

Jornadas de Automática

Diseño y construcción de una órtesis de codo inteligente

Villanueva, M.^a, Romero, C.^a, Morell^a, V., García, G. J.^a, Úbeda, A.^a, Jara, C.A.^{a*}

^a Grupo Human Robotics, Universidad de Alicante, Crta. de San Vicente del Raspeig S/N, 03690, Alicante, España.

To cite this article: Villanueva, M., Romero, C., Morell, V., García, G. J., Úbeda, A., Jara, C.A. 2024. Design and construction of a smart elbow orthosis. *Jornadas de Automática*, 45. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2024.45.10919>

Resumen

En este artículo se presenta el diseño, construcción y programación de una órtesis de codo inteligente para tratar la rigidez articular del codo, una complicación común después de traumatismos o accidentes cerebrovasculares. Mediante impresión 3D, se ha creado un dispositivo fácilmente adaptable a cada paciente, con 3 grados de libertad que permiten la flexo-extensión y pronosupinación del brazo. Además, incluye una articulación diseñada para descargar la concentración de fuerzas en el codo durante los movimientos de flexión y extensión. Mediante sensorización, la órtesis mide con precisión los ángulos de flexo-extensión y pronosupinación, y gracias a su interfaz en pantalla se puede ver la evolución del movimiento del paciente en tiempo real. Para resolver los problemas de motivación de los pacientes tras recibir el alta hospitalaria, la interfaz incluye un pequeño juego que además sirve para generar un informe detallado con la información más importante para el personal sanitario, facilitando así el seguimiento y ajuste del tratamiento.

Palabras clave: Control, Ingeniería de rehabilitación, Interfaces, Adquisición de datos sensoriales

Design and construction of an intelligent elbow orthosis.

Abstract

This article presents the design, construction and programming of an intelligent elbow orthosis to treat elbow joint stiffness, a common complication after trauma or stroke. Using 3D printing, the device has been created to be easily adaptable to each patient, with 3 degrees of freedom that allow flexion-extension and pronosupination of the arm. In addition, it includes a joint designed to relieve the concentration of forces in the elbow during flexion and extension movements. Through sensorization, the orthosis accurately measures the angles of flexo-extension and pronosupination, and thanks to its on-screen interface you can see the evolution of the patient's movement in real time. To solve patients' motivation problems after being discharged from the hospital, the interface includes a game that also serves to generate a detailed report with the most important information for the medical staff, thus facilitating the monitoring and adjustment of treatment.

Keywords: Control, Rehabilitation engineering, Interfaces, Sensory data acquisition

1. Introducción

La articulación del codo es crucial para las actividades de la vida diaria, tales como coger objetos y llegar a otras partes del cuerpo con el miembro superior. El correcto funcionamiento del codo requiere una articulación estable, sin dolor, con suficiente fuerza y rango de movimiento adecuado (Sojbjerg, 1996). Los accidentes cerebrovasculares y las lesiones en el codo (traumatismos, luxaciones, etc.) son

las causas más comunes de la rigidez del codo, lo que lleva a una pérdida del rango de movimiento funcional en esta articulación. Tal y como indica en (Murray et. al, 2012), la inmovilización prolongada del codo después de un accidente cerebrovascular o una lesión desemboca en una alta rigidez, afectando significativamente en el rango de movimiento en la flexo-extensión y/o pronosupinación, limitando gravemente las tareas comunes de manipulación, dificultando en gran medida la autonomía de la persona afectada.

Actualmente, con el uso de órtesis, la rehabilitación clínica ha mostrado buenos resultados en la reducción del riesgo de desarrollo de rigidez del codo, permitiendo mejorar el rango de movimiento funcional de la articulación del codo con su uso (Jones, 2016). Se utilizan comúnmente dos tipos de órtesis: las estáticas y las dinámicas. Las órtesis estáticas no permiten movimiento, manteniendo una determinada postura. Por otro lado, las órtesis dinámicas emplean principios de reducción de estrés para aumentar el rango de movimiento en los tejidos mediante el uso de goma elástica, muelles o mecanismos articulados.

