

Jornadas de Automática

Catéter Hidráulico con Navegación Autónoma Basada en Visión: Primeros Resultados

Serrano-Balbontín, Andrés J., Nevado-Moya, Francisco Javier, Tejado, Inés*, Mancha-Sánchez, Enrique, Vinagre, Blas M.

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

To cite this article: Serrano-Balbontín, Andrés J., Nevado-Moya, F. Javier, Tejado, Inés, Mancha-Sánchez, Enrique, Vinagre, Blas M. 2025. Hydraulic Catheter with Autonomous Vision-Based Navigation: First Results. *Jornadas de Automática*, 46. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2025.46.12198>

Resumen

El campo de la ingeniería biomédica evoluciona constantemente a medida que los investigadores exploran nuevos materiales y tecnologías para mejorar los resultados de los pacientes. Los catéteres se utilizan habitualmente tanto en cirugía mínimamente invasiva como en diagnóstico, y la mayoría de ellos se guían externa y manualmente. Este artículo presenta una prueba de concepto de nuestros avances actuales en catéteres robóticos con navegación autónoma. El catéter consta básicamente de un actuador hidráulico blando con una nanocámara en su extremo distal, que funciona como mecanismo de dirección (orientación de la punta), un mecanismo de conducción, para proporcionar desplazamiento axial (empuje o tracción) y rotación sobre su eje principal al catéter, y una unidad de control, que gestiona el funcionamiento de todo el sistema. El catéter navega gracias a un algoritmo que combina el seguimiento de la pared por contacto intermitente y el procesamiento de imágenes en tiempo real.

Palabras clave: Sistemas robóticos autónomos, Guiado, navegación y control, Sistemas y procesamiento de imágenes biomédicas y médicas.

Hydraulic Catheter with Autonomous Vision-Based Navigation: First Results

Abstract

The field of biomedical engineering is constantly evolving as researchers explore new materials and technologies to improve patient outcomes. Catheters are commonly used in both minimally invasive surgery and diagnostics, and most of them are externally and manually guided. This paper presents a proof-of-concept of our current developments on robotic catheters with autonomous navigation. The catheter basically consists of a soft hydraulic actuator with a nanocamera at its distal tip, which functions as a steering mechanism (tip orientation), a driving mechanism, to provide axial displacement (pushing or pulling) and rotation about its principal axis to the catheter, and a control unit, which manages the operation of the whole system. The catheter navigates thanks to an algorithm that combines wall tracking by intermittent contact and real-time image processing.

Keywords: Autonomous robotic systems, Guidance navigation and control, Biomedical and medical image processing and systems.

1. Introducción

Los procedimientos quirúrgicos mínimamente invasivos presentan múltiples ventajas, como la reducción del dolor postoperatorio, los costes sanitarios y el tiempo de hospitalización. En este contexto, la robótica quirúrgica contribuye significativamente al mejorar la precisión, la ergonomía y el

acceso a zonas anatómicas de difícil alcance mediante instrumentación miniaturizada. La tendencia actual se orienta hacia el desarrollo de plataformas robóticas médicas que integren nuevos materiales y métodos de actuación, con el objetivo de mejorar la seguridad y la capacidad de adaptación de los manipuladores quirúrgicos en su interacción con tejidos y estructuras anatómicas sensibles (Burgner-Kahrs et al., 2015; Zhu

*Autor para correspondencia: itejbal@unex.es

et al., 2021; Vitiello et al., 2013).

En el campo de la medicina, el término «catéter» se utiliza para describir una amplia variedad de dispositivos médicos con forma de tubo delgado que se insertan en el cuerpo. En este trabajo, nos referimos específicamente a los catéteres utilizados en procedimientos quirúrgicos y diagnósticos mínimamente invasivos. Estos catéteres están disponibles en diversos diámetros y grados de rigidez, según la aplicación, como en procedimientos cardiovasculares y neurovasculares. Dependiendo del tipo, los catéteres se emplean para insertar instrumentos quirúrgicos, drenar fluidos corporales o administrar líquidos y gases, en procedimientos quirúrgicos denominados cateterismos (Diggery and Grint, 2011).

