

## M3Rob: Plataforma robotizada para la rehabilitación de muñeca. Aspectos de diseño y arquitectura de control.

Cisnal, A.<sup>a\*</sup>, Alonso-Linaje, G.<sup>a</sup>, Granja, J.<sup>a</sup>, Veganzones<sup>a</sup>, M., Pérez-Turiel, J.<sup>a</sup>, Fraile, J.C.<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Instituto de las Tecnologías Avanzadas de la Producción (ITAP), Universidad de Valladolid, Paseo Prado de la Magadalen, nº3-5, 47011, Valladolid, España.

**To cite this article:** Cisnal, A., Alonso-Linaje, G., Granja, J., Veganzones, M., Pérez-Turiel, J., Fraile, J.C. 2023. M3Rob: Robotic platform for wrist rehabilitation. Design aspects and control architecture. XLIV Jornadas de Automática, 29-34. <https://doi.org/10.17979/spudc.9788497498609.029>

### Resumen

Los accidentes cerebrovasculares se encuentran entre las principales causas de discapacidad neuromotora, afectando principalmente al miembro superior. En los últimos años, ha habido avances en el desarrollo de robots de rehabilitación de muñeca que asisten a los movimientos de pronación/supinación, flexión/extensión y desviación radial/ulnar. Sin embargo, el número de robots que abordan conjuntamente los tres movimientos y cuentan con un sensor de fuerza para terapias activas es limitado. La rehabilitación conjunta de los tres movimientos, mediante terapias activas, puede mejorar significativamente la recuperación funcional de la muñeca. En este sentido, se ha desarrollado un robot de rehabilitación de muñeca que asiste en los tres movimientos y que incorpora un sensor de fuerza en el mango. Este robot utiliza un control de admitancia en lazo cerrado y posee una trayectoria de referencia, lo que permite la implementación de terapias activo-asistidas. Además, la plataforma ofrece la posibilidad de realizar terapias activas utilizando entornos de realidad virtual.

*Palabras clave:* Control adaptativo, Control de movimiento, Mecatrónica, Robótica, Tecnología asistencial e ingeniería de rehabilitación.

### M3Rob: Robotic platform for wrist rehabilitation. Design aspects and control architecture.

#### Abstract

Strokes are among the leading causes of neuromotor disability, primarily affecting the upper limb. In recent years, there have been advancements in the development of wrist rehabilitation robots that assist with pronation/supination, flexion/extension, and radial/ulnar deviation movements. However, the number of robots that address all three movements and incorporate a force sensor for active therapies is limited. The combined rehabilitation of these three movements through active therapies can significantly improve wrist functional recovery. To this end, a wrist rehabilitation robot has been developed that assists with all three movements and incorporates a force sensor in the handle. This robot utilizes closed-loop admittance control and has a reference trajectory, enabling the implementation of active-assistive therapies. Furthermore, the platform offers the possibility of conducting active therapies using virtual reality environments.

*Keywords:* Adaptive control, Assistive technology and rehabilitation engineering, Mechatronics, Motion control, Robotics.

## 1. Introducción

El accidente cerebrovascular (ACV) es una de las principales causas de discapacidad neurológica. Después de sufrir un ACV, aproximadamente el 64 % de los supervivientes

experimentan algún tipo de discapacidad (Lv et al., 2021). Esto implica que necesitan atención médica y rehabilitación para recuperar y/o mejorar su funcionalidad motora.

Una de las consecuencias más comunes de un ACV es la parálisis o debilidad en la extremidad superior, incluyendo la

\*Autor para correspondencia: [cisnal@ieec.org](mailto:cisnal@ieec.org)  
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

mano y la muñeca (Fischer et al., 2007). La pérdida de funcionalidad en esta área del cuerpo tiene un impacto significativo en la capacidad de los pacientes para interactuar con su entorno y realizar actividades cotidianas. La mano y la muñeca son fundamentales para la manipulación y el agarre, por lo que su afectación dificulta la realización de las tareas básicas de la vida diaria.

La rehabilitación física desempeña un papel crucial en la mejora de la función motora y en la búsqueda de una mayor independencia en la vida diaria (Winstein et al., 2016). Una rehabilitación temprana e intensiva es fundamental para maximizar la recuperación motora de los pacientes (Herpich and Rincon, 2020).

