



**UNIVERSIDAD
DEL AZUAY**

**FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

Diseño de un sistema de rehabilitación física para extremidades superiores basado en el uso de señales electromiográficas para el control de un robot móvil.

Trabajo de graduación previo a la obtención del título de:

INGENIERO ELECTRÓNICO

Autores:

**Pérez Díaz Gilberto Miguel
Sarmiento Tito Mateo Alejandro**

Director:

Ing. Esteban Javier Mola Tola, Mgst

CUENCA, ECUADOR

2025

DEDICATORIA DE GILBERTO MIGUEL

A mis padres, Gilberto Pérez y Sadi Díaz, por su amor incondicional, por enseñarme el valor del esfuerzo y por estar presentes en cada paso de este camino. Su apoyo ha sido el pilar más firme en los momentos difíciles y la motivación constante para seguir adelante.

A mis hermanos, Alejandro Pérez y Jorge Alonso, quienes, siendo mayores, siempre han sido un ejemplo de constancia y fortaleza; y a Alberto Pérez, el más pequeño, cuyo cariño y alegría han sido un impulso silencioso pero poderoso en mi vida.

A Mateo Sarmiento, mi compañero de tesis, por compartir no solo el trabajo y los retos académicos, sino también la dedicación, las ideas y el compromiso que hicieron posible este proyecto.

A Esteban Mora, tutor de esta tesis, por su guía, paciencia y apoyo durante todo el proceso.

Y con especial cariño, dedico este trabajo a la memoria de mi abuela, Eneida Valdivia, quien estuvo a mi lado durante gran parte de este proceso.

A todos ustedes, gracias por formar parte de este logro.

DEDICATORIA DE MATEO ALEJANDRO

A mi madre, Janeth Virginia, por ser mi fuerza incondicional, por cada palabra de aliento y cada gesto de amor que me sostuvo incluso en los momentos más difíciles. Su ejemplo de altruismo, constancia y cariño han sido mi guía durante todo este camino.

A mi hermano, Miguel Andrés, por acompañarme con su apoyo firme y amor incondicional, le agradezco a dios por tener al mejor hermano mayor del mundo, gracias por quererme como lo haces, nunca estuve solo en este camino.

A la memoria de mi padre, Miguel Alfonso.
Aunque no estás físicamente, he sentido tu presencia en cada paso de este camino. Fuiste quien siempre creyó en mí, quien soñó con verme convertido en profesional y quien me enseñó el valor del esfuerzo y la perseverancia. Este logro es más tuyo que mío. Gracias por todo, te amo Papá.

A Gilberto Pérez, compañero de tesis y amigo, por su apoyo constante en todo este camino universitario.

Al ingeniero a cargo de este trabajo, Esteban Mora, gracias por ser mi maestro, tutor, guía y amigo durante toda esta trayectoria universitaria.

DISEÑO DE UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN FÍSICA PARA EXTREMIDADES SUPERIORES BASADO EN EL USO DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS PARA EL CONTROL DE UN ROBOT MÓVIL.

Este trabajo presenta el diseño e implementación de un sistema de rehabilitación física para extremidades superiores, basado en el uso de sensores EMG superficiales que registran la actividad de cuatro músculos: deltoides medio, pronador redondo, bíceps y braquiorradial. A partir del procesamiento en tiempo real de estas señales, cada músculo genera un comando que permite el desplazamiento de un TurtleBot3, a través de ROS, dentro de un entorno controlado. El experimento se realizó con 20 participantes distribuidos en un grupo experimental y uno de control, evaluando métricas de trayectoria, distancia y tiempo, generadas por el robot en tres repeticiones de ida y vuelta en una trayectoria predefinida. Los resultados muestran una mejora progresiva en la precisión y eficiencia del movimiento, también se observó una disminución en la dispersión de las trayectorias y una reducción en el tiempo de ejecución, lo cual indica un proceso de aprendizaje del uso de los músculos entre repeticiones. Se concluye que el control del robot móvil, mediante señales EMG, es viable como una herramienta terapéutica en procesos de rehabilitación física.

Palabras claves: EMG, Robot Móvil, ROS, MVC, Rehabilitación, HRI

DESIGN OF A PHYSICAL REHABILITATION SYSTEM FOR UPPER LIMBS BASED ON ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS FOR THE CONTROL OF A MOBILE ROBOT

This work presents the design and implementation of a physical rehabilitation system for upper limbs, based on the use of surface EMG sensors that record the activity of four muscles: the middle deltoid, pronator teres, biceps, and brachioradialis. Through real-time processing of these signals, each muscle generates a command that enables the movement of a TurtleBot3 via ROS within a controlled environment. The experiment was conducted with 20 participants, divided into an experimental group and a control group, evaluating trajectory, distance, and time metrics generated by the robot over three back-and-forth repetitions along a predefined path. The results show a progressive improvement in movement accuracy and efficiency. A decrease in trajectory dispersion and a reduction in execution time were also observed, indicating a learning process in muscle usage across repetitions. It is concluded that controlling a mobile robot using EMG signals is a viable therapeutic tool in physical rehabilitation processes.

Keywords: EMG, Mobile Robot, ROS, MVC, Rehabilitation, HRI

ÍNDICE DE CONTENIDOS

Dedicatoria de Gilberto Miguel Pérez Díaz	i
Dedicatoria de Mateo Alejandro Sarmiento Tito	ii
Abstract	iii
Resumen	iii
Abstract	iv
Índice de Contenidos	v
Índice de Figuras	vi
Índice de Tablas	vii
I Introducción	1
II Metodología	2
II-A Adquisición y procesamiento de señales EMG	3
II-B Configuración para la comunicación del Sistema	4
II-C Sistema de Control	4
II-D Máxima contracción voluntaria	4
II-E Análisis de datos obtenidos	5
III Pruebas y resultados	5
III-A Análisis descriptivo	10
III-B Análisis de normalidad de los datos	11
III-C Análisis estadístico	11
III-C1 Comparación entre extremidades del grupo experimental	11
III-C2 Comparación entre repeticiones del grupo experimental	11
III-C3 Comparación entre repeticiones del grupo control	12
III-C4 Comparación entre grupos experimental vs control	12
III-C5 Experiencia del usuario	13
IV Conclusiones	13
Referencias	14

ÍNDICE DE FIGURAS

1	Diagrama del proyecto.	2
2	TurtleBot3 Burger.	2
3	Distribución de músculos seleccionados para el estudio.	3
4	Señal EMG filtrada.	3
5	Señal EMG rectificada.	3
6	Señal EMG envolvente.	3
7	Entorno de ejecución.	5
8	Colocación de electrodos.	6
9	Trayectorias de ida del robot móvil controlado con la extremidad dominante.	7
10	Trayectorias de vuelta del robot móvil controlado con la extremidad dominante.	7
11	Trayectorias de ida del robot móvil controlado con la extremidad no dominante.	8
12	Trayectorias de vuelta del robot móvil controlado con la extremidad no dominante.	8
13	Comparación de trayectorias de ida.	8
14	Comparación de trayectorias de vuelta.	9
15	Activación muscular recorrido frontal.	9
16	Activación muscular recorrido de retorno.	9
17	Boxplot del tiempo de ida por repetición.	10
18	Boxplot del tiempo de vuelta por repetición.	11
19	Matriz de difusión de valores p en el grupo experimental	12
20	Matriz de difusión de valores p en el grupo control	12
21	Distribución de respuestas: Adherencia	13
22	Distribución de respuestas: Obediencia del robot	13

ÍNDICE DE TABLAS

I	Grupo Experimental	5
II	Grupo de control	5
III	Grupo Experimental – Cuantificación de extremidad dominante y no dominante	6
IV	Grupo Control – Cuantificación de extremidad no dominante	7
V	Comparación de desempeño con la extremidad no dominante	7
VI	Comparación de parámetros en la trayectoria de ida	8
VII	Comparación de parámetros en la trayectoria de vuelta	9
VIII	Análisis descriptivo de sujetos con extremidad no dominante	10
IX	Resultados de la prueba de normalidad (Shapiro-Wilk) para los grupos Experimental y Control	11
X	Resultados de la prueba de Wilcoxon para comparación D vs ND	11

Diseño de un sistema de rehabilitación física para extremidades superiores basado en el uso de señales electromiográficas para el control de un robot móvil.

1st Pérez Díaz Gilberto Miguel
Universidad del Azuay
Escuela de Ingeniería Electrónica
Cuenca, Ecuador
gilbertomiguel19@es.uazuay.edu.ec

2nd Sarmiento Tito Mateo Alejandro
Universidad del Azuay
Escuela de Ingeniería Electrónica
Cuenca, Ecuador
mateosarmiento@es.uazuay.edu.ec

Resumen—Este trabajo presenta el diseño e implementación de un sistema de rehabilitación física para extremidades superiores, basado en el uso de sensores EMG superficiales que registran la actividad de cuatro músculos: deltoides medio, pronador redondo, bíceps y braquiorradial. A partir del procesamiento en tiempo real de estas señales, cada músculo genera un comando que permite el desplazamiento de un TurtleBot3, a través de ROS, dentro de un entorno controlado. El experimento se realizó con 20 participantes distribuidos en un grupo experimental y uno de control, evaluando métricas de trayectoria, distancia y tiempo, generadas por el robot en tres repeticiones de ida y vuelta en una trayectoria predefinida. Los resultados muestran una mejora progresiva en la precisión y eficiencia del movimiento, también se observó una disminución en la dispersión de las trayectorias y una reducción en el tiempo de ejecución, lo cual indica un proceso de aprendizaje del uso de los músculos entre repeticiones. Se concluye que el control del robot móvil, mediante señales EMG, es viable como una herramienta terapéutica en procesos de rehabilitación física.

Palabras clave—EMG, Robot Móvil, ROS, MVC, Rehabilitación, HRI

I. INTRODUCCIÓN

La rehabilitación física para personas con afecciones motrices enfrenta un reto significativo debido a la monotonía de las terapias convencionales, lo cual puede afectar negativamente la motivación y participación de los pacientes en sus tratamientos. Según [1], la falta de estímulos en las sesiones terapéuticas puede disminuir el compromiso de los pacientes, llevando a una recuperación más lenta o incompleta. Además, las metodologías tradicionales no siempre recurren al uso de herramientas para medir el progreso del paciente en tiempo real, limitando a los terapeutas que no usan esta información para adaptar los tratamientos a las necesidades individuales. Este enfoque representa un obstáculo para personalizar y optimizar el proceso de rehabilitación [2].