El procedimiento de cateterismo convencional se basa en la técnica de Seldinger (Sorajja et al., 2021; Kern et al., 2015; Seldinger, 2008), que consiste en realizar una punción, habitualmente en la arteria femoral o radial, para insertar inicialmente un alambre guía médico y, a continuación, un catéter corto o una vaina introductora, según la aplicación. Esta vaina actúa como canal de entrada para catéteres más largos, necesarios en intervenciones cardíacas, periféricas o neurovasculares. Durante todo el procedimiento, se emplea fluoroscopia (imagen por rayos X) para visualizar en tiempo real la posición de la guía y el catéter, supervisar la intervención y facilitar la toma de decisiones clínicas. Sin embargo, este procedimiento convencional presenta riesgos significativos, como la posible perforación de los vasos durante la manipulación manual –lo que implica que el éxito del procedimiento depende en gran medida de la destreza del profesional– así como la exposición a la radiación tanto para el paciente como para el equipo médico.

En este contexto, los catéteres robóticos tienen el potencial de superar muchas de las limitaciones del cateterismo convencional, gracias al uso de materiales y mecanismos que permiten su adaptación pasiva y activa a la anatomía del paciente. Esto facilita la automatización de diversas fases del procedimiento, como la navegación, el avance y el retroceso del catéter, reduciendo la intervención directa del cirujano. Entre los mecanismos activos, se distinguen los sistemas de guiado, que permiten orientar la punta del dispositivo para evitar el contacto con las paredes del vaso, seleccionar rutas dentro del sistema cardiovascular o dirigirse a un objetivo específico; y los sistemas de empuje, que facilitan el avance o la retirada controlada de la guía y/o del catéter. Además, la integración de sensores en la punta del catéter podría permitir medir en tiempo real las fuerzas ejercidas sobre las paredes del vaso o capturar imágenes de la zona, lo que contribuiría a mejorar la seguridad del procedimiento. Estos sensores también abren la posibilidad de emplear sistemas de localización alternativos a la fluoroscopia, reduciendo la exposición a la radiación tanto para el paciente como para el personal clínico.

Desde un punto de vista médico, todos los procedimientos mínimamente invasivos no solo requieren navegar desde una pequeña incisión en la piel hasta el área específica de intervención, sino también atravesar entornos complejos y restringidos. En este sentido, los sistemas de navegación háptica que permiten dirigir y navegar de forma activa y controlable a distancia se presentan como una solución prometedora debido a su viabilidad y sus ventajas, especialmente en términos de exactitud y precisión (Runciman et al., 2019; Hu et al., 2018).

El factor clave para garantizar una navegación segura de un catéter y evitar el grave riesgo de perforación tisular es determinar la posición relativa de la punta del catéter dentro del vaso y controlar las fuerzas que ejerce sobre el tejido circundante. En la práctica clínica actual, estas fuerzas se controlan en gran medida mediante el tacto y la habilidad del cirujano. Sin embargo, una solución para superar estas limitaciones es recurrir a métodos de control basados en visión. Por ejemplo, en Fagogenis and et al. (2019) se presenta un catéter robótico capaz de navegar de forma autónoma (sin la intervención directa de un médico) dentro del corazón mediante una pequeña cámara ubicada en la punta del catéter.

Inspirado por este análisis, el presente artículo presenta el prototipo inicial de un catéter robótico con navegación autónoma basada en visión háptica. El resto del documento está estructurado como sigue. La sección 2 describe los sistemas que componen el prototipo desarrollado. La sección 3 resume los resultados de los primeros experimentos realizados con el prototipo. La sección 4 contiene las principales conclusiones de este trabajo.

2. Prototipo de catéter hidráulico autónomo basado en visión

Esta sección presenta el prototipo de catéter hidráulico autónomo basado en visión que se ha desarrollado. Esencialmente, el catéter está formado por tres partes: el sistema de guiado, que lo conforman el cuerpo del catéter, la punta orientable y la bomba de jeringa, el sistema de empuje, encargado y el sistema de control. A continuación, se describe cada uno de ellos en detalle.

2.1. Sistema de guiado

El sistema de guiado consiste en un actuador hidráulico blando de una sola cámara interna, situado en el extremo distal del catéter, y que va presurizado por una bomba de jeringa.

Los catéteres médicos convencionales y las guías presentan una amplia variedad de características en cuanto a diámetros y longitudes, adaptadas tanto a su aplicación específica como a la anatomía del paciente. En adultos, el diámetro más común de los catéteres es de aproximadamente 3 mm. En cuanto a la longitud, los catéteres de línea media suelen medir entre 7 y 20 cm, mientras que los utilizados en procedimientos cardíacos alcanzan longitudes de entre 50 y 70 cm. Las guías, por su parte, presentan diámetros más reducidos, en torno a 1 mm. La Figura 1(a) muestra una fotografía del cuerpo de un catéter, alambre guía y stent convencionales.

