



Evaluación de palanca sensorizada para ejercicios de brazo en experiencias de laboratorio

S. Sanz Sánchez¹, M. Ceccarelli², M. Lebrau³, M. Russo²

¹ Departamento de Ingeniería Mecánica, Instituto de Seguridad de los Vehículos Automóviles "Duque de Santomauro", Universidad Carlos III de Madrid, ROR: <https://ror.org/03ths8210>, ssanz@ing.uc3m.es

² Departamento de Ingeniería Industrial Laboratorio de Mecatrónica de Robots. Universidad de Roma Tor Vergata, marco.ceccarelli@uniroma2.it, matteo.russo@uniroma2.it.

³ School of engineering. Universidad de Poitiers . maxime.lebrau.auditeur@lecnam.net

En este trabajo se evalúa un prototipo de laboratorio consistente en una palanca sensorizada para la realización de ejercicios asistidos de miembros superiores. El diseño completo del dispositivo es llevado a cabo con elementos de bajo coste siendo los principales objetivos la sencillez y la eficacia. El dispositivo está pensado para la aplicación en terapias de rehabilitación, pero también para actividades de ejercicios de personas de la tercera edad. Por lo tanto, un requisito del dispositivo es que sea portable para uso autónomo en el entorno del hogar. La manejabilidad se asegura gracias al soporte cúbico de pequeñas dimensiones con posibilidad de fijación sobre una mesa convencional. Incluye elementos en impresión 3D, montajes sencillos y la sensorización de bajo coste es controlada mediante una plataforma abierta como es Arduino. Los experimentos presentados en este trabajo, tienen la finalidad de caracterizar la funcionalidad del dispositivo para ejercicios de mejora, recuperación y ejercicio de la movilidad para miembros superiores. Se realizan ensayos, acordes a un protocolo previamente definido, en dos posibles configuraciones, horizontal y vertical, que ofrece el dispositivo. Se registran valores de aceleración y velocidad angular con el fin de conocer si la adquisición de datos es adecuada para la supervisión de la evolución del ejercicio. Los resultados de los ensayos son discutidos en este trabajo para evaluar el dispositivo en función de la aplicabilidad del usuario teniendo en cuenta, la versatilidad, flexibilidad, confort durante el ejercicio.

1. Introducción

En general, existen dispositivos disponibles para la asistencia al movimiento de las extremidades en terapias de rehabilitación tras situaciones que han creado discapacidades en el movimiento, como accidentes y patologías de naturaleza fisiológica y/o neurológica. Sólo recientemente se ha prestado gran atención a la asistencia al movimiento de las extremidades de las personas mayores que no tienen discapacidades de movimiento significativas, pero que deben garantizar un estado fisiológico que pueda prevenir complicaciones posteriores, teniendo en cuenta que una esperanza de vida más larga requerirá una mayor asistencia fisiológica y psicológica a las personas mayores.

Las terapias actuales, especialmente en rehabilitación, se realizan en hospitales o centros terapéuticos con la asistencia de profesionales sanitarios que proporcionan y ayudan a realizar ejercicios con o sin dispositivos de asistencia al movimiento [1, 2].

En la actualidad, la principal atención se dirige a los pacientes que han sufrido un ictus con la consiguiente discapacidad motriz, por lo que se requiere una actividad de rehabilitación intensa y continua, incluso durante largos periodos [3, 4]. El ejercicio rehabilitador de las capacidades de movimiento de las extremidades se realiza generalmente con la asistencia de profesionales sanitarios y también con la ayuda de dispositivos que pueden tener una estructura robótica, como sistemas [5-10] que pueden de ajustarse al tamaño y las capacidades específicas de cada paciente, lo que ofrece una experiencia de rehabilitación personalizada y eficaz. El sistema ArmeoPower [10] está equipado con sensores que recogen datos sobre la fuerza, la posición y la trayectoria de los movimientos del brazo. Estos datos son cruciales para seguir la evolución del paciente y ajustar el programa de rehabilitación en consecuencia.

En general, estos sistemas son voluminosos y complicados de tal forma que no permiten su uso autónomo por un paciente y es necesaria la supervisión de su empleo. Esto impide su uso en entornos domésticos más cómodos para los usuarios, especialmente los de edad avanzada.

En este trabajo, la atención se centra en un nuevo dispositivo para el ejercicio de movimiento del brazo que puede ser utilizado de forma autónoma, siendo un sistema adaptable, portable y de bajo coste para su empleo en entornos domésticos. La viabilidad del dispositivo de asistencia al movimiento de los brazos se presenta a través de un prototipo de laboratorio cuyas características cumplen los requisitos anteriores, como solución dirigida a la asistencia al movimiento de los brazos en usuarios de edad avanzada.

