

Jornadas de Automática

Plataforma para modelado de histéresis en manipuladores continuos actuados por tendones

Alberto Cebrián-García*, Inés Tejado, Blas M. Vinagre

Escuela de Ingenierías Industriales, Universidad de Extremadura, 06006 Badajoz, España.

To cite this article: Cebrián-García, A., Tejado, I., Vinagre, B. M. 2026. A Tension-Sensing and Hysteresis Modeling Platform for Tendon-Driven Continuum Manipulators. *Jornadas de Automática*, 47.
<https://doi.org/10.17979/ja-cea.2026.47.13798>

Resumen

Los manipuladores continuos actuados por tendones (TDCM) son útiles en cirugía mínimamente invasiva por su adaptación a entornos anatómicos inaccesibles para instrumentos rígidos. Sin embargo, los modelos cinemáticos suelen asumir transmisiones ideales y no compensan adecuadamente la holgura de los cables, la histéresis por fricción ni la falta de realimentación visual directa durante la operación. Este trabajo presenta una plataforma mecatrónica de bajo coste para registrar una señal de carga, proporcional al esfuerzo transmitido por el tendón y aún no calibrada como tensión absoluta. Con estos datos, se propone una metodología de modelado en lazo abierto que relaciona las derivadas temporales de la carga con la referencia angular, el ángulo de encoder y la flexión distal para estudiar la histéresis. En ciclos repetibles, la zona muerta media es de 2,42 grados de avance de referencia, con desviación típica de 0,02 grados.

Palabras clave: Sistemas mecatrónicos, Mecatrónica biomédica, Tecnología robótica, Percepción y sensorización, Manipuladores robóticos, Modelado, Identificación de sistemas no lineales, Modelado y control de histéresis

A Tension-Sensing and Hysteresis Modeling Platform for Tendon-Driven Continuum Manipulators

Abstract

Tendon-driven continuum manipulators (TDCMs) are useful in minimally invasive surgery because they adapt to anatomical environments unreachable by rigid instruments. However, kinematic models usually assume ideal transmissions and do not adequately compensate cable slack, friction-induced hysteresis or the lack of direct visual feedback during operation. This work presents a low-cost mechatronic platform that records a proximal load signal proportional to the tendon-induced reaction torque, without yet calibrating it as absolute tendon tension. From these data, an open-loop modeling methodology relates the time derivatives of the load signal to the reference angle, encoder angle and distal bending angle to study the hysteresis. Over repeatable cycles, the mean dead-zone width is 2.42 reference degrees, with a standard deviation of 0.02 degrees.

Keywords: Mechatronic systems, Biomedical Mechatronics, Robotics technology, Perception and sensing, Robots manipulators, Modeling, Nonlinear system identification, Hysteresis modeling and control

1. Introducción

Los manipuladores continuos actuados por tendones (TDCM, por sus siglas en inglés) son ampliamente utilizados en operaciones mínimamente invasivas debido a su forma larga, flexible y delgada, capaz de adaptarse a entornos anatómi-

cos tortuosos que resultan inalcanzables para los manipuladores rígidos tradicionales. Desde aquí se referirá a la parte de la planta que incluye el manipulador más cercana al usuario como proximal y distal a la parte más alejada que contiene la punta flexible del manipulador y está conectada con la proxi-

*Autor para correspondencia: albertocg@unex.es

mal por el cuerpo flexible del instrumento. En los dispositivos comerciales convencionales, el accionamiento se realiza comúnmente desde una base proximal actuable manualmente, donde la tracción de los tendones genera una carga que deforma elásticamente el propio material que forma la sección de flexión del extremo, provocando la curvatura de la punta distal (Webster III and Jones, 2010; Camarillo et al., 2008; Khoshnam and Patel, 2017; Kim and Mansi, 2021).

A pesar de que el control de la posición de la punta se ha estudiado extensamente en la literatura, la mayoría de los modelos cinemáticos tradicionales asumen condiciones ideales de transmisión. En la práctica clínica real, estos enfoques no logran compensar adecuadamente los fenómenos no lineales severos inherentes a la mecánica del sistema, tales como la holgura de los cables y la profunda histéresis generada por la fricción interna al invertir el sentido del movimiento (Camarillo et al., 2008; Khoshnam and Patel, 2017; Do et al., 2015; Kim and Mansi, 2021). Además, la aplicación de estrategias de control clásico en lazo cerrado presenta un gran desafío debido a la extrema dificultad de obtener una realimentación directa de la flexión de la punta durante la intervención. Esto se debe tanto a las estrictas restricciones de tamaño, coste y esterilización del instrumental médico, como a la pérdida de la capacidad de observación visual directa de la punta una vez introducida en el conducto anatómico.