Los problemas para el paciente surgen después de la hospitalización, cuando la articulación afectada del codo requiere de un período mínimo de protección en el que debe ser inmovilizada con una férula de yeso. En este momento es crucial la rehabilitación para aumentar el rango de movimiento de la articulación y evitar el desarrollo de rigidez en el codo. El paciente debe continuar con la rehabilitación después del alta hospitalaria, necesitando seguir un programa de ejercicios a largo plazo durante la recuperación en casa. Debido a los diversos desafíos que enfrentan estos dispositivos mecánicos, en los últimos años se han desarrollado ideas alternativas para programas de entrenamiento de codo rígido que involucran tecnología de dispositivos inteligentes portátiles para registrar los movimientos de los pacientes (Wang et al., 2017), (Yin et al., 2018). Sin embargo, estos dispositivos portátiles requieren supervisión; son costosos, no ofrecen motivación y no se pueden usar fuera del entorno clínico. La mayoría de los pacientes no siguen su programa de terapia clínica debido al costo de la rehabilitación, obligaciones sociales, negligencia o falta de inspiración (Howard et. al, 2013), (Kyrylova, 2015). Además, existe un alto grado de saturación hospitalaria, y existe un número insuficiente de terapeutas y equipos de evaluación (Hsieh et. al, 2018), (Rahimi-Movaghar et. al, 2019). No poder asistir al programa de rehabilitación clínica según las instrucciones de los terapeutas durante la recuperación domiciliaria después del alta hospitalaria conduce a otras complicaciones en la articulación del codo, especialmente la pérdida de rango funcional debido al desarrollo de rigidez en el codo. Por esta razón, los dispositivos de rehabilitación domiciliaria se están expandiendo, mostrando una tasa de satisfacción más alta y mejores resultados (Wang et. al, 2019).

Este artículo presenta el diseño, construcción y programación de una órtesis de codo inteligente para tratar la rigidez articular del codo en terapia domiciliaria. Esta órtesis se ha desarrollado mediante impresión 3D, creando un dispositivo fácilmente adaptable a cada paciente. A diferencia de otras órtesis, este nuevo dispositivo presentado dispone de 3 grados de libertad que permiten los movimientos de flexo-extensión y pronosupinación del brazo, así como una pequeña traslación en la muñeca para descargar la concentración de fuerzas en el codo durante los movimientos de flexión y extensión. Además, este dispositivo incluye sensores inerciales para medir con precisión los ángulos de flexo-extensión y pronosupinación, y visualizarlo mediante una interfaz donde muestra la evolución del movimiento del paciente en tiempo real. Para resolver los problemas de motivación de los pacientes tras

recibir el alta hospitalaria, la interfaz incluye un pequeño juego que además sirve para generar un informe detallado con la información más importante para el personal sanitario, facilitando así el seguimiento y ajuste del tratamiento.

2. Marco teórico

2.1. Biomecánica del miembro superior.

Los movimientos que puede realizar un codo sano son los de flexión, extensión, pronación y supinación (Figura 1). La extensión del codo es el movimiento que dirige el antebrazo hacia atrás. En la posición anatómica ya se representa el codo en extensión completa, por lo que no permite una mayor amplitud del movimiento. Solo en algunos casos (más frecuente en mujeres y niños) se puede poseer una gran flexibilidad ligamentosa con la que se puede alcanzar una hiperextensión de 5 a 10° de codo. La flexión es el movimiento que dirige el antebrazo hacia adelante, de forma que la cara anterior del antebrazo contacte con la cara anterior del brazo. Por lo general, un rango normal de flexo extensión de codo es de 0° a 146°, con un rango funcional de 30 a 130°. Clínicamente, los pacientes pueden tolerar fracturas de flexión de hasta 30°, lo que coincide con los valores del rango funcional descrito anteriormente.

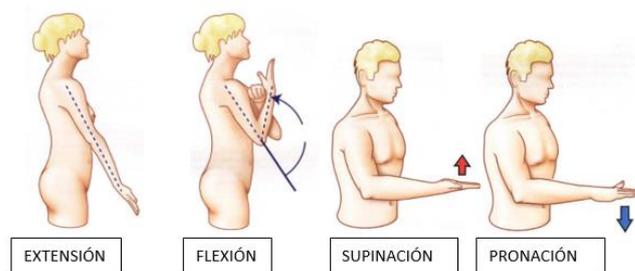


Figura 1: Movimientos articulares del codo.