Los costes asociados con la rehabilitación física son elevados debido a la carga de trabajo del terapeuta. Adicionalmente, el envejecimiento de la población está generando un incremento en el número de personas con discapacidades motoras como resultado de un ACV, lo cual ha generado un marcado aumento en la proporción de pacientes por terapeuta.

Por esta razón, en la última década se ha prestado especial atención a los sistemas robóticos de rehabilitación, los cuales tienen el potencial de reducir los costes asociados con la atención médica y aumentar la capacidad de rehabilitación a nivel mundial. La utilización de estos sistemas robóticos de rehabilitación permite a los pacientes llevar a cabo sesiones de rehabilitación de manera temprana e intensiva, sin la necesidad de una asistencia continua por parte del terapeuta.

En el ámbito de la rehabilitación de muñeca mediante sistemas robóticos, se han desarrollado diversas plataformas en los últimos años que brindan asistencia en los movimientos de pronación/supinación (P/S), flexión/extensión (F/E) y/o desviación radial/ulnar (R/U). No obstante, la mayoría de estas plataformas robóticas carecen de los 3 grados de libertad necesarios para permitir la rehabilitación conjunta de los tres tipos de movimientos. Además, para que estos robots de rehabilitación puedan ofrecer terapias de rehabilitación activas, es necesario conocer la intencionalidad de movimiento y/o el movimiento del paciente. Para ello, se suele utilizar un sensor de fuerza ubicado en el extremo del dispositivo, generalmente en el mango que el paciente agarra durante la sesión de rehabilitación.

Es importante destacar que contar con una plataforma robótica que permita trabajar los tres movimientos de la muñeca de manera conjunta ofrece ventajas significativas en términos de rehabilitación. Esto se debe a que los movimientos de P/S, F/E y R/U están estrechamente interrelacionados en la funcionalidad normal de la muñeca. Por lo tanto, una rehabilitación integral de estos movimientos puede contribuir a una mejor recuperación y restauración de la funcionalidad de la muñeca en su conjunto. Además, se ha comprobado que las terapias activas, en las que se involucra activamente al paciente en el proceso de rehabilitación, fomentan la plasticidad neuronal y el aprendizaje motor (Blank et al., 2014).

No obstante, la disponibilidad de robots que permitan la asistencia de los tres movimientos de la muñeca y que además cuenten con un sensor de fuerza es extremadamente limitada. Esto se debe principalmente a la complejidad que implica el desarrollo del diseño mecánico de estos dispositivos, ya que

deben incorporar una gran cantidad de elementos en un espacio reducido.

Entre los pocos ejemplos existentes se encuentra el POWROBOT (Mayetinand and Kucuk, 2022), el WRES (Buongiorno et al, 2018) y el robot desarrollado por la Universidad de Saga (Gopura and Kiguchi, 2007). Estos dispositivos han logrado integrar los tres movimientos de la muñeca junto con la capacidad de medir la fuerza ejercida por el paciente durante la terapia. Por otro lado, algunos investigadores han explorado enfoques que prescinden del uso de un sensor de fuerza y en su lugar utilizan el torque ejercido por el paciente sobre los motores, aplicado a través del mango de la estructura. Un ejemplo de esto es el robot OpenWrist (Pezent, 2017), que emplea un control activo basado en la respuesta del paciente sin la necesidad de un sensor de fuerza adicional.

En esta comunicación, se presenta el diseño mecánico y el sistema de control de un robot de rehabilitación de muñeca que asiste a los tres grados de libertad. El robot incorpora un sensor de fuerza para la realización de terapias activas utilizando un control de admitancia. Además, esta plataforma cuenta con un entorno software dedicado a la gestión de pacientes y terapias y facilita la realización de terapias activas mediante el uso de entornos de realidad virtual. Este dispositivo mecatrónico forma parte del proyecto M3Rob (Císnal et al., 2022a), que tiene como objetivo el desarrollo de una plataforma robótica de rehabilitación neuromotora y cognitiva usando realidad virtual y aumentada.

## 2. Diseño mecánico

### 2.1. Especificaciones de diseño

El dispositivo mecatrónico debe asistir al movimiento del brazo de P/S y los movimientos de F/E y R/U de la muñeca proporcionando el rango de movimiento, velocidad y fuerza necesarias para realizar las actividades de la vida diaria. Además, el robot debe proporcionar medidas precisas de la posición y fuerza para la implementación de terapias pasivas y activas. Por último, el robot debe ser portable, ergonómico y seguro.