En la Figura 1(b) se muestran fotografías de cuatro actuadores fabricados, que se diferencian entre sí por el diámetro. La geometría de cada actuador se obtiene por sustracción de dos cilindros excéntricos, lo que da lugar a una cámara interna ligeramente desplazada respecto al eje longitudinal. Esta configuración, optimizada previamente mediante simulaciones en COMSOL Multiphysics (Serrano-Balbondín et al., 2023), permite que el actuador se curve en una única dirección con respecto a su eje –el otro grado de libertad (giro) necesario para el catéter se consigue con el sistema de empuje–. En la pared del actuador, concretamente en la punta, se ha incrustado una cámara RGB NanEye 2D, de solo 1 mm² de huella, con

una resolución de 249×250 píxeles y una frecuencia de captura de entre 43 y 62 fps. Junto a ella, se ha incorporado un microLED con una huella de $0,5 \text{ mm}^2$. Esta nanocámara es la encargada de visualizar el interior de los vasos sanguíneos, y desempeña un papel clave en la navegación del catéter, como se detallará en la sección 2.3.2. La base del actuador se conecta al tubo de la bomba de jeringa mediante un sistema de fijación, dejando un extremo libre de varios milímetros. El material empleado para su fabricación es polidimetilsiloxano (PDMS), un polímero de silicona ampliamente utilizado en aplicaciones médicas por su biocompatibilidad y sus particulares propiedades reológicas. La fabricación se ha llevado a cabo mediante moldes.

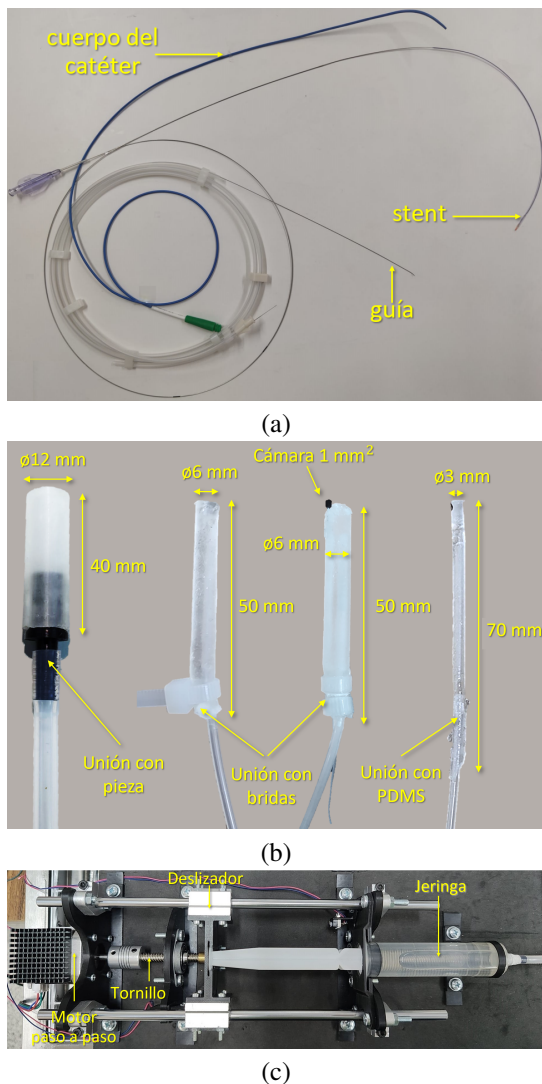


Figura 1: Componentes del sistema de guiado del catéter: (a) cuerpo del catéter, guía y catéter con stent (b) actuadores hidráulicos fabricados con PDMS por moldeo (c) bomba de jeringa.

La bomba de jeringa, mostrada en la Figura 1(c), constituye el sistema de presurización encargado de alimentar el actuador a través de una tubería flexible. Está compuesta por una jeringa de 30 ml montada sobre una plataforma deslizante, que es desplazada mediante un husillo accionado por un motor paso a paso. Este motor está alimentado mediante un driver DRV8825 y controlado por un microcontrolador Arduino DUE. La presión ejercida sobre el actuador se regula en lazo

cerrado, a partir de la diferencia entre la presión deseada y las lecturas obtenidas mediante un sensor de presión.