En este contexto, la rehabilitación física no solo es crucial para restaurar la motricidad, sino también para mejorar la calidad de vida en actividades cotidianas como vestirse o desplazarse, contribuyendo a la autonomía de una persona. A medida que la dependencia de terceros disminuye, se

fomenta la reintegración social y familiar, mejorando el bienestar emocional de las personas afectadas. Según [3], en ciertos tratamientos el uso de tecnologías avanzadas, como la electromiografía (EMG) y la interacción humano-robot (HRI), son muy importantes para optimizar la experiencia del paciente y proporcionar datos cuantificables que permitan un seguimiento detallado del progreso.

La tecnología EMG, al capturar la actividad muscular y traducirla en comandos de control para dispositivos robóticos, ha ganado interés en los últimos años como una herramienta para mejorar la precisión y personalización de las terapias [4]. Por ejemplo, en la Universidad Nacional de Taiwán se desarrolló un esquema de control basado en EMG para un brazo robótico, usando un clasificador SVM (*support vector machine*) para optimizar la extracción de características de las señales musculares y mejorar la precisión [5]. Este tipo de control en tiempo real ha mostrado ser particularmente útil para aplicaciones de rehabilitación y asistencia robótica, donde es necesario un procesamiento rápido y efectivo de la activación muscular [6].

El análisis de señales EMG ofrece beneficios importantes, como la capacidad de personalizar las terapias en función del esfuerzo muscular detectado en tiempo real, lo que facilita un ajuste dinámico de las sesiones según el progreso de cada paciente. Además, este enfoque introduce un componente lúdico mediante juegos serios que hacen la experiencia más atractiva y motivadora para el paciente, abordando directamente la monotonía de las terapias convencionales [7].

La recopilación y el análisis de datos en tiempo real son fundamentales para evaluar de manera precisa y continua el avance del paciente en su proceso de rehabilitación. Como sugiere [8], estos datos proporcionan retroalimentación visual y cuantitativa, una herramienta que no solo informa al terapeuta sobre el progreso, sino que también tiene un impacto directo en la experiencia del paciente. Al recibir esta retroalimentación en tiempo real, los pacientes pueden

observar mejoras concretas en aspectos clave como la fuerza, el rango de movimiento y el control motor [9]. Este tipo de información inmediata y visual permite a los pacientes reconocer y valorar su propio esfuerzo y progreso, lo que incrementa su motivación y refuerza su compromiso con el tratamiento. Además, la retroalimentación en tiempo real facilita la personalización de las sesiones, ya que los terapeutas pueden ajustar los ejercicios y la intensidad de las terapias en función de los datos obtenidos. Esto no solo optimiza el tratamiento según las necesidades individuales de cada paciente, sino que también contribuye a una recuperación más eficiente y sostenida, aumentando las probabilidades de alcanzar una rehabilitación completa y satisfactoria.

Para establecer una base teórica sólida, se tomaron como referencia estudios previos que demuestran el uso exitoso de tecnologías EMG en robots móviles. En particular, en el trabajo realizado por Shibasaki et al. [6] destacan la implementación de robots móviles controlados por EMG. Utiliza una red neuronal probabilística recurrente para clasificar estas señales y determinar la dirección y velocidad del movimiento. Además, incorpora un modelo de impedancia no contactante con múltiples capas para generar fuerzas virtuales de repulsión que facilitan la evitación automática de obstáculos. Gracias a este sistema, el robot puede ser dirigido de manera intuitiva y natural, mientras realiza maniobras de evasión de obstáculos sin que el usuario tenga que intervenir específicamente en esas acciones. Además, la utilización de plataformas robóticas como herramientas educativas y terapéuticas es ampliamente discutida en investigaciones recientes. Por ejemplo [7] presentan un prototipo de mano protésica controlada por EMG, que combina bajo costo, portabilidad y control en tiempo real mediante un hardware portátil, demostrando el potencial de estas tecnologías para su aplicación en ámbitos de rehabilitación y enseñanza. Esta evidencia respalda el valor de las plataformas robóticas con control EMG como recursos accesibles y efectivos en contextos educativos y terapéuticos.

La propuesta de este trabajo integra conocimientos de fisioterapia, electrónica y robótica para desarrollar un sistema en entornos de HRI, alineándose con la tendencia del uso de dispositivos robóticos mediante la implementación de un robot móvil controlado por señales EMG, con el objetivo de eventualmente escalar hacia terapias físicas. Esta integración multidisciplinaria no solo busca innovar en el campo de la rehabilitación, sino también ofrecer nuevas alternativas de evaluación y entrenamiento funcional adaptadas a las necesidades de cada usuario.

En la siguiente sección se detalla la metodología empleada para la adquisición de señales EMG y el control del robot móvil. Posteriormente, en la Sección III se presentan los resultados obtenidos a partir de las pruebas realizadas con los participantes. Finalmente, en la Sección IV se exponen las conclusiones de este trabajo, destacando las implicaciones del

sistema propuesto en contextos de rehabilitación física.

II. METODOLOGÍA

El sistema desarrollado en este trabajo se encuentra representado en la Fig. 1, el mismo que inicia con la adquisición y procesamiento de las señales EMG a partir de la actividad de cuatro músculos: deltoides medio, pronador redondo, bíceps y braquiorradial. Para ello, se diseñaron placas electrónicas que capturan las señales EMG mediante electrodos colocados superficialmente en cada músculo. Estas señales son adquiridas por un microcontrolador con el objetivo de procesarlas y transmitir las.

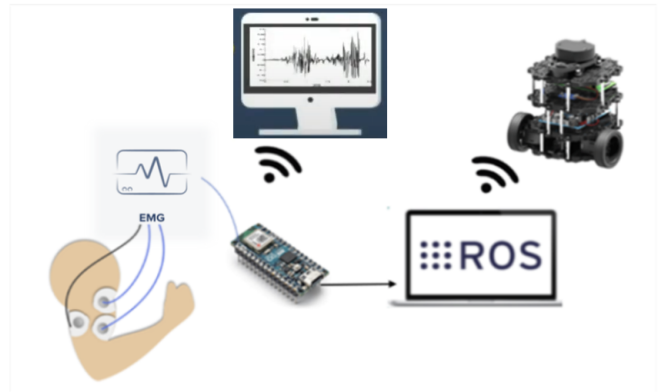


Fig. 1. Diagrama del proyecto.

La información obtenida se muestra en tiempo real mediante una interfaz gráfica, permitiendo la visualización de las señales EMG de los cuatro músculos, útil para el monitoreo del personal médico. A su vez, estos datos son enviados a ROS (*Robot Operating System*) para obtener comandos que controlan un robot móvil y generar una retroalimentación visual para el usuario mediante el movimiento del mismo. El robot móvil usado en este proyecto es el TurtleBot3 Burger, que se indica en la Fig. 2.



Fig. 2. TurtleBot3 Burger.

A. Adquisición y procesamiento de señales EMG

Se utilizan electrodos superficiales tipo parche para adultos, seleccionados por su eficacia en la detección de señales musculares. La ubicación de los electrodos se determinó según criterios anatómicos y biomecánicos [10], lo que garantiza la captación óptima de las señales EMG de los músculos implicados, los cuales se pueden ver en la Fig. 3.

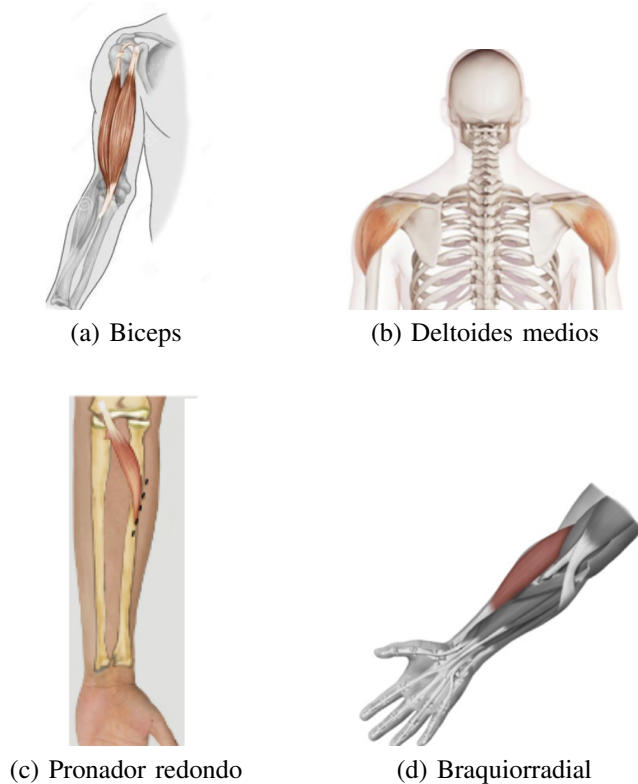


Fig. 3. Distribución de músculos seleccionados para el estudio.

Para lograr un control intuitivo del robot, se estableció una relación lógica entre los movimientos musculares y las acciones del TurtleBot3, con el objetivo de desarrollar un juego serio [11]. Por ejemplo, en el caso de ocupar la extremidad superior derecha, la activación del pronador redondo genera un giro a la izquierda, mientras que el deltoides medio, al realizar una abducción del hombro, provoca un giro a la derecha. A su vez, la contracción del bíceps controla el desplazamiento hacia adelante al flexionar el codo, y el braquiorradial el movimiento hacia atrás al extender la muñeca. En el caso de utilizar la extremidad izquierda, la asignación de los giros se invierte para mantener la lógica de dirección: el pronador redondo provoca un giro a la derecha y el deltoides medio uno a la izquierda.

En este trabajo, la adquisición de la señal EMG se realizó a través de un microcontrolador Arduino, el cual ayudó a la captura y digitalización de la señal para su posterior procesamiento. La señal EMG cruda adquirida presenta una gran variabilidad y ruido debido a la naturaleza de la actividad muscular y a interferencias externas, como se muestra en la

Fig. 4. Las señales capturadas fueron procesadas aplicando técnicas como el cálculo de promedios de muestras y una normalización básica para minimizar la variabilidad de las señales analógicas, obteniendo datos estables y adecuados para los requerimientos del sistema.

