

**UNIVERSIDAD DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA**

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**



**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA  
PLATAFORMA PARA EL CONTROL DE POSICIÓN  
DE MICROROBOTS MAGNÉTICOS USANDO  
BOBINAS DE HELMHOLTZ**

**TESIS**

Para optar el título de Ingeniero Mecatrónico

**AUTORES**

Angel Giampierre Huapaya Torres (ORCID:0000-0002-9752-4817 )

Mauricio Alonso Bonilla Fernández (ORCID: 0000-0001-5952-8561)

**ASESORES**

Elvis Jara Alegria, Ph. D. (ORCID: 0000-0002-5620-7583)

Emir Augusto Vela Saavedra, Ph. D. (ORCID: 0000-0002-9397-2452)

Lima - Perú

2024

## DECLARACIÓN JURADA

Yo, Elvis Omar Jara Alegria, identificado con DNI N° 44008255, en mi condición de persona responsable de validar la autenticidad de los trabajos de investigación y tesis de la Universidad de Ingeniería y Tecnología (en adelante, la Universidad), **declaro bajo juramento** lo siguiente:

Que el trabajo de investigación/tesis denominado: "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA PLATAFORMA PARA EL CONTROL DE POSICIÓN DE MICROROBOTS MAGNÉTICOS USANDO BOBINAS DE HELMHOLTZ" ha sido elaborado por Angel Giampierre Huapaya Torres, identificado con DNI N°70266988 y Mauricio Alonso Bonilla Fernandez, identificado con DNI N° 73127764, bajo la asesoría de Emir Vela Saavedra, identificado con DNI N° 40063139 y el suscrito, para obtener el grado académico o título profesional de Ingeniero Mecatrónico.

El trabajo de investigación/tesis antes mencionado ha sido sometido a los mecanismos de control y sanciones anti plagio previstos en la normativa interna de la Universidad, encontrándose un porcentaje de similitud de 0%.

En fe de lo cual firmo la presente.

En Barranco, el 27 de noviembre de 2024



---

Firma del asesor

*Dedicatoria:*

***A nuestros padres y madres,***  
*por su constante apoyo, sabiduría y por ser*  
*nuestra inspiración y motivación a lo largo*  
*de nuestra vida universitaria.*

*Agradecimientos:*

*Agradecemos profundamente a nuestros asesores, quienes nos brindaron su constante apoyo, consejo y buena disposición para el desarrollo de nuestra investigación; a la universidad, por proporcionarnos las herramientas y espacios necesarios durante este proceso; a nuestros profesores, quienes nos formaron e instruyeron a lo largo de nuestra carrera universitaria; y a nuestros padres, familiares y seres queridos, por su incondicional apoyo, cariño y por creer en nosotros.*

# TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
<b>ABSTRACT</b> . . . . .	8
<b>RESUMEN</b> . . . . .	9
<b>INTRODUCCIÓN</b> . . . . .	10
Presentación del tema de investigación . . . . .	10
Descripción de la situación problemática . . . . .	11
Formulación del problema . . . . .	14
Objetivos de investigación . . . . .	14
Justificación . . . . .	15
Alcance y limitaciones . . . . .	15
<b>CAPÍTULO I REVISIÓN CRÍTICA DE LA LITERATURA</b>	<b>17</b>
1.1 Microrobots magnéticos . . . . .	17
1.2 Aplicación del campo magnético . . . . .	20
1.3 Detección del posicionamiento de un microrobot magnético . . . . .	22
1.4 Control de movimiento de un microrobot magnético . . . . .	22
1.4.1 Control a lazo abierto . . . . .	23
1.4.2 Control a lazo cerrado . . . . .	24
<b>CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO</b>	<b>26</b>
2.1 Enfoques para el diseño, construcción y control de robots médicos móviles a pequeña escala. . . . .	26
2.1.1 Enfoque a bordo . . . . .	26
2.1.2 Enfoque externo . . . . .	27
2.2 Locomoción de un microrobot . . . . .	27

2.3 Sistema 3D de pares de bobinas de Helmholtz . . . . .	29
2.4 Localización de un microrobot mediante el procesamiento de imágenes . . . .	30
2.5 Estrategias de control . . . . .	32
2.5.1 Control PID . . . . .	32
<b>CAPÍTULO III MARCO METODOLÓGICO</b>	<b>34</b>
3.1 Caracterización de la investigación . . . . .	34
3.2 Proceso de la investigación . . . . .	35
3.3 Diseño y construcción de la plataforma de micromanipulación magnética . . .	37
3.4 Generación del campo magnético rotatorio . . . . .	39
3.5 Procesamiento de imágenes . . . . .	42
3.6 Implementación de estrategia de control a lazo cerrado y validación del proto- tipo funcional . . . . .	43
3.6.1 Diseño de trayectoria . . . . .	45
3.6.2 Sintonización del controlador . . . . .	46
<b>CAPÍTULO IV RESULTADOS</b>	<b>49</b>
4.1 Diseño e implementación de la plataforma de micromanipulación magnética .	49
4.2 Estrategia de control a lazo abierto y cerrado . . . . .	49
4.3 Experimentos sobre el seguimiento de una trayectoria en un plano horizontal .	55
<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</b> . . . . .	<b>61</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> . . . . .	<b>68</b>
<b>ANEXOS</b> . . . . .	<b>69</b>

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1	Parámetros de las bobinas de Helmholtz. . . . .	37
Tabla 3.2	Dimensiones de las cavidades mostradas en la Fig. 3.8. . . . .	45
Tabla 3.3	Experimentos realizados. . . . .	47
Tabla 4.1	Intensidad de campo magnético máximo obtenida por cada par de bobinas. . . . .	49
Tabla 4.2	Voltajes de fuentes de alimentación e intensidades de campo magnético posterior a la calibración. . . . .	50
Tabla 4.3	Resultado de experimentos realizados. . . . .	57
Tabla 4.4	Ventajas y desventajas del sistema halladas en la experimentación. .	60

# ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1	Diseños de micronadadores [12]. (a) Cola flexible con cabeza magnética. (b) Cola magnética de micro-perlas con cabeza no magnética. (c) Cola rígida helicoidal con cabeza magnética . . . . .	18
Figura 1.2	Microrobots esféricos . . . . .	19
Figura 1.3	Microrobots no convencionales. . . . .	20
Figura 1.4	Trayectoria de un microrobot a lazo abierto in vitro. . . . .	23
Figura 1.5	Diagrama de lazo de control abierto utilizado en [21]. . . . .	24
Figura 1.6	Trayectoria de un microrobot a lazo abierto en condiciones similares a las reales. . . . .	24
Figura 1.7	Trayectoria de un microrobot con control a lazo cerrado [22]. . . . .	25
Figura 1.8	Diagrama de lazo de control cerrado utilizado en [22]. . . . .	25
Figura 2.1	DCL del microrobot en rodamiento. . . . .	28
Figura 2.2	Bobinas de Helmholtz de radio y separación $R$ [38]. . . . .	29
Figura 2.3	Sistema 3D de bobinas de Helmholtz [39]. (a) CAD en vista isométrica. (b) Vista frontal real. . . . .	30
Figura 2.4	Controlador PID y sus componentes. . . . .	33
Figura 3.1	Diagrama del proceso de ejecución de la investigación. . . . .	35
Figura 3.2	Diagrama del proceso de investigación. . . . .	36
Figura 3.3	Esquema de la plataforma de micromanipulación. . . . .	39
Figura 3.4	Desplazamiento por rodamiento en la placa petri. . . . .	40
Figura 3.5	Señales del campo magnético para el rodamiento del imán. . . . .	41
Figura 3.6	Procesamiento de imágenes. . . . .	43
Figura 3.7	Diagrama de bloques del lazo cerrado de control. . . . .	44
Figura 3.8	Entorno que representa bifurcaciones en el sistema sanguíneo. . . . .	45
Figura 3.9	Posiciones deseadas de la trayectoria deseada. . . . .	46

Figura 4.1	Diseño CAD del sistema de bobinas. . . . .	50
Figura 4.2	Corte al modelo 3D. . . . .	51
Figura 4.3	Plataforma de 3 pares de bobinas construida. . . . .	51
Figura 4.4	Microrobot en placa petri entre bobinas. . . . .	52
Figura 4.5	Manipulación del desplazamiento del microrobot en lazo abierto. . . . .	53
Figura 4.6	Relación de frecuencia de las señales con velocidad media del microrobot. . . . .	54
Figura 4.7	Interfaz del sistema implementado. . . . .	54
Figura 4.8	Control de trayectoria de microrobot en lazo cerrado. . . . .	55
Figura 4.9	Trayectoria del microrobot en el experimento 1. . . . .	56
Figura 4.10	$MSE$ y $v_{prom}$ con respecto al cambio de $k_p$ . . . . .	57
Figura 4.11	$MSE$ y $v_{prom}$ con respecto al cambio de tolerancia. . . . .	58
Figura 4.12	$MSE$ y $v_{prom}$ con respecto al número de posiciones deseadas. . . . .	58
Figura 4.13	Trayectorias para los experimentos del 2 al 5. . . . .	59

# **ABSTRACT**

## **DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A PLATFORM FOR POSITION CONTROL OF MAGNETIC MICROROBOTS USING HELMHOLTZ COILS**

Current medicine is continuously advancing through the development of new technologies. One of these technologies is microrobotics, which could be employed for drug delivery, endoscopy, among other applications. The thesis showcases the design and implementation of an automated platform for the manipulation of magnetic microrobots. This platform comprises an electromagnetic system of 3D Helmholtz coil for the generation of the magnetic field in the three-dimensional space and an optical system for the detection of the microrobot in a horizontal plane. The microrobot utilized consists of a 1 mm-diameter spherical neodymium micromagnet. To achieve movement, a rotating magnetic field is applied through the platform coils, causing the microrobot to roll on a surface. This controlled displacement is attained by modifying the magnetic field, utilizing a PID controller with adjustable gains through a graphical interface, enabling the microrobot to follow a desired trajectory similar to a biological channel.

### **KEYWORDS:**

Microrobotics; electromagnetism; microroller; Helmholtz coil; PID control.

## **RESUMEN**

La medicina actual avanza continuamente a través del desarrollo de nuevas tecnologías. Una de estas tecnologías es la microrobótica, que podría emplearse para la administración de medicamentos, la endoscopia, entre otras aplicaciones. La tesis presenta el diseño e implementación de una plataforma automatizada para la manipulación de microrobots magnéticos. Esta plataforma consta de un sistema electromagnético de bobinas de Helmholtz en 3D para la generación del campo magnético en el espacio tridimensional y un sistema óptico para la detección del microrobot en un plano horizontal. El microrobot utilizado consiste en un microimán de neodimio esférico de 1 mm de diámetro. Para lograr el movimiento, se aplica un campo magnético rotatorio a través de las bobinas de la plataforma, lo que provoca que el microrobot ruede sobre una superficie. Este desplazamiento controlado se logra mediante la modificación del campo magnético, utilizando un controlador PID con ganancias ajustables a través de una interfaz gráfica, lo que permite que el microrobot siga una trayectoria deseada similar a un canal biológico.

### **PALABRAS CLAVES:**

Microrobótica; electromagnetismo; rodamiento; bobinas de Helmholtz; control PID.

# INTRODUCCIÓN

## Presentación del tema de investigación

En las últimas décadas, la robótica ha tenido un papel fundamental en el avance de las tecnologías y la producción. Una de las ramas que surge a partir de la robótica es la microrobótica, la cual es la “disciplina de la tecnología que se refiere al diseño de sistemas capaces de interactuar físicamente de manera controlada y prescrita con objetos milimétricos y submilimétricos” [1]. La dinámica en la microrobótica está dominada por fuerzas y efectos físicos a microescala, por lo que las fuerzas asociadas al volumen del cuerpo, como la inercia y la flotabilidad, son usualmente insignificantes, siendo las fuerzas de superficie las que dominan, como la tensión superficial, la adhesión, las fuerzas viscosas, la fricción y la fuerza de arrastre [2].

La microrobótica abre un mundo de posibilidades y aplicaciones en áreas como la medicina, industria y desarrollo de nuevas tecnologías; sin embargo, también se necesita resolver ciertas problemáticas para que los microrobots alcancen un mayor desempeño. Como por ejemplo, la manera en la que se manipulará el microrobot, el fluido o entorno por donde trabajará, el direccionamiento y el movimiento que se le dará y otros puntos adicionales que dependen de cada aplicación.

Los beneficios que ofrece la microrobótica se pueden aprovechar en el campo médico, específicamente en la medicina de precisión. Los procesos médicos donde se puede incluir a la microrobótica son la administración selectiva de fármacos (ASF) [3], procesos de braquiterapia e hipertermia [4], uso de células madre [5], procesos de eliminación de material utilizando métodos de ablación o biopsia [6], control de estructuras mediante procesos de estent [7], oclusión o uso de electrodos, la telemetría mediante el marcaje, entre otros [8].

## Descripción de la situación problemática

Los microrobots para aplicaciones médicas presentan ciertos retos que se detallan a continuación. El primero es su diseño, este debe ser óptimo para lograr un buen desempeño operacional debido a que se busca realizar tareas con una corta duración y un mínimo consumo de poder, alcanzando una larga área de cobertura y sin dejar de considerar su software, hardware, manufactura, movimiento, control, tiempo de vida y seguridad [9].

Adicionalmente, al tener el robot o el objeto a manipular con dimensiones tan pequeñas, surge uno de los principales retos en la microrobótica: cómo integrar sus componentes para que realice su función. A diferencia de un microrobot, en un robot a macroescala se integra distintos sensores, actuadores y unidades de control [10]; sin embargo, debido a las dimensiones de estos, se vuelve imposible utilizarlos en la microescala. Por lo tanto, se buscan alternativas para la integración de los diferentes componentes. Por ejemplo, para el desplazamiento del microrobot no es posible utilizar motores DC, que además deben estar alimentados; por lo que se opta por otras opciones, en estas encontramos la actuación generada de forma externa como la manipulación láser que se muestra en [11] o el electromagnetismo, el cual se utilizará en este estudio y se hablará a detalle más adelante.

De igual forma que con los actuadores, sensores convencionales para determinar la posición o velocidad de un robot, cuentan con dimensiones no óptimas para estas aplicaciones, por lo que se opta por una medición externa. De esta manera, se puede aprovechar herramientas como la visión computacional, para que, con una cámara, se pueda determinar la ubicación del microrobot en tiempo real.

Ante esto y la definición de microrobótica mencionada anteriormente surge un debate, el cual es si es que estos componentes externos, ya sea el actuador, el sensor o incluso el controlador, son o no parte del microrobot. No son parte del microobjeto que

va a desplazarse de manera controlada o el que realizará la ASF; sin embargo, estos son los elementos que medirán, modificarán y controlarán el posicionamiento de este; además de que un robot no tiene que estar a microescala para ser considerado un microrobot, sino, interactuar con objetos que sí lo estén. Aún así, para no generar confusiones, en esta tesis se utilizará el término ‘microrobot’ para hablar únicamente del microobjeto que se desplaza.

Respecto a la movilidad de los microrobots en procedimientos médicos, todavía existen muchos desafíos relacionados a su precisión, velocidad y mecanismo de locomoción para reducir el tiempo de intervención a un paciente, lo que generaría un aumento en su seguridad, evitando dañar algún tejido o creando alguna reacción negativa en su cuerpo [8]. Por ejemplo, los microrobots diseñados por Tian Tian alcanzan una velocidad promedio de entre 0.16 y 1.44 mm/s, lo que demuestra las limitaciones actuales en la capacidad de desplazamiento, especialmente en comparación con las necesidades clínicas para intervenciones más rápidas y eficientes [12].

Manipular al microrobot para realizar procedimientos médicos de forma manual, es decir, aplicar un control a lazo abierto, no sería lo más adecuado para obtener una buena precisión; en contraste, aplicar un control a lazo cerrado permitiría una correcta manipulación del microrobot. Según los resultados obtenidos por Kim, utilizando control a lazo cerrado en microrobots esféricos de 4 mm de diámetro, reportó un error máximo de 1.8 mm en la posición del microrobot [13], este error representa un 45 % respecto al tamaño del microrobot. Esto resalta la necesidad de mejorar el control para aumentar la precisión en aplicaciones médicas, con el fin de evitar daños en tejidos durante estas intervenciones.

La manipulación de microrobots en aplicaciones médicas contiene una gran gama de retos que la comunidad científica busca resolver. En el caso de los microrobots con aplicaciones en la ASF que tienen una gran relevancia para el tratamiento de enfermedades, y es allí donde factores como el mecanismo de locomoción, la velocidad de desplazamiento

del microrobot y la precisión de posicionamiento toman un papel importante. Factores como aumentar la velocidad de desplazamiento del microrobot o mejorar su precisión son vitales para lograr tiempos más cortos de intervenciones y aumentar la tasa de éxito del proceso médico [14].

Para determinar el tamaño del microrobot a utilizar, es esencial conocer las características del entorno por donde el microrobot se va a desplazar. Uno de los principales medios por donde el microrobot puede desplazarse en el interior del cuerpo humano es el flujo sanguíneo. Los diámetros de estas cavidades varían desde los  $8 \mu\text{m}$  en los capilares, pasando por  $4 \text{ mm}$  en las arterias,  $5 \text{ mm}$  en las venas, hasta alcanzar  $25 \text{ mm}$  en la aorta. En cuanto a la viscosidad aparente de la sangre es de  $3.5 \times 10^{-3} \text{ Pa s}$ , aproximadamente tres veces mayor que la del agua [8].

