

Algoritmo para el control de un exoesqueleto de 3 grados de libertad del miembro superior derecho

Algorithm for the control of a 3 degrees of freedom exoskeleton of the right upper limb

Miguel Andrés Simbaña Criollo ¹, Gerardo Moisés Herrera Roldan ².

¹ Ingeniero en Mecatrónica, Instituto Superior Tecnológico Libertad. Quito, Ecuador. <https://orcid.org/0000-0001-9721-036X> masimbana4@itslibertad.edu.ec

² Magister en Electrónica y Automatización, Investigador Independiente. Quito, Ecuador. <https://orcid.org/0000-0001-6761-5227> gherrera2k1@gmail.com

Resumen

Objetivo: La investigación tiene el propósito de implementar un algoritmo de control que permita el posicionamiento de un exoesqueleto de 3 grados de libertad del miembro superior sin perder la capacidad de carga. **Metodología:** Tuvo un paradigma positivista, descriptivo con una tipología de campo-documental, bajo un diseño preexperimental. El primer paso fue utilizar una matriz de calidad (QFD), luego se calibró el sistema mediante software; después, se realizaron las pruebas de modo externo al usuario, y finalmente, se realizaron las pruebas adaptadas al usuario. **Resultados:** Se observó que en algunas de las repeticiones que se aplicaron al sujeto del caso estudio, el uso del equipo le produce molestias; y en la discusión, se notó la importancia de realizar un posicionamiento angular adecuado para evitar lesiones, así como la velocidad y evitar falsos positivos, y alcanzar una buena ergonomía con el paciente como se recomienda. **Conclusión:** Los datos se pueden usar para hacer preajustes automáticos del equipo para cada paciente. Un ajuste personalizado mejora suficiente el tiempo de respuesta, disminuyendo las molestias del paciente/usuario. Los pacientes con discapacidad o debilidad en el brazo recuperan la capacidad de realizar ciertos movimientos sin ayuda. El nivel de molestia depende de la lesión y condición de cada paciente. El alcance de esta investigación fue no concluyente a generalizar, porque se trabajó con un caso estudio. Se recomienda repetir en un grupo estadísticamente representativo para poder realizar generalización de los resultados.

Palabras clave: rehabilitación, exoesqueleto, mecatrónica, brazo, algoritmo

Abstract

The objective of the research is to implement a control algorithm that allows the positioning of an exoskeleton with 3 degrees of freedom of the upper limb without losing the load capacity. The methodology belongs to the positivist paradigm, it is descriptive, pre-experimental, the first step was to use a quality matrix (QFD), then the system was calibrated by software; then, the tests were performed externally to the user, finally, the tests adapted to the user were performed. Among the results it was observed that in some of the repetitions that were applied to the subject of the case study, the use of the equipment produces discomfort; and in the discussion, it was noted the importance of performing an adequate angular positioning to avoid injuries, as well as, the speed and avoid false positives, and achieve good ergonomics with the patient as recommended. It was concluded that the data can be used to make automatic pre-adjustments of the equipment for each patient. A

customized adjustment sufficiently improves the response time, decreasing patient/user discomfort. Patients with arm weakness or disability regain the ability to perform certain movements without assistance. The level of discomfort depends on the injury and condition of each patient. The scope of this research was not conclusive to generalize, because we worked with a case study, it is recommended to repeat in a statistically representative group to be able to generalize the results.

Keywords: rehabilitation, exoskeleton, mechatronics, arm, plc.

Introducción

La calidad de vida se puede ver mermada por algún tipo de patología o enfermedad que puede afectar la salud física y emocional de una persona. Por ello, Simbaña y Guambo (2018), mencionan que se requiere de sistemas mecatrónicos automáticos de precisión que permitan realizar actividades cotidianas y que ayuden en la movilidad de pacientes o usuarios.

En la industria, Gómez y Suasnavas (2015), indican que existe un aumento de lesiones musculares por un trabajo continuo y repetitivo, así como, pérdidas humanas por realizar trabajos en lugares de alto riesgo. La provincia del Guayas es la que tiene un mayor índice de incidencia con 1037,7 de cada 100.000 trabajadores sufriendo accidentes en la industria manufacturera para el periodo 2011-2012, y Pichincha con 371,1 casos por cada 100.000. Es por ello, que esta investigación recomendaría el uso de exoesqueletos de precisión manipulados mediante pulsos eléctricos generados por el movimiento de los miembros superiores, para reducir el índice de accidentes laborales. Además, Rojas y Humberto (2017), afirman que el uso industrializado de controladores lógicos programables (PLC) va en incremento para sistemas de automatización en Latinoamérica.

