

Jornadas de Automática

Sistemas de Liberación y Captura de Microobjetos en Entornos Fluídicos: Diseño, Fabricación y Evaluación Comparativa

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

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

To cite this article: Mancha-Sánchez, Enrique, Serrano-Balbontín, Andrés J., Tejado, Inés, Vinagre, Blas M. 2025. Release and Capture Systems for Micro-Objects in Fluidic Environments: Design, Fabrication, and Comparative Evaluation. *Jornadas de Automática*, 46. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2025.46.12208>

Resumen

La manipulación precisa de microobjetos en el torrente sanguíneo es esencial para diversas intervenciones médicas mínimamente invasivas. Este trabajo presenta el desarrollo y análisis comparativo de dos diseños de *microgrippers* integrables en la punta de un catéter: uno basado en fuerzas capilares y otro de tipo mecánico bistable. El primero emplea una gota controlada de aceite de silicona para una captura suave y adaptable; se describen sus principios de funcionamiento y simulaciones del puente capilar. El segundo utiliza un mecanismo de agarre directo con dos estados estables, ofreciendo respuesta rápida, robustez y bajo consumo energético, validado mediante simulación. Finalmente, se discute comparativamente el rendimiento de ambos sistemas en términos de agarre, adaptabilidad, control y aplicabilidad endovascular, destacando sus ventajas y limitaciones.

Palabras clave: Micro y nano sistemas mecatrónicos, Estructuras inteligentes, Tecnologías robóticas, Microsistemas: nano- y micro-tecnologías, Aplicación de principio mecatrónicos

Release and Capture Systems for Micro-Objects in Fluidic Environments: Design, Fabrication, and Comparative Evaluation

Abstract

Precise manipulation of micro-objects within the bloodstream is essential for various minimally invasive medical procedures. This work presents the development and comparative analysis of two *microgripper* designs suitable for integration at the tip of a catheter: one based on capillary forces and the other employing a bistable mechanical mechanism. The former uses a controlled silicone oil droplet for gentle and adaptable object capture; its working principles and capillary bridge simulations are detailed. The latter features a direct mechanical gripping system with two stable states, offering rapid response, robustness, and low energy consumption, as validated through simulation. A comparative discussion evaluates both systems in terms of gripping mechanism, adaptability, control, and endovascular suitability, highlighting their respective advantages and limitations.

Keywords: Micro and Nano Mechatronic Systems, Smart Structures, Robotics technologies, Microsystems: nano- and micro-technologies, Application of mechatronic principles.

1. Introducción

La manipulación de objetos a escala micrométrica es clave en un número creciente de aplicaciones, desde la fabricación de semiconductores y el ensamblaje de sistemas MEMS

hasta la ingeniería de tejidos y la manipulación de estructuras biológicas. No obstante, la miniaturización extrema impone importantes desafíos físicos y técnicos. En particular, trabajar con estructuras submilimétricas en entornos fisiológicos com-

*Autor para correspondencia: itejbal@unex.es
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

plejos, como el torrente sanguíneo, plantea retos específicos: las fuerzas de adhesión superficial superan a las gravitacionales, la fragilidad de los objetos requiere técnicas no destructivas, y el posicionamiento preciso en medios dinámicos y confinados resulta crucial. Estas limitaciones reducen la eficacia de muchas estrategias convencionales de micromanipulación (Zhang et al., 2019).

Los *microgrippers* —utilizaremos este término en inglés a lo largo del texto— mecánicos son una solución intuitiva inspirada en pinzas macroscópicas convencionales (Breger et al., 2015). Suelen emplear dos o más “dedos” o mandíbulas que se cierran para sujetar un objeto. Aunque ofrecen un agarre firme y directo, su uso en contextos delicados —como la manipulación de células o tejidos blandos— puede provocar daños debido a la concentración de tensiones o una fuerza de cierre excesiva. Además, requieren mecanismos complejos y un aporte energético continuo para mantener el agarre, lo que limita su integración en sistemas miniaturizados, como los dispositivos médicos basados en catéteres.

Para superar estas limitaciones, se han propuesto diseños más avanzados como los mecanismos biestables, capaces de adoptar dos o más configuraciones estables y cambiar entre ellas mediante una breve señal energética, sin necesidad de consumo continuo (Zirbel et al., 2016). Esta característica resulta especialmente atractiva en aplicaciones médicas que requieren actuadores rápidos y de bajo consumo, al permitir un agarre fiable con mayor eficiencia energética (Power et al., 2023).