El flujo sanguíneo no es el único entorno donde los microrobots pueden ser utilizados. Para ciertas aplicaciones, el microrobot debe desplazarse en contacto directo con superficies sólidas, como las paredes de órganos o estructuras internas. En estos escenarios, el rodamiento en superficies surge como una alternativa eficiente para la locomoción. Aunque se ha demostrado su efectividad, los trabajos que exploran el control de posición para esta modalidad aún son limitados en comparación con otras formas de locomoción, como el nado en fluidos. Según lo descrito en [15], los microrobots que se desplazan por rodamiento dependen del ajuste de parámetros como el ángulo de orientación y la frecuencia del campo magnético, ofreciendo un alto potencial para mejorar su control en superficies, aunque se necesita más investigación en esta área para optimizar su desempeño.

## **Formulación del problema**

El presente trabajo de tesis pretende responder a la pregunta: ¿Cómo diseñar e implementar una plataforma capaz de manipular de forma controlada dentro de un fluido, in vitro, la posición de microrobots magnéticos esféricos que se desplazan mediante rodamiento usando bobinas de Helmholtz?

## **Objetivos de investigación**

El objetivo general del presente trabajo de tesis es diseñar e implementar una plataforma para el control de posición usando bobinas de Helmholtz de microrobots magnéticos in vitro que pudieran ser utilizados en aplicaciones médicas como la administración selectiva de fármacos. Los objetivos específicos del presente trabajo de tesis son:

- Diseñar una plataforma de micromanipulación magnética de dos grados de libertad utilizando una configuración de bobinas de Helmholtz, asegurando que se genere un campo magnético constante de al menos 5 mT.
- Construir una plataforma de micromanipulación magnética integrando componentes electromagnéticos, ópticos y de visión por computadora.
- Implementar una estrategia de control a lazo cerrado para manipular un microrobot en un plano horizontal, con un error de posición menor al 45 % del tamaño del microrobot.
- Validar en laboratorio la plataforma de micromanipulación magnética con el seguimiento de una trayectoria en un plano horizontal, asegurando que cumpla con los requisitos de precisión y control automatizado.

## **Justificación**

Este trabajo de tesis resuelve la necesidad de implementar una plataforma de micromanipulación magnética en la Universidad de Ingeniería y Tecnología - UTEC, factor crucial para continuar con las investigaciones en el campo de la microrobótica, control, magnetismo y mecánica de fluidos. Además, mediante el trabajo de investigación, se implementará una estrategia de control para el seguimiento de una trayectoria en dos dimensiones teniendo en cuenta el efecto del controlador en la velocidad y precisión de posicionamiento de un microrobot magnético in vitro, para futuras aplicaciones médicas.

Esta investigación tendrá un impacto y contribución en la sociedad, esto debido a que permitirá el desarrollo de tecnología aplicada en el área de la medicina de precisión, para que en un futuro sea posible utilizarla en los pacientes que la necesiten; asimismo, permitirá desarrollar nuevos estudios en microrobótica, control, magnetismo y mecánica de fluidos dentro de la universidad haciendo uso de la plataforma. También tendrá un impacto ambiental debido a que los microrobots no utilizan baterías que luego terminan siendo desechas; por el contrario, se utilizan imanes permanentes que pueden ser reutilizados debido a que estos pueden mantener sus propiedades magnéticas a lo largo de los años.

## **Alcance y limitaciones**

El alcance del proyecto será la implementación de la plataforma funcional de micromanipulación magnética utilizando bobinas de Helmholtz por lo que el diseño de la plataforma es un prototipo funcional, el cual no está optimizado para fines comerciales. Para corroborar el funcionamiento de la plataforma, se implementará una estrategia de control de seguimiento de una trayectoria en dos dimensiones del microrobot in vitro, dentro de una placa petri que contiene glicerol como medio.

En el caso del material escogido para los soportes de los tres pares de bobinas, si bien utilizar piezas de aluminio sería más óptimo para disipar mejor el calor [16], y por lo tanto, que la variación del campo magnético en el tiempo se reduzca, implementar la plataforma con este material también aumentaría el costo, por lo que se optó por otra alternativa: el plástico ABS. De todos modos, no se consideró los efectos de temperatura y calor generados en las bobinas.

Otra limitación es la construcción manual del sistema de bobinas debido a que no cuentan dimensiones exactas puesto a que al ser embobinadas manualmente, se genera una sobredimensión de estas, ya que a medida que se enrolla el cobre, existe una falta de precisión para ordenar cada vuelta de forma exacta.

Por otro lado, es importante considerar que la potencia se encuentra limitada por los siguientes factores: las resistencias de las bobinas, el número de fuentes de alimentación a utilizar, sus respectivos voltajes y corrientes máximos, y las limitaciones del mismo servoamplificador. Todos estos factores afectan la potencia de la plataforma, reduciendo la intensidad de campo magnético máximo al que se puede llegar por cada par de bobinas.

Por último, se considera la latencia de la activación de las bobinas como despreciable. Esta consideración se basa en que el proceso de transmisión y amplificación de las señales de activación, generadas por equipos electrónicos especializados, ocurre a una velocidad mucho mayor en comparación con el movimiento del microrobot. Además, el sistema opera en un escenario *in vitro*, lo que permite un mayor control sobre las condiciones en comparación con aplicaciones *in vivo*.

# CAPÍTULO I

## REVISIÓN CRÍTICA DE LA LITERATURA

Se revisó la literatura sobre distintos microrobots magnéticos y de la aplicación del campo magnético para el control de estos. De esta forma, se puede observar el estado actual de los avances en el área y las ventajas y desventajas de las distintas opciones.

### 1.1 Microrobots magnéticos

Según la literatura, existen distintos tipos de microrobots magnéticos con distintas formas y tipos de locomoción.

Por un lado, existen diseños de microrobots magnéticos inspirados en microorganismos [12] llamados micronadadores o *microswimmers*, los cuales, como su nombre lo indica, “nadan” en un fluido propulsándose en este. Estos se pueden ver en la Fig. 1.1. Para este tipo de microrobot se ha desarrollado gran cantidad de estudios y se ha propuesto distintos métodos y formas para su desplazamiento. En primer lugar, se encuentran a los micronadadores de cola flexible, simulando flagelos, como el caso de [17] donde se tiene una cabeza magnética atada a la cola flexible y se le aplica un campo magnético oscilante uniforme; o diseños donde el imán no se encuentra en la cabeza, sino en la misma cola gracias a cuentas magnéticas que se autoensamblan en esta, como en [18] y [19]. Lo complicado con este tipo de micronadadores es la fabricación a microescala de una cola tanto flexible como estable [12]. Por otro lado, se encuentran a los micronadadores de cabeza magnética con cola rígida helicoidal como en [12], los cuales convierten el movimiento rotatorio producido por un campo magnético, también rotatorio, en lineal mediante propulsión. Estos, a diferencia de los de cola flexible, cuentan con una estructura más sólida

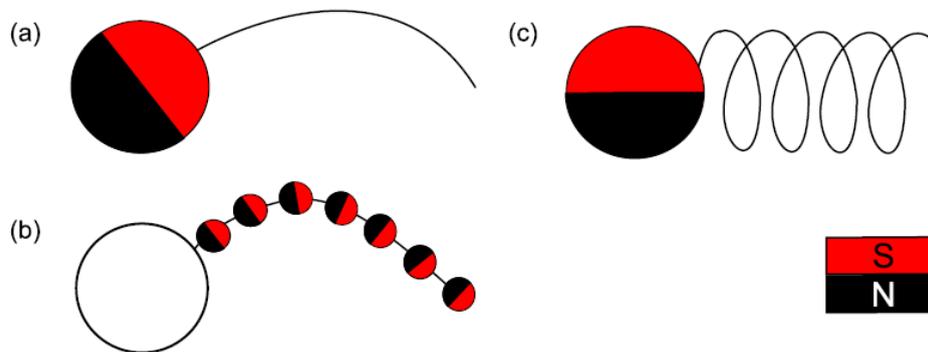


FIGURA 1.1: Diseños de micronadadores [12]. (a) Cola flexible con cabeza magnética. (b) Cola magnética de micro-perlas con cabeza no magnética. (c) Cola rígida helicoidal con cabeza magnética

y pueden propulsarse hacia adelante o atrás únicamente moviendo el sentido de rotación. Sin embargo, también tienen la complicación de fabricación de la cola, al tratarse de una estructura compleja a microescala.

Por otro lado, encontramos microrobots magnéticos esféricos que se desplazan mediante rodamiento en una superficie, los cuales no se ha desarrollado tanta investigación como los primeros. Tenemos por ejemplo el caso de [20] (Fig. 1.2(a)), en donde se utiliza una esfera de polímero de  $440 \mu\text{m}$  en donde se ha encapsulado un cable de cobre y se utiliza un imán permanente externo el cual rota para generar cambios en el campo magnético y controlar al microrobot. También se encuentra el estudio [21] (Fig. 1.2(b)) en el que se inspiran en los leucocitos para crear microrobots esféricos, formados por una media tapa de oro/níquel y un núcleo de sílice con anticuerpos, en canales de  $75 \mu\text{m}$  de altura dirigidos contra las células cancerosas (anti-HER2) y moléculas de fármacos contra el cáncer que se escinden con la luz (doxorrubicina). En cuanto a [22] (Fig. 1.2(c)), se generó microrobots biocompatibles basados en hidrogel que fueron capaces de seguir una trayectoria predefinida de forma autónoma mediante un control de ángulo de dirección y con frecuencia constante, utilizando visión y un campo magnético generado externamente con bobinas de Helmholtz. En el trabajo [23] (Fig. 1.2(d)) en el que se utiliza una partícula

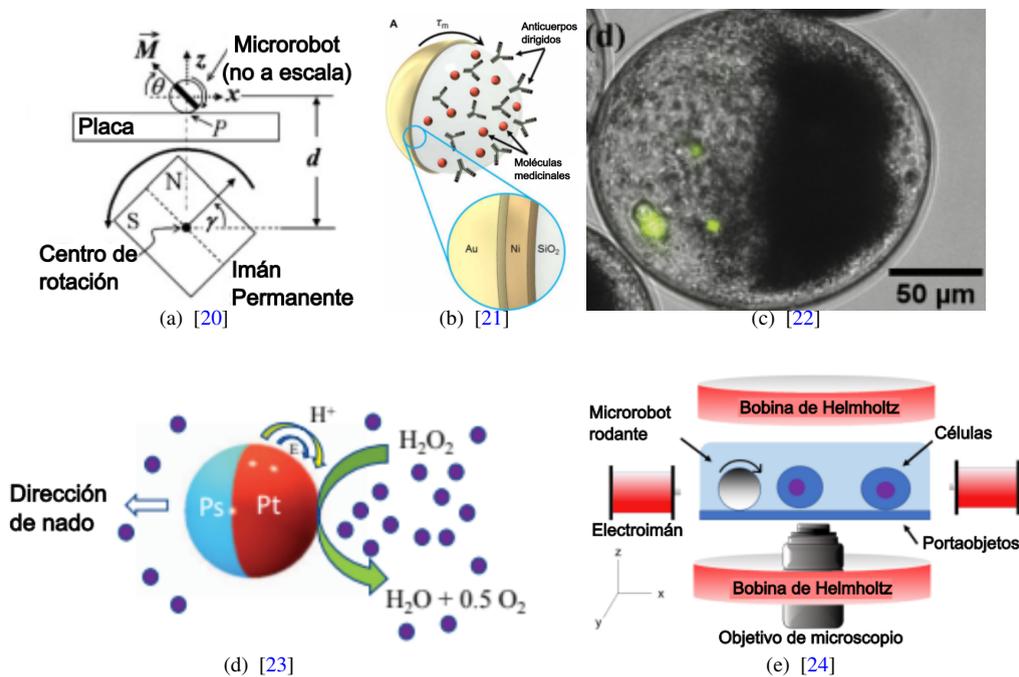


FIGURA 1.2: Microrobots esféricos

de platino-poliestireno de  $4.5 \mu\text{m}$  de diámetro en donde se utiliza la actuación magnética, no para rotar al imán, sino únicamente para orientarlo, y la catalítica para desplazarlo. Por última instancia, se menciona lo investigado en [24] (Fig. 1.2(e)), en donde se utilizan microrobots de  $20 \mu\text{m}$  y de  $45\text{-}85 \mu\text{m}$  de diámetro de sílice recubiertos de níquel para el transporte de células de cáncer de mama humano (MCF-7) y células de carcinoma hepatocelular (HepG2).

Los estudios muestran que los microrobot esféricos de rodamiento, a diferencia de los micronadadores, son más aptos para desplazarse en conductos más delgados y en condiciones físicas adversas en flujos en contracorriente, de mayor velocidad, mayor presión o en ambientes fluidicos heterogéneos densamente poblados [21]. Otra ventaja es que estos pueden desplazarse también por medios secos, pues no necesitan de un fluido para “nadar” en este [25].

Además de estas formas, también se encuentran trabajos donde proponen diseños

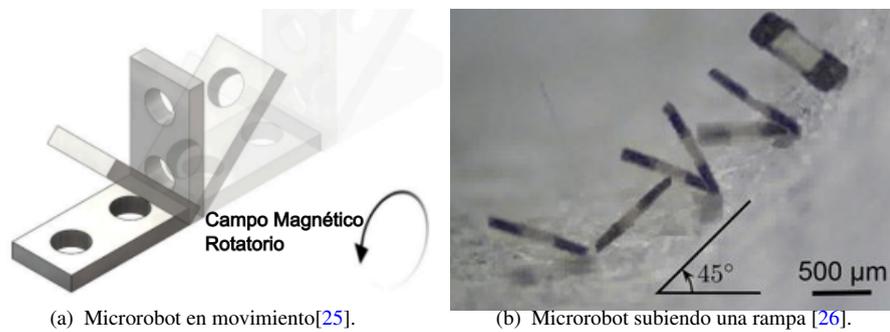


FIGURA 1.3: Microrobots no convencionales.

no convencionales para los microrobots magnéticos, como en [25] y [26] donde se utilizan los mostrados en la Fig. 1.3 y generan un movimiento de voltereta de tal forma que puedan pasar por superficies desiguales.

## 1.2 Aplicación del campo magnético

En la mayoría de los casos, los microrobots diseñados para la ASF cuentan con actuadores inalámbricos debido a que el tamaño de estos es muy reducido, por lo que una batería incorporada en el microrobot rendiría para un tiempo de trabajo muy corto, no ideal para las aplicaciones médicas. Es por ello que se han planteado algunos métodos de manipulación basados en los campos electromagnéticos debido a que una baja intensidad de campo magnético no causa daños en el cuerpo humano [2].

Algunos de los métodos para generar campos magnéticos presentes en la literatura son los descritos a continuación, las bobinas de 2 y 3 pares basados en la configuración de Maxwell [27] son utilizados para generar campos magnéticos de gradiente constante, imanes de mano externo [28], sistema de 4 bobinas en un plano y 1 fuera de ella [29] y bobinas de Helmholtz en forma cuadrada [30]. Cada uno de estas configuraciones genera un campo magnético distinto y su uso también depende de factores como el espacio de trabajo y los grados de libertad necesarios para cada aplicación.

En [31] se utiliza un sistema de 2 pares de bobinas electromagnéticas capaces de generar una gradiente de campo magnético, por lo que existe una variación del campo magnético en función a su posición. De esta manera, la locomoción del microrobot se realiza por atracción y repulsión de campos magnéticos, por lo tanto, la velocidad de desplazamiento del microrobot depende de la intensidad de campo magnético que se genera, por esta razón los autores sugieren aumentar las dimensiones de las bobinas electromagnéticas en caso se desee mejorar la velocidad máxima alcanzada, el cual es 6 mm/s.

El sistema en el que más abordaremos es el compuesto por 3 pares de bobinas de Helmholtz, como los utilizados en [32], [33], [34], [35], cada uno de estos modelos cuenta con diferente número de vueltas, dimensiones, corriente utilizada, y por lo tanto, generan un flujo magnético diferente. Dependiendo de la intensidad del flujo magnético se pueden controlar imanes de distintos tamaños y formas. Se suele utilizar este tipo de configuración para generar campos magnéticos casi uniformes y también rotatorios. La configuración de bobinas de Helmholtz presentada en [33] produce un flujo magnético máximo de 20 mT, debido a las dimensiones del microrobot que se utiliza. Por otro lado, la configuración presentada en [34] produce un flujo magnético máximo de 6 mT; estas diferencias se deben al objetivo de cada estudio, el primero se centra en lograr un movimiento uniforme del microrobot, mientras que en el segundo estudio se prioriza el mejorar la precisión del flujo magnético obtenido respecto al deseado.

Para realizar la elección de la configuración de bobinas se debe tener en cuenta el diseño del microrobot magnético a utilizar. Por ejemplo, para manipular un microrobot que se desplaza por rodamiento como los mostrados en [24] y [26], es necesario generar un campo magnético rotatorio uniforme, y esto se puede lograr utilizando una configuración de bobinas de Helmholtz. En [26] generan un campo magnético rotatorio de 7 mT para un microrobot con dimensiones de  $400 \mu\text{m} \times 800 \mu\text{m}$ . Cabe mencionar que los microrobots que utilizan campo magnético uniformes son más prácticos de implementar y no

se necesitan tener una gran intensidad con respecto a los que utilizan campos magnéticos con gradientes [25].

