

**UNIVERSIDAD PERUANA CAYETANO HEREDIA**

**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



**INGENIERÍA BIOMÉDICA**

**PROYECTOS DE BODISEÑO 1**

**“Diseño de un dispositivo de asistencia digital tipo mouse para pacientes con amputación transradial”**

**PRESENTACIÓN HITO 2**

**HORARIO G2**

**GRUPO 8**

**INTEGRANTES:**

Caro Córdova, Micaela Alejandra

Huanca Zegarra, Claudia Andrea

Medina Burga, Yuliana Abigail

Salas Sotelo, Aleks Sebastian

Solís Díaz, Franccesca Jazmín

**PROFESORES:**

Flores Robles, Domingo Vladimir

Cieza Huane, Leslie Yessenia

Mugaburu Celi, Marco Antonio

Contreras Paucca, Jhomer Rodrigo

Lam, Jaime Luis

Lima, 2025

## ÍNDICE

Introducción.....	2
Lista de exigencias.....	3
Estado del arte.....	7
I. Revista de catalogo y fabricantes.....	7
II. Patentes.....	9
III. Académicos.....	12
Estructura de funciones óptima.....	14
I. Caja Negra.....	14
II. Estructura de funciones integrada.....	15
III. Secuencia de operaciones.....	15
Plan de Trabajo.....	16
Conceptos básicos de diseño enfocado al usuario.....	17
I. Matriz de Zwicky.....	17
II. Conceptos de Solución.....	20
Boceto 1.....	20
Boceto 2.....	20
Boceto 3.....	21
III. Matriz PUGH.....	22
Eficiencia energética.....	23
Facilidad de manejo.....	23
Complejidad.....	23
Lista de exigencias.....	24
Ergonomía.....	24
Número de piezas.....	24
Costo de tecnología.....	25
Facilidad de montaje.....	25
Entrevista al Especialista.....	27
Bibliografía.....	29

## **Introducción**

Según la Coalición de Amputados de los Estados Unidos, al año se realizan más de 1 millón de amputaciones a nivel mundial, lo que representa aproximadamente una amputación cada 30 segundos [1]. Particularmente, alrededor de 3 millones de personas en el mundo presentan una amputación de miembro superior al día de hoy y se espera un incremento de estas cifras en los próximos años [1]. Una amputación de este tipo repercute drásticamente en la calidad de vida de estas personas, ya que conlleva limitaciones físicas si no todo un proceso de reintegración social y laboral, para el que, actualmente, no existen soluciones concretas que sean verdaderamente aceptadas por los usuarios [2], [3], [4], [5], [6], [7].

Tras varias décadas de desarrollo tecnológico en prótesis de miembro superior, múltiples estudios aún reportan tasas de abandono de hasta más del 50% en algunos casos [6], [8], [9]. Factores como el peso, comodidad e incluso funcionalidad son determinantes en el abandono de este tipo de prótesis, poniendo en evidencia que las soluciones actuales no cubren a cabalidad las verdaderas necesidades de los usuarios [6], [9], [10], [11], [12]. Además, estudios reportan que algunas de estas personas se perciben a sí mismas más funcionales incluso sin el uso de una prótesis [12], [13]. Sin embargo, también se han documentado datos acerca del riesgo de sobrecarga y lesiones por el uso excesivo del brazo sano al que recurren personas con amputación unilateral de miembro superior, lo que refuerza la necesidad de soluciones alternativas que permitan distribuir la carga funcional entre ambos brazos [14], [15].

En ese sentido, la idea de desarrollar tecnologías alternativas toma mayor fuerza y son más los autores que concuerdan que las soluciones orientadas hacia estos pacientes con amputación de miembro superior no tienen necesariamente que centrarse en replicar fielmente un brazo o una mano real, sino que es mucho más importante buscar garantizar verdadera funcionalidad en alguna actividad en específico que estas personas requieran realizar [16], [17], [18]. Bajo esta premisa, nuestra propuesta se orienta hacia un ámbito de gran importancia en la actualidad: la interacción con entornos digitales a través de dispositivos como la computadora. Las prótesis convencionales continúan presentando limitaciones para el uso eficaz de herramientas como el mouse o el touchpad, lo cual reduce la autonomía del paciente [18], [19]. Aunque podría suponerse que el brazo sano bastaría para realizar estas tareas, dicha sobrecarga resulta contraproducente, pues disminuye la productividad y puede comprometer la salud del miembro restante como se explicó anteriormente. En contraste, un dispositivo de asistencia diseñado para facilitar la accesibilidad digital permitiría superar estas barreras, promoviendo la independencia funcional y favoreciendo la reintegración a sus actividades, siendo precisamente este el enfoque de la presente propuesta.

## **Lista de exigencias**

			Edición: Rev.2
<b>PROYECTO:</b>	Diseño de un dispositivo de asistencia digital tipo mouse para pacientes con amputación transradial		Fecha: 12/09/2025
<b>CLIENTE:</b>	Profesores del curso		Elaborado: <ul style="list-style-type: none"> <li>● Yuliana Medina Burga (YMB)</li> <li>● Micaela Caro Córdova (MCC)</li> <li>● Aleks Salas Sotelo (ASS)</li> <li>● Franccesca Soís Díaz (FSD)</li> <li>● Claudia Huanca Zegarra (CHZ)</li> </ul>
Fecha (cambios)	Deseo / Exigencia	Descripción	Responsable
12/09/25	E	<b>Función principal:</b> Proporcionar al usuario con amputación transradial una interfaz de interacción humano-computador (HCI) mediante la emulación de un mouse inalámbrico permitiendo el control del cursor en pantalla y la ejecución de las funciones de clic y anticlic.	YMB ASS MCC CHZ FSD
12/09/25	D	<b>Función Secundaria:</b> Se contempla la incorporación de comandos adicionales propios de un mouse convencional, tales como doble click, click prolongado y/o atajos predefinidos para ampliar las posibilidades de interacción dentro de la HCI.	YMB ASS
12/09/25	E	<b>Geometría:</b> El dispositivo se diseña para su colocación en miembro residual transradial y brazo proximal (bicep). Se contempla sistemas de ajuste que cubran: <ul style="list-style-type: none"> <li>● 23-31 cm de circunferencia en antebrazo/miembro residual [20]</li> <li>● 25-34 cm de circunferencia braquial media/bicep [21]</li> </ul>	MCC CHZ
12/09/25	E	<b>Energía:</b> Sistema de almacenamiento de energía autónomo y recargable que garantice un funcionamiento continuo sin conexión directa a la red eléctrica.	CHZ FSD

LISTA DE EXIGENCIAS			Pág. 2 de 4 Edición: Rev.2
Fecha (cambios)	Deseo / Exigencia	Descripción	Responsable
12/09/25	E	<p><b>Señales:</b></p> <p><b>Señales de entrada</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Señal de encendido y apagado:</b> Activación manual del dispositivo necesaria para iniciar o detener su alimentación.</li> <li>• <b>Señal de movimiento del brazo:</b> Información cinemática del desplazamiento del miembro residual, empleada para el control del cursor.</li> <li>• <b>Señal de giro del antebrazo:</b> Información asociada al movimiento rotacional (pronación/supinación) del miembro residual, utilizada para diferenciar funciones de interacción.</li> </ul> <p><b>Señales de salida</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Señal para la ejecución de clic izquierdo/derecho:</b> Instrucción digital transmitida al sistema equivalente a la pulsación del botón izquierdo o derecho de un mouse convencional.</li> <li>• <b>Señal para el control del cursor:</b> Muestra la posición y desplazamiento del cursor en pantalla de acuerdo a la señal de movimiento captada.</li> <li>• <b>Señal visual de encendido:</b> Confirmación visual del estado operativo del dispositivo.</li> </ul>	CHZ FSD
12/09/25	E	<p><b>Control:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• El sistema de control del dispositivo debe procesar en tiempo real las señales de entrada provenientes de los movimientos del usuario y traducirlas a instrucciones digitales reconocidas por el computador, minimizando errores de interpretación.</li> <li>• El tiempo de respuesta del sistema de control deberá ser alrededor de 100 ms de modo que no se perciba un retraso significativo entre la acción del usuario y la respuesta en pantalla.</li> <li>• El sistema de control debe ser reconocido por el sistema operativo de un computador.</li> </ul>	MCC FSD