La biomecánica es una ciencia que se encarga de analizar los movimientos que realiza el ser humano, así como también, las fuerzas que actúan. Igualmente, la miología es una ciencia que estudia los músculos que actúan al realizar algún movimiento. Según Upperlimbbiomechanics (2011), al fusionar la biomecánica con la miología se pueden obtener sistemas mecatrónicos operados y teleoperados mediante los movimientos del ser humano.

Existen equipos biomecánicos de rehabilitación que utilizan sistemas mecánicos, electromecánicos, electrohidráulicos y electroneumáticos utilizados en procesos de automatización. Estos sistemas difieren en su capacidad de carga, costo, precisión y exactitud. Los exoesqueletos requieren alta precisión y exactitud, pues son encargados de realizar tareas repetitivas de posicionamiento, sin perder ningún grado angular al moverse. La respuesta que posee un PLC de alta gama es de 10 milisegundos por cada Kbyte de memoria que se usa al realizar un proceso de escaneado completo del programa. Además, en el área médica, como afirma (Broche-Vázquez et al., 2020), es indispensable que sean precisos los sistemas biomecánicos para evitar lesiones en los pacientes.

Los procesos repetitivos en mecanizado de precisión son importantes en toda actividad productiva, pues inciden directamente en la fabricación de todos los elementos que se utilizan para maquinaria y equipos que realizan producción en serie, así como también, en elementos auxiliares que tienen el mismo propósito. Por ello, mediante el avance de la tecnología, se ha visto la inserción de máquinas por control numérico computarizado (CNC), para la fabricación de elementos de precisión, según indica Sierra (2020). Dichas máquinas-

herramientas usan un software de programación el cual posibilita un trabajo de mecanizado con rangos de tolerancias entre las milésimas y micras.

Las máquinas CNC poseen diferentes softwares de control que permiten un maquinado de precisión. En este sentido, Autodesk Fusion 360 es un software con el que se puede realizar el diseño de una pieza en computador (CAD) para luego proceder a realizar el mecanizado por computador (CAM) como muestra Verma (2018), lo cual permite un mecanizado preciso y exacto, gracias a la selección adecuada de sus actuadores, sensores y algoritmo de control. En exoesqueletos es el mismo procedimiento. El arte de seleccionar un sensor y un actuador es descrito por Oliveiros (2013), quien aclara que se deben revisar los ángulos y movimientos permitidos por el ser humano. Además, se debe verificar el peso del miembro a imitar, el movimiento del usuario y la carga que va a llevar.

En la actualidad, empresas de servicios de salud como CYBERDYNE (2018), usan exoesqueletos para aplicaciones médicas, pues estos, son manipulados por algoritmos de control que ayudan en la movilidad de las articulaciones, extremidades superiores e inferiores, potenciando al usuario y mejorando la calidad de vida del paciente como mencionan (Wang et al., 2022).

Gracias a la innovación tecnológica, Ecuador tiene avances en el ámbito de la medicina, pues en el Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social (IESS, 2017), se incorporaron desde el año 2017 en los hospitales de Santo Domingo de los Tsáchilas, Babahoyo y Durán, exoesqueletos para realizar rehabilitación a personas que tuvieron dificultad de movimiento en las extremidades inferiores. En esos hospitales existen los únicos exoesqueletos robóticos Lokomat y Armeo Power; se les utiliza principalmente en sistemas patológicos que afectan al sistema nervioso y patologías neurodegenerativas.

Una de las mejores maneras de procesar la posición de un eslabón, es mediante las señales electromiográficas (EMG) que posee el ser humano, haciendo uso de la biomecánica y la miología que posee el cuerpo humano, analizando las respuestas que tiene el músculo al realizar una actividad o una contracción. Para el presente proyecto se utilizaron señales EMG, sensores inerciales, y una tarjeta de control para realizar el procesamiento de las señales.

De acuerdo a lo expuesto anteriormente, el objetivo de la investigación es implementar un algoritmo de control que permita el posicionamiento de un exoesqueleto de 3 grados de libertad del miembro superior, sin perder la capacidad de carga.

Metodología

La presente investigación está enmarcada en un paradigma positivista, dado que se realizó "siguiendo un proceso secuencial, organizado y riguroso para comprobar una hipótesis o responder la pregunta de investigación de manera objetiva" (p 12), según lo sugerido por (Castillo et al., 2021). Igualmente, el nivel de la investigación es descriptivo, ya que según los autores mencionados estos proyectos "miden la variable de estudio de manera independiente, centrándose en develar información acerca del qué, cómo, cuándo y dónde ocurre el fenómeno investigado para realizar una caracterización o descripción completa del mismo" (p 15). El diseño es preexperimental, ya que la investigación se realizó con un control mínimo y en un grupo único, siendo un caso estudio. En este, se realiza una sola medición, en diferentes momentos y se toma una sola medición de la variable dependiente. En este caso no hay grupo de comparación, tal y como indica Salomón (2013).