2.2. Sistema de empuje

El sistema de empuje cuenta con dos grados de libertad: avance lineal y rotación en torno al eje longitudinal, cada uno accionado por un motor paso a paso controlado mediante un microcontrolador Arduino UNO a través de drivers A4988 (véase la Figura 2).

Los elementos principales del sistema son el mecanismo de avance, formado por uno de los motores y un conjunto de ruedas de fricción, y el sistema de giro, compuesto por dos engranajes que permiten la rotación del catéter. El engranaje de mayor tamaño aloja el sistema de avance en su interior y se apoya sobre un raíl lineal. Este diseño ha sido concebido para superar algunas de las limitaciones detectadas en versiones anteriores. El sistema incorpora un colector eléctrico que permite la rotación continua de los cables sin enredos. La estructura principal se ha fabricado mediante impresión 3D.

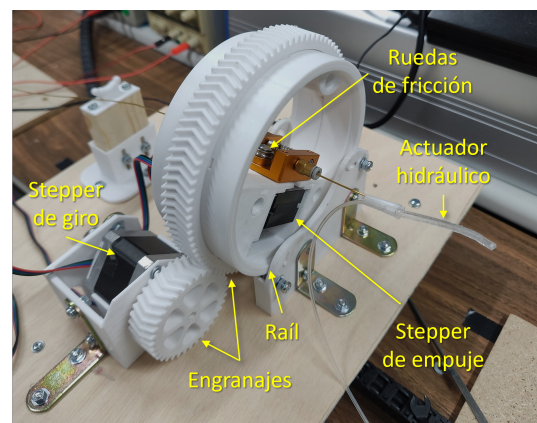


Figura 2: Sistema de empuje con el alambre guía y el catéter.

2.3. Sistema de control

A continuación se describe tanto la parte hardware como software que componen el sistema de control del prototipo de catéter hidráulico con navegación autónoma.

2.3.1. Electrónica

Un esquema simplificado de conexiones de la electrónica del sistema de control se muestra en la Figura 3. Los elementos principales para el control son los siguientes:

- Un PC, en el que corre el algoritmo de control, que dispone de una interfaz de usuario para elegir de entre cuatro modos de operación del sistema robótico: inicialización, modo manual, modo autónomo y parada. Asimismo, permite visualizar las medidas de los sensores y registrar los resultados. El PC va conectado por USB al kit de evaluación NanoUSB2, para recibir las imágenes de la nanocámara situada en el extremo distal del catéter, así como a una cámara externa que se encarga de registrar la posición del actuador. También se conectan a él los microcontroladores –Arduinos, en la versión actual– encargados del control de la bomba de jeringa y

del sistema de empuje. Conviene señalar que en la versión actual del prototipo se han utilizado microcontroladores independientes para cada sistema con el objeto de simplificar la programación a la hora de simultanear su operación.

- El microcontrolador que controla la rotación del motor paso a paso de la bomba de jeringa, que registra la presión del actuador a través del sensor de presión situado a la salida de la bomba de jeringa.
- El microcontrolador que gobierna el funcionamiento de los dos motores paso a paso del sistema de empuje mediante drivers.

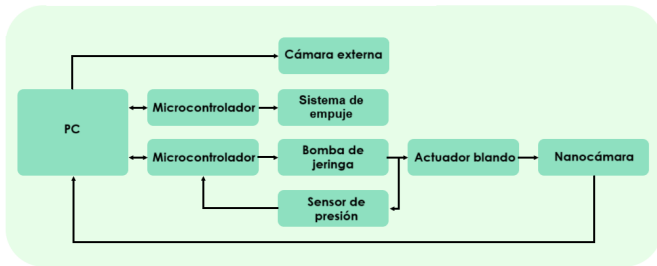


Figura 3: Esquema de la electrónica del sistema de control.

2.3.2. Algoritmo de control

El catéter navega gracias a un algoritmo que combina el seguimiento de la pared del vaso sanguíneo mediante contacto intermitente y el tratamiento de imágenes del interior del vaso en tiempo real. La Figura 4 muestra un esquema del algoritmo desarrollado para la navegación del prototipo, cuyo principio de funcionamiento se describe seguidamente.