Respecto al movimiento de pronosupinación, este solo puede medirse con el codo flexionado 90° y pegado al cuerpo. De hecho, si el codo está extendido, el antebrazo se alinea con la prolongación del brazo y cualquier rotación adicional del antebrazo se ve influida por la rotación del brazo alrededor de su propio eje longitudinal, la cual es facilitada por los movimientos de rotación externa o interna del hombro. Por ello, para medir la pronosupinación, se debe colocar el codo en flexión de 90° y, situado en la posición anatómica, se coloca el pulgar en dirección hacia arriba y de la palma de la mano hacia dentro. Esta posición es la que se denomina posición intermedia o posición cero, a partir de la cual se miden las amplitudes de los movimientos de pronosupinación. El movimiento de pronación se realiza cuando la palma de la mano se dirige hacia abajo y el pulgar hacia dentro, mientras que el de supinación cuando la palma de la mano se dirige hacia arriba con el pulgar hacia fuera. Un rango normal de pronosupinación da una media de 71° de pronación y de 81° de supinación con un rango funcional de 50° de pronación y 50° de supinación (Kapandji, 2011).

2.2. Dispositivos similares a nivel comercial.

En línea con la idea de realizar ejercicios activos para la recuperación del arco de movilidad funcional del codo, en el

mercado existe una gran variedad de dispositivos desde muy simples hasta muy complejos que abordan las necesidades específicas de pacientes con distintas condiciones médicas.

Dispositivos como el mostrado en la Figura 2 (Medway, 2024) son los más populares dentro de la rehabilitación articular de codo, ya que permiten funcionar tanto como órtesis estáticas como dinámicas, además de ser capaces de regular el rango de movimiento del paciente en pequeños intervalos. Sin embargo, este tipo de órtesis solamente permiten rehabilitar el codo mediante movimientos de flexoextensión, quedando exentos los de pronosupinación.



Figura 2: Órtesis de codo de Medway.

Otras opciones de órtesis que si permiten ambos movimientos son similares a la que se puede ver en la Figura 3 (OYMotion, 2024), siendo su principal inconveniente su valor económico que es mucho más elevado que el anterior.



Figura 3: OREHAB-ARM Smart Brace.

Por otra parte, ninguno de estos dispositivos incluye algún tipo sensorización que pueda mejorar el proceso de rehabilitación tradicional mediante un análisis biomecánico del movimiento durante el proceso de rehabilitación. Bajo esta premisa y con la idea de ofrecer una órtesis más completa e inteligente para la rehabilitación domiciliaria, se ha desarrollado esta propuesta. La órtesis presentada en este artículo se trata de una órtesis de 3 grados de libertad, que incluye sensores inerciales para el análisis biomecánico del paciente, además ofrecer una sencilla aplicación software para mejorar la motivación de los pacientes en su proceso de rehabilitación fuera del entorno clínico.

3. Diseño y programación de la órtesis

Con la órtesis de codo inteligente que se propone en este artículo, se ha creado un dispositivo que permite al paciente realizar movimientos controlados de flexión, extensión, pronación y supinación, así como inmovilizar el brazo en una posición segura si así se desea. Además, gracias al uso de

tecnologías de impresión 3D, el dispositivo es fácilmente modificable y accesible. Por otra parte, mediante la integración de dos IMU, el trabajo de rehabilitación es procesado por un microcontrolador, consiguiendo un mayor control de la evolución del paciente y ofreciendo un programa interactivo para mantener su motivación en el proceso.

3.1 Diseño 3D

La órtesis de codo está diseñada para proporcionar tres grados de libertad al paciente. El primero de ellos sirve para poder realizar los movimientos de flexión y extensión del brazo, necesarios para realizar actividades como levantar objetos o llevarse alimentos a la boca. El segundo facilita los movimientos de rotación del antebrazo, es decir, los movimientos de pronación y supinación. Estos movimientos son esenciales para tareas como girar una llave o abrir una puerta, y son vitales para una rehabilitación completa del codo. El último grado de libertad está diseñado para liberar las fuerzas que puedan cargar al codo en movimientos de flexión del brazo, ayudando a distribuir las cargas de manera más uniforme y protegiendo la articulación.

Además, se incluye un mecanismo de regulación para la amplitud del codo en movimientos de flexión y extensión. Con esto se pretende conseguir que el paciente siempre se mueva bajo un rango de desplazamiento seguro e incluso mantener el brazo en una posición fija si así se desea. Para ello, se ha diseñado un conjunto de piezas dentadas con incrementos de 10° y 15° . Al presionar un pulsador, se ajusta el rango de amplitud del movimiento del brazo y al soltarlo un pasador se encaja entre los dientes de las piezas dentadas, funcionando como un tope que limita el movimiento.