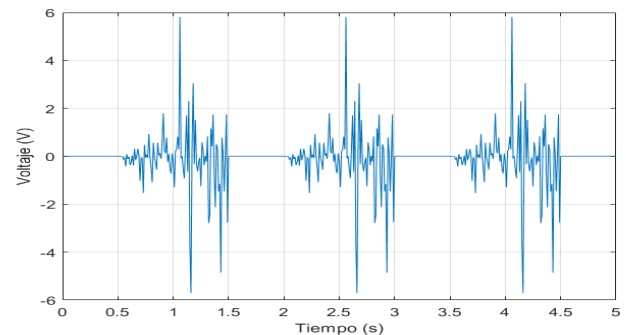


Fig. 4. Señal EMG filtrada.

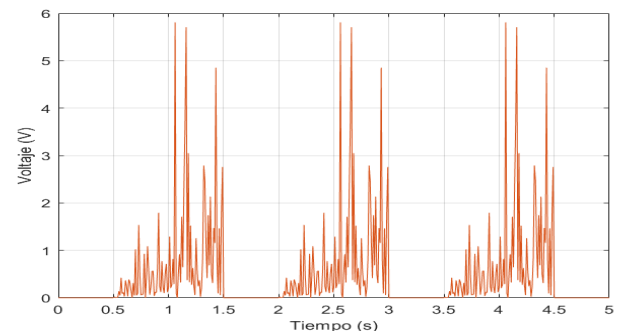


Fig. 5. Señal EMG rectificada.

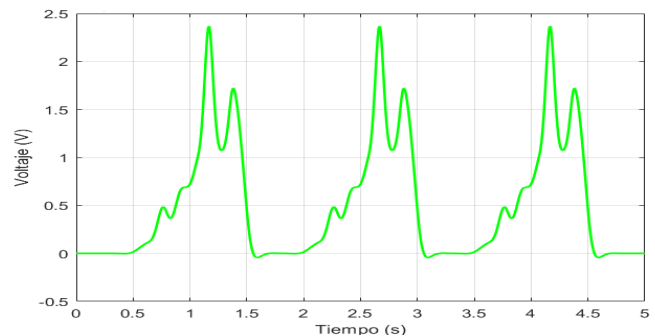


Fig. 6. Señal EMG envolvente.

Para hacer que las señales EMG sean útiles para esta aplicación práctica, es necesario aplicar un proceso de filtrado y rectificación. El filtrado de la señal se realizó a nivel de hardware, es decir, los sensores utilizados contaban con filtro notch para aislar la señal de 60 Hz generada por la red eléctrica. La rectificación, realizada a nivel de software, consiste en transformar toda la señal en valores positivos como se observa en la Fig.5, eliminando la alternancia entre ciclos

positivos y negativos característicos de las señales biológicas. Matemáticamente, este proceso se describe como:

$$x_{\text{rect}}(t) = |x(t)| \quad (1)$$

Además, para obtener una señal más estable, se implementó un filtro por promediado simple. Esto se logra mediante la adquisición de un número fijo de muestras consecutivas (75 en este caso), que luego son promediadas para generar un valor representativo de la actividad muscular en ese momento. El resultante de este promedio genera una señal envolvente y reduce la variabilidad rápida e irregular de la señal EMG, permitiendo suavizar aún más las fluctuaciones rápidas y obtener una representación continua y estable del esfuerzo muscular en el tiempo. Este procesamiento está representado en la Fig. 6 y es útil para aplicaciones en las que se requiere detectar el inicio, duración o intensidad de la activación muscular, tal como se muestra en la ecuación a continuación.

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (2)$$

B. Configuración para la comunicación del Sistema

La conexión entre la computadora personal (PC por sus siglas en inglés) y el TurtleBot3 se estableció mediante la asignación de direcciones IP fijas a ambos dispositivos a través de un router específico, asegurando una comunicación estable dentro de la misma red. La configuración inicial se realizó mediante el protocolo SSH (*Secure Shell*), lo que permitió el acceso remoto al sistema operativo del robot y la ejecución de comandos directamente desde la PC. Este enfoque remoto permitió el monitoreo constante del robot y minimizó la necesidad de interfaces físicas adicionales, proporcionando una interacción más flexible y versátil. A su vez, la comunicación del sistema tiene otro factor de vital importancia que es la interacción entre el microcontrolador y la PC, la cual está establecida mediante el puerto serial asignado por la misma, de manera que, el microcontrolador puede realizar el procesamiento de las señales y posteriormente enviarlas hacia el mecanismo de control del robot.

C. Sistema de Control

El control del TurtleBot3 se llevó a cabo mediante un script en Python desarrollado sobre la plataforma ROS, permitiendo una integración eficiente entre el procesamiento de señales EMG y la ejecución de comandos motores. Este script recibe las señales EMG previamente procesadas y las traduce en comandos de movimiento que son enviados al tópico `cmd_vel`, encargado de controlar la velocidad lineal y angular del robot. A mayor contracción muscular, mayor es la velocidad generada, permitiendo un control proporcional e intuitivo del desplazamiento. También se utilizó el tópico `odom`, para la adquisición de datos y análisis posterior, este tópico guarda información sobre la posición y orientación del robot a lo largo del tiempo, lo que permitió reconstruir

la trayectoria y calcular la distancia recorrida. Por otro lado, se crearon y emplearon los tópicos `sensor_emg1`, `sensor_emg2`, `sensor_emg3` y `sensor_emg4` para la transmisión continua de señales EMG desde cada uno de los cuatro sensores ubicados sobre los músculos seleccionados, toda esta información fue almacenada mediante `roscpp`.

Cabe destacar que, si bien ROS ofrece herramientas avanzadas para control, navegación y análisis, el sistema de control fue diseñado y ajustado específicamente para este estudio. Se priorizó la respuesta en tiempo real y la estabilidad del sistema durante las sesiones de prueba, asegurando una interpretación confiable de la actividad muscular sin introducir retardos perceptibles en la ejecución de los comandos del TurtleBot3.

Las variables trayectoria, tiempo y distancia recorrida fueron registradas a través de los tópicos de ROS mencionados anteriormente y almacenados en archivos CSV (*Comma-Separated Values*) para su posterior análisis. Con el uso de Google Colab se generaron gráficas y métricas que permiten evaluar la precisión y consistencia del control, obteniendo información en base a las variables previamente mencionadas.

D. Máxima contracción voluntaria

Uno de los pasos vitales para esta investigación fue la correcta adquisición de la máxima contracción voluntaria (MVC por sus siglas en inglés) de cada participante. Este valor sirve como referencia individual para marcar un porcentaje de umbral de activación de las señales EMG, lo cual es crucial en estudios de control muscular y en aplicaciones como el control de interfaces robóticas. Para la obtención de los valores de MVC, se utilizó un script de Arduino independiente, desarrollado específicamente para registrar los niveles máximos de activación muscular generados por cada sujeto, en cada músculo seleccionado, durante contracciones isométricas breves pero intensas. Este procedimiento se realizó previo a las sesiones de control del robot, permitiendo establecer un umbral personalizado para cada individuo.

La importancia de este ajuste radica en que cada persona posee un nivel distinto de voltaje de la señal EMG al aplicar una activación muscular máxima, influenciado por factores como la condición física, la fatiga, la lateralidad y la experiencia motora. Establecer un umbral de activación para la señal en función de la MVC individual garantiza que el sistema de control del robot sea sensible a las variaciones reales de activación muscular sin requerir esfuerzos excesivos. Además, esto reduce la probabilidad de fatiga muscular y mejora la experiencia del usuario, especialmente en protocolos que implican múltiples repeticiones o sesiones prolongadas.

E. Análisis de datos obtenidos

Para apoyar la interpretación de los resultados obtenidos, se realizó un análisis estadístico que incluye la descripción de las variables de desempeño del robot (distancia recorrida, trayectoria gráfica y tiempo de ejecución) durante las repeticiones de la tarea por parte los sujetos de prueba divididos en un grupo experimental y en un grupo control. Este análisis descriptivo incluye medidas de tendencia central y dispersión como la mediana, el valor mínimo y máximo, porcentajes y además representaciones gráficas que permiten visualizar el comportamiento de los dos grupos al controlar el robot móvil.

Posteriormente se aplican pruebas de normalidad a los datos, con el fin de determinar si se cumplen los supuestos necesarios para utilizar pruebas paramétricas. Para ello, se empleó la prueba de Shapiro-Wilk sobre cada una de las variables analizadas. Al no cumplirse la normalidad, se utilizaron pruebas no paramétricas. El análisis se estructuró en tres etapas: primero se analizó el comportamiento del grupo experimental, luego del grupo control y, finalmente, se realizó una comparación entre ambas muestras. Las pruebas usadas para este análisis incluyen Friedman, prueba de los signos y Mann-Whitney U, acorde a la naturaleza de los datos y comparaciones.

III. PRUEBAS Y RESULTADOS

Para evaluar el rendimiento del sistema, se realizaron pruebas con veinte personas, divididas en un grupo experimental y un grupo control, con diez participantes en cada uno. Cada grupo está compuesto por cinco hombres y cinco mujeres, donde la edad promedio del grupo experimental es de 22.1 ± 1.52 años y del grupo control es de 22.5 ± 2.34 . Además, los participantes del estudio están conformados por cinco hombres diestros, cinco hombres zurdos, cinco mujeres diestras y cinco mujeres zurdas, distribuidos como lo exponen las Tablas I y II, de esta manera se garantizó que exista paridad entre hombres y mujeres así como entre diestros y zurdos.