Para abordar este problema, este trabajo presenta el diseño y validación preliminar de una plataforma orientada a la extracción de datos y al modelado de la histéresis. El sistema utiliza motores paso a paso por su bajo coste y elevado par de mantenimiento. Dado que el propio fundamento de funcionamiento de estos actuadores dificulta estimar la carga externa a partir de la corriente eléctrica, la principal contribución radica en un diseño de estátor flotante que registra una señal proximal de carga proporcional al par de reacción mediante una celda de carga. En esta fase, dicha señal se usa de forma relativa y sincronizada con el ángulo de referencia, el ángulo medido por el encoder y el ángulo de flexión distal, sentando las bases empíricas para futuros modelos de compensación. Este sistema forma parte de un trabajo en curso en el que se diseñará un sistema de guiado autónomo con visión artificial aplicado a un manipulador blando comercial y utilizándose para ello los datos obtenidos en este proyecto.

2. Materiales y métodos

2.1. Plataforma y arquitectura de hardware

El sistema experimental, mostrado en la Figura 1, se organiza en dos bloques principales:

- **Ureteroscopia.** El sistema se fundamenta en la instrumentación de un ureteroscopio flexible comercial (basado en el diseño de hardware de Boston Scientific). Estructuralmente, el dispositivo se compone de un mango de actuación proximal, un eje de transmisión de polímero flexible y una sección de flexión distal articulada, identificados en la Figura 1 c-d. El control cinemático de la punta se ejerce mediante la tracción de cables internos enrutados a través de canales concéntricos a lo largo del eje. El accionamiento original opera mediante una configuración mecánica antagonista: para generar

la deflexión en un plano, el actuador del mango debe aplicar tensión sobre un tendón mientras libera, en la misma proporción geométrica, el tendón diametralmente opuesto (Khoshnam and Patel, 2017).

- **Sistema de guiado.** La adaptación de este instrumental clínico a una plataforma robótica de caracterización exige sustituir la actuación humana proximal por un sistema de guiado, integrado por los elementos de actuación, medida y soporte indicados en la Figura 1 e-j. La actuación de la plataforma se ha diseñado mediante métodos no destructivos, utilizando piezas de acoplamiento impresas en 3D. Esta restricción operativa garantiza que el sistema pueda integrarse en un entorno clínico sin alterar la integridad del instrumental médico, permitiendo un acoplamiento directo para personal no experto.
- **Placa de control.** El control de bajo nivel y la adquisición de señales se centralizan en un microcontrolador de doble núcleo ESP32-S3, conectado con los periféricos de control de la plataforma, principalmente el botón de operación y el driver del motor paso a paso. Esta electrónica corresponde al módulo indicado en la Figura 1i.
- **Báscula.** La medida de carga se realiza con una unidad M5Stack Unit Mini Scales con convertidor HX711, microcontrolador STM32 para lectura del HX711 y comunicación I2C; y célula de carga de 5 kg, por lo que la resolución efectiva viene determinada por dicha cadena de medida. Se identifica en la Figura 1h.
- **Encoder.** La posición angular del actuador se monitoriza mediante un encoder magnético absoluto AS5600 conectado por bus I2C, oculto en la sujeción del conjunto motor en la Figura 1g.
- **Base y piezas impresas en 3D.** La base mecánica y los acoplamientos impresos en 3D fijan el instrumental y transmiten el movimiento al mando de deflexión sin modificar el ureteroscopio. Estos elementos corresponden al acoplamiento y a la base indicados en la Figura 1f,j.
- **NEMA 17 con estátor flotante.** Para la actuación de la palanca que provoca la flexión distal se ha empleado un motor paso a paso NEMA 17 que se identifica en la Figura 1g. La elección de esta tecnología responde a la necesidad de mantener un par de retención elevado de forma económica durante el procedimiento. Sin embargo, dado que el fundamento electromagnético de estos actuadores no permite usar directamente la corriente como observador de carga, se ha implementado un sistema mecánico de medición indirecta del par de reacción. En esta arquitectura, el estátor del actuador no se encuentra fijado rígidamente a la base, sino que está montado de forma concéntrica al eje de giro sobre rodamientos de baja fricción que le permiten pivotar con libertad sobre su propio eje. Este grado de libertad se encuentra mecánicamente bloqueado por el contacto directo contra una celda de carga estacionaria. De