El diseño de la órtesis de codo inteligente consta de un total de 12 piezas diferentes (Figura 4), las cuales se han diseñado utilizando el software de Autodesk Inventor. Este software permite la creación detallada de modelos tridimensionales, además de ofrecer herramientas de ensamblaje y simulación que facilitan la visualización y verificación del diseño.



Figura 4: Despiece de la órtesis inteligente.

Antes del proceso de impresión 3D, se ha realizado una simulación y estudio del ensamblaje para prevenir posibles errores de diseño. Para ello, se estableció un patrón de velocidad trapezoidal (Figura 5, patrón impuesto) que simula el movimiento de flexión del brazo durante tres segundos. Este patrón es el más aproximado al movimiento real, donde existe una parte de aceleración, otra de velocidad constante y otra de deceleración.

Los resultados obtenidos son los que se pueden en la misma Figura 5 superpuestos al patrón de velocidad impuesto. Respecto a la aceleración, se espera que sea constante cuando la velocidad está aumentando o disminuyendo linealmente (debido a la pendiente constante) y que sea cero cuando la velocidad es constante. En este caso, el resultado también coincide con el esperado. Respecto a la posición, esta debe ser la integral de la velocidad. Si la velocidad aumenta linealmente, la posición tendrá una curva cuadrática (una parábola) durante el aumento de velocidad. Durante la velocidad constante, la posición debe aumentar linealmente. Por último, este resultado también cumple con lo esperado en el movimiento de flexión.

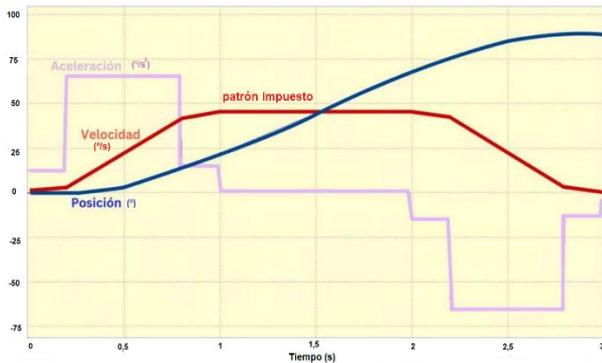


Figura 5: Patrón impuesto de velocidad y evolución de la simulación de movimiento de la órtesis.

Verificado su correcto funcionamiento en simulación, se dispuso a realizar la impresión de cada una de las piezas del ensamblaje (Figura 6). Para ello, se empleó el material PLA, ya que es un material altamente recomendable para la creación de prototipos debido a sus buenas propiedades mecánicas, baja contracción térmica y coste accesible. En la imagen, se ha señalado cada una de las articulaciones diseñadas para indicar los 3 grados de libertad del dispositivo.

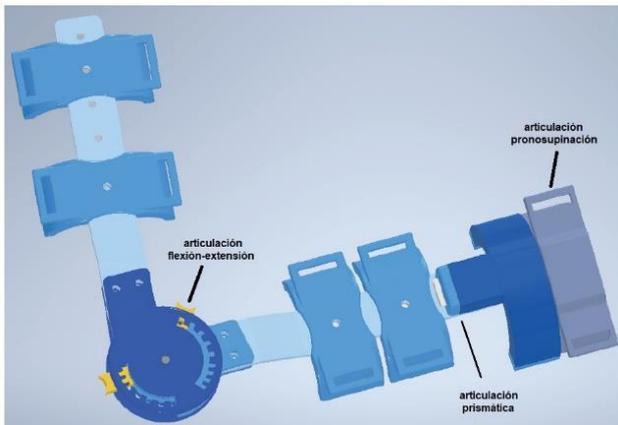


Figura 6: Diseño final de la órtesis de codo inteligente

3.2 Electrónica

Para agregar la funcionalidad inteligente en el diseño de la órtesis de codo, se ha incorporado una placa de desarrollo ESP32 y dos sensores inerciales Pololu AltIMU-10 v6. Como protocolo de comunicación, la ESP32 dispone de un bus de comunicación serie *Inter-Integrated Circuit* (I2C) que se ha usado para conectar con las IMUs como muestra la Figura 7.