LISTA DE EXIGENCIAS	Pág. 3 de 4
---------------------	-------------

				Edición: Rev.2
Fecha (cambios)	Deseo / Exigencia	Descripción	Responsable	
12/09/25	E	<p><b>Hardware:</b> Se utilizará el hardware necesario para obtener y procesar las señales previamente mencionadas a fin de cumplir con los requerimientos detallados.</p>	CHZ FSD	
12/09/25	E	<p><b>Software:</b> El software estará diseñado para procesar las señales de entrada y traducirlas en su señal de salida correspondiente, garantizando el adecuado funcionamiento del sistema de control según lo descrito anteriormente.</p>	YMB ASS	
12/09/25	E	<p><b>Comunicaciones/Conexiones:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• El dispositivo debe establecer una comunicación inalámbrica estable y continua con un computador.</li> <li>• Los componentes internos del dispositivo estarán interconectados por un sistema directo de cableado.</li> </ul>	MCC FSD	
12/09/25	E	<p><b>Seguridad:</b> El diseño del dispositivo debe:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Contemplar el aislamiento adecuado de componentes alimentados por batería y el cableado, minimizando el riesgo para el usuario ante fallas eléctricas.</li> <li>• Cumplir criterios básicos de biocompatibilidad basados en la norma ISO 10993-1 cláusula 5.3.1, considerando aspectos de sensibilidad e irritación cutánea para la elección del material en contacto con la piel [22].</li> <li>• Evitar la presencia de bordes filosos o piezas punzantes que puedan producir lesiones con el uso prolongado.</li> </ul>	YMB CHZ	
12/09/25	E	<p><b>Ergonomía:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• El dispositivo debe ser ajustable, considerando los requerimientos de geometría previamente detallados.</li> <li>• El peso del dispositivo debe ser menor a 500g, tomando como referencia valores de peso de prótesis de miembro superior que son reportados como causa de abandono de las mismas [23].</li> </ul>	ASS FSD	

LISTA DE EXIGENCIAS			Pág. 4 de 4 Edición: Rev.2
Fecha (cambios)	Deseo / Exigencia	Descripción	Responsable
12/09/25	E	<p><b>Control de calidad:</b>            El diseño del dispositivo debe contemplar la realización de pruebas funcionales que verifiquen la ejecución correcta de las funciones básicas de clic, anticlic y control de cursor según las exigencias planteadas.</p>	CHZ FSD
12/09/25	E	<p><b>Uso:</b>            El dispositivo será diseñado para uso en un ambiente de oficina o similar, con el usuario en posición sentada frente al computador sobre una superficie estable.</p>	MCC FSD
12/09/25	E	<p><b>Mantenimiento:</b>            El dispositivo debe permitir que la batería y sistema de ajuste puedan ser reemplazados sin necesidad de herramientas especializadas.</p>	MCC CHZ
12/09/25	E	<p><b>Costos:</b>            Se estima un costo estimado de entre s/.50000 para la fabricación del dispositivo, considerando la adquisición de materiales y componentes y horas de trabajo por colaboradores.</p>	MCC FSD CHZ ASS YMB
12/09/25	E	<p><b>Plazos:</b>            El desarrollo completo del dispositivo se llevará a cabo en 15 semanas, de acuerdo a lo detallado en el plan de trabajo.</p>	MCC FSD CHZ ASS YMB

## Estado del arte

### I. Revista de catalogo y fabricantes

#### a) Mudra Link

Es una pulsera innovadora fabricada por Wearable Devices Ltd. [24] Esta equipada con sensores EMG capaces de captar señales neuronales que atraviesan la muñeca y transformarlas en comandos digitales para controlar dispositivos mediante gestos de la mano. Cuenta con sensores EMG e IMU de 6 grados, permitiendo la personalización de hasta siete gestos distintos, además de integrar módulos de entrada como D-Pad y puntero. Su batería ofrece una autonomía de hasta dos días con uso típico y se recarga en aproximadamente 80 minutos. Incluye conectividad Bluetooth y un indicador LED de color que facilita su uso [25]. La elección de este dispositivo radica en que funciona a partir de gestos musculares, lo que lo convierte en un controlador por gestos especialmente útil para personas con algún tipo de discapacidad, ampliando así sus posibilidades de interacción tecnológica.



Figura 1. Mudra Link

#### b) TrackIR 5 Premium Head Tracking

Es un dispositivo de seguimiento de cabeza diseñado para reflejar los movimientos reales del usuario dentro de juegos de PC, siendo especialmente útil en simuladores de vuelo, carreras, combates y otros géneros inmersivos, ya que permite mirar en todas direcciones y simular la funcionalidad del cursor en el juego. Sus especificaciones técnicas incluyen una tasa de muestreo de 120 fps, un campo de visión de 51.7 grados y una resolución del sensor de 640x480 en bruto y 96000x72000 reportada, con una resolución por grado de 1859 subpíxeles y un tiempo de respuesta de 9 ms. Se conecta mediante USB (1.1 o 2.0), tiene un precio aproximado de 579 soles y ofrece una experiencia fluida y precisa. La elección de este dispositivo se fundamenta en su capacidad para rastrear ópticamente los movimientos de la cabeza, sustituyendo el uso del mouse tradicional o el integrado en la laptop, lo que lo convierte en una alternativa accesible para personas que no poseen control en las manos y

necesitan desplazarse en la pantalla sin dificultad.



Figura 2. TrackIR 5 Premium Head Tracking

c) **GlassOuse PRO**

Es un dispositivo fabricado por EnnoPro Group Limited [26], diseñado especialmente para personas con discapacidad, que permite conectar y controlar múltiples equipos mediante movimientos de la cabeza, interruptores y joystick. Ofrece un sistema modular 3 en 1, ya que funciona como head mouse inalámbrico, centro de control por switches y joystick, incorporando un giroscopio de 9 ejes y conectividad Bluetooth 4.0. Su diseño ultraligero, con apenas 24 g de peso, facilita la comodidad de uso, mientras que su alto nivel de personalización permite ajustar la sensibilidad, conectar hasta tres dispositivos simultáneamente y vincular hasta ocho switches adaptativos [36]. Con un precio aproximado de 799 USD, se convierte en una herramienta versátil y avanzada. La elección de este dispositivo responde a que puede ser controlado con movimientos de la cabeza y complementado con switches adaptativos, brindando una alternativa eficaz para la reincorporación de personas con discapacidad en miembros superiores al control de computadores y otros dispositivos tecnológicos.



Figura 3. GlassOuse PRO

d) **IntegraMouse Plus**

Es un dispositivo fabricado por LIFEtool gemeinnützige GmbH [27], de entrada asistiva operado con la boca, diseñado para personas con movilidad muy limitada debido a condiciones como parálisis de las extremidades superiores, distrofias musculares, esclerosis múltiple o amputaciones bilaterales. Permite controlar el cursor de un computador mediante pequeños movimientos de los labios sobre una boquilla, realizando clics con soplidos y anticlics con succiones. Ofrece tres modos de uso: Mouse para el control del cursor, Joystick

como control analógico y Teclado para manejar teclas como flechas, espacio y enter. Su conectividad incluye USB Plug-and-Play con estándar HID, así como conexión inalámbrica de 2.4 GHz mediante el receptor IM+Connect. Entre sus componentes se incluyen el receptor, dos boquillas, doce membranas, tubo de silicona, cable USB, fuente de alimentación y manual de usuario [28]. Con un precio de 2200 euros (sin IVA), destaca por ser una opción que requiere gestos mínimos, ya que se controla completamente a través de movimientos sutiles de la boca, ofreciendo una alternativa accesible y eficaz para quienes no pueden utilizar las manos.



Figura 4. IntegraMouse Plus

## II. Patentes

### a) Method for controlling a human prosthesis

La patente US5367315A [29] propone una solución innovadora al problema de los dispositivos de control de cursor tradicionales, los cuales requieren el uso constante de las manos, espacio físico adicional y resultan poco accesibles para personas con discapacidades motoras. El sistema funciona mediante la transmisión de luz infrarroja hacia un área definida frente al monitor, donde se encuentra la cabeza del usuario; los sensores detectan la reflexión de la luz en los ojos y el rostro, calculando así la dirección y el movimiento. Con esta información, el cursor en la pantalla se desplaza de acuerdo con la mirada del usuario. Publicada el 22 de noviembre de 1994, esta invención fue desarrollada por Shakugan Pan y tiene como titular a Eyetech Corp. La elección de este método radica en que constituye una alternativa eficaz para utilizar un mouse a través de gestos del rostro y los ojos, facilitando la interacción tecnológica a personas con limitaciones en el uso de las manos.

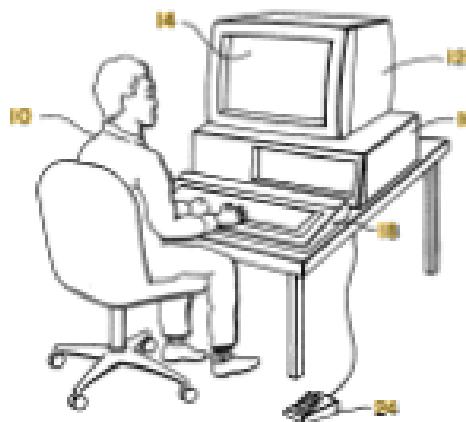


Figura 5. Modelo infrarrojo humano- computador

**b) Wearable physiological monitoring apparatus**

La patente US7412891B2 [30] aborda las barreras que enfrentan las personas que no pueden utilizar sus manos o brazos para controlar punteros en pantallas o realizar acciones comunes de un mouse. El dispositivo funciona a través de soplos y succiones: utiliza un receptáculo colocado en la boca conectado a un tubo con un sensor de presión, un arnés que sostiene el conjunto en el torso y un componente que traduce la presión en movimientos horizontales, verticales y en la selección de objetos en la pantalla. Publicada el 19 de agosto de 2008, esta invención fue desarrollada por Michael G. Farnet, Harold R. McWilliams y John J. Stutz, y su titular es Pivot International, Inc. La elección de este sistema radica en que ofrece una alternativa accesible para controlar el cursor mediante gestos mínimos, empleando únicamente la boca, lo que lo hace especialmente útil para personas con discapacidades motoras severas.