El rango de movimiento y la fuerza necesaria para la realización de las actividades de la vida diaria se muestra en la Tabla 1. Además, la velocidad angular media para la realización de estas actividades está dentro del rango de 20-40°/s (Pajares, 2007).

Tabla 1: Rango de movimiento y par necesario para la realización de las actividades de la vida diaria

|                                 | F/E   | R/U   | P/S   |
|---------------------------------|-------|-------|-------|
| ROM (°)<br>(Perri et al., 2009) | 74/54 | 19/13 | 87/77 |
| Torque (Nm)<br>(Pezent, 2017)   | 0.35  | 0.35  | 0.06  |

### 2.2. Diseño mecánico

El exoesqueleto está formado por tres articulaciones activas rotativas en serie para asistir a los movimientos de F/E, R/U y P/S de manera independiente. Además, cuenta con una

articulación prismática pasiva que permite el ajuste individual de cada paciente. En la Figura 1, se observa que el robot cuenta con una base y tres eslabones en serie. En el último eslabón se incluye un mango para interactuar con el dispositivo, que corresponde con el TCP.

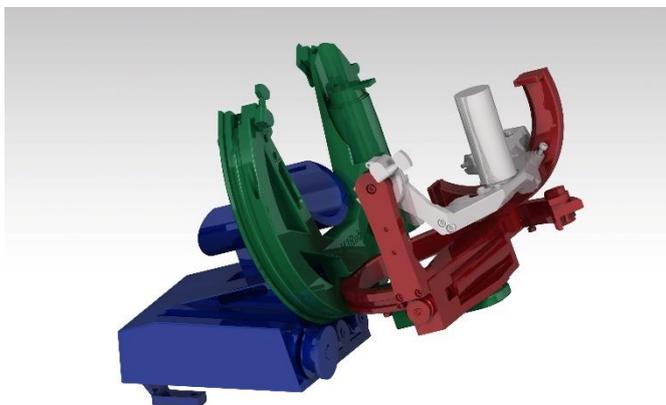


Figura 1: Modelo CAD del robot de rehabilitación de muñeca indicando la base en (azul) y los tres eslabones (verde, rojo y blanco).

El rango de movimiento del robot es de  $180^\circ$ ,  $120^\circ$  y  $75^\circ$  para los movimientos de P/S, F/E y R/U, respectivamente. Además, como medida de seguridad, se han colocado diferentes topes mecánicos que delimitan el ROM de la estructura en caso de fallo.

La simetría presente en el miembro superior plantea una diferencia en el rango de movimiento de F/E entre el miembro derecho y el izquierdo. En concreto, la muñeca permite un mayor rango de movimiento en la flexión que en la extensión. Por consiguiente, el mango es móvil posibilitando el desplazamiento del TCP de la estructura con el fin de proporcionar el rango de movimiento necesario según la mano que se esté rehabilitando.

El sistema incorpora tres motores DC (Maxon Motors) equipados con una reductora y un encoder y controlados por el módulo ESCON Module 50/5 (Maxon Motor). En la Tabla 2 se encuentran las especificaciones de cada motor.

Tabla 2: Especificaciones de los motores

| Articulación | Motor             | Reductora           | Encoder                |
|--------------|-------------------|---------------------|------------------------|
| 1 – P/S      | RE 40<br>(148877) | GP 42 C<br>(203117) | MR, type L<br>(225787) |
| 2 – F/E      | RE 40<br>(148877) | GP 42 C<br>(203117) | MR, type L<br>(225787) |
| 3 – R/U      | RE 30<br>(310009) | GP 32 A<br>(166162) | HEDS 5540<br>(110511)  |

Los motores se encuentran ubicados estratégicamente de manera que se evite cualquier interferencia con el brazo del paciente. Además, su disposición busca minimizar la carga gravitacional e inercial, y proteger a los motores de agentes externos. Debido a esta localización de los motores, se ha creado un sistema de transmisión del movimiento a través de guiado por cables (cable trenzado de acero inoxidable de 1.5 mm de espesor y tensión de rotura  $1570 \text{ N/mm}^2$ ). Esta opción es económica y fiable si el tensado es correcto. Mediante unos

tornillos sin fin-corona el sistema puede ser tensado de manera rápida y sencilla.