### **1.3 Detección del posicionamiento de un microrobot magnético**

Como se mencionó anteriormente, colocar un dispositivo para detectar la posición del microrobot en tiempo real no siempre es ideal debido a las dimensiones en las que se está trabajando; es por ello que en la literatura existen algunos métodos para detectar la posición de un microrobot en el interior de un cuerpo y también fuera de este.

En [36] proponen utilizar imágenes por ultrasonidos ya que provee información en tiempo real y además tiene buena resolución, es decir, es capaz de distinguir microrobots de entre  $100 \mu\text{m}$  y  $500 \mu\text{m}$ , además de que no tiene efectos en la salud y, por lo tanto, se puede utilizar en procesos médicos que requieren alta precisión.

Otra forma de detectar a los microrobots magnéticos, específicamente en un ambiente controlado como son los laboratorios, es mediante el uso de cámaras de alta resolución, si bien este tipo de cámaras no son utilizadas en aplicaciones médicas, sí lo son en pruebas in vitro. Algunos ejemplos presentes en la literatura son [12] y [32], donde utilizan 2 cámaras industriales de alta resolución: una cámara ubicada en la parte superior del sistema y otra a un lado conectada a un endoscopio.

### **1.4 Control de movimiento de un microrobot magnético**

En esta sección se detallan algunas estrategias de control presentes en la literatura, específicamente para microrobots que se desplazan por medio del rodamiento.

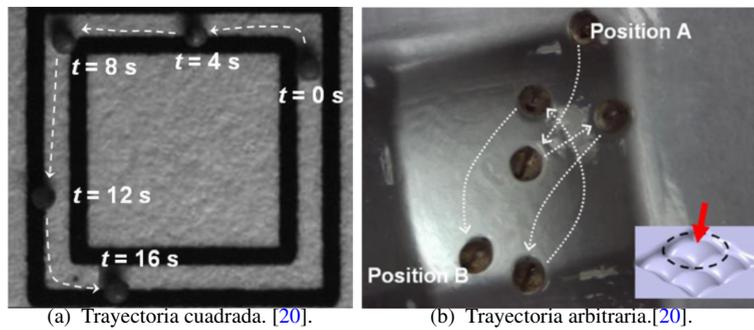


FIGURA 1.4: Trayectoria de un microrobot a lazo abierto in vitro.

### 1.4.1 Control a lazo abierto

En [20] se detalla el uso de un control a lazo abierto, donde el microrobot se desplaza por una trayectoria predefinida formando un cuadrado (Fig. 1.4(a)) y en otra prueba se desplaza por una trayectoria arbitraria diferente a la primera (Fig. 1.4(b)). Lo relevante de este trabajo es el control en lazo abierto del ángulo de rotación y la velocidad del microrobot. Además demuestran que mientras el campo magnético sea suficiente para orientar al microrobot, disminuir su tamaño solo tiene impacto en su velocidad y en la resolución de posicionamiento.

En [21], un estudio realizado en el 2020, se muestra el control a lazo abierto de un microrobot en trayectorias similares al del sistema circulatorio y en presencia de fluido sanguíneo. Este control en lazo abierto se puede representar con el diagrama de la Fig. 1.5, en donde se aplica, en un instante de tiempo  $t$ , un torque magnético con un ángulo  $\phi$ ; el microimán, al estar también expuesto a un torrente sanguíneo, se desplazará con un ángulo de dirección  $\theta$ , y a una posición  $(x,y)$ . Este modelo lo podemos ver aplicado en la Fig. 1.6(a), donde la trayectoria deseada tiene forma triangular, y en la Fig. 1.6(b), en la cual la trayectoria se asemeja al de las bifurcaciones, inspiradas en las que podemos encontrar en las ramificaciones de las arterias y venas del cuerpo humano. El estudio demuestra la capacidad de los microrobots que funcionan por rodamiento para desplazarse en entornos

similares a los reales, sin embargo, la precisión del posicionamiento del microrobot se puede mejorar mediante el uso de estrategias de control a lazo cerrado.

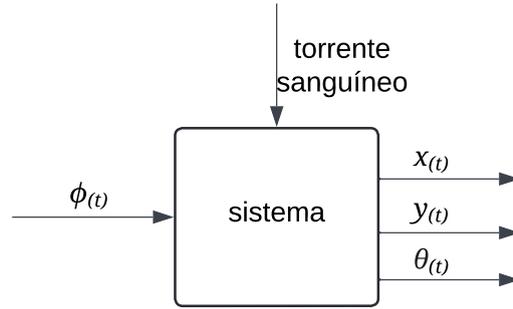


FIGURA 1.5: Diagrama de lazo de control abierto utilizado en [21].

### 1.4.2 Control a lazo cerrado

Por otro lado, [22] plantea una estrategia de control con retroalimentación por visión por computadora para manipular a un microrobot en una trayectoria deseada como en la Fig. 1.7. La ley de control implementada es la mostrada en la ecuación (1.1):

$$u(t) = k\alpha(t), \tag{1.1}$$

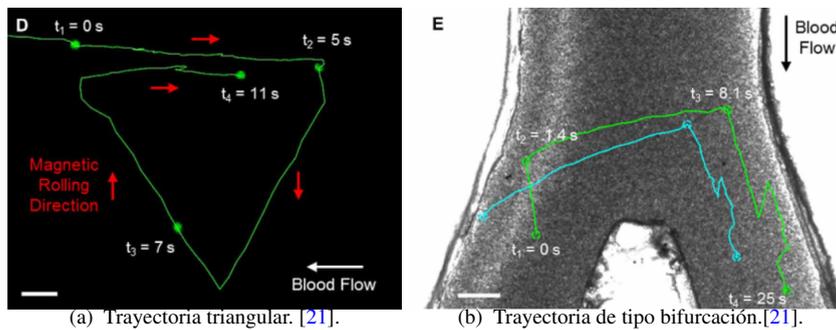


FIGURA 1.6: Trayectoria de un microrobot a lazo abierto en condiciones similares a las reales.

donde  $u$  es la tasa de giro del campo magnético rotacional en el plano (cambio de orientación),  $k$  es un parámetro ajustable (ganancia proporcional),  $\alpha$  es el ángulo para orientar al microrobot a la posición deseada y en el instante  $t$ . El diagrama correspondiente al control utilizado se puede apreciar en la Fig. 1.8, donde  $x$  y  $y$  es la posición en el plano;  $\theta$ , el ángulo de dirección del microrobot; y  $\theta_r$ , el ángulo de dirección de referencia en el que se tiene que desplazar este, obtenido a partir de la posición deseada  $(x_r, y_r)$  y la actual. Sin embargo, en este estudio no se controla la frecuencia de rotación, por lo que la velocidad del microrobot no es controlada.

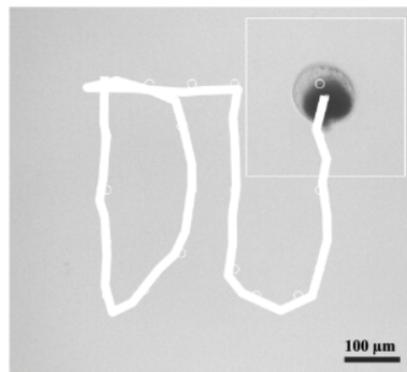


FIGURA 1.7: Trayectoria de un microrobot con control a lazo cerrado [22].

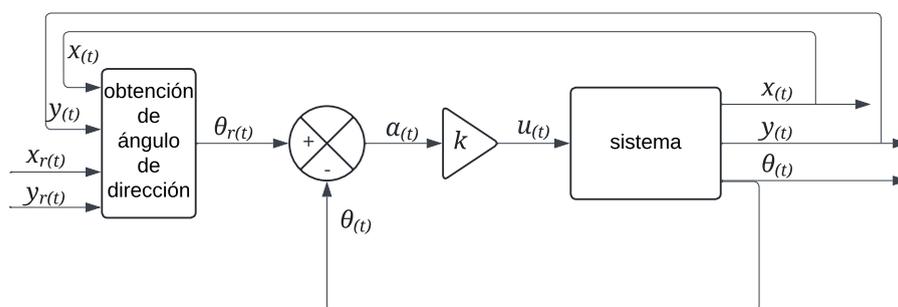


FIGURA 1.8: Diagrama de lazo de control cerrado utilizado en [22].

# CAPÍTULO II

## MARCO TEÓRICO

En este capítulo se detallan los conceptos necesarios para abordar la tesis, los cuales son los enfoques para el diseño, construcción y control de microrobots magnéticos, métodos de actuación por medio del magnetismo, técnicas de procesamiento de imágenes y estrategias de control.

### **2.1 Enfoques para el diseño, construcción y control de robots médicos móviles a pequeña escala.**

Existen dos principales enfoques para el diseño, construcción y control de microrobots con aplicaciones médicas. Para elegir el enfoque que se aplicará, se tiene que tener en cuenta las consideraciones que se describen a continuación.

#### **2.1.1 Enfoque a bordo**

Se basa en los típicos robots a macroescala, móviles y autónomos. El robot en miniatura autopropulsado cuenta con todos sus componentes a bordo para operar de forma autónoma o con un control remoto [2]. Otro punto a considerar es el ambiente donde opera la plataforma, debido a que muchas de las aplicaciones para estos microrobots están relacionadas al cuerpo humano, por lo que es de vital importancia tomar en cuenta factores como la temperatura, el pH de los fluidos corporales, entre otros, lo que genera una desventaja al uso de baterías internas [8].

### **2.1.2 Enfoque externo**

Los sistemas para mover, controlar y alimentar al microrobot se encuentran en el exterior [2]. Un método para ello es el uso de campos electromagnéticos debido a que la permeabilidad magnética del cuerpo humano es aproximadamente igual al de un espacio completamente vacío de materia, utilizando campos magnéticos se puede utilizar un método de inducción o de fuerzas magnéticas y/o torque [8].

Para que la dinámica del microrobot varíe debido a los campos magnéticos, el microrobot tiene que tener como componente fundamental algún material con propiedades magnéticas. En el caso de los microrobots para aplicaciones médicas, una pieza comúnmente utilizada es el imán de Neodimio, debido a que es uno de los imanes permanentes con mayor potencia, es decir, es más susceptible a los campos magnéticos.

## **2.2 Locomoción de un microrobot**

Se debe diseñar la locomoción de los microrobots en base al ambiente donde trabajará, debido a que el cuerpo humano cuenta con distintos tipos de cavidades, por lo que existen métodos de locomoción del robot para que este se desplace como por ejemplo: nado, deslizamiento, gateo, salto, rodamiento, entre otros.

En la locomoción por rodamiento, al objeto que se encuentra en una superficie, se le genera un torque o giro, que, al encontrarse en una superficie, debido a la fricción estática, va a resultar en el desplazamiento de objeto. La manera en que se genera este torque o giro en el microrobot magnético es a través de la generación de un campo magnético rotatorio, el cual constantemente orienta los polos del robot generando un giro en este y, acompañado de la fuerza normal y de fricción, permite la rotación del microrobot [20]. La forma esférica del robot es mucho más adecuada para obtener una rotación pura y que no dañe al tejido de la superficie [20]. El torque generado debido al campo magnético se

puede observar en la siguiente ecuación (2.1) y el Diagrama de Cuerpo Libre (DCL) del microrobot en rodamiento en la Fig. 2.1, donde  $T$  es torque,  $W$  es el peso,  $N$  es la fuerza normal,  $f_r$  la fricción estática y  $F_a$  la fuerza de arrastre.

$$\vec{T} = V\vec{M} \times \vec{B}, \quad (2.1)$$

donde  $\vec{T}$  es el torque,  $V$  es el volumen del imán,  $\vec{M}$  es la magnetización del microrobot y  $\vec{B}$  es el campo magnético. De esta manera, el microrobot junto a su magnetización rotará para alinearse con la dirección del campo [23].

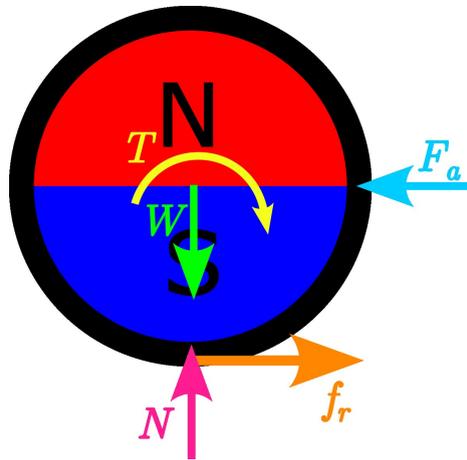


FIGURA 2.1: DCL del microrobot en rodamiento.

Sin embargo, para este tipo de desplazamiento, se debe evitar la generación de fuerzas magnéticas (únicamente debe generarse el torque), que afectarían la dinámica del robot. Esta fuerza se genera cuando existe un gradiente en el campo magnético, siendo esta la razón por la que se busca que el campo magnético sea el mismo en todo el espacio de interés. La ecuación de la fuerza magnética  $\vec{F}$  es la que se muestra a continuación (2.2) [20]:

$$\vec{F} = V(\vec{M} \cdot \nabla)\vec{B}, \quad (2.2)$$

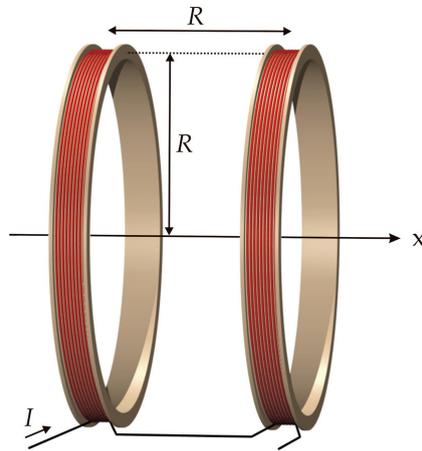


FIGURA 2.2: Bobinas de Helmholtz de radio y separación  $R$  [38].

donde  $\nabla$  hace referencia a la gradiente.

### 2.3 Sistema 3D de pares de bobinas de Helmholtz

Unas bobinas de Helmholtz consta de dos bobinas circulares idénticas colocadas de manera coaxial y separadas por una distancia igual a su radio y con una corriente eléctrica igual fluyendo en la misma dirección [37] (Fig. 2.2). Estas bobinas se usan cuando la aplicación necesita una alta uniformidad del campo magnético [12], pues en el centro entre ambas bobinas se genera un campo magnético homogéneo, con una densidad de flujo magnético en la misma dirección que el eje compartido, siendo esta la descrita en la ecuación (2.3).

$$B = \left(\frac{4}{5}\right)^{\frac{3}{2}} \frac{\mu_0 n I}{R}, \quad (2.3)$$

donde  $B$  es la densidad de flujo magnético a lo largo del eje  $X$  (como se muestra en la Fig. 2.2). Esta es una expresión escalar que representa la magnitud del campo magnético

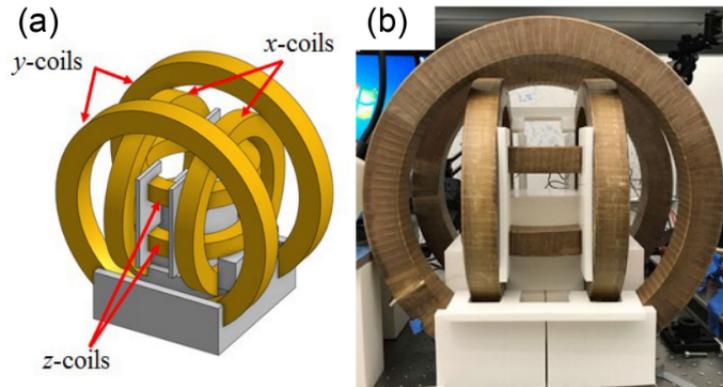


FIGURA 2.3: Sistema 3D de bobinas de Helmholtz [39]. (a) CAD en vista isométrica. (b) Vista frontal real.

en el centro del sistema de bobinas de Helmholtz, donde el campo es prácticamente homogéneo;  $n$  es el número de vueltas por cada bobina;  $I$  es el flujo de corriente que recorre en cada una,  $R$  es el radio de cada una; y  $\mu_0$  es la constante de permeabilidad del vacío, con un valor de  $4\pi 10^{-7}$  Tm/A.

Como con un solo par de bobinas se puede generar un campo magnético constante en una sola dirección, se utiliza 3 pares de estas bobinas puestas de forma ortogonal en los ejes  $x$ ,  $y$  y  $z$  para poder generar un campo magnético constante (sin gradiente) en cualquier dirección del espacio [12], el cual puede ser modificado manipulando la corriente que pasa en cada par de bobinas. De esta manera, se puede orientar en dirección al campo magnético resultante al objeto magnético (ecuación (2.1)) que se encuentre entre las 6 bobinas. Este sistema 3D de bobinas de Helmholtz se puede observar en la Fig. 2.3.

#### 2.4 Localización de un microrobot mediante el procesamiento de imágenes

Han sido propuestos varios métodos para localizar y monitorizar a los microrobots dentro del cuerpo humano, entre los principales métodos se encuentra el de la visión, el

cuál es útil en ambientes externos como las retinas de los ojos, debido a que se pueden utilizar herramientas como los microscopios. Otro método es el de electromagnetismo y magnetismo, utilizando los principios de estos para rastrear el microrobot, esto se logra utilizando un generador de campo magnético como actuador y otro como sensor [8].

