, A., & Ritter, H. (2009). The MindGame: A P300-based brain-computer interface game. *Neural Networks*, 22(9), 1329–1333. <https://doi.org/10.1016/j.neunet.2009.07.003>
- [8] Gates, D. H., Walters, L. S., Cowley, J., Wilken, J. M., & Resnik, L. (2016). Range of motion requirements for upper-limb activities of daily living. *American Journal of Occupational Therapy*, 70(1). <https://doi.org/10.5014/ajot.2016.015487>
- [9] Inoue, S., Member, S., Akiyama, Y., Izumi, Y., & Nishijima, S. (2008). *PAPER Special Section on Brain Communication The Development of BCI Using Alpha Waves for Controlling the Robot Arm*. (7). <https://doi.org/10.1093/ietcom/e91-b.7.2125>
- [10] Kai Keng, A., Cuntai, G., Karen Sui Geok, C., Beng Ti, A., Kuah, C., Chuanchu, W., ... Haihong, Z. (2009). A clinical study of motor imagery-based brain-computer interface for upper limb robotic rehabilitation. *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 5981–5984. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5335381>
- [11] Koon, R. A., & Vega, M. E. D. L. (2014). *EL IMPACTO TECNOLÓGICO EN LAS PERSONAS CON DISCAPACIDAD*. Retrieved from http://www.repositoriocdpd.net:8080/bitstream/handle/123456789/363/Pon_KoonRA_ImpactoTecnologicoPersonas_2000.pdf?sequence=1
- [12] Leres, T. (2017). Exoesqueleto ABLE: volver a caminar a bajo coste. Retrieved August 28, 2019, from elPlural website: <https://www.elplural.com/el->

- telescopio/tech/exoesqueleto-able-volver-a-caminar-a-bajo-coste_112183102
- [13] Lin, C.-T., Ko, L.-W., & Shen, T.-K. (2009). Computational intelligent brain computer interaLin, C.-T., Ko, L.-W., & Shen, T.-K. (2009). Computational intelligent brain computer interaction and its applications on driving cognition. *IEEE Computational Intelligence Magazine*, 4(4), 32–46. <https://doi.org/10.1109/MCI.2009.934559>
- [14] Miralles, R. (2015). *Rehabilitación y ortesis de la extremidad superior*. Retrieved from http://www.urv.cat/media/upload/arxius/URV_Solidaria/COT/Contenido/Tema_7/7.1.rehabilitacion_extremidad_superior.pdf
- [15] Moroz, A. (2017). Tratamiento del dolor y la inflamación - Fundamentos - Manual MSD versión para público general. Retrieved September 4, 2019, from MANUAL MSD website: <https://www.msdmanuals.com/es-pe/hogar/fundamentos/rehabilitación/tratamiento-del-dolor-y-la-inflamación>
- [16] Naros, G., & Gharabaghi, A. (2015). Reinforcement learning of self-regulated β -oscillations for motor restoration in chronic stroke. *Frontiers in Human Neuroscience*, 9. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00391>
- [17] Nelson, L. A. (2007). *The Role of Biofeedback in Stroke Rehabilitation: Past and Future Directions*. 14(4), 59–66. <https://doi.org/10.1310/tsr1404-59>
- [18] Ortiz-Rosario, A., & Adeli, H. (2013). Brain-computer interface technologies: from signal to action. *Reviews in the Neurosciences*, 24(5). <https://doi.org/10.1515/revneuro-2013-0032>
- [19] Ortner, R., Allison, B. Z., Korisek, G., Gaggl, H., & Pfurtscheller, G. (2011). An SSVEP BCI to Control a Hand Orthosis for Persons With Tetraplegia. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 19(1), 1–5. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2010.2076364>
- [20] Peñaranda, F. O., Ojeda, A. A., Antonio, F., & Díaz, R. (2015). *GUÍA BÁSICA DE AUTODIAGNÓSTICO EN ERGONOMÍA PARA OFICINAS*. Retrieved from https://www.trabajo.gob.pe/archivos/file/SST/INTERES/guia_autodiagnostico_oficinas_virtual.pdf
- [21] Pfurtscheller, G., & Neuper, C. (2001). Motor imagery and direct brain-computer communication. *Proceedings of the IEEE*, 89(7), 1123–1134. <https://doi.org/10.1109/5.939829>
- [22] Presidencia del Gobierno. *Real Decreto 1495/1986 por el que se aprueba el Reglamento de Seguridad en las Máquinas (B.O.E. 21.7.86)*. , Pub. L. No. Real Decreto 1495/1986 por el que se aprueba el Reglamento de Seguridad en las Máquinas (B.O.E. 21.7.86), 24 (1986).
- [23] Rodríguez-Bermúdez, G., García Laencina, P., Brizion, D., & Roca, J. (2013). Adquisición, procesamiento y clasificación de señales EEG para el diseño de sistemas BCI basados en imaginación de movimiento. *Revista VI Jornadas de Introducción a La Investigación de La UPCT*, 6. Retrieved from <http://repositorio.upct.es/bitstream/handle/10317/3295/apc.pdf;sequence=1>
- [24] SCI Models Systems. (2011). *Lesión de la médula espinal y rehabilitación de la marcha*. Retrieved from <http://www.msktc.org/sci/>
- [25] SENAMHI - Perú. (2019). Mapa Climático del Perú. Retrieved October 1, 2019, from <https://www.senamhi.gob.pe/?p=mapa-climatico-del-peru>
- [26] SERESHKEH, A. R. (2019). *BRAIN-COMPUTER INTERFACE PLATFORM AND PROCESS FOR CLASSIFICATION OF COVERT SPEECH*. Retrieved from <https://patentimages.storage.googleapis.com/52/76/8f/b01f745494a1d5/WO2019068200A1.pdf>
- [27] Singh, G., Singla, A., & Virk, G. (2016). *Modeling and Simulation of a Passive Lower-*

- Body Mechanism for Rehabilitation.*
- [28] Tariq, M., Trivailo, P. M., & Simic, M. (2018). EEG-Based BCI Control Schemes for Lower-Limb Assistive-Robots. *Frontiers in Human Neuroscience*, 12, 312. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2018.00312>
- [29] Tron, F., Andreas, H., & Ulltveit-Moe, H. (2014). *A Comparison of Visual Evoked Potential (VEP)-Based Methods for the Low-Cost Emotiv EPOC Neuroheadset.* Retrieved from <https://pdfs.semanticscholar.org/24d9/4568b1925cfbe98bb5c88c1193bb91806247.pdf>
- [30] van Dokkum, L. E. H., Ward, T., & Laffont, I. (2015). Brain computer interfaces for neurorehabilitation – its current status as a rehabilitation strategy post-stroke. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 58(1), 3–8. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2014.09.016>
- [31] Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., Heetderks, W. J., Mcfarland, D. J., Peckham, P. H., Schalk, G., ... Birbaumer, N. (2000). Brain-Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting. In *IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING* (Vol. 8). Retrieved from <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.331.2636&rep=rep1&type=pdf>