El primer movimiento P/S soporta todo el peso de la estructura, por lo que cuenta con un anillo capstan R25255360 (Hepcomotion, Netherlands) y un carro de rodamientos FCC25255LBNS (Hepcomotion, Netherlands) para asegurar un guiado fiable. Los otros dos movimientos F/E y R/U se apoyan en rodamientos axiales.

El mecanismo de transmisión por cable sirve para permitir la colocación de los motores lejos del eje de la articulación, pero también para conseguir una relación de transmisión (RT) que permite obtener mayores pares y mejor resolución en la realimentación de posición (Tabla 3).

Tabla 3: Relación de transmisión y par resultante aplicado en el TCP

| Articulación | RT     | Par (Nm) | Resolución ( $^\circ$ /cuentas) |
|--------------|--------|----------|---------------------------------|
| 1 – P/S      | 6.8:1  | 24.16    | $6.8 \cdot 10^{-4}$             |
| 2 – F/E      | 12.9:1 | 48.86    | $3.58 \cdot 10^{-4}$            |
| 3 – R/U      | 3.16:1 | 7.85     | $4.07 \cdot 10^{-3}$            |

Además, el dispositivo incorpora un sensor fuerza/par integrado en el mango. El sensor de fuerza/par de 6 ejes es el K6D27 50N/1Nm (Me&Systeme, Germany), tiene un tamaño de  $\varnothing 27 \text{ mm} \times 25 \text{ mm}$ , y requiere un amplificador GSV-8DS (Me&Systeme, Germany). Este conjunto permite medir fuerzas de hasta 50 N en los ejes X e Y, hasta 200 N en el eje Z y pares de hasta 1 Nm en los tres ejes.

El prototipo actual del dispositivo de rehabilitación de muñeca está fabricado mediante impresión 3D con PLA y ABS y cuenta con los elementos comerciales mencionados anteriormente (Figura 2).



Figura 2: Dispositivo mecatrónico M3Rob, con la estructura fabricada mediante impresión 3D.

### 2.3. Cinemática directa

El modelo cinemático se determina mediante el método matricial de Denavit-Hartenberg (DH). La asignación de los sistemas de coordenadas de los eslabones y los parámetros geométricos de acuerdo con la convención DH se muestran en la Figura 3 y Tabla 4.

La matriz DH resultante, que relaciona los ángulos de la muñeca ( $\theta_i$ ) con la translación y rotación del TCP relativo al sistema de coordenadas base se define en (1).

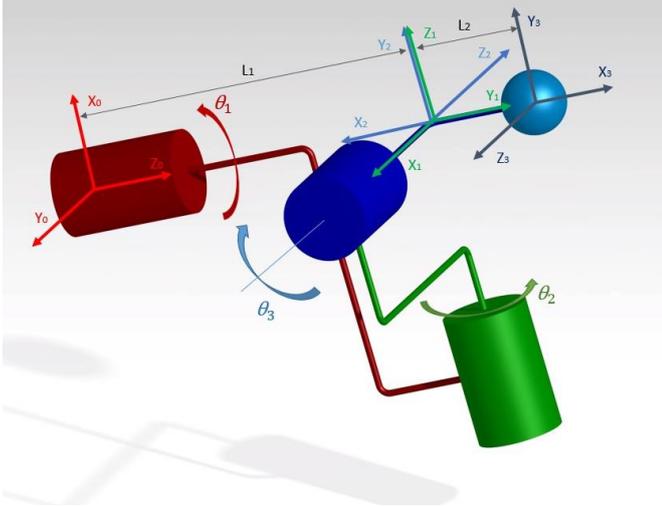


Figura 3: Sistemas de coordenadas asociadas a los eslabones y parámetros geométricos del robot.

Tabla 4: Parámetros DH

| Articulación | $d_i$ | $\theta_i$             | $a_i$ | $\alpha_i$  |
|--------------|-------|------------------------|-------|-------------|
| 1            | $L_1$ | $90^\circ + \theta_1$  | 0     | $90^\circ$  |
| 2            | 0     | $270^\circ + \theta_2$ | 0     | $90^\circ$  |
| 3            | 0     | $180^\circ + \theta_3$ | $L_2$ | $180^\circ$ |

$$\begin{bmatrix} S_1 S_2 C_3 - C_1 S_3 & S_1 S_2 S_3 + C_1 C_3 & -S_1 C_2 & L_2 (S_1 S_2 C_3 - C_1 S_3) \\ -C_1 S_2 C_3 - S_1 S_3 & -C_1 S_2 S_3 + S_1 C_2 & C_1 C_2 & L_2 (-C_1 S_2 C_3 - S_1 S_3) \\ C_2 C_3 & C_2 S_3 & C_1 C_2 & L_1 + L_2 C_2 C_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

