

Proyecto Fin de Master
Master en Ingeniería Electrónica, Robótica y Auto-
mática

Diseño y desarrollo de un catéter robótico
con sensor háptico

Autor: Almudena Bravo Gañán

Tutor: Ángel Rodríguez Castaño

Dpto. Ingeniería de Sistemas y Automática
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2021



Proyecto Fin de Master
Master en Ingeniería Electrónica, Robótica y Automática

Diseño y desarrollo de un catéter robótico con sensor háptico

Autor:

Almudena Bravo Gañán

Tutor:

Ángel Rodríguez Castaño

Dpto. Ingeniería de Sistemas y Automática
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2021

Proyecto Fin de Master
Master en Ingeniería Electrónica, Robótica y Automática: Diseño y desarrollo de un catéter robótico con sensor háptico

Autor: Almudena Bravo Gañán
Tutor: Ángel Rodríguez Castaño

El tribunal nombrado para juzgar el trabajo arriba indicado, compuesto por los siguientes profesores:

Presidente:

Vocal/es:

Secretario:

acuerdan otorgarle la calificación de:

El Secretario del Tribunal

Fecha:

Resumen

La cirugía mínimamente invasiva (MIS) se lleva a cabo con pequeñas incisiones para la navegación de instrumentos desde la piel hasta la zona de interés, con el objeto de realizar ya sean intervenciones, diagnósticos o como transportador de otros dispositivos que de por sí no son capaces de llegar a dicha zona por sus propios medios. En este contexto se presenta un prototipo de robot autónomo tipo catéter, para la realización de estas operaciones. El prototipo desarrollado es capaz de realizar una navegación autónoma a través del seguimiento de paredes por medio de la visión háptica. También presenta la capacidad de maniobrar con la punta por sí se requiere una vez llegado al lugar indicado, gracias al sistema de posicionamiento de la punta. Además cuenta con un sistema de empuje diseñado para mover longitudinalmente el catéter para introducirlo conforme sea necesario en el interior.

Abstract

Minimally invasive surgery (MIS) is performed with small incisions for the navigation of instruments from the skin to the area of interest, in order to perform either interventions, diagnostics or as a transporter of other devices that are not able to reach the area by their own means. In this context, a prototype of an autonomous catheter-type robot is presented for performing these operations. The developed prototype is capable of autonomous navigation through wall tracking by means of haptic vision. It also presents the ability to maneuver with the tip in case it is required once it has reached the indicated place, thanks to the tip positioning system. It also has a push system designed to move the catheter longitudinally to introduce it as needed inside the catheter.

Índice Abreviado

<i>Resumen</i>	I
<i>Abstract</i>	III
<i>Índice Abreviado</i>	V
1 Introducción	1
1.1 Contexto	1
1.2 Objetivo	1
1.3 Estructura del Documento	2
2 Preliminares	3
2.1 Estado del arte	3
2.2 Herramientas Utilizadas	8
3 Descripción del Prototipo	15
3.1 Visión general del prototipo	15
3.2 Sistema de posicionamiento de la punta	16
3.3 Sensor háptico	19
3.4 Sistema de empuje longitudinal	23
4 Experimentos Realizados	27
4.1 Pruebas Iniciales	27
4.2 Pruebas finales	34
5 Conclusión y Lineas futuras	37
Apéndice A Appendix	39
A.1 Códigos y Diagramas de Simulink	39
A.2 Hojas de Características	47
<i>Índice de Figuras</i>	63
<i>Índice de Tablas</i>	65
<i>Bibliografía</i>	67

Índice

<i>Resumen</i>	I
<i>Abstract</i>	III
<i>Índice Abreviado</i>	V
1 Introducción	1
1.1 Contexto	1
1.2 Objetivo	1
1.3 Estructura del Documento	2
2 Preliminares	3
2.1 Estado del arte	3
2.1.1 Guiado Manual	6
2.1.2 Guiado Externo	7
2.1.3 Autónomo	7
2.2 Herramientas Utilizadas	8
2.2.1 Software Utilizado	8
EPOS Studio	8
MATLAB® & SIMULINK®	8
Técnica de segmentación	9
2.2.2 Hardware Utilizado	12
2.2.3 Aleaciones de memoria de forma	12
Breve historia del Nitinol	12
Principio de funcionamiento Nitinol	12
Características del Nitinol	13
3 Descripción del Prototipo	15
3.1 Visión general del prototipo	15
3.2 Sistema de posicionamiento de la punta	16
3.2.1 Caracterizando el sistema de posicionamiento	16
3.2.2 Circuito de excitación del Nitinol	18
3.2.3 Colocación del nitinol en el extremo del catéter	19
3.3 Sensor háptico	19
3.3.1 Principio de Funcionamiento	19
3.3.2 Manejo de los cables según el área	22
3.4 Sistema de empuje longitudinal	23
3.4.1 Control de posición del motor	24
4 Experimentos Realizados	27
4.1 Pruebas Iniciales	27
4.1.1 Descripción del banco de pruebas	27
4.1.2 Control de posición del motor	28

4.1.3	Caracterización del motor	29
4.1.4	Experimentos Sensor háptico	30
	Experimento 1: Detección del tejido mediante segmentación de imágenes	30
4.1.5	Experimentos Sistema de posicionamiento de la punta del catéter	33
	Experimento 2: Movimiento circular de la punta del catéter	33
	Experimento 3: Movimiento en forma de cruz de la punta del catéter	34
4.2	Pruebas finales	34
5	Conclusión y Lineas futuras	37
Apéndice A	Appendix	39
A.1	Códigos y Diagramas de Simulink	39
A.1.1	Códigos	39
A.1.2	Diagrama de bloques	44
A.2	Hojas de Características	47
	<i>Índice de Figuras</i>	63
	<i>Índice de Tablas</i>	65
	<i>Bibliografía</i>	67

1 Introducción

1.1 Contexto

El trabajo se enmarca en el proyecto titulado “Navegación háptica y magnética de microrrobots flexibles en fluidos” (NAVROFLEX-FLU), cuyo objetivo engloba el desarrollo de un microrrobot autónomo capaz de navegar en entornos fluidicos confinados, cavidades estrechas y de difícil acceso en condiciones de bajo *Re* para aplicaciones médicas o de inspección.

En los últimos años, ha aumentado el interés por el desarrollo de sistemas sensoriales integrados, especialmente en relación con los distintos sensores táctiles [1]. Los sensores táctiles se exploraron por primera vez a principios de los años 90, por ejemplo, en los trabajos de Russell [2]. Los sensores táctiles naturales, como los bigotes y las antenas, se han explorado en trabajos más recientes, por ejemplo, [3]. El uso menos frecuente de la detección táctil puede atribuirse en parte a su naturaleza compleja y distribuida. Algunos problemas, como la colocación, la robustez de los sensores o la complejidad del cableado, entre otros, dificultan su utilización efectiva.

Dentro del proyecto, el trabajo que aquí se va a exponer es un prototipo, un primer paso para el desarrollo del reto OR5: Aplicación a la navegación de un robot autónomo tipo catéter para intervenciones cardiovasculares.

Los robots con enlaces de comunicación fiables con el exterior (sistemas robóticos anclados) capaces de navegar por entornos complejos y restringidos dentro del cuerpo humano o de llegar a lesiones antes inaccesibles, como oclusiones cerebrovasculares, aneurismas, malformaciones arteriovenosas, bronquitis, arritmias y estenosis, están en el punto de mira del desarrollo de la cirugía robótica, especialmente los de tipo catéter. En las intervenciones cardiovasculares, se han diseñado muchos dispositivos especializados para replicar los efectos de los procedimientos quirúrgicos abiertos, pero que pueden administrarse mediante un catéter. Los desarrollos actuales en este tema muestran las ventajas de utilizar la navegación autónoma mediante visión háptica [4]. El equipo de investigación tiene experiencia en antenas de detección y navegación, pero sin resultados científicos relevantes. Además, los clínicos tienen experiencia en el uso y desarrollo de catéteres. La contribución de este proyecto consistirá en desarrollar un prototipo de robot autónomo tipo catéter a pequeña escala (de aproximadamente 1 mm de diámetro) de dos grados de libertad para poder navegar a través de un fantasma 3D que construiremos para imitar las redes cardiovasculares. Se requerirán dos modos de control, a saber, contactos continuos e intermitentes, en los que la punta del catéter se presiona lateralmente contra el tejido o hacia delante, respectivamente. En ambos casos, el robot actuará para limitar la fuerza máxima aplicada al tejido utilizando un proxy de fuerza basado en la visión háptica. Además, se colocará una microcámara en su punta para su supervisión.

1.2 Objetivo

El objetivo principal del presente proyecto es la elaboración de un catéter autónomo guiado por visión háptica. Para la culminación de éste, será necesario cumplir una serie de objetivos:

- Implementación de un sistema de navegación por seguimiento de paredes a través de la segmentación de imágenes por medio de la cámara situada en la punta del catéter que permita diferenciar el tejido cuando este se encuentra en la cercanía de la punta del instrumento, además de dar una idea de la presión que puede estar realizando el extremo en el tejido debido a la parte que éste cubra la cámara.

- Establecer un sistema que permita el movimiento de la punta del catéter flexible, posibilitando su manejo en todos los ángulos y dotándole de mayor alcance a esta parte para posibles operaciones posteriores.
- Diseñar una plataforma motorizada que, gobernada por el sensor háptico de visión empuje al catéter al interior de la cavidad.
- Desarrollo de un control de posición que permita gobernar el motor en cuestión.

Para ello se comienzan realizando experimentos básicos que irán tomando forma a lo largo del tiempo hasta lograr un catéter que gracias al algoritmo de seguimiento de paredes por medio de la segmentación de imágenes detectará la pared y la seguirá, pudiendo maniobrar con la punta del catéter gracias a una columna vertebral acoplada al extremo en la que se encuentran colocados a intervalos igualmente espaciados 120 grados [5] [6], que le permite una libertad total de movimiento, una aleación super-elástica de níquel y titanio (NiTi) la cual es conocida como Nitinol y podría semejarse a los tendones ya que son capaz de contraerse como un músculo al paso de corriente, cuando esta es lo suficientemente alta. Los “tendones” de Nitinol pueden colocarse en diferentes intervalos como ya hicieran [7] [8] entre otros.

1.3 Estructura del Documento

El presente documento se desglosará en distintos capítulos los cuales explicarán de forma detallada las partes que lo forman.

- En el Capítulo 2 se hará una recopilación de las diferentes técnicas que pueden encontrarse en las intervenciones mínimamente invasivas. Además se comentarán las técnicas, software y hardware utilizados en la consecución del objetivo del presente proyecto.
- En el Capítulo 3 se llevará a cabo la explicación detallada del prototipo realizado y cómo se ha desarrollado. En él se verán los sistemas que conforman el catéter y las funciones que desempeñan cada una de estas partes para dar lugar, en su conjunto, a un catéter autónomo flexible con aplicación de navegación háptica.
- En el Capítulo 4 se mostrarán los experimentos realizados, tanto previamente al montaje final del catéter por medio de estructuras de prueba como posterior a su montaje y desarrollo para verificar su alcance y capacidad.
- En el Capítulo 5 se expondrán las conclusiones así como las líneas futuras del presente proyecto.

2 Preliminares

2.1 Estado del arte

Los métodos mínimamente invasivos tienen como objetivo analizar el tejido de interés, preservando la integridad de este, empleando herramientas de cirugía conducidas a través de orificios naturales del cuerpo o pequeñas incisiones. [9] Pueden ser usados tanto para el intervencionismo como para el diagnóstico cardiovascular y seguimiento posterior [10]. Estos métodos minimizan el trauma físico del paciente y el tiempo de recuperación.

Los instrumentos quirúrgicos flexibles se utilizan sobre todo en cirugías laparoscópicas; por ejemplo, angiografía, angioplastia y arterial, aortoiliaca, renal, femoropoplítea e infragenital. Estos complejos procedimientos tienen en común la precisión de la navegación del catéter, necesaria para el éxito del tratamiento [11].

Con respecto a los dispositivos del tipo catéter se ha definido por [12] como un tubo o cable largo, fino y flexible.

Los catéteres pueden ser clasificados de múltiples formas según [12]. Según el principio de actuación, es decir, qué es lo que impulsa o conduce al catéter, pueden ser por tendones, navegación magnética, materiales blandos o híbridos; según el número de secciones en las que se alojan los actuadores un catéter puede ser de sección única, como a la izquierda en la Figura 2.1, en la que solo hay una sección donde se encuentran colocados los actuadores, mientras que a la derecha en la Figura 2.1 se aprecia como el accionamiento se encuentra en distintos puntos del catéter; según el espacio de trabajo, es decir, en función del movimiento o alcance que puedan efectuar, es decir si se mueven en un plano xy o se mueven en un plano xyz como es el caso de los catéteres espaciales; según las aplicaciones médicas para las que se han diseñado, ya que dependiendo de ésta se determinará el diámetro del catéter, su longitud, la forma de la punta, si es más o menos flexible, etc. Se puede ver un resumen de esta clasificación en la Tabla 3.5.

Tabla 2.1 Clasificaciones catéteres según [12].

Clasificación	
Principio de actuación	Tendones
	Navegación magnética
	Material blando
	Híbrido
Nº de secciones en las que se alojan los actuadores	Sección Única
	Multi-sección
Espacio de trabajo	Planos
	Espaciales
Aplicaciones médicas	Diámetro
	Longitud
	Forma de la punta

Además se ha querido hacer una clasificación de referencia sobre los medios de actuación de los catéteres, que puede ser revisado con mayor profundidad en [13] [12].

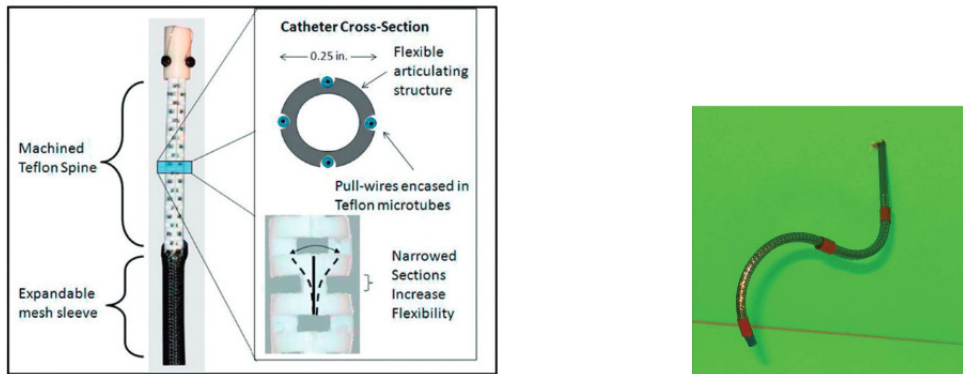


Figura 2.1 A la izquierda: Accionamiento por tendones con sección única [14]. A la derecha: Accionamiento por tendones con múltiples secciones, en este caso dos. [15].