TABLA I

GRUPO EXPERIMENTAL

Género	Brazo dominante	Edad
H	Derecho	23
H	Derecho	23
M	Derecho	23
M	Derecho	23
M	Derecho	22
H	Izquierdo	20
H	Izquierdo	22
H	Izquierdo	24
M	Izquierdo	22
M	Izquierdo	19

TABLA II

GRUPO DE CONTROL

Género	Brazo dominante	Edad
H	Derecho	23
H	Derecho	23
H	Derecho	23
M	Derecho	21
M	Derecho	22
H	Izquierdo	28
H	Izquierdo	19
M	Izquierdo	23
M	Izquierdo	21
M	Izquierdo	22

Con respecto al protocolo de pruebas para la adquisición de datos, cada participante debía completar una trayectoria prediseñada con segmentos curvos y rectos que implicaba desplazamientos hacia adelante, giros y retrocesos, realizando un trayecto de ida y vuelta. Previo al inicio de las pruebas, se otorgó a cada participante un tiempo de familiarización de 5 minutos con los movimientos del robot, con el fin de que pudieran adaptarse al control mediante señales EMG y comprender la dinámica del entorno.

Durante el experimento, se registró la ejecución de la tarea de



Fig. 7. Entorno de ejecución.

control de un robot móvil mediante señales EMG adquiridas desde la extremidad superior. En la Fig. 7 se observa a

un participante con los electrodos conectados en su brazo, mientras se lleva a cabo la actividad. En el entorno también se aprecia la trayectoria definida sobre el suelo, la cual fue seguida por el robot como parte del protocolo de prueba. Esta imagen ilustra las condiciones reales en las que se desarrolló el experimento, incluyendo tanto la interacción del sujeto con el sistema como el escenario físico de ejecución.

El objetivo general fue analizar la influencia del aprendizaje motor y la transferencia interhemisférica en el control muscular aplicado a una tarea de navegación robótica. En ambos grupos se emplearon señales EMG provenientes de los cuatro músculos especificados anteriormente, y los electrodos fueron colocados cuidadosamente siguiendo las recomendaciones anatómicas, tal como se muestra en la Fig. 8, asegurando una correcta adquisición de la señal para un control eficiente del robot.

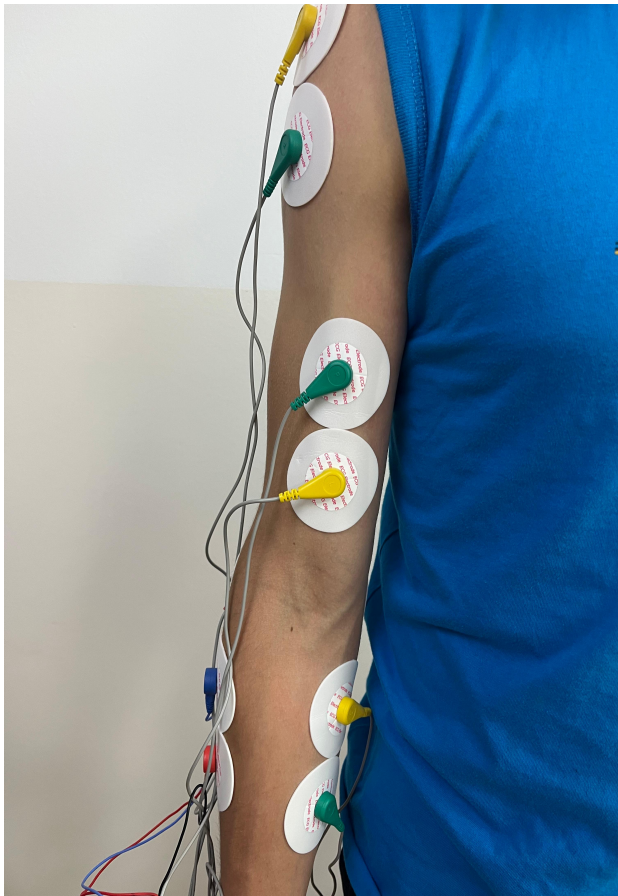


Fig. 8. Colocación de electrodos.

En el protocolo del grupo experimental, los participantes realizaron una tarea de guiado del robot en la trayectoria mencionada, que fue repetida tres veces, ida y vuelta, con el brazo dominante y posteriormente otras tres veces, ida y vuelta, también, con el brazo no dominante. En la Tabla III se presenta la recolección de datos como base para el posterior análisis comparativo de rendimiento entre ambos brazos.

TABLA III

GRUPO EXPERIMENTAL – CUANTIFICACIÓN DE EXTREMIDAD DOMINANTE Y NO DOMINANTE

Sujeto	Rep.	Dist. de ida (m)	Tiempo de ida (s)	Dist. de vuelta (m)	Tiempo de vuelta (s)
S1EDHI	1	4.87	49.9	5.06	77.31
	2	5.42	107.14	4.93	51.62
	3	4.95	47.77	5.2	64.23
S1ENDHI	1	4.34	42.91	4.71	43.03
	2	4.88	39.85	5.11	40.6
	3	4.6	32.1	4.5	34.44
S2EDMD	1	8.98	157.38	5.36	50.95
	2	5.22	62.1	7.11	96.24
	3	5.18	66.66	5.62	76.01
S2ENDMD	1	5.73	111.29	5.73	87.82
	2	8.33	114.47	5.23	72.46
	3	5.31	65.62	4.94	48.31
S3EDMD	1	8.09	114.97	12.85	212.39
	2	5.15	78.9	7.3	130.85
	3	5.36	76.64	6.4	88.03
S3ENDMD	1	5.87	81.66	5.53	82.12
	2	6.79	106.09	5.12	63.69
	3	5.56	86.1	5.41	77.35
S4EDHD	1	5.44	78.9	5.05	79.19
	2	5.71	63.86	4.82	64.61
	3	5.16	128.3	4.69	48.35
S4ENDHD	1	5.08	110.78	4.93	45.34
	2	4.96	93.17	5.86	127.71
	3	5.43	164.83	5.23	52.61
S5EDMD	1	6.81	64.86	5.83	52.71
	2	6.32	64.23	5.73	42.86
	3	5.03	35.2	5.23	45.34
S5ENDMD	1	5.27	43.37	5.32	79.32
	2	5.07	49.44	5.65	53.84
	3	5.08	36.12	5.27	41.15
S6EDHD	1	7.97	80.36	7.98	77.72
	2	7.0	67.21	5.54	64.4
	3	5.35	58.79	3.94	59.0
S6ENDHD	1	6.91	107.52	4.19	58.2
	2	5.84	101.02	4.64	82.33
	3	7.96	142.0	4.18	38.0
S7EDHI	1	5.73	53.76	4.63	64.74
	2	5.33	75.04	4.99	66.16
	3	4.86	56.06	4.82	72.91
S7ENDHI	1	6.28	125.74	5.9	100.73
	2	8.34	94.23	4.74	57.24
	3	5.21	57.99	7.42	73.28
S8EDHI	1	5.8	76.09	6.17	107.39
	2	5.85	91.22	5.71	123.31
	3	4.96	82.47	5.11	48.69
S8ENDHI	1	5.04	116.78	4.72	103.33
	2	5.22	136.47	5.35	123.40
	3	4.27	198.19	4.45	42.70
S9EDMI	1	7.11	106.16	8.17	128.76
	2	5.35	77.72	10.78	131.31
	3	5.47	110.99	6.78	100.06
S9ENDMI	1	4.92	98.16	6.03	146.14
	2	6.72	85.27	7.13	186.83
	3	5.13	86.11	5.75	96.24
S10EDMI	1	6.23	85.89	10.38	194.88
	2	7.80	185.20	4.38	60.34
	3	5.38	120.34	4.45	42.70
S10ENDMI	1	4.97	133.91	5.04	116.78
	2	4.72	103.33	5.22	136.47
	3	5.35	123.40	4.27	198.19

En paralelo, los sujetos del protocolo del grupo control, realizaron la misma tarea de guiado del robot, pero únicamente con el brazo no dominante. Este grupo sirve

como referencia estadística para evaluar si la mejora en el desempeño observado en el grupo experimental puede atribuirse efectivamente a la práctica con el brazo dominante, o si se trata de una variación natural en el proceso de control. Al no recibir ningún tipo de entrenamiento previo con el brazo dominante, los resultados de este grupo (Tabla IV) representan una línea base sin influencia de transferencia motora.

TABLA IV

GRUPO CONTROL – CUANTIFICACIÓN DE EXTREMIDAD NO DOMINANTE

Sujeto	Rep.	Dis de ida (m)	Tiempo de ida (s)	Dis de vuelta (m)	Tiempo de vuelta (s)
S1CNDMI	1	9.19	163.49	6.08	126.75
	2	5.78	89.46	6.11	101.02
	3	5.24	83.26	6.00	78.81
S2CNDHD	1	8.94	88.24	10.58	107.72
	2	10.85	99.64	5.13	55.48
	3	4.83	67.21	5.06	56.73
S3CNDHD	1	5.63	60.34	5.21	53.25
	2	5.01	35.36	5.29	35.45
	3	5.51	48.73	4.93	34.40
S4CNDMD	1	3.86	75.42	5.98	108.60
	2	5.78	139.69	5.50	166.89
	3	4.72	112.21	5.28	123.14
S5CNDHD	1	5.44	69.05	5.42	54.51
	2	5.12	50.15	5.29	59.33
	3	5.28	56.98	5.34	57.15
S6CNDHI	1	5.80	76.09	6.17	107.39
	2	5.85	91.22	5.71	123.31
	3	5.42	50.62	4.51	54.97
S7CNDHI	1	4.62	45.75	4.90	107.98
	2	5.24	59.88	4.68	40.98
	3	4.40	36.41	4.57	45.63
S8CNDMD	1	5.67	139.07	5.03	115.90
	2	5.44	84.47	5.61	95.36
	3	5.03	62.01	5.21	74.54
S9CNDMI	1	5.38	138.77	4.80	80.07
	2	5.93	150.04	5.11	68.97
	3	6.40	177.87	4.78	49.94
S10CNDMI	1	9.84	202.04	8.13	184.95
	2	7.86	326.15	4.92	59.12
	3	4.92	83.72	8.59	82.84

Se realizó una comparación entre el grupo experimental y el grupo control considerando la suma total de la distancia recorrida y el tiempo empleado en las tres repeticiones realizadas con el brazo no dominante. Al evaluar únicamente la extremidad no dominante, los resultados muestran que el grupo experimental registró menores valores de distancia total y tiempo total en comparación con el grupo control como se evidencia en la Tabla V. Esta diferencia sugiere una tendencia a un mejor desempeño en aquellos sujetos que primero entrenaron con el brazo dominante, lo cual puede estar relacionado con un efecto de transferencia de aprendizaje motor.