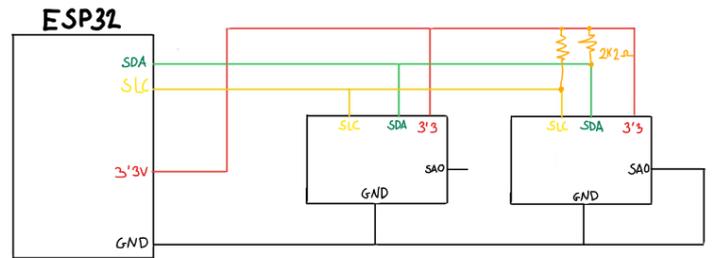


Figura 7: Esquema de conexión entre ESP32 y Pololu AltIMU10-v6.

Cabe destacar que la placa ESP32 permita la multiplexación, es decir, que la mayoría de las funciones se pueden asignar para que actúen en cualquiera de sus pines sin afectar al rendimiento. A diferencia de otros protocolos de comunicación, los controladores del bus I2C operan en modo “drenaje abierto”. Esto significa que pueden forzar la línea de señal a un estado bajo, pero no tienen la capacidad de elevarla a un estado alto. Este modo de operación es útil para evitar conflictos de buses en los que un dispositivo intente establecer la línea en alto mientras otro trata de forzarla a bajo, eliminando así la posibilidad de daños o de una disipación excesiva de energía. Para asegurar que la señal se mantenga en un estado alto cuando ningún dispositivo la está utilizando, se emplean resistencias de *pull-up*. Estas resistencias, que se conectan entre la línea de señal y el voltaje de alimentación, restauran la señal a un estado alto cuando ningún dispositivo la está llevando a un estado bajo. La selección del valor de las resistencias varía según los dispositivos conectados al bus, pero, como regla general, se recomienda usar resistencias entre 1,8kΩ y 4,7kΩ, eligiendo un valor de resistencia mayor si están conectados pocos dispositivos, y uno menor en caso de tramos largos, o sistemas con muchos elementos. En este caso se han usado resistencias de 2.2 kΩ.

Los sensores inerciales Pololu AltIMU-10 v6 están compuestos cinco sensores en total: un giroscopio y acelerómetro LSM6DSO, un magnetómetro LIS3MDL, un barómetro digital LPS22DF y un altímetro, sin embargo, para la aplicación de la órtesis de codo inteligente solo son necesarios el giroscopio y el acelerómetro. Cabe destacar el uso del pin SA0 de estos sensores, el cual sirve para cambiar la dirección por defecto del esclavo. Esta característica es especialmente útil cuando se desean utilizar dos módulos AltIMU-10 v6 conectados a la misma placa (como en este caso), ya que permite asignar una dirección única a cada uno de ellos. Esto evita conflictos de dirección y permite que ambos dispositivos funcionen correctamente en el mismo bus I2C.

3.3 Programación

La programación de la órtesis de codo inteligente es una de las partes más importantes del proyecto ya que es la que aporta el valor de innovación y utilidad. Para ello, se emplean algoritmos y técnicas de control que interpretan los datos recopilados por los sensores y así miden con precisión los rangos de movilidad del paciente y su evolución en el tiempo.

El uso coordinado de las IMU y una adquisición de datos fiable es un proceso muy complejo debido a la dificultad de ajustar la posición de los ejes en todas las dimensiones. Al mover el brazo por el espacio, las posiciones de todos los ejes cambian, haciendo que sea difícil comparar las medidas entre

ellos. El método que se ha escogido para computar esta situación es el de la resta de los ángulos absolutos de segmentos adyacentes.

Para comenzar, se hace uso de la librería *SparkFunLSM6DS3* en el IDLE de *Arduino*. Esta librería lee los datos del acelerómetro y del giroscopio y los convierte directamente en unidades de medida significativas sin necesidad de hacer ningún procesamiento adicional. Una vez conseguidas las lecturas, se calculan los ángulos de inclinación de cada eje para cada sensor.