Paralelamente, se han desarrollado enfoques que favorecen una interacción más suave con el objeto, como los sistemas basados en puentes capilares. Estos aprovechan la tensión superficial entre el *gripper* y el objeto para lograr una manipulación precisa y no destructiva (Lambert et al., 2003). Mediante el control de parámetros como el volumen del líquido, la histéresis del ángulo de contacto o la afinidad de las superficies, es posible modular la fuerza de agarre y adaptar el comportamiento de captura y liberación.

Estos sistemas ofrecen ventajas como el mantenimiento pasivo del agarre y la capacidad de autoalineación, ya que la tensión superficial tiende a centrar el objeto respecto a la punta del *gripper* (Arutinov et al., 2015). Sin embargo, su uso en medios acuosos —como el interior de vasos sanguíneos— presenta desafíos, ya que el agua no genera una tensión interfacial suficiente. Esto ha llevado al empleo de líquidos inmiscibles, como aceites biocompatibles, que permiten formar puentes capilares efectivos en dichos entornos (Mancha-Sánchez et al., 2025).

Las intervenciones médicas mínimamente invasivas, especialmente las realizadas por cateterismo, requieren soluciones avanzadas de micromanipulación. Poder capturar o liberar microobjetos —como agentes terapéuticos, dispositivos miniaturizados (Barbot et al., 2023), muestras o coágulos— directamente desde la punta de un catéter en el torrente sanguíneo es un objetivo clínico de gran interés. Este escenario impulsa el desarrollo de *microgrippers* robustos, capaces de retener el objeto durante su tránsito vascular y liberarlo de forma controlada en el lugar deseado, operando con eficacia en un entorno líquido, dinámico y confinado.

En este contexto, el presente trabajo aborda el desarrollo y análisis comparativo de dos enfoques de *microgripper* di-

señados para aplicaciones endovasculares. El primero se basa en fuerzas capilares y emplea una gota de aceite controlada para la captura del objeto, con resultados experimentales ya obtenidos y validados (Mancha-Sánchez et al., 2025). El segundo consiste en un novedoso *microgripper* mecánico biestable, actualmente en fase de diseño y validación mediante simulaciones computacionales. El objetivo de este estudio es comparar ambos dispositivos en términos de principios de funcionamiento, características de rendimiento, ventajas, limitaciones y adecuación potencial a distintas tareas de micromanipulación intravascular. Esta comparativa pretende ofrecer una visión integradora de las soluciones tecnológicas actuales y emergentes, contribuyendo a orientar futuras optimizaciones y a facilitar la selección de la tecnología más adecuada para aplicaciones médicas específicas.

El artículo se organiza del siguiente modo. En el apartado 2 se describen los principios de funcionamiento de ambos *microgrippers*. A continuación, el apartado 3 aborda su diseño y proceso de fabricación. Los resultados obtenidos mediante simulaciones en COMSOL Multiphysics se presentan en el apartado 4. Finalmente, el apartado 5 ofrece una comparación crítica entre ambas propuestas, destacando sus ventajas, limitaciones y posibles aplicaciones.

2. Principio de funcionamiento

En este apartado se describen los fundamentos físicos y operativos que sustentan el funcionamiento de las dos variantes de *microgrippers* seleccionadas para este estudio.

2.1. *Microgripper capilar*

El mecanismo de agarre en esta versión de *microgripper* se basa en las fuerzas capilares generadas por el puente líquido formado entre la punta del *microgripper* y el objeto a capturar. En una configuración axisimétrica, la forma del menisco y, consecuentemente, la fuerza capilar, está fundamentalmente gobernada por la diferencia de presión (ΔP) a través de la interfaz curvada entre los dos fluidos inmiscibles. Esta relación se describe por la ecuación de Young-Laplace:

$$\Delta P = \gamma \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) \quad (1)$$

donde γ es la tensión interfacial y R_1 y R_2 son los radios principales de curvatura de la interfaz. La fuerza capilar resultante que actúa sobre el objeto presenta dos componentes principales: una fuerza debida a la diferencia de presión ejercida sobre la superficie de contacto, y otra originada por la tensión interfacial que actúa a lo largo de la línea triple de contacto entre el líquido, el sólido y el fluido circundante. La geometría y estabilidad del puente, y por tanto la magnitud de la fuerza capilar, dependen de varios factores, entre ellos: los radios de las superficies involucradas, la distancia de separación, el volumen del líquido del puente, la tensión interfacial entre los dos fluidos y los ángulos de contacto en las interfaces líquido-sólido.