A partir de la imagen del entorno adquirida por la nanocámara, se genera una imagen binaria mediante técnicas de filtrado y segmentación. En esta imagen, las regiones más iluminadas de la escena original —correspondientes a las superficies más próximas al extremo del catéter— se representan en blanco, mientras que el resto permanece en negro. A continuación, se calcula el porcentaje de píxeles blancos respecto al total de la imagen, así como la posición angular de su centroide, definidos como A y α , respectivamente. Estos parámetros permiten estimar tanto la proximidad del extremo del catéter a la pared del vaso como su localización angular en el entorno, en un marco análogo al de coordenadas polares.

Para controlar el funcionamiento del sistema de empuje, y más concretamente el motor de avance, se definen dos umbrales experimentales para A : A_s , que indica que una gran parte de la imagen contiene píxeles blancos —es decir, que la punta del catéter está orientada hacia una pared y se encuentra próxima a ella—; y A_i , que señala que la imagen está mayoritariamente en negro, lo que sugiere que el extremo apunta hacia el centro del conducto o hacia una zona más alejada. El algoritmo de control utiliza el valor de A para conmutar entre distintos modos de navegación, como se describe a continuación:

- Cuando $A < A_i$ (modo *sin contacto*), el sistema de control activa el motor de la bomba de jeringa para curvar la punta del catéter en busca de la pared del conducto.

- Cuando $A_i \leq A \leq A_s$ (modo *contacto intermitente*), la bomba de jeringa continúa suministrando fluido a presión y curvando la punta del catéter, que se encuentra próxima a la pared para permitir el seguimiento. Una vez A alcanza un valor cercano a A_s ($A_{av} \leq A \leq A_s$), el sistema de control activa el motor de avance del sistema de empuje, permitiendo el desplazamiento hacia adelante del cuerpo del catéter siguiendo la pared.
- Cuando $A > A_s$ (modo *en riesgo*), el sistema detiene el avance del catéter para evitar una posible perforación y hace que la punta se doble en sentido contrario, recuperando una orientación segura —es decir, la bomba de jeringa invierte su movimiento, alejando la punta del catéter de la pared—.

De forma análoga, para el motor de giro del sistema de empuje se definen tres sectores angulares a partir de un ángulo umbral α_t , que determinan la acción del motor sobre el catéter en función de α . En concreto:

- Si $\alpha \in [-\alpha_t, \alpha_t]$ (punta del catéter en el sector 2), el motor permanece inactivo;
- Si $\alpha \in (\alpha_t, 180^\circ)$ (punta del catéter en el sector 3), el motor gira en sentido horario;
- Si $\alpha \in (-180^\circ, -\alpha_t)$ (punta del catéter en el sector 1), el motor gira en sentido antihorario.

Este ciclo se repite de forma continua para permitir el avance del catéter a lo largo del sistema vascular, manteniéndose cerca de las paredes del conducto. Cabe destacar que este algoritmo representa una primera aproximación desarrollada para validar el concepto de navegación háptica, por lo que presenta limitaciones que se abordarán en desarrollos futuros.

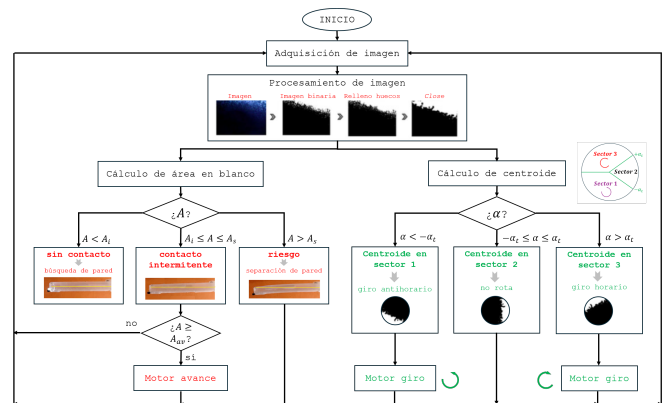


Figura 4: Algoritmo de visión desarrollado para la navegación autónoma del catéter.