Como evidencia de la información obtenida, a continuación se presentan gráficas de las pruebas correspondientes a un sujeto aleatorio del grupo experimental. En la Fig. 9, se presentan las trayectorias de ida registradas durante las tres repeticiones realizadas con la extremidad dominante. Se observa cómo

varía el desplazamiento del robot a lo largo del eje X e Y en cada repetición. A pesar de que las trayectorias no son completamente superpuestas, se identifica una tendencia de mejora en la precisión y consistencia del movimiento a medida que avanzan las repeticiones.

TABLA V

COMPARACIÓN DE DESEMPEÑO CON LA EXTREMIDAD NO DOMINANTE

Grupo	Promedio tiempo total (s)	Promedio distancia total (m)
Experimental (ND)	170.07	10.24
Control	175.94	12.21

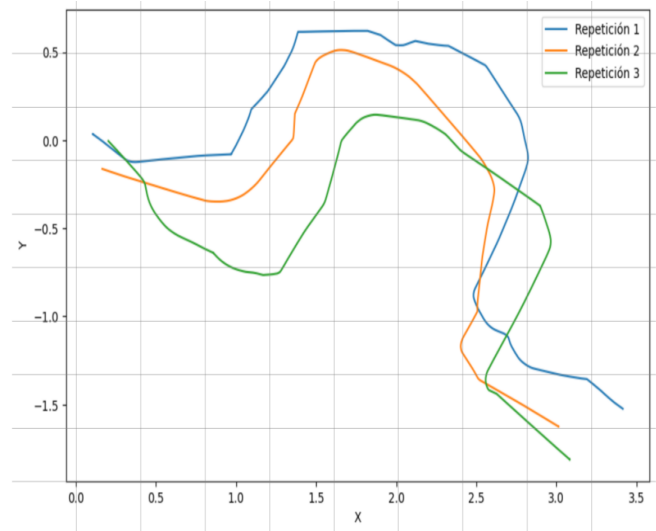


Fig. 9. Trayectorias de ida del robot móvil controlado con la extremidad dominante.

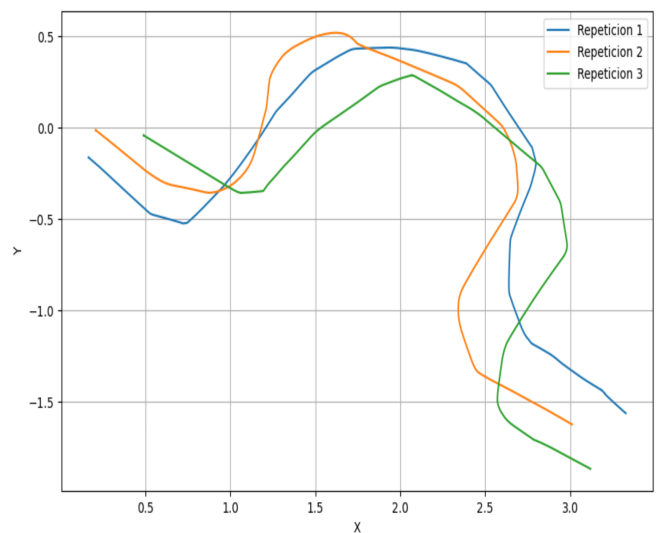


Fig. 10. Trayectorias de vuelta del robot móvil controlado con la extremidad dominante.

La Fig. 10 muestra las trayectorias de vuelta correspondientes a las tres repeticiones realizadas con la extremidad dominante. Al igual que en las trayectorias de ida, se evidencian variaciones entre las repeticiones, aunque se observa una mayor consistencia en la forma general los recorridos.

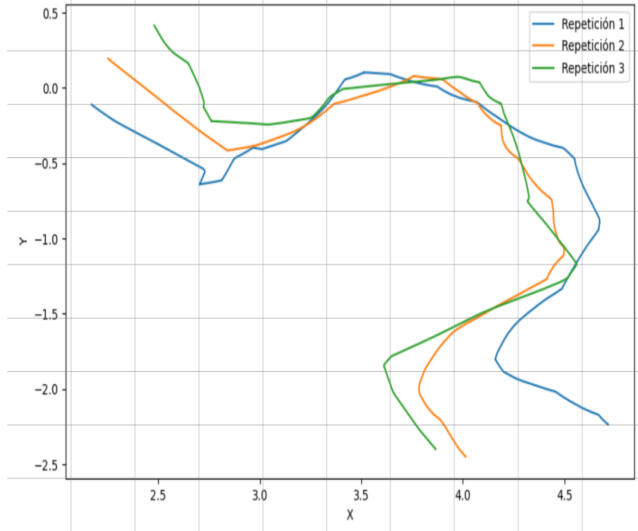


Fig. 11. Trayectorias de ida del robot móvil controlado con la extremidad no dominante.

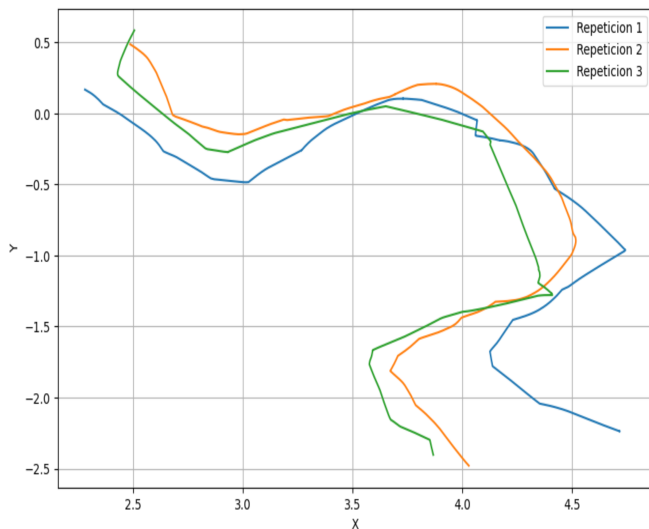


Fig. 12. Trayectorias de vuelta del robot móvil controlado con la extremidad no dominante.

La Fig. 11 presenta las trayectorias de ida realizadas con la extremidad no dominante. En este caso, las trayectorias muestran una mayor dispersión respecto a las observadas con el brazo dominante, especialmente en la primera repetición. No obstante, se aprecia una progresiva mejora en la alineación de las trayectorias conforme avanzan las repeticiones, lo que sugiere un proceso de aprendizaje y adaptación al control

motor a través de señales EMG.

En la Fig. 12 se representan las trayectorias de vuelta ejecutadas con la extremidad no dominante. En comparación con la fase de ida, las trayectorias muestran una tendencia hacia una mayor uniformidad entre repeticiones, persistiendo aún pequeñas desviaciones en tramos específicos.

A modo complementario, en las Figuras 13 y 14 se presenta una comparación entre trayectorias del S1 del grupo experimental. En este caso, se contrasta la primera repetición realizada con la extremidad dominante frente a la última repetición realizada con la extremidad no dominante, tanto para el trayecto de ida como de vuelta. En la Fig. 13, se observa que la trayectoria de ida ejecutada con la extremidad no dominante (última repetición) es más corta y fue realizada en un menor tiempo en comparación con la primera repetición realizada con el brazo dominante esto se evidencia en la Tabla VI. A pesar de tratarse de la extremidad menos hábil, el recorrido final muestra una trayectoria más eficiente, lo que sugiere un proceso de aprendizaje y adaptación motora.

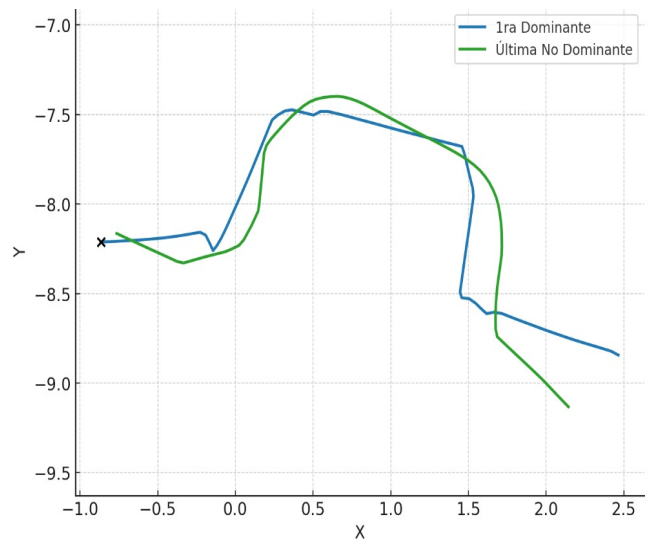


Fig. 13. Comparación de trayectorias de ida.

TABLA VI

COMPARACIÓN DE PARÁMETROS EN LA TRAYECTORIA DE IDA

Repetición	Distancia (m)	Tiempo (s)
Primera dominante	4.87	49.90
Tercera no dominante	4.60	32.10

Por otro lado, en la Fig. 14, correspondiente al trayecto de vuelta, también se observa una mejora en términos de distancia y tiempo. La trayectoria final con el brazo no dominante es más corta y considerablemente más rápida como se evidencia en la Tabla VII.

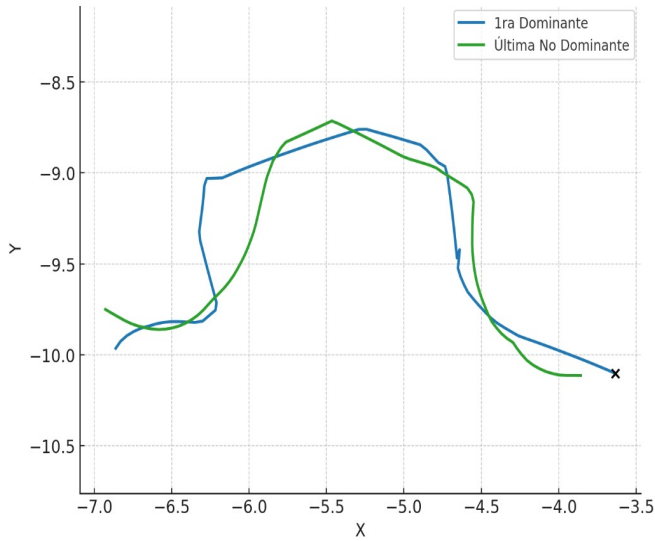


Fig. 14. Comparación de trayectorias de vuelta.