En el caso del acelerómetro, el proceso de convertir la aceleración a ángulos pasa por una serie de cálculos trigonométricos que determinan la inclinación relativa de cada eje (Figura 8). Estos sensores suelen ser dispositivos muy sensibles a las vibraciones y movimientos rápidos, por lo que las medidas que proporcionan presentan un ruido de alta frecuencia y no son fiables con cambios rápidos. También es importante destacar que, por su funcionamiento, si un eje del acelerómetro está orientado en la dirección vertical de la gravedad, no se puede obtener su giro en ese ángulo. Para obtener ese ángulo, habrá que hacer uso de la información adicional de un giroscopio.

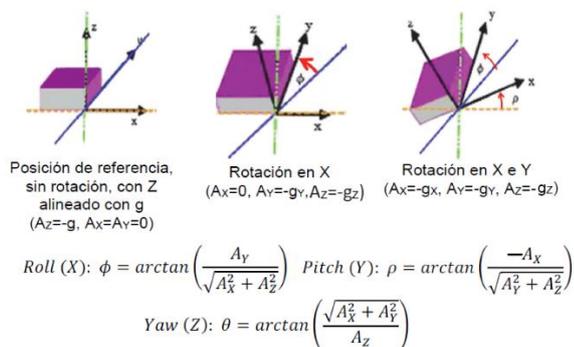


Figura 8: Obtención de los ángulos de cada eje a partir del acelerómetro.

En el caso del giroscopio, el proceso de convertir velocidad angular en ángulos de giro se realiza mediante un proceso de integración. Esto genera un problema de deriva o desviación de la medida por culpa de que los errores también se van acumulando con la integración.

Para aprovechar las ventajas que ofrecen un giroscopio y un acelerómetro, a la vez que tratar de superar sus inconvenientes, se suelen filtrar y combinar las medidas que proporcionan ambos sensores. Mientras que para el acelerómetro se emplea un filtro digital de paso bajo, que elimina el ruido de la medida debido a los movimientos rápidos, para el giroscopio se usa un filtro digital de paso alto, que elimina el error de deriva acumulado y solo deja pasar las variaciones rápidas de movimiento. Para implementar los filtros digitales y combinar las medidas de ambos sensores, se utiliza un filtro complementario, con el cual se consiguen los ángulos de giro de cada sensor sobre sus ejes.

Una vez se han calculado los ángulos absolutos de cada IMU, se pueden calcular los ángulos de flexo-extensión y pronosupinación del brazo del paciente calculando la diferencia entre los valores del codo y los de la muñeca. En este caso, se restan los valores del eje x para obtener el ángulo de flexo-extensión y los valores del eje y para obtener el de pronosupinación.

4. Validación del movimiento

Para validar la funcionalidad de la órtesis, se ha desarrollado una aplicación que permite visualizar en pantalla la evolución de los movimientos de flexión-extensión o pronosupinación, según la elección del usuario, en tiempo real (Figura 9). Para ello, se lee la información publicada por *Arduino* en el puerto serie y, mediante la librería *Matplotlib* en Python, se grafica el movimiento del brazo del usuario mediante los datos sensoriales. Además, esto permite añadir elementos motivacionales para el paciente en su proceso de rehabilitación, como, en este caso, un juego que consiste en alcanzar esferas según la amplitud de los movimientos. Esto permite motivar al paciente y tenerlo enfocado durante los ejercicios de rehabilitación. Al final del proceso, se genera un informe detallado que incluye la información más relevante como son los datos del paciente, el tiempo empleado, el valor de los ángulos obtenidos (máximos y mínimos), el rango de movimiento o el número de esferas alcanzadas.

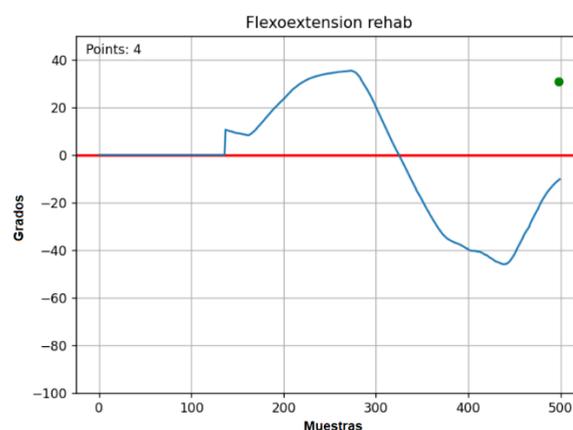


Figura 9: Validación de los movimientos del usuario.