2.3.3. Algoritmo de seguimiento

Se ha desarrollado un algoritmo para el seguimiento del extremo del catéter y la representación de su trayectoria utilizando una cámara externa. Para ello, se definió una región de interés (ROI, por sus siglas en inglés) alrededor de la punta del actuador, en la que se colocó un marcador de color verde. El seguimiento se llevó a cabo mediante técnicas de procesamiento de imagen: en primer lugar, se realizó la descomposición de la imagen en sus canales RGB; en segundo lugar,

se aplicó un umbral para identificar el marcador verde correspondiente a la punta del catéter. Con el fin de optimizar la detección de la ROI, salvo en el primer fotograma, la búsqueda se restringió a la vecindad de la posición detectada en el fotograma anterior. Una vez localizada la ROI, se registró su posición para representar gráficamente la trayectoria seguida por el catéter.

Cabe destacar que este algoritmo también calcula el ángulo de deflexión del extremo del catéter respecto a la horizontal, con vistas a su futura integración en el algoritmo de control, de modo que sea posible corregir la trayectoria en caso de contacto con las paredes del entorno. En la versión actual, esta información se emplea para visualizar la dirección tomada por el catéter en situaciones de bifurcación.

3. Experimentos

Esta sección presenta los resultados de los primeros experimentos realizados con el prototipo de catéter autónomo, principalmente centrados en el sistema de guiado. En particular, se ha identificado la dinámica de uno de los actuadores fabricados y se han llevado a cabo ensayos de control de la orientación de la punta del catéter para el mismo actuador.

3.1. Identificación de la dinámica del actuador

Los experimentos de identificación se realizaron utilizando el actuador blando de 6 mm mostrado en la Figura 1(b), presurizado mediante la bomba de jeringa. El actuador tiene una longitud total de 50 mm, con una cámara interior de 2 mm de diámetro y 45 mm de longitud. La presión del fluido –agua en este caso– se genera a partir del movimiento de un motor paso a paso, controlado por un microcontrolador. Un sensor de presión permite cerrar el lazo de control, regulando así la presión suministrada al actuador.

Cada ensayo consistió en incrementar progresivamente la presión de entrada al actuador mediante el movimiento a velocidad constante del motor, hasta alcanzar un valor de 100 kPa. Se realizaron 20 experimentos para medir la deflexión en la punta del actuador, cada uno con una duración aproximada de 20 s. Para garantizar la repetibilidad, se dejó transcurrir un intervalo superior a una hora entre ensayos, con el fin de permitir la despresurización completa del sistema y la recuperación del material del actuador. Las medidas de presión se registraron a una frecuencia de muestreo de 30 Hz y se filtraron en el microcontrolador mediante un filtro de Kalman unidimensional. El desplazamiento lineal de la punta del actuador se determinó mediante segmentación de las imágenes obtenidas en el vídeo grabado por una cámara cenital externa, a 30 fotogramas por segundo (fps).

El modelo dinámico más preciso identificado viene dado por la siguiente función de transferencia (integrador de orden fraccional):

$$M(s) = \frac{D(s)}{P_m(s)} = \frac{(1,69 \pm 0,41) \times 10^{-3}}{s^{1,19 \pm 0,11}} \quad (1)$$

donde $d(t)$ es el desplazamiento de la punta del actuador (en mm) y $p_m(t)$, la presión del fluido a su entrada (en Pa). Los resultados para un experimento se muestran en la Figura 5.

Cabe señalar que se evaluaron otras estructuras para el modelo, incluyendo configuraciones con hasta un cero y un polo, este último incluso de orden fraccional. Los parámetros de los modelos se ajustaron minimizando la suma de los residuos al cuadrado como función de coste. El modelo indicado representa la media. Para más detalles, puede consultarse Serrano-Balbontín et al. (2024).

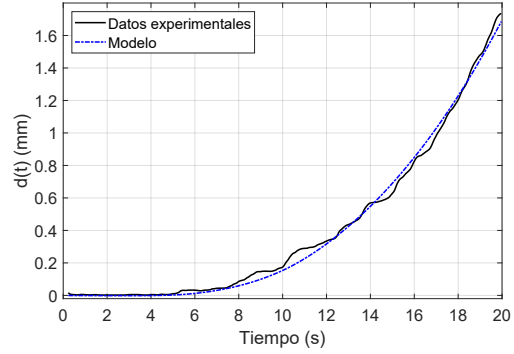


Figura 5: Identificación de la dinámica del actuador hidráulico blando.