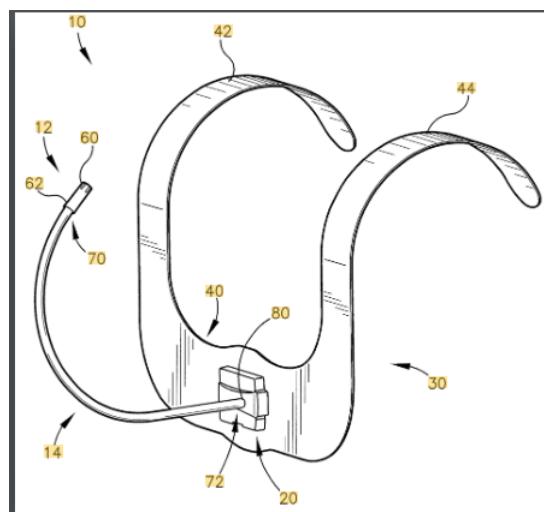


Figura 6. Modelo pechera como aparato de monitoreo

**c) Coordinated control for an arm prosthesis**

La patente US10952877B2 [31] resuelve una limitación de las prótesis mioeléctricas de brazo, particularmente en amputaciones a nivel de codo, donde cada articulación suele controlarse de manera secuencial, dificultando la ejecución rápida de posturas y trayectorias. Esta tecnología integra sensores EMG con sensores inerciales (IMU/IMS) colocados en el miembro superior residual, lo que permite captar tanto la orientación como el movimiento del brazo para un control más natural y coordinado. Publicada el 23 de marzo de 2021, fue desarrollada por

Michael I. Goldfarb, Nasser Alshmmary, Daniel Bennett y Skyler Dalley, siendo su titular Vanderbilt University. La elección de este sistema se basa en que facilita a las personas con discapacidad en miembros superiores el manejo más intuitivo y eficiente de gestos en los brazos, mejorando su autonomía y funcionalidad.

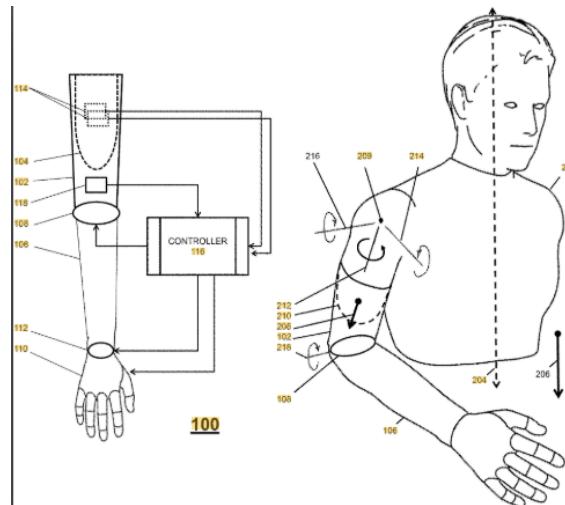


Figura 7. Prótesis EMG

### III. Académicos

#### a) IMU-Mouse: Diseño e implementación de un dispositivo apuntador dirigido al desarrollo de interfaces adaptativas para personas con discapacidad física [32]

El trabajo presenta un dispositivo apuntador diseñado para personas con discapacidad en extremidades superiores. El sistema utiliza movimientos de cabeza como mecanismo principal de control, registrando datos mediante un acelerómetro y un giroscopio. Los movimientos se traducen en desplazamientos del cursor en pantalla, mientras que las acciones de clic se ejecutan a partir del procesamiento de las señales iniciales. El diseño fue concebido como una solución de bajo costo y adaptable, con control completo sobre hardware y software, lo que permite su personalización para distintas necesidades de accesibilidad. La validación se realizó con 13 participantes, evaluando aspectos de usabilidad mediante una encuesta basada en el anexo C de la norma ISO 9241-9, que mide la calidad de dispositivos de entrada en tareas de interacción. Los resultados evidencian que el IMU-Mouse permite una interacción efectiva con el computador, aunque también se identificaron oportunidades de mejora relacionadas con la integración de complementos de hardware y software que amplíen su funcionalidad. El estudio concluye que el uso de sensores iniciales constituye una alternativa viable para la construcción de interfaces adaptativas accesibles, especialmente útiles en contextos educativos y de inclusión digital.



Figura 8. IMU-mouse

**b) Una interfaz humano-computadora (IIC) basada en el electrooculograma (EOG) para personas con discapacidad [33]**

El presente trabajo propone una interfaz que se apoya de la electrooculografía (EOG) para usuarios discapacitados. Se captó la señal de los movimientos oculares que tienen amplitudes de 50 a 3500  $\mu$ V con frecuencias entre 0.1 y 7 Hz. Para obtener la señal se utilizó electrodos, como parte de procesamiento de estas, se empleó una etapa de protección, amplificación y filtrado antes de la digitalización. Las direcciones de mira se interpretan como el cursor mientras que los parpadeos involuntarios son el click. Una vez armado el sistema, se realizaron algunas pruebas en individuos. Se alcanzó una precisión de movimiento de 85% con una velocidad de escritura de 15 segundos por palabras de cinco letras. Aunque no es invasivo y técnicamente viable, la propuesta presenta limitaciones de velocidad, fatiga ocular y calibración individual.

**c) Evaluación de una interfaz humano-computadora portátil e inalámbrica que combina el movimiento de la cabeza y la electromiografía sEMG para personas con discapacidades de la parte superior del cuerpo [34]**

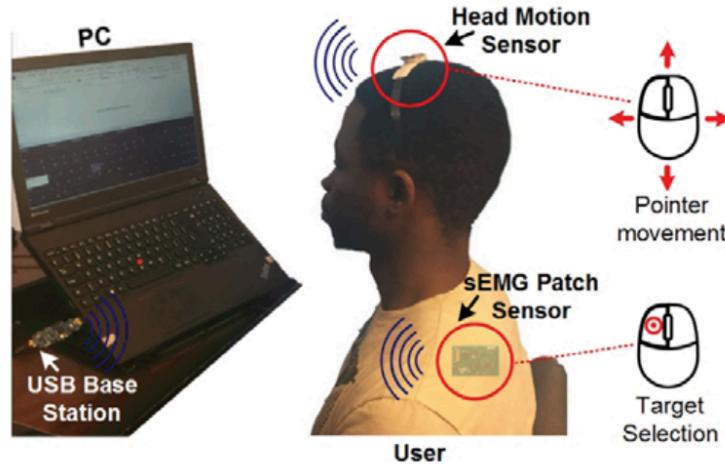


Figura 9. Sistema de evaluación cabeza y EMG

Dispositivo tipo mouse orientado a personas con discapacidad de miembros superiores. Hace uso de movimientos cefálicos y electromiografía superficial (sEMG). El sistema empleó un IMU montado en el headset donde los movimientos de la cabeza son traducidos en movimientos del cursor. Por otro lado, un sensor sEMG ubicado en el trapecio, permite traducir las contracciones para realizar clic izquierdo y derecho. La señal de IMU se muestrea a 62 Hz y la de sEMG a 1 kHz, con algoritmos de filtrado y detección basados en umbrales y el operador de energía de Teager-Kaiser. Tras una fase de calibración, tres usuarios realizaron tareas de puntería estandarizadas siguiendo la norma ISO/TS 9241-411:2012 y la ley de Fitts. Los resultados mostraron un desempeño de 0.18 bits/s, muy por debajo del mouse convencional (2.2 bits/s), con tiempos medios de selección de ~13–16 s frente a 1.2 s. Aunque la precisión del mouse es incomparable frente a este dispositivo, la complementariedad entre el IMU y sEMG facilita su uso para personas con movilidad reducida.

- d) Una interfaz humano-computadora basada en control proporcional de comandos de electromiografía [35]



Figura 10. Sensores EMG en la muñeca

Se propone una interfaz humano-computadora basada en la electromiografía superficial (sEMG). Se diseña un brazalete con 8 sensores EMG ubicados a una misma distancia entre cada uno en el antebrazo. La señal es transmitida a la computadora por bluetooth en donde se procesa a través de redes neuronales. Estas permiten traducir la señal a clics o ejecutar el movimiento del cursor. Luego de implementarlo, se realizaron pruebas en 12 sujetos. Al inicio, los movimientos eran imprecisos, pero conforme lo usaban, lograban obtener un mejor manejo del dispositivo.