El cálculo detallado del perfil del menisco y las fuerzas asociadas, que implica la resolución de las ecuaciones diferenciales no lineales derivadas de la Ec. 1 con condiciones de contorno específicas, así como el modelo numérico completo

empleado, se presentan extensamente en nuestro trabajo previo (Mancha-Sánchez et al., 2025).

2.2. Microgripper biestable

La característica fundamental de este *gripper* es su comportamiento biestable, lo que significa que posee dos configuraciones espaciales estables distintas (abierta y cerrada) que corresponden a mínimos locales en la energía potencial elástica del sistema. En nuestro caso se fabricó en la posición abierta, y la posición cerrada permite sujetar el objeto.

La transición entre estos dos estados se logra mediante la aplicación de una presión negativa o positiva, según el estado, a través de un tubo relleno de un fluido. Una vez que el sistema alcanza uno de sus estados estables. Esto implica superar una barrera de energía y a menudo se analiza mediante teorías de pandeo estructural no lineal (buckling) o la minimización de la energía potencial total del mecanismo deformable (Cazottes et al., 2009). No requiere energía adicional para mantener la configuración, lo cual es una ventaja significativa para aplicaciones de larga duración o con restricciones energéticas.

El principio de funcionamiento se basa en el agarre mecánico directo del microobjeto por parte de las pinzas. Al activarse para cerrar, las pinzas se mueven rápidamente hacia el objeto, asegurándolo. La fuerza de agarre es intrínseca al diseño mecánico en el estado cerrado. Para la liberación, se aplica una presión positiva que devuelve el *gripper* a su estado estable abierto. Se espera que la biestabilidad permita una actuación rápida (efecto "snap-through") y una fuerza de sujeción robusta. La biestabilidad del dispositivo es independiente del grosor del material, pero la fuerza de actuación incrementa con el aumento del grosor (Zirbel et al., 2016). Los segmentos gruesos (segmentos intermedios de mayor grosor) incrementan la actuación biestable, lo que ayuda al mecanismo a mantener su segunda posición de estabilidad. Sin embargo, el estrés también se incrementa al añadirle estos segmentos. Cuanto más largos son estos segmentos, mayor es el incremento de fuerza y estrés.

3. Diseño y fabricación

Este apartado describe el diseño y la fabricación de los *microgrippers* objeto de estudio.

3.1. Microgripper capilar

El diseño del *microgripper* viene determinado por dos aspectos fundamentales: su tamaño y el sistema de liberación del fluido. El tamaño del *microgripper* lo dictan las dimensiones de los cuerpos que se pretenden capturar, entre 0,1 y 2 mm, las dimensiones del *gripper* deben ajustarse de acuerdo para poder permitir la captura de este tamaño de objetos. Por otro lado, el sistema de liberación del fluido determina el tipo de conexión requerida entre el tubo y el *microgripper*. El *microgripper* posee una forma cilíndrica, con un diámetro exterior de 1,17 mm, 0,77 mm de diámetro interior y 1,6 mm de alto. El agujero por donde sale el fluido tiene 0,16 mm de diámetro (Figura 1a). Posee, además, una serie de columnas ancladas en el perímetro del plano inferior. Estas columnas previenen que el agujero de salida del fluido se vea obstruido por los objetos a capturar.

Los sistemas de fabricación aditiva convencionales no son capaces de producir las características submilimétricas del *microgripper*. La impresión por fotopolimerización de dos fotones proporciona la resolución necesaria para fabricar estas estructuras. El *microgripper* fue fabricado utilizando la Nanoscribe Photonics Professional GT2 en la configuración "litografía láser por inmersión" (DiLL, de sus siglas en inglés). Se utilizó una resina IP-S con el objetivo de 25 \times y un sustrato recubierto de óxido de indio y estaño (ITO, por sus siglas en inglés). El tiempo de inmersión es cercano a las dos horas. Posteriormente el *microgripper* fabricado se sumergió en PGMEA (acetato de éter metílico de propilenglicol) durante 24 horas y finalmente limpiado con alcohol isopropílico durante dos horas (Figura 1b).