2. Dispositivo sensorizado

La asistencia al movimiento de un brazo se propone a través de una manivela sensorizada que puede adaptarse a las necesidades del usuario, pudiendo ser un movimiento con ejecución de la acción por un servomotor o por el propio brazo del usuario. Los sensores empleados en la fabricación del prototipo son elementos de bajo coste ensamblados de manera sencilla y ofreciendo información de interés para conocer la evolución del usuario.

2.1. Componentes

Los componentes se han probado de manera individual para conocer la utilización de los mismos y posteriormente se procede a su ensamblaje en un primer prototipo para comprobar la validez del sistema. Los elementos probados son:

SERVOMOTOR

El motor probado, es un servomotor de alto par MG996R [11] que cuenta con engranajes de metal que ofrece buenas prestaciones en un tamaño reducido. El MG996R es esencialmente una versión mejorada de la conocida MG995 servo, y cuenta con una actualización a prueba de golpes, un PCB rediseñado y el sistema de control que lo hacen mucho más preciso que su predecesor. Este servo estándar de alto par puede girar aproximadamente 120 grados (60 en cada dirección).

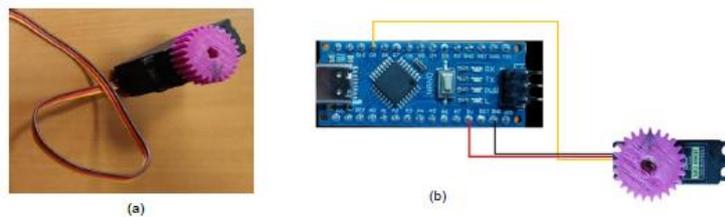


Figura 1: (a) Servo motor MG996R, (b) Conexión en Arduino Nano

SENSOR DE CORRIENTE

El sensor de corriente ACS712 [12] se utiliza ampliamente para medir corrientes tanto de AC como de DC. Ofrece una salida de tensión analógica proporcional a la corriente que pasa a través de él, con diferentes niveles de sensibilidad según el modelo (ACS712-05B, ACS712-20A, ACS712-30A). Entre sus principales características se incluyen el aislamiento eléctrico para mayor seguridad y reducción de interferencias, la facilidad de integración con microcontroladores como Arduino y una gran precisión de medición con bajo nivel de ruido. El sensor funciona en un amplio rango de temperaturas y puede soportar condiciones de sobrecorriente.

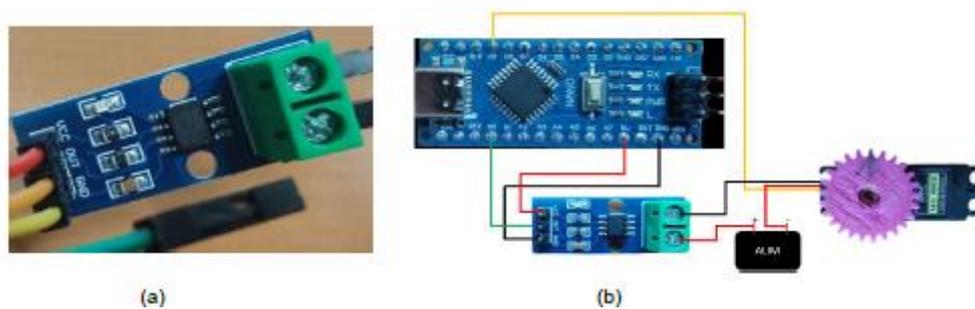


Figura 2: (a) Sensor de corriente ACS712, (b) Conexión de servomotor y sensor de corriente en Arduino Nano

UNIDAD DE MEDIDA INERCIAL (IMU)

El BMI160 es un sensor de movimiento compacto y eficiente diseñado por Bosch [13]. Integra un acelerómetro de 3 ejes y un giroscopio de 3 ejes que proporcionan mediciones precisas de la aceleración y la velocidad angular. El acelerómetro tiene un rango de medición configurable de $\pm 2g$ a $\pm 16g$, mientras que el giroscopio ofrece un rango de $\pm 125^\circ/s$ a $\pm 2000^\circ/s$. El sensor se comunica a través de interfaces I²C o SPI y está optimizado para un bajo consumo de energía, lo que lo hace ideal para aplicaciones vestibles y dispositivos alimentados por batería. El BMI160 también incorpora funciones de gestión de energía y detección de movimiento, lo que facilita su integración en diversos sistemas.