También existen métodos más complejos como la resonancia magnética, la tomografía, la fluoroscopia y el ultrasonido, útiles para detectar a los microrobots dentro del cuerpo humano. Otro método más sofisticado es el uso de radiación infrarroja; sin embargo, este método requiere que el microrobot produzca una temperatura más alta en el interior del cuerpo, lo cuál es difícil de lograr debido al tamaño de estos microrobots [8], adicionalmente de que podría ser dañino para los órganos [20].

Para este trabajo, se utiliza un sistema in vitro, por lo que una cámara de alta resolución es suficiente para obtener la imagen y el posicionamiento del microrobot en tiempo real. A continuación se desarrollan conceptos claves y métodos para la obtención del posicionamiento del microrobot:

- **Procesamiento de imágenes:** Es el campo que aborda técnicas de procesamiento de imágenes digitales por medio de una computadora digital; donde la imagen obtenida se discretiza, de tal forma que esté compuesta por una función de dos dimensiones  $f(x, y)$  [40].
- **Región de interés (ROI):** Es una parte de una imagen que se desea filtrar o procesar, se representa como una máscara binaria (0 o 1) donde los píxeles con valor 0 son los que se excluyen y los píxeles con valor 1 son los que se desean conservar en la imagen original [41].
- **Método de valor umbral (*Thresholding*):** Convierte una imagen en escala de grises en una imagen binaria, donde se elige un valor umbral. Si el valor umbral es mayor al valor del píxel, este se reemplaza por 0, en caso contrario se reemplaza por un 1; este proceso se repite para cada píxel [42].

- *Tracking*: Es el seguimiento del recorrido que realiza un cuerpo. En este trabajo de investigación se utiliza el método de medición de partículas de LabVIEW, donde por medio del cálculo del centroide de una partícula, se puede conocer su ubicación en tiempo real expresado en píxeles  $(x, y)$ , para ello es necesario que la imagen sea de tipo binario [43].

## 2.5 Estrategias de control

Para que el microrobot se desplace con precisión de forma autónoma por una trayectoria deseada, se puede implementar estrategias de control a lazo cerrado como la que se muestra a continuación:

### 2.5.1 Control PID

El control Proporcional-Integral-Derivativo es una estrategia de control bastante utilizada debido a su facilidad para implementarse y sus buenos resultados al controlar variables [44] como la posición y temperatura. Este control está basado en el error, del cual surgen 3 componentes que se suman: la acción proporcional que multiplica una ganancia  $k_p$  con el error actual  $e$ ; la ganancia integral que multiplica una ganancia  $k_i$  por la integral del error  $\int e(t)dt$ , considerando los valores de errores pasados; y la acción derivativa que multiplica una ganancia  $k_d$  por la derivada del error  $\dot{e}$ , por lo que se determina dependiendo de que tanto está variando el error. En la Fig. 2.4 se puede observar de una manera gráfica como está compuesto el control.

Cada una de las ganancias de las acciones afectan de distinta manera la respuesta de control [45]:

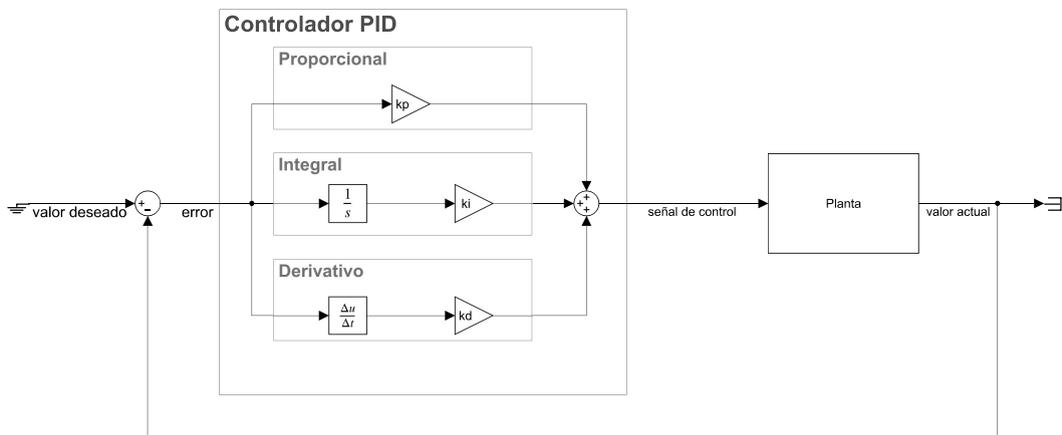


FIGURA 2.4: Controlador PID y sus componentes.

- Ganancia proporcional  $k_p$ : Reduce el error estacionario y aumenta la velocidad en la que en el control responde; sin embargo, si es muy alto puede provocar un gran valor de sobrepaso y generar oscilaciones en el sistema y hasta volverlo inestable.
- Ganancia integral  $k_i$ : Asegura eliminar el error estacionario. Con valores muy bajos se obtiene una respuesta lenta pero segura y con valores altos aumenta la velocidad en la respuesta pero con oscilaciones.
- Ganancia derivativa  $k_d$ : Brinda robustez al sistema frente a cambios bruscos y reduce tanto el tiempo de respuesta como las oscilaciones; sin embargo, es muy sensible al ruido.

Además del control PID, existen también sus variantes: el control P (proporcional) en donde el controlador solo se cuenta con la acción proporcional, siendo  $k_i$  y  $k_d$  igual a 0 y el control PD (proporcional-derivativo) en donde no existe la acción integral ( $k_i = 0$ ).

# CAPÍTULO III

## MARCO METODOLÓGICO

En este capítulo se realiza la caracterización de la metodología según su finalidad, enfoque, diseño y alcance. Luego, se muestran los procesos que se seguirán para alcanzar cada objetivo específico planteado. Finalmente, se detallan las actividades que se realizarán con sus respectivos métodos, técnicas, herramientas y/o instrumentos, y los resultados que se alcanzarán al culminar cada proceso.

### 3.1 Caracterización de la investigación

La investigación según su finalidad es aplicada, puesto a que se “busca o tiene como fin la aplicación inmediata de los conocimientos obtenidos” [46]. Esta investigación se enfoca en uno de los principales problemas que afronta la comunidad científica en el ámbito de la microrobótica y su uso en las intervenciones médicas, además que se propone aplicar conocimientos relacionados al área de la física (electromagnetismo), procesamiento de imágenes y control automático.

La investigación cuenta con un enfoque cuantitativo, dado que “tiene como intenciones o metas describir, explicar, comprobar o confirmar y predecir los fenómenos (establecer causalidad); y tiene como finalidad la recolección de los datos, medir variables en casos” [47]. En este trabajo de investigación se adquieren los datos de posición en 2 dimensiones de un microrobot que se desplaza a través de una trayectoria en un fluido utilizando un control a lazo cerrado, encontrando relaciones entre la variación de los parámetros del controlador con la velocidad y precisión del microrobot.

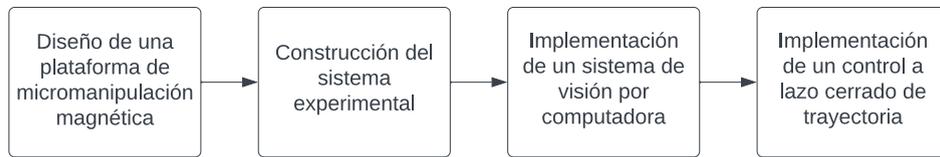


FIGURA 3.1: Diagrama del proceso de ejecución de la investigación.

El diseño de esta investigación es experimental, en vista de que “se manipulan deliberadamente una o más variables independientes (supuestas causas antecedentes) para analizar las consecuencias que tal manipulación tiene sobre una o más variables dependientes (supuestos efectos consecuentes)” [47]. Las variables independientes del trabajo de investigación son las salidas de voltaje de las tarjetas de adquisición, la frecuencia de la señal sinusoidal y los ejes del campo magnético; mientras que las variables dependientes son la posición y la velocidad del microrobot, las cuales se obtienen mediante el sistema de visión implementado en la plataforma.

Esta investigación tiene un alcance correlacional, debido a que “los estudios correlacionales tienen como finalidad conocer la relación o grado de asociación que existe entre dos o más conceptos, categorías o variables en un contexto particular” [47]. En esta investigación se cuentan con dos conceptos: precisión del desplazamiento y velocidad, y se tiene como finalidad conocer la relación entre dichas variables en un sistema in vitro.

### 3.2 Proceso de la investigación

El proceso para ejecutar el proyecto final se muestra en el diagrama de bloques de la Fig. 3.1. Este proceso se muestra con mayores detalles en el diagrama de bloques de la Fig. 3.2.

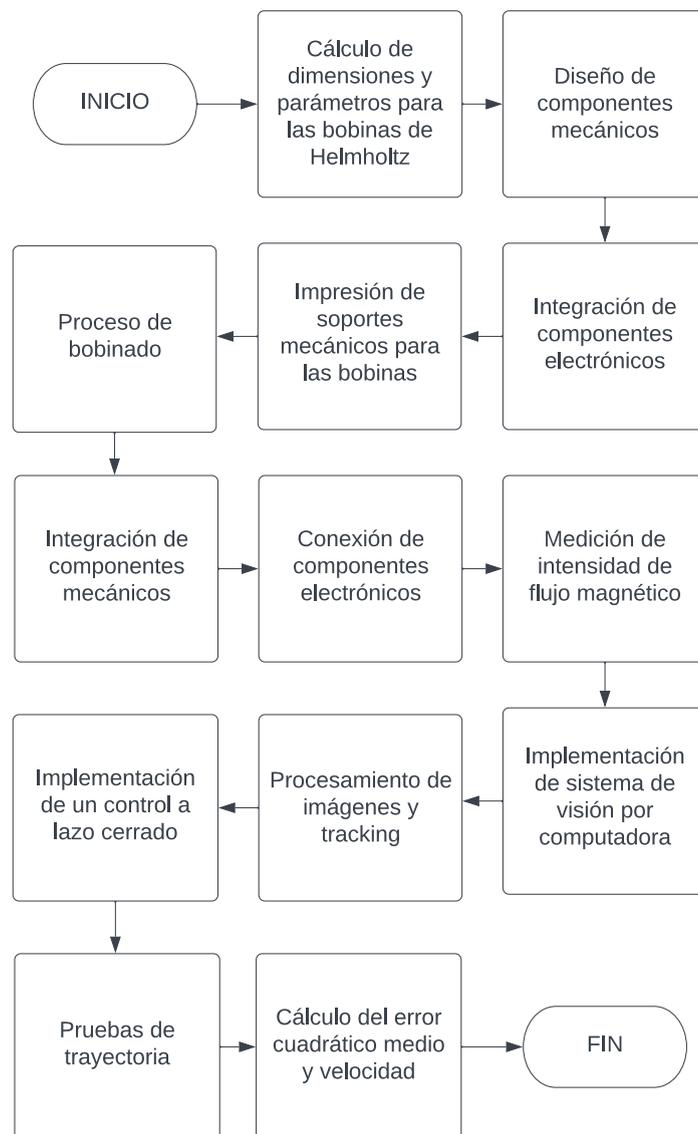


FIGURA 3.2: Diagrama del proceso de investigación.

### 3.3 Diseño y construcción de la plataforma de micromanipulación magnética

Dado que el requerimiento para la plataforma es poder manipular a un microrobot por rodamiento en el plano, se diseñó un sistema 3D de pares de bobinas de Helmholtz, por lo que se utilizó la ecuación (2.3) para encontrar los parámetros mínimos para obtener un campo magnético igual a 10 mT.

Adicionalmente, se tomó en cuenta el espacio necesario para colocar la placa petri en el interior del sistema, el cuál tiene un diámetro de 58 mm y una altura de 10 mm. Con esta información se calculó en MATLAB el radio de cada par de bobinas, el número de vueltas, así como también el ancho y alto de su sección transversal.

El diseño 3D se realizó en el software CAD SolidWorks, para ello se consideraron los parámetros obtenidos en los cálculos previos, el entorno de trabajo y los materiales disponibles en el laboratorio. Los parámetros para la construcción de las bobinas fueron las mostradas en la Tabla 3.1.

TABLA 3.1: Parámetros de las bobinas de Helmholtz.

Eje	Tamaño de bobinas	Radio (mm)	N° vueltas	Ancho (mm)	Alto (mm)
<i>z</i>	Pequeñas	46	300	16	12
<i>y</i>	Medianas	70	400	18	16
<i>x</i>	Grandes	90	500	18	16

Para la construcción de las bobinas se utilizó una impresora 3D y el material ABS, ya que es un material que resiste hasta 80 °C sin sufrir deformaciones o daños, en comparación con otros materiales de impresión 3D como el PLA. El alambre de cobre que se escogió tiene de diámetro 0.8 mm y es esmaltado, ideal para aplicaciones de bobinado.

Se conectó cada par de bobinas a un servoamplificador “ADS 50/5 4-Q-DC Maxon DC Motor”, capaz de llegar a un voltaje de 47.25 V con una frecuencia de conmutación de 50 KHz, con el fin de poder variar la corriente que pasa en cada una de ellas, esto se logró utilizando la configuración llamada “control de corriente”, la cual permite leer una señal

analógica de entrada como *set value* (valor de referencia). Los servoamplificadores son esenciales en este sistema, ya que convierten las señales de voltaje emitidas por la tarjeta de adquisición en las corrientes que se aplican a las bobinas de Helmholtz, ajustando la fuerza del campo magnético.

El sistema de bobinas se alimentó con 2 fuentes de alimentación regulable, una de un canal de 50 V y 10 A y la otra de dos canales de 32 V y 5 A cada una. Además, se realizó una calibración, midiendo el campo magnético con un gaussímetro y regulando la salida de voltaje de las fuentes de alimentación, para que un mismo valor de referencia corresponda a una misma intensidad de campo magnético para los 3 ejes.

De la misma manera que con los carretes y sus soportes, se diseñó e imprimió una base para colocar la placa petri en el centro del sistema de bobinas. Esta base cuenta con un led de 3 W apuntando la placa desde abajo de esta con el fin de iluminarla y hacer un contraste en el microrobot.

Para poder visualizar el microrobot, y posteriormente, realizar un *tracking* de este, se utilizó una cámara industrial de alta velocidad, en este proyecto se utilizó la cámara “Genie CR-GM00-H1400”, que cuenta con una velocidad máxima de 75 fps y una resolución de  $1400 \times 1024$ . Esta cámara se conectó a una PC utilizando un cable Ethernet CAT-6, esto nos permite adquirir las imágenes en tiempo real.

En esta PC, se implementó un programa con interfaz gráfica en el software LabVIEW, donde se puede visualizar al microrobot, realizar su *tracking*, conectarse a tarjetas de adquisición para enviar señales analógicas y realizar el control tanto en lazo abierto como en lazo cerrado. El rol de la tarjeta de adquisición en este proceso consiste en recibir las señales de retroalimentación de la cámara, procesar los datos en LabVIEW y generar las señales de control que se envían a los servoamplificadores para ajustar las corrientes en las bobinas. De esta manera, se cierra el lazo de control, permitiendo corregir la posición del microrobot en tiempo real. El procedimiento de implementación de estos métodos se explican a detalle en las siguientes secciones.

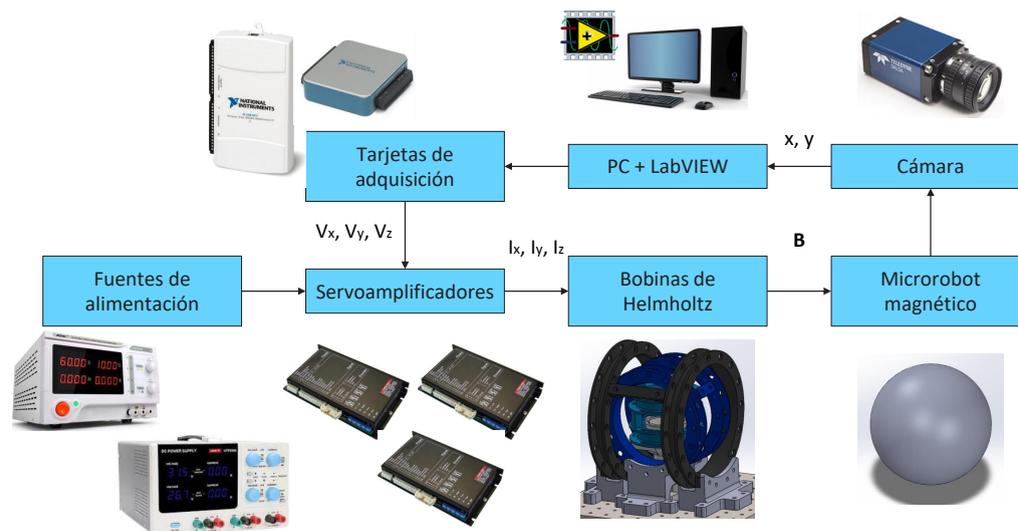


FIGURA 3.3: Esquema de la plataforma de micromanipulación.

En la Fig. 3.3 se muestra el esquema de la plataforma de micromanipulación que se implementó, donde se pueden observar todos los componentes principales necesarios para implementar un control a lazo cerrado, usando como retroalimentación la posición del microrobot obtenida con los datos de la cámara y el procesamiento de imágenes en la PC con el programa de LabVIEW.