TABLA VII

COMPARACIÓN DE PARÁMETROS EN LA TRAYECTORIA DE VUELTA

Repetición	Distancia (m)	Tiempo (s)
Primera dominante	5.06	77.31
Tercera no dominante	4.50	34.44

A continuación, como se puede ver en la Fig. 15, se presentan las señales EMG registradas durante el trayecto de ida, correspondientes a los cuatro músculos involucrados en el control del robot móvil. Se aprecia una predominante activación del músculo encargado del movimiento hacia adelante, lo cual es consistente con la naturaleza del recorrido, que inicia con un segmento recto. Durante este trayecto también se detectan picos de activación en los músculos laterales, los cuales coinciden con los momentos en los que el participante debía realizar giros hacia la izquierda o la derecha. La activación del músculo asociado al retroceso es mínima o nula en este tramo, lo que confirma que las señales generadas reflejan las intenciones de movimiento generadas por el participante y a su vez, el comportamiento esperado del robot.

Por otro lado, en la Fig. 16, se muestran las señales EMG correspondientes al trayecto de vuelta, en donde se observa una mayor participación del músculo responsable del movimiento hacia atrás, especialmente en los tramos que requerían una corrección de la trayectoria o un retroceso planificado. Asimismo, se nota una activación más equilibrada entre los músculos laterales, lo cual sugiere que existe mejor control en las curvas del recorrido de retorno. Esta variabilidad en la activación muscular entre la ida y la vuelta no solo evidencia la adaptación del participante a los requerimientos del trayecto, sino que también permite analizar cómo cambia la estrategia de control motriz según la dirección del desplazamiento. Estos

registros refuerzan la validez del sistema de control basado en EMG y su capacidad para reflejar la intención motora de forma precisa y funcional.

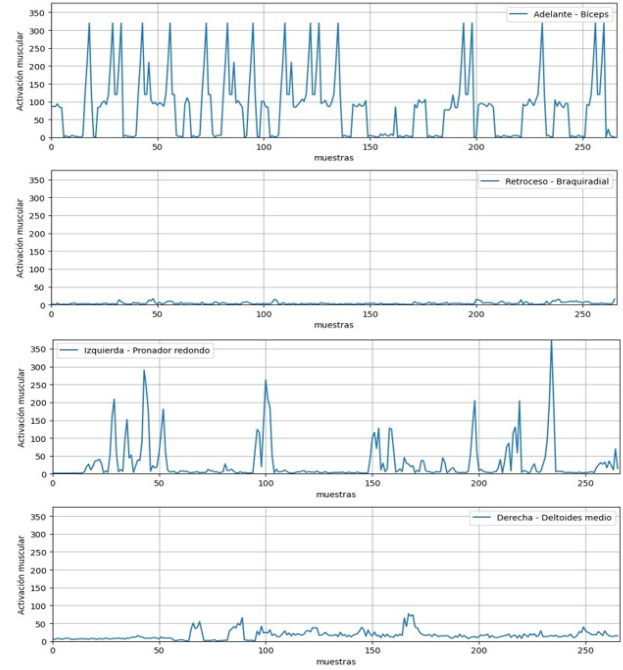


Fig. 15. Activación muscular recorrido frontal.



Fig. 16. Activación muscular recorrido de retorno.

A. Análisis descriptivo

El análisis descriptivo de los sujetos que utilizaron la extremidad no dominante del grupo experimental permitió identificar tres perfiles representativos: uno con el peor desempeño, otro con evolución neutra y un tercero con el mejor resultado relativo. Este análisis se basa en la comparación de los tiempos totales registrados en las tres repeticiones realizadas por cada participante, considerando en cada caso la suma del tiempo correspondiente de ida y vuelta.

La Tabla VIII presenta un resumen cuantitativo del rendimiento de tres sujetos que utilizaron la extremidad no dominante durante la tarea de control del robot móvil. Para cada sujeto se reporta el tiempo total (suma del tiempo de ida y de vuelta) registrado en cada una de las tres repeticiones. Además, se incluyen los porcentajes de mejora entre repeticiones consecutivas (1 a 2 y 2 a 3), así como el porcentaje de mejora acumulada entre la repetición 1 y la 3. Los valores negativos indican un empeoramiento del rendimiento, mientras que los positivos representan una mejora. Esta tabla permite visualizar con claridad las diferencias individuales en la evolución del desempeño motor durante el proceso de repetición y práctica.

TABLA VIII

ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE SUJETOS CON EXTREMIDAD NO DOMINANTE

Sujeto	Rep 1 (s)	Rep 2 (s)	Rep 3 (s)	1-2 %	2-3 %	1-3 %
S4ENDHD	156.12	220.88	217.44	-41.48	1.56	-39.28
S8ENDHI	220.11	259.87	240.89	-18.06	7.30	-9.44
S3ENDMD	163.78	169.78	163.45	-3.66	3.73	0.20

El sujeto S4ENDHD presentó el peor desempeño. Su tiempo total aumentó considerablemente entre la primera y la segunda repetición, con un incremento del 41.48%. Aunque en la tercera repetición se observó una leve mejora del 1.56% respecto a la segunda, esto no fue suficiente para revertir la tendencia negativa. En conjunto, el rendimiento general desde la primera hasta la tercera repetición mostró una caída del 39.28%, lo cual sugiere una dificultad significativa en el proceso de aprendizaje motor o en la adaptación al control del robot mediante señales EMG.

En cuanto al sujeto S8ENDHI, se observó un comportamiento intermedio. Su desempeño empeoró en la segunda repetición con respecto a la primera, registrando un incremento del 18.06% en el tiempo total. No obstante, logró recuperarse parcialmente en la tercera repetición, con una mejora del 7.30% respecto a la segunda. A pesar de esta recuperación, el resultado acumulado fue una disminución del rendimiento del 9.44% con respecto a la primera repetición, por lo que se clasifica como un caso neutro, sin una mejora clara pero tampoco con una pérdida de desempeño tan pronunciada.

Finalmente, el sujeto S3ENDMD fue el caso analizado que presentó una mejora neta, aunque muy leve, al emplear

la extremidad no dominante. Inicialmente, su tiempo total aumentó un 3.66% entre la primera y la segunda repetición, pero logró mejorar un 3.73% en la tercera con respecto a la segunda. Esta evolución dio como resultado una mejora acumulada del 0.20% entre la primera y la tercera repetición. Aunque marginal, este cambio representa el mejor resultado relativo entre los sujetos considerados en esta parte del estudio.

Estos tres casos ilustran distintos patrones de comportamiento ante la tarea de control del robot móvil con señales EMG, permitiendo comprender mejor la variabilidad en el proceso de aprendizaje motor entre sujetos.

Con el objetivo de analizar la evolución de los tiempos registrados a lo largo de las repeticiones, se generaron diagramas de caja (boxplots) para los tiempos de ida y de vuelta correspondientes a cada repetición (1, 2 y 3).

En la Fig. 17, se presenta el boxplot de los tiempos de ida por repetición. Se puede observar que las medianas de la repetición 1 y la repetición 2 son similares, con valores aproximados de 80 y 85 segundos, respectivamente. En contraste, la mediana de la tercera repetición se encuentra alrededor de los 65 segundos, lo que sugiere una mejora en el tiempo de ida conforme avanza la prueba. Además, el mayor valor atípico se presenta en la segunda repetición, superando los 300 segundos, lo que indica una posible dificultad puntual durante esa ejecución.

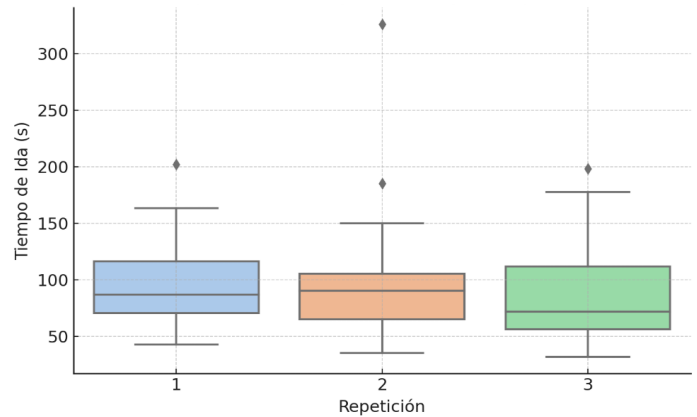


Fig. 17. Boxplot del tiempo de ida por repetición.

De manera similar, la Fig. 18 muestra los tiempos de vuelta por repetición. Esta representación permite comparar los tiempos entre repeticiones y observar tendencias generales en los valores registrados. Es evidente la mejora de tiempo entre repeticiones al observar que la mediana de la segunda repetición (67.57 s) es menor en aproximadamente 26.7 segundos con respecto a la primera (94.28 s). Igualmente, en la tercera repetición se observa una mediana aún menor (56.94 s), lo que representa una mejora adicional de alrededor de 10.6 segundos respecto a la segunda. Es necesario mencionar que en la tercera repetición hubo dos sujetos que hicieron

un tiempo considerablemente mayor a la tendencia del grupo, identificados como valores atípicos en la gráfica (198.19 s y 123.14 s).

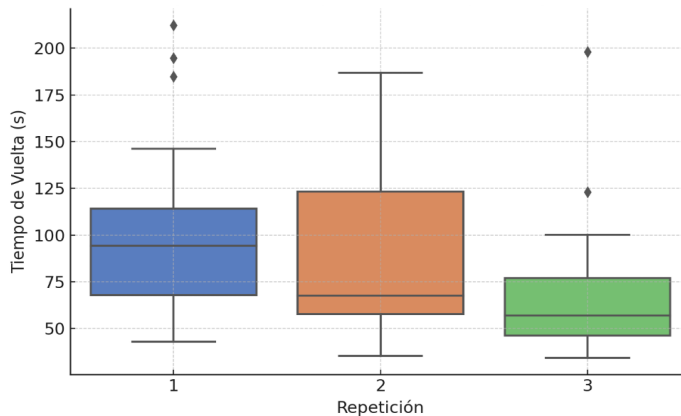


Fig. 18. Boxplot del tiempo de vuelta por repetición.