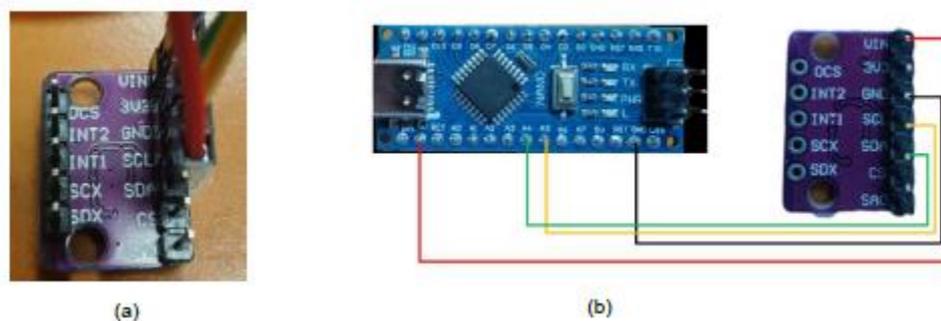


Figura 3: (a) IMU sensor BMIG160, (b) Conexión en Arduino Nano

El prototipo ha sido desarrollado teniendo en cuenta que el dispositivo:

- sea de bajo coste
- sea lo más reducido posible para facilitar la portabilidad y el empleo en el entorno del hogar
- registre información, monitoreando los ejercicios para la supervisión por partes de los profesionales sanitarios
- sea fiable y seguro tanto en la funcionalidad como en términos médicos.

Todo ello, por tanto, puede resumirse en requisitos de diseño de compacidad, ligereza y facilidad de uso del dispositivo en un espacio de trabajo seguro

La mejora de movilidad implica no sólo aspectos fisiológicos en cuanto al movimiento, sino también aspectos psicológicos. Esto se produce, especialmente en las personas mayores, y en aquellas que están en proceso de rehabilitación. El mal estado de salud también puede producir un tipo de debilidad psicológica, por lo que mejorar el movimiento reducirá el riesgo de procesos derivados de la debilidad psicológica.

La Figura 4 pretende resumir esta interdependencia de los aspectos fisiológicos y psicológicos que deben tenerse en cuenta a la hora de planificar el ejercicio de movimiento. Se indican las áreas de mayor importancia en función de requisitos y características que el ejercicio debe tener en cuenta en la estructura y funcionalidad de un dispositivo de asistencia al movimiento. En particular, en términos de movimiento, la recuperación de la amplitud de movimiento.

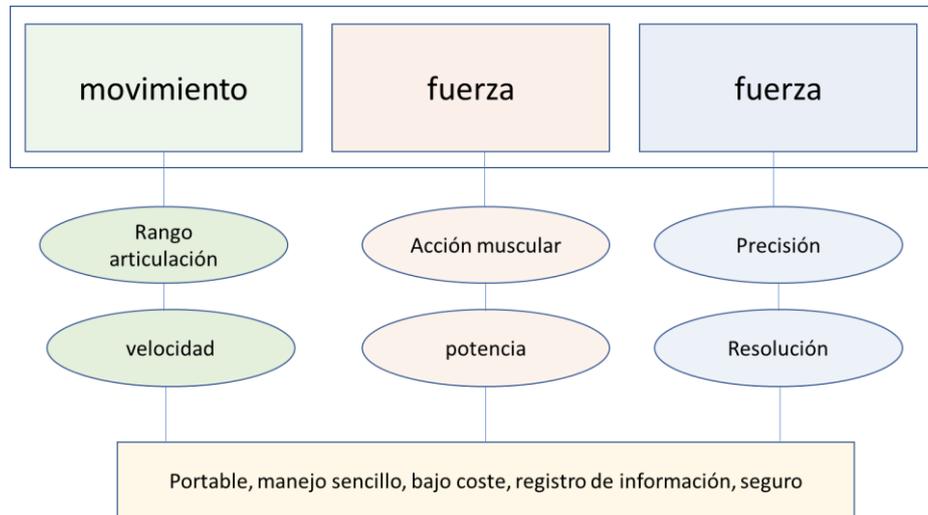


Figura 4: Principales requerimientos en el diseño y utilidad en el dispositivo de asistencia al movimiento de miembros superiores.

La Figura 5 muestra el concepto de diseño propuesto por los autores [14] para un sistema de asistencia al movimiento para brazos teniendo en cuenta lo que se ha expuesto anteriormente y con referencia a los aspectos resumidos en la Figura 4. La estructura diseñada contiene elementos bien definidos y localizados que se basan en una manivela sensorizada que puede utilizarse fácilmente en ejercicios de movimiento, con sensores eficaces para controlar dicho movimiento. La portabilidad está garantizada por un armazón que también contiene componentes electrónicos para el control y la adquisición de datos, y está diseñado con una geometría fácil de maniobrar equipada con pequeñas aletas que pueden fijarse de forma segura a las superficies de trabajo disponibles. Las dimensiones se eligieron para la manivela giratoria considerando el tamaño medio de un adulto, obteniendo el tamaño del eslabón de 30 cm, y para el armazón cúbico, considerando el mobiliario general del hogar para obtener el tamaño del cubo de $40 \times 40 \times 40$ cm con un peso total inferior a 20 N.