### 3.4 Generación del campo magnético rotatorio

El poder generar el torque y que el microrobot se oriente en cualquier dirección del espacio posibilita a que este gire en cualquier dirección deseada. Al tener un giro con respecto a una dirección del eje del plano horizontal (donde se va a desplazar el robot) y al estar en contacto con la superficie, el microrobot va a desplazarse por rodamiento como se

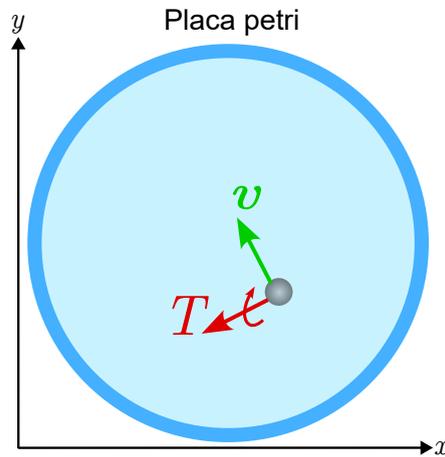


FIGURA 3.4: Desplazamiento por rodamiento en la placa petri.

observa en la Fig. 3.4, donde  $T$  es el torque y el eje en el que gira el microrobot, mientras que  $v$  es su velocidad y dirección en la que se desplazará el microrobot.

De esta forma, se debe generar un campo magnético rotatorio de igual intensidad mediante las bobinas de Helmholtz. Para esto, se propaga dos campos magnéticos sinusoidales: el campo magnético vertical  $\vec{B}_v$  (eje  $z$ ) y el campo magnético horizontal  $\vec{B}_h$ , formado por la sumatoria vectorial del campo en el eje  $x$  y el eje  $y$ , con dirección en la que se hace que el microrobot se desplace. Estas dos señales son idénticas, tanto en amplitud como en frecuencia, pero desfasados por un adelanto de  $90^\circ$  del  $\vec{B}_v$  con respecto a  $\vec{B}_h$ . La gráfica de la Fig. 3.5 muestra las señales sinusoidales del campo magnético para la rotación y la orientación del microrobot magnético para dicho instante.

En este estudio, las mediciones del campo magnético generado por las bobinas oscilan entre 0 y 7 mT. Según [48], el campo magnético terrestre varía entre 20000 y 68000 nT. La distribución del campo magnético se incrementa desde el ecuador hacia los polos, donde los valores son más altos. Para Perú, que se encuentra en una región intermedia, se ha calculado utilizando la calculadora del campo magnético proporcionada por la Administración Nacional Oceánica y Atmosférica (NOAA) [49], la cual utiliza el Modelo Magnético Mundial (WMM), obteniendo un valor aproximado de 24642 nT en las

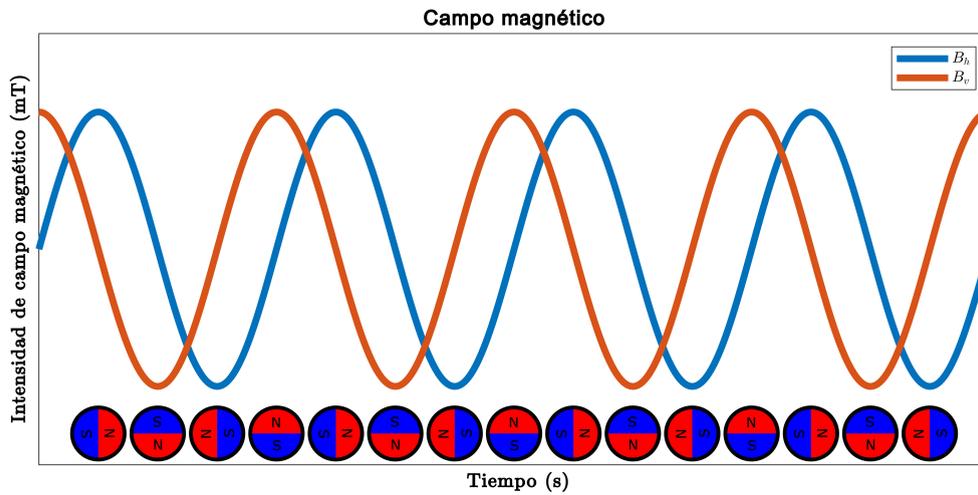


FIGURA 3.5: Señales del campo magnético para el rodamiento del imán.

instalaciones donde se encuentra el sistema, en la universidad UTEC en Lima, Perú. Por lo tanto, el impacto del campo magnético terrestre en el campo magnético resultante que se generan al utilizar el sistema de bobinas es insignificante, lo que justifica su desprecio en el análisis.

El campo magnético resultante  $\vec{B}$  es el mostrado en la siguiente ecuación (3.1):

$$\vec{B} = \begin{bmatrix} \vec{B}_h \\ \vec{B}_v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B_x \\ B_y \\ B_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A \cos \theta \sin (2\pi ft) \\ A \sin \theta \sin (2\pi ft) \\ A \cos (2\pi ft) \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

donde  $A$  es la amplitud,  $\theta$  es el ángulo de  $\vec{B}_h$  con respecto al eje  $x$ ,  $f$  es la frecuencia y  $t$  el tiempo. Además,  $\vec{B}_h = \begin{bmatrix} B_x \\ B_y \end{bmatrix}$  y  $\vec{B}_v = \begin{bmatrix} B_z \end{bmatrix}$ . Analizando la ecuación, se puede observar que el campo magnético siempre tendrá una magnitud constante igual a  $A$  y solo cambiará la dirección de este.

Para formar estas señales de campo magnético en las bobinas, la PC tiene que generarlas mediante el programa en LabVIEW y mandarlas como voltaje mediante las

salidas analógicas de las tarjetas de adquisición NI USB-6211 ( $V_x$  y  $V_y$ ) y NI USB-6003 ( $V_z$ ), cada una con 2 salidas analógicas disponibles.

Estas señales de voltaje se envían al *set value* del servoamplificador correspondiente por cada eje. La amplitud de las señales que se mandaron fueron de 1 V, por lo que el voltaje de cada señal  $V_x$ ,  $V_y$  y  $V_z$  se muestran en la ecuaciones (3.2), (3.3) y (3.4) respectivamente.

$$V_x = \cos \theta \sin (2\pi ft), \quad (3.2)$$

$$V_y = \sin \theta \sin (2\pi ft), \quad (3.3)$$

$$V_z = \cos (2\pi ft). \quad (3.4)$$

### 3.5 Procesamiento de imágenes

Para poder implementar el control a lazo cerrado, es necesario primero obtener una retroalimentación del sistema. Para este trabajo de investigación, se busca controlar la posición del microrobot, por ello, se debe conocer esta en todo momento. Para lograr esto, se implementó en el programa de LabVIEW la adquisición y procesamiento en tiempo real de imágenes de la cámara. Cabe mencionar que se definió una velocidad de adquisición de imágenes de 20 fps debido al comportamiento del microrobot y al costo computacional. Los pasos que realiza el programa se muestran en el diagrama de bloques de la Fig. 3.6 y se detalla a continuación.

Por cada imagen o fotograma, lo que realiza el programa es la adquisición de la imagen y su conversión en formato digital en escala de grises, por lo que cada píxel de



FIGURA 3.6: Procesamiento de imágenes.

la imagen tiene un único valor entre 0 y 255. El siguiente paso es aplicar una máscara a la imagen, debido a que solo se necesita analizar la zona por la cual el microrobot se va a desplazar (limitada por la placa petri). En seguida se convierte la imagen a binario, utilizando el método del valor umbral (*thresholding*), de tal manera que de la imagen, el cuerpo del microrobot se compone por píxeles de color negro, mientras que el entorno de trabajo, por píxeles de color blanco.

Antes de realizar el *tracking* del microrobot, se necesita calcular el complemento de la imagen, los píxeles con valor 0 (color negro) se transforman en 1 (color blanco) y viceversa, así es como se obtuvo una imagen donde el único grupo de píxeles blancos representaba al microrobot. Finalmente, se calcula el centroide de la circunferencia que representaba al microrobot, utilizando el bloque *Particle Measurements* de LabVIEW y obteniendo así la posición del microrobot en las dos dimensiones  $(x, y)$ .

### 3.6 Implementación de estrategia de control a lazo cerrado y validación del prototipo funcional

Para el lazo de control de trayectoria se adquiere, para un tiempo  $t$ , un punto deseado  $(x_d(t), y_d(t))$ , cuando el microrobot se encuentra en una posición actual  $(x(t), y(t))$ . Con estos valores se obtiene el error  $\vec{e}(t)$  mostrado en la siguiente ecuación (3.5):

$$\vec{e}(t) = \begin{bmatrix} e_x(t) \\ e_y(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_d(t) - x(t) \\ y_d(t) - y(t) \end{bmatrix}, \quad (3.5)$$

A partir de este vector de error, se extrae su módulo  $|\vec{e}|(t)$  y su ángulo  $\theta(t)$ , siendo el primero la distancia entre la referencia y la posición actual y el segundo el ángulo en el que se debe desplazar el microrobot.

La distancia o módulo de error, se utiliza como entrada del controlador PID y se obtiene un valor de frecuencia  $f(t)$  la cual es saturada entre  $\pm f_{sat}$ , determinada según los resultados experimentales.

Habiendo calculado el ángulo de dirección  $\theta(t)$  y la frecuencia  $f(t)$ , se obtiene los valores de voltaje de cada eje que se debe mandar para ese instante de tiempo, mostrados anteriormente en las ecuaciones (3.2), (3.3) y (3.4).

El diagrama de bloques del lazo de control previamente explicado se puede observar en la Fig. 3.7.

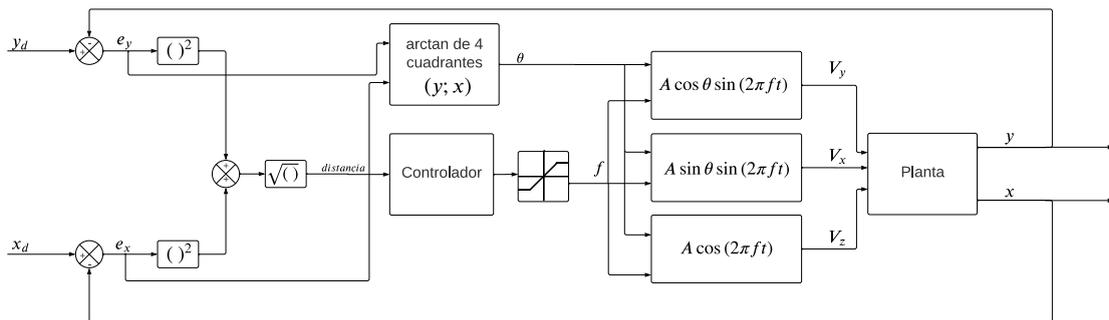


FIGURA 3.7: Diagrama de bloques del lazo cerrado de control.

### 3.6.1 Diseño de trayectoria

Se diseñó de manera virtual unas bifurcaciones del corriente sanguíneo similares a las usadas en [21] para verse a través de la interfaz de LabVIEW de forma superpuesta a la imagen de la cámara. Este entorno se puede observar en la Fig. 3.8 y sus dimensiones en la Tabla 3.2. A partir de estas bifurcaciones se genera una trayectoria deseada. Esta contará con una cantidad  $N$  de posiciones deseadas  $(x_d, y_d)$ , las cuales están puestas en secuencia y serán actualizadas cuando la distancia de la posición actual con la deseada sea menor a una tolerancia:  $\lambda < |\vec{e}|(t)$ , generando así la trayectoria. La trayectoria para  $N = 91$ ,  $N = 27$  y  $N = 18$  se puede observar en la Fig. 3.9.

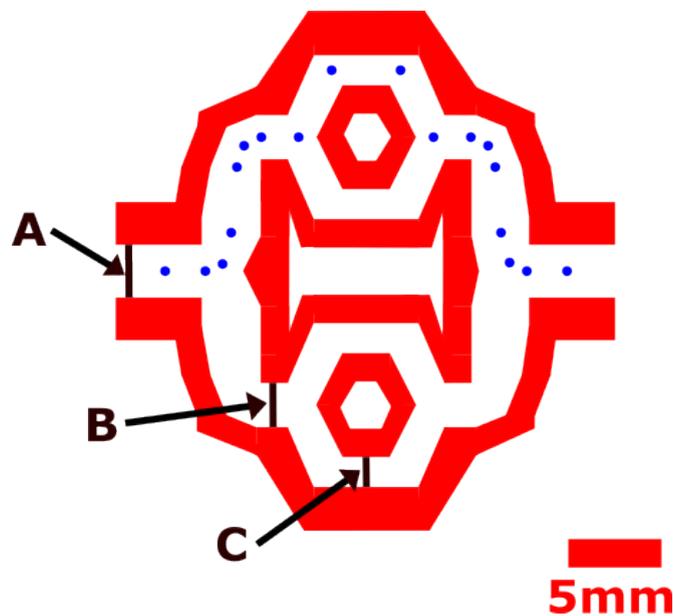


FIGURA 3.8: Entorno que representa bifurcaciones en el sistema sanguíneo.

TABLA 3.2: Dimensiones de las cavidades mostradas en la Fig. 3.8.

Cavidad	Ancho de cavidad (mm)
A	2.85
B	2.38
C	1.62

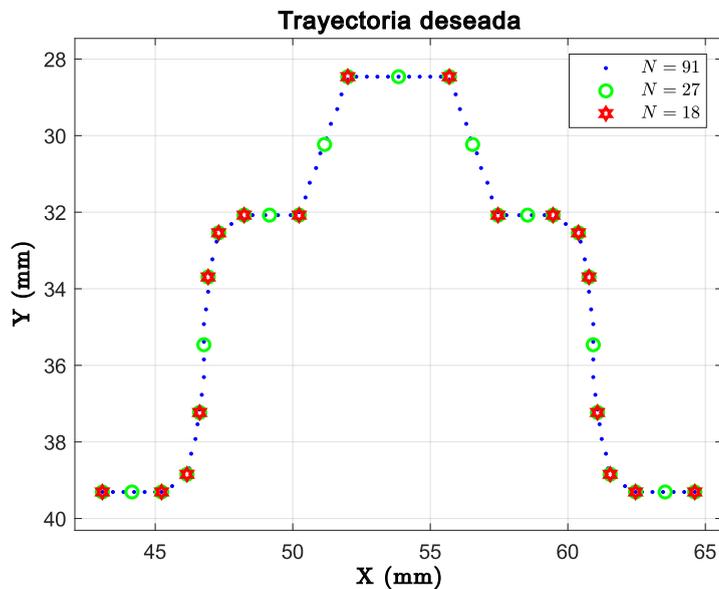


FIGURA 3.9: Posiciones deseadas de la trayectoria deseada.

### 3.6.2 Sintonización del controlador

Se implementó el control en lazo cerrado y se probó variando distintos parámetros. Para el primer experimento, se probó 3 veces un controlador P con una ganancia proporcional  $k_p = 0.01$ ,  $\lambda = 1.15$  mm y  $N = 18$ . Para el segundo experimento, para la misma tolerancia  $\lambda$  y número de posiciones deseadas  $N$  que el experimento anterior, se varió el valor de  $k_p$ , usando  $k_p = 0.005$ ,  $k_p = 0.03$  y  $k_p = 0.05$ . Para el tercer experimento, se utilizó un controlador PD, con un  $k_p = 0.03$ ,  $\lambda = 1.15$  mm y  $N = 18$  y se utilizó 4 valores de ganancia derivativa  $k_d$ : 0.002, 0.005, 0.008 y 0.011. Para el cuarto experimento, se probó 3 distintas tolerancias  $\lambda$  con un control P de  $k_p = 0.05$  y un número de posiciones deseadas  $N = 18$ , siendo  $\lambda = 0.38$  mm,  $\lambda = 0.77$  mm y  $\lambda = 1.54$  mm. Para el quinto experimento, se varió la cantidad de posiciones deseadas  $N$  de la trayectoria, para el mismo controlador P ( $k_p = 0.05$ ) con una tolerancia  $\lambda = 0.38$  mm, probando  $N = 27$  y  $N = 91$ . El resumen de las pruebas realizadas en por cada experimento se puede observar en la Tabla 3.3.

Para ver el desempeño en todos los casos se extrajo el error cuadrático medio

TABLA 3.3: Experimentos realizados.

experimento 1	experimento 2	experimento 3	experimento 4	experimento 5
prueba 1	$k_p = 0.005$	$k_d = 0.002$	$\lambda = 0.38$ mm	N = 27
prueba 2	$k_p = 0.03$	$k_d = 0.005$	$\lambda = 0.77$ mm	N = 91
prueba 3	$k_p = 0.05$	$k_d = 0.008$ $k_d = 0.011$	$\lambda = 1.54$ mm	

*MSE*. La ecuación para obtener este valor se encuentra a continuación en la ecuación (3.6):

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n e_i^2, \quad (3.6)$$

donde  $n$  es la cantidad de muestras totales y  $e$  es el error obtenido a partir de distancia de la posición actual del microrobot con respecto a la recta que se genera entre la posición deseada actual  $(x_{d_m}, y_{d_m})$  y la anterior  $(x_{d_{m-1}}, y_{d_{m-1}})$ , siendo  $m$  el número o índice que tiene la posición actual dentro de la secuencia de posiciones.

Se eligió el *MSE* como métrica de error debido a que esta penaliza de manera más significativa los errores de mayor magnitud. En el control de trayectoria del microrobot, es fundamental que sean mínimas las desviaciones más considerables, ya que estas pueden comprometer el desempeño del sistema. En cambio, un error pequeño pero constante es más tolerable, especialmente en canales que cuentan con un ancho que permite cierto margen de error sin afectar de manera crítica la trayectoria del microrobot hacia su destino final.