esta forma, cualquier par ejercido por el rotor para traccionar el tendón genera un momento de reacción idéntico y opuesto en el estátor, transfiriendo una fuerza proporcional a la báscula. Como la relación geométrica completa entre lectura de celda, par del estátor y tensión efectiva del tendón no se calibra en unidades absolutas en este trabajo, la medida se emplea como indicador relativo de carga. Este diseño estructural evita la introducción de fricciones parásitas —típicas de los sistemas de medición directa con poleas tensoras en línea— y proporciona una lectura reproducible de la carga proximal, en línea con trabajos que estiman variables distales a partir de medidas proximales en mecanismos tendón-vaina (Phee et al., 2010).

2.2. Notación de variables experimentales

Para mantener una nomenclatura consistente en el modelado, se definen las siguientes variables temporales: t_k es la marca temporal generada por el ESP32-S3 para la muestra k ; $\theta_r(t)$ es el ángulo de referencia enviado al actuador; $\theta_e(t)$ es el ángulo real del actuador medido por el encoder AS5600; $\theta_c(t)$ es el ángulo de flexión distal estimado mediante la cámara; y $F_c(t)$ es la señal proximal de carga registrada por la celda de carga. Esta última se utiliza como magnitud relativa proporcional al esfuerzo transmitido por el tendón, sin calibrarla todavía como tensión absoluta. Sus derivadas temporales se denotan como $\dot{F}_c(t)$ y $\ddot{F}_c(t)$. Además, $T_e = 10$ ms representa el periodo de lectura del encoder, $T_c = 100$ ms el periodo de adquisición de la celda de carga y de la imagen, $f_r = 0,01$ Hz la frecuencia de la referencia senoidal, y A y O la amplitud y el offset de dicha referencia.

2.3. Adquisición de datos y sincronización temporal

Para mejorar la regularidad temporal en la extracción de datos, la arquitectura de software se ha diseñado basándose en interrupciones de hardware no bloqueantes. Se ha configurado un temporizador base que genera interrupciones cada 5 ms, orquestando los ciclos de lectura y control del sistema sin bloquear el hilo principal de ejecución.

Bajo esta base de tiempos, la lectura del encoder magnético se ejecuta a una frecuencia de 100 Hz, proporcionando una alta resolución de la posición angular del motor. En paralelo, la medición de la celda de carga se registra a 10 Hz a través del bus I2C de la báscula. Un aspecto crítico en la configuración de la instrumentación ha sido la modificación del firmware nativo del módulo de peso para desactivar explícitamente todos los filtros de media móvil (EMA) y paso bajo internos del sensor. Esta intervención no pretende evitar el filtrado durante el modelado, sino conservar el dato crudo con el menor retardo posible en el microcontrolador; posteriormente, el filtrado puede aplicarse fuera de línea o, en una aplicación final, delegarse en el procesador interno STM32 del módulo para reducir la carga computacional del ESP32-S3.

Uno de los principales retos experimentales en la caracterización de los TDCM es mantener una correlación temporal suficientemente estable entre la carga proximal $F_c(t)$ y la flexión real de la punta distal $\theta_c(t)$. Para mitigar los problemas de desbordamiento de búfer derivados del almacenamiento local de alta frecuencia, el ESP32-S3 actúa como reloj maestro

y transmite paquetes de telemetría compuestos por la marca temporal t_k , la referencia angular $\theta_r(t_k)$, la posición absoluta del actuador $\theta_e(t_k)$ y la carga proximal $F_c(t_k)$ hacia un ordenador externo mediante un bus serie UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter) a 115200 baudios.

En el equipo receptor, se ha desarrollado un programa en Python que monitoriza el puerto serie de forma asíncrona y solicita la captura de un fotograma de la cámara orientada a la punta del ureteroscopio al recibir cada trama válida del microcontrolador. De cada fotograma se estima el ángulo distal $\theta_c(t_k)$. En los ensayos de 500 s correspondientes a cinco ciclos de una referencia senoidal de frecuencia $f_r = 0,01$ Hz, el número de fotogramas coincide con el número de paquetes de datos y no se observa deriva acumulada en la marca temporal generada por el ESP32-S3. Por tanto, aunque puede existir un desfase fijo entre la imagen y el dato, este queda acotado por el periodo de muestreo $T_c = 100$ ms y se considera poco significativo para el régimen cuasiestático empleado.