3.2. Microgripper biestable

El diseño conceptual del *microgripper* biestable consiste en cuatro pinzas ancladas a un cilindro hueco (Figura 2a). Estas pinzas están situadas sobre un segmento unido en cada extremo a dos segmentos más largos y de menor grosor, siendo el primero de 0,06 mm de largo y los segundos de 0,12 mm de largo. El diámetro externo del cilindro es de 0,924 mm y el interno de 0,77 mm. El diámetro interno está pensado para que se inserte un tubo rígido de 0,77 mm de diámetro externo y 0,38 mm de diámetro interno. La columna central que posee el *gripper*, es la que va a generar el movimiento de subida y bajada. Esta columna de 0,375 mm en su diámetro mayor se inserta en el tubo mencionado. El ajuste de la columna, permite que al inducir una presión negativa, ésta se vea absorbida, provocando que el sistema cambie de estado.

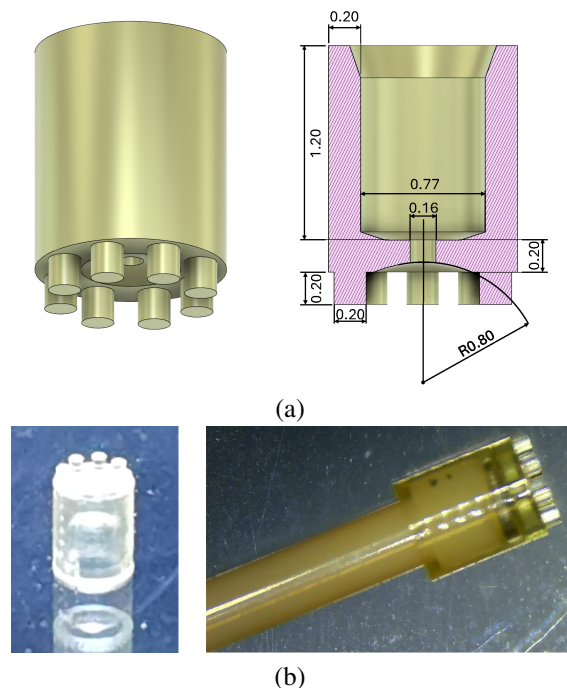


Figura 1: Microgripper capilar: (a) diseño (b) sistema fabricado

El *microgripper* biestable fue fabricado mediante fotopolimerización de dos fotones al igual que el *microgripper* capilar (Figura 2b). Para ello se utilizó la Nanoscribe Photonics Professional GT2 usando resina IP-S y siguiendo los mismos pasos que los indicados en el Apartado 3.1.

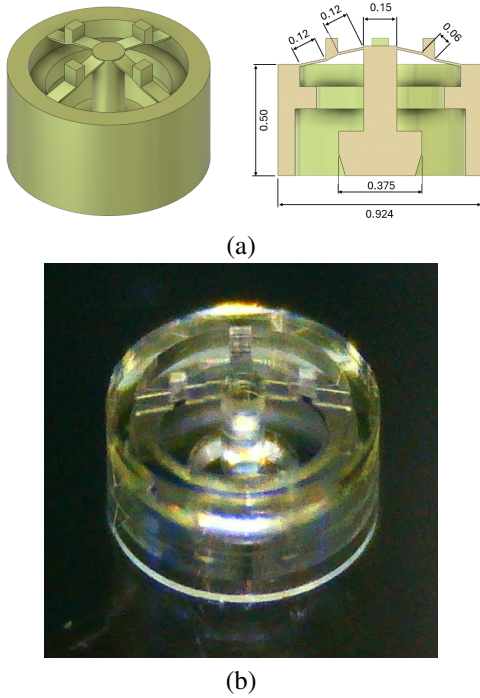


Figura 2: Microgripper biestable: (a) diseño (b) sistema fabricado

4. Simulaciones

Este apartado contiene los resultados de simulaciones por elementos finitos realizadas con COMSOL Multiphysics para cada *microgripper* diseñado.