En el presente trabajo, se identifican tres principales fuentes de error: de medición, de seguimiento y de trayectoria. Los errores de medición pueden surgir debido a imprecisiones en la cámara, aunque en este caso, puede ser despreciable debido a su alta resolución, al tamaño del microrobot (1 mm) y el entorno (una placa petri con fondo claro y uniforme). Los errores de seguimiento ocurren cuando el microrobot no es capaz de seguir correctamente la trayectoria deseada, en este caso se puede deber a limitaciones en el

control del microrobot; en aplicaciones in vivo, se tendría que considerar las condiciones externas como variaciones en la fricción o cambios bruscos en la dirección. Finalmente, los errores de trayectoria se refieren a desviaciones en la ruta de referencia. En este estudio, dado que los experimentos se realizaron in vitro bajo condiciones controladas y con un entorno ideal, estos errores no se consideran. Sin embargo, en aplicaciones in vivo, sí sería necesario tenerlos en cuenta, ya que la variabilidad biológica y el movimiento involuntario hacen que las condiciones del entorno no sean predecibles ni estables.

Para mitigar estos errores, se ajustaron los parámetros del control a lazo cerrado y de configuración del sistema, buscando minimizar el error cuadrático medio ( $MSE$ ) entre la trayectoria deseada y la real. Adicionalmente, se llevó a cabo una medición precisa del sistema, verificando que cada píxel, al ser convertido a milímetros, mantenga las mismas dimensiones en diferentes puntos de la imagen, garantizando uniformidad en las mediciones. Esto asegura que las correcciones se realicen con mayor precisión y que las mediciones del sistema sean consistentes.

Además, se obtuvo también la velocidad promedio por cada prueba realizada. La ecuación de la velocidad promedio  $v_{prom}$  se muestra a continuación en la ecuación (3.7):

$$v_{prom} = \frac{1}{n} \sum_{i=2}^n \frac{\sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2}}{t_i - t_{i-1}}, \quad (3.7)$$

Para complementar, se obtendrá por cada prueba el error máximo  $e_{max}$  y el error promedio  $e_{prom}$ , el cual se puede observar en la ecuación (3.8):

$$e_{prom} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n e_i, \quad (3.8)$$

# CAPÍTULO IV

## RESULTADOS

### 4.1 Diseño e implementación de la plataforma de micromanipulación magnética

El diseño de los soportes de las bobinas como del soporte de la placa petri realizados en el software CAD SolidWorks se puede observar en la Fig. 4.1. Para una mejor visualización de la ubicación de la placa petri, se realizó un corte al modelo CAD, el cual se muestra en la Fig. 4.2.

La plataforma de 3 pares de bobinas de Helmholtz se presenta en la Fig. 4.3. En el interior del sistema se encuentra la placa petri que contiene glicerol, en la Fig. 4.4 se muestra al microrobot en el interior de la placa petri.

La intensidad de campo magnético máxima generado en el interior de la plataforma por cada par de bobinas se muestra en la Tabla 4.1 y los voltajes de las fuentes de alimentación necesarios para obtener una intensidad de campo magnético igual en los 3 ejes se presenta en la Tabla 4.2.

TABLA 4.1: Intensidad de campo magnético máximo obtenida por cada par de bobinas.

Eje	Tamaño de bobinas	Voltaje (V)	Intensidad de campo magnético (mT)
$z$	Pequeñas	30	18.4
$y$	Medianas	50	14.6
$x$	Grandes	50	7

### 4.2 Estrategia de control a lazo abierto y cerrado

En el programa de LabVIEW y su interfaz se agregó el control en lazo abierto, donde se coloca en esta última la frecuencia  $f$  y el ángulo de dirección  $\theta$  determinado y, a

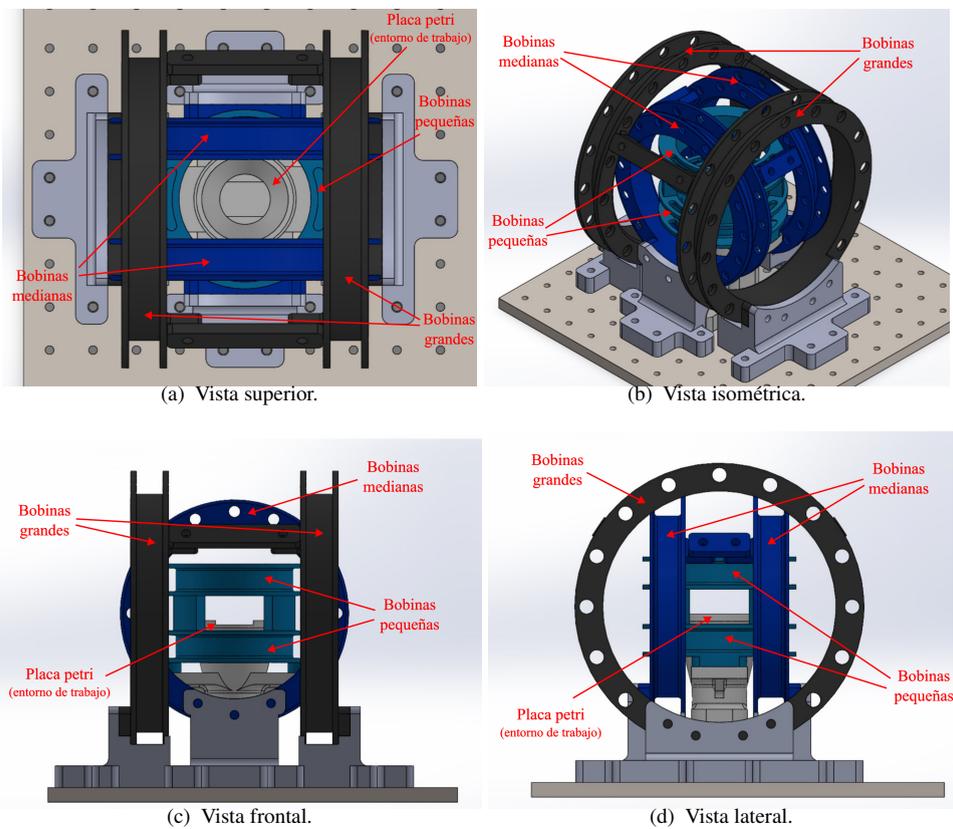


FIGURA 4.1: Diseño CAD del sistema de bobinas.

TABLA 4.2: Voltajes de fuentes de alimentación e intensidades de campo magnético posterior a la calibración.

Eje	Tamaño de bobinas	Voltaje (V)	Intensidad de campo magnético (mT)
$z$	Pequeñas	10.2	7
$y$	Medianas	25.6	7
$x$	Grandes	50	7

partir de esto, se genera y envía las señales analógicas correspondientes para el desplazamiento por rodamiento del microrobot. En la Fig. 4.5 se puede observar el desplazamiento del microrobot colocando 3 ángulos diferentes en la interfaz. Además, también se probó que aumentando la frecuencia, la velocidad de desplazamiento del microrobot también aumenta (Fig. 4.6). De esta manera, se puede observar que sí se logra desplazar al microrobot mediante el rodamiento, generando campos magnéticos rotatorios a partir de las

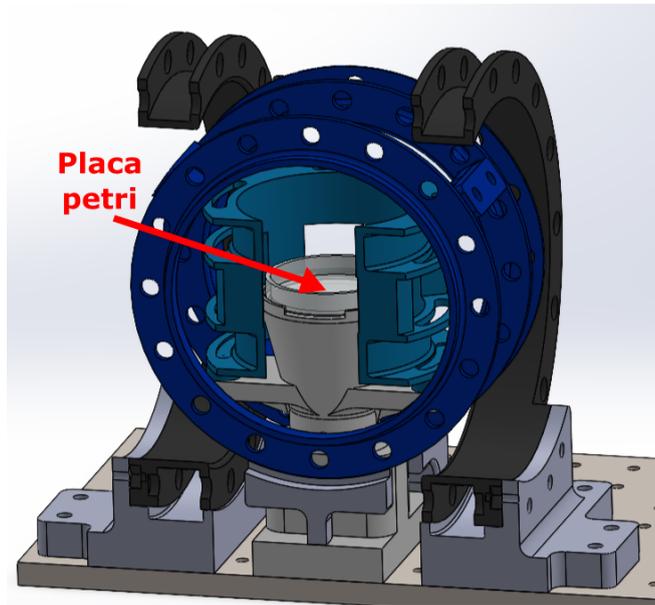


FIGURA 4.2: Corte al modelo 3D.

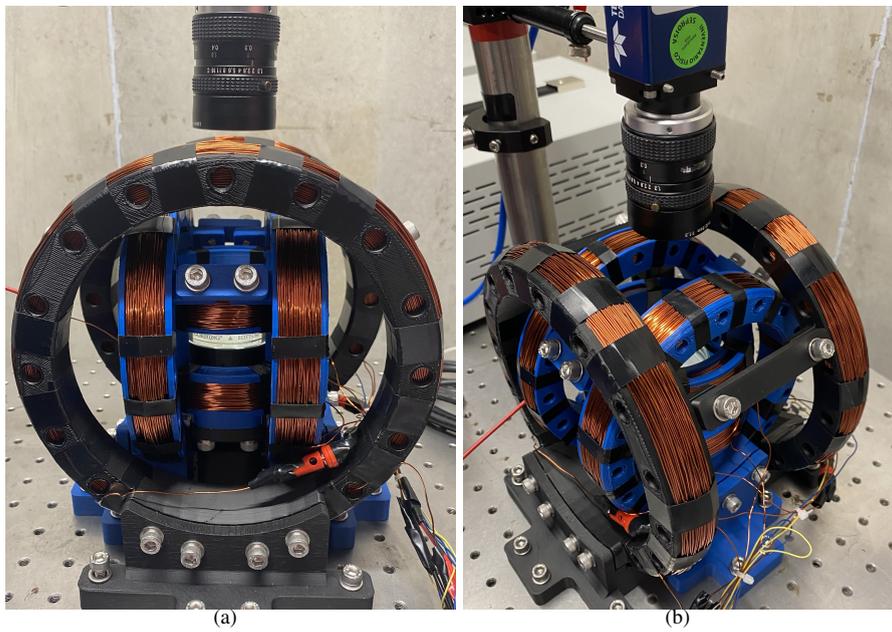


FIGURA 4.3: Plataforma de 3 pares de bobinas construida.

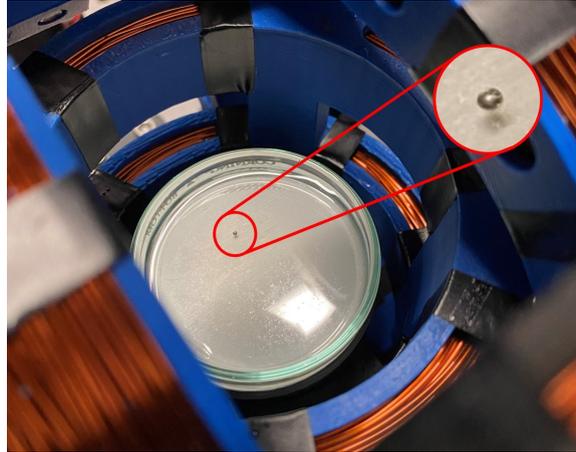


FIGURA 4.4: Microrobot en placa petri entre bobinas.

señales sinusoidales enviadas. Además, se logra el desplazamiento del microrobot en la dirección y velocidad adecuadas. Sin embargo, no hay una corrección del ángulo y tampoco seguir una trayectoria de forma automatizada, sino cambiando los valores de  $f$  y  $\theta$  de forma manual, por lo que se necesita el lazo cerrado para lograrlo.

En el Anexo 1, se puede observar el diagrama de bloques final de LabVIEW, en donde se añade la integración de la planta con el control PID de posición del microrobot. En la Fig. 4.7 se puede observar la interfaz final, en donde se integra la adquisición y procesamiento de imágenes junto al control, donde se puede variar los valores de ganancia de los parámetros del controlador PID.

Con la interfaz y el controlador PID integrado, se probó el control de trayectoria. Para esto, se utilizó controlador P con ganancias  $k_p = 0.05$ ,  $\lambda = 1.54$  mm y una trayectoria de  $N = 18$ . El desplazamiento del microrobot se observó a través de la imagen de la cámara en la interfaz (Fig. 4.8), en donde el microrobot es el punto negro, los puntos críticos son los puntos azules, el punto verde es la posición deseada actual y la figura de rojo es el dibujo de las paredes de la cavidad sanguínea. Con esto, se pudo observar que efectivamente se cumple con el control en lazo cerrado, pues el microrobot sigue

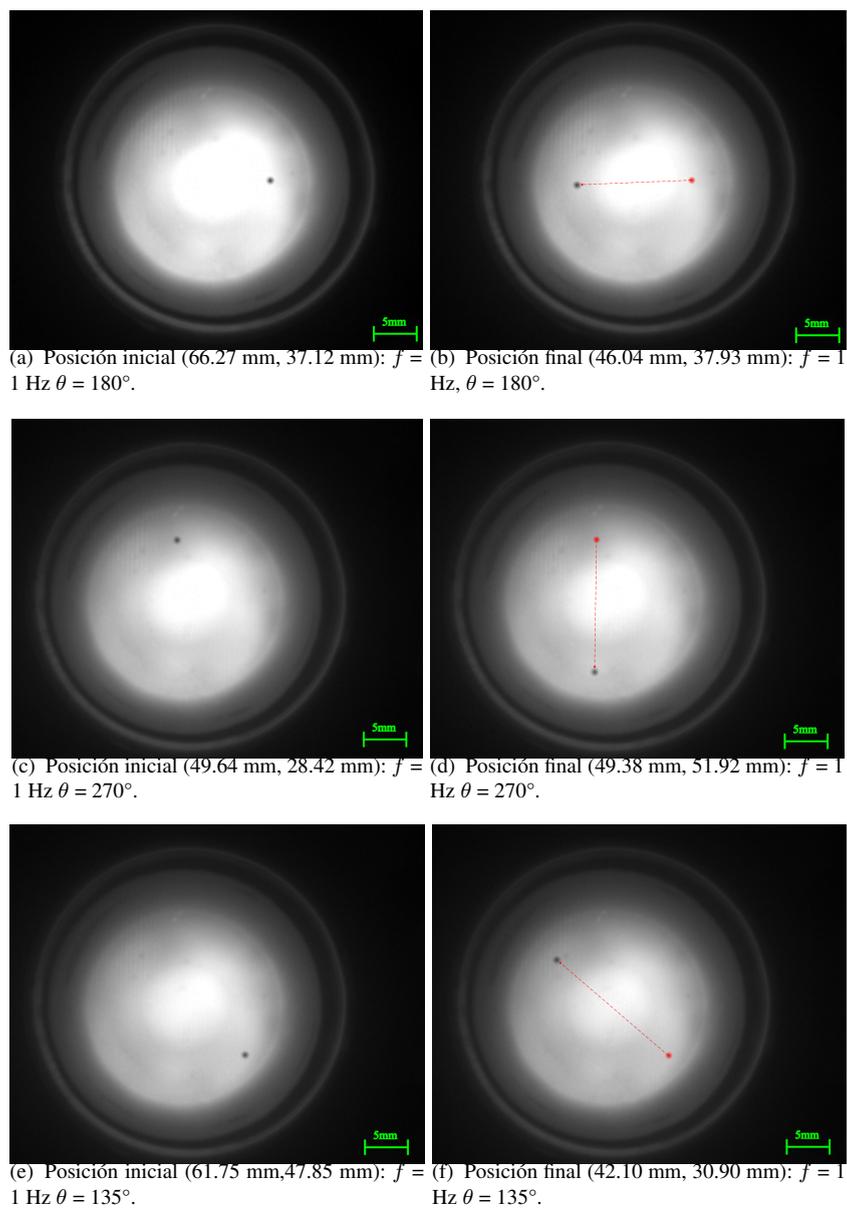


FIGURA 4.5: Manipulación del desplazamiento del microrobot en lazo abierto.

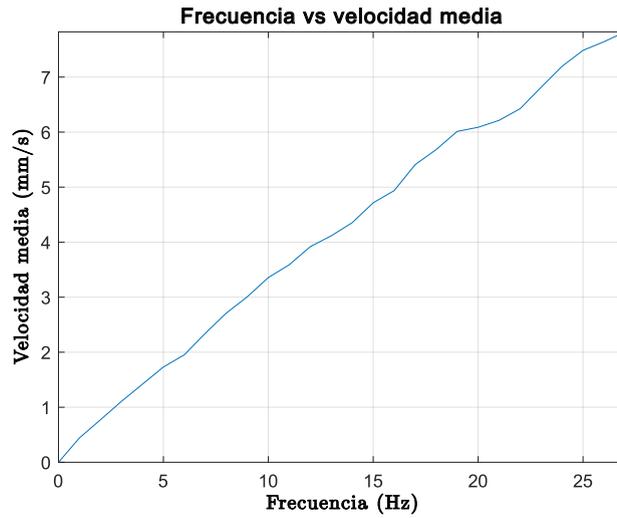


FIGURA 4.6: Relación de frecuencia de las señales con velocidad media del microrobot.