2.4. Procesamiento de imagen

Para determinar el ángulo de flexión distal $\theta_c(t)$ de la punta en cada instante del ensayo, se ha desarrollado un algoritmo de visión artificial determinista basado en la librería OpenCV. En una fase de preprocesamiento, la cámara se configura anulando el enfoque automático para garantizar una distancia focal constante, extrayendo una región de interés para aislar mecánicamente el área de trabajo. Además, se ha añadido un anillo rojo a la punta del ureteroscopio para facilitar al algoritmo de procesamiento de imagen encontrar la punta.

El algoritmo opera mediante un enfoque geométrico basado en un doble umbralizado. En primer lugar, se aplica un filtro de escala de grises y un umbralizado binario invertido, seguido de operaciones morfológicas de apertura y cierre para extraer la silueta completa del ureteroscopio, aislándolo del fondo. Posteriormente, para identificar el punto de articulación exacto de la punta, se aplica un segundo umbralizado restrictivo que cruza la máscara de la silueta con los valores de intensidad correspondientes al negro puro. Esta intersección lógica localiza con precisión el punto de transición exacto entre la caña gris del eje de transmisión y el inicio de la sección de goma negra flexible.

La punta extrema del catéter se rastrea mediante una estrategia híbrida: principalmente por segmentación de color en el espacio HSV y, como respaldo geométrico ante oclusiones, por la detección del extremo más distal del contorno general.

Con las coordenadas de la base gris, el punto de transición y la punta distal identificadas, el sistema modela el catéter como dos vectores con origen en el punto de transición. La magnitud de $\theta_c(t)$ se obtiene analíticamente mediante el producto escalar de ambos vectores, mientras que el signo de la deflexión (movimiento superior o inferior) se determina evaluando el producto vectorial (producto cruz) en el plano bidimensional de la imagen. Este método proporciona una medición angular subpíxel sincronizada con la telemetría del hardware.

La Figura 2 resume el flujo completo de segmentación y cálculo cinemático empleado para obtener el ángulo distal a partir de cada fotograma. La Figura 3 muestra una comprobación visual del resultado sobre un fotograma representativo.

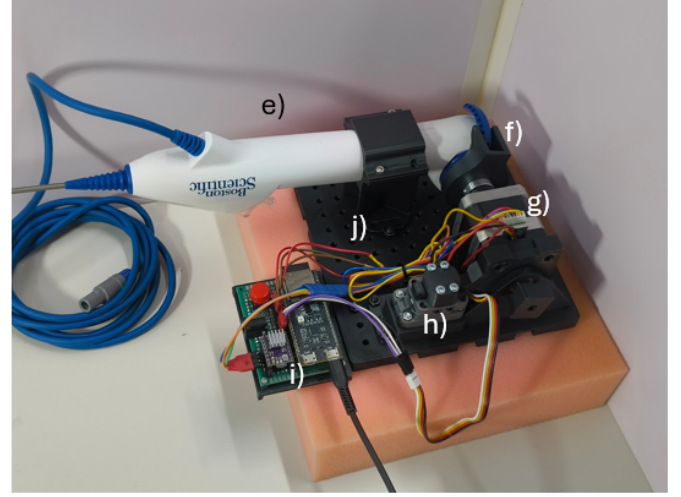
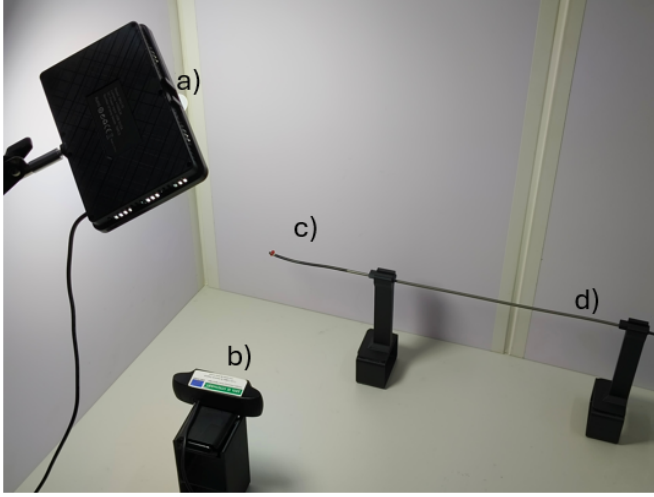


Figura 1: Montaje experimental indexado: (a) foco de iluminación, (b) cámara de adquisición, (c) punta distal flexible, (d) cuerpo flexible del ureteroscopio, (e) mango proximal, (f) acoplamiento al mando de deflexión, (g) motor paso a paso de actuación con estátor flotante y encoder magnético AS5600, (h) módulo de medida de carga M5STACK Unit Mini Scale, (i) electrónica de adquisición y control, y (j) base mecánica impresa en 3D.