3.2. Control de la orientación de la punta del catéter

Para el control de la orientación de la punta del catéter, se realizaron dos experimentos con un controlador sencillo como primera prueba según el esquema mostrado en la Figura 6(a). En particular, el controlador es un todo/nada, de tal manera que hace girar el motor de la bomba de jeringa en un sentido u otro –avance/retroceso– siempre que el error sea distinto de cero. El lazo de control se cerró mediante una cámara cenital externa. El algoritmo de procesamiento de las imágenes es el mismo que en los experimentos de identificación anteriormente descritos.

Las Figuras 6(b) y 6(c) muestran la respuesta del actuador ante entradas tipo pulso (experimento 1) y senoidal (experimento 2), respectivamente. Nótese que, en el caso de la entrada senoidal, también se representa el error de seguimiento. Como puede observarse, en ambos casos la punta del catéter es capaz de seguir la señal de entrada, con error en estado estacionario nulo en el experimento 1 y de media aproximadamente $1,7 \mu\text{m}$ en el experimento 2. Estos resultados permiten validar el uso de este controlador para el algoritmo de navegación del catéter, a pesar de su simplicidad.

3.3. Seguimiento de la punta del catéter

La Figura 7 presenta dos fotogramas correspondientes a uno de los experimentos realizados para validar el algoritmo de seguimiento del extremo del catéter durante su navegación en un fantoma con geometría en “Y”. En la Figura 7(a) se observa la trayectoria recorrida por el catéter, representada mediante una línea verde superpuesta a la imagen. En la Figura 7(b), se muestra el trayecto seleccionado por el sistema una vez superada la bifurcación, que en este caso corresponde al ramal derecho.

4. Conclusiones

Este artículo ha presentado el prototipo inicial de un catéter robótico con navegación autónoma basada en visión,

diseñado para superar dos de las principales limitaciones de los cateterismos convencionales. En primer lugar, se ha desarrollado un actuador hidráulico blando con el fin de evitar la perforación de tejidos. Gracias a la integración de una nanocámara en la punta del catéter y un sistema de empuje, el prototipo permite navegar de manera autónoma dentro del sistema circulatorio mediante contacto intermitente con las paredes del vaso, eliminando la necesidad de intervención manual y, por lo tanto, la destreza del cirujano. Además, la cámara integrada facilita la visualización del recorrido, lo que permite evitar el uso de radiación durante el procedimiento.

Los trabajos futuros se centrarán en la mejora de cada uno de los sistemas que componen el prototipo, con especial énfasis en la optimización de la fabricación del actuador del sistema de guiado y el algoritmo de control, así como en la realización de experimentos para validar la operación del conjunto.