4.1. Microgripper capilar

Para estudiar la dinámica del puente capilar, se desarrolló un modelo de simulación basado en una geometría axisimétrica en 2D, correspondiente a una sección transversal del sistema 3D (véase la Figura 3a). La malla generada contiene aproximadamente 40086 elementos triangulares, con un refinamiento mayor en la región próxima a la interfaz esperada entre fluidos. Para la discretización de las variables de flujo y presión, se empleó una formulación P1+P1, lo que implica el uso de funciones de interpolación lineales tanto para el campo de velocidad como para el campo de presión. Mientras que para el módulo de campo de fase se utilizó una discretización lineal. El modelo incluye distintas estructuras simplificadas que representan el *microgripper* —rectángulo de $1 \times 0,8$ mm, al que se ha sustraído un segmento circular de radio 1 mm a una distancia de 0,5 mm del extremo—, un objeto elipsoidal —con semiejes de 0,6 y 0,8 mm—, el entorno —fluido 1, agua en este caso— y el volumen inicial del fluido 2 —aceite de silicona— contenido en el canal capilar. Se utilizaron las interfaces físicas de “Flujo de fluido” y “Campo de fase” de COMSOL para simular la dinámica bifásica del sistema inmiscible agua–aceite y para seguir la evolución de la interfaz entre ambos fluidos. El modelo se configuró con las siguientes condiciones: el volumen inicial del fluido 2 se fijó como condición inicial y como condiciones de contorno se aplicaron: 1) el fluido 2 se encuentra confinado entre las dos superficies cóncavas del *gripper* y el objeto; 2) el dominio ocupado por el fluido 1 se trató como contorno abierto, permitiendo entrada

y salida libre del mismo; y 3) se aplicó la condición “wetted wall” en las superficies de contacto sólido–fluido, imponiendo un ángulo de contacto de 45° y un valor de deslizamiento igual al tamaño del elemento de malla.

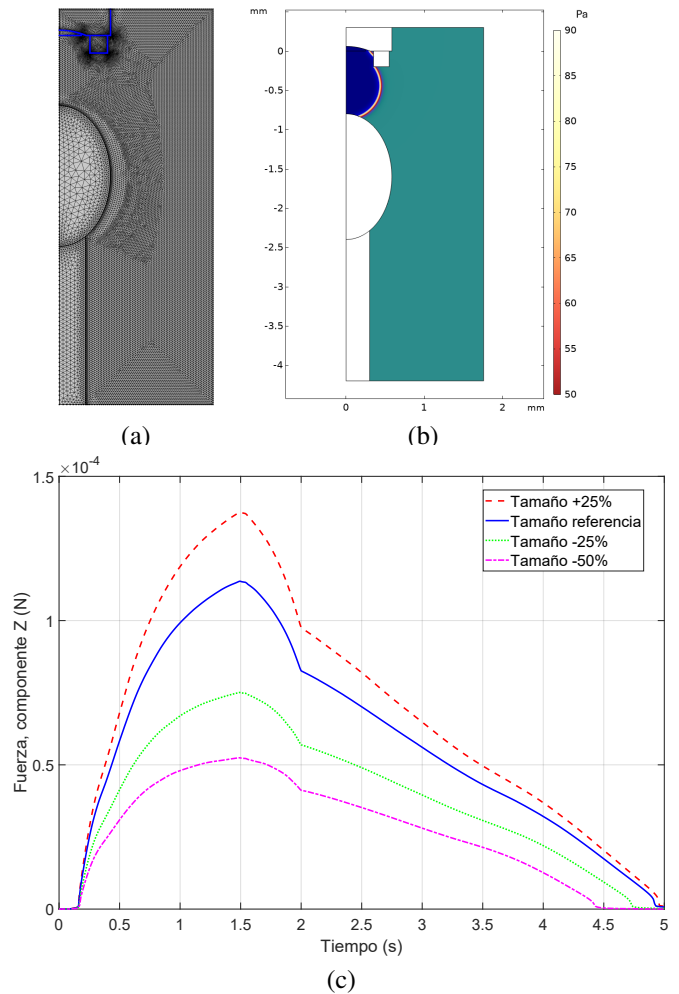


Figura 3: Simulación en COMSOL Multiphysics del *microgripper* capilar: (a) mallado del modelo (en azul el *microgripper*) (b) formación de gota de aceite de silicona sobre elipse. (c) fuerza capilar a lo largo del tiempo para diferentes tamaños de objeto..

Se llevaron a cabo dos tipos de simulaciones principales: la primera, para analizar la formación de gotas a partir de un volumen inicial de aceite de silicona; y la segunda, para estudiar el efecto del tamaño del objeto en la fuerza capilar vertical ejercida sobre él, manteniendo constante el volumen inicial de la gota. Para ello, se introdujo un perfil de velocidad como entrada que generaba una entrada de aceite en el medio, y posteriormente una recogida del fluido. La Figura 3b muestra la formación de una gota de aceite de silicona (región en azul) desde la punta del *microgripper* en el fluido circundante (agua, en turquesa) sobre un objeto elipsoidal a capturar. Los contornos de color superpuestos en la interfaz de la gota (gradientes del amarillo al rojo) indican la magnitud de la variación de presión a través de la interfaz aceite–agua, tal como la estima el modelo de campo de fase. En la Figura 3c se representa la evolución temporal de la fuerza capilar vertical ejercida sobre el objeto para cuatro tamaños distintos: se parte de un tamaño de referencia y se consideran incrementos y/o decrementos del 25 % y 50 %. Como se puede observar, las