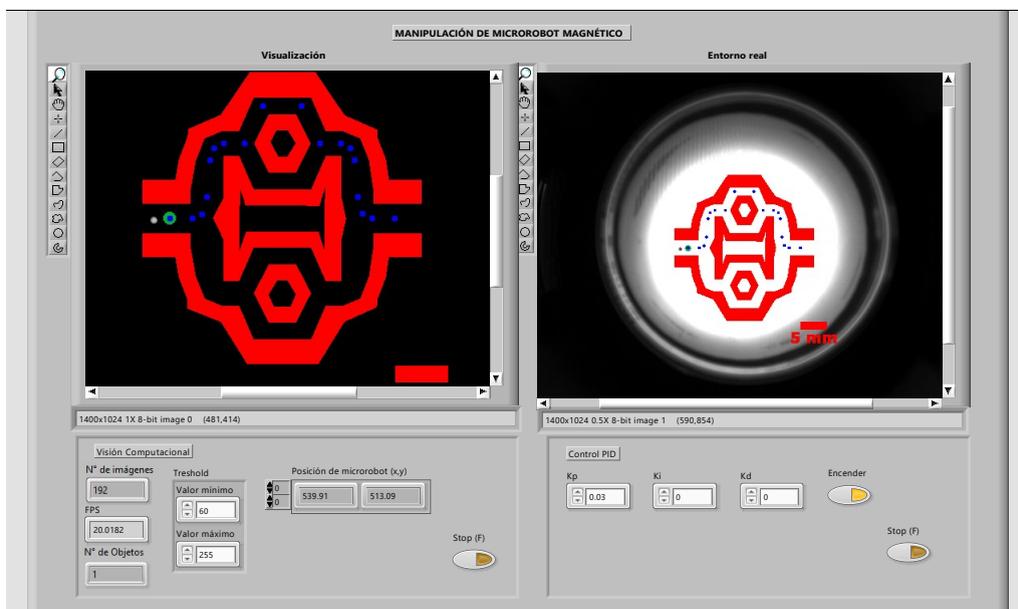


FIGURA 4.7: Interfaz del sistema implementado.

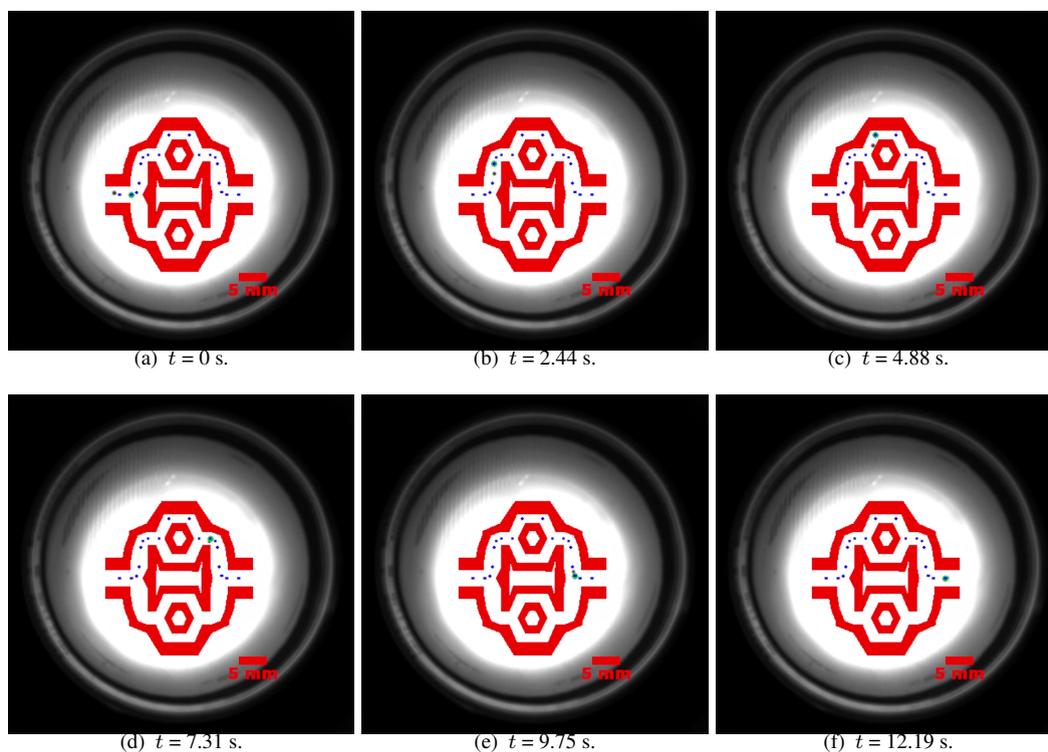


FIGURA 4.8: Control de trayectoria de microrobot en lazo cerrado.

la trayectoria definida. Además, también se verifica que la posición del microrobot es medida correctamente.

### 4.3 Experimentos sobre el seguimiento de una trayectoria en un plano horizontal

Posteriormente, se realizaron los 5 experimentos propuestos. Con respecto al primer experimento, se graficó la trayectoria del microrobot para cada una de las pruebas. Estas trayectorias junto a la trayectoria de referencia se puede observar en la Fig. 4.9. En la gráfica se puede observar que la trayectoria realizada por el microrobot es bien similar en las 3 pruebas, por lo que es posible decir que un mismo control, con las mismas condiciones, es reproducible.

Experimento 1: Replicabilidad de Control Proporcional en Condiciones Constantes

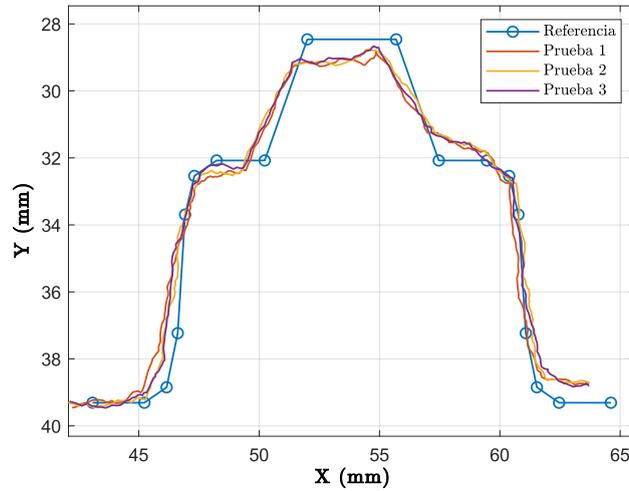


FIGURA 4.9: Trayectoria del microrobot en el experimento 1.

Después, se realizaron los experimentos del 2 al 5, modificando las distintas variables del sistema. Extrayendo la data en todas las pruebas, incluyendo las del experimento 1, de la posición del microrobot se obtuvo los datos de  $MSE$  y  $v_{prom}$ , además de  $e_{prom}$  y  $e_{max}$ . Estos datos se pueden observar en la Tabla 4.3. En esta Tabla, se puede observar cómo varía estos factores de acuerdo al cambio de los parámetros, por lo que estos deberían elegirse de acuerdo a la necesidad de la aplicación. Se observa, por ejemplo, que con el controlador P, se obtuvo un mejor resultado tanto en el  $MSE$  como con la  $v_{prom}$  cuando se aumentó el valor de  $k_p$  (Fig. 4.10) y agregándole la parte derivativa, el control no se obtuvo mayores cambios, inclusive empeorando un poco. Por otro lado, cuando se aumentó la tolerancia, el valor de  $MSE$  incrementó; sin embargo, también lo hizo el valor de  $v_{prom}$  (Fig. 4.11). En el caso de las posiciones deseadas (Fig. 4.12),  $v_{prom}$  se reduce cuando aumenta el valor de N; sin embargo, para  $MSE$ , no hay una relación concreta, pues de  $N = 27$  a  $N = 91$  se reduce el valor, pero de  $N = 18$  a  $N = 27$  aumenta, posiblemente porque no se escogió correctamente las posiciones deseadas que conforman la trayectoria, aunque, debido a la cantidad de pruebas realizadas para este experimento, no se puede concretar que realmente tenga esa tendencia. Para todas las pruebas realizadas,

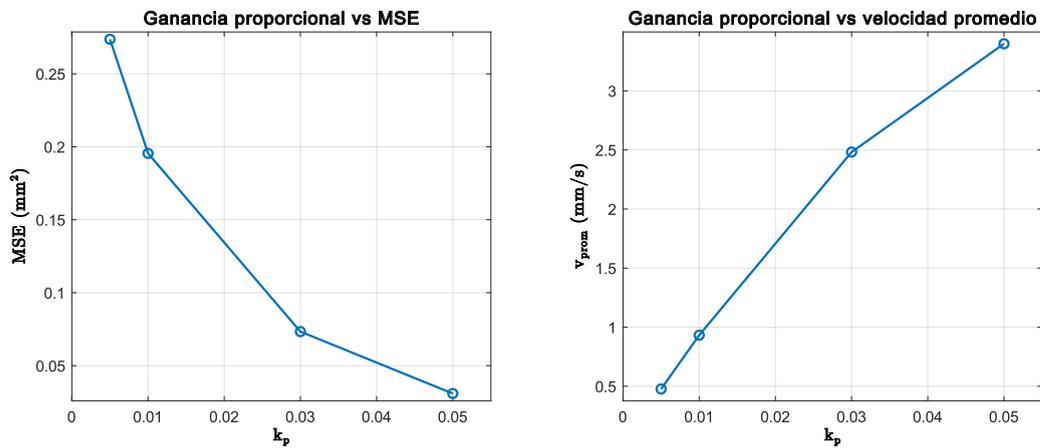


FIGURA 4.10:  $MSE$  y  $v_{prom}$  con respecto al cambio de  $k_p$ .

el control P con  $k_p = 0.05$ ,  $\lambda = 0.38$  mm y  $N = 91$  obtuvo el menor valor de  $MSE$ , el cual fue de  $0.007$  mm<sup>2</sup>; por otro lado, el control P con  $k_p = 0.05$ ,  $\lambda = 1.54$  mm y  $N = 18$  obtuvo el mayor valor de  $v_{prom}$ , el cual fue de  $3.874$  mm/s.

TABLA 4.3: Resultado de experimentos realizados.

Exp.	Prueba	MSE(mm <sup>2</sup> )	$v_{prom}$ (mm/s)	$e_{prom}$ (mm)	$e_{max}$ (mm)
1	prueba 1	0.215	0.924	0.395	0.944
	prueba 2	0.188	0.939	0.361	1.011
	prueba 3	0.184	0.934	0.359	0.959
2	$k_p = 0.005$	0.274	0.477	0.452	1.053
	$k_p = 0.03$	0.073	2.482	0.214	0.745
	$k_p = 0.05$	0.031	3.399	0.125	0.674
3	$k_d = 0.002$	0.114	2.474	0.285	0.783
	$k_d = 0.005$	0.074	2.304	0.218	0.884
	$k_d = 0.008$	0.096	2.317	0.251	0.831
	$k_d = 0.011$	0.106	2.358	0.267	0.895
4	tol = 0.38mm	0.012	2.470	0.084	0.333
	tol = 0.77mm	0.028	3.057	0.119	0.579
	tol = 1.54mm	0.032	<b>3.874</b>	0.136	0.462
5	N = 27	0.019	1.864	0.110	0.358
	N = 91	<b>0.007</b>	0.885	<b>0.070</b>	<b>0.258</b>

Se graficó, además, la trayectoria por cada una de estas pruebas, junto a la trayectoria de referencia. Estas se pueden observar en la Fig. 4.13.

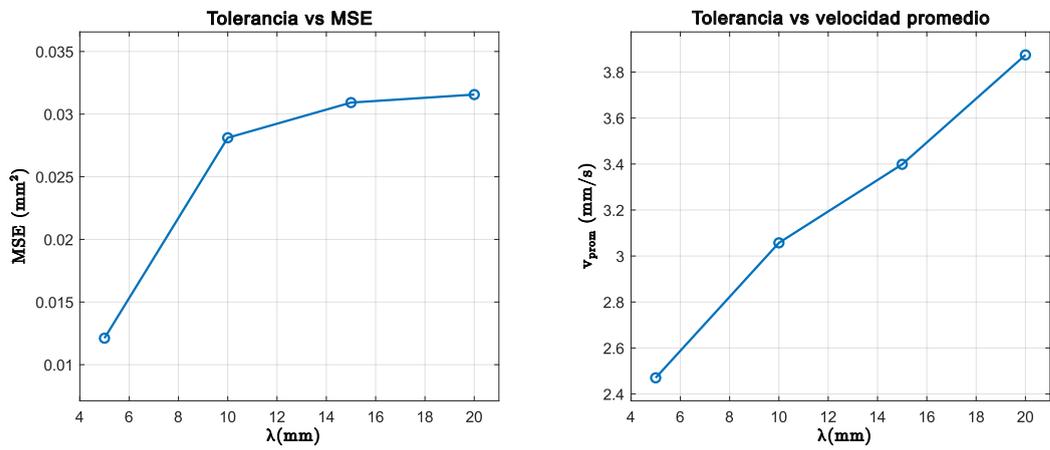


FIGURA 4.11:  $MSE$  y  $v_{prom}$  con respecto al cambio de tolerancia.

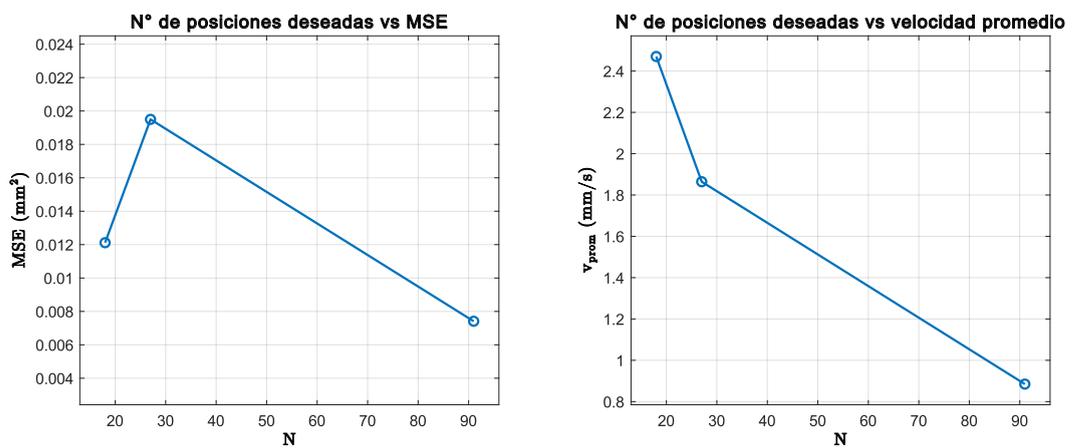


FIGURA 4.12:  $MSE$  y  $v_{prom}$  con respecto al número de posiciones deseadas.

A raíz de los resultados obtenidos en los diversos experimentos, se realizó la Tabla 4.4, la cual muestra las ventajas y desventajas halladas en nuestro sistema.

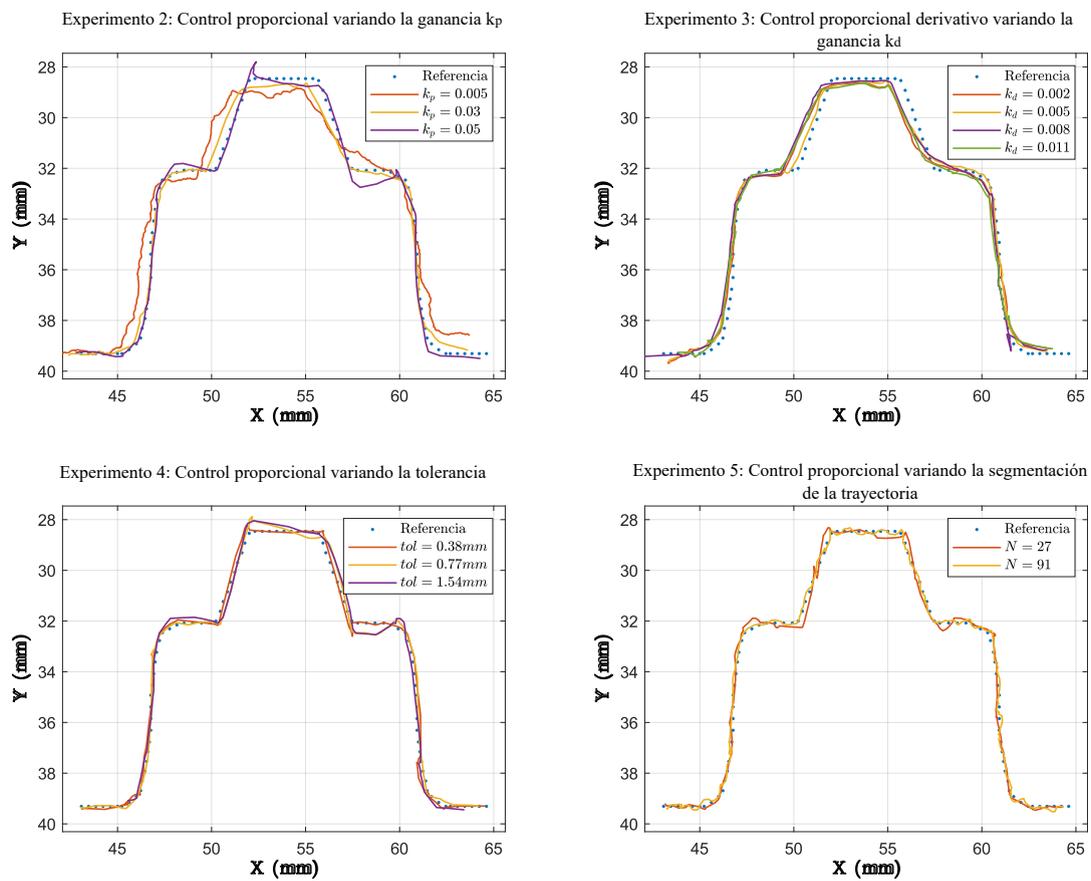


TABLA 4.4: Ventajas y desventajas del sistema halladas en la experimentación.