En conjunto, estas visualizaciones proporcionan una perspectiva gráfica sobre los cambios en los tiempos de ejecución entre repeticiones a lo largo del experimento.

B. Análisis de normalidad de los datos

Para determinar la distribución estadística de las variables registradas durante el experimento (distancia y tiempo de ida y vuelta), se realizó un análisis de normalidad mediante la prueba estadística de Shapiro-Wilk, ampliamente utilizada para muestras pequeñas y medianas debido a su alta potencia.

Esta prueba evalúa la hipótesis nula de que los datos provienen de una distribución normal. Los resultados se interpretaron a través del valor- p asociado a cada variable. Se utilizó un umbral de significancia de $\alpha = 0.05$. Si el valor- p es menor que 0.05, se rechaza la hipótesis nula, indicando que los datos no siguen una distribución normal.

En este estudio, las variables analizadas fueron:

- Distancia de ida
- Tiempo de ida
- Distancia de vuelta
- Tiempo de vuelta

Todas las variables arrojaron valores- p significativamente inferiores a 0.05, lo que sugiere que ninguna sigue una distribución normal como se puede ver la Tabla IX.

TABLA IX

RESULTADOS DE LA PRUEBA DE NORMALIDAD (SHAPIRO-WILK) PARA LOS GRUPOS EXPERIMENTAL Y CONTROL

Grupo	Variable	Valor- p
Experimental	Distancia ida (m)	0.000002
Experimental	Tiempo ida (s)	0.044207
Experimental	Distancia vuelta (m)	0.000000
Experimental	Tiempo vuelta (s)	0.000007
Control	Distancia ida (m)	0.000017
Control	Tiempo ida (s)	0.000009
Control	Distancia vuelta (m)	0.000000
Control	Tiempo vuelta (s)	0.000005

C. Análisis estadístico

1) *Comparación entre extremidades del grupo experimental:* Para comparar el desempeño motor entre el uso de la extremidad dominante (D) y no dominante (ND), se aplicó la prueba no paramétrica de Wilcoxon para muestras pareadas. Esta prueba fue seleccionada debido a que los datos no cumplían con los supuestos de normalidad y se trataba de muestras relacionadas por repetición.

Se agruparon los tiempos totales de cada repetición (repetición 1, repetición 2 y repetición 3) para todos los sujetos del grupo experimental. Luego, se emparejaron los tiempos registrados para las extremidades dominantes y no dominantes en cada repetición, tomando igual número de sujetos por grupo para asegurar la validez del emparejamiento.

Los resultados de la prueba de Wilcoxon para cada repetición se resumen en la Tabla X, donde se reportan los valores de p correspondientes. En todos los casos, los valores p obtenidos fueron superiores a 0.05, lo que indica que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los tiempos totales registrados con la extremidad dominante frente a la no dominante en ninguna de las tres repeticiones.

TABLA X

RESULTADOS DE LA PRUEBA DE WILCOXON PARA COMPARACIÓN D VS ND

Repetición	Estadístico Wilcoxon	p-valor
Repetición 1	26.0000	0.9219
Repetición 2	17.0000	0.3223
Repetición 3	20.0000	0.4922

Estos resultados sugieren que, al menos desde el punto de vista estadístico, el uso de una u otra extremidad no influyó significativamente en el tiempo total requerido para completar las trayectorias con el robot móvil durante el experimento.

2) *Comparación entre repeticiones del grupo experimental:* Con el objetivo de evaluar si hubo una mejora estadísticamente significativa en el desempeño de los sujetos del grupo experimental a lo largo de las tres repeticiones, se aplicó la prueba no paramétrica de Friedman. Esta prueba es adecuada para comparar tres o más muestras relacionadas, especialmente cuando no se puede asumir normalidad en los datos.

Se tomaron los tiempos totales de cada sujeto en cada repetición, es decir, la suma del tiempo de ida y de vuelta correspondiente a la repetición 1, repetición 2 y repetición 3. Luego, se organizó la información en un formato de medidas repetidas por sujeto, permitiendo comparar los valores obtenidos por cada participante a lo largo del tiempo. La prueba de Friedman fue aplicada para comparar los tiempos de las tres repeticiones. El valor de p obtenido fue de 0.0106, indicando que existe una diferencia estadísticamente

significativa entre al menos dos de las repeticiones. Este resultado respalda la hipótesis de que la repetición de la tarea con el robot móvil mediante señales EMG tiene un efecto en la mejora del desempeño motor de los participantes.

Dado que la prueba de Friedman indicó una diferencia significativa global entre las tres repeticiones, se realizaron comparaciones *post hoc* utilizando la prueba de Wilcoxon para muestras relacionadas. Estas comparaciones por pares permiten identificar entre qué repeticiones específicas se producen diferencias significativas en el tiempo total. Las comparaciones se realizaron entre las siguientes combinaciones: repetición 1 vs repetición 2, repetición 2 vs repetición 3 y repetición 1 vs repetición 3. Para controlar el riesgo de error tipo I asociado con múltiples comparaciones, se aplicó la corrección de Bonferroni, ajustando el umbral de significancia a $\alpha = 0.0167$.

Los resultados de las pruebas *post hoc* se presentan en la Fig. 19. Se encontró una diferencia estadísticamente significativa solo entre la repetición 2 y la repetición 3 ($p = 0.0056$), lo que sugiere que la mayor mejora en el desempeño de los sujetos ocurrió entre estas dos instancias.

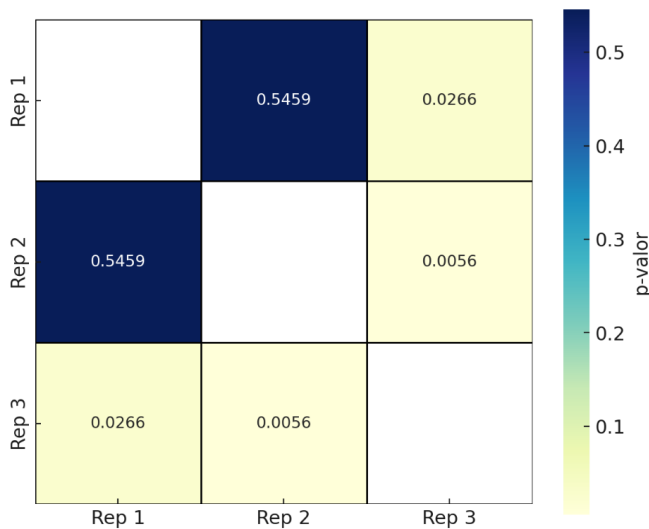


Fig. 19. Matriz de dispersión de valores p en el grupo experimental

Estos hallazgos indican que la mejora significativa observada en el grupo experimental se concentró entre la segunda y la tercera repetición, lo cual es coherente con la hipótesis de que el aprendizaje motor se consolida tras un periodo de práctica inicial.

3) *Comparación entre repeticiones del grupo control:* Para evaluar si los participantes del grupo control, que realizaron la tarea únicamente con la extremidad no dominante, mostraron mejoras a lo largo de las tres repeticiones, se aplicó la prueba de Friedman. Esta prueba estadística no paramétrica es

adecuada para analizar datos de medidas repetidas cuando no se puede asumir normalidad, como es el caso de los tiempos registrados en este experimento. Se calcularon los tiempos totales por repetición para cada sujeto, sumando el tiempo de ida y el de vuelta en las tres instancias del experimento.

La prueba de Friedman arrojó un valor de p de 0.0002, indicando una diferencia estadísticamente significativa entre al menos dos de las tres repeticiones del grupo control.

Dado que la diferencia global fue significativa, se procedió a realizar comparaciones *post hoc* entre pares de repeticiones utilizando la prueba de Wilcoxon. Para controlar el error tipo I debido a múltiples comparaciones, se aplicó también la corrección de Bonferroni, estableciendo un umbral de significancia ajustado de $\alpha = 0.0167$.

Los resultados de estas comparaciones se muestran en la Fig. 20. Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre la repetición 1 y la 3, así como entre la 2 y la 3. En cambio, no hubo diferencia significativa entre las repeticiones 1 y 2. Estos resultados sugieren que las mejoras en el grupo control se evidencian con mayor claridad hacia la tercera repetición, lo que podría deberse a un proceso de familiarización o adaptación al control del robot mediante señales EMG, incluso sin la intervención de la extremidad dominante.

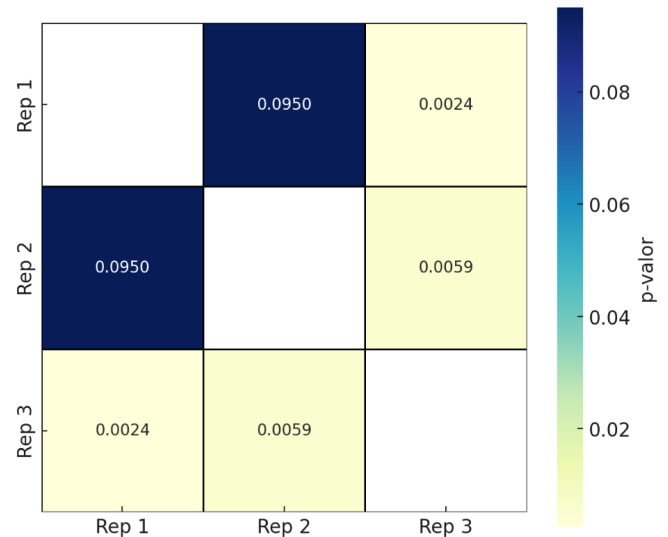


Fig. 20. Matriz de dispersión de valores p en el grupo control

Estos hallazgos evidencian una mejora significativa en el desempeño del grupo control, particularmente al comparar la tercera repetición con las anteriores, lo que refuerza la hipótesis de que la repetición de la tarea produce aprendizaje motor incluso en condiciones de menor ventaja funcional.