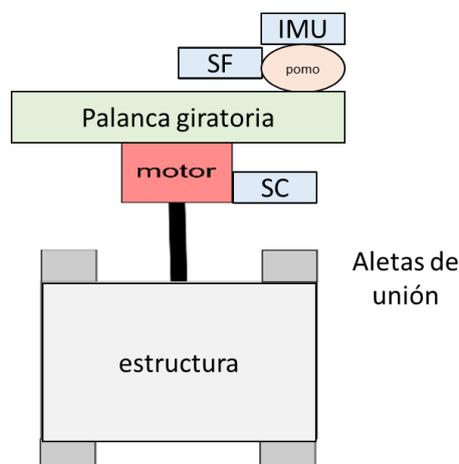


Figura 5: Esquema de un dispositivo rotatorio sensorizado para el ejercicio del brazo. (SC sensor de corriente; SF sensor de fuerza; IMU sensor de movimiento de la Unidad de Medición Inercial)

La Figura 6 muestra la disposición de elementos propuestos en el diseño conceptual de la Figura 5. Se observan las dos posibles configuraciones de uso, referidas al movimiento de la manivela en un plano horizontal y en un plano vertical, respectivamente. En las terapias actuales se requieren ambos planos de utilización para la movilidad de un brazo humano con todas sus articulaciones. El bastidor está diseñado, no sólo con el fin de colocar la manivela sensorizada, sino también para permitir una fácil fijación del dispositivo a través de sus alas a una superficie de trabajo, ya sea con tornillos o con simples mordazas. Además, el cuerpo del bastidor aloja los componentes electrónicos para la adquisición de datos y la alimentación de los sensores y el servomotor a partir de una batería.

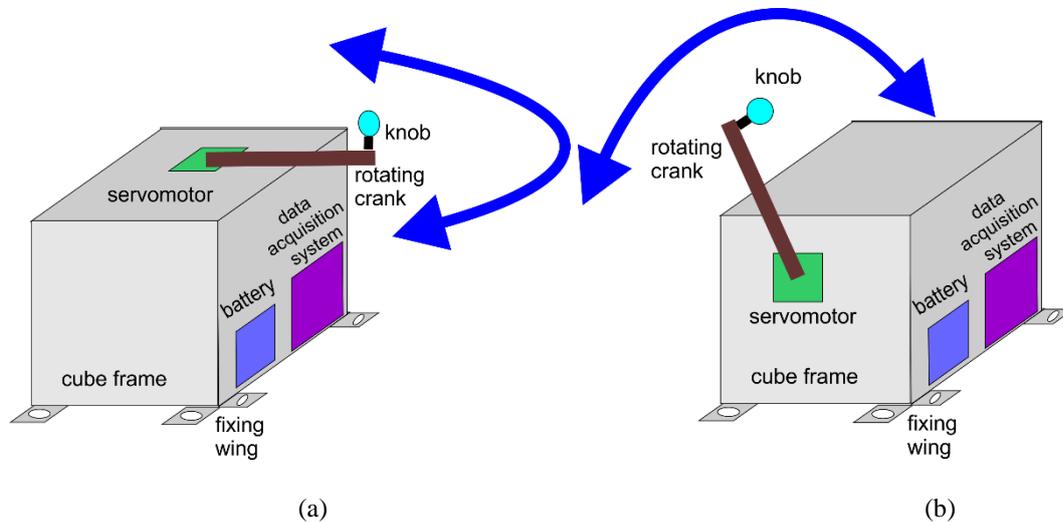


Figura 6: Diseño dispositivo de manivela giratoria sensorizada propuesto para ejercicios de brazos en: a) plano horizontal; b) plano vertical.

Con el concepto de la Figura 6 se fabrica un prototipo, siendo un dispositivo colocado en un banco de pruebas adaptable, lo que permite realizar ejercicios en dos planos ortogonales, es decir, horizontal, como en la Figura 7a, y vertical, como en la Figura 7b).