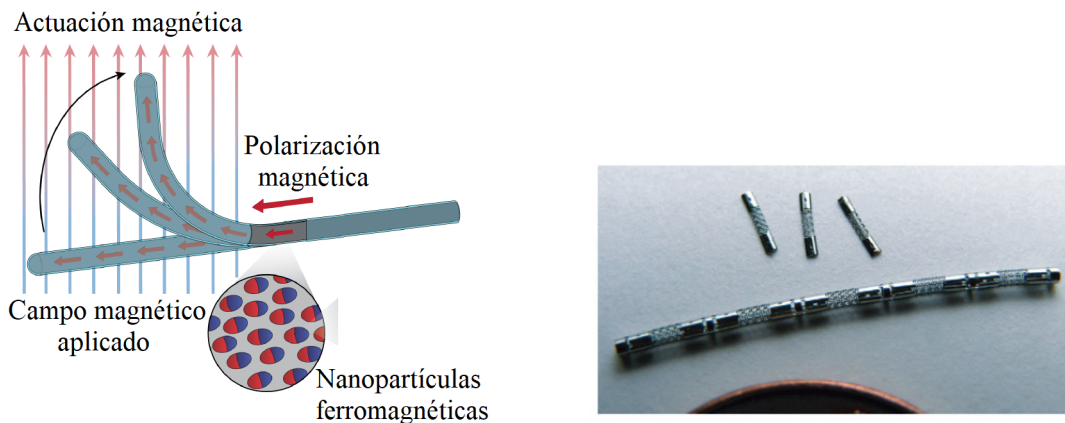


Figura 2.2 A la izquierda: Prototipo actuador magnético pasivo. [16]. A la derecha: Catéter desarrollado con SMA. [17].

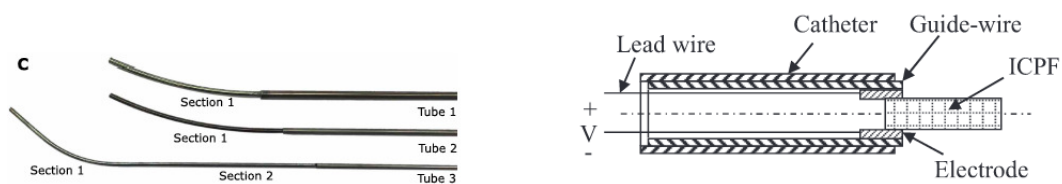


Figura 2.3 A la izquierda: Catéter de tubos concéntricos desarrollado para una intervención cardiovascular [4]. A la derecha: rototipo catéter impulsado por polímero conductor - estructura básica. [18].

Según [12] los catéteres pueden ser accionados por tendones, por navegación magnética, materiales blandos o híbridos. Para el tipo de catéter que aquí se va a desarrollar, los accionados por tendones (Figura 2.1) son de especial interés. Consiste en un conjunto de tendones antagónicos que sirven para controlar la orientación de la punta distal del catéter dirigible, suelen tener una única columna vertebral que se compone de distintos materiales como muelles, tubos elásticos y polímero trenzado. Entre los materiales usados como "tendones" destaca el uso del nitinol (NiTi).

Como se puede apreciar en la Figura 2.4 los catéteres de sección única tienen diferentes opciones de colocación de los tendones. Se puede colocar un solo tendón que permita el movimiento del extremo del catéter únicamente hacia un lado prefijado, si se colocan dos tendones de material super-flexible a 180° se podrá manejar el catéter en dos direcciones diferentes, mientras que si se colocan tres tendones a 120° el uno

del otro formando un triángulo equilátero con ellos, se puede manejar el extremo de éste en todos los ángulos y tendría una excelente maniobrabilidad. Al igual que ocurre con la opción (d) en la que los tendones se encuentran equidistantes entre sí 90° .

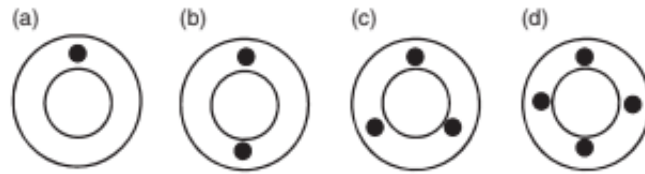


Figura 2.4 Distinto número de tendones en una sola sección.

Los catéteres con sección múltiple, en la que cada una es dirigida por un grupo de tendones cuentan con dos formas de acoplar estas secciones, colocadas conjuntamente o distribuidas. En las que las secciones se colocan conjuntamente los tendones de la sección proximal y distal comparten la misma vía, mientras que el acoplamiento distribuido los tendones de cada sección tienen sus propias vías. Un catéter de secciones colocadas conjuntamente poseerá menor diámetro y a su vez menor destreza que las colocadas de forma distribuida.

En lo referente a accionamiento por navegación magnética, el catéter con la punta distal magnética se dirige dentro del cuerpo del paciente colocando varios imanes grandes a ambos lados, lo que genera un campo magnético alrededor del mismo. Los médicos pueden controlar la distribución del campo magnético para desviar la punta distal del catéter dentro del cuerpo del paciente en la dirección deseada. Este tipo de accionamiento puede ser activo o pasivo, se explicará en mayor profundidad en la sección 2.1.2 en el que se hablará del guiado externo por acción magnética. Un ejemplo de este accionamiento puede verse en la Figura 2.2.

Los catéteres accionados por materiales blandos, de los que se dice que estos materiales son inteligentes, destacan las aleaciones con memoria de forma (SMA) las cuales son capaces de doblarse de forma continua a través de sus propias estructuras. Entre ellos también vuelve a destacar especialmente los de la familia del nitinol, ya que son como se dijo anteriormente superelásticos, biocompatibles, con gran capacidad de recuperación y gran resistencia a la torsión.

El accionamiento por medio de materiales blandos con efectos de memoria de forma se accionan únicamente como producto de la propia SMA, es decir, que el catéter se dobla y encoge debido a la fuerza generada por los actuadores de SMA cuando se calienta. En la Figura 2.2 se ve un ejemplo.

No es el caso del accionamiento por medio de materiales blandos con efecto parcial de memoria de forma en el que también se aprovechan las propiedades de superelasticidad y de recuperación de grandes tensiones de estos materiales de SMA pero no se realiza ningún proceso de calentamiento como si ocurre en los previamente mencionados.

Otra forma de dirigir el catéter es a través de los tubos concéntricos, formados por un conjunto de tubos flexibles incrustados entre sí, sus formas se deciden por las curvaturas mutuamente resultantes porque tienen la misma rigidez. Mediante la traslación y la rotación de los tubos entre sí, sus curvaturas y la longitud total de los tubos pueden variar. Se fabrican normalmente con Nitinol en su fase superelástica. Se les puede dar la forma deseada mediante el tratamiento térmico antes del montaje. Un ejemplo lo encontramos en [4] cuyo catéter se ilustra en la Figura 2.3.

Los catéteres también pueden ser accionados por polímeros conductores ya que estos poseen la característica de cambiar de forma tras ser dopados electroquímicamente. Cuando los iones se introducen en estos polímeros de forma axial estos cambian sus volúmenes axialmente, cuando los iones se introducen transversalmente, los polímeros se doblan. Estos polímeros se denominan electroactivos (EAP). Un ejemplo de ellos se muestra en la Figura 2.3.

Además los catéteres pueden estar compuestos por uno o varios fuelles hidráulicos y las puntas distales ser

dirigidas por la presión hidráulica de estos fuelles. La variación de la presión hidráulica dentro de los fuelles modifica su longitud y por tanto, la flexión del catéter. Estos son los catéteres clasificados por accionamiento mediante presión hidráulica dentro de los accionados por materiales blandos.

Comentar que los catéteres híbridos son aquellos que combinan dos actuadores principales, la navegación magnética y de materiales blandos. Esta clasificación puede encontrarse resumida en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2 Clasificaciones catéteres por principio de actuación y ejemplos encontrados en la literatura..

Principio de Actuación	Tipos	Ej. en la literatura
Tendones	Sección Única	[7] [14]
	Múltiples Secciones	[15, 19]
Navegación Magnética	Actuación Pasiva	Niobe @ES, [16]
	Actuación Activa	[20][21] [22]
Materiales blandos	Con efectos de memoria de forma	[23, 17]
	Con efecto parcial de memoria de forma	[24]
	Tubos concéntricos	[4]
	Impulsados por polímeros conductores	[18]
	Por presión hidráulica	[25]
Híbridos	Combinan navegación magnética y materiales blandos	[26]

Para enfocar de una manera más exhaustiva el trabajo que se ha realizado en este proyecto, se desea hacer una clasificación diferente de los catéteres flexibles en función del guiado. Cabe aclarar que el catéter dirigible se refiere al catéter que es manipulado por un mecanismo que puede ser accionado por operadores o por actuadores (es decir, automáticamente). El catéter dirigible tiene, por tanto, muchas ventajas sobre el convencional. La desviación de la punta distal del catéter orientable es más controlable, con posibilidad de control remoto. [12]. Entre los tipos de guiados de los catéteres flexibles se destacan los manuales, externos, autónomos e híbridos.

2.1.1 Guiado Manual

Aunque el acceso a las zonas suele ser técnicamente factible, dirigir y colocar manualmente los catéteres en el vaso objetivo es un reto e implica que el clínico reciba una formación costosa y requiere mucho tiempo [27]. El manejo manual hace que la precisión de la dirección dependa en gran medida de la capacidad del médico. En la Figura 2.5 se puede ver un ejemplo de estos. En la imagen se puede ver como es un instrumento de pequeña extensión el cual es introducido y manejado desde el exterior por el sanitario para ejercer siendo vital la presión efectuada por éste en los tejidos por los que se mueve el instrumento.



Figura 2.5 Colonoscopio.

2.1.2 Guiado Externo

Los catéteres magnéticos están compuestos de varios componentes magnéticos o ferromagnéticos, por ejemplo, esferas ferromagnéticas, microbobinas orientables, imanes permanentes simples o múltiples unidos al cuerpo o a la punta del catéter y catéteres continuos fabricados con un material blando ferromagnético. Todos ellos cuentan con un sistema externo capaz de generar un campo magnético que guiará el catéter dentro del cuerpo del paciente hacia el lugar que sea requerido. [13]. Entre ellos, destacan para la fabricación de estos catéteres los imanes permanentes.

El accionamiento puede ser considerado activo o pasivo. El accionamiento activo se basa en la interacción entre dipolos magnéticos variables generados por microbobinas o esferas ferromagnéticas, el campo magnético proporcionado por los escáneres de MR. El accionamiento pasivo los electroimanes son capaces de producir campos magnéticos orientables, dependientes de la corriente que fluye a través de los bobinados de la bobina. Por lo tanto, varios electroimanes pueden proporcionar una actuación pasiva en diferentes direcciones.

La dirección de los catéteres accionados magnéticamente se logra mediante la torsión causada por la fuerza de Lorentz en el cuerpo flexible del instrumento. El momento de flexión interno resultante se propaga a lo largo del catéter hacia su base, en correlación con la teoría de la viga de Euler-Bernoulli. Al controlar las torceduras magnéticas, el usuario puede conducir la deflexión del catéter para lograr la configuración deseada del dispositivo, expresada a menudo en términos de la postura de la punta del catéter [13]. El ejemplo del catéter de acción pasiva puede encontrarse en (c) de la Figura 2.6 .

2.1.3 Autónomo

La navegación autónoma (sin manejo por parte de un médico especializado) puede liberar al cirujano de la realización de tareas difíciles o rutinarias, para que pueda centrarse en planificar y llevar a cabo el despliegue de los dispositivos. Para navegar con seguridad con el catéter, es necesario poder determinar su ubicación y controlar las fuerzas que aplica al tejido. La navegación autónoma básicamente consiste en proveer al catéter de las suficientes herramientas de procesamiento para que pueda tomar decisiones de manera autónoma que le hagan llegar al lugar de destino. El ejemplo de este tipo de catéter y en el que en este proyecto centra todo su interés, ya que conforma la base de la idea que se desea desarrollar, lo encontramos en [4] en el que se construye un catéter autónomo capaz de moverse por medio de un corazón bombeando sangre gracias a la visión háptica y algoritmos tigmotácticos, creando un contacto de baja fuerza con el tejido, hasta alcanzar la ubicación objetivo. Véase la Figura 2.6.



Figura 2.6 Catéter autónomo desarrollado por [4], a la izquierda el esquema de la estructura completa, a la derecha la punta del catéter. .

Para que un catéter robótico autónomo pueda navegar por el interior del tejido humano desde la pequeña incisión que se hace para introducirlo hasta el lugar dónde se realice la intervención o la misión que tenga por objeto, éste debe poseer un sistema de navegación capaz de identificar el tejido dónde se encuentra y poder desplazarse de manera lógica según un algoritmo previamente diseñado.

“La visión háptica combina la endoscopia intracardiaca el aprendizaje automático y los algoritmos de procesamiento de imágenes para formar un híbrido de imágenes y sensor táctil, que proporciona imágenes claras de lo que toca la punta del catéter y, al mismo tiempo, identificar lo que está tocando (por ejemplo, sangre, tejido y válvula) y la intensidad de la presión.” [4].

Es en esta definición en la que se va a basar el trabajo que se realiza en este proyecto, el cual va a desarrollar de una aplicación de navegación a partir de un sensor háptico el cual se ha ideado basándose en la propuesta de [4].

2.2 Herramientas Utilizadas

2.2.1 Software Utilizado

- *EPOS Studio*: Con el que se configura el controlador digital de Maxon Motors, EPOS 4 24/1.5 compact CAM.
- **MATLAB®**: Plataforma con la que se ejecutan los algoritmos pertenecientes al seguimiento de paredes y visión.
- **SIMULINK®**: Plataforma con la que se simulará el modelo y en el cual convergerán todos los modelos que se realizan por separado.
- Técnicas de segmentación de imágenes por umbral del color.

EPOS Studio

Es un entorno desarrollado por Maxon Motors con el cual se puede configurar los parámetros de regulación del controlador digital.