Es importante destacar que al sujeto del caso estudio se le aplicaron 15 ensayos durante seis (6) días, utilizando los movimientos más cruciales al usar el exoesqueleto, siendo estos los de flexión-extensión del codo y pronación-supinación del antebrazo. Las pruebas realizadas fueron sin peso y con peso de 200g a 500g.

El exoesqueleto tiene dos modos de medición de variables, los cuales son, externo al usuario y acoplado al usuario o paciente. El primero es el modo externo al usuario, el cual consiste en colocar el exoesqueleto en un soporte de acero A36, con una base fabricada de una platina de ½ pulgada con topes empernados para regular el nivel. El segundo modo, llamado acoplado al usuario, consiste en colocar el exoesqueleto en el paciente, sujetando con eslabones que se adaptan al brazo sin ejercer presión en los músculos. Además, la colocación de los electrodos de acero inoxidable en los músculos se realiza mediante un portaelectrodos de señales EMG impresos en PLA (Polylactic Acid), el cual es un material termoplástico.

Para llevar a cabo exitosamente la investigación fue necesario seguir una secuencia de pasos, los cuales se describen a continuación:

1. Aplicación de una matriz de calidad (QFD), presentada en la Figura 1, ya que permitió cumplir con los requisitos, necesidades y requerimientos del usuario, sin desviarse de los niveles de seguridad y técnicos que debe poseer el exoesqueleto, tal y como ha propuesto Cuéllar (2021), en otras investigaciones de biomecánica.

Factor de incidencia	Tipo de demanda	Factor de venta										
Fuerte = 9	B = Básico	Fuerte = 1,5										
Mediano = 3	O = Unidimensional	Posible = 1,2										
Débil = 1	E = Estimulante	Ninguno = 1,0										
			</									

3. Calibración del sistema mediante software, variando la cantidad de datos que se aceptará en cada ventana de programación.
4. Identificación de las variables independientes y dependientes en el estudio realizado.
5. Ejecución de las pruebas de modo externo al usuario, a fin de lograr la calibración de los sensores, actuadores y valores máximos y mínimos a medir, con el propósito de evitar lesiones o fracturas en el portador del exoesqueleto.
6. Ejecución de las pruebas adaptadas al usuario, haciendo mediciones del tiempo de respuesta y verificación de grados de movimiento, en modo adaptado al usuario, lo que significa que el sujeto de prueba se viste con el exoesqueleto. El tratamiento estadístico se realizó mediante Excel.

Es importante destacar para futuras referencias que los ejes sagitales del codo, muñeca y pulgar, respectivamente, en adelante serán llamados PITCH, ROLL Y YAW como se indica en la Figura 2.

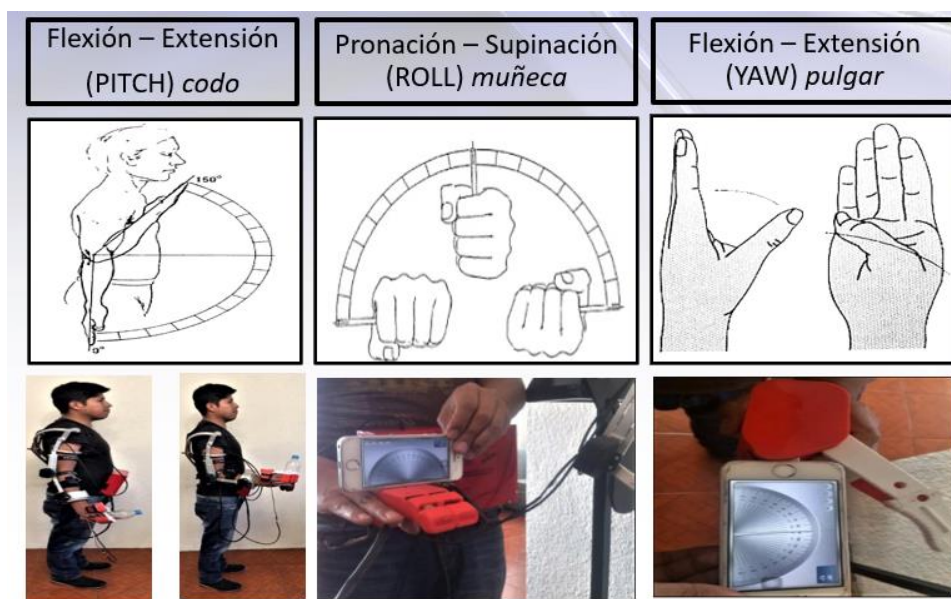


Figura 2. Referencias de los actuadores del exoesqueleto.