## Estructura de funciones óptima

### I. Caja Negra

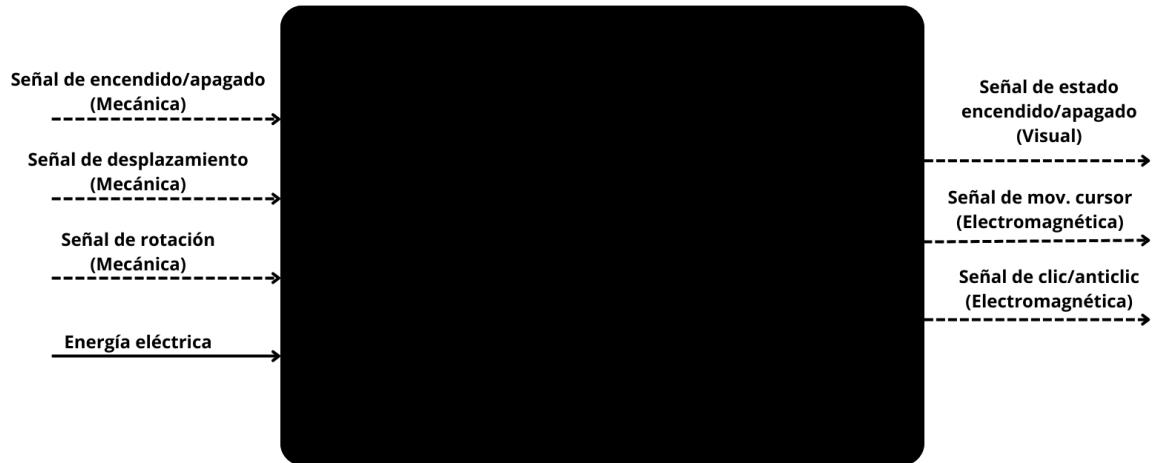


Figura 11. Caja Negra

### II. Estructura de funciones integrada

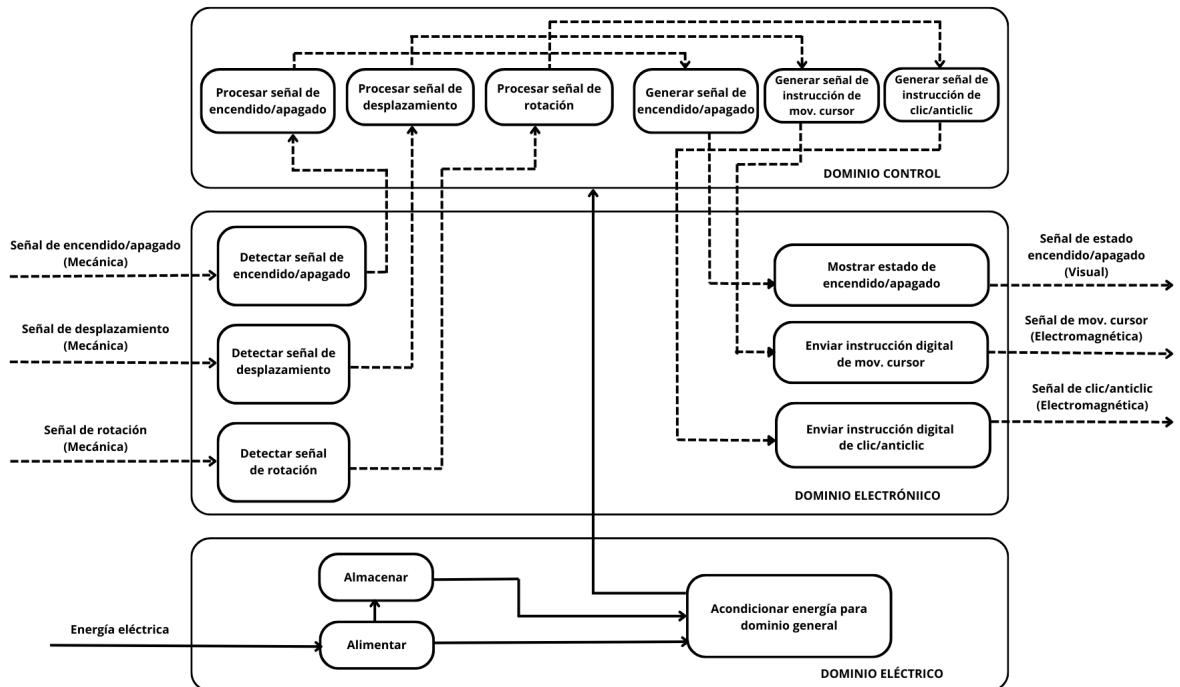


Figura 12. Estructura de funciones

### III. Secuencia de operaciones

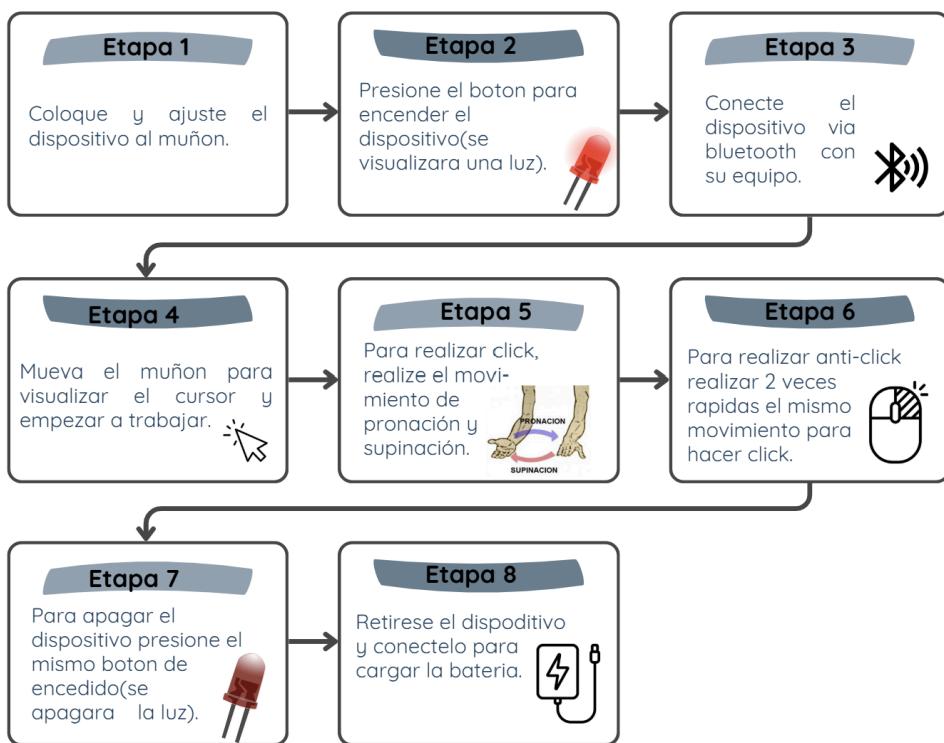


Figura 13. Secuencia de operaciones

## Plan de Trabajo

ACTIVIDADES	FECHA DE ENTREGA	NÚMERO DE SEMANA										TIEMPO (HORAS)				
		SEPT		OCT			NOV			DIC						
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1	Lista de exigencias	01/09/2025												6		
2	Plan de trabajo	02/09/2025												12		
3	Estado del arte	03/09/2025												12		
4	Estructura de funciones	03/09/2025												12		
5	<b>Evaluación del Hito 1</b>	20/09/2025												-		
6	Matriz morfológica	20/09/2025												12		
7	Conceptos de solución	24/09/2025												12		
8	Desarrollo de plantilla de entrevista y entrevista al usuario	27/09/2025												12		
9	Entrevista al usuario: Revisión en clase	01/10/2025												-		
10	Proyecto preliminar óptimo corregido	08/10/2025												6		
11	<b>Evaluación del Hito 2</b>	11/10/2025												-		
12	Pruebas de simulación en proyectos	22/10/2025												12		
13	Pruebas de funcionamiento del prototipado electrónico	29/10/2025												24		
14	Construcción del prototipado funcional	12/11/2025												24		
15	Prototipado funcional: Visión del prototipo	14/11/2025												12		
16	<b>Evaluación del Hito 3</b>	15/11/2025												-		
17	Validación del prototipo funcional	19/11/2025												6		
18	Construcción del prototipo funcional	21/11/2025												18		
19	Entrevista de la solución	26/11/2025												12		
20	Corrección del prototipo funcional	28/11/2025												6		
21	<b>Evaluación del Hito 4</b>	06/12/2025												-		
													TOTAL DE HORAS	198		

Figura 14. Plan de trabajo.

## **Conceptos básicos de diseño enfocado al usuario**

### **I. Matriz de Zwicky**

A partir de la estructura de funciones, se elaboró la matriz de Zwicky (matriz morfológica) con el fin de explorar las diversas tecnologías que cumplen con las funciones que se han propuesto para el desempeño óptimo del dispositivo. Esta matriz permite visualizar distintas combinaciones de componentes que pueden cumplir los mismos objetivos funcionales, facilitando una evaluación comparativa más adelante. Cada fila corresponde a una función identificada y cada columna presenta una alternativa tecnológica acorde. Se exploraron 3 diferentes caminos para el concepto de solución (S1, S2, S3).

Para el control de encendido, se consideraron como alternativas un switch deslizantes y un pulsador con retención. El switch permite una commutación mecánica estable y por él fluye la corriente, mientras que el pulsador puede enviar una señal digital para activar el dispositivo sin necesidad de conducir la corriente.