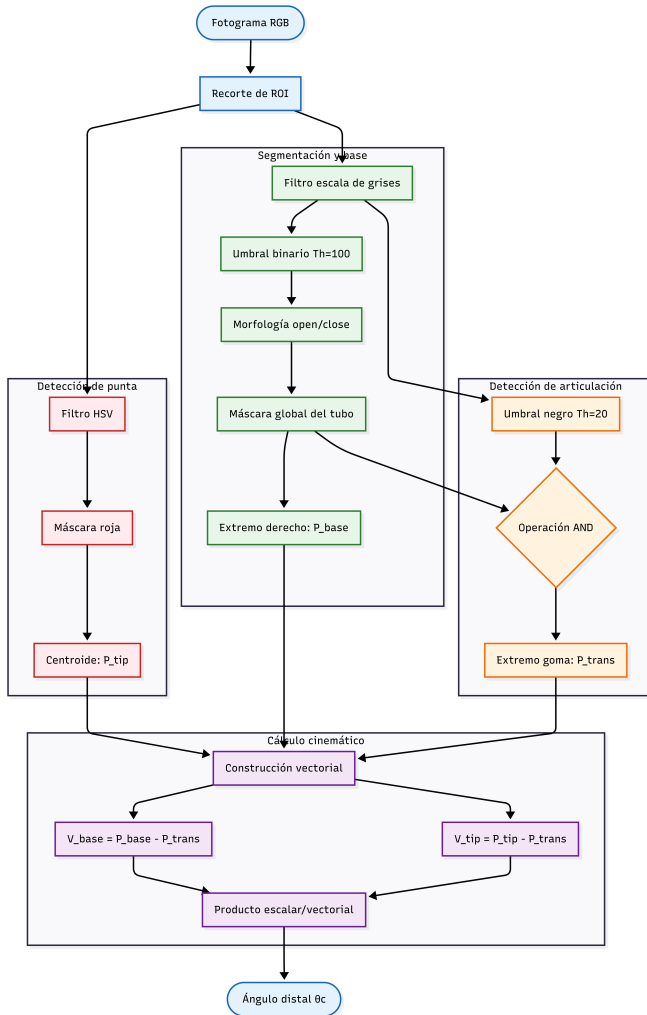


Figura 2: Diagrama de flujo de procesamiento de imagen para la estimación del ángulo de flexión distal. El método combina recorte de región de interés, segmentación de la silueta, detección del marcador de punta, localización de la transición geométrica y cálculo vectorial del ángulo.

En esta comparación se superponen el contorno segmentado, el punto de transición, el marcador distal y los vectores empleados para calcular $\theta_c(t)$. Esta revisión permite detectar segmentaciones incoherentes u oclusiones antes de asociar la medida óptica con la telemetría sincronizada.



Figura 3: Comparación entre un fotograma original y el resultado anotado por el algoritmo de visión. La superposición muestra el contorno segmentado, los puntos geométricos empleados y los vectores utilizados para calcular el ángulo distal.

2.5. Procesamiento de los datos y caracterización analítica

Finalmente, las señales sincronizadas $\theta_r(t)$, $\theta_e(t)$, $\theta_c(t)$ y $F_c(t)$ se procesan fuera de línea para reconstruir el comportamiento global del sistema frente a trayectorias periódicas. Por un lado, se genera la curva de histéresis relacionando el ángulo del encoder $\theta_e(t)$ con el ángulo de flexión capturado por la cámara $\theta_c(t)$, lo que permite mapear geoméricamente la magnitud de la zona de holgura. Por otro lado, se analiza la relación dinámica entre $\theta_e(t)$ y la señal de carga proximal $F_c(t)$. Para facilitar este modelado, los datos brutos extraídos de la celda de carga se someten posteriormente a un filtrado de media móvil, atenuando el ruido de alta frecuencia para correlacionar de forma más clara las variaciones de $F_c(t)$, $\dot{F}_c(t)$ y $\ddot{F}_c(t)$ con las fronteras mecánicas de la histéresis visual.