Fuente: Elaboración propia de los autores.

Además, los errores se rigen por las siguientes fórmulas:

Error absoluto = Posición del exoesqueleto - Posición del brazo

Error relativo (%) = $100 \times \text{Error absoluto} / (\text{Posición del exoesqueleto})$

Para realizar la medición de las variables de respuesta se cambió la velocidad de los actuadores, variando el número de muestras que se procesaron por ventana para el cálculo del valor medio cuadrático. Finalmente, se evaluó la posición del exoesqueleto permitiendo estandarizar los valores calibrados del sistema. Esta variable es importante para evitar lesiones en el usuario, así como la verificación de los ángulos YAW, PITCH, ROLL, usando

una orientación absoluta del sensor inercial (IMU), como proponen Simbaña y Guambo (2018).

Para el desarrollo de pruebas se posicionaron los sensores EMG en los músculos a trabajar. Los sensores inerciales se colocaron en el efector final y se orientaron de acuerdo al eje sagital. Las pruebas se realizaron con el exoesqueleto acoplado al usuario, como se muestra en la Figura 3.



Figura 3. *Pruebas de posicionamiento del exoesqueleto acoplado al usuario.*
Fuente: Elaboración propia de los autores.

Resultados

El prototipo fabricado cumple con los estándares propuestos por la matriz de calidad, pues en pruebas, luego de muchas repeticiones, el usuario sintió molestias leves y el error entre la posición deseada y alcanzada fue pequeño en casi todas las pruebas.

Una vez realizadas las piezas de exoesqueleto, utilizando los valores obtenidos en la matriz QFD, se obtuvo un diseño con una mejora significativa al prototipo inicial, ya que permite la reducción en el tiempo de respuesta del sistema sin variar el aumento angular, ni que los datos por ventanas generen una señal envolvente, reduciendo los falsos positivos a un valor menor al 1.5% del total de pruebas, como se observa en la Tabla 1.

Tabla 1.
Pruebas realizadas externas al usuario sin peso (180)

	Tiempo (μ s)	Posición del brazo (grados)	Posición del exoesqueleto (grados)	Error absoluto	Error relativo (%)	Error relativo del prototipo predecesor (%)
Actuador (YAW)	1	90		1	1,11	1,75
	14		89			
Actuador (PITCH)	2	150		1	0,76	0,97
	12		151			
Actuador (ROLL)	3	170		1	0,58	1,75
	15		169			

Fuente: Elaboración propia de los autores.

En los resultados expuestos en la Tabla 1 de las pruebas realizadas al exoesqueleto con el modo externo al usuario, también se analizó el posicionamiento donde el valor máximo de error relativo fue de 1,11% a diferencia del prototipo predecesor que obtuvo un error máximo de 1,75%, visualizando una mejora significativa en el eje Roll, pues se obtuvo una reducción del 1,17%.

Seguidamente, se realizaron las pruebas en modo externo al usuario, con el propósito de calibrar los actuadores y sensores para posteriormente realizar las pruebas adaptadas al usuario. Los resultados se muestran en las Tabla 2 y 3.

Tabla 2.
Pruebas realizadas externas al usuario con 500g (180)

	Tiempo (μ s)	Posición del brazo (grados)	Posición del exoesqueleto (grados)	Error absoluto	Error relativo (%)
Actuador 1 (YAW)	16	90	90,21	0,21	0,24
Actuador (PITCH)	2	150		0,3	0,20
	13		150,3		
Actuador 3 (ROLL)	15	170	170,25	0,25	0,14

Fuente: Elaboración propia de los autores.

En los resultados que se exponen en la Tabla 2, de las pruebas realizadas al exoesqueleto en método externo al usuario, también se analizó el posicionamiento donde el valor máximo de error relativo fue de 0,24% con peso de 500g.

En la Tabla 3, se precisa que, usando un peso de 200g en el efector final del exoesqueleto, se obtuvo un error relativo de 1,66%, siendo un valor con una variación del 0,55% realizadas sin peso. Y en relación con los prototipos realizados con anterioridad se tiene una reducción de 1,99% de los valores máximos de error.