Para acondicionar la carga de baterías, se propusieron 2 módulos los cuales dependen del tipo de batería que se utilice (litio o níquel-hidruro metálico). Para alimentar el circuito, se proponen 3 alternativas: níquel-hidruro metálico (NiMH), ion-litio (Li-ion) y polímero de litio (Li-Po). Las ventajas de las baterías NiMH recae en ser seguras y económicas. En cuanto a las baterías Li-ion, estas presentan buena eficiencia energética y alta densidad energética. Por otro lado, las baterías Li-Po presentan facilidad de acople por su forma plana y flexible.

Con el fin de proveer una buena alimentación al procesador, se consideró el uso de un regulador de voltaje. Entre estos se consideró el uso de un regulador lineal ajustable, LDO, y comutador. Los 2 primeros tienen la característica de solo entregar un valor menor a su voltaje de entrada. La diferencia entre estos 2 recae en que el primero es la eficiencia energética. Además, el LDO trabaja adecuadamente cuando la diferencia entre la tensión de entrada y salida es reducida. Por su parte, el regulador de commutación permite elevar o reducir la tensión según la configuración.

Con respecto a la indicación visual de encendido se contempló el uso de una pantalla OLED o diodo LED. La pantalla OLED ofrece una versatilidad de salidas pero tiene un mayor consumo energético que un diodo LED que no ofrece la misma diversidad de operaciones que la pantalla.

En relación con la detección de desplazamiento y giro, existe una tecnología que cumple con ambas funciones: IMU. La IMU (unidad de medición inercial) integra acelerómetros y giroscopios que permiten detectar tanto desplazamientos lineales como rotacionales en el espacio. Sin embargo, dichas funciones también podrían realizarse mediante tecnologías específicas. Para detectar el desplazamiento, se puede emplear un sensor óptico de flujo, el cual es utilizado en los mouses actuales. Por otro lado, para detectar la rotación, un sensor de magnetismo que detecte el giro por la variación del campo magnético con respecto a un imán referencial o un sensor de ángulo de giro se postulan como alternativas sólidas.

Una vez adquiridas las señales, se debe emplear un componente que permita su procesamiento: microcontroladores o microcomputadoras. La principal diferencia entre estas 2 tecnologías versátiles recae en su potencia. Las microcomputadoras poseen mayor poder de procesamiento que los microcontroladores. Esta característica se debe evaluar más adelante en base a los requerimientos.

Finalmente, en cuanto a la comunicación inalámbrica, se analizaron dos tecnologías: Bluetooth y Wi-Fi. El Bluetooth ofrece una conexión de corto alcance, con bajo consumo energético y estabilidad suficiente para la transmisión de datos hacia un computador o dispositivo móvil. El Wi-Fi, por su parte, permite mayor velocidad y alcance, pero con un consumo energético significativamente superior.

En síntesis, la matriz morfológica permite explorar e investigar sobre las diferentes tecnologías disponibles que contribuirán al funcionamiento del dispositivo. Sienta las bases para la posterior etapa de evaluación comparativa, en la cual se determinará cuál concepto de solución se apega más los requerimientos resultando en la combinación más óptima.

<b>Concepto de solución</b>	<b>Componentes</b>
S1	Pulsador con retención, módulo de carga Li-ion, batería Li-Po, regulador conmutado, LED, IMU, microcontrolador, Bluetooth
S2	Interruptor deslizante, módulo de carga NiMH, batería Li-ion, regulador lineal ajustable, LED, sensor óptico, sensor óptico de flujo, microcomputador, Bluetooth
S3	Pulsador, módulo de carga níquel-hidruro, batería NiMH, LDO, pantalla OLED, sensor óptico, sensor de magnetismo, microcontrolador, Wi-Fi

Función	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3			
Activar encendido/apagado		Pulsador con retención		Interruptor deslizante		
Acondicionar carga de batería		Módulo de carga para batería de litio		Módulo de carga níquel-hidruro		
Almacenar energía		Batería de polímero de litio		Batería ion litio		Batería de Níquel-Metalhidruro
Regular alimentación		Regulador de voltaje de conmutación		Regulador de voltaje lineal ajustable		Regulador de voltaje lineal de baja caída
Indicador de encendido de equipo		Pantalla OLED		LED		
Detectar señal de desplazamiento		Sensor óptico de flujo				
Detectar señal de rotación		IMU		Sensor de ángulo de giro		Sensor de magnetismo
Procesar de señales		Microcontrolador		Microcomputador		
Enviar señales inalámbricas		Bluetooth		Wi-Fi		

S1      S2      S3

Figura 15. Matriz de Zwicky

## II. Conceptos de Solución

### Boceto 1

Este boceto a mano alzada representa la disposición más eficiente de los componentes electrónicos a lo largo del brazuelo, cumpliendo con la exigencia inicial donde la ergonomía y la comodidad eran prioritarias. Esto se logra mediante una distribución equilibrada de los elementos mecánicos alrededor del brazo, preservando los movimientos naturales de pronación y supinación. De manera singular, esta propuesta se distingue por su autonomía funcional, al no requerir elementos externos, y por su diseño adaptable al antebrazo mediante un sistema de ajuste con velcro. En conjunto, constituye el boceto base desde el cual se desarrollará el prototipo en modelo 3D.

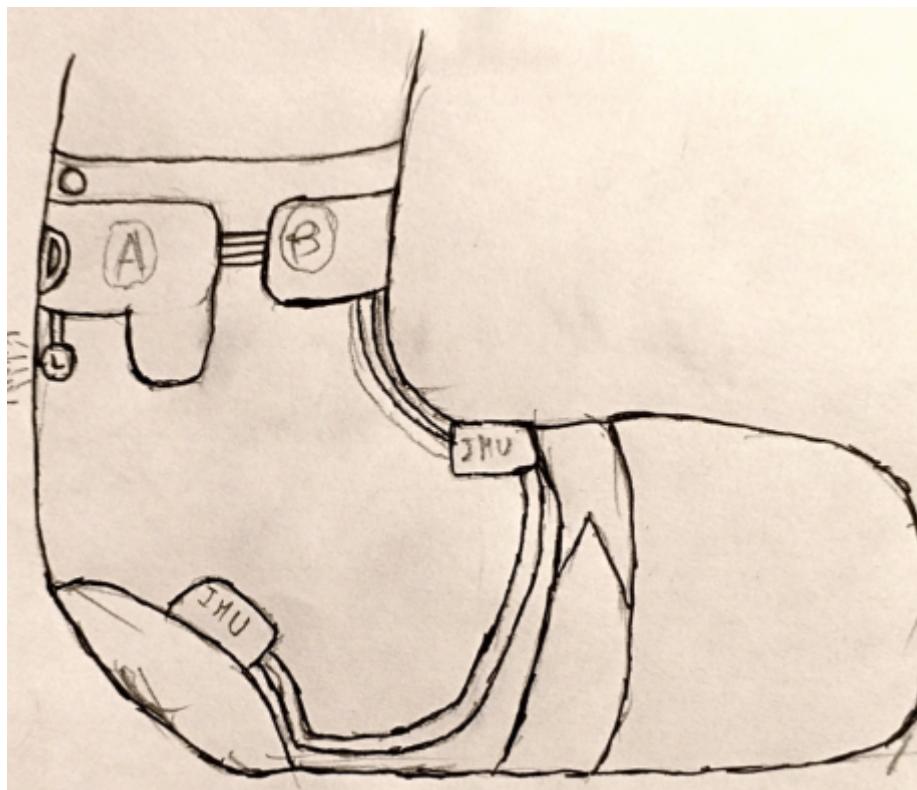


Figura 16. Boceto 1

### Boceto 2

Este boceto presenta la disposición del sensor óptico en la parte inferior del antebrazo, lo que obliga a la persona a mantener el brazo apoyado en una superficie para poder controlarlo. Además, los movimientos de giro del código son los que detectará el click mediante el sensor de giro angular. Con esto podemos adaptar las necesidades del sensor óptico aprovechando el giro angular aumentando el umbral de giro para poder evitar movimientos de cursor no requeridos.