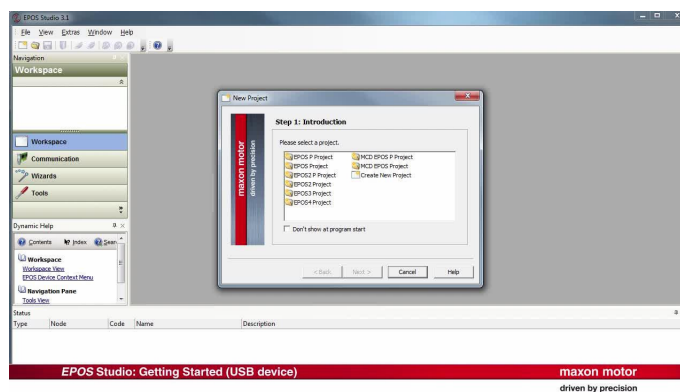


Figura 2.7 Entorno Epos Studio.

MATLAB® & SIMULINK®

SIMULINK® es un entorno de programación de más alto nivel de abstracción que el lenguaje interpretado **MATLAB®** (archivos con extensión .m). **SIMULINK®** genera archivos con extensión .mdl Además en el puedes programar funciones de **MATLAB®** las cuales serán llamadas cada tiempo de simulación.

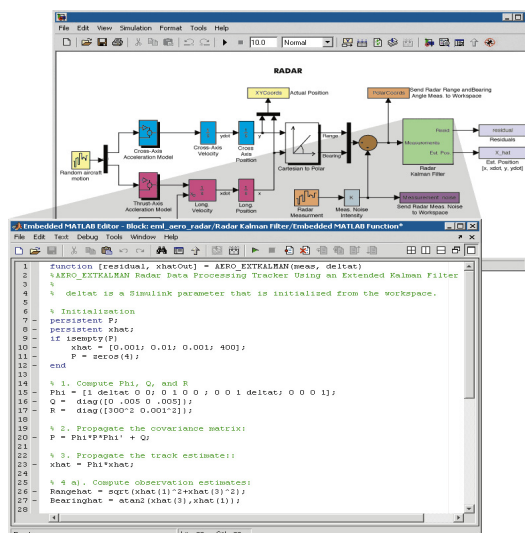


Figura 2.8 Entorno SIMULINK® con opción a insertar código de MATLAB®.

Técnica de segmentación

Espacio de color CIE L*a*b

El color tiene una percepción e interpretación subjetiva. Dos personas mirando un mismo objeto pueden expresar de diferente forma y palabras el color que consideran observar, es por ello que se definen espacios de color con los que se puede comunicar el color objetivamente conforme a un estandar.

Un espacio de color no es más que un método de expresión del color de un objeto mediante, por ejemplo, números. La Organización Internacional de la Iluminación, CIE por su nombre en francés Commission Internationale de L'éclairage, define espacios de color. Estos pueden expresarse en términos de matiz, brillo y saturación. Hay múltiples espacios de color en los que un determinado color de una imagen puede ser caracterizado.

El espacio RGB viene definido por la mezcla de valores de intensidad de tres colores primarios, rojo, verde y azul. El espacio de color HSV trabaja con tres componentes básicas: matiz, saturación y brillo.

El histograma bidimensional V/S, es un histograma de dos variables cartesianas, luminancias y saturaciones. Su finalidad, radica en que proporciona un mecanismo sencillo e intuitivo para separar la información cromática de la acromática.

El espacio de color L*a*b* fue modelado en base a la teoría que establece que dos colores no pueden ser rojo y verde al mismo tiempo o amarillo y azul al mismo tiempo. Por lo tanto se definen tres variables que caracterizarán en color de una región, objeto o imagen.

L*=luminosidad.

a*= coordenadas rojo/verde (+a indica rojo, -a indica verde).

b* = coordenadas amarillo/azul (+b indica amarillo, -b indica azul).

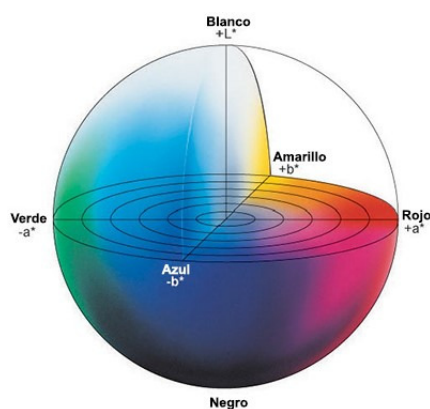


Figura 2.9 Espacio de color CIE L*a*b.

Por tanto este espacio de color CIE L*a*b no es más que otra forma de caracterizar un color, y es el elegido para la aplicación que se va a desarrollar en los capítulos posteriores.

Desarrollo de la técnica de segmentación por umbralización

La segmentación de imágenes es un paso fundamental para la comprensión de la estructura y la identificación de los objetos en una escena. La diferenciación de las áreas de una imagen, que se corresponderán con zonas homogéneas y/o regiones importantes conocidas como objetos semánticos, es a menudo establecida como el primer paso en muchas aplicaciones basadas en objetos. Los algoritmos de segmentación de imagen generalmente se basan en dos propiedades básicas de los niveles de gris de la imagen: discontinuidad y similitud. Dentro de la primera categoría se intenta dividir la imagen basándose en los cambios bruscos en el nivel de gris. Las áreas de interés en esta categoría son la detección de puntos, de líneas y de bordes en la imagen. Las áreas dentro de la segunda categoría están basadas en las técnicas de umbrales, crecimiento de

regiones, y técnicas de división y fusión.

La umbralización de imágenes de objetos en entornos robotizados muchas veces es compleja por la influencia de elementos no deseados como sombras, brillos, la complejidad de colores, texturas y tamaño de los objetos y la posibilidad de solapamiento de estos, así como las variaciones en el fondo.

Se trata de definir un umbral, de forma que separe los objetos de interés respecto del fondo. Para su aplicación se exige una clara diferencia entre los objetos y el fondo de la escena. Los píxeles de los objetos se les aginará '1' y al fondo '0', quedando binarizada la imagen.

Una vez caracterizado la región de color que se desea detectar, en el caso de ejemplo son tonos de grises, se realiza una máscara binaria la cual resalta únicamente el espacio que contiene estos colores caracterizados y por tanto seleccionará la región de influencia de la imagen.

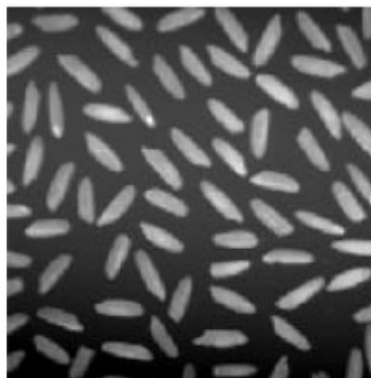


Figura 2.10 Imagen a segmentar por umbralización.

Suponga que el histograma de los niveles de gris de una imagen $I(x,y)$ es el que se muestra en la Figura 2.11 (a) . La imagen $I(x,y)$ está compuesta de objetos claros sobre fondo oscuro de tal forma que los niveles de gris están agrupados en dos modos predominantes. Una forma de separar los objetos del fondo consiste en seleccionar un umbral T que separe esos modos. Entonces, cualquier punto (x,y) para el que se cumpla que $I(x,y) > T$ se lo etiqueta como objeto; en otro caso, como fondo. La Figura 2.11 (b) muestra el histograma de otra imagen en un caso más general.

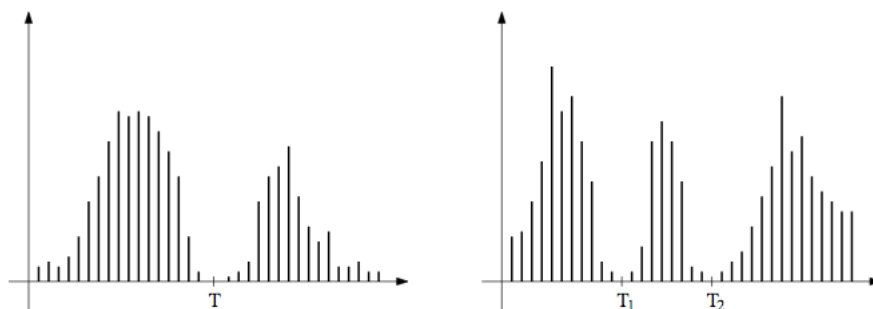


Figura 2.11 Histogramas de nivel de gris que se pueden segmentar con (a) un único umbral y (b) con múltiples umbrales.

En este caso el histograma de la imagen está caracterizado por tres modos dominantes. Esto ocurrirá cuando se tengan dos tipos de objetos claros sobre fondo oscuro, por ejemplo. Se puede utilizar el mismo principio para clasificar cada punto (x,y) . Si $T1 < I(x,y) \leq T2$ entonces se lo etiqueta como primer objeto, si $I(x,y) > T2$ como segundo objeto y si $I(x,y) \leq T1$ como fondo. En general, este tipo de clasificación con varios umbrales es menos viable, ya que es más difícil determinar esos umbrales que aislen de forma efectiva las regiones de interés, especialmente cuando el número de modos del histograma aumenta. En general, un método de umbral se puede ver como una operación en la que se hace un test de cada píxel con respecto a

una función T de la forma:

$$T = T(x, y, p(x, y), I(x, y))$$

dónde $I(x, y)$ es el nivel de gris del punto (x, y) y $p(x, y)$ denota cualquier propiedad local de ese punto (como por ejemplo el nivel de gris medio en un vecindario centrado en (x, y)). El método de umbral dará lugar a otra imagen $B(x, y)$ definida por

$$B(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{si } I(x, y) > T \\ 0 & \text{si } I(x, y) \leq T \end{cases} \quad (2.1)$$

En este caso un pixel con etiqueta 1 de la imagen B corresponderá a objetos, mientras que un pixel con etiqueta 0 corresponderá al fondo. Cuando T dependa sólo del nivel de gris $I(x, y)$ se denomina umbral global(en la Figura 2.11(a) se puede ver un ejemplo en este caso). Si T depende tanto del nivel de gris $I(x, y)$ como de la propiedad local $p(x, y)$, el umbral se denomina local. Si, además, T depende de las coordenadas espaciales x e y , el umbral se denomina dinámico. En la Figura 2.14 (a) se puede ver el histograma de la imagen de la Figura 2.10 para el que se ha fijado un umbral T . En la Figura 2.14 (b) se muestra el resultado de segmentar dicha imagen con ese umbral T .

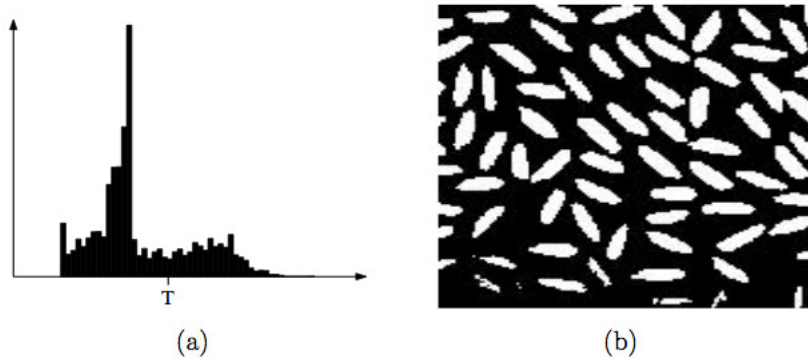


Figura 2.12 (a) Histograma y umbral T para la imagen de la figura 6(a). (b) Imagen segmentada usando el umbral T .

Ahora se muestra un ejemplo de los histogramas en el espacio de color detallado en la sección 2.2.1 y con el cual se realizará lo explicado anteriormente pero basándonos en esta definición del color.



Figura 2.13 Imagen ejemplo para histograma CIE $L^*a^*b^*$.

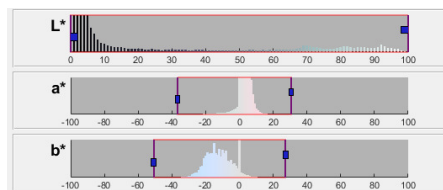


Figura 2.14 Histograma de las componente L , a^* y b^* correspondientes a 2.13.

En base a estos histogramas que reflejan los diferentes tonos con los que cuenta la escena capturada, se

señalarán los que se consideren relevantes para la función a desarrollar y se realizará con ellos la umbralización.

Es en múltiples aplicaciones médicas [28],[29] [30], además de en la que se basa este proyecto [4] utilizan la segmentación de imágenes por medio del umbral del color para caracterizar una región concreta de la imagen e identificar tejidos.

2.2.2 Hardware Utilizado

- Motor maxon A-Max 24 DC
- Reductora incorporada (33:1)
- Encoder Incremental MR tipo L
- EPOS 4 24/1.5 compact CAM: es un controlador digital de posicionamiento en formato modular el cual cuenta con tres modos de regulación: de corriente, velocidad o posición.
- Cámara USB waterproof endoscope 6 led low lux luminate.
- Piezas impresión 3D
- Nitinol: Aleación de níquel y titanio con memoria de forma que se contrae con el calor y se expande con la ausencia de este una vez aplicado.
- Arduino DUE
- Circuito de activación nitinol (Figura 3.6): Circuito de MOSFET tipo n con los que se permitirá el paso de corriente a los hilos de nitinol, del cual se expondrán sus características más adelante.

2.2.3 Aleaciones de memoria de forma

La memoria de forma se manifiesta cuando, después de una deformación plástica, el material recupera su forma tras un calentamiento suave. A baja temperatura, la aleación se encuentra en una fase deformable de manera plástica, como pasa en los alambres de muchos metales (como el cobre, el estaño o el hierro), pero al calentarse por encima de un determinado nivel, la aleación vuelve a su estructura básica rígida y no deformable. Si estas deformaciones están dentro de los rangos de recuperación, el proceso de deformación y recuperación de forma puede ser repetido millones de veces gracias a otra de las propiedades de las SMA, la súper-elasticidad.

Las dos aleaciones con memoria de forma más frecuentes son las de cobre-aluminio-níquel y níquel-titanio (NiTi), pero también se pueden crear SMA aleando zinc, cobre, oro y hierro. Aunque los SMA basados en el hierro y el cobre, como el Fe-Mn-Si, el Cu-Zn-Al y el Cu-Al-Ni están disponibles en el mercado de forma más barata, es preferible el uso del nitinol para aplicaciones gracias a su estabilidad [31]

Breve historia del Nitinol

El efecto de esta aleación no es nuevo. Ya desde 1932 un investigador suizo llamado Arne Olander observó este cambio de forma en una aleación de oro con cadmio, y se dio cuenta del potencial que tenía ésta para lograr un movimiento utilizable. En 1950 L. C. Chang y T.A. Read, en la universidad de Columbia en Nueva York, usaron rayos X para estudiar la estructura cristalina de la aleación. Sin embargo, no se llegó a comercializar popularmente debido al elevado precio de los elementos de la aleación.