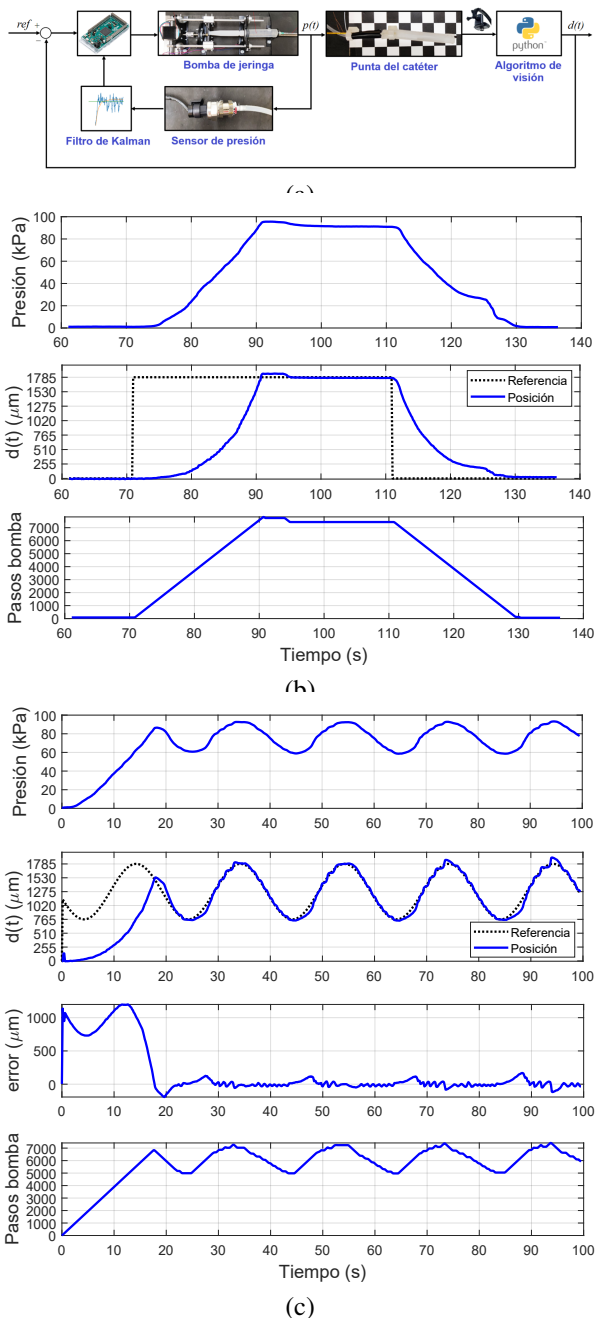


Figura 6: Control de orientación de la punta del catéter: (a) esquema de control (b) resultados del experimento 1 (c) resultados del experimento 2.

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”. Andrés J. Serrano-Balbontín agradece al Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades su apoyo a través de la beca con referencia FPU22/00885 del programa FPU.

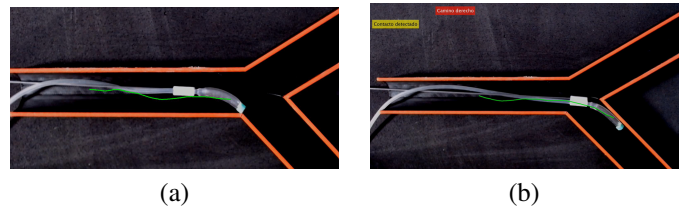


Figura 7: Seguimiento de la punta del catéter: (a) tramo recto (b) bifurcación.

Referencias

- Burgner-Kahrs, J., Rucker, D. C., Choset, H., 2015. Continuum robots for medical applications: A survey. *IEEE Transactions on Robotics* 31 (6), 1261–1280. DOI: 10.1109/TR0.2015.2489500
- Diggery, R. C., Grint, D. T., 2011. *Catheters: Types, Applications and Potential Complications (Medical Devices and Equipment)*. Nova Science, Hauppauge, N.Y.
- Fagogenis, G., et al., 2019. Autonomous robotic intracardiac catheter navigation using haptic vision. *Science Robotics* 4 (29), eaaw1977(1–13). DOI: 10.1126/scirobotics.aaw1977
- Hu, C., Pané, S., Nelson, B., 2018. Soft micro- and nanorobotics. *Annual Review of Control, Robotics, and Autonomous Systems* 1, 53–75. DOI: 10.1146/annurev-control-060117-104947
- Kern, M. J., Sorajja, P., Lim, M. J., 2015. *Cardiac catheterization handbook*, 6th Edition. Elsevier Health Sciences, Philadelphia, PA.
- Runciman, M., Darzi, A., Mylonas, G., 2019. Soft robotics in minimally invasive surgery. *Soft Robotics* 6 (4), 423–443. DOI: 10.1089/soro.2018.0136
- Seldinger, S. I., 2008. Catheter replacement of the needle in percutaneous arteriography: A new technique. *Acta Radiologica* 49 (suppl.434), 47–52. DOI: 10.1080/02841850802133386
- Serrano-Balbontín, A. J., Tejado, I., Vinagre, B. M., 2023. Simulation of hydraulic microactuator for catheter navigation. In: *Proceedings of Jornadas de Robótica y Bioingeniería*. pp. 65–71. DOI: 10.20868/UPM.book.74896
- Serrano-Balbontín, A. J., Tejado, I., Vinagre, B. M., 2024. Dynamic modeling of a fluidic soft actuator: First results within a fractional approach. *IFAC PapersOnLine* 58 (12), 442–447. DOI: 10.1016/j.ifacol.2024.08.231
- Sorajja, P., Lim, M. J., Kern, M. J., 2021. *Cardiac Catheterization Handbook*. Elsevier Health Sciences.
- Vitiello, V., Lee, S., Cundy, T., Yang, G., 2013. Emerging robotic platforms for minimally invasive surgery. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* 6, 111–126. DOI: 10.1109/RBME.2012.2236311
- Zhu, J., Lyu, L., Xu, Y., Liang, H., Zhang, X., Ding, H., Wu, Z., 2021. Intelligent soft surgical robots for next-generation minimally invasive surgery. *Advanced Intelligent Systems* 3 (5), 2100011. DOI: 10.1002/aisy.202100011