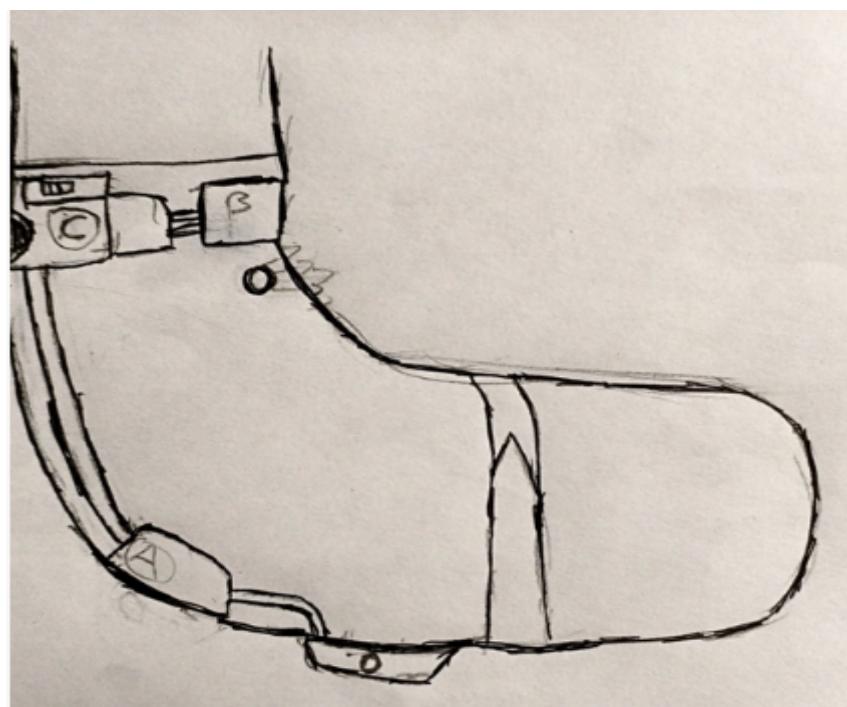


Figura 17. Boceto 2

### Boceto 3

Este boceto muestra la ubicación del sensor magnético y óptico en la parte inferior del antebrazo, debido a que este requiere usar un dispositivo secundario como un pequeño imán el cual usará de referencia para poder detectar cambios de movimiento de la misma forma en la que lo harían los anteriores sensores. Además una distribución del peso más lineal en la parte anterior al codo para evitar un diseño de muchas líneas de cableado.

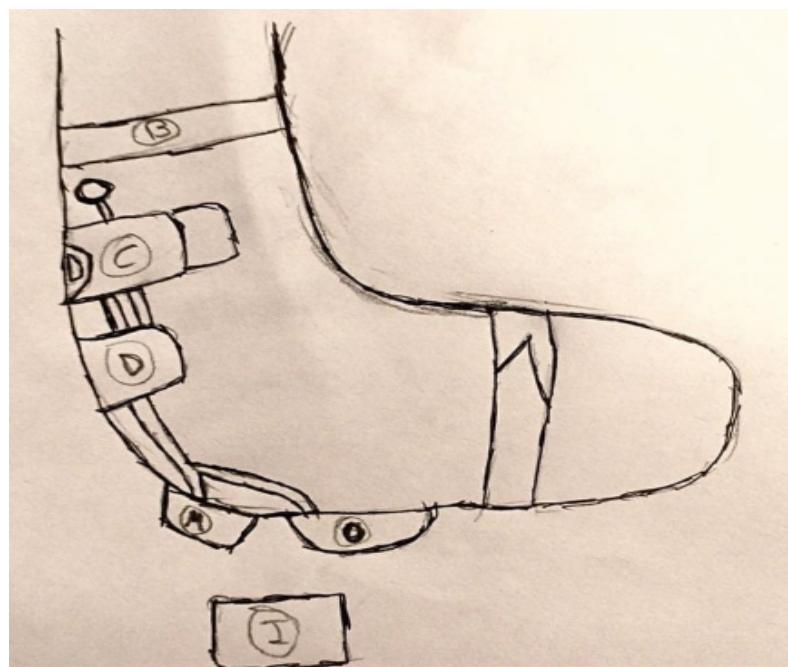


Figura 18. Boceto 3

### III. Matriz PUGH

No	Criterios Técnicos y Económicos	Soluciones			
		S1	S2	S3	Ideal
1	Eficiencia energética	3	1	1	4
2	Facilidad de manejo	3	2	3	4
3	Complejidad	2	1	2	4
4	Lista de exigencias	3	2	2	4
5	Ergonomía	3	2	2	4
6	Número de piezas	3	2	2	4
7	Costo de tecnología	3	1	3	4
8	Facilidad de adquisición de materiales	3	2	3	4
9	Facilidad de montaje	2	1	1	4
<b>Suma Total</b>		25	14	19	36

Tabla 1. Matriz PUGH

Con el objetivo de seleccionar la alternativa de diseño más adecuada para el desarrollo del dispositivo, se elaboró una Matriz Pugh que permitió comparar tres conceptos de solución obtenidos previamente de la matriz morfológica.

Cada opción fue evaluada en función de nueve criterios técnicos y funcionales: eficiencia energética, facilidad de manejo, complejidad, cumplimiento de exigencias, ergonomía, número de piezas, costo de tecnología, facilidad de adquisición de materiales y facilidad de montaje.

Los puntajes asignados en la matriz se establecieron mediante un análisis comparativo entre las tres soluciones, considerando tanto sus componentes electrónicos como su comportamiento en términos de diseño, operación y viabilidad de fabricación.

A continuación, se presenta la justificación detallada de los puntajes asignados a cada criterio para las tres soluciones propuestas.

## **Eficiencia energética**

S1:

Presenta la mayor eficiencia energética, ya que utiliza una batería Li-Po con alta densidad de carga y un regulador comutado, el cual convierte la energía con menores pérdidas térmicas en comparación con un regulador lineal.

Además, incorpora un módulo Bluetooth de bajo consumo (BLE) y un sensor IMU que integra varios ejes en un solo chip, reduciendo el gasto energético total.

S2:

Su eficiencia es moderada, pues aunque emplea una batería Li-ion, el regulador lineal ajustable disipa parte de la energía en forma de calor.

El uso de dos sensores ópticos y un microcomputador incrementa la corriente total consumida, disminuyendo la autonomía.

S3:

Posee la menor eficiencia, ya que combina una batería NiMH (menor densidad energética) con un LDO, que también presenta pérdidas por disipación.

Además, la pantalla OLED y el módulo Wi-Fi aumentan considerablemente el consumo durante la operación.

## **Facilidad de manejo**

S1:

Ofrece una interfaz simple e intuitiva, con un pulsador con retención y un LED indicador de estado. La conexión automática por Bluetooth facilita la operación sin configuraciones adicionales.

S2:

Requiere calibración de los sensores ópticos y alineación mecánica del sistema, lo que complica su manejo. Además, el microcomputador exige una interfaz más técnica.

S3:

La pantalla OLED brinda una visualización directa de los datos, lo que facilita la interpretación por parte del usuario. Aunque integra funciones adicionales como Wi-Fi, mantiene un nivel de uso relativamente sencillo gracias a la retroalimentación visual.

## **Complejidad**

S1:

Posee baja complejidad estructural y de integración. El uso de una IMU que agrupa varios sensores en un solo módulo reduce la cantidad de conexiones, y el regulador comutado ofrece control simple y eficiente.

S2:

Es la más compleja de las tres, al incorporar sensores ópticos, sensor de flujo, y un microcomputador, todos con diferentes requerimientos eléctricos y mecánicos. Esto aumenta las etapas de diseño, calibración y ensamblaje.

S3:

Tiene una complejidad intermedia, pues aunque emplea OLED, Wi-Fi y microcontrolador, estos componentes se integran con relativa facilidad y no requieren alineaciones ópticas precisas.

## **Lista de exigencias**

Aunque todas las soluciones cumplen con el propósito general del proyecto, al compararlas con la lista de exigencias establecida, la Solución 1 resulta la más adecuada, ya que satisface en mayor medida los criterios de autonomía energética, comunicación inalámbrica estable, ergonomía y bajo peso, además de mantener un bajo consumo y buena precisión en el control del cursor. Las demás opciones presentan mayores limitaciones en autonomía, complejidad y costo.

## **Ergonomía**

S1:

Su estructura compacta y ligera permite un agarre cómodo, ideal para manipulación manual.

S2:

El tamaño y peso adicional por los sensores ópticos y microcomputador reducen su ergonomía.

S3:

La inclusión de pantalla OLED y baterías NiMH incrementa el peso, disminuyendo la comodidad del usuario durante el uso prolongado.

## **Número de piezas**

S1:

Tiene pocos módulos, ya que la IMU integra varios sensores y los demás componentes son compactos, reduciendo el total de piezas.

S2 y S3:

Presenta mayor cantidad de elementos ya que necesita sensores tanto para detectar las señales de rotación y de desplazamiento.

## **Costo de tecnología**

Se evaluaron los precios de todos los componentes tanto a nivel nacional como por fuentes web, considerando su disponibilidad y variación de precios. En base a ello, la Solución 1 presenta el menor costo, al emplear módulos comunes y de bajo consumo, mientras que las soluciones 2 y 3 incluyen componentes más costosos, como sensores ópticos, pantallas OLED y microcomputadores.

## **8. Facilidad de adquisición de materiales**

S1:

Todos los módulos (Li-Po, Bluetooth, IMU, regulador conmutado) se consiguen fácilmente en el mercado electrónico.

S2:

Algunos sensores ópticos y el regulador lineal ajustable no siempre están disponibles en los mismos modelos o rangos de precisión.

S3:

Los componentes (OLED, Wi-Fi, LDO, batería NiMH) son de fácil adquisición, disponibles en kits o tiendas electrónicas comunes.

### **Facilidad de montaje**

S1:

Es la más sencilla de ensamblar, ya que utiliza módulos compactos y de fácil conexión, como la IMU y el regulador conmutado. Estos componentes no requieren calibraciones ni alineaciones físicas específicas, por lo que el armado del sistema es rápido y con bajo margen de error.