En 1961, mientras investigaban aleaciones resistentes a las corrosión para embarcaciones, un equipo dirigido por William Beuhler, en el U.S. Naval Ordnance Laboratory (N.O.L.) encontraron este mismo efecto en una aleación de níquel con titanio. Ellos llamaron a esta aleación "Nitinol" (combinaron las letras de Níquel, Titanio y Naval Ordnance Laboratory.) [32].

Durante los 60s y 70s, se observó este mismo efecto en otras aleaciones más y empezó a producirse comercialmente en muchas formas distintas: laminas, alambre, cintas, discos y empezaron por fin a aparecer multitud de aplicaciones comerciales para las mismas.[33]

Principio de funcionamiento Nitinol

El principio de funcionamiento del nitinol se debe a la especial disposición de los átomos dentro de la red cristalina del metal. En su disposición más ordenada, el cristal es más simétrico y compacto, lo que confiere rigidez a la estructura. Esto se conoce con el nombre de fase austenita. Al enfriar el material, los átomos se desplazan muy ligeramente de sus posiciones, dando lugar a una estructura más desordenada y deformable.

Esta es la denominada fase martensita. El hecho de que el paso de una a otra solo implique pequeños movimientos atómicos en la red cristalina, hace que los cambios de fase puedan ser muy rápidos. En el caso del nitinol, alambres muy delgados se contraen en una décima o centésima de segundo cuando llegan a la temperatura de activación, predefinida de fábrica; sin embargo, para relajarse de nuevo, necesitan enfriarse, lo cual depende de la temperatura ambiente, por lo que este proceso suele ser más lento.

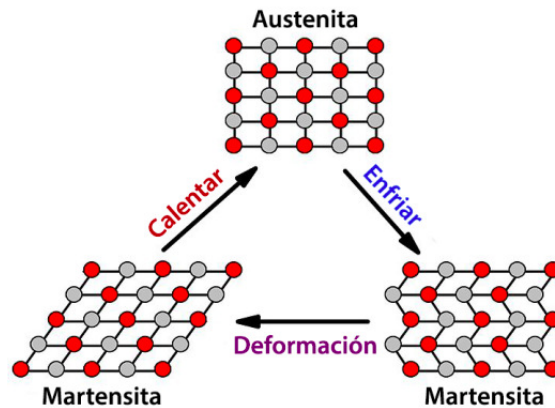


Figura 2.15 Cambios en la red cristalina del nitinol.

Las aplicaciones más importantes de los materiales con memoria de forma como el nitinol están en el campo de la medicina, aprovechando su biocompatibilidad. Por ejemplo, se han usado alambres de nitinol para construir microbombas, que pueden reemplazar funciones del corazón o de los riñones; también se utiliza para la descongestión de arterias obstruidas. En [34] se habla de como las técnicas de imagen de rayos X, como la fluoroscopia y la resonancia magnética, para guiar instrumentos sofisticados y llevar a cabo procedimientos médicos avanzados se han beneficiado del uso del nitinol.

Características del Nitinol

Como regla general, las aleaciones con memoria de forma se contraen muy rápido, exactamente, pero suelen tomarse el doble o triple de tiempo para relajarse de nuevo.

- Posee una gran capacidad para halar un objeto es capaz de levantar miles de veces su propio peso--; se mueve suave y silenciosamente, y de manera similar a los músculos reales
- El calentamiento del material se obtiene mediante la circulación de una corriente eléctrica a través del mismo; de este modo el Nitinol transforma el calor inducido en movimiento mecánico, que es resultado de los cambios en su estructura cristalina interna..
- El Nitinol tiene una vida útil que depende de la magnitud de la contra fuerza que se le aplica en su ciclo de operación. Si se le impone una contra fuerza muy alta, tiene una duración de algunos cientos de ciclos. Pero si es utilizado en rangos normales de operación, tiene una vida útil de cientos de miles de ciclos.

Tanto la contracción como la relajación son prácticamente instantáneas con la temperatura del alambre. En consecuencia, la velocidad del ciclo mecánico depende y está directamente relacionada con los cambios de temperatura. La aplicación de corrientes elevadas durante cortos periodos de tiempo puede calentar rápidamente el alambre.

La deformación permanente que se produce en el alambre durante los ciclos depende en gran medida de la tensión impuesta y de la temperatura a la que funciona el alambre del actuador. El alambre Flexinol® ha sido especialmente procesado para minimizar esta deformación, pero si la tensión es demasiado grande o la temperatura demasiado alta, se producirá alguna deformación permanente. Dado que la temperatura está directamente relacionada con la densidad de corriente que pasa por el cable, se debe tener cuidado de calentar,

pero no sobrecalentar, el cable del actuador. En la Figura 2.3 se encuentran recogidas las propiedades del nitinol.

Un estudio sobre estas características en mayor profundidad puede encontrarse en [33], [32]

Tabla 2.3 Características Flexinol. Fuente: <http://www.dynalloy.com>.

Density	0.235 <i>lb/in</i> ³ (6.45 <i>g/cm</i> ³)
Specific Heat	0.20 <i>BTU/lb * F</i> (0.2 <i>cal/g * C</i>)
Melting Point	2370 <i>F</i> (1300 <i>C</i>)
Latent Heat of Transformation	10.4 <i>BTU/lb</i> (5.78 <i>cal/g</i>)
Thermal Conductivity	10.4 <i>BTU/hr * ft * F</i> (0.18 <i>W/cm * C</i>)
Thermal Expansion Coefficient	Martensite 3.67x10 ⁻⁶ / <i>F</i> (6.6x 10 ⁻⁶ / <i>C</i>)
	Austenite 6.11x10 ⁻⁶ / <i>F</i> (11.0x 10 ⁻⁶ / <i>C</i>)
Poisson Ratio	0.33
Electrical Resistivity	Martensite : 32 <i>micro – ohms * in</i> (80 <i>micro – ohms * cm</i>)
	Austenite 39 <i>micro – ohms * in</i> (100 <i>micro – ohms * cm</i>)

3 Descripción del Prototipo

En el presente capítulo se abordará tanto la presentación del prototipo que se propone, el cual está formado por un conjunto de sistemas con funciones dependientes unas de otras que se enlazan para obtener el objetivo principal previamente mencionado en la sección 1.2. Conforme se vaya avanzando en este capítulo se irán viendo con más detalles los diferentes sistemas que lo componen.

3.1 Visión general del prototipo

En la Figura 3.1 se presenta el esquema del prototipo diseñado en el que se marcan los sistemas desarrollados, cada uno de los cuales cumple una función esencial para el buen funcionamiento del catéter. Son dependientes entre sí ya que las acciones que efectúa uno son consecuencia de la actuación de otro. El catéter autónomo puede ser desglosado en tres grandes sistemas:

- **Sistema de posicionamiento de la punta del catéter:** En este sistema se estudia el posicionamiento del catéter en la zona del extremo de la punta. Está dirigido por las decisiones del sistema del sensor háptico. En él se encuentran las piezas acopladas al catéter que hacen de columna vertebral con sus tendones de nitinol que le permiten el movimiento en los diferentes ángulos.
- **Sistema del sensor háptico basado en visión:** En él se realiza el procesamiento de imágenes por medio computacional. Es el que gobierna las decisiones y el que manda la señal principal a los demás sistemas, podríamos decir que es el sistema que guía a los demás. Está formado por una cámara que hace de punta del catéter y que en su otro extremo está conectada por USB al ordenador, ofreciendo imágenes en tiempo real por SIMULINK® y actuando en consecuencia conforme a las directrices marcadas en los algoritmos diseñados para este fin.
- **Sistema de empuje:** Este sistema se encargará de ir introduciendo el catéter al interior del paciente cuando sea necesario. Consta de un motor, una correa que hace de cinta transportadora y dos engranajes. Todo anclado a una plataforma de madera para asegurar el sistema y evitar vibraciones innecesarias.

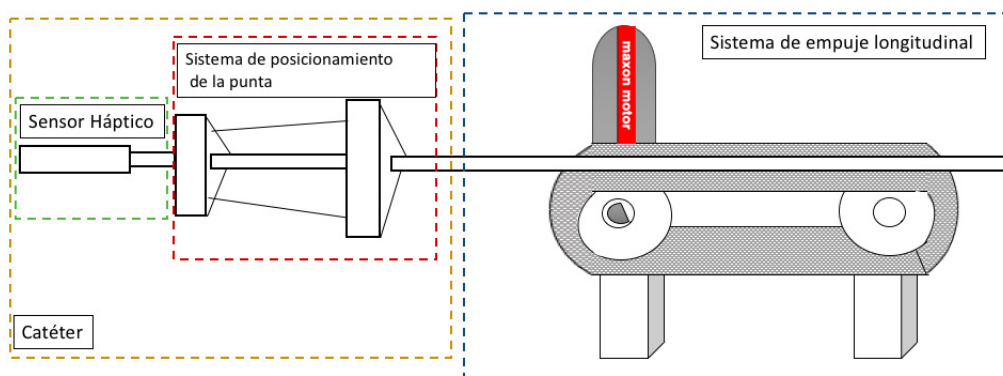


Figura 3.1 Esquema del prototipo diseñado con los distintos sistemas marcados.

En la Figura 3.2 se expone el prototipo de robot catéter autónomo con aplicación de navegación por medio de la visión háptica. En las siguientes secciones se desglosan en profundidad los sistemas anteriormente descritos.

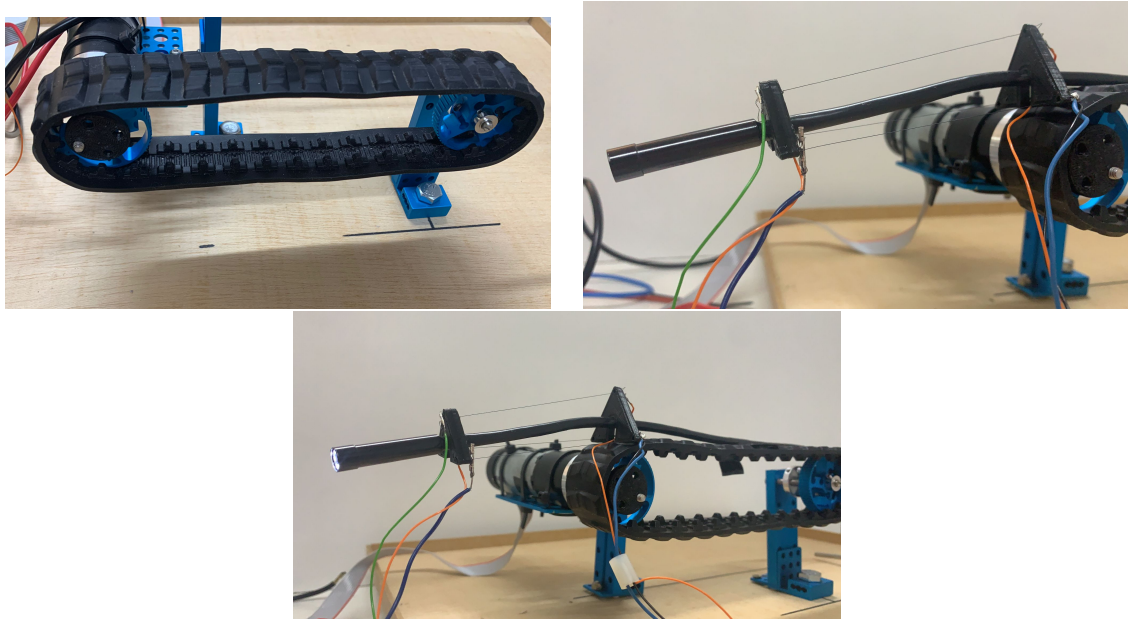


Figura 3.2 De izquierda a derecha: Plataforma de empuje del prototipo; Apreciación de sistema sujeción cables nitinol; Prototipo completo.

Para ilustrar el funcionamiento general del catéter construido, se ha confeccionado un diagrama de flujo intuitivo para que se aprecie fácilmente la jerarquía de los movimientos y cómo son gobernados por el área observado mediante la cámara situada en la punta. Este diagrama se irá explicando punto por punto conforme se vayan exponiendo los sistemas que componen el catéter, pero antes de adentrarse en ello, se hará un breve resumen del diagrama para una mayor comprensión del lector acerca del proceso.

El catéter comienza su función adquiriendo una imagen de la cámara la cual es procesada mediante un algoritmo de segmentación de imágenes y se le aplican funciones para suavizar y mejorar la imagen para la lectura del área, ésta es calculada por medio de una función que ofrece las propiedades de la imagen. Una vez se posee el área (valor 1 de la imagen binarizada), se realizará un determinado movimiento dependiendo de su valor. El proceso se explica de forma detallada más adelante.

En la Figura 3.4 se incluye el diagrama de bloques del funcionamiento completo del prototipo, en la que el área de tejido visualizada hace una realimentación a sendos sistemas, el de posicionamiento de la punta, y el de empuje, arriba y abajo respectivamente, para que, dependiendo del porcentaje obtenido, se actúa en consecuencia. El control del motor que produce el empuje se realiza mediante un control de dos DOF, en el que en el interior del lazo de realimentación se incluye un control PID, y en lazo abierto, un filtro FeedForward de ganancia unidad.

3.2 Sistema de posicionamiento de la punta

Para que la punta del catéter pueda maniobrar y tener un alcance óptimo para las funciones en las que pueda ser requerido, se coloca en la punta distal del catéter una estructura que lleva acoplada tres cables de nitinol equidistantes entre sí 120° . Como se ha comentado antes, el nitinol es un material super-elástico en el cual la aplicación de calor provoca un cambio de estructura cristalina en el alambre, cuando se calienta el nitinol se contrae y cuando se enfría vuelve a su estado natural.