simulaciones muestran un comportamiento temporal consistente: la fuerza capilar crece rápidamente, alcanza un máximo en torno a los 1,5–1,8 s y descende hasta anularse tras la ruptura del puente (aproximadamente a los 5 s). La fuerza máxima aumenta con el tamaño del objeto (de unos 50 a 140 μN), en línea con lo esperado al incrementarse la superficie de contacto. Aunque el modelo axisimétrico ofrece una buena aproximación, no contempla posibles efectos tridimensionales en objetos asimétricos. Estos efectos incluyen la modificación de la superficie de contacto lo que puede producir variaciones en las fuerzas de adhesión entre el objeto y la gota.

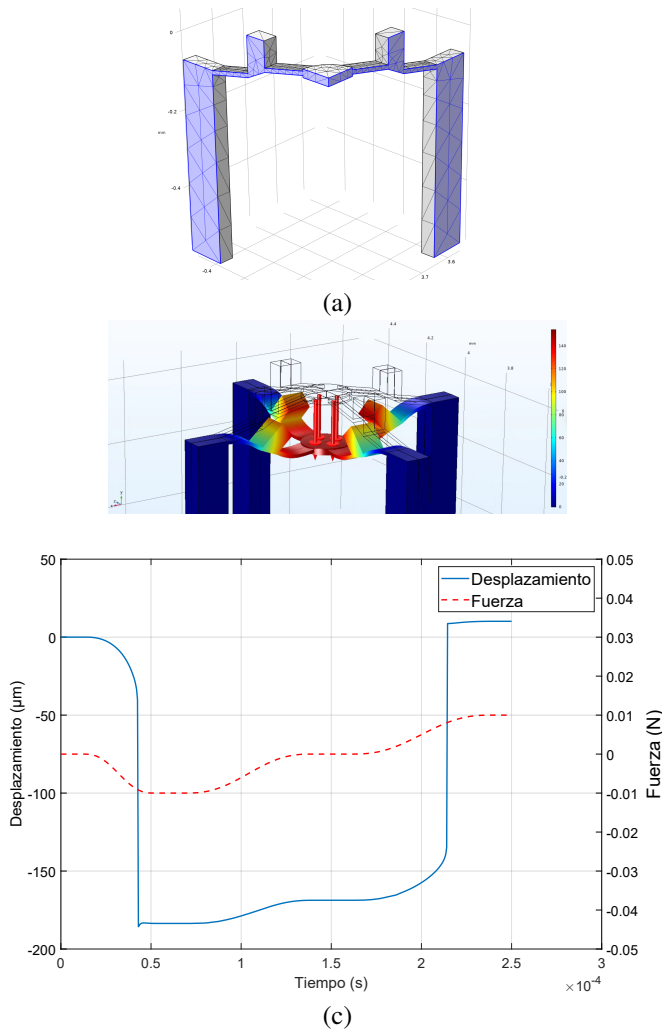


Figura 4: Simulación en COMSOL Multiphysics del *microgripper* biestable: (a) mallado del modelo con las caras simétricas resaltadas en azul (b) resultado de la simulación (c) curva de fuerza-desplazamiento obtenida.

4.2. Microgripper biestable

Para estudiar la dinámica del *microgripper* capilar se llevaron a cabo una serie de experimentos de simulación computacional. El modelo utilizado comprende un diseño tridimensional simplificado del mostrado en la Figura 2, para reducir la carga computacional eliminando elementos no imprescindibles del mecanismo. Tales como la eliminación del sistema de empuje que se introduce en el tubo, o el anillo exterior donde entra el tubo, como se observa en la Figura 2. Además, el modelo se dividió en cuatro partes para explotar las simetrías que posee. Se malló utilizando elementos triangulares con un

refinamiento adecuado para las zonas de alta concentración de tensiones, como los extremos de los segmentos largos (Figura 4a). Para la discretización del campo de desplazamiento, se utilizaron funciones de forma cuadráticas de tipo serendipia (elementos de segundo orden). Se asignaron las propiedades de la resina utilizada para la fabricación, incluyendo su módulo de Young y coeficiente de Poisson, siendo estos de 2,4 GPa y 0,4, respectivamente.