S2:

El proceso de montaje es más complejo, debido a que emplea sensores ópticos que deben estar correctamente alineados y en contacto con una superficie para poder detectar los desplazamientos. Además, el microcomputador requiere una fijación estable y una correcta gestión del cableado.

S3:

Tiene un nivel de dificultad intermedio, ya que el sensor de magnetismo necesita colocarse en una posición precisa para que el imán se acerque adecuadamente durante el movimiento y pueda ser detectado. Aunque los demás componentes (como la pantalla OLED o el módulo Wi-Fi) son fáciles de integrar, requieren una disposición ordenada para evitar interferencias.

Tras la evaluación de los nueve criterios, la Solución 1 obtuvo el mayor puntaje total de 25 puntos, frente a 15 y 18 puntos de las soluciones 2 y 3. Destaca por su eficiencia energética, baja complejidad, menor costo y facilidad de montaje y adquisición, cumpliendo mejor con las exigencias del proyecto. Por ello, se selecciona como la alternativa más viable para el desarrollo del prototipo final.

### **Entrevista al Usuario**

Con el objetivo de profundizar en la comprensión de la problemática planteada desde la perspectiva del usuario, se realizaron una serie de entrevistas orientadas a identificar sus necesidades, limitaciones y experiencias cotidianas relacionadas con el uso de dispositivos tecnológicos.

Se elaboró el siguiente esquema de preguntas que sirvió como guía durante la conversación. Sin embargo, este esquema no se aplicó de manera rígida, ya que se priorizó mantener una interacción fluida y natural con el entrevistado, permitiendo que sus respuestas orientaran el curso de la entrevista. De este modo, se buscó generar un espacio de diálogo genuino que facilitara la empatía y la comprensión de su contexto.

- ¿Cómo es un día típico en tu vida? ¿Qué tanto utilizas tecnología en tu rutina y para qué actividades en específico?
- ¿Qué dispositivo tecnológico usas con mayor frecuencia (computadora, tablet, celular)? ¿Qué tipo de programas o aplicaciones sueles usar? ¿Qué limitaciones presentas al usarlos? ¿Qué cambiarías de ellos?
- ¿Utilizas o has utilizado prótesis o alguna herramienta que te ayude en el uso de dispositivos tecnológicos? ¿Cómo fue tu experiencia?
- ¿Qué características priorizarías en un dispositivo que te permita interactuar con entornos digitales: precisión, velocidad, costo, comodidad? ¿Por qué?

En la Figura 19 se presenta el Mapa de Empatía elaborado a partir de las respuestas obtenidas durante la entrevista. Este resume los aspectos más representativos sobre lo que el usuario piensa, siente, ve y hace, así como sus frustraciones y motivaciones principales. Los resultados reflejan una coincidencia con la problemática identificada previamente en la revisión bibliográfica: la escasez de dispositivos diseñados específicamente para facilitar la interacción digital en personas con amputaciones de miembro superior. Asimismo, se evidencia la necesidad de tecnologías más accesibles, funcionales y adaptadas al contexto real de los usuarios, lo cual respalda la pertinencia del desarrollo de nuestro proyecto.

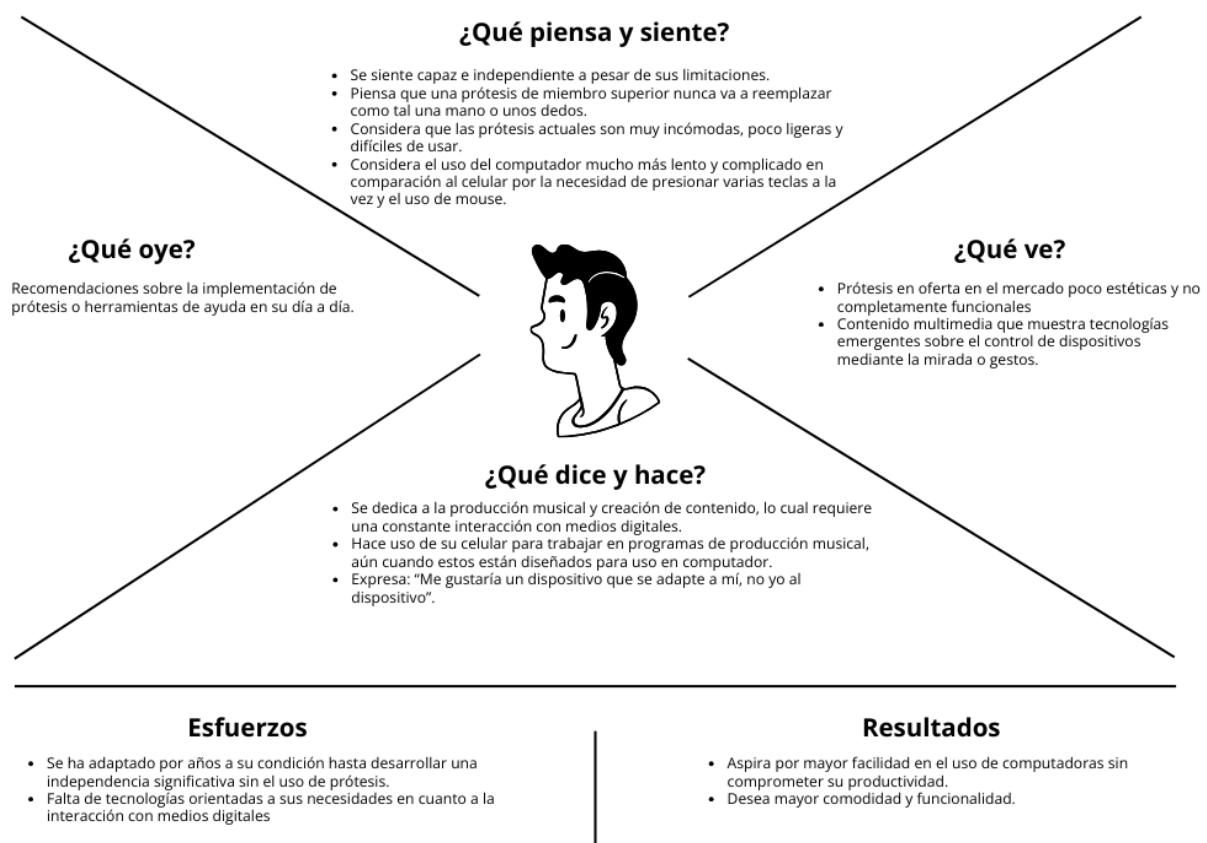


Figura 19. Mapa de empatía.

### Entrevista al Especialista

De manera complementaria a la entrevista realizada al usuario, se llevaron a cabo entrevistas con dos profesionales del área de la salud: un traumatólogo y una fisioterapeuta. El objetivo de estas entrevistas fue obtener una visión técnica y clínica que permitiera ampliar la comprensión del proceso de amputación y del uso de dispositivos de asistencia desde la perspectiva de los especialistas.

Para ello, se elaboró el siguiente esquema de preguntas orientado a conocer los principales desafíos que enfrentan los pacientes durante su proceso de rehabilitación, así como los factores que influyen en la aceptación y adaptación a nuevos dispositivos o prótesis

- En su experiencia, ¿Qué necesidades o dificultades observa con más frecuencia en pacientes con amputación transradial en relación con actividades cotidianas como trabajar con una computadora, escribir, comunicarse?

- ¿Qué características considera más importantes en un dispositivo de asistencia para que sea realmente útil y aceptado por los pacientes?
- ¿Qué aspectos cree que debemos evitar para que el dispositivo no genere incomodidad, frustración o rechazo?
- ¿Qué tan viable cree que sería utilizar movimientos como la pronación, supinación o gestos simples del antebrazo como medio de control?

A partir de las entrevistas, se recopiló información relevante que complementa los hallazgos obtenidos con el usuario. Entre los aspectos más destacados, los especialistas señalaron que el proceso de amputación va mucho más allá de una dimensión física, ya que involucra un componente emocional significativo que influye directamente en la recuperación y en la disposición del paciente hacia el uso de nuevas tecnologías asistivas. Asimismo, mencionaron que la función principal de los dispositivos de apoyo debe centrarse en facilitar al paciente la realización de una actividad concreta, priorizando la utilidad y la comodidad por encima de la mera reproducción estética del miembro amputado. También resaltaron la existencia de una etapa preprotésica, en la cual los pacientes aprenden a adaptarse progresivamente a dispositivos o prótesis mediante la intervención conjunta de fisioterapia y terapia ocupacional.