3.2.1 Caracterizando el sistema de posicionamiento

En el *Data Sheet* de esta aleación se indica que para que éste se contraiga en un segundo es necesaria la aplicación de 320 mA. Por tanto se debe jugar con la aplicación de corriente en los extremos para mover el cable con mayor o menor rapidez. Además el nitinol disminuye su resistencia a medida que se calienta, al

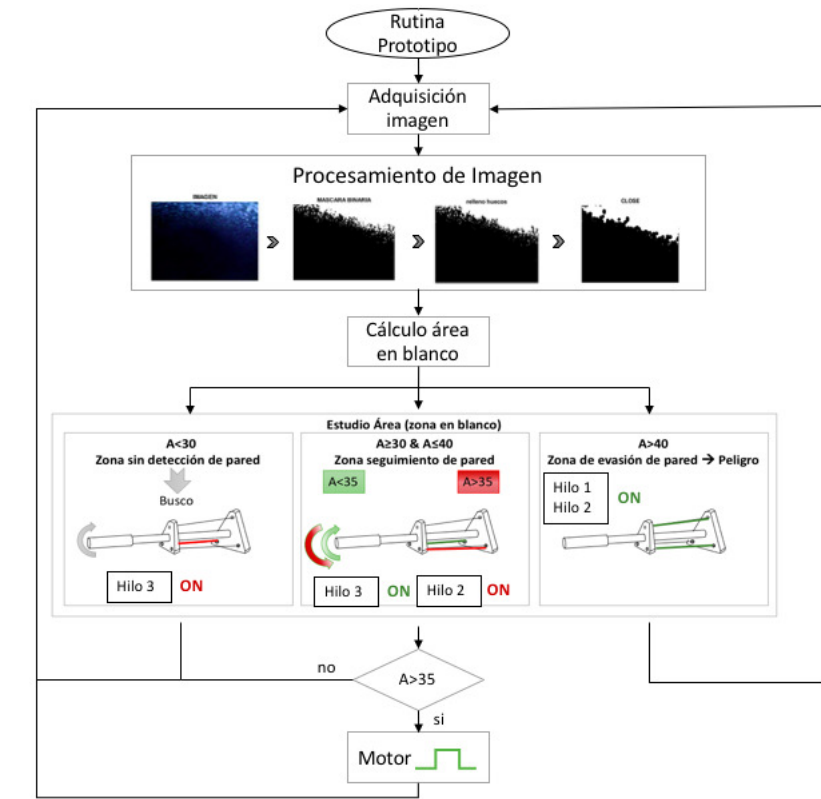


Figura 3.3 Diagrama de flujo funcionamiento general del catéter..

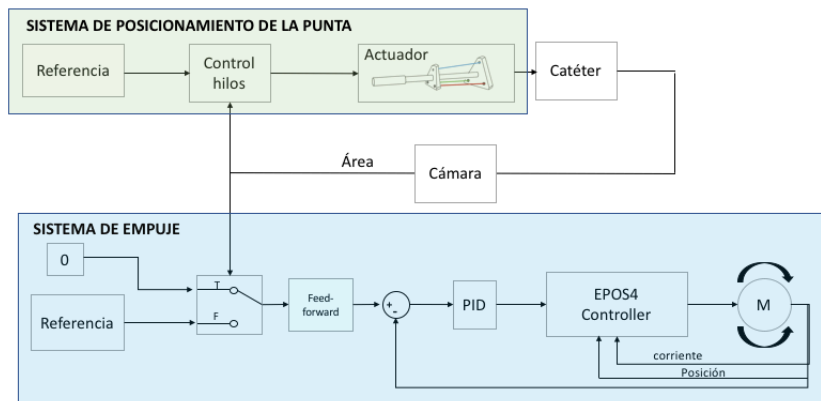


Figura 3.4 Diagrama de bloques del prototipo.

contrario de la regla general de aumento de la resistencia con el aumento de la temperatura. Una parte de este descenso de la resistencia se debe al acortamiento del cable, y otra al hecho de que el cable se hace más grueso al acortarse, manteniendo aproximadamente su mismo volumen tridimensional. Es indiferente para el cable que se utilice corriente alterna, corriente continua o corriente modulada por ancho de pulso. Es importante saber cuanto desvía el nitinol la punta del catéter a la hora de contraerse, así se puede predecir la deflexión de la punta de manera aproximada por trigonometría. En la Figura A.3 se ve el esquema simple

de la desviación. La Tabla 3.1 recoge los datos de los hilos fijados en la estructura triangular que permite realizar este movimiento de posicionamiento de la punta gracias a los diferentes tamaños de los triángulos.

Tabla 3.1 Características de los hilos en la estructura.

$R_{Martén}(\Omega)$	$R_{Aust}(\Omega)$	$L_{Martén}(\text{mm})$	$L_{Aust}(\text{mm})$	α (°)
6,9	7	92,6	94	9,9

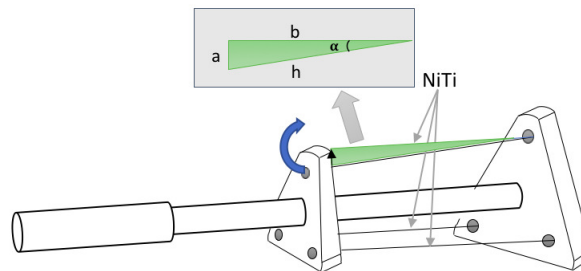


Figura 3.5 Cálculo desviación.

3.2.2 Circuito de excitación del Nitinol

Para que el sistema de posicionamiento de la punta sea eficiente, se debe controlar los hilos de nitinol por medio de la corriente aplicada, por lo que se diseña un circuito de excitación en el que transistores mosfet de canal N (recogido en apéndice A) permiten el paso de corriente hacia los hilos cuando se aplique suficiente voltaje a la Puerta. Este voltaje estará controlado por medio de un Arduino Due, conectado por SIMULINK® a la cámara y que gobernará los voltajes que la plataforma aplica a las determinadas puertas dependiendo de lo que esté viendo en ese instante. En la Figura 3.6 se muestra el circuito de excitación del nitinol diseñado.

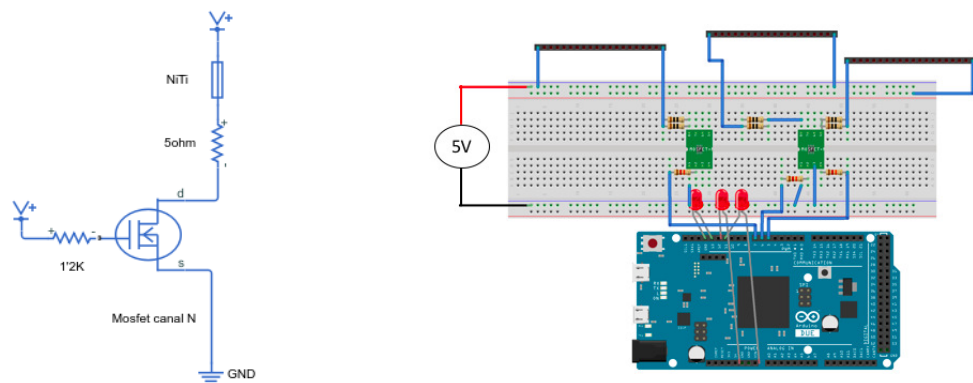


Figura 3.6 De izquierda a derecha: Esquema eléctrico del circuito de excitación de uno de los hilos de Niti; circuito final de excitación con Arduino DUE controlando los voltajes de puerta.

El nitinol se conecta entre la fuente de alimentación y las resistencias inferiores que se encuentran en el drenaje del Mosfet. Cuando se aplica corriente a la puerta el circuito se cierra y el nitinol conduce, se calienta hasta contraerse más o menos rápido dependiendo de la tensión aplicada en la Puerta. La fuente de tensión será de 5V, las resistencias de drenaje son dos resistencias en paralelo de $10\ \Omega$ cada una y las de la Puerta de $1,2\text{K}\Omega$. Los parámetros del circuito vienen expresados en la Tabla 3.3 y hacen referencia a los valores de corrientes y tensiones obtenidos en el circuito de la Figura 3.6, dependiendo del V_{GG} . En la Tabla 3.2 se muestran mejor los componentes del circuito.

Tabla 3.2 Valores tensión (V) y corriente (mA) circuito de excitación.

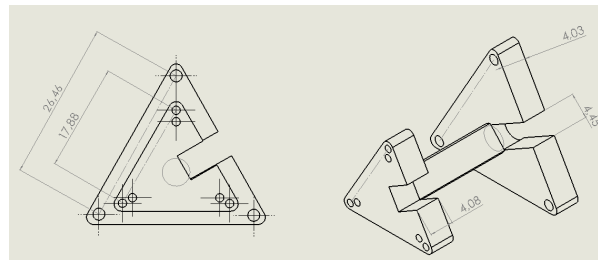
Componentes	Características	Unidades
Voltaje Supply	5 V	1
Resistencia	10Ω	6
Resistencia	1,2KΩ	3
MOSFET	Tipo N	3
Hilos Nitinol	0,13mm	3
LED	-	3
Arduino	Board DUE R3	1

Tabla 3.3 Valores tensión (V) y corriente (mA) circuito de excitación.

V_{DD}	V_{GG}	V_{GS}	V_{Hilo}	V_{DS}	I_{Hilo}	I_D	I_G
5	5	4,87	1,95	0	5,8880	390	0,10833
5	3,3	3,28	1,95	0	5,8880	390	0,0166
5	2,7	2,7	2,95	1,48	3,9575	294	0
5	1,84	1,83	3,75	2,81	2,41312	188	0,0083
5	1,01	1,01	4,49	4,03	0,98455	92	0
5	0,5	0,493	4,93	4,76	0,135	34	0,00583

3.2.3 Colocación del nitinol en el extremo del catéter

Se diseñan dos piezas en impresión 3D, ambas con forma de triángulo equilátero, pero una siendo mayor tamaño, puede verse en la Figura 3.7.

**Figura 3.7** Piezas impresas en 3D para colocación NiTi.

Ambas cuentan con tres agujeros separados entre sí 120° . Luego se pasan los tres cables de nitinol por las aberturas y se estiran hasta quedar tensados (ver Figura A.3).

3.3 Sensor háptico

En su artículo, Fagogenis et al (2019) crean un catéter robótico capaz de navegar mediante algoritmos de seguimientos de pared por un corazón lleno de sangre, inspirados en animales positivamente tigmáticos. Para ello se desarrolla un sensor háptico que emplea de manera híbrida imágenes para la identificación de superficies por medio del tacto y la detección de fuerza.

En el prototipo desarrollado en el presente proyecto se propone la navegación autónoma de un robot catéter para intervenciones, diagnosis, etc. por medio del seguimiento del tejido que es capaz de detectar a través del procesamiento y tratamiento de estas imágenes captadas por la cámara situada en la punta del catéter en tiempo real.

3.3.1 Principio de Funcionamiento

El principio de funcionamiento en el que se basa este sistema de navegación consiste en la captura continuada de imágenes, las cuales serán procesadas por medio de un algoritmo previamente diseñado para segmentar las imágenes por medio de la umbralización del color, creando una máscara configurada por los umbrales de

los parámetros característicos del espacio de color CIE L^*a^*b , expresados con anterioridad, con la que se delimitarán los colores y luminosidades deseadas detectando únicamente la parte del tejido que se encuentra próxima al catéter. Esto se consigue por medio de múltiples pruebas realizadas (ver Capítulo 4).

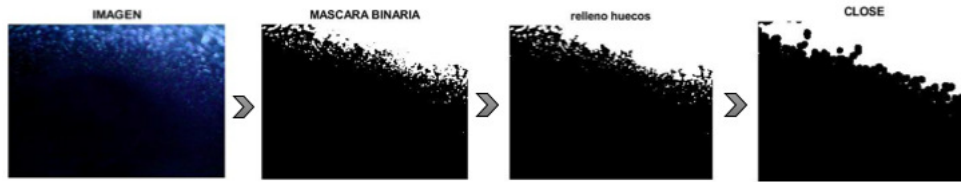


Figura 3.8 Diagrama de flujo programa segmentación de imágenes mediante umbral del color .

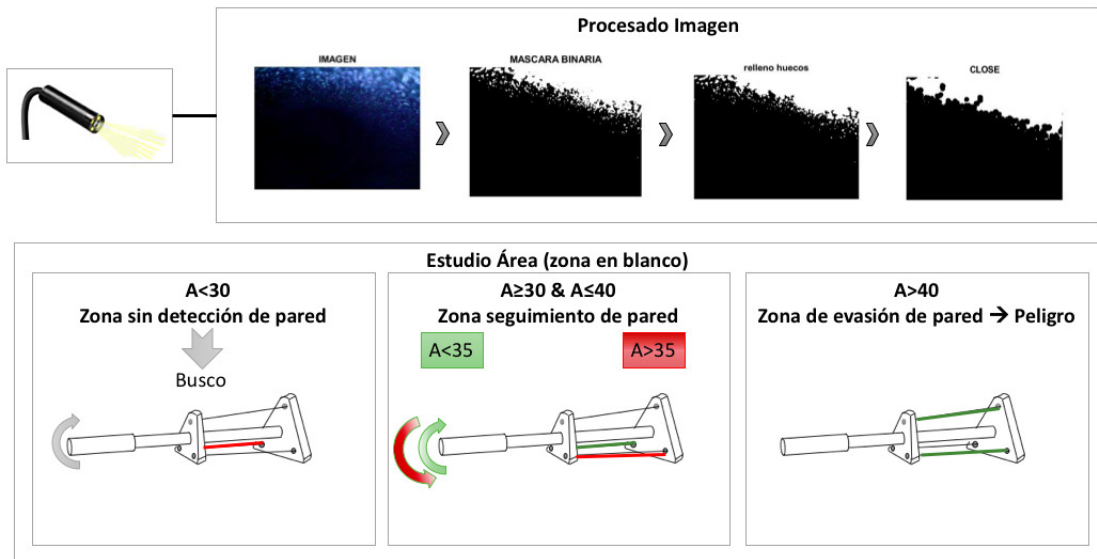


Figura 3.9 Esquema del principio de funcionamiento del sensor háptico para seguimiento de paredes .

Para explicar el procesado de imágenes se muestra un ejemplo en la Figura 3.8. Una vez obtenida la máscara de la imagen inicial se rellenan los huecos, después se le aplica un cierre morfológico que consiste en el encadenamiento de una dilatación seguida de una erosión, se utiliza para eliminar elementos salientes, conexiones finas o suavizar los contornos de un objeto. A continuación se calcula el área de la región más grande despreciando las áreas pequeñas que puedan haber sido detectadas.

Cabe señalar que el área se define, en este proyecto, como el tejido próximo observado por la microcámara, es decir, el tejido será observado antes del contacto con éste, como se muestra en la Figura 3.10. Se considera contacto a partir del 35% de área visionada.