4) *Comparación entre grupos experimental vs control:* Con el objetivo de evaluar si existieron diferencias significativas en

el desempeño entre el grupo experimental y el grupo control, se aplicó la prueba no paramétrica U de Mann-Whitney. Esta prueba permite comparar dos grupos independientes cuando los datos no se distribuyen normalmente. Para esta comparación, se consideraron únicamente los datos correspondientes a las ejecuciones con la extremidad no dominante de ambos grupos. En el caso del grupo experimental, se extrajeron únicamente los sujetos cuyos identificadores incluían la etiqueta “END”, mientras que en el grupo control todos los participantes utilizaron exclusivamente la extremidad no dominante.

Se tomaron los tiempos totales (suma del tiempo de ida y vuelta) de cada repetición en ambos grupos y se utilizó la prueba de Mann-Whitney para comparar todas las observaciones entre ambos conjuntos de datos. El resultado arrojó un valor de p de 0.7618, lo que indica que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los tiempos registrados por los participantes del grupo experimental con extremidad no dominante y los del grupo control. Este resultado sugiere que, a pesar de los procesos de práctica y aprendizaje implementados en el grupo experimental, el desempeño con la extremidad no dominante no difirió significativamente en comparación con el grupo control.

5) *Experiencia del usuario*: Al finalizar las pruebas, se aplicó una breve encuesta a todos los participantes, tanto del grupo experimental como del grupo control, con el objetivo de evaluar su percepción sobre el sistema de interacción con el robot móvil. La encuesta constó de dos preguntas clave: la primera evaluó la adherencia al sistema (entendida como el compromiso y disposición del usuario para seguir las instrucciones del protocolo), mientras que la segunda valoró la obediencia del robot (es decir, la percepción del participante sobre qué tan bien el robot respondía a sus señales musculares). Las respuestas fueron recogidas mediante una escala de Likert donde 1 corresponde a que el robot no obedece y 5 donde el robot obedece completamente. El análisis de las respuestas reveló una tendencia marcada hacia la valoración positiva en ambas preguntas. En cuanto a la adherencia, el 90% de los participantes (18 de 20) otorgó la puntuación máxima (5), mientras que el restante 10% asignó una calificación de 4 como se ilustra en la Fig. 21. En relación con la obediencia del robot, el 55% evaluó con un 4, el 30% con un 5, y el 15% con un 3, mostrando una percepción general positiva pero ligeramente más distribuida que la adherencia como se puede ver en la Fig. 22.

IV. CONCLUSIONES

Las conclusiones de este trabajo se fundamentan en el análisis detallado del desempeño de los participantes durante el control de un robot móvil mediante señales EMG y su evolución a lo largo de múltiples repeticiones. A través de la implementación de un sistema completo que integra sensores EMG, procesamiento en tiempo real y control robótico

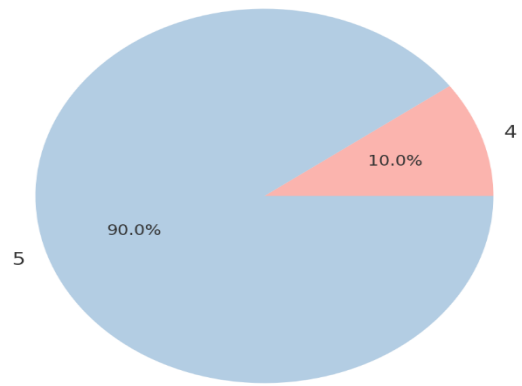


Fig. 21. Distribución de respuestas: Adherencia

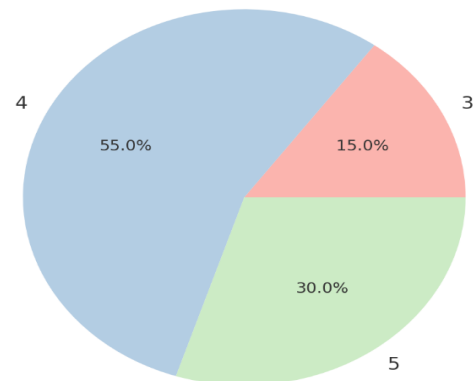


Fig. 22. Distribución de respuestas: Obediencia del robot

mediante la plataforma ROS, se logró demostrar la viabilidad técnica y funcional del uso de estas señales para fines de rehabilitación física. Uno de los principales hallazgos del estudio fue que, en el grupo experimental, la repetición de la tarea produjo mejoras estadísticamente significativas en el tiempo total de ejecución, particularmente entre la segunda y la tercera repetición. Este resultado respalda la hipótesis de que la práctica sostenida con el sistema facilita el aprendizaje motor, permitiendo a los participantes desarrollar un mayor control sobre el robot con el paso del tiempo. Además, se confirmó que, al igual que en procesos tradicionales de rehabilitación, el desempeño mejora progresivamente a medida que se repite una actividad. Esto refuerza el valor terapéutico del enfoque propuesto, demostrando que es posible realizar rehabilitación funcional mediante el uso de un robot móvil controlado por señales EMG.

En lo que respecta al grupo control, también se evidenció una mejora significativa entre las repeticiones. Esto es consistente con la noción de que la repetición por sí misma genera familiaridad con la tarea, permitiendo un desempeño más eficiente con el paso del tiempo. No obstante, el grupo experimental mostró una tendencia general a mejores

resultados, lo cual podría atribuirse a un posible efecto de transferencia motora interhemisférica. El análisis de normalidad de los datos confirmó que las variables de interés (distancia y tiempo de ida y vuelta) no siguen una distribución normal, lo que justificó el uso de pruebas estadísticas no paramétricas en todo el análisis. Esta decisión metodológica permitió asegurar la validez de los resultados y evitar interpretaciones erróneas que pudieran derivarse del uso de pruebas inadecuadas para la naturaleza de los datos. Finalmente, la comparación entre el grupo experimental (considerando solo las ejecuciones con la extremidad no dominante) y el grupo control no mostró diferencias estadísticamente significativas. Este resultado sugiere que, si bien hubo mejoras individuales dentro del grupo experimental, estas no fueron lo suficientemente marcadas en comparación con el grupo control como para establecer una diferencia concluyente. Esto plantea la necesidad de seguir explorando parámetros adicionales que puedan captar mejor el efecto de la práctica con la extremidad dominante, tales como análisis de trayectorias, precisión en giros o estrategias de control muscular más avanzadas.

Los resultados de la encuesta sugieren que el sistema resultó accesible, comprensible y suficientemente motivador como para mantener la implicación activa de los usuarios durante toda la tarea. Por otro lado, las respuestas a la pregunta sobre obediencia del robot mostraron una distribución concentrada entre los valores 4 y 5, con mínimas ocurrencias de puntuaciones menores. Esto indica que la mayoría de los participantes consideró que el robot respondía de manera coherente a las señales EMG utilizadas para su control. En los pocos casos donde se asignaron puntuaciones menores, estas podrían estar asociadas a momentos de fatiga muscular o a señales menos consistentes en la ejecución. En conjunto, este estudio demuestra que es posible implementar un sistema de rehabilitación física basado en EMG para controlar un robot móvil de forma funcional y eficiente. Se confirma que, al igual que en terapias convencionales, la repetición de tareas guiadas mejora el desempeño del usuario, lo cual posiciona a esta propuesta como una alternativa viable para complementar los procesos de rehabilitación motora de extremidades superiores.

REFERENCIAS

- [1] G. Verrienti, C. Raccagni, G. Lombardozi, D. De Bartolo, and M. Iosa, "Motivation as a measurable outcome in stroke rehabilitation: a systematic review of the literature," *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 20, no. 5, p. 4187, 2023.
- [2] R. Suhaimi, A. Aswad, N. H. Adnan, F. Asyraf, K. Wan, D. Hazry, A. Shahrman, J. A. A. Bakar, and Z. M. Razlan, "Analysis of emg-based muscles activity for stroke rehabilitation," in *2014 2nd International Conference on Electronic Design (ICED)*. IEEE, 2014, pp. 167–170.
- [3] R. D. Seidler, "Neural correlates of motor learning, transfer of learning, and learning to learn," *Exercise and sport sciences reviews*, vol. 38, no. 1, pp. 3–9, 2010.
- [4] B. K. Chakraborty, D. Sarma, M. K. Bhuyan, and K. F. MacDorman, "Review of constraints on vision-based gesture recognition for human-computer interaction," *IET Computer Vision*, vol. 12, no. 1, pp. 3–15, 2018.
- [5] L.-Z. Liao, Y.-L. Tseng, H.-H. Chiang, and W.-Y. Wang, "Emg-based control scheme with svm classifier for assistive robot arm," in *2018 International Automatic Control Conference (CACCS)*. IEEE, 2018, pp. 1–5.
- [6] T. Shibanoki, M. Sasaki, and T. Tsuji, "An-emg-controlled mobile robot based on a multi-layered non-contact impedance model," in *2021 IEEE 3rd Global Conference on Life Sciences and Technologies (LifeTech)*. IEEE, 2021, pp. 126–127.
- [7] L. E. Sánchez-Velasco, M. Arias-Montiel, E. Guzmán-Ramírez, and E. Lugo-González, "A low-cost emg-controlled anthropomorphic robotic hand for power and precision grasp," *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, vol. 40, no. 1, pp. 221–237, 2020.
- [8] E. Kim, J. Shin, Y. Kwon, and B. Park, "Emg-based dynamic hand gesture recognition using edge ai for human-robot interaction," *Electronics*, vol. 12, no. 7, p. 1541, 2023.
- [9] M. Rácz, E. Noboa, B. Détár, Á. Nemes, P. Galambos, L. Szűcs, G. Márton, G. Eigner, and T. Haidegger, "Platypous—a mobile robot platform and demonstration tool supporting stem education," *Sensors*, vol. 22, no. 6, p. 2284, 2022.
- [10] S. Lessard, P. Pansodtee, A. Robbins, J. M. Trombadore, S. Kurniawan, and M. Teodorescu, "A soft exosuit for flexible upper-extremity rehabilitation," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 26, no. 8, pp. 1604–1617, 2018.
- [11] E. Koutsiana, I. Ladakis, D. Fotopoulos, A. Chytas, V. Kilintzis, I. Chouvarda *et al.*, "Serious gaming technology in upper extremity rehabilitation: scoping review," *JMIR Serious Games*, vol. 8, no. 4, p. e19071, 2020.