El diagrama de flujo completo para la lectura, análisis e interpretación de la información se puede ver en Figura 10. Cabe destacar que, para realizar el ejercicio de pronosupinación, se recomienda colocar el brazo flexionado 90° frente al pecho del paciente (no como se indica en la posición anatómica), para que la lectura de los IMU sea la mejor en base al algoritmo empleado.

5. Resultados obtenidos

Aunque la órtesis de codo inteligente no se ha probado en un entorno clínico real, si se han realizado pruebas de usabilidad con diversos usuarios sanos para comprobar su usabilidad. En cada uno de los casos se ajustó la órtesis al tamaño más apropiado y se probó tanto el análisis del movimiento como la interfaz en pantalla. El dispositivo fue capaz de adaptarse a esta variedad de usuarios en cuanto a tamaño, todos fueron capaces de interactuar con la aplicación y en todos los casos se obtuvieron datos precisos sobre los movimientos del brazo que la portaba. No se han obtenido resultados de los usuarios, ya que no se realizaron encuestas de usabilidad e impacto del dispositivo. Sin embargo, las pruebas realizadas tuvieron una respuesta muy positiva en los usuarios. En la Figura 11, se puede ver el resultado final del diseño y construcción real del dispositivo.

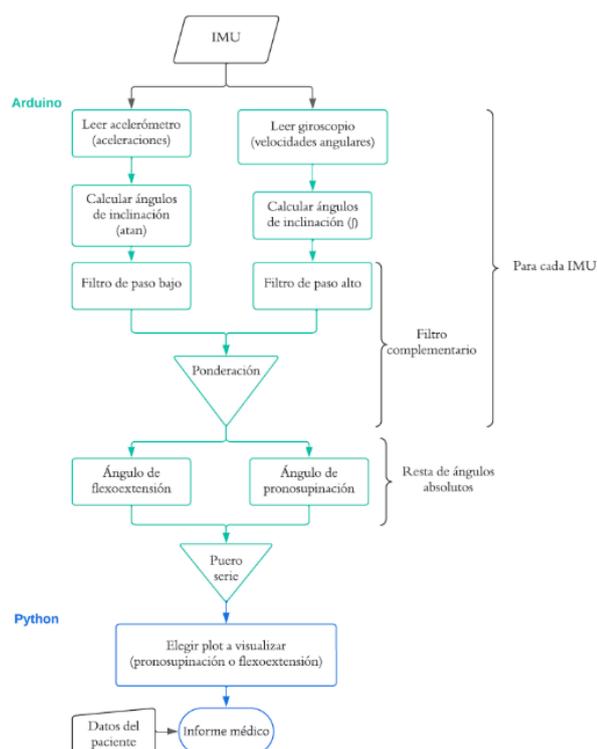


Figura 10: Diagrama de ejecución de la aplicación software.

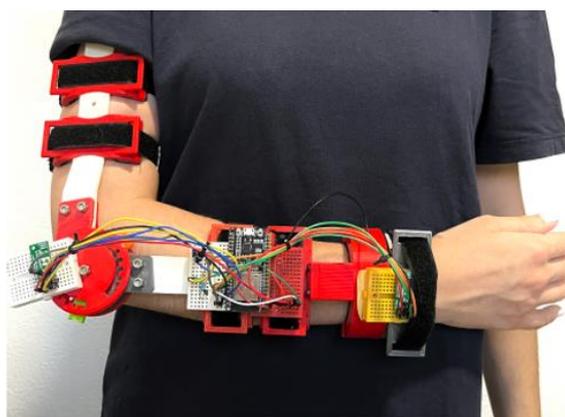


Figura 11. Resultado final de la órtesis inteligente

Respecto al análisis de cada uno de los movimientos, el de flexo-extensión no presentó problemas ya que no requiere un ajuste excesivamente preciso entre el brazo del usuario y la órtesis. Sin embargo, el movimiento de pronosupinación sí necesita que el dispositivo se ajuste de manera exacta al brazo del paciente, haciendo que en algunos casos el movimiento no fuera tan sencillo. Además, los pequeños escalones que quedan al imprimir las piezas por capas en la impresora 3D hacen que el movimiento también sea más costoso. Finalmente, en algunos casos se experimentaron problemas de *angle wrapping*, que suceden cuando el movimiento del usuario pasa de un cuadrante a otro de manera imprevista.