De acuerdo con (2), los ángulos de los motores están relacionados con cada rotación individual de la muñeca mediante la RT especificada previamente en la Tabla 3.

$$\varphi_i = \theta_i + RT_i \quad (2)$$

### 3. Arquitectura de control

La dinámica de un dispositivo háptico adapta las fuerzas y movimientos que son percibidas por el usuario, permitiendo la realización de ejercicios terapéuticos activos y resistivos.

Los dispositivos hápticos pueden ser de impedancia o de admitancia. El primero mide movimientos y genera fuerzas, mientras que el segundo mide fuerzas y genera movimientos. Para dispositivos de gran inercia y no backdrivables, es recomendable la implementación de un control de admitancia utilizando un sensor de fuerza/par en el punto de contacto humano-robot (Mihelj and Podobnik, 2013).

Por lo tanto, el robot de rehabilitación de muñeca se basa en un control de admitancia. La admitancia mecánica ( $Y$ ) de un sistema masa-muelle-amortiguador de segundo orden se define en (3) como la relación dinámica entre fuerza ( $F$ ) y desplazamiento ( $x$ ).

$$Y(s) = \frac{F(s)}{x(s)} = \frac{1}{ms^2 + bs + k} \quad (3)$$

Siendo  $m$  la masa,  $b$  el coeficiente viscoso del amortiguador y  $k$  la constante elástica del muelle.

El control de admitancia en lazo cerrado implementado en el robot de rehabilitación se muestra en la Figura 4. Este

control utiliza como referencia la trayectoria objetivo del robot ( $q_{ti}$ ) y está formado por un lazo externo para el cálculo de la consigna de posición de cada articulación ( $q_{ri}$ ) utilizando el modelo de admitancia, y un lazo interno de posición basado en un control PID.

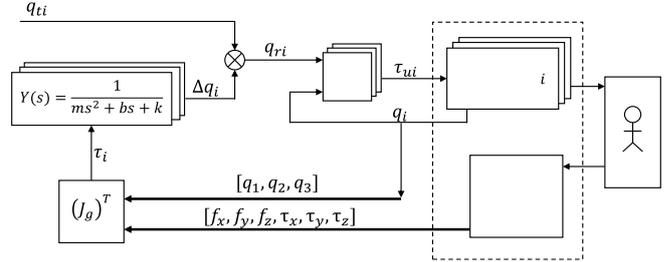


Figura 4: Lazo cerrado de control de admitancia utilizando como referencia la trayectoria objetivo del robot.

El lazo externo emplea la transpuesta de la matriz jacobiana ( $J_g^T$ ) para transformar las fuerzas ( $f_x, f_y, f_z$ ) y pares ( $\tau_x, \tau_y, \tau_z$ ) aplicados por el paciente en el extremo del robot, medidos por el sensor de fuerza/par, en los pares resultantes aplicados en cada articulación del robot ( $\tau_i$ ). Conocidos estos pares, se determina el incremento de posición ( $\Delta q_i$ ) de cada articulación mediante la admitancia mecánica ( $Y$ ).

El lazo de control interno caracterizado por un controlador PID determina el par a aplicar a los motores ( $\tau_{ui}$ ) conocido la referencia de posición ( $q_{ri}$ ) y la posición actual de los motores ( $q_i$ ). El controlador PID cuenta con un integrador condicional para evitar el fenómeno de windup.

Los puntos de la trayectoria a seguir por cada articulación son determinados mediante un generador de trayectorias trapezoidales (Figura 5). Este generador calcula las posiciones en cada instante de tiempo ( $q_{ti}$ ) a partir de las especificaciones de los puntos de paso y los límites de giros máximos previamente establecidos para cada paciente ( $q_{i\max}$ ). Las especificaciones de los puntos de paso incluyen no solo el giro de la articulación ( $q_i$ ), sino también incluye la velocidad máxima ( $\dot{q}_{i\max}$ ) y aceleración ( $\ddot{q}_{i\max}$ ) máxima que puede alcanzar.