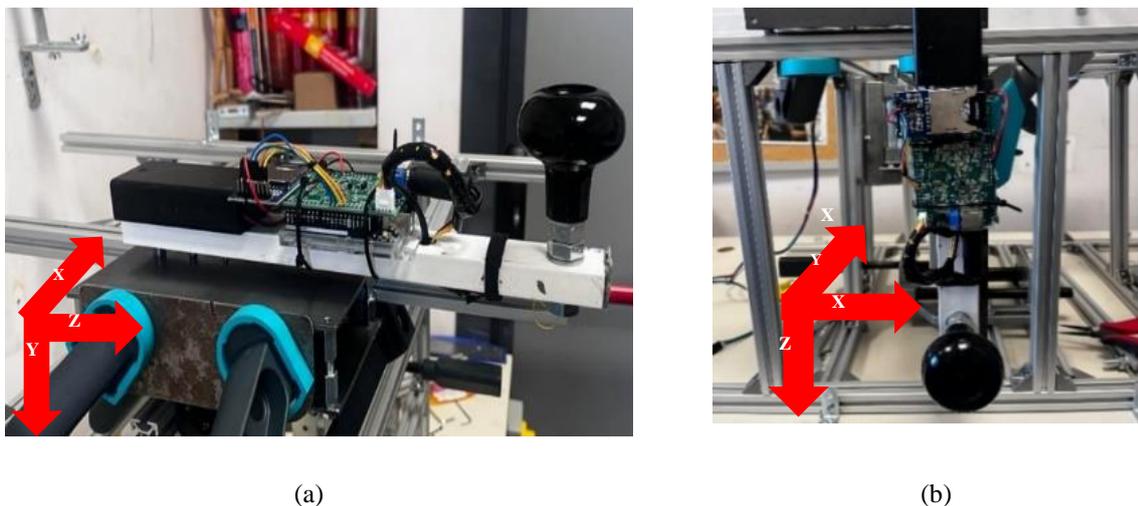


Figura 7: Prototipo en banco de pruebas de laboratorio con movimiento de manivela en: a) plano horizontal; b) plano vertical.

La conexión del dispositivo a este banco de pruebas hace que el abanico de ensayos sea mayor. Combinando posición del banco y postura del individuo permite adaptar los ejercicios a las diferentes dolencias de los miembros superiores. La colocación del individuo puede ser sentado, de pie, frontal o lateral. Las posturas más adecuadas

según las dolencias se definirán en futuros trabajos con el diseño final del dispositivo utilizando los datos adquiridos para evaluar la eficacia del dispositivo propuesto en diferentes disposiciones.

Para cumplir los requisitos establecidos en la Figura 4, el prototipo se ha construido con el concepto de la Figura 5 y la Figura 6, se obtiene un dispositivo cuyos elementos se describen en la Figura 8. Se han ensamblado los siguientes elementos:

- Un sensor IMU para recibir la posición del prototipo y la aceleración del movimiento del usuario,
- Un sensor de fuerza para adquirir la fuerza del usuario.
- Un Arduino Uno para controlar todos los componentes
- Un lector de tarjetas USB para guardar los datos del prototipo en el archivo en formato «.txt»,
Un interruptor eléctrico para encender el sistema, y batería para alimentarlo

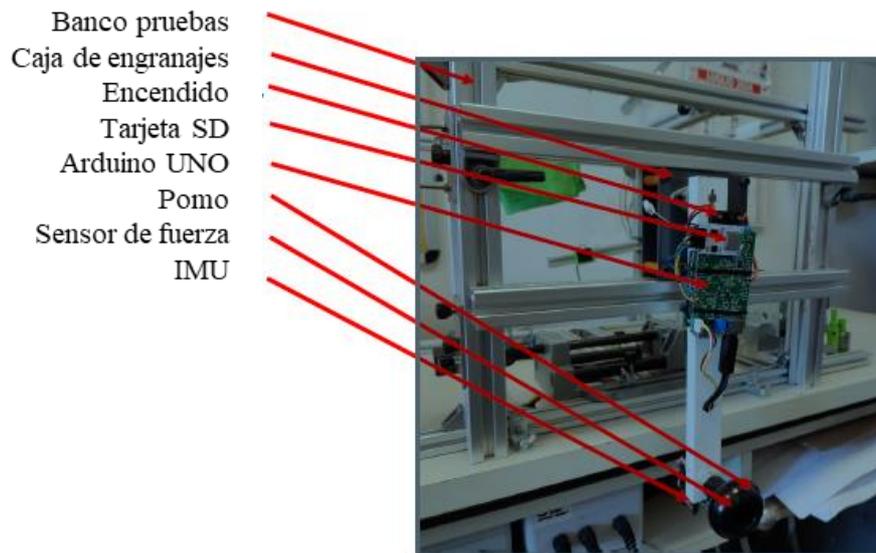


Figura 8: Sensores sobre el prototipo

3. Experimentos en laboratorio

Para la comprobación del dispositivo una vez ensamblado en el banco de pruebas, se ha definido el procedimiento de experimentación.

El procedimiento mostrado consiste en tres vueltas completas en el sentido de las agujas del reloj y tres en sentido contrario, empleando la mano izquierda en el ejercicio sentado lateralmente al dispositivo y la mano derecha en el ejercicio en posición de pie frontal al dispositivo.