Inicialmente se programa para que el nitinol se contraiga solo en uno de sus hilos y haga entonces girar la punta, se ha puesto por defecto a la derecha, hasta que se encuentre en el rango perteneciente al 30-40% de área de tejido en la imagen, entonces se irá moviendo entre estos dos límites, si está más cerca del 30% que del 40% se seguirá moviendo a la derecha y si se encuentra al contrario, se moverá hacia la izquierda. Lo que se consigue con esto es un movimiento de la punta del catéter en *zig-zag*. Si el tubo en el que se está probando el experimento se aleja o tuerce, perdiendo así la cámara su referencia, volvería a moverse hacia la derecha hasta volver a situarse en el intervalo de área definido y volvería a realizar este movimiento en *zig-zag*.

Este proceso es el que se intenta plasmar en la la Figura 3.9 como se puede ver, se diferencian los porcentajes de áreas, la cámara cuenta con una resolución de 640x480 por lo que el área contenido en la imagen es de 307.200 píxeles. Más detalles sobre las áreas se encuentra recogido en la Tabla 3.4.

- Si el área detectado está entre los rangos de porcentaje de 0 a 30% entonces significa que el catéter se encuentra muy alejado de la zona de seguimiento y lo que hará será, mediante el circuito que se

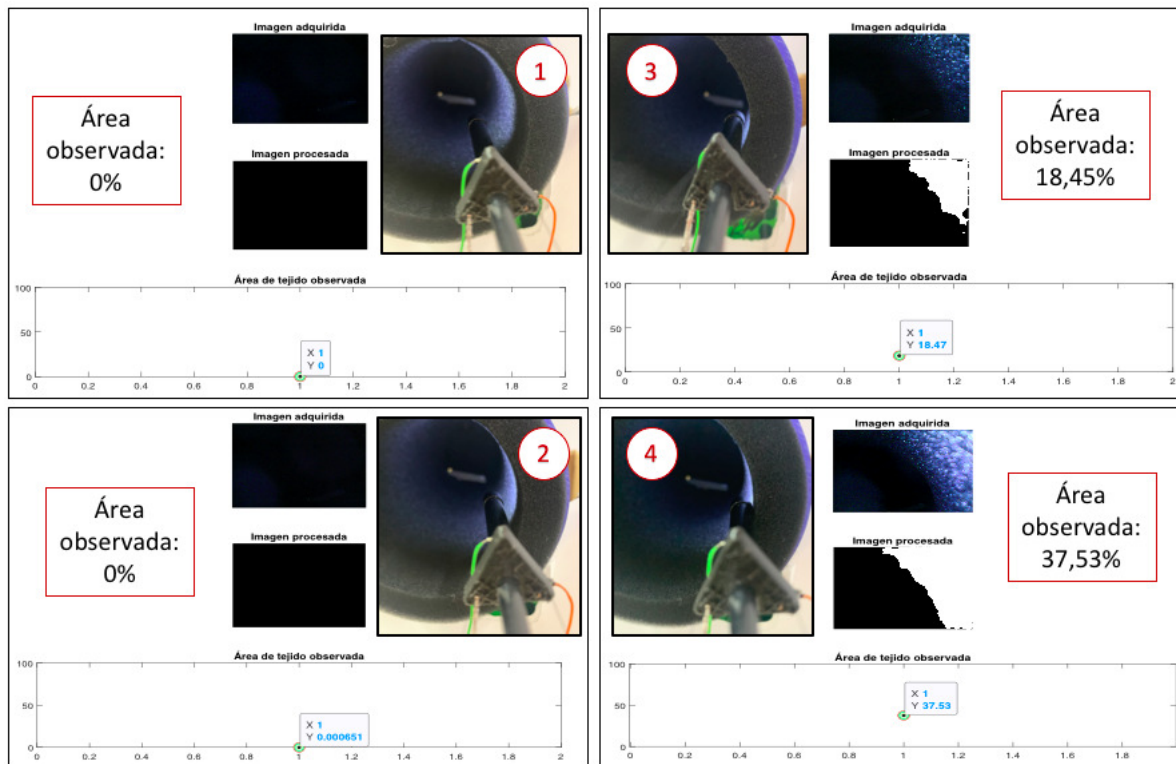


Figura 3.10 Justificación del rango de uso. Enumeradas en orden las instantáneas: En primer lugar alejado de la pared, detecta porcentaje de área cero; la segunda instantánea muestra el acercamiento del catéter a ésta pero con detección aproximada de cero; en la tercera detecta un porcentaje de área del 18,5% pero se aprecia como no ha tocado aún la pared del tejido; la instantánea cuatro demuestra como en rangos superiores a 35% de área observado, el catéter está en contacto con el tejido..

describe en la Figura 3.6, excitar el cable que se encuentra a la derecha (en rojo en la Figura 3.9) para que el catéter vaya en busca del rango de seguimiento de paredes.

- Si el área que detecta por medio del algoritmo previamente explicado es mayor al 40%, se llama a la maniobra de evasión que excitará los dos hilos que se encuentran en el lado contrario al área detectada y permitirán que, como el nitinol ya se ha visto que se contrae rápidamente, se aleje de la zona "prohibida" ágilmente.
- Si por el contrario, el área en cuestión entra en el rango del 30-40% diremos que está en la zona del seguimiento de pared, este es el rango que se pretende mantener todo el tiempo. De manera que, cuando detecta que se encuentra entre el 30-35% del área de la imagen total, la excitación de dicho cable (en verde en la Figura 3.9) se hará menor, es decir que la tensión que se aplica a la Puerta del MOSFET que controla dicho hilo disminuye, haciendo que el cable no se contraiga de una manera tan rápida porque podría pasarse de la zona de interés. En resumen, se va buscando que entre en el rango del 35-40% de una manera lenta para que no se pase de los límites marcados y se pueda mantener en esa región. Cuando entra en este espacio es el hilo marcado en rojo en la Figura 3.9 el que se excita, mientras que se le da tensión nula a la puerta del otro cable para que deje la contracción, provocando que el catéter gire en el otro sentido y se aleje de la pared. Se hará de la misma forma que cuando se encuentra en el rango del 30-35%, es decir, no se le dará máxima tensión a la puerta para que no se vaya del rango que se considera de "seguimiento de pared". Es entonces cuando el ciclo vuelve a empezar.

La Figura 3.11 ilustra lo que ocurre dentro del área de seguimiento del tejido. En la parte inferior de la Figura 3.11 se muestra la acción de empuje para la inserción del catéter.

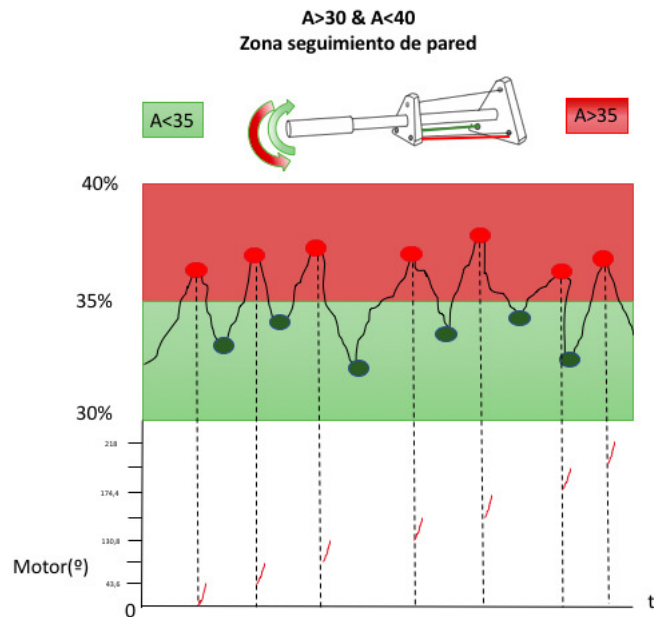


Figura 3.11 Esquema del modo de funcionamiento del seguimiento de paredes. Arriba el zigzageo del área a través de los rangos prefijados. Abajo, actuación del motor de empuje longitudinal para inserción del catéter.

3.3.2 Manejo de los cables según el área

En esta subsección se busca aclarar al lector el funcionamiento del algoritmo de seguimiento y aplicación de tensiones a los hilos para crear el movimiento deseado en la punta del catéter. En primer lugar, aclarar que los pines a los que están conectadas las puertas del MOSFET del circuito de excitación están definidas como PWM y por lo tanto, se les aplica un rango de 0 a 255, siendo este último el máximo posible, que en el caso de Arduino DUE es de 3.3V.

Dependiendo del área que se detecte en la imagen procesada, se enviará diferentes *DutyCycle* a los pines PWM. Para que se entienda de una manera más clara se adjunta una tabla en la que se muestra los rangos de área y sus correspondientes rangos de PWM aplicados a cada hilo con los que se desea que la punta del catéter realice unos determinados movimientos seguros. Para que la Tabla 3.4 tenga sentido, cabe señalar que los hilos están denominados de la siguiente forma:

- *Hilo 1*: Es el que se encuentra en el vértice superior de los triángulos, que hará que el movimiento se produzca hacia los 90° .
- *Hilo 2*: Es el hilo de nitinol que se encuentra en el vértice izquierdo de los triángulos, si se mira la pieza desde la plataforma de empuje.
- *Hilo 3*: Es el hilo de nitinol que se encuentra en el vértice derecho de los triángulos, si se mira la pieza desde la plataforma de empuje.

En los experimentos realizados (ver Capítulo 4) la punta describe una circunferencia gracias a que si en vez de excitar los dos a la vez, excitamos primero uno y luego mientras se deja de excitar este se excita el otro a su vez, pasaría por todos los ángulos correspondientes al cuarto de círculo que le corresponden hasta llegar a estar tenso en el ángulo que provoca la contracción de un solo hilo. Como ejemplo si excitamos en primer lugar el hilo 2 y nada más privarlo de corriente le aplicamos tensión al hilo 1, el catéter realizará un movimiento que irá pasando lentamente del ángulo 0 hasta el 90, por lo que describirá un cuarto de circunferencia.

En la Figura 3.12 se ha esbozado como sería la respuesta en grados del movimiento del catéter si se activasen los cables en verde.

Dónde $a1$ y $a2$ son la diferencia absoluta que hay del área total con la zona en la que se encuentra, es decir si el área detectada es de 20, la zona en la que se encuentra es la región $15 \leq \text{Área} < 30$, entonces

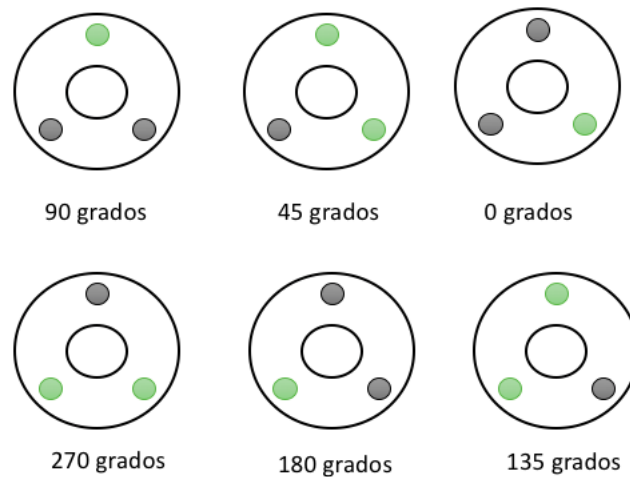


Figura 3.12 Esquema del modo de funcionamiento del movimiento de la punta dependiendo de los hilos excitados .

Tabla 3.4 Señal PWM en función del área detectada.

Rangos	Área	Hilo actuador	PWM	Voltaje
$0 < \text{Área} < 15$	$[0 - 46.080]$	hilo 3	255	3.3 V
$15 \leq \text{Área} < 30$	$[46.080 - 92.116]$	hilo 3	$255 - (a1 * 3.66)$	$3.3 - 2.88V$
$30 \leq \text{Área} < 35$	$92.116 - 107.520$	hilo 3	$200 - (a2 * 3.8)$	$3.3 - 2.7 V$
$35 \leq \text{Área} \leq 40$	$[107.520 - 122.880]$	hilo 2, hilo 1	200- 150	$2.7 - 1,94 V$
$\text{Área} > 40$	$[122.880]$	hilo 2 , hilo 1	255	3.3V

$a1 = \text{abs}(20 - 15)$. Así lo que se consigue es que cuando se vaya acercando a la región de seguimiento se frene un poco y no se contraiga tan rápido, hasta un mínimo de 200 de *Duty Cycle*. Lo mismo ocurre con $30 \leq \text{Área} < 35$. En cuanto a las fórmulas de PWM que se indican en la Tabla 3.4 es una forma de ir aproximando el *Duty Cycle* de la señal

3.4 Sistema de empuje longitudinal

En un catéter autónomo surge la necesidad de tener un sistema que lo inyecte hacia el interior del paciente cuando sea necesario, como puede verse en [35] [36] [4], éste último mostrado en la Figura 2.6.

La intención es pues que el catéter se acerque a dicho tejido, detectando que se encuentra en los rangos prefijados y se irá moviendo entre estos, cuando se aproxime demasiado al extremo superior del intervalo de área, se excitará el hilo contrario para que se separe y así continuamente, explicado en la Figura 3.3.1. Es en ese momento, en el que ha detectado la pared y se aleja creando una señal en *zig-zag* cuando el motor de la plataforma se activa e impulsa el catéter.

El sistema de empuje desarrollado que se muestra en la Figura 3.1 tiene el siguiente modo de funcionamiento y el cual se va a explicar en base a la Figura 3.11: Una vez el catéter se encuentra en los rangos denominados de "seguimiento de pared" este se acerca a la zona de área comprendida entre el 35-40%, cuando la imagen procesada en el instante posterior a la llegada a este área es analizada, el sistema actúa en consecuencia y como ya se mostró en la Tabla 3.4 excitará el hilo 2 en detrimento del hilo 1.

Hasta ahí nada que no se haya explicado antes, cuando el catéter está alejándose levemente de la pared dentro del rango de seguimiento se le envía un pulso de activación al sistema de empuje que hará que el motor gire un determinado ángulo, el cual puede comprobarse en la Tabla 3.5, que, con la transformación de movimiento que se ha desarrollado gracias a la cinta transportadora, pasando de un movimiento rotatorio a uno longitudinal se consigue que este sistema empuje unos determinados milímetros al catéter hacia el interior de la cavidad.

Se decide que es en ese instante el momento de activar el motor debido a que sólo debe moverse si se encuentra dentro de la zona controlada y además hay que aclarar que si se realiza el empuje cuando el hilo 3 está contraído hacía el tejido, el catéter podría presionar el tejido con suficiente fuerza como para ocasionar lesiones graves para el paciente. Es por eso que el avance se producirá únicamente cuando el catéter se esté alejando del tejido dentro de la zona segura de actuación.