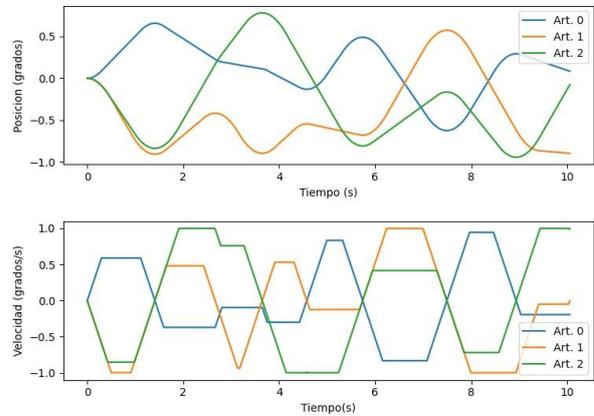


Figura 5: Trayectorias trapezoidales generadas a partir de la posición de los puntos de paso, velocidad máxima, aceleración máxima y límites de posición de cada paciente.

En este esquema de control, las variables que definen la admitancia mecánica ( $k, b, m$ ) determinan el modo de rehabilitación del robot (activo, asistido, pasivo y resistivo). Por ejemplo, en un modo asistido el controlador verifica si el usuario está siguiendo la trayectoria fijada y asiste al movimiento mediante el modelo de admitancia definido (Figura 6). Por lo tanto, las variables del control de admitancia ( $k, b, m$ ) no son constantes y varían en función del paradigma de entrenamiento elegido.

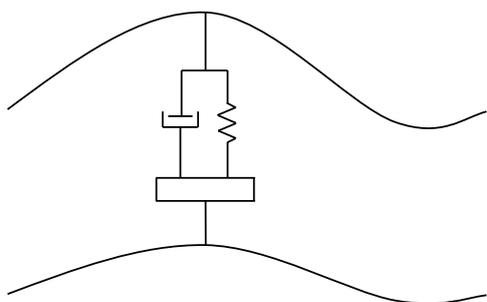


Figura 6: Diagrama esquemático del control de admitancia considerando la trayectoria de referencia y la trayectoria seguida por el usuario.

#### 4. Entorno software

La plataforma robótica cuenta con un entorno software para la gestión de los pacientes y terapias de rehabilitación. Mediante una aplicación (Figura 7), el terapeuta puede seleccionar el paciente que va a realizar la sesión de rehabilitación y definir los ángulos máximos que puede realizar el paciente de manera segura y sin dolor. Una vez seleccionado el paciente, el terapeuta selecciona la terapia a realizar, de acuerdo con su historial clínico y de terapias realizadas.

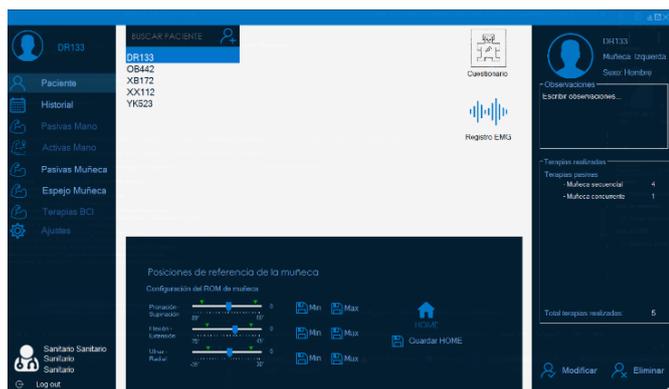


Figura 7: Pestaña para la selección del paciente del interfaz de usuario.

El entorno software cuenta con ejercicios de rehabilitación basados en realidad virtual, también conocidos como juegos serios. Múltiples estudios han demostrado que la realización de terapias basadas en juegos serios aumenta la motivación del paciente (Ciscal et al, 2022b), lo que podría mejorar la eficacia de la rehabilitación. Los juegos serios proporcionan una puntuación, que es un indicador sencillo del grado del progreso

de la rehabilitación que además refuerza la actitud positiva del usuario (Reinkensmeyer and Housman, 2007). Por último, estos juegos permiten la adaptación de la intensidad y dificultad, asegurando la participación del usuario, que junto con la estimulación multisensorial ayuda a la recuperación motora (Sveistrup, 2004).

Se ha desarrollado el juego “Start Wrist” donde el usuario controla la trayectoria de una nave espacial con el miembro parético (Figura 8). El objetivo del juego es pasar por el máximo número de anillos y evitar los meteoritos. En todo momento, la puntuación y el tiempo restante es mostrado al usuario.