El protocolo experimental se definió a partir de una calibración geométrica previa: se midieron los ángulos del encoder añadido al motor paso a paso que llevaban la punta del ureteroscopio desde $+90^\circ$ hasta -90° . Los límites de re-

ferencia resultantes fueron $\theta_{\text{máx}} = +10,6^\circ$ y $\theta_{\text{mín}} = -12,6^\circ$ respecto al punto cero del actuador, no simétricos probablemente por el efecto de la gravedad sobre el instrumental. La trayectoria senoidal $\theta_r(t)$ se parametrizó con una amplitud $A = (\theta_{\text{máx}} - \theta_{\text{mín}})/2$ y un offset $O = (\theta_{\text{máx}} + \theta_{\text{mín}})/2$, de modo que $\theta_r(t) = O + A \sin(2\pi f_r t)$. La frecuencia de referencia se fijó en $f_r = 0,01$ Hz para trabajar en régimen cuasiestático y obtener un número elevado de muestras por ciclo durante cinco ciclos completos. El encoder AS5600 proporciona 4096 posiciones por vuelta (12 bits), mientras que la resolución de la señal de carga viene determinada por el HX711 y la célula de carga de 5 kg integrados en la unidad M5Stack.

3. Resultados experimentales

3.1. Visualización de la histéresis

Para evaluar la repetibilidad del sistema de guiado y visualizar el comportamiento no lineal del TDCM, se ejecutaron ensayos en lazo abierto comandando trayectorias senoidales continuas $\theta_r(t)$. La respuesta macroscópica del sistema se registró a lo largo de cinco ciclos periódicos, analizando simultáneamente la cinemática de la deflexión $\theta_c(t)$ y la evolución de la carga proximal $F_c(t)$. Tal y como se extrae de las curvas de histéresis brutas, el primer ciclo de actuación presenta un comportamiento transitorio característico de las transmisiones por cable. En el análisis final se descartarán los primeros 5 puntos de ese primer ciclo para evitar que el asentamiento inicial de la punta sesgue la estimación de la zona de holgura. La Figura 4 superpone los cinco ciclos registrados y permite identificar los puntos anómalos iniciales del ciclo 1. Tras ese asentamiento, las trayectorias se agrupan de forma consistente, lo que respalda el uso de los ciclos 2–5 para cuantificar la zona muerta.

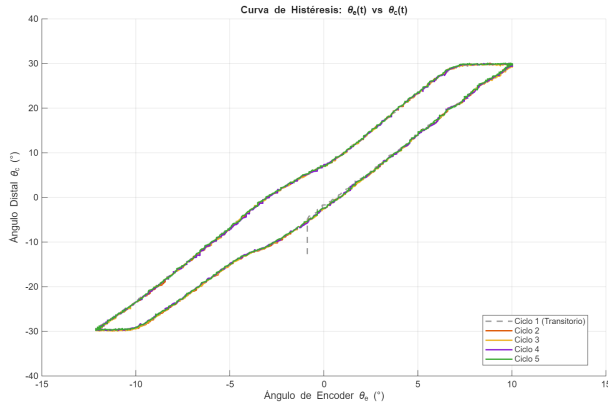


Figura 4: Superposición de los cinco ciclos experimentales, mostrando el transitorio inicial del ciclo 1 y la repetibilidad posterior de la respuesta angular.

Superada esta fase de inicialización, los ciclos posteriores muestran una repetibilidad elevada, con trayectorias que se superponen de forma cualitativamente consistente a lo largo del movimiento bidireccional. Esta consistencia sugiere que la arquitectura de la plataforma permite registrar el fenómeno de forma estable. La dispersión entre ciclos se cuantifica en la sección siguiente mediante la desviación típica de la zona muerta media por ciclo. Asimismo, el cruce geométrico entre $\theta_e(t)$ y $\theta_c(t)$ evidencia un bucle de histéresis claro. En este sistema experimental, las no linealidades secundarias cerca del

punto neutro resultan poco perceptibles frente a la zona muerta de gran señal que aparece al invertir el sentido del movimiento, donde el actuador experimenta un recorrido angular significativo sin generar una respuesta inmediata en la punta distal.