- 1) Tres rotaciones completas en sentido horario
- 2) Tres rotaciones completas en sentido antihorario

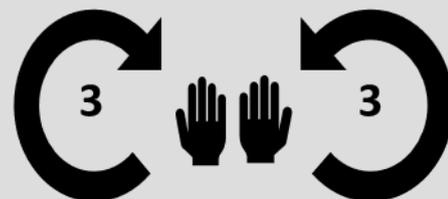


Figura 9: Protocolo de experimentos

De todas las posibilidades de empleo que ofrece el dispositivo, para los experimentos mostrados en este trabajo se muestran los resultados con el mismo en posición vertical y el individuo sentado lateralmente al mismo y con el dispositivo horizontal (Figura 10) y el individuo posicionado de pie frente al mismo (Figura 11).

Durante el ejercicio, los sensores definidos registran datos en la tarjeta de memoria colocada en el dispositivo. Se registran la fuerza aplicada sobre el pomo y la aceleración y velocidad angular de la palanca. Se realiza el experimento con la resistencia que ofrece el dispositivo por construcción, es decir, sin resistencia de movimiento adicional.

Se muestra en la Figura 9 la evolución de la aceleración en las tres direcciones durante el experimento, marcando en tres momentos diferentes según la posición de la palanca y el brazo del voluntario (tercer autor). Como se observa, se registran correctamente las aceleraciones en las tres direcciones siendo la gráfica más suave la correspondiente a la aceleración en el eje z dado que el movimiento se realiza en el plano ZX. La aceleración en el eje y debería ser nula, pero al mostrar cierta variación, lo que indica que existe cierta inestabilidad en el movimiento, debiendo ser corregido en la fabricación del dispositivo final.