Tabla 3.5 Caracterización cinta transportadora-catéter.

$Giro_{Motor}()$	$Radio_{Rueda}(mm)$	$L_{circunferencia}(mm)$	$L_{Desplazada}(mm)$
21,81	19,5	122,522	14,84355

Cuando el seguimiento de pared se hace efectivo, en su movimiento de alejamiento de pared, se empuja al catéter **1,485355 cm** hacia el interior de la cavidad. Véase la Tabla 3.5.

3.4.1 Control de posición del motor

El control de posición del motor del sistema de empuje se realiza desde SIMULINK[®] mediante el controlador de posición *EPOS 4* el cual fue modelado mediante un bloque S-Function [37].

Con EPOS Studio se selecciona el tipo de EPOS, carga directamente con el nodo que detecte conectado al USB del ordenador. Caracterizas el motor, reductora y encoder que hay conectado al controlador a través de Startup Wizard, las cuales pueden encontrarse fácilmente en el data sheet de cada una.

Una vez configurado el conjunto del motor, se realiza el Regulation Tuning en el que el programa EPOS Studio realiza el auto-tuning de la corriente, velocidad y posición del motor, definirá las ganancias de regulación adecuadas para cada modo. Este procedimiento puede durar unos minutos.

Una vez terminado se tiene el EPOS 4 listo para usar en SIMULINK[®]. En SIMULINK[®] y con la S-Function desarrollada, se pone a la entrada una constante que se irá sumando en cada pulso de activación a la anterior, la cual hará que el motor gire unos determinados grados hacia un lado.

Estos grados vienen determinados por el número de pulsos que se aplican a la entrada del controlador digital, que al estar configurado con motor, encoder y reductora conocidos, aplica al motor estos pulsos de encoder que se traducen en grados.

Con Encoder de 500cpt y reductora con relación 33:1, se obtiene que serían necesarios 16.500 pulsos para que el eje de salida del motor realizara una vuelta, es decir 360°. Por tanto se aplicarán 45,833 pulsos de encoder por cada grado que quiera ser girado el motor. Los bloques de SIMULINK[®] se muestran en el apéndice ??.

Antes de comenzar el desarrollo de las pruebas realizadas, se hace mención al diagrama de bloques que gobierna el controlador digital EPOS4 en el caso del control de posición, para ello se muestra en la Figura 3.13 una adaptación de este y se señala que tanto las ganancias del control de posición como del control de corriente, en el que están basados tanto el control de posición como el de velocidad, son ajustados mediante el programa EPOS Studio previamente mencionado. Apartir de ahora, se mostrará únicamente un bloque con el nombre *EPOS4 Controller* en el cual se incluye lo ilustrado en la Figura 3.13

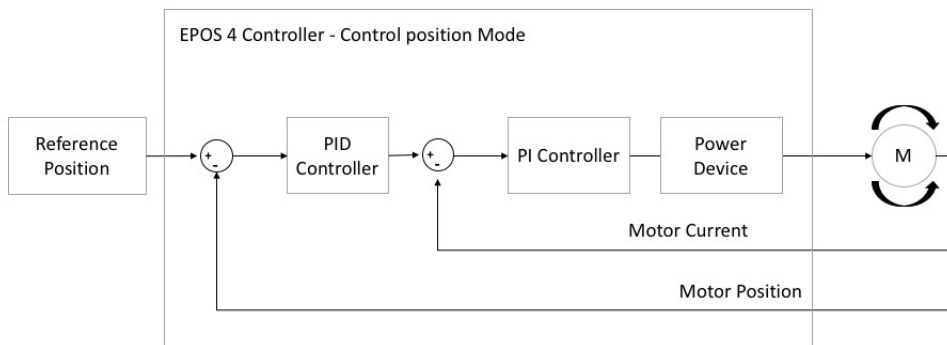


Figura 3.13 Diagrama de bloques control de posición EPOS 4.

4 Experimentos Realizados

Para abordar el objetivo de la navegación háptica de un robot autónomo tipo catéter se propuso afrontar un problemas mucho menores, y una vez se fueron solucionando estos pequeños retos, se unificaron y contribuyeron entre todos a desarrollar la aplicación de navegación.

En este capítulo se va a mostrar los distintos experimentos que se fueron haciendo para conseguir que el catéter se ajustara a cada propósito descrito en la sección 1.2.

4.1 Pruebas Iniciales

En la presente sección se expone el conjunto de pruebas iniciales que se llevaron a cabo para la consecución del objetivo principal del proyecto. Para ello inicialmente se usó una plataforma experimental con la que probar y demostrar que el algoritmo desarrollado para la segmentación de imágenes por umbralización en el espacio de color CIE L^*a^*b era efectivo para el uso correcto del sensor háptico y por tanto, que la aplicación de navegación destinada al catéter estaba construída antes de probar en el prototipo final.

La plataforma de pruebas consiste en un motor acoplado a un brazo flexible por medio de una pieza desarrollada en impresión 3D, la cual inicialmente emulará el extremo del catéter, más adelante se le coloca una cámara con la cual se efectuan las pruebas del algoritmo diseñado para la navegación. La plataforma de pruebas puede verse en la figura 4.1.

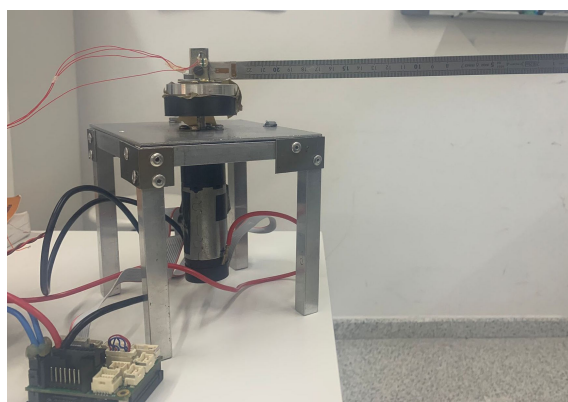


Figura 4.1 Plataforma experimentación parte 1 .

4.1.1 Descripción del banco de pruebas

Para las pruebas del sensor háptico se dispuso de un diagrama de bloques de SIMULINK® ilustrado en 4.2 y 4.3 en los que se lee la imagen proporcionada por la cámara, que entra en una función de *Matlab* cuyo resultado es decir si detecta la pared o no, luego se incluyó otra función que irá permitiendo el giro del motor de un lado hacia el otro, puede verse en 4.12, con ello se intentaría que al detectar el área se alejase, dando lugar al movimiento de *zigzageo* del que se ha estado hablando. Por lo tanto, también se harán pruebas de

control de posición del motor ya que es necesario que siga la referencia la cual va variando rápidamente conforme cambié el área del tejido observado.

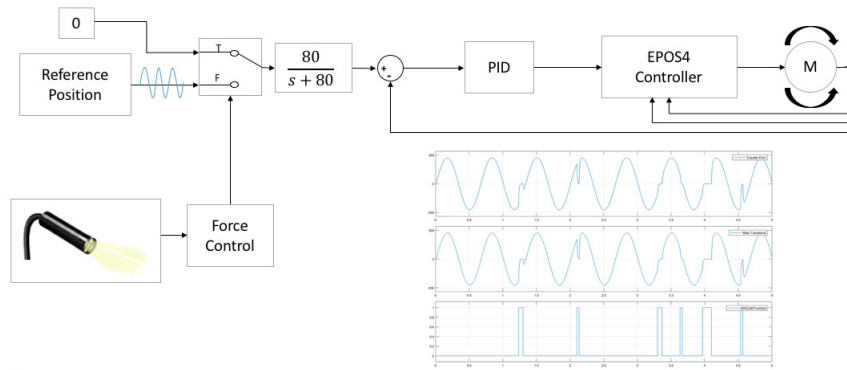


Figura 4.2 Diagrama de bloques detección tejido en SIMULINK® ..

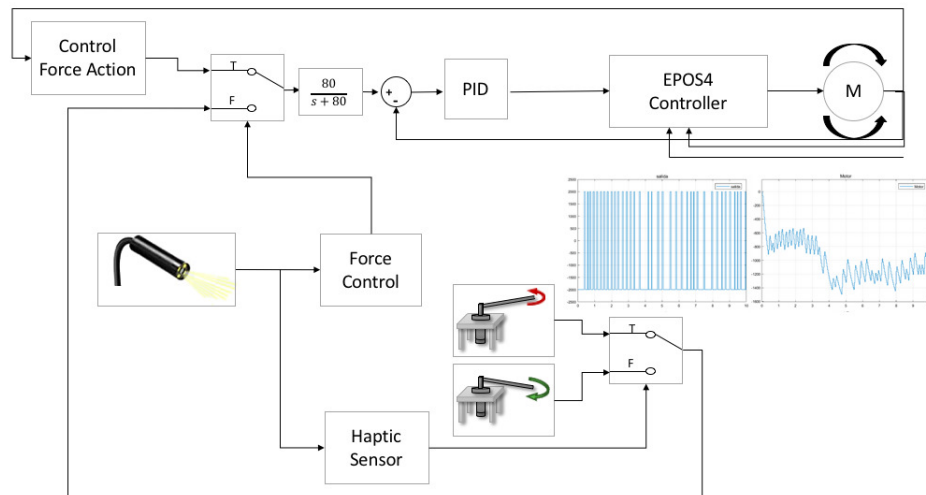


Figura 4.3 Diagrama de bloques del sensor háptico..

4.1.2 Control de posición del motor

Con el EPOS 4 de Maxon Motor se consigue controlar la posición del motor inicialmente, ya que su movimiento era continuo y sin cambios bruscos en la referencia inicial, la cual era una señal senoidal que el motor lo seguía fielmente. El problema surge cuando, en primer lugar se le añade el bloque de segmentación de imágenes que captura el momento en el que detecta que ha superado el 40% del área de la imagen. Se realiza un control de 2 DOF, en el que en el interior del lazo de realimentación se incluye un control proporcional de ganancia 0.1 y en lazo abierto, un filtro FeedForward de ganancia unidad. Con este control se consigue que la consigna no cambie bruscamente y el motor pueda seguirla sin demandar tanta corriente y a su vez se puede regular la velocidad de respuesta del mismo.

Desarrollo experimento

En primer lugar se conectó a la fuente de tensión el EPOS 4 24/1.5 compact CAM, como se explicó anteriormente, es un controlador digital de posicionamiento en formato modular el cual cuenta con tres modos de regulación: de corriente, velocidad o posición. En este caso se usará la tercera opción como se verá más adelante. Con un voltaje de 24V y una corriente que no supere los 1,33mA, se conetan a los conectores (X1/X2), cuadro verde de 4.4 siendo el pin 1 GND (negro) y el 2 +Vcc (rojo). Los polos del motor se conectan en (X3a/X4a), recuadro amarillo de 4.4 siendo el pin 1 el Motor+ (rojo) y el pin 2 el Motor- (negro) y por último, en el conector (X5), señalado en azul en 4.4, se conecta el encoder.

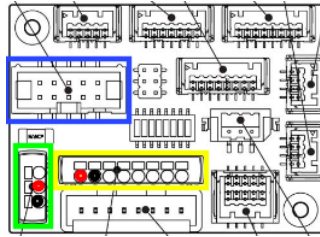


Figura 4.4 Esquema conexión EPOS 4 con el motor .

En SIMULINK® y con la S-Function desarrollada, se pone a la entrada una señal senoidal de referencia que hará el motor gire unos determinados grados hacia un lado y hacia otro. Estos grados vienen determinados por el número de pulsos que se aplican a la entrada del controlador digital, que al estar configurado con motor, encoder y reductora conocidos, aplica al motor estos pulsos de encoder que se traducen en grados.

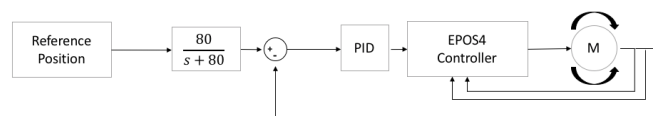


Figura 4.5 Diagrama de bloques control de Posición .

4.1.3 Caracterización del motor

Se expone como se ha realizado la caracterización del motor obteniendo la función de transferencia de éste a través de su respuesta a un escalón unitario.

En el esquema 4.5 se describe el sistema de control propuesto visto en la sección anterior, en el esquema 4.6 se muestra en el recuadro azul el sistema compuesto por el lazo cerrado de control PID, la controladora digital EPOS4 y el motor. Este sistema será el caracterizado por la FdT. La función de transferencia corresponde

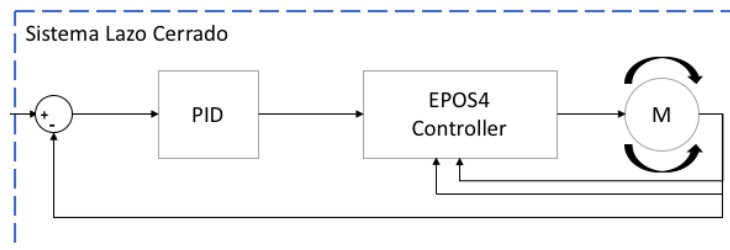


Figura 4.6 Esquema del sistema motor-EPOS4-lazo cerrado que se va a caracterizar.

con un sistema de primer orden. Aunque el sistema original no lo sea, se ha comprobado que queda bien caracterizado de esta forma. Una FdT de primer orden tiene la forma expresada en 4.5. En este apartado se determinarán K y τ que caracterizarán al sistema de la Figura 4.6.

$$G(s) = \frac{K}{\tau s + 1} \quad (4.1)$$

La entrada escalón unitario con ganancia 10.000, y la respuesta del sistema a esta puede verse en 4.7. Para el ajuste de la curva obtenida en la respuesta se va a utilizar una aplicación disponible en MATLAB® llamada *Curve Fitting* que crea un valor predeterminado de interpolación ajustada a los datos. Se elige el modelo de curva que se desea, en este caso, una exponencial. Se ajustan los parámetros y el programa selecciona una curva exponencial con las especificaciones dadas. El ajuste se hace a partir de una respuesta impulsorial y no de una respuesta al escalón. A partir de $y(t)$ se calcula la respuesta impulsorial como 4.2 y se muestra el resultado en la Figura 4.7.

$$y(t)_{impulsorial} = y_{max} - y(t) \quad (4.2)$$

Tabla 4.1 Valores de los coeficientes.