6. Conclusiones y trabajos futuros

El desarrollo de la órtesis de codo inteligente representa un avance en el campo de la rehabilitación articular ofreciendo un dispositivo que mejora de manera significativa

el proceso de rehabilitación actual. Con este dispositivo el proceso es mucho más personalizado, motivador, y el personal sanitario puede llevar una evolución del paciente muy precisa incluso sin necesidad de que este acuda a un centro especializado.

De cara al futuro, se proponen una serie de mejoras que podrían aumentar las funcionalidades del proyecto tales como: realizar un estudio de fuerzas en el dispositivo; añadir sensores electromiográficos; mejorar el control en los ejercicios de rehabilitación; e implementar técnicas de *angle unwrapping* para mejorar la representación del movimiento del paciente.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido desarrollado en el marco de los proyectos MYOREHAB (PCI2023-143405) y GARMOR (PID2022-139105OB-I00), financiados ambos por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades y la Agencia Estatal de Investigación MCIN/AEI/10.13039/501100011033.

Referencias

- Howard, A., Brooks, D., Brown, E., Gebregiorgis, A., Chen, Y., 2013. Non-contact versus contact-based sensing methodologies for in-home upper arm robotic rehabilitation. In: Proceedings of the 2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), pp. 1–6, Seattle, USA. DOI: 10.1109/ICORR.2013.6650487.
- Hsieh, Y., Chang, K., Hung, J., Wu, C., Fu, M., Chen, C., 2018. Effects of home-based versus clinic-based rehabilitation combining mirror therapy and task-specific training for patients with stroke: a randomized crossover trial. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 99, pp. 2399–2407. DOI: 10.1016/j.apmr.2018.03.017.
- Jones, V., 2016. Conservative management of the post-traumatic stiff elbow: a physiotherapist's perspective. Shoulder & Elbow, 8(2), pp. 134–141. DOI: 10.1177/1758573216633065.
- Kapandji, A.I., 2011. Fisiología articular: Editorial médica panamericana.
- Kyrylova, A., 2015. Development of a Wearable Mechatronic Elbow Brace for Postoperative Motion Rehabilitation. Electronic Thesis and Dissertation Repository.
- Medway (Junio, 2024). Soporte para Codo Post-Operatorio Graduable Telescópico. <https://medway.com.mx/productos/soporte-para-codo-post-operatorio-graduable-telescopico/>.
- Murray O., Macdonald D., Nunn T., Mceachan J., Rymaszewski L., 2012. Management of the post-traumatic stiff elbow. Shoulder & Elbow, 4(1), pp. 38–45. DOI: 10.1111/j.1758-5740.2011.00167.x.
- Nordin, M and Frenkel, V.H, 2012. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. LWW.
- OYMotion (Junio, 2024). OREHAB-ARM Smart Brace. <https://www.oymotion.com/en/product51/172>.
- Rahimi-Movaghgar, V., Rezaei, M., Sharifi, A., Vaccaro, A., 2019. Home-based rehabilitation programs: promising field to maximize function of patients with traumatic spinal cord injury. Asian Journal of Neurosurgery, 14(3), pp. 634–640. DOI: 10.4103/ajns.AJNS_86_17.
- Sojbjerg J., 1996. The stiff elbow: how I do it. Acta Orthopaedica Scandinavica, 67(6), pp. 626–631. DOI: 10.3109/17453679608997771.
- Wang, S., Zhang, Y., Yang, M., Liu, B., Ramirez, J., Gorris, J., 2019. Unilateral sensorineural hearing loss identification based on double-density dual-tree complex wavelet transform and multinomial logistic regression. Integrated Computer-Aided Engineering, 26 (4), pp. 411–426. DOI: 10.3233/ICA-190605.
- Wang, Q., Markopoulos, P., Yu, B., Chen, W., Timmermans, A., 2017. Interactive wearable systems for upper body rehabilitation: a systematic review. Journal of Neuro-Engineering and Rehabilitation, 14 (1), 20-41. DOI: 10.1186/s12984-017-0229-y.
- Yin, Z., Xu, X., 2018. A wearable rehabilitation game controller using IMU sensor. In: Proceedings of the 2018 IEEE International Conference on Applied System Invention (ICASI), pp. 1060–1062, Chiba, Japan. DOI: 10.1109/ICASI.2018.8394459.