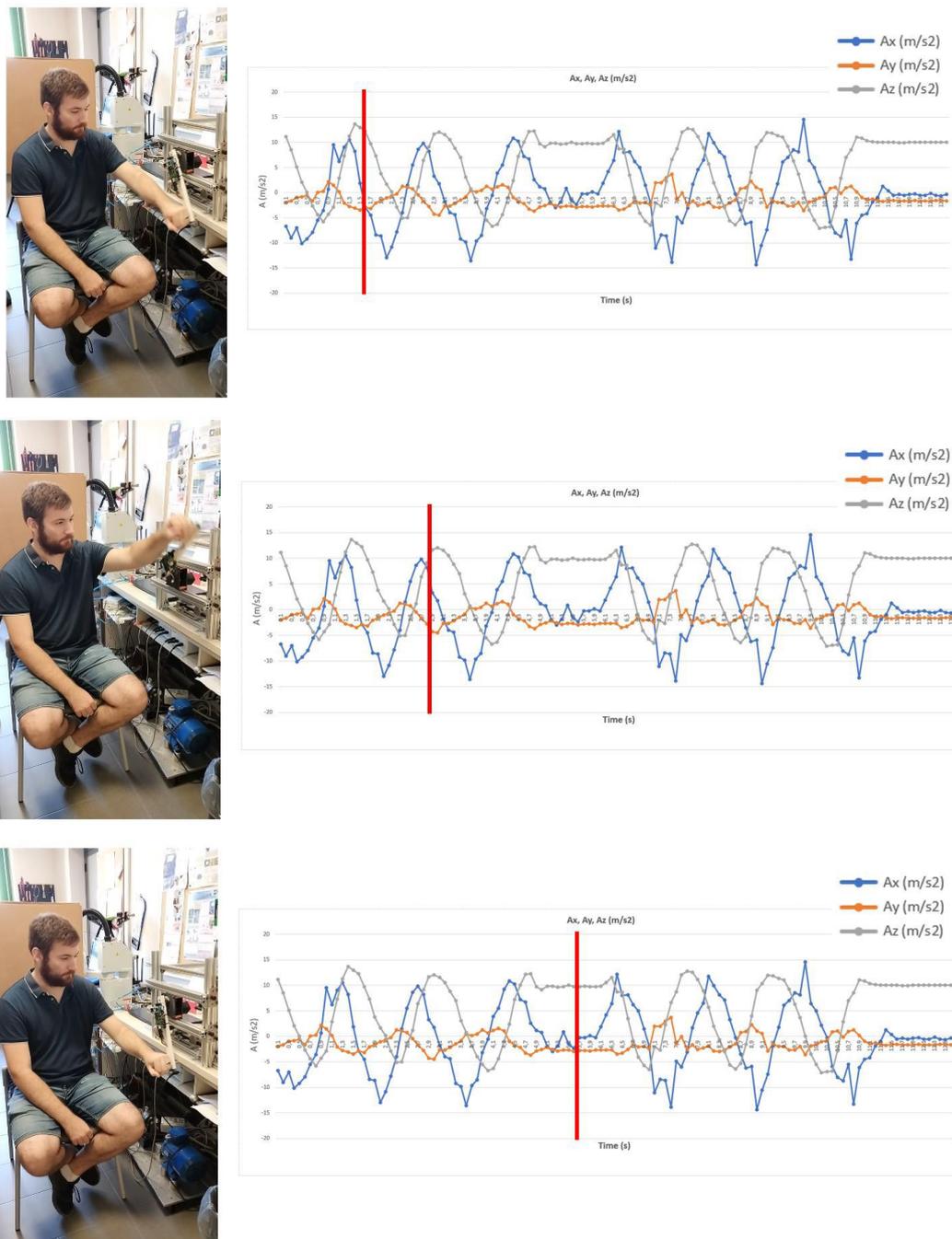


Figura 10: Gráficas de aceleración en tres direcciones en movimiento vertical

La Figura 11 muestra los valores registrados en términos de velocidad angular con respecto a los tres ejes. Considerando que el eje y es el que tiene la dirección del eje de rotación, la velocidad angular y es la predominante. La velocidad angular en x y z debe ser próxima a cero, se puede observar que, aunque puede ser despreciable dichas velocidades no son nulas. Esto se debe a que la manivela no tiene un movimiento vertical perfecto muy probablemente debido a la inestabilidad y/o falta de perpendicularidad de la plataforma corroborando que lo indicado con los valores de aceleración.

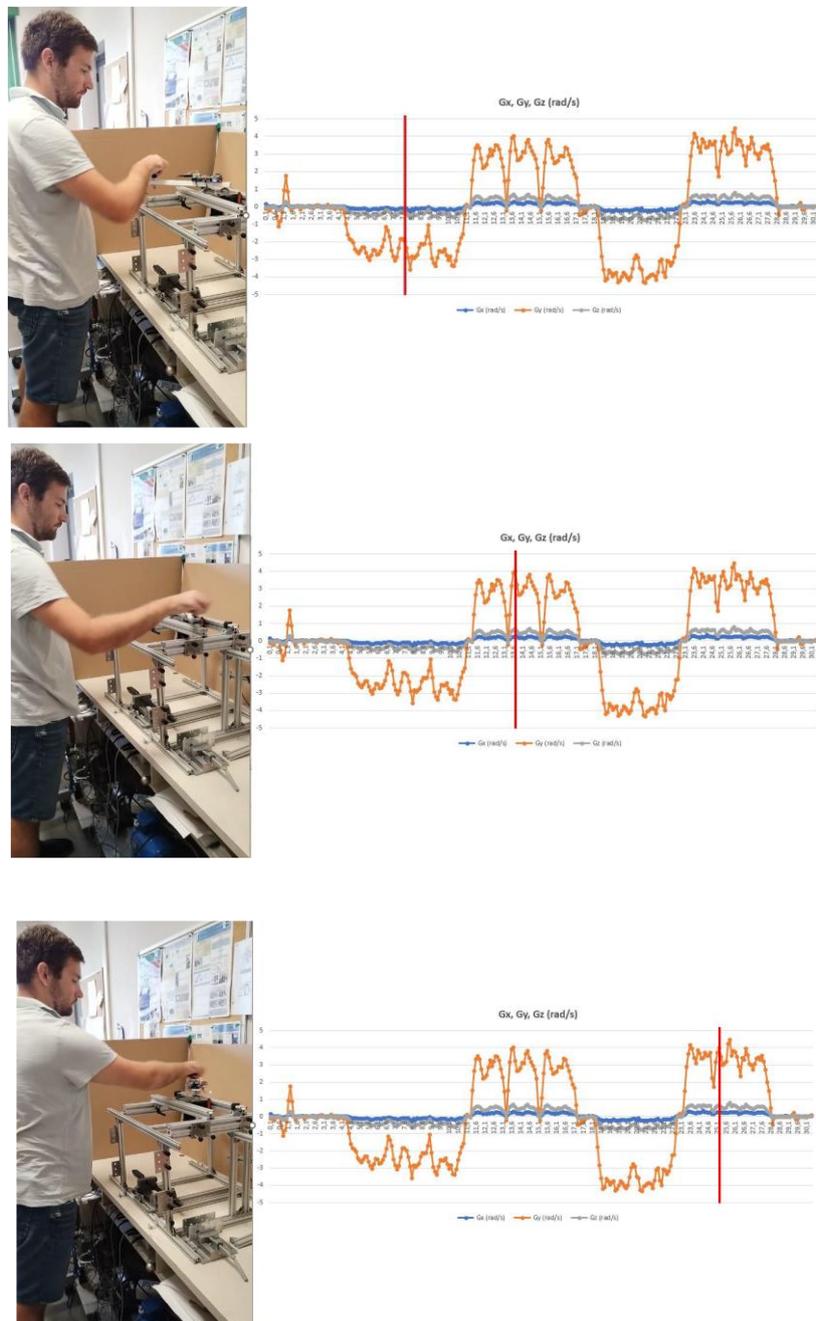


Figura 11: Gráficas de velocidad angular en tres direcciones en movimiento horizontal