Coefficientes	Valor
a	5267
b	-26,75

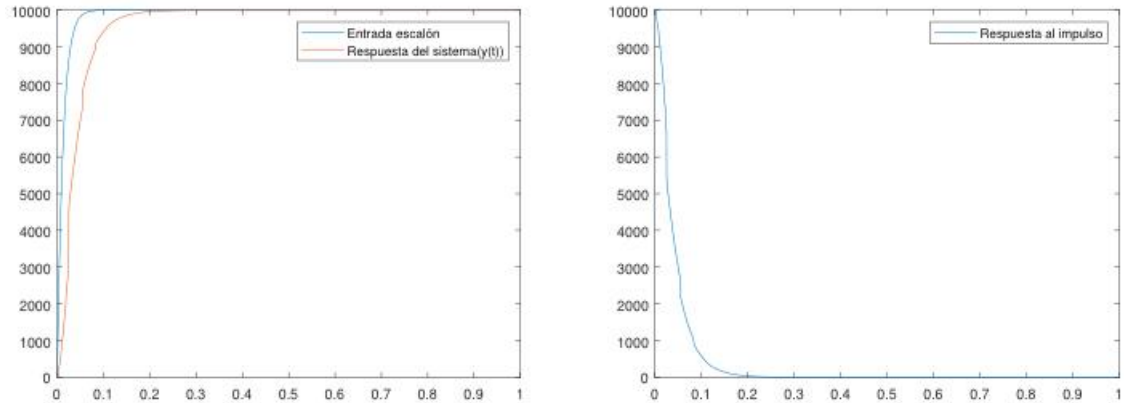


Figura 4.7 Izquierda: Entrada escalón de valor final 10.000 y la respuesta $y(t)$ del sistema; EA la derecha: respuesta al impulso calculada a partir de $y(t)$.

Se introduce $y(t)_{impulsorial}$ en *Curve Fitting*. El modelo general de una exponencial es $f(x) = a \cdot \exp(-b \cdot x)$, con un límite de confianza del 95% se obtienen los coeficientes de la tabla .

Por lo tanto, y sabiendo que la respuesta a una entrada escalón de un sistema de primer orden se define como en 4.3, se caracteriza la curva de *Curve Fitting* y se obtiene 4.4.

$$y(t)_{escalon} = K \cdot U_e(1 - e^{-\frac{1}{\tau}t}) \quad (4.3)$$

$$y(t)_{escalon} = 1,89 \cdot (5267 - 5267 \cdot e^{-26,75t}) \quad (4.4)$$

Con la ecuación 4.4 se obtiene $K = 1$ y $\frac{1}{\tau} = -26,76$. Por lo tanto $G(s)$ será definida como 4.5. En la Figura 4.8 se verifica la función de transferencia calculada, es casi idéntica a la respuesta del motor. En la imagen inferior se muestra con un cambio en la referencia, siendo esta una señal senoidal y, puede verse, como la función de transferencia actúa de manera similar al sistema real.

$$G(s) = \frac{1}{0.0373s + 1} \quad (4.5)$$

Por lo tanto, el sistema quedará como se muestra en 4.9.

4.1.4 Experimentos Sensor háptico

Experimento 1: Detección del tejido mediante segmentación de imágenes

Para poder comprobar de una manera más fiel a la realidad que la cámara puede encontrar en el interior del cuerpo humano, se hizo una tubería con un material acolchado de color rosa inicialmente para afinar el algoritmo de procesamiento de imágenes.

En la Figura 4.11 se muestran algunas de las pruebas realizadas para el ajuste de la segmentación probando con diferentes tipos de apertura morfológica según sus elementos de estructuración.

Se muestran las distintas pruebas que se realizaron para diseñar el sensor háptico. Para ello se dispuso de la plataforma con el tubo acolchado y el algoritmo desarrollado y se fue probando para que hiciera la detección se alejara y volviera a buscarla, como se ve en 4.12. Se partió del sistema creado en SIMULINK® de posición, ya que en este caso el motor haría de sistema de posicionamiento de la punta del catéter y se fueron realizando diferentes pruebas de guiado:

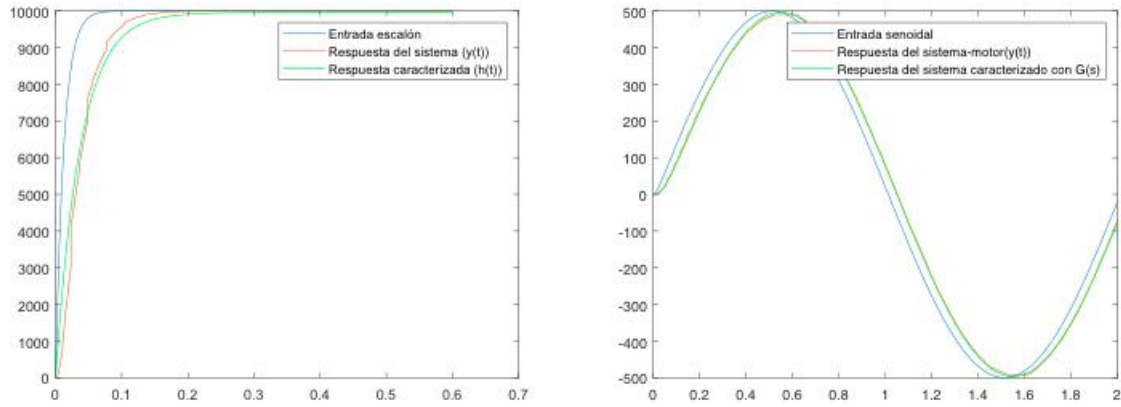


Figura 4.8 En la imagen superior: Entrada escalón con la respuesta del sistema y la respuesta caracterizada. En la imagen inferior: Cambio de referencia a una senoide, respuesta del sistema y respuesta de G(s).

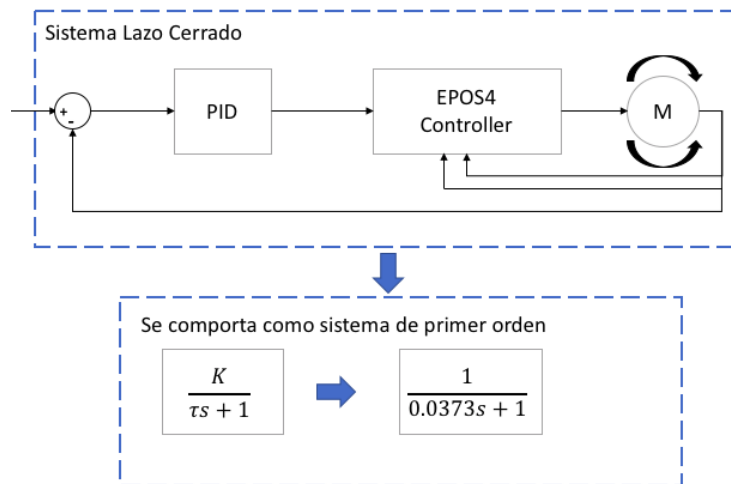


Figura 4.9 Esquema final resultante de la caracterización.

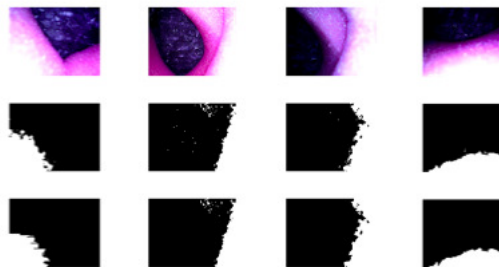


Figura 4.10 De izquierda a derecha, forma del elemento de estructuración: Rectangular, cuadrada, octogonal y en forma de disco..

- Primero se intentó que tocara la pared y se alejara. Con ello conseguíamos que hubiera una detección.
- Luego se buscó que una vez se alejara intentara volver a buscarla.



Figura 4.11 Distintas pruebas realizadas con la cámara para afinar el procesado de la imagen.

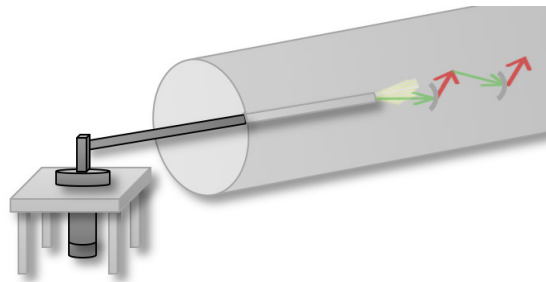


Figura 4.12 Plataforma experimental para prueba de sensor..

- Cuando la volvió a buscar lo que se hizo es intentar que ya no saliera del rango de los 30-40% de área de imagen.

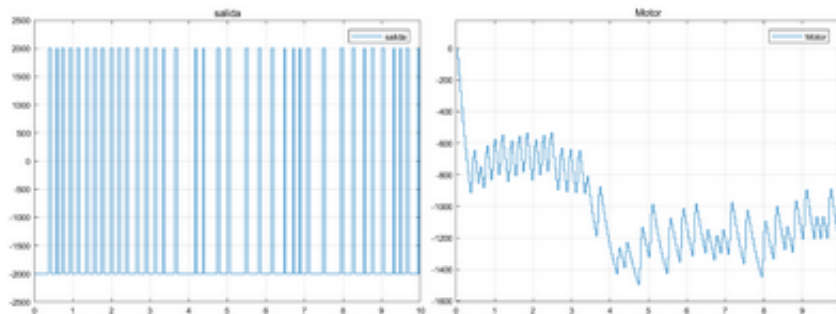


Figura 4.13 Resultado pruebas sensor háptico..

En la Figura 4.3 se aprecia la adición del algoritmo diseñado para el sensor háptico en una *Matlab Function* que controla un *switch* el cual permitirá el giro de un lado u otro del motor. En la parte superior de la Figura 4.3 se ha cambiado el cero por una acción de control, que lee la posición del motor y le resta proporcionalmente su posición para que no tenga que volver a empezar de nuevo, como era en el caso del cero, y evita picos de tensión y corriente al haber un cambio brusco de referencia.

En la Figura 4.13 se puede observar a la izquierda la salida de la función de MATLAB[®] la cual gobierna el cambio de referencia del motor, y a la derecha la referencia que sigue el motor para realizar el seguimiento de la pared. Los decrementos de la señal que se observan, son debidos a que, para comprobar su eficacia, se alejaba el tubo acolchado que simulaba el tejido, entonces el motor seguía girando hacia la derecha (grados negativos) hasta volver a detectar la pared y continuar con el seguimiento.

Todos los esquemas de diagramas de bloques de SIMULINK[®] son extraídos de los bloques de simulación originales que se adjuntan en el apéndice A.

4.1.5 Experimentos Sistema de posicionamiento de la punta del catéter

Experimento 2: Movimiento circular de la punta del catéter

En esta sección se programa al Arduino para que produzca señales que hacen que el catéter mueva la punta de una forma concreta para probar cómo es capaz de llegar a los ángulos que se le solicite, siendo capaz de describir formas, pudiendo ser usados estos movimientos a la hora de realizar algún tipo de tarea.

En la Figura 4.14 se muestra el diagrama de bloques para la realización de estos movimientos. En ella se puede ver dos subsistemas cuyas tres salidas corresponden a los tres hilos referenciados por los pines PWM. Dentro de estos subsistemas se generan las señales que se aplican a los hilos.

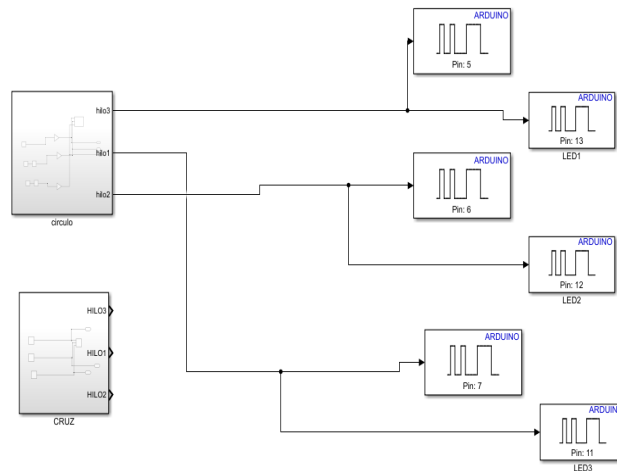


Figura 4.14 Diagrama de bloques SIMULINK® en el que escoger el movimiento.

En esta ocasión se busca que el catéter realice una circunferencia. Para ello se incluye en SIMULINK® una serie de señales que se colocarán a la salida de los pines seleccionados para el nitinol (en este caso Pin 5, 6 y 7). Las señales aplicadas a cada hilo vienen descritas a continuación:

$$Hilo_i(t) = \frac{255}{2} \cdot \sin\left(\frac{\pi}{5} \cdot t + \phi_i\right) + \frac{255}{2} \quad (4.6)$$

donde ϕ_i representa el ángulo de desfase en cada uno de los hilos. Siendo para el hilo 3 $\phi_3 = 0^\circ$, $\phi_2 = 90^\circ$ para el hilo 2 y $\phi_1 = 180^\circ$ para el hilo 1.

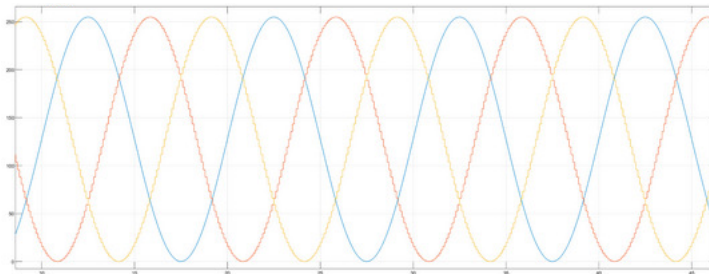


Figura 4.15 Señales sinusoidales aplicadas a los hilos.

Como se aprecia en la Figura 4.16 las señales aplicadas a los hilos son senoidales y van subiendo periódicamente siendo en el pico de máxima amplitud cuando ese hilo es el que está tensado. Luego, para que vaya describiendo esta circunferencia, mientras un hilo se enfría pero aun está un poco tensado, otro se calienta y permite así que se vaya dibujando la contorno que se busca.

Experimento 3: Movimiento en forma de cruz de la punta del catéter

En esta prueba se le aplican pulsos a los hilos para que dibujen una cruz con sus movimientos, para ello, en el diagrama de SIMULINK[®] conectamos las salidas del subsistema *Cruz* a los pines y les proporcionarán las siguientes señales las cuales vienen descritas a continuación. El periodo de la señal del *Hilo 3* es de 15s mientras que el