Tabla 3.
Pruebas adaptadas al usuario

	Peso (g)	Número de pruebas realizadas	Posición del exoesqueleto acertada	Error absoluto	Error relativo (%)
Actuador 1 (YAW)	200	180	177	3	1,66
Actuador 2 (PITCH)	200	180	178	1	0,55
Actuador 3 (ROLL)	200	180	178	1	0,55

Fuente: Elaboración propia de los autores.

En cuanto al error relativo máximo de errores se tiene una variación de 2,83%. Pues el error en el eje PITCH en el nuevo prototipo es de 0,55% mientras que en prototipos anteriores es del 3,33%. El prototipo implementado constituye una mejora significativa en la respuesta de activación y posición.

Después de realizar las calibraciones, mediciones del tiempo de respuesta y verificación de grados de movimiento, se realizaron los ensayos en modo adaptado al usuario, lo que significa que el sujeto de prueba se viste con el exoesqueleto y se realizan las pruebas, como se observa en la Figura 2. Para evaluar el correcto funcionamiento y la aplicación médica del exoesqueleto en los modos externos y adaptados, se identificaron las variables, las cuales se han utilizado en trabajos anteriores como fue el de Sposito et al. (2020), siendo:

- Tiempo de respuesta
- Posición de los 3 grados de libertad del exoesqueleto según la configuración de los actuadores
- Posición del exoesqueleto con pesos diferentes en el actuador final

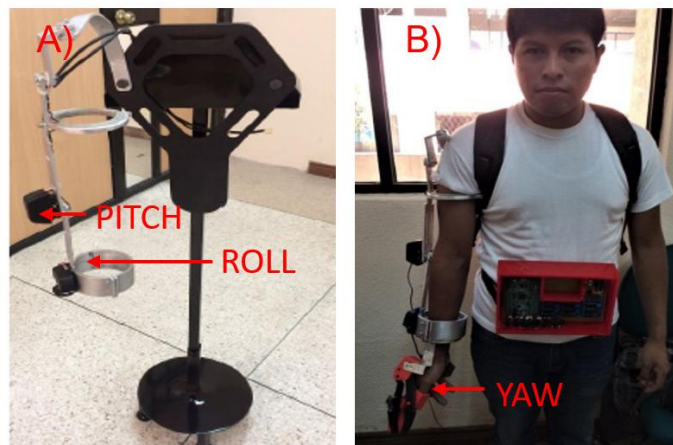


Figura 2. Modos de trabajo del exoesqueleto (A. Modo externo, B. Modo adaptado al usuario).

Fuente: Elaboración propia de los autores.

Tabla 4.

Pruebas sin peso repetitivas de flexión-extensión (YAW)

Número de Intentos	Molestia	Posición deseada	Posición alcanzada	Resultado
			PROMEDIO	
1	1	90	90,1	0,1
2	1	42	42	0
3	1	25	25,3	0,3
4	1	60	60,12	0,12
5	1	75	75,14	0,14
6	1	35	35,09	0,09
7	1	55	55,12	0,12
8	1	70	70,1	0,1
9	1	60	60,15	0,15
10	1	65	65,16	0,16
11	1	30	30,12	0,12
12	1	35	35,12	0,12
13	1	40	40,21	0,21
14	1	20	20,13	0,13
15	1	80	80,14	0,14

Nota. Molestia (1: sin molestia; 2: leve), Posición deseada= es la posición teórica de diseñada, Posición alcanzada PROMEDIO= es la posición promedio alcanzada en pruebas. Fuente: Elaboración propia de los autores.

En la Tabla 4, con el exoesqueleto acoplado al usuario, en los 15 intentos sin peso la persona no tuvo molestias en su brazo, la posición alcanzada fue superior a la deseada en todos los intentos.

Tabla 5.

Prueba con peso de 200g y movimientos de flexión-extensión (YAW)

Número de Intentos	Molestia	Posición deseada	Posición alcanzada	Resultado
			PROMEDIO	
1	1	90	90,12	0,12
2	1	42	42,1	0,1
3	1	25	24,9	-0,1
4	1	60	59,89	-0,11
5	1	75	75,1	0,1
6	1	35	34,9	-0,1
7	1	55	55,1	0,1
8	1	70	70,02	0,02
9	1	60	59,9	-0,1
10	1	65	64,9	-0,1
11	1	30	29,9	-0,1

12	1	35	34,9	-0,1
13	1	40	39,89	-0,11
14	2	20	20,7	0,7
15	2	80	80,1	0,1

Fuente: Elaboración propia de los autores.

Como se muestra la Tabla 5, se realizaron 15 pruebas con peso de 200g, en las cuales se nota en los datos que las molestias aparecen con el incremento del número de intentos. En este caso fue en los dos últimos 14 y 15. Los grados de ángulo del exoesqueleto no influyen en las dolencias del brazo del individuo. Por otra parte, en ocho intentos no se alcanzó la posición de ángulo deseada (valores negativos en la posición deseada).