Para las simulaciones se aplicó una fuerza al disco central del *microgripper* en dirección paralelo al eje vertical (eje y en este caso). Primeramente se realizaron simulaciones para conocer el valor mínimo necesario de fuerza para generar el movimiento “snap-through”. La fuerza obtenida para este modelo fue de 10 mN. Aplicando esta fuerza se observó que el diseño estudiado cambiaba de un estado al otro, comprobando que mostraba un comportamiento biestable. Del mismo modo, al retirar esta fuerza el sistema se mantenía en la configuración actual. Se registró la curva de fuerza-desplazamiento, permitiendo identificar los dos estados estables de equilibrio biestable. La Figura 4c ilustra la característica fuerza-desplazamiento. El análisis de la curva revela claramente el comportamiento biestable del dispositivo. En la fase inicial, partiendo de un estado de reposo, el *microgripper* experimenta una deformación inicial y un salto en el desplazamiento, cambiando de configuración. Posteriormente, cuando la fuerza deja de aplicarse, el estado se relaja sutilmente. Finalmente al aplicar la misma fuerza en sentido contrario vuelve a producirse un cambio de estado a la configuración abierta. Este cambio de conformación no solo valida el diseño biestable, sino que cuantifica los parámetros operativos clave, como las fuerzas necesarias y las posiciones estables.

5. Discusión comparativa

La elección entre un *microgripper* capilar y uno mecánico biestable para aplicaciones endovasculares específicas depende de múltiples factores. Esta sección ofrece un análisis comparativo de ambos sistemas, abordando sus principios operativos, rendimiento, seguridad y viabilidad.

Respecto al mecanismo de agarre, el *microgripper* capilar opera mediante una interfase líquido-sólido-líquido (aceite-objeto-agua) generando fuerzas de adhesión capilar. Esta interacción es inherentemente suave y adaptable, ideal para elementos delicados o de formas diversas (e.g., agregados celulares, coágulos blandos), minimizando el daño mecánico. En contraste, el *microgripper* biestable se basa en un agarre mecánico directo mediante pinzas o mandíbulas, logrando una sujeción robusta y rígida gracias a su biestabilidad. Mientras el *microgripper* capilar enfrenta desafíos de especificidad y riesgo de liberación no deseada de aceite, el biestable evita sustancias exógenas, aunque puede ejercer mayor estrés mecánico sobre el objeto.

La fuerza de agarre y el rango de aplicación difieren notablemente. El *microgripper* capilar genera fuerzas en el rango de μN a mN, dependientes de tensiones interfaciales, características del objeto y volumen de la gota. Como se detalló previamente (Mancha-Sánchez et al., 2025), ha demostrado capacidad para capturar objetos de diverso tamaño y forma, siendo óptimo para microobjetos ligeros y manipulación delicada. Por el contrario, en el *microgripper* biestable se antici-

pan fuerzas de agarre significativamente superiores, configurables mediante optimización geométrica o del material (ver Apartado 2). Esta mayor fuerza lo posiciona como más adecuado para objetos de mayor masa/densidad o para tareas de extracción/remoción.

En términos de selectividad, adaptabilidad y precisión, el *microgripper* capilar destaca por su ajuste volumétrico mediante bomba de jeringa, adaptándose a diversos tamaños/formas. No obstante, su selectividad puede comprometerse ante múltiples objetos o contacto accidental con paredes. La precisión de liberación depende de la dinámica de retracción del aceite, que puede ser lenta debido a las características del tubo. El *microgripper* biestable ofrece alta precisión en posición y liberación al conmutar de estado. Su adaptabilidad está limitada por la apertura de las pinzas, reduciendo su versatilidad para objetos fuera de este rango.

Los sistemas de control, actuación y la respuesta dinámica también presentan diferencias significativas. El *microgripper* capilar se controla mediante una bomba de jeringa que gestiona el volumen de aceite. Este sistema aunque relativamente simple de implementar, requiere de sistemas de control de volumen que pueden requerir de estudios previos de diseño más complejos. El tiempo de respuesta para la formación y retracción de la gota está gobernado por la viscosidad del aceite y la compleja dinámica de fluidos a microescala, lo que se traduce en una respuesta más lenta en comparación con sistemas mecánicos directos o la utilización de otros fluidos mucho más similares al agua, como se comentó anteriormente. En el caso del *microgripper* biestable, la actuación se logra aplicando una presión a través del tubo que permite al sistema superar una barrera energética y transitar entre sus dos estados estables. Una ventaja clave de los mecanismos biestables es el efecto “*snap-through*”, que permite una actuación muy rápida una vez que se alcanza el umbral de conmutación. Además, la biestabilidad implica que no se requiere energía para mantener el *gripper* en su estado abierto o cerrado, al contrario que ocurre en el *microgripper* capilar, donde el continuo movimiento de la gota requiere aportaciones energéticas continuas.