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> <li>■ <b>Reproducibilidad del sistema:</b> Las pruebas de control demostraron ser consistentes, validando la reproducibilidad en el sistema controlado.</li> <li>■ <b>Estabilidad del sistema:</b> El sistema mostró buena estabilidad bajo el control P, incluso cuando se variaron las ganancias proporcionales <math>K_p</math>.</li> <li>■ <b>Rendimiento del control P:</b> El control proporcional (P), el cual es más eficiente computacionalmente que el control proporcional-derivativo (PD), proporcionó una mejor respuesta que este con respecto al error y la velocidad promedio.</li> <li>■ <b>Efecto de la tolerancia en la velocidad:</b> Al aumentar la tolerancia, la velocidad promedio del microrobot aumentó, ya que no necesita reducir tanto su velocidad al acercarse a los puntos de referencia, manteniendo una distancia suficiente que evita una desaceleración excesiva.</li> <li>■ <b>Efecto de la cantidad de puntos de referencia en el error:</b> Un mayor número de puntos de referencia en la trayectoria permitió reducir el error general, mejorando la precisión del seguimiento de la trayectoria.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ <b>Variabilidad en torrente sanguíneo:</b> Factores como el flujo o la presión sanguínea pueden alterar la reproducibilidad del sistema, afectando la respuesta del control.</li> <li>■ <b>Sensibilidad a perturbaciones:</b> El sistema de control no se demostró ser robusto a perturbaciones externas, como cambios en el campo magnético, lo que puede afectar el seguimiento de la trayectoria.</li> <li>■ <b>Limitaciones del control PD:</b> A pesar de incluir un término derivativo, el control PD no mejoró el rendimiento frente al control P en este sistema. Esto podría deberse a que la distancia es siempre positiva.</li> <li>■ <b>Relación entre velocidad y precisión con respecto a la tolerancia:</b> Al ajustar la tolerancia se establece una clara relación, ya que aumentar la tolerancia permite alcanzar una mayor velocidad, pero reduce la precisión, mientras que disminuirla mejora la precisión a costa de la velocidad.</li> <li>■ <b>Reducción de velocidad con más puntos de referencia:</b> Aumentar el número de puntos de referencia en la trayectoria disminuyó la velocidad promedio debido a que la distancia entre puntos era menor, lo que ralentizó el giro del microrobot.</li> </ul>

## CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- Se logró diseñar e implementar la plataforma de micromanipulación magnética con 3 pares de bobinas de Helmholtz, la cual permitió generar un campo magnético constante con una intensidad de 7 mT en la dirección del espacio deseada. Esto permitió orientar al microrobot esférico de 1 mm de diámetro en la misma dirección al eje del campo magnético aplicado. Como trabajo a futuro, se puede mejorar la plataforma sustituyendo las piezas impresas en ABS por un material como el aluminio que disipa el calor generado por las bobinas, también se puede mejorar el proceso de bobinado utilizando máquinas especializadas en ello.
- Al integrar las bobinas junto a los demás componentes ópticos y de visión por computadora en la plataforma de micromanipulación magnética, se detectó al microrobot y su posición en el plano  $XY$ ; además de hacer que este se desplace por rodamiento en una dirección mediante campos magnéticos rotatorios. Todo esto es posible para el usuario mediante una interfaz gráfica desarrollada en LabVIEW.
- Se corroboró que no es necesario generar campos magnéticos tan altos (mayores a 7 mT) para poder desplazar al microrobot magnético de 1 mm en un entorno líquido y en el plano  $XY$ , también que en la plataforma implementada, la velocidad del microrobot está relacionada con la frecuencia del campo magnético rotatorio.
- Al añadirle los controladores P y PD al sistema, se consiguió que el microrobot siga de forma automática una trayectoria definida. La trayectoria y el control fueron agregados en la interfaz, donde también se implementó la opción de variar las ganancias proporcionales y derivativas de estos controladores.
- Se validó la plataforma de micromanipulación magnética con el seguimiento de una trayectoria similar a la de un canal biológico; usando distintas ganancias de control, tolerancias y posiciones deseadas. En estas pruebas se logró el control del

microrobot siguiendo la trayectoria deseada similar a un canal biológico de forma automática. El menor valor de error cuadrático medio obtenido fue de  $0.007 \text{ mm}^2$  y el mayor valor de velocidad promedio fue de  $3.874 \text{ mm/s}$ , ambos utilizando un controlador proporcional. Los errores promedio y máximo fueron del  $7\%$  y  $25\%$  respecto al tamaño del microrobot ( $1 \text{ mm}$ ), cumpliendo con el objetivo específico de mantenerlos por debajo del  $45\%$  del tamaño del microrobot.

- Como trabajo a futuro, se podría evaluar el comportamiento de microrobots esféricos de dimensiones menores a  $1 \text{ mm}$  de diámetro y fabricado con distintos materiales. También se podría evaluar el desempeño del controlador implementado y de otros tipos de controladores en un entorno con distintas características como por ejemplo el medio acuoso o seco, fluidos en movimiento y una base de contacto irregular. Asimismo, también se propone un futuro trabajo que se centre en la optimización del sistema computacional y del hardware, con el objetivo de mejorar aún más la velocidad de respuesta y el rendimiento en el control del microrobot, explorando tecnologías avanzadas y algoritmos más eficientes.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Y. Bellouard, “Microrobotics,” *Methods and applications*, CRC Press, Boca Raton, 2010.
- [2] M. Sitti, H. Ceylan, W. Hu, J. Giltinan, M. Turan, S. Yim, and E. Diller, “Biomedical applications of untethered mobile milli/microrobots,” *Proceedings of the IEEE*, vol. 103, 2015.
- [3] A. Abramson, M. R. Frederiksen, A. Vegge, B. Jensen, M. Poulsen, B. Mouridsen, M. O. Jespersen, R. K. Kirk, J. Windum, F. Hubálek, J. J. Water, J. Fels, S. B. Gunnarsson, A. Bohr, E. M. Straarup, M. W. H. Ley, X. Lu, J. Wainer, J. Collins, S. Tamang, K. Ishida, A. Hayward, P. Herskind, S. T. Buckley, N. Roxhed, R. Langer, U. Rahbek, and G. Traverso, “Oral delivery of systemic monoclonal antibodies, peptides and small molecules using gastric auto-injectors,” *Nature Biotechnology*, vol. 40, 2022.
- [4] J. Park, C. Jin, S. Lee, J.-Y. Kim, and H. Choi, “Magnetically actuated degradable microrobots for actively controlled drug release and hyperthermia therapy,” *Advanced Healthcare Materials*, vol. 8, no. 16, p. 1900213, Jul. 2019. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1002/adhm.201900213>
- [5] S. Jeon, S. Kim, S. Ha, S. Lee, E. Kim, S. Y. Kim, S. H. Park, J. H. Jeon, S. W. Kim, C. Moon, B. J. Nelson, J. young Kim, S.-W. Yu, and H. Choi, “Magnetically actuated microrobots as a platform for stem cell transplantation,” *Science Robotics*, vol. 4, no. 30, May 2019. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1126/scirobotics.aav4317>
- [6] V. de la Asunción-Nadal, C. Franco, A. Veciana, S. Ning, A. Terzopoulou, S. Sevim, X.-Z. Chen, D. Gong, J. Cai, P. D. Wendel-Garcia, B. Jurado-Sánchez, A. Escarpa, J. Puigmartí-Luis, and S. Pané, “MoSBOTs: Magnetically driven biotemplated MoS

- sub2/sub -based microrobots for biomedical applications,” *Small*, vol. 18, no. 33, p. 2203821, Jul. 2022. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1002/sml.202203821>
- [7] H. Zhang, B. Xu, Y. Ouyang, Y. Wang, H. Zhu, G. Huang, J. Cui, and Y. Mei, “Shape memory alloy helical microrobots with transformable capability towards vascular occlusion treatment,” *Research*, vol. 2022, pp. 1–13, Jul. 2022. [Online]. Available: <https://doi.org/10.34133/2022/9842752>
- [8] B. J. Nelson, I. K. Kaliakatsos, and J. J. Abbott, “Microrobots for minimally invasive medicine,” *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 12, 2010.
- [9] T. D. Than, G. Alici, S. Harvey, G. Okeefe, H. Zhou, W. Li, T. Cook, and S. Alam-Fotias, “An effective localization method for robotic endoscopic capsules using multiple positron emission markers,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 30, 2014.
- [10] S. Palagi and P. Fischer, “Bioinspired microrobots,” *Nature Reviews Materials*, vol. 3, no. 6, pp. 113–124, 2018.
- [11] J. E. Quispe Navarrete, “Estudio de los flujos termocapilares como alternativa para la manipulación de micro-objetos,” 2017.
- [12] T. Xu, “Propulsion characteristics and visual servo control of scaled-up helical microswimmers,” Ph.D. dissertation, Université de Pierre et Marie Curie, Paris, France, 3 2014.
- [13] S. J. Kim, S. M. Jeon, J. K. Nam, and G. H. Jang, “Closed-loop control of a self-positioning and rolling magnetic microrobot on 3d thin surfaces using biplane imaging,” *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 50, no. 11, pp. 1–4, 2014.
- [14] F. Yanmin, C. Dixiao, D. Yuguo, C. Yunayuan, G. De, and F. Lin, “The design and control of magnetized cell-based microrobot for targeting drug delivery,” 2019.
- [15] L. Yang and L. Zhang, “Motion control in magnetic microrobotics: From individual and multiple robots to swarms,” *Annual Review of Control*,

- Robotics, and Autonomous Systems*, vol. 4, no. Volume 4, 2021, pp. 509–534, 2021. [Online]. Available: <https://www.annualreviews.org/content/journals/10.1146/annurev-control-032720-104318>
- [16] H. Choi, S. Jeong, C. Lee, B. J. Park, S. Y. Ko, J. O. Park, and S. Park, “Three-dimensional swimming tadpole mini-robot using three-axis helmholtz coils,” *International Journal of Control, Automation and Systems*, vol. 12, 2014.
- [17] S. Guo, Q. Pan, and M. B. Khamesee, “Development of a novel type of microrobot for biomedical application,” *Microsystem Technologies*, vol. 14, 2008.
- [18] R. Dreyfus, J. Baudry, M. L. Roper, M. Fermigier, H. A. Stone, and J. Bibette, “Microscopic artificial swimmers,” *Nature*, vol. 437, 2005.
- [19] M. Roper, R. Dreyfus, J. Baudry, M. Fermigier, J. Bibette, and H. A. Stone, “On the dynamics of magnetically driven elastic filaments,” *Journal of Fluid Mechanics*, vol. 554, 2006.
- [20] G. L. Jiang, Y. H. Guu, C. N. Lu, P. K. Li, H. M. Shen, L. S. Lee, J. A. Yeh, and M. T. K. Hou, “Development of rolling magnetic microrobots,” *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 20, 2010.
- [21] Y. Alapan, U. Bozuyuk, P. Erkoc, A. C. Karacakol, and M. Sitti, “Multifunctional surface microrollers for targeted cargo delivery in physiological blood flow,” *Science robotics*, vol. 5, no. 42, p. eaba5726, 2020.
- [22] J. Ali, U. K. Cheang, Y. Liu, H. Kim, L. Rogowski, S. Sheckman, P. Patel, W. Sun, and M. J. Kim, “Fabrication and magnetic control of alginate-based rolling microrobots,” *AIP Advances*, vol. 6, 2016.
- [23] S. Das, E. B. Steager, K. J. Stebe, and V. Kumar, “Simultaneous control of spherical microrobots using catalytic magnetic actuation,” 2017.

- [24] D. Rivas, S. Mallick, M. Sokolich, and S. Das, “Cellular manipulation using rolling microrobots,” in *2022 International Conference on Manipulation, Automation and Robotics at Small Scales (MARSS)*. IEEE, Jul. 2022. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1109/marss55884.2022.9870486>
- [25] C. Bi, E. E. Niedert, G. Adam, E. Lambert, L. Solorio, C. J. Goergen, and D. J. Cappelleri, “Tumbling magnetic microrobots for biomedical applications,” 2019.
- [26] C. Bi, M. Guix, B. Johnson, W. Jing, and D. Cappelleri, “Design of microscale magnetic tumbling robots for locomotion in multiple environments and complex terrains,” *Micromachines*, vol. 9, no. 2, p. 68, Feb. 2018. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/mi9020068>
- [27] Q. Cao, X. Han, B. Zhang, and L. Li, “Analysis and optimal design of magnetic navigation system using helmholtz and maxwell coils,” *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, vol. 22, no. 3, pp. 4 401 504–4 401 504, 2012.
- [28] P. Swain, A. Toor, F. Volke, J. Keller, J. Gerber, E. Rabinovitz, and R. I. Rothstein, “Remote magnetic manipulation of a wireless capsule endoscope in the esophagus and stomach of humans (with ),” *Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 71, no. 7, pp. 1290–1293, Jun. 2010. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.gie.2010.01.064>
- [29] E. B. Steager, M. S. Sakar, C. Magee, M. Kennedy, A. Cowley, and V. Kumar, “Automated biomanipulation of single cells using magnetic microrobots,” *The International Journal of Robotics Research*, vol. 32, no. 3, pp. 346–359, Mar. 2013. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1177/0278364912472381>
- [30] Q. Fu, S. Zhang, S. Guo, and J. Guo, “Performance evaluation of a magnetically actuated capsule microrobotic system for medical applications,” *Micromachines*, vol. 9, no. 12, p. 641, Dec. 2018. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/mi9120641>

- [31] M. Dkhil, M. Kharboutly, A. Bolopion, S. Regnier, and M. Gauthier, "Closed-loop control of a magnetic particle at the air–liquid interface," *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, vol. 14, no. 3, pp. 1387–1399, Jul. 2017. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1109/tase.2015.2448133>
- [32] A. Oulmas, N. Andreff, and S. Régnier, "Closed-loop 3d path following of scaled-up helical microswimmers," 05 2016, pp. 1725–1730.
- [33] E. Al Khatib, A. Bhattacharjee, P. Razzaghi, L. W. Rogowski, M. J. Kim, and Y. Hurmuzlu, "Magnetically actuated simple millirobots for complex navigation and modular assembly," *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 5, no. 2, pp. 2958–2965, 2020.
- [34] L. Yang, E. Yu, C.-I. Vong, and L. Zhang, "Discrete-time optimal control of electromagnetic coil systems for generation of dynamic magnetic fields with high accuracy," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 24, no. 3, pp. 1208–1219, 2019.
- [35] J. Jiang, L. Yang, and L. Zhang, "Closed-loop control of a helmholtz coils system for 3-axis magnetic field generation with high precision," in *2020 5th International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM)*, 2020, pp. 495–500.
- [36] S. Pane, V. Iacovacci, M. H. D. Ansari, and A. Menciassi, "Dynamic tracking of a magnetic micro-roller using ultrasound phase analysis," *Scientific Reports*, vol. 11, no. 1, Dec. 2021. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-02553-z>
- [37] S. Guo, Q. Fu, Y. Yamauchi, and C. Yue, "Characteristic evaluation of a wireless capsule microrobotic system," 2013.
- [38] A. Rodríguez de la Fuente, J. Heredia-Rojas, O. Heredia-Rodríguez, P. Cantú Martínez, and J. Alcocer-González, "Influencia de los campos electromagnéticos en la expresión génica," 11 2019.

- [39] E. A. Khatib, A. Bhattacharjee, P. Razzaghi, L. W. Rogowski, M. J. Kim, and Y. Hurmuzlu, “Magnetically actuated simple millirobots for complex navigation and modular assembly,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 5, 2020.
- [40] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, *Digital Image Processing*, 3rd ed. Upper Saddle River, NJ: Pearson, Aug. 2007.
- [41] “Procesamiento basado en ROI - MATLAB amp; Simulink - MathWorks AmxE9;rica Latina — la.mathworks.com,” <https://la.mathworks.com/help/images/roi-based-processing.html>, [Accessed 04-Nov-2022].
- [42] “OpenCV: Image Thresholding — docs.opencv.org,” [https://docs.opencv.org/4.x/d7/d4d/tutorial\\_py\\_thresholding.html](https://docs.opencv.org/4.x/d7/d4d/tutorial_py_thresholding.html), [Accessed 05-Nov-2022].
- [43] *IMAQ Vision: IMAQ Vision Concepts Manual*. National Instruments Corporation, 2003. [Online]. Available: <https://books.google.com.pe/books?id=tpCfXwAACAAJ>
- [44] H. Sánchez, R. Vilanova, and O. Arrieta, “Implementación de controladores pid: Equivalencia y optimalidad,” *XXXV Jornadas de Automática, España*, 2014.
- [45] D. Seborg, T. Edgar, D. Mellicamp, and F. D. III, *Process Dynamics and Control (3rd Edition)*, 2011.
- [46] C. Muñoz, *Metodología de la investigación*. Mexico: Oxford University Press, 2015.
- [47] R. H. Sampieri, *METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN*, 06 2018.
- [48] M. A. Lanza R., *The Earth’s Magnetism*. Berlin, Germany: Springer Berlin Heidelberg, 2006. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-27980-8>
- [49] NOAA, “Magnetic field calculator,” <https://www.ngdc.noaa.gov/geomag/calculators/magcalc.shtml#igrfwmm>, 2024, accedido: 22-sep-2024.

# ANEXOS

## ANEXO 1: Diagrama de bloques de LabVIEW