Tabla 6.

Prueba con peso de 500g y movimientos de flexión-extensión (YAW)

Número de Intentos	Molestia	Posición deseada	Posición alcanzada PROMEDIO	Resultado
1	1	90	91	1
2	1	42	41,5	-0,5
3	1	25	24,3	-0,7
4	1	60	60,7	0,7
5	1	75	75,5	0,5
6	1	35	35,7	0,7
7	1	55	54,8	-0,2
8	1	70	70,65	0,65
9	1	60	59,4	-0,6
10	1	65	64,3	-0,7
11	1	30	29,8	-0,2
12	2	35	34,7	-0,3
13	2	40	40,35	0,35
14	2	20	20,01	0,01
15	2	80	80,2	0,2

Fuente: Elaboración propia de los autores.

Observando la Tabla 6, con el exoesqueleto acoplado al usuario, se alcanza a ver que, a ángulos superiores a 70 grados, la posición deseada fue positiva. Este patrón es similar con el peso de 500 g. Al incrementar el peso a 500g, la incidencia de números de intentos con molestia se duplicó respecto a los 200g. los giros de supinación y pronación, a partir del intento 12 fue que el participante presentó molestias. Por otra parte, en 7 intentos no se alcanzó la posición de ángulo deseada (valores negativos en la posición deseada).

Tabla 7.
Sin peso y movimientos de pronación-supinación (Roll)

Grados					
Molestia	Número de Intentos	Peso	Posición deseada	Posición alcanzada PROMEDIO	Resultado
1	1	S/P	150	151	1
1	2	S/P	0	1	1
1	3	S/P	170	171	1
1	4	S/P	0	-1	-1
1	5	S/P	160	161	1
1	6	S/P	0	1	1
1	7	S/P	140	139	-1
1	8	S/P	0	-1	-1
1	9	S/P	130	131	1
1	10	S/P	0	0	0
1	11	S/P	120	120	0
1	12	S/P	0	1	1
1	13	S/P	110	111	1
1	14	S/P	0	-1	-1
1	15	S/P	100	99	-1

Fuente: Elaboración propia de los autores.

Los ángulos con los que se trabajó y se programó en la Tabla 7, se evidencia que el exoesqueleto sin peso tuvo 5 incidencias que no se logró el ángulo programado.

Tabla 8.
Con Peso 200g y movimientos de pronación-supinación (Roll)

Número de Intentos	Molestia	Posición deseada	Posición alcanzada PROMEDIO	Resultado
1	1	150	150	0
2	1	0	0	0
3	1	170	170	0
4	1	0	0	0
5	1	160	161	1
6	1	0	0	0
7	1	140	140	0
8	1	0	0	0
9	1	130	130	0
10	1	0	0	0
11	1	120	121	1

12	1	0	0	0
13	1	110	109	-1
14	1	0	0	0
15	1	100	100	0

Fuente: Elaboración propia de los autores.

Como se evidencia en la tabla 8, en los 15 intentos con un incremento de 0g a 200g, se nota en los datos que las molestias aparecen con el incremento del número de intentos. En este caso fue en los dos últimos (14 y 15) y que los grados de ángulo del exoesqueleto no influyen en las dolencias del brazo del individuo. Se alcanza a ver que a ángulos superiores a 70 grados la posición deseada fue positiva. Este patrón es similar con el peso de 500g y a medida que se fue incrementando el peso estas incidencias fueron disminuyendo; en el caso de 200g fue una sola incidencia.

Tabla 9.
Con Peso 500g y movimientos de pronación-supinación (Roll)

Número de Intentos	Molestia	Posición deseada	Posición alcanzada PROMEDIO	Resultado
1	1	150	150	0
2	1	0	0	0
3	1	170	170	0
4	1	0	0	0
5	1	160	160	0
6	1	0	0	0
7	1	140	140	0
8	1	0	0	0
9	1	130	130	0
10	1	0	0	0
11	1	120	120	0
12	2	0	0	0
13	2	110	110	0
14	2	0	1	1
15	2	100	100	0

Fuente: Elaboración propia de los autores.

Observando la tabla 9, en los 15 intentos con el peso igual a 500g, la incidencia de números de intentos con molestia se duplicó respecto a los 200g. Respecto a los giros de supinación y pronación, a partir del intento 12 fue que el participante presentó molestias, mientras que en 500g no se tuvo incidencia de no llegar a la posición del ángulo deseado.