4. Conclusiones

Este trabajo presenta el diseño, los elementos y funcionalidad de un dispositivo de asistencia al movimiento para ejercicios de brazos con características de portabilidad, facilidad de uso y de bajo coste. Con estos requisitos se fabrica un prototipo para su uso especialmente por personas mayores no necesariamente en terapias de rehabilitación. El dispositivo se basa en la estructura y funcionalidad de una manivela sensorizada que puede girar

en un rango adecuado a las condiciones del usuario. La principal característica innovadora puede reconocerse en la simplicidad estructural y funcional diseñada para el uso autónomo en el entorno del hogar, pero también supervisado de ejercicios de brazo para la movilidad de sus articulaciones por usuarios de edad avanzada. El prototipo presenta problemas de estabilidad al montarlo en el banco de pruebas, teniendo que tenerse en cuenta en la fabricación del dispositivo final. Los resultados obtenidos son suficientemente precisos para los requerimientos de diseño y poder cumplir los objetivos definidos.

5. Agradecimientos

La primera autora agradece el programa de movilidad investigadora 2023 de la Escuela Politécnica Superior de la Universidad Carlos III de Madrid que le ha permitido un periodo de investigación en el LARM2 de Roma en el año 2023.

6. Referencias

- [1] Rau G., Disselhorst-Klug C., Schmidt R.: Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm. *Journal of biomechanics*, vol. 33, no 10, p. 1207-1216, (2000) doi: 10.1016/s0021-9290(00)00062-2.
- [2] Ceccarelli M, Bottin M, Russo M, Rosati G, Laribi MA, Petuya V. Requirements and Solutions for Motion Limb Assistance of COVID-19 Patients. *Robotics*. 2022; 11(2):45. DOI: /10.3390/robotics11020045.
- [3] Alrabghi L., et al.: Stroke types and management. *International Journal of Community Medicine and Public Health*, vol. 5, p.3715-3719. (2018) DOI: <http://dx.doi.org/10.18203/2394-6040.ijcmph20183439>.
- [4] Sá de Paiva T., Sales Goncalves R., Carbone G., and Ceccarelli M., Gait devices for stroke rehabilitation: State-of-the-art, challenges, Chapter 4 in *Medical and Healthcare Robotics*, 2023 Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/B978-0-443-18460-4.00003-2>.
- [5] Maciejasz, P.; Eschweiler, J.; Gerlach-Hahn, K.; Jansen-Troy, A.; Leonhardt, S. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *J. NeuroEng. Rehabil.* 2014, 11, 3. DOI: 10.1186/1743-0003-11-3.
- [6] Modi P.P., et al.: Interactive IIoT-based 5DOF robotic arm for upper limb telerehabilitation. *Institute Electrical and Electronics Engineers*, vol. 10, p. 114919-114928, (2022). doi: 10.1109/ACCESS.2022.3218053.
- [7] Miao, Q., Zhang, M., McDaid, A. J., Peng, Y. X., & Xie, S. Q. (2020). A robot-assisted bilateral upper limb training strategy with subject-specific workspace: a pilot study. *Robotics and Autonomous Systems*, 124, 4, 103334. DOI: 10.1016/j.robot.2019.103334.
- [8] Fareh R., et al.: Will Your Next Therapist Be a Robot? -A Review of the Advancements in Robotic Upper Extremity Rehabilitation. *Sensors*, vol. 23, no 11, p. 5054, (2023). <https://doi.org/10.3390/s23115054>.
- [9] Betsy D. M. Chaparro-Rico; Daniele Cafolla; Marco Ceccarelli; Eduardo Castillo-Castaneda, NURSE-2 DoF Device for Arm Motion Guidance: Kinematic, Dynamic, and FEM Analysis. *Appl. Sci.* 2020, Volume 10, Issue 6, 2139. doi:10.3390/app10062139.
- [10] ArmeoPower página web, disponible on-line en: <https://www.hocoma.com/us/solutions/armeo-power/>, visitada el 17/02/25.
- [11] MG996R datasheet, 2025, disponible on-line en: <https://www.alldatasheet.es/datasheet-pdf/pdf/1131873/ETC2/MG996R.html>, visitada el 17/02/25.
- [12] ACS712 datasheet, 2025, disponible on-line en: <https://www.alldatasheet.es/datasheet-pdf/pdf/168326/ALLEGRO/ACS712.html>, visitada el 17/02/25.
- [13] Bosh datasheet, 2025, disponible on-line en: <https://www.bosch-sensortec.com/media/boschsensortec/downloads/datasheets/bst-bmi160-ds000.pdf>, visited on 17/02/25.
- [14] Ceccarelli, M., Sanz, S., Díaz, V., Russo, M. Design and Construction of a Prototype of an Assisting Device for Arm Exercise. *Machines*, vol 12, no 2, 145. (2024). DOI: <https://doi.org/10.3390/machines12020145>.