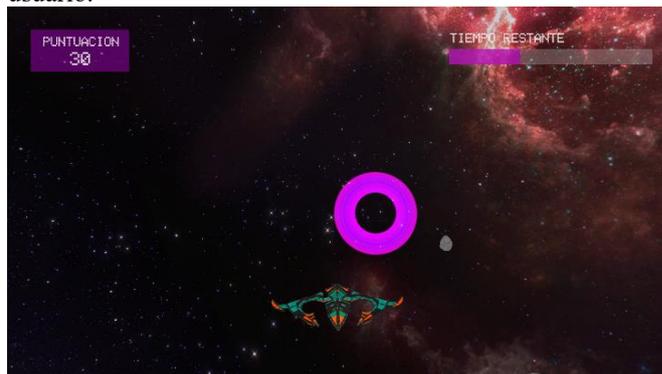


Figura 8: Juego serio “Star Wrist” para la rehabilitación de muñeca.

El juego se ajusta a las necesidades de rehabilitación del paciente definiendo la duración, los ángulos máximos y mínimos, la velocidad lineal de la nave y la cantidad de obstáculos y de anillos. Adicionalmente, cuenta con tres modos de juego: solo movimientos de F/E, solo movimientos de U/R y movimientos combinados de F/E y U/R.

#### 5. Conclusiones

Se ha presentado un robot de rehabilitación de muñeca de tres grados de libertad activos, que proporciona asistencia a los movimientos de P/S, F/E y R/U. El dispositivo incluye una articulación prismática pasiva que permite adaptarlo a las necesidades de cada paciente. Además, se ha integrado un sensor de fuerza/par en el mango para medir las fuerzas aplicadas por el usuario en cada momento.

El sistema háptico se caracteriza por utilizar un control de admitancia en lazo cerrado con una trayectoria de referencia. Esto permite implementar diferentes estrategias de rehabilitación, como terapia pasiva, asistida y resistiva, mediante la modificación de las variables que caracterizan la admitancia mecánica. La elección de la estrategia de rehabilitación a utilizar se basa en la fase específica de rehabilitación en la que se encuentre el paciente. Al inicio de la rehabilitación, se recomienda utilizar terapias pasivas para incrementar el rango de movimiento y reducir la espasticidad. En las etapas finales de la rehabilitación, se introducen terapias resistivas con objeto de aumentar la fuerza en el miembro afectado.

Además, la plataforma robótica cuenta con un entorno software que facilita la gestión de pacientes y terapias de rehabilitación, basadas en juegos serios.

Este proyecto se encuentra en fase de desarrollo. Los próximos pasos consistirán en la incorporación de un algoritmo de asistencia a medida para ajustar automáticamente las variables de la admitancia mecánica en función del rendimiento del usuario. También se trabajará en el desarrollo de diversos juegos serios para incrementar la versatilidad del sistema. Por último, se llevarán a cabo ensayos clínicos para evaluar la eficacia del robot en la rehabilitación de la muñeca.

### Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación, a través del proyecto Retos Colaboración: Plataforma para la rehabilitación neuromotora cognitiva mediante terapias activas, en personas que han sufrido un accidente cerebro-vascular (M3Rob) – RTC2019-007350-1, por la empresa TICCYL Digital S.L.U y por la Junta de Castilla y León por las ayudas para financiar la contratación predoctoral de personal investigador, cofinanciadas por el Fondo Social Europeo (FSE).