3.2. Caracterización mediante gradientes de la señal de carga proximal

Para explorar la capacidad de segmentación del algoritmo desarrollado, se analizan los cinco ciclos medidos y se usa el tercer ciclo como ejemplo representativo de visualización. Al contrastar la flexión óptica $\theta_c(t)$ con la evolución de la señal de carga proximal $F_c(t)$, se observa una relación temporal entre los cambios de pendiente de dicha señal y las transiciones de la zona muerta. En lugar de denominar “velocidad” y “aceleración” a estas magnitudes, se emplean explícitamente la primera derivada $\dot{F}_c(t)$ y la segunda derivada $\ddot{F}_c(t)$. Los picos de $\ddot{F}_c(t)$ tienden a preceder el inicio y el final de la región de histéresis, lo que sugiere una relación causal útil para el modelado, pero no constituyen por sí solos delimitadores exactos ni deterministas de la histéresis. Este planteamiento es análogo a enfoques de la literatura que usan la corriente de motores DC como variable indirecta de carga (Kim and Mansi, 2021); en esta plataforma, la medida proximal de carga permite estudiar un efecto similar manteniendo la actuación con un motor paso a paso de menor coste.

El algoritmo implementado en MATLAB delimita la zona muerta mediante tres hitos secuenciales sobre la segunda derivada de la señal de carga filtrada. Primero, identifica el máximo absoluto o el mínimo absoluto de dicha curva, que se interpreta como el tirón inicial asociado a la inversión del sentido de giro. A partir de ese instante, la búsqueda se restringe a una ventana temporal posterior para localizar el extremo relativo opuesto, asociado al rebote o destensado del tendón. Finalmente, desde ese punto de rebote se avanza muestra a muestra hasta que el valor absoluto de la segunda derivada cae por debajo de una banda de tolerancia empírica de 0,75. Este último cruce se adopta como criterio operativo de estabilización, evitando formularlo como una frontera física exacta mientras no exista una validación independiente adicional. La Figura 5 muestra esta delimitación sobre las señales sincronizadas del ciclo 3.

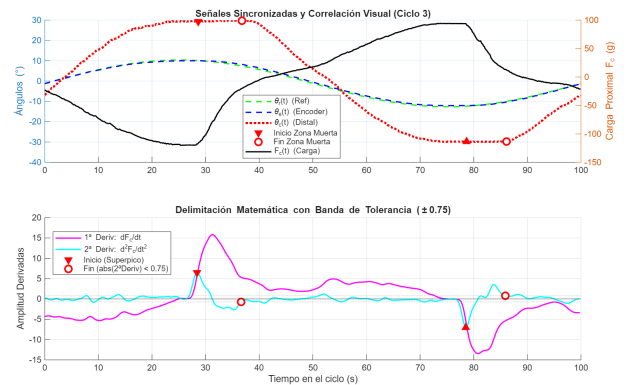


Figura 5: Señales sincronizadas y delimitación de zona muerta para el ciclo 3. Arriba se comparan referencia, encoder, flexión distal y carga proximal; abajo se muestran la primera y segunda derivada de la carga filtrada, junto con los marcadores de inicio y fin detectados mediante la banda de tolerancia de 0,75.

A partir de la detección automatizada de eventos en $\ddot{F}_c(t)$, la duración angular de la zona muerta se cuantificó en grados de avance de la referencia. El primer ciclo se descartó para evitar el transitorio inicial de asentamiento, y la estadística final se calculó sobre los ciclos 2–5. Como resume la Tabla 1, el valor medio obtenido fue de $2,42^\circ$, con una desviación típica de $0,02^\circ$ entre medias de ciclo. Esta parametrización define de forma aproximada el rango angular de inactividad cinemática en el que la punta distal no responde de manera inmediata a las entradas de control, y puede emplearse para diseñar estrategias *feed-forward* que compensen la holgura mediante saltos angulares en $\theta_r(t)$.

Tabla 1: Cuantificación de la zona muerta basada en el avance angular de la referencia.

Ciclo	Ida ($^\circ$)	Vuelta ($^\circ$)	Media ciclo ($^\circ$)
2	2,60	2,29	2,44
3	2,55	2,24	2,39
4	2,55	2,29	2,42
5	2,55	2,29	2,42
Media global		2,42°	
Desv. típica		0,02°	

4. Conclusión

El desarrollo de este trabajo ha permitido diseñar e implementar un paso inicial para completar el sistema de guiado orientado a la caracterización de un ureteroscopio comercial mediante métodos no destructivos. La arquitectura propuesta, fundamentada en un estátor flotante para registrar una señal proximal de carga y en un lazo de adquisición con marcas temporales generadas por el ESP32-S3, permite capturar el comportamiento no lineal del manipulador continuo con una repetibilidad experimental cuantificada mediante una desviación típica de $0,02^\circ$ en la zona muerta media de los ciclos 2–5. Esta metodología de instrumentación reduce los problemas de deriva temporal acumulada entre la actuación mecánica en la base proximal y la respuesta cinemática capturada por el sistema de visión en la punta distal, aunque no elimina necesariamente un posible desfase fijo entre dato e imagen. La comparativa entre fotograma bruto y procesado permite verificar visualmente la coherencia geométrica del método antes de usar $\theta_c(t)$ en la caracterización de histéresis.