## Bibliografía

- [1] G. R. and C. P. Ltd, “Artificial Limbs Market Report (2022 to 2030) - Blatchford Ltd., Fillauer LLC, Ottobock Inc., Ossur, Mobius Bionics and Among Others”, GlobeNewswire News Room. Consultado: el 19 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.globenewswire.com/en/news-release/2022/10/10/2531156/0/en/Artificial-Limbs-Market-Report-2022-to-2030-Blatchford-Ltd-Fillauer-LLC-Ottobock-Inc-Ossur-Mobius-Bionics-and-Among-Others.html>
- [2] N. Ju, K.-H. Lee, M.-O. Kim, y Y. Choi, “A User-Driven Approach to Prosthetic Upper Limb Development in Korea”, *Healthcare*, vol. 9, núm. 7, p. 839, jul. 2021, doi: 10.3390/healthcare9070839.
- [3] M. González Nuño, M. M. López De Abajo, F. D. B. Serrano Sáez De Tejada, A. Llorens Marín, y R. Marugán Quintas, “Incapacidad laboral en el paciente con una amputación de un miembro superior”, *Rev. Esp. Traumatol. Labor.*, vol. 5, núm. 2, nov. 2022, doi: 10.24129/j.retla.05210.fs2201002.
- [4] “INR brindó más de 15 700 terapias a los pacientes con amputaciones y quemaduras”. Consultado: el 6 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.gob.pe/institucion/minsa/noticias/850099-inr-brindo-mas-de-15-700-terapias-a-los-pacientes-con-amputaciones-y-quemaduras>
- [5] F. Cordella *et al.*, “Literature Review on Needs of Upper Limb Prosthesis Users”, *Front. Neurosci.*, vol. 10, p. 209, may 2016, doi: 10.3389/fnins.2016.00209.
- [6] S. Salminger *et al.*, “Current rates of prosthetic usage in upper-limb amputees - have innovations had an impact on device acceptance?”, *Disabil. Rehabil.*, vol. 44, núm. 14, pp. 3708–3713, jul. 2022, doi: 10.1080/09638288.2020.1866684.
- [7] A. Marinelli *et al.*, “Active upper limb prostheses: a review on current state and upcoming breakthroughs”, *Prog. Biomed. Eng.*, vol. 5, núm. 1, p. 012001, ene. 2023, doi: 10.1088/2516-1091/acac57.
- [8] A. Marinelli *et al.*, “Active upper limb prostheses: a review on current state and upcoming breakthroughs”, *Prog. Biomed. Eng.*, vol. 5, núm. 1, p. 012001, ene. 2023, doi: 10.1088/2516-1091/acac57.
- [9] L. C. Smail, C. Neal, C. Wilkins, y T. L. Packham, “Comfort and function remain key factors in upper limb prosthetic abandonment: findings of a scoping review”, *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 16, núm. 8, pp. 821–830, nov. 2021, doi: 10.1080/17483107.2020.1738567.
- [10] R. Ayub, D. Villarreal, R. D. Gregg, y F. Gao, “Evaluation of transradial body-powered prostheses using a robotic simulator”, *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 41, núm. 2, pp. 194–200, abr. 2017, doi: 10.1177/0309364616650077.
- [11] F. Cordella *et al.*, “Literature Review on Needs of Upper Limb Prosthesis Users”, *Front. Neurosci.*, vol. 10, p. 209, 2016, doi: 10.3389/fnins.2016.00209.
- [12] E. Biddiss y T. Chau, “Upper-limb prosthetics: critical factors in device abandonment”, *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 86, núm. 12, pp. 977–987, dic. 2007, doi: 10.1097/PHM.0b013e3181587f6c.
- [13] N. Kerver, “The effectiveness and cost-effectiveness of upper limb prostheses”: University of Groningen, 2023. doi: 10.33612/diss.774867498.
- [14] C. R. Gambrell, “Overuse Syndrome and the Unilateral Upper Limb Amputee: Consequences and Prevention”, *JPO J. Prosthet. Orthot.*, vol. 20, núm. 3, p. 126, jul. 2008, doi: 10.1097/JPO.0b013e31817ecb16.
- [15] L. E. Jones y J. H. Davidson, “Save that arm: A study of problems in the remaining arm of unilateral upper limb amputees”, *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 23, núm. 1, pp. 55–58, abr. 1999, doi: 10.3109/03093649909071611.
- [16] H. L. Benz *et al.*, “Upper Extremity Prosthesis User Perspectives on Unmet Needs and Innovative Technology”, *Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2016, pp. 287–290, ago. 2016, doi: 10.1109/EMBC.2016.7590696.
- [17] A. D. Roche *et al.*, “Upper limb prostheses: bridging the sensory gap”, *J. Hand Surg. Eur. Vol.*, vol. 48, núm. 3, pp. 182–190, mar. 2023, doi: 10.1177/17531934221131756.
- [18] N. Hurst, “This Digital Prosthesis Could Help Amputees Control Computers”, Smithsonian Magazine. Consultado: el 6 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.smithsonianmag.com/innovation/digital-prosthetic-could-help-amputees-control-computers-180961397/>
- [19] T. Marinaci *et al.*, “An Inclusive Workplace Approach to Disability through Assistive Technologies: A Systematic Review and Thematic Analysis of the Literature”, *Societies*, vol. 13, núm. 11, p. 231, nov. 2023, doi: 10.3390/soc13110231.
- [20] J. E. Morris, “2012 Anthropometric Survey of U.S. Army Personnel: Methods and Summary Statistics”.
- [21] C. Fryar, Q. Gu, J. Afful, M. Carroll, y C. Ogden, “Anthropometric Reference Data for Children and

- Adults: United States, August 2021–August 2023”, National Center for Health Statistics (U.S.), jun. 2025. doi: 10.15620/cdc/174595.
- [22] C. for D. and R. Health, “Biocompatibility Evaluation Endpoints by Contact Duration Periods”, *FDA*, jun. 2023, Consultado: el 4 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.fda.gov/medical-devices/biocompatibility-assessment-resource-center/biocompatibility-evaluation-endpoints-contact-duration-periods>
- [23] D. Segura, E. Romero, V. E. Abarca, y D. A. Elias, “Upper Limb Prostheses by the Level of Amputation: A Systematic Review”, *Prosthesis*, vol. 6, núm. 2, pp. 277–300, abr. 2024, doi: 10.3390/prosthesis6020022.
- [24] “Wearabledevices”, Wearabledevices. Consultado: el 20 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.wearabledevices.co.il>
- [25] “Mudra Link | An EMG Wristband To Control Your Devices. Never use a mouse again!”, Mudra Band. Consultado: el 20 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://mudra-band.com/pages/mudra-link-main>
- [26] “ennopro.com”. Consultado: el 20 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://ennopro.com/>
- [27] W. H. Kloss, “Turning Point Technology”, /turningpointtechnology.com. Consultado: el 20 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible en: [https://www.turningpointtechnology.com/Sx/LT/IMP.asp?utm\\_source=chatgpt.com](https://www.turningpointtechnology.com/Sx/LT/IMP.asp?utm_source=chatgpt.com)
- [28] “IntegraMouse Plus - LIFEtool”. Consultado: el 20 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.lifetool.at/en/assistive-technology/lifetool-hardware/integramouse-plus/>
- [29] S. Pan, “Method and apparatus for controlling cursor movement”, US5367315A, el 22 de noviembre de 1994 Consultado: el 20 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://patents.google.com/patent/US5367315A/en>
- [30] M. G. Farnet, H. R. McWilliams, y J. J. Stutz, “Sip and puff mouse”, US7412891B2, el 19 de agosto de 2008 Consultado: el 20 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://patents.google.com/patent/US7412891B2/en>
- [31] M. I. GOLDFARB, N. Alshammary, D. Bennett, y S. Dalley, “Coordinated control for an arm prosthesis”, US10952877B2, el 23 de marzo de 2021 Consultado: el 20 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://patents.google.com/patent/US10952877B2/en>
- [32] C. A. Castillo-Benavides, L. F. García-Arias, N. D. Duque-Méndez, y D. A. Ovalle-Carranza, “IMU-Mouse: diseño e implementación de un dispositivo apuntador dirigido al desarrollo de interfaces adaptativas para personas con discapacidad física”, *TecnoLógicas*, vol. 21, núm. 41, pp. 63–79, ene. 2018, doi: 10.22430/22565337.727.
- [33] B. Akan y A. Argunsah, “(PDF) A Human-Computer Interface (HCI) based on Electrooculogram (EOG) for Handicapped”, en *ResearchGate*, 2007. doi: 10.1109/SIU.2007.4298649.
- [34] C. L. Fall, A. Campeau-Lecours, C. Gosselin, y B. Gosselin, “Evaluation of a Wearable and Wireless Human-Computer Interface Combining Head Motion and sEMG for People with Upper-Body Disabilities”, en *2018 16th IEEE International New Circuits and Systems Conference (NEWCAS)*, jun. 2018, pp. 287–290. doi: 10.1109/NEWCAS.2018.8585522.
- [35] S. Lobov, N. Krilova, I. Kastalskiy, V. Kazantsev, y V. Makarov, “A Human-Computer Interface based on Electromyography Command-Proportional Control”, en *Proceedings of the 4th International Congress on Neurotechnology, Electronics and Informatics*, Porto, Portugal: SCITEPRESS - Science and Technology Publications, 2016, pp. 57–64. doi: 10.5220/0006033300570064.
- [36] “New GlassOuse PRO: Customizable Wireless Assistive Mouse for Disabled”, Glassouse Assistive Device. Consultado: el 20 de septiembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://glassouse.com/>