### Referencias

- Blank, A.A., French, J.A., Pehlivan, A.U., O'Malley, M.K., 2014. Current Trends in Robot-Assisted Upper-Limb Stroke Rehabilitation: Promoting Patient Engagement in Therapy. *Curr Phys Med Rehabil Rep* 2, 184–195. DOI: 10.1007/s40141-014-0056-z.
- Buongiorno, D., Sotgiu, E., Leonardi, D., Marcheschi, S., Solazzi, M., Frisoli, A., 2018. WRES: A Novel 3 DoF WRist ExoSkeleton with Tendon-Driven Differential Transmission for Neuro-Rehabilitation and Teleoperation. *IEEE Robot. Autom. Lett.*, 3(3), 2152–2159. DOI: 10.1109/LRA.2018.2810943.
- Ciscal, A., Martínez-Cagigal, V., Alonso-Linaje, G., Moreno-Calderón, S., Turiel, J. P., Hornero, R., Fraile, J.C., 2022. An Overview of M3Rob, a Robotic Platform for Neuromotor and Cognitive Rehabilitation Using Augmented Reality. *XL Congreso Anual de La Sociedad Española de Ingeniería Biomédica.*, 180–183.
- Ciscal, A.; Moreno-SanJuan, V.; Fraile, J.C.; Turiel, J.P.; de-la-Fuente, E.; Sánchez-Brizuela, G., 2022. Assessment of the Patient's Emotional Response with the RobHand Rehabilitation Platform: A Case Series Study. *J. Clin. Med.* 11, 4442. DOI: 10.3390/jcm11154442.
- Fischer, H.C., Stubblefield, K., Kline, T., Luo, X., Kenyon, R. v., Kamper, D.G., 2007. Hand Rehabilitation Following Stroke: A Pilot Study of Assisted Finger Extension Training in a Virtual Environment. *Top Stroke Rehabil* 14, 1–12. DOI:10.1310/tsr1401-1.
- Gopura, R. A. R. C, Kiguchi, K., 2007. Development of an exoskeleton robot for human wrist and forearm motion assist. 2007 Int. Conf. Ind. Inf. Syst., Peradeniya, Sri Lanka, 535–540. DOI: 10.1109/ICIINFS.2007.4579235.
- Herpich, F., Rincon, F., 2020. Management of Acute Ischemic Stroke. *Crit Care Med* 48, 1654–1663. DOI: 10.1097/CCM.0000000000004597.
- Lv, Y., Sun, Q., Li, J., Zhang, W., He, Y., Zhou, Y., 2021. Disability Status and Its Influencing Factors Among Stroke Patients in Northeast China: A 3-Year Follow-Up Study. *Neuropsychiatr Dis Treat* 17, 2567. DOI: 10.2147/NDT.S320785.
- Mayetin, U. and Kucuk, S., 2022. Design and Experimental Evaluation of a Low Cost, Portable, 3-DOF Wrist Rehabilitation Robot with High Physical Human-Robot Interaction. *J. Intell. Robot. Syst. Theory Appl.*, 106, 65. DOI: 10.1007/s10846-022-01762-6.
- Mihelj, M. Podobnik, 2013. Haptics for Virtual Reality and Teleoperation. Tzafestas. E (Ed.), Springer Dordrecht. DOI: 10.1007/978-94-007-5718-9
- Pajares, B.D., 2017. Diseño del sistema mecánico de un equipo para rehabilitación de la muñeca usando mecanismos paralelos. Tesis Doctoral. Pontif. Univ. Católica del Perú, 93. <http://hdl.handle.net/20.500.12404/9161>.
- Perri, J. C., Powell, J. M., Rosen, J., 2009. Isotropy of an upper limb exoskeleton and the kinematics and dynamics of the human arm. *Appl. Bionics Biomech.*, 6(2), 175–191. DOI: 10.1080/11762320902920575.
- Pezent, E., 2017. Design, Characterization, and Validation of the OpenWrist Exoskeleton. Master's Thesis, Rice University. <https://hdl.handle.net/1911/96129>.
- Reinkensmeyer, D. J., Housman, S. J., 2007. If can't do it once, why do it a hundred times? Connecting volition to movement success in a virtual environments motivates people to exercise the arm after stroke. 2007 Virtual Rehabilitation, Venice, Italy, 44-48. DOI: 10.1109/ICVR.2007.4362128.
- Sveistrup, H., 2004. Motor rehabilitation using virtual reality. *J. Neuroeng. Rehabil.*, 1, 10. DOI: 10.1186/1743-0003-1-10
- Winstein, C.J., Stein, J., Arena, R., Bates, B., Chermey, L.R., Cramer, S.C., Deruyter, F., Eng, J.J., Fisher, B., Harvey, R.L., Lang, C.E., MacKay-Lyons, M., Ottenbacher, K.J., Pugh, S., Reeves, M.J., Richards, L.G., Stiers, W., Zorowitz, R.D., 2016. Guidelines for Adult Stroke Rehabilitation and Recovery: A Guideline for Healthcare Professionals from the American Heart Association/American Stroke Association, Stroke. Lippincott Williams and Wilkins. DOI: 10.1161/STR.0000000000000098.