Discusión

Se obtuvo un prototipo con un alto nivel de calidad, según lo prometido por la matriz QFD en la investigación de Vargas (2020) y lo propuesto por Cuéllar (2021) en sus productos, pues el nivel de satisfacción del usuario fue bueno, ya que el error angular fue menos de un grado por junta en las repeticiones y el nivel de molestia sentido por el usuario fue bajo y aparece en pocas repeticiones.

De acuerdo a los resultados descritos en la presente investigación, se notó la importancia de realizar un posicionamiento angular adecuado para evitar lesiones, así como la velocidad y evitar falsos positivos y alcanzar una buena ergonomía con el paciente como recomienda (Gudiño-Lau, 2019).

El tiempo de respuesta es importante para el desarrollo del exoesqueleto, porque si la respuesta es mayor, el usuario debería mantener la contracción muscular por más tiempo para que el actuador entienda la orden a realizar y no se registre pérdida de datos, lo que implicaría pérdida de grados en el posicionamiento. Además, si la velocidad es alta se podría generar una pérdida o un mal registro de valores, incluso se puede medir el ruido generado por las fugas de energía eléctrica que posee el cuerpo humano, así como el efecto espejo que se produce al realizar contracciones musculares; en este sentido, se busca obtener un hardware seguro y altamente adaptable para la rehabilitación de brazos y hombros como lo es el robot pediátrico ChARMin desarrollado por (Keller, 2016).

Aunque no se hizo una encuesta de satisfacción final, se nota la mejora de la autoestima y calidad de vida en el paciente, como afirma (Rendón et al., 2016), en una anterior investigación. El uso de exoesqueletos según Esteves (2022), puede ayudar a aliviar las molestias de ciertas lesiones musculoesqueléticas, y aquí se notó que había un nivel bajo de molestia, luego de varias repeticiones de un movimiento.

Conclusiones

Los datos se pueden usar para hacer preajustes automáticos del equipo para cada paciente. Un ajuste personalizado mejora suficiente el tiempo de respuesta, disminuyendo las molestias del paciente/usuario. Los pacientes con discapacidad o debilidad en el brazo recuperan la capacidad de realizar ciertos movimientos sin ayuda. El nivel de molestia depende de la lesión y condición de cada paciente.

El alcance de esta investigación fue no concluyente a generalizar, porque se trabajó con un caso estudio.

Recomendaciones

Investigar el control del robot con un micro de bajo costo. Igualmente, se podría fabricar un producto con soporte comercial para el IEISS u otro cliente privado. También, se sugiere hacer un algoritmo de autoajuste de cada paciente. Se recomienda hacer nuevos experimentos con una muestra estadísticamente representativa.

Conflicto de Intereses

Los autores manifiestan no tener conflictos de intereses de ningún tipo.