A nivel analítico, los resultados preliminares sugieren que la evaluación de $\ddot{F}_c(t)$ y $\ddot{F}_c(t)$ puede aportar información útil para identificar transiciones dinámicas del sistema. Frente a enfoques basados en corriente de motores DC, la plataforma propuesta permite obtener una variable indirecta de carga manteniendo la actuación con un motor paso a paso. No obstante, la relación entre los picos de $\ddot{F}_c(t)$ y las fronteras de la histéresis debe tratarse como un indicador aproximado, no como una delimitación exacta. La cuantificación basada en los ciclos 2–5 proporciona una zona muerta media de $2,42^\circ$ de avance de referencia, manteniendo la nomenclatura normalizada en torno a $F_c(t)$, $\theta_e(t)$ y $\theta_c(t)$.

La señal $F_c(t)$ aún no está calibrada como tensión absoluta del tendón; en este trabajo se usa como un indicador pro-

ximal relativo de carga. Por ello, la zona muerta estimada y los saltos angulares derivados deben interpretarse como una compensación preliminar de la holgura, no como una ley de control validada para cualquier configuración. En trabajos futuros se contrastará esta señal con medidas externas calibradas y se normalizará calculando el valor real de tensión de los tendones que permita comparar este trabajo de forma directa con literatura relacionada.

La obtención de esta parametrización puede servir como base para la futura implementación de estrategias de control anticipativo sobre la plataforma. Como desarrollo inmediato, se plantea la realización de un mayor número de ensayos que permitan un análisis estadístico exhaustivo, así como el ajuste de un modelo matemático de histéresis (p. ej., Prandtl-Ishlinskii). Posteriormente, se estudiará el control corrector de la histéresis a partir de un control *feed-forward*. Se comparará el rendimiento entre un controlador basado en el modelo matemático obtenido y una FSM que permita realizar saltos angulares para compensar la holgura. Además, la disponibilidad conjunta de carga proximal, encoder y flexión óptica facilitará revisar fuera de línea los eventos detectados antes de incorporarlos al controlador.

5. Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por la Agencia Estatal de Investigación (Ministerio de Ciencia e Innovación) a través del proyecto PID2022-141409OB-C22/AEI/10.13039/501100011033/FEDER, UE, por la Consejería de Educación, Ciencia y Formación Profesional (Junta de Extremadura) a través de la Ayuda a Grupos GR24059, y por Fondos Europeos de Desarrollo Regional (FEDER) “Una forma de hacer Europa”.

Referencias

- Camarillo, D. B., Milne, C. F., Carlson, C. R., Zinn, M. R., Salisbury, J. K., 2008. Mechanics modeling of tendon-driven continuum manipulators. *IEEE Transactions on Robotics* 24 (6), 1262–1273. DOI: 10.1109/TR0.2008.2002311
- Do, T. N., Tjahjowidodo, T., Lau, M. W. S., Phee, S. J., 2015. A new approach of friction model for tendon-sheath actuated surgical systems: Nonlinear modelling and parameter identification. *Mechanism and Machine Theory* 85, 14–24. DOI: 10.1016/j.mechmachtheory.2014.11.003
- Khoshnam, M., Patel, R. V., 2017. Robotics-assisted control of steerable ablation catheters based on the analysis of tendon-sheath transmission mechanisms. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 22 (3), 1473–1484. DOI: 10.1109/TMECH.2017.2688320
- Kim, Y.-H., Mansi, T., 2021. Shape-adaptive hysteresis compensation for tendon-driven continuum manipulators. *ArXiv:2109.06907*.
- Phee, S. J., Low, S. C., Dario, P., Menciassi, A., 2010. Tendon sheath analysis for estimation of distal end force and elongation for sensorless distal end. *Robotica* 28 (7), 1073–1082. DOI: 10.1017/S026357470999083X
- Webster III, R. J., Jones, B. A., 2010. Design and kinematic modeling of constant curvature continuum robots: A review. *The International Journal of Robotics Research* 29 (13), 1661–1683. DOI: 10.1177/0278364910368147