Desde la perspectiva de biocompatibilidad, seguridad y fabricación, ambos presentan retos. Para el *microgripper* capilar, la biocompatibilidad del aceite (silicona grado médico) y su recuperación/degradación son cruciales. En el biestable, la biocompatibilidad y biodegradabilidad del material estructural (e.g., resina IP-S) son primordiales ante roturas. La fabricación de estas microestructuras biestables requiere técnicas avanzadas. En seguridad, el capilar debe gestionar el riesgo de dispersión de aceite; el biestable, el daño mecánico por cierre brusco.

Considerando estas características, los posibles usos comienzan a verse con mayor claridad. El *microgripper* capilar se perfila como una herramienta idónea para la captura y liberación delicada de partículas biológicas, como células o agre-

gados celulares para biopsias, para manipulación de microburbujas con medicamentos para terapia o diagnóstico. Por su parte, el *microgripper* biestable con su potencial para ejercer mayores fuerzas y su agarre mecánico definido, podría ser más adecuado para la extracción de cuerpos extraños pequeños y más rígidos del torrente sanguíneo, la recuperación de microdispositivos que necesiten ser removidos o reposicionados o la toma de biopsias de tejido consolidado o más rígido.

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

- Arutinov, G., Mastrangeli, M., Van Heck, G., Lambert, P., Den Toonder, J. M., Dietzel, A., Smits, E. C., 2015. Capillary Gripping and Self-Alignment: A Route Toward Autonomous Heterogeneous Assembly. *IEEE Transactions on Robotics* 31 (4), 1033–1043.
DOI: 10.1109/TR0.2015.2452775
- Barbot, A., Ortiz, F., Bolopion, A., Gauthier, M., Lambert, P., 2023. Exploiting Liquid Surface Tension in Microrobotics. *Annual Review of Control, Robotics, and Autonomous Systems* 6 (Volume 6, 2023), 313–334.
DOI: 10.1146/annurev-control-062422-102559
- Breger, J. C., Yoon, C., Xiao, R., Kwag, H. R., Wang, M. O., Fisher, J. P., Nguyen, T. D., Gracias, D. H., 2015. Self-folding thermo-magnetically responsive soft microgrippers. *ACS Applied Materials and Interfaces* 7 (5), 3398–3405.
DOI: 10.1021/am508621s
- Cazottes, P., Fernandes, A., Pouget, J., Hafez, M., 2009. Bistable buckled beam: Modeling of actuating force and experimental validations. *Journal of Mechanical Design* 131 (10), 1010011–10100110.
DOI: 10.1115/1.3179003
- Lambert, P., Letier, P., Delchambre, A., 2003. Capillary and surface tension forces in the manipulation of small parts. *Proceedings of the IEEE International Symposium on Assembly and Task Planning 2003-Janua* (2), 54–59.
DOI: 10.1109/ISATP.2003.1217187
- Mancha-Sánchez, E., Serrano-Balbontín, A. J., Tejado, I., Vinagre, B. M., may 2025. A Novel Variable Volume Capillary Microgripper for Micro-manipulation in Aqueous Media. *Micromachines* 16 (6), 633.
DOI: 10.3390/mi16060633
- Power, M., Barbot, A., Seichepine, F., Yang, G. Z., 2023. Bistable, Pneumatically Actuated Microgripper Fabricated Using Two-Photon Polymerization and Oxygen Plasma Etching. *Advanced Intelligent Systems* 5 (4).
DOI: 10.1002/aisy.202200121
- Zhang, Z., Wang, X., Liu, J., Dai, C., Sun, Y., 2019. Robotic Micromanipulation: Fundamentals and Applications. *Annual Review of Control, Robotics, and Autonomous Systems* 2, 181–203.
DOI: 10.1146/annurev-control-053018-023755
- Zirbel, S. A., Tolman, K. A., Trease, B. P., Howell, L. L., 2016. Bistable mechanisms for space applications. *PLoS ONE* 11 (12), 1–18.
DOI: 10.1371/journal.pone.0168218