Referencias

- Ayala, G. (2018). Importación y comercialización de productos farmacéuticos en el Ecuador y su incidencia en la balanza comercial periodo 2015-2018. Ecuador.
- Broche-Vázquez, Leonardo, Torres-Quezada, Mauricio, Milanés-Hermosilla, Daily, González-Romero, Dainier, Rodríguez-Serrezuela, Ruthber, & Sagaró-Zamora, Roberto. (2020). Exoesqueleto robótico para la rehabilitación del miembro superior del paciente hemipléjico. *Ingeniería Mecánica*, 23(3), e608. Epub 01 de diciembre de 2020. http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1815-59442020000300003&lng=es&tlng=es.
- Castillo, B. E., Gómez, R. J., Taborda, Q. L., & Mejía, M. A. (2021). ¿Cómo Investigar en la UNIBE? Quito: Qualitas. https://unibe.edu.ec/wp-content/uploads/2022/08/RF_LIBRO-Como-Investigar-en-la-UNIB.E-version-19-10-2021.pdf
- Cuéllar, S. Q. (2021). Propuesta de rediseño ergonómico del modelo de utilidad: Órtesis de rodilla para personas con discapacidad motriz. *Investigación Interdisciplinaria*, 12-21.
- CYBERDYNE. (2018). Cyberdyne. Obtenido de <https://www.cyberdyne.jp/english/company/index.html>
- Esteves Lorenzo, E. (2022). Los exoesqueletos y sus funcionalidades en la sociedad (Master's thesis, Universitat Politècnica de Catalunya).
- Gómez, A., & Suasnavas, P. (2015). Incidencia de accidentes de trabajo declarados en Ecuador en el período 2011-2012. *Ciencia & Trabajo*.
- Gudiño-Lau, J., Rosales, I., Charre, S., Alcalá, J., Duran, M., & Vélez-Díaz, D. (2019). Diseño y Construcción de un Exoesqueleto para Rehabilitación. *XIKUA Boletín Científico De La Escuela Superior De Tlahuelilpan*, 7(13), 1-10. <https://doi.org/10.29057/xikua.v7i13.3545>
- IESS. (2017). Rehabilitación de pacientes. Obtenido de https://www.iess.gob.ec/noticias/-/asset_publisher/4DHq/content/iess-incorporo-equipos-roboticos-para-rehabilitacion-del-paciente/10174?redirect=https%3A%2F%2Fwww.iess.gob.ec%2Fnoticias%3Fp_id%3D101_INSTANCE_4DHq%26p_p_lifecycle%3D0%26p_p_state%3Dnormal
- IFPMA. (2019). International Federation of Pharmaceutical Manufacturers & Associations. Obtenido de <https://www.ifpma.org/subtopics/new-ifpma-code-of-practice-2019/>
- IPharmachine. (2005-2022). IPharmachine. Obtenido de <https://es.ipharmachine.com/zjs-a-automatica-contadora-de-capsulas-8>
- Keller, U. v.-M. (2016). ChARMin: The first actuated exoskeleton robot for pediatric arm rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2201-2213.
- Mecánica Curiel. (2015). Mecánica Curiel. Obtenido de <https://mecanicacuriel.com/2014/11/12/la-importancia-del-proceso-de-mecanizados-de-precision/>
- Oliveiros, E. (20 de Mayo de 2013). Selección de actuadores y sensores para el tobillo y la rodilla de EMI-UMNG. *Ciencia e Ingeniería Neogranadiana*, 12-14. <https://revistas.unimilitar.edu.co/index.php/rcin/article/view/232>
- Rendón, J. F. G., Arango, J. D. M., Henao, G. A. G., Velásquez, J. B., & Téllez, C. H. O. (2016). Rehabilitación de la mano con órtesis robóticas. *Revista Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación*, 26(2), 174-179. <http://dx.doi.org/10.28957/rcmfr>

- Rojas, C., & Humberto, J. (2017). La cuarta Revolución Industrial o Industria 4.0 y su impacto en la educación superior en ingeniería en Latinoamérica y el Caribe. Universidad Antonio Nariño, Colombia. http://www.laccei.org/LACCEI2017-BocaRaton/work_in_progress/WP386.pdf
- Salomón, B. R. D. (2013). Metodología de la investigación. A. Rubeira. M. Sanabria. ISBN 978-959-212-783-7. España.
- Sierra Del Águila, L. A. (2020). Diseño de máquina de control numérico computarizado para la transformación de varillas de metal a baja escala.
- Simbaña, M., & Guambo, J. (2018). Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto de 3GLD para reproducir el movimiento del brazo en personas con problemas de fuerza. Quito. <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/15021>
- Soto Pinto, N. (2019). Análisis y mejoramiento de pérdidas por mermas en planta de producción de la industria farmacéutica. Chile. <http://repositorioslatinoamericanos.uchile.cl/handle/2250/3282271>
- Sposito, M., Di Natali, C., Toxiri, S., Caldwell, D. G., De Momi, E., & Ortiz, J. (2020). Exoskeleton kinematic design robustness: An assessment method to account for human variability. *Wearable Technologies*, 1. <https://www.cambridge.org/core/journals/wearable-technologies/article/exoskeleton-kinematic-design-robustness-an-assessment-method-to-account-for-human-variability/FCF3D31CF3E811FA67F6885EBDCE24E1>
- Upperlimbbiomechanics. (2011). Biomecánica del miembro superior. Obtenido de <http://upperlimbbiomechanics.blogspot.com/2011/06/planos-y-ejes-de-movimiento.html>
- Verma, G. (. (2018). Autodesk fusion 360 black book. BPB Publications. Obtenido de <https://www.autodesk.mx/solutions/cnc-machining-software>
- Wang, T., Zhang, B., Liu, C., Liu, T., Han, Y., Wang, S., ... & Zhang, X. (2022). A Review on the Rehabilitation Exoskeletons for the Lower Limbs of the Elderly and the Disabled. *Electronics*, 11(3), 388. https://www.researchgate.net/publication/358173270_A_Review_on_the_Rehabilitation_on_Exoskeletons_for_the_Lower_Limbs_of_the_Elderly_and_the_Disabled
- Vargas, J. L., & Martin, J. Y. (2020). Prototipo de prótesis transradial unilateral para ciclismo con tres grados de libertad desarrollada bajo un método de fabricación aditiva. https://cici.unillanos.edu.co/media2020/memorias/CICI_2020_paper_45.pdf