

## Actuador hidráulico blando para navegación de catéteres: Diseño, simulación y fabricación de primeros prototipos

Serrano-Balbotín, A. J. \*, Mancha-Sánchez, E., Tejado, I., Vinagre, B. M.

*Universidad de Extremadura, Escuela de Ingenierías Industriales, Av. de Elvas, s/n, 06006 Badajoz, España.*

**To cite this article:** Serrano-Balbotín, A. J., Mancha-Sánchez, E., Tejado, I., Vinagre, B. M. 2023. Hydraulic soft actuator for catheter navigation: Design, simulation and fabrication of first prototypes. XLIV Jornadas de Automática, 744-749. <https://doi.org/10.17979/spudc.9788497498609.744>

### Resumen

Los actuadores blandos, es decir, los fabricados con materiales altamente deformables, tienen un gran potencial en aplicaciones biomédicas, debido principalmente a su bajo coste y peso, reducido tiempo de respuesta, facilidad de fabricación, alto grado de maniobrabilidad que ofrecen y seguridad en términos de biocompatibilidad. El objetivo de este proyecto es desarrollar un catéter robótico a pequeña escala con una punta dirijible para realizar cirugías cardíacas. Como primer paso para validar el concepto, este trabajo se centra en el diseño de un actuador hidráulico blando para controlar la dirección de la punta del catéter. Las simulaciones por elementos finitos permiten predecir con precisión el complejo comportamiento de los materiales hiperelásticos, lo que facilita el diseño y la optimización del uso de materiales. En este trabajo se emplean simulaciones en COMSOL Multiphysics para, por un lado, conocer cómo evoluciona el actuador bajo las deformaciones tridimensionales y, por otro, optimizar la geometría del actuador en términos de desplazamiento de la punta para una presión determinada. Asimismo, se describe el método de fabricación de los primeros prototipos.

*Palabras clave:* Tecnología robótica, Robots blandos, Diseño basado en simulación, Actuadores, Robots médicos.

### Hydraulic actuator for catheter navigation: Design, simulation and fabrication of first prototypes

#### Abstract

Soft actuators, i.e., those made of highly deformable materials, have great potential in biomedical applications, mainly due to their low cost and weight, reduced response time, ease of fabrication, high degree of maneuverability and safety in terms of biocompatibility. The objective of this project is to develop a small-scale robotic catheter with a steerable tip to perform cardiac surgery. As a first step to validate the concept, this work focuses on the design of a soft hydraulic actuator to control the direction of the catheter tip. Finite element simulations allow accurate prediction of the complex behavior of hyperelastic materials, which facilitates design and optimization of material usage. In this work, simulations in COMSOL Multiphysics are used to understand how the actuator evolves under three-dimensional deformations and to optimize the actuator geometry in terms of tip displacement for a given pressure. The manufacturing method of the first prototypes is also described.

*Keywords:* Robotics technology, Soft Robots, Simulation-Based Design, Actuators, Medical Robots.

### 1. Introducción

La robótica blanda se basa en la idea de utilizar materiales flexibles y deformables que confiere a los robots la capacidad de deformarse y adaptarse a diferentes situaciones y entornos, fun-

cionalidades distintas a la robótica rígida. En un informe de la dirección de investigación e innovación de la comisión europea (Warnke et al., 2019) se considera la robótica blanda como uno de los 100 principales desarrollos que pueden tener un fuerte impacto en la creación de valor y dar soluciones a necesida-

\*Autor para correspondencia: [ajserranob@unex.es](mailto:ajserranob@unex.es)  
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

des sociales. Fabricar máquinas con materiales blandos permite realizar interacciones seguras y biomecánicamente compatibles con el ser humano. Los robots blandos pueden desplazarse por terrenos difíciles y penetrar en espacios estrechamente confinados adaptando su forma y estrategia de locomoción. Asimismo son apropiados para la manipulación de objetos frágiles o blandos tales como los alimentos.

En la robótica blanda, los métodos de accionamiento más populares son el neumático, el hidráulico, el accionado por cable, los polímeros electroactivos, los materiales con memoria de forma, el electromagnético y el trenzado y enrollado. En (Xavier et al., 2022), se ofrece una comparación cualitativa de dichos actuadores para nueve criterios diferentes, donde los actuadores accionados por fluidos (soft fluidic actuator, SFA, o elastic inflatable actuator, EIA) se muestran como una de las tecnologías dominantes entre las utilizadas debido a su manipulación rápida y precisa y a su fácil fabricación (incluso siendo posible el uso de materiales y fluidos biocompatibles) y control. También permiten la detección y la miniaturización, siendo la eficiencia su principal limitación según esta revisión. En (Nguyen et al., 2022; Kumar et al., 2021; Thai et al., 2020; Ali et al., 2016; Le et al., 2016) se pueden encontrar ejemplos de aplicación de los últimos avances en SFA para desarrollar robots quirúrgicos.

En el diseño de este tipo de actuadores intervienen dos cuestiones principales (Gorissen et al., 2017): por un lado, la anisotropía de su estructura o geometría, que define el tipo de movimiento del actuador entre contracción, expansión, torsión y flexión; y por otro, el material del que están fabricados, que se caracterizan por grandes deformaciones y bajos módulos elásticos. En el caso de los EIA de flexión, que consiguen su deformación mediante una sección transversal axial flexible y asimétrica que rodea un vacío inflable, la asimetría excéntrica del vacío obtenida cuando la cámara de presión se coloca excéntricamente en la estructura elástica es una de las posibles soluciones.

Antes de la fabricación, el análisis basado en la simulación de elementos finitos proporciona una solución eficaz para el modelado de SFA en lugar de utilizar un modelo analítico explícito del actuador debido a sus geometrías complejas y a las fuertes no linealidades de los materiales. Consulte (Xavier et al., 2021) y las referencias en él para una revisión sobre los desarrollos recientes.

Teniendo en cuenta el contexto mencionado, este artículo se centra en el diseño de un actuador hidráulico blando para el control de la dirección de la punta de un catéter. Se realizan simulaciones de elementos finitos en COMSOL Multiphysics para optimizar la geometría del actuador en términos de flexión. Es importante señalar que el objetivo final de este trabajo es desarrollar un catéter robótico dirigible a pequeña escala guiado de forma autónoma para cirugía cardíaca. Por lo tanto, el estudio presentado aquí servirá como primer paso para la fabricación y control del actuador real necesario para validar el concepto de diseño del catéter.

El resto del documento está organizado como sigue. La sección 2 ofrece una visión general del catéter dirigible robótico a pequeña escala guiado de forma autónoma que se va a desarrollar. La sección 3 describe brevemente los fundamentos necesarios para la comprensión de este estudio. La sección 4

contiene los modelos del actuador desarrollados en COMSOL Multiphysics para evaluar su diseño, mientras que la sección 5 presenta los principales resultados obtenidos para diferentes tipos de simulaciones. El método de fabricación de los primeros prototipos de actuadores hidráulicos se describe en la sección 6. Por último, la Sección 7 resume las principales conclusiones y futuros trabajos.

## 2. Visión general del catéter orientable

Esta sección ofrece una visión general del catéter robotizado dirigible a pequeña escala. Desde un punto de vista médico, todos los procedimientos médicos mínimamente invasivos, independientemente del objetivo final, es decir, cirugía, diagnóstico y administración de fármacos, implican no sólo navegar desde una pequeña incisión en la piel hasta el lugar específico donde se requiere la intervención, sino también navegar a través de entornos complejos y constreñidos.

En la actualidad, los catéteres se fabrican con materiales semirrígidos difíciles de introducir por las complejas trayectorias del sistema circulatorio humano. El punto clave para navegar con seguridad con un catéter y evitar el grave riesgo de perforación tisular es poder determinar la posición relativa de la punta del catéter dentro del vaso y controlar las fuerzas que aplica al tejido circundante. En la práctica clínica actual, las fuerzas se controlan en gran medida mediante el tacto, lo que hace depender de un experto que pueda realizar el procedimiento. El uso de la robótica blanda en este campo ayuda a reducir la carga de trabajo de los clínicos.

La Figura 1 es una ilustración conceptual del problema a estudiar y de la solución iniciada en este trabajo. Se trata de orientar la punta del catéter gracias a una punta inflable. El polidimetilsiloxano (PDMS) es un polímero orgánico basado en silicio conocido por sus propiedades reológicas. Una vez que la orientación es la adecuada, es decir, la punta no apunta a la pared arterial, el cuerpo del catéter puede empujarse más hacia el interior.

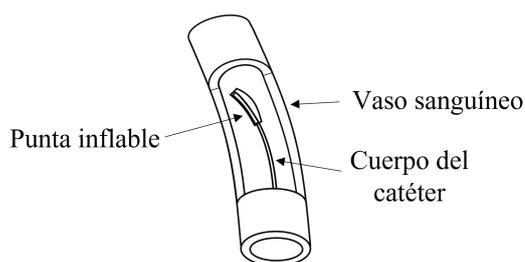


Figura 1: Ilustración de un catéter dirigido por un actuador accionado por fluidos en el interior de un vaso sanguíneo

El proyecto completo requiere abordar múltiples tareas complejas. Este trabajo comenzará abordando una de ellas. Los principales elementos que componen el catéter y el sistema de direccionamiento de la punta se comentan brevemente a continuación: 1) la punta del catéter, que se fabrica con actuadores accionados por fluidos y cuya fabricación está prevista con moldes impresos en 3D, 2) los actuadores son accionados por agua que se presuriza mediante un sistema basado en el empuje motorizado de una jeringa denominada bomba de jeringa, 3) la bomba se encarga de alimentar los actuadores a través de una

red de tuberías dentro del cuerpo del catéter, que también es flexible y 4) la electrónica que controla la rotación del motor, que a su vez que determinará la presión dada por la bomba, utilizando los datos de la fuerza en la punta y sensores de presión.

### 3. Fundamentos

Esta sección resume los fundamentos necesarios para comprender mejor el estudio que se va a realizar.

#### 3.1. Principio de funcionamiento

Los actuadores fluidicos están hechos de un material elástico y tienen una cámara en su interior. En la cámara se presuriza un fluido, gas o líquido, para producir la deformación del actuador. Con el fin de obtener una flexión en estos actuadores, es necesario introducir una asimetría en su diseño. Las tres formas principales de obtener una asimetría son: 1) utilizar una configuración excéntrica de la cámara respecto al centro de la pieza, 2) utilizar una membrana corrugada, y 3) utilizar diferentes materiales. Este artículo se centra en los actuadores excéntricos. Son más sencillos de fabricar y no se compromete la capacidad para producir grandes deformaciones (Gorissen et al., 2017).

#### 3.2. Materiales hiperelásticos

Los materiales hiperelásticos pueden sufrir grandes deformaciones y volver a su forma y tamaño originales cuando se elimina la fuerza aplicada. La relación entre tensión y deformación suele ser no lineal. Existen muchos modelos de materiales hiperelásticos. Suelen basarse en la densidad de energía de deformación expresada en función de invariantes.

El modelo de Yeoh sirve para materiales hiperelásticos casi incompresibles similares al caucho. Se ha demostrado que suele ajustarse mejor a los datos experimentales que otros modelos para grandes deformaciones (Xavier et al., 2021).

$$W = \sum_{i=1}^n C_i (I_1 - 3)^i \quad (1)$$

donde  $n$  es el número de términos,  $C_i$  son constantes, y  $I_1$  es la primera invariante. El modelo de Yeoh de tercer orden ( $n = 3$ ), se ajusta mejor a los datos experimentales.

### 4. Modelos de simulación

En esta sección se describen los modelos de simulación desarrollados en COMSOL Multiphysics, cuya geometría, material, física y mallado se detallan a continuación.

#### 4.1. Actuador blando

**Geometría:** El actuador está conformado por la diferencia de dos geometrías básicas. La geometría interior o núcleo es la cámara donde se inyecta el fluido y ejerce una presión sobre las paredes, mientras que la exterior determina su forma y el grosor de las paredes. En este trabajo, el actuador está compuesto por dos cilindros excéntricos. Se considera que los cilindros están colocados en la misma orientación y sus ejes principales están en el mismo plano. Por lo tanto, se puede definir un plano de simetría, que será conveniente para reducir el coste computacional.

La figura 2 (a) muestra una sección del actuador cilíndrico excéntrico (CEA) con los parámetros principales. El radio exterior,  $R_e$ , el radio interior,  $R_i$ , y la distancia entre los ejes de los cilindros interior y exterior,  $d$ . La Figura 2 (b) muestra una vista lateral del CEA. Las longitudes del cilindro interior y exterior se denotan como  $L_i$  y  $L_e$ , respectivamente.

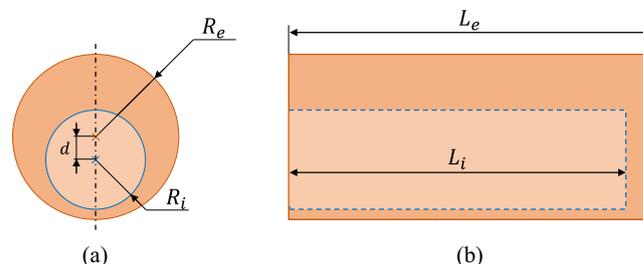


Figura 2: Parámetros principales en un actuador excéntrico cilíndrico

En las simulaciones se realiza un análisis más profundo del efecto de la variación de estos parámetros. En particular, resulta menos intuitivo predecir la influencia de la relación entre los grosores de las paredes. La geometría 3D resultante en COMSOL se muestra en la Figura 3. Se compone de la diferencia de los dos cilindros que han sido cortados por la mitad por el plano de simetría. El borde final en ambos cilindros se han suavizado mediante el uso de un empalme de 0,5 mm (zona más oscurecida en la figura).

**Materiales:** El material asignado al actuador es PDMS. La densidad es  $\rho = 960 \text{ kg/m}^3$ , y las constantes de Yeoh son  $C_1 = 0,36428 \text{ MPa}$ ,  $C_2 = 0,07036 \text{ MPa}$ , y  $C_3 = 0,05307 \text{ MPa}$  (Phothiphatcha and Puttapitukporn, 2021).

**Físicas:** La simulación implica una física única: “Mecánica de sólidos”. Se aplica una presión uniforme como carga límite a las paredes de la cámara. Se indica una restricción fija a la sección transversal de entrada (plano YZ). Se aplica una condición de simetría a la sección transversal longitudinal (plano XZ).

**Malla:** Se emplea una malla controlada por la física. Consiste esencialmente en elementos tetraédricos y se seleccionó un tamaño más fino. La malla resultante se muestra en la Figura 3.

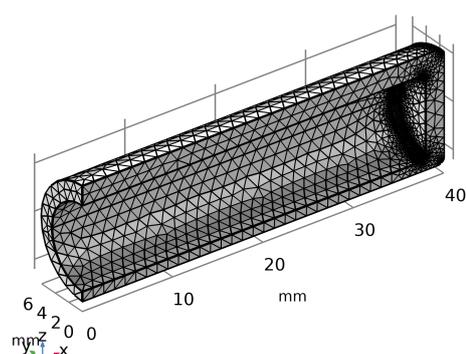


Figura 3: Geometría y malla tetraédrica del CEA

## 4.2. Optimización de la geometría

El objetivo de esta subsección es analizar el efecto de la geometría en la deformación final del actuador. En particular, nos interesa analizar los espesores.

La pared más gruesa y más delgada del CEA,  $t_1$  y  $t_2$ , respectivamente, depende del desplazamiento y de los radios de la siguiente manera:

$$t_1 = R_e - R_i + d \quad (2)$$

$$t_2 = R_e - R_i - d \quad (3)$$

Con  $d = 0$  no se produciría flexión debido a la simetría en los espesores de pared y la presión aplicada. Obsérvense los límites de los parámetros:  $0 < d < R_e - R_i$ , y  $0 < R_i < R_e$ , que deben cumplirse para paredes con anchura distinta de cero.

En general, la pared de mayor grosor está relacionado con el nivel de presión necesario para doblar el actuador. Cuanto mayor sea el grosor, mayor será la presión necesaria para curvar el actuador. Sin embargo, no se conoce con claridad la influencia de la relación entre  $t_1$  y  $t_2$  en el resultado final.

Se emplearon los siguientes criterios para seleccionar los parámetros simulados: 1)  $t_2$  se fijó en 1 mm, que es el valor más bajo que permite obtener la tecnología disponible, 2)  $t_1$  varía entre 1 y 10 mm, y 3)  $R_e$  se fijó arbitrariamente en 6 mm, de acuerdo con los espesores seleccionados y el tamaño de la aorta.

Bajo este criterio, la combinación final de parámetros seleccionados de la sección circular se muestra en la Tabla 1.

La longitud de los cilindros se dejó fija en  $L_e = 40$  mm y  $L_i = 38$  mm. El espesor de la cubierta final,  $t_1$ , se obtiene como la diferencia de longitudes:  $t_1 = L_e - L_i = 2$  mm.  $t_1$  es mayor que  $t_2$  con el fin de centrar el uso de la presión para doblar el actuador y no en que se deforme la membrana de la punta.

Tabla 1: Combinación de los valores simulados de la sección circular

| $t_2$ [mm] | $t_1$ [mm] | $R_e$ [mm] | $R_i$ [mm] | $d$ [mm] |
|------------|------------|------------|------------|----------|
| 1,00       | 1,00       | 6,00       | 5,000      | 0,000    |
| 1,00       | 1,25       | 6,00       | 4,875      | 0,125    |
| 1,00       | 1,50       | 6,00       | 4,750      | 0,250    |
| 1,00       | 2,00       | 6,00       | 4,500      | 0,500    |
| 1,00       | 3,00       | 6,00       | 4,000      | 1,000    |
| 1,00       | 4,00       | 6,00       | 3,500      | 1,500    |
| 1,00       | 5,00       | 6,00       | 3,000      | 2,000    |
| 1,00       | 9,00       | 6,00       | 1,000      | 4,000    |
| 1,00       | 10,0       | 6,00       | 0,500      | 4,500    |

## 5. Simulaciones

En esta sección se presentan y discuten los resultados de simulaciones por elementos finitos obtenidos en este trabajo, correspondientes a los actuadores accionados por fluidos diseñados para la orientación del catéter. En particular, se realizaron dos grupos de simulaciones: 1) deformaciones elásticas tridimensionales, y 2) respuesta dinámica de la punta del actuador.

## 5.1. Deformación elástica durante insuflación

En las simulaciones se dio como entrada una presión linealmente creciente (rampa), caracterizada por una pendiente de 100 kPa/s y valor inicial de 0 Pa. Se optó por esta opción en lugar de un escalón debido a que las transiciones abruptas en las señales de entrada no son adecuadas para las simulaciones por elementos finitos.

En la Figura 4 se comparan las deformaciones de tres de los ratios simulados (1,5, 4 y 10) a una misma presión de entrada para conocer como es la naturaleza de la deformación cuando se le insufla un fluido al actuador. Se observa que ratios de grosores pequeños producen que el actuador se dilate como un globo a bajas presiones, haciendo que el desplazamiento de la punta sea pequeño (4,88 mm) y además se observa una elevada elongación en el eje X. Por el contrario grosores altos producen un pequeño desplazamiento (0,45 mm) pero por una causa distinta, el comportamiento es más parecido al de una viga sometida a flexión. Para relaciones intermedias se observa que el desplazamiento es considerablemente mayor (14,13 mm) y su comportamiento también es intermedio, se dilata la mitad inferior como un globo y la mitad superior no se dilata sino que se dobla con mayor facilidad.

Los ratios menores serán poco deseables para el fin buscado dado que las tensiones sufridas por el material son superiores y se encuentran más próximos a los límites del material.

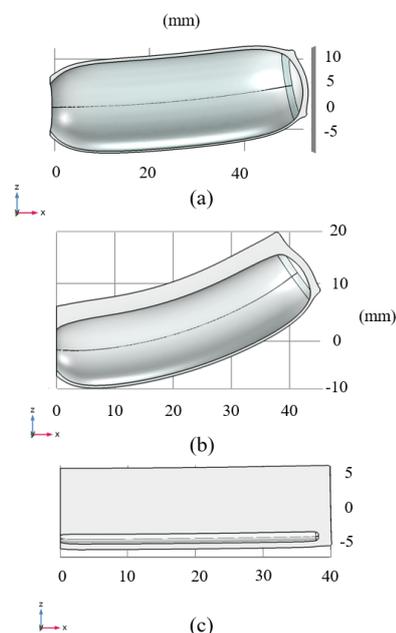


Figura 4: Deformación de un actuador excéntrico en las simulaciones a una presión de entrada de 450 kPa, para varios ratios de grosor: (a)  $t_1/t_2 = 1,5$  (b)  $t_1/t_2 = 4$  (c)  $t_1/t_2 = 10$ .

## 5.2. Respuesta dinámica

La Figura 5 muestra la deflexión del actuador cilíndrico en la punta desde 0 hasta 10 s de simulación bajo la misma entrada rampa (0 a 1MPa), para las relaciones de espesores mencionadas en la Tabla 1.

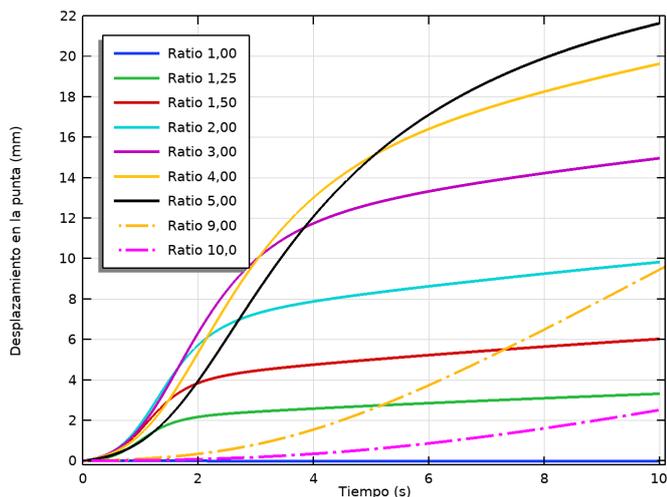


Figura 5: Desplazamiento de la punta con presión de rampa de 100 kPa/s para varias relaciones de espesores.

Como se intuye con los anteriores resultados mostrados, la ratio de espesores determina considerablemente la relación entrada-salida.

En general se distingue en las curvas de desplazamiento dos tramos con dinámicas diferenciadas, así como una transición entre ambas: un primer tramo en el que aumentos adicionales de presión producen mayores desplazamientos en proporción, originando una forma de parábola, y un segundo tramo en el que incrementos adicionales de presión producen desplazamientos adicionales pero en menor proporción que en el anterior tramo y siguiendo una forma cuasilineal. Nótese que al tratarse de una entrada de tipo rampa, los sistemas lineales e invariantes en el tiempo más clásicos, como los de primer y segundo orden, responden con una curva parecida al primer tramo observado en estas. La forma del segundo tramo se atribuye a las no linealidades del actuador causadas por los límites mecánicos.

Se observa como para  $t_1/t_2 \leq 1,5$  la respuesta se satura rápidamente alcanzado el régimen no lineal del actuador y, como se había anticipado, la relación  $t_1/t_2 = 1$  no produce desplazamiento. Asimismo se observa que para  $t_1/t_2 = 2$  produce deformaciones mayores en todo el tiempo de simulación que los casos anteriores. Los ratios mayores que dos proporcionan un mayor rango de presiones en el que el actuador se comporta de manera lineal y un desplazamiento máximo de la punta. No obstante existe un compromiso entre rapidez y desplazamiento máximo alcanzable.

Por tanto, los ratios inferiores a 2 serán descartados al ofrecer menos deformaciones para una misma entrada. Ratios muy grandes tales como 9 y 10, tienen transitorios excesivamente lentos por lo que son igualmente descartados. El valor más adecuado a escoger entre los restantes está determinado por el desplazamiento máximo que se quiere conseguir y la presión de trabajo. A modo de ejemplo si el objetivo fuera maximizar el desplazamiento a una presión de 200 kPa, el ratio más conveniente sería de 3, mientras que para 600 kPa será mejor un ratio de 5. Teniendo en cuenta que la aorta tiene un diámetro interno de 24 mm, el desplazamiento máximo necesario no será superior a 12 mm. Lo que hace al actuador con un ratio de grosores igual a 4 sea la opción más adecuada.

## 6. Fabricación de prototipos

A continuación se explica de manera detallada el proceso de fabricación de los actuadores de PDMS mediante la técnica de moldeo. En la Figura 6 se han incluido fotografías tomadas durante el proceso de fabricación para una mejor comprensión del procedimiento.



Figura 6: Fotografías tomadas durante las cuatro principales etapas de fabricación por moldeo de los actuadores excéntricos hechos de PDMS.

### 6.1. Preparación del PDMS

Para la obtención del PDMS empleado en los actuadores se ha utilizado el kit SYLGARD 184. Contiene dos componentes A y B, una base y un agente curador, respectivamente. Inicialmente ambos componentes se encuentran en una fase líquida, siendo el componente A de una alta viscosidad mientras que el componente B tiene una baja viscosidad. En un vaso de precipitado se vierte el componente A y se pesa. Asimismo se realiza una medida del componente B y se vierte sobre el vaso del componente A (fotografía 1 de la Figura 6). Se utiliza una espátula para remover hasta obtener una mezcla homogénea. Una vez mezclados, el producto resultante inicia la curación que consiste en la formación de enlaces químicos y la obtención de una fase sólida conformada por el polímero. El tiempo total de curación depende principalmente de la temperatura. A temperatura ambiente se obtiene la fase sólida pasadas las 20 horas aunque se puede acelerar el proceso con calentamiento. En este caso se optó por la primera opción para evitar alteraciones en el resultado debidos al método de curación y dejando un tiempo prudente para que se realizara la curación de forma exitosa.

Durante la mezcla de los dos componentes es habitual la formación de pequeñas burbujas debido a la retención del aire en una fase viscosa. Con motivo de acelerar el proceso de eliminación de burbujas se introdujo la mezcla en una campana y se hizo el vacío con una bomba. Esto ayuda al ascenso de las mismas hasta la interfase con el aire ambiente y que desaparecerán rápidamente al extraer la mezcla de la campana.

Aprovechando que la mezcla permanece líquida, el PDMS se vierte en los moldes.

### 6.2. Fabricación de los moldes

Para obtener los actuadores es necesario diseñar el negativo de la pieza. En los actuadores de este tipo es necesario crear el negativo de la cavidad interna, al que denominaremos núcleo en adelante, además del negativo de la forma exterior al que denominamos molde exterior.

Entre las principales dificultades en la elaboración del actuador se encuentra la fabricación del núcleo y su colocación

en relación al molde exterior, que son intensificadas por las pequeñas dimensiones que se desean y la imposibilidad de pegar dos piezas de PDMS ya solidificadas con técnicas a nuestro alcance. La resistencia a la adhesión del PDMS radica en su superficie no polar y con baja energía superficial. En ciertos trabajos se emplean tratamientos superficiales mediante gas ionizado, plasma, para favorecer la adhesión pero que desconocemos su utilidad para piezas de pequeñas dimensiones y que además resultaría en imperfecciones en la superficie del actuador.

Se ha optado por la confección en una única pieza para obtener mayor precisión en la colocación del núcleo respecto al molde exterior, por lo que los soportes empleados para el posicionamiento del núcleo en relación al molde exterior solo debe ocurrir a través de la única abertura disponible, la entrada para el fluido. Los moldes se han obtenido por fabricación aditiva por deposición fundida (FDM), ver la segunda fotografía en la Figura 6. Recuérdate que la geometría del actuador se compone por la diferencia de dos cilindros excéntricos. En concreto se ha empleado un filamento de alcohol polivinílico (PVA) que se caracteriza por ser soluble en agua y que da mayor facilidad para retirar el molde (filamento de color anaranjado en las fotografías). Además se hizo una segunda pieza de ácido poliláctico (PLA) que únicamente cumple la función de contener el PDMS mientras se vierte (filamento verde).

### 6.3. Eliminación del molde

Una vez el PDMS se ha dejado curar el tiempo suficiente para que se haya solidificado, se introduce el molde de PVA relleno con el PDMS en agua. Es importante que el PDMS haya solidificado completamente para evitar imperfecciones al retirar el molde. El molde exterior se disuelve relativamente rápido debido a la gran cantidad de superficie que se encuentra en contacto con el agua y dado que los soportes entre el molde exterior y el núcleo están expuestos y son pequeños, se produce su separación. El núcleo tiene una disolución lenta debido a que se encuentra encerrado entre las paredes de PDMS. En la figura, la tercera fotografía de la Figura 6 es tomada tras la retirada del molde de PLA y la eliminación del molde exterior, pero en la que aún permanece el núcleo de PVA.

### 6.4. Acoplamiento a tubería

Una vez se ha obtenido la pieza de PDMS, el actuador se completa con su unión a una tubería que servirá provisionalmente de cuerpo del catéter, véase la cuarta fotografía de la Figura 6. Es importante realizar un diseño que evite las fugas de fluido a presión. Debido al diseño del actuador con forma cilíndrica se trata de una unión con distintas secciones. Esta pieza se ha obtenido también mediante FDM empleando un filamento con mayor resistencia mecánica, el poliéster de glicol (PETG). En la cuarta fotografía se ve el actuador acoplado a dicha pieza (color negro) y unido a una tubería.

## 7. Conclusiones

Se ha discutido y optimizado el diseño de un actuador excéntrico blando accionado por un fluido a presión, que formará parte de un catéter, cuya función será orientar su punta para la navegación en el interior de una arteria. Se ha empleado simulaciones por elementos finitos debido a la complejidad para determinar el comportamiento de los materiales hiperelásticos habitualmente empleados en robótica blanda. El modelo de

elasticidad elegido para el actuador se ha realizado conforme al estado del arte. Los resultados de las simulaciones han proporcionado las observaciones que a continuación se exponen.

Primero se ha observado la deformación elástica del actuador para varias relaciones de grosores y se concluyó que relaciones pequeñas de grosores producen poco desplazamiento de la punta pese a que su forma exterior se deforma en exceso. Por el contrario, grosores grandes producen poco desplazamiento aunque su aspecto es más parecido a la deformación de una viga. Segundo, la respuesta dinámica de los actuadores muestra que relaciones de grosores pequeños están dominados por las no linealidades mientras que grosores mayores tienen un mayor rango lineal que serán más adecuados para su control. Tercero, haciendo uso de los resultados de simulación se ha determinado la relación de grosores que combina un amplio rango lineal y una gran deformación. Por último, estos resultados son de utilidad para prever el comportamiento de un actuador real, así como acelerar el proceso de fabricación de un actuador con las prestaciones más adecuadas en esta aplicación. Se ha mostrado el proceso de fabricación de actuadores biocompatibles mediante la técnica de moldeado.

Nuestros trabajos futuros se centrarán en: 1) la preparación de pruebas experimentales que permitan analizar el actuador fabricado, y 2) el diseño de una estrategia de control para dirigir la punta del catéter.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por la Agencia Estatal de Investigación (Ministerio de Ciencia e Innovación) a través del proyecto PID2019111278RB-C22/AEI/10.13039/501100011033, por la Consejería de Economía, Ciencia y Agenda Digital (Junta de Extremadura) bajo la beca “Ayudas a Grupos de Investigación de Extremadura”, y por el Fondo Europeo de Desarrollo Regional “Una manera de hacer Europa”.

## Referencias

- Ali, A., Plettenburg, D. H., Breedveld, P., 2016. Steerable catheters in cardiology: Classifying steerability and assessing future challenges. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 63 (4), 679–693.
- Gorissen, B., Reynaerts, D., Konishi, S., Yoshida, K., Kim, J.-W., Volder, M. D., 2017. Elastic inflatable actuators for soft robotic applications. *Advanced Materials* 29 (43), 1604977.
- Kumar, N., Wirekoh, J., Saba, S., Riviere, C. N., Park, Y.-L., 2021. Soft miniaturized actuation and sensing units for dynamic force control of cardiac ablation catheters. *Soft Robotics* 8 (1), 59–70.
- Le, H. M., Do, T. N., Phee, S. J., 2016. A survey on actuators-driven surgical robots. *Sensors and Actuators A: Physical* 247, 323–354.
- Nguyen, C. C., Teh, T., Thai, M. T., Phan, P. T., Hoang, T. T., Low, H., Davies, J., Nicotra, E., Lovell, N. H., Do, T. N., 2022. Bidirectional soft robotic catheter for arrhythmia treatment. In: *2022 International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 9579–9585.
- Phothiphatcha, J., Puttapitukporn, T., 2021. Determination of material parameters of pdms material models by matlab. *Engineering Journal* 25 (4), 11–28.
- Thai, M. T., Phan, P. T., Hoang, T. T., Wong, S., Lovell, N. H., Do, T. N., 2020. Advanced intelligent systems for surgical robotics. *Advanced Intelligent Systems* 2 (8), 1900138.
- Warnke, P., Cuhls, K., Schmoch, U., 2019. 100 radical innovation breakthroughs for the future.
- Xavier, M. S., Fleming, A. J., Yong, Y. K., 2021. Finite element modeling of soft fluidic actuators: Overview and recent developments. *Advanced Intelligent Systems* 3 (2), 2000187.
- Xavier, M. S., Tawk, C. D., Zolfagharian, A., Pinski, J., Howard, D., Young, T., Lai, J., Harrison, S. M., Yong, Y. K., Bodaghi, M., Fleming, A. J., 2022. Soft pneumatic actuators: A review of design, fabrication, modeling, sensing, control and applications. *IEEE Access* 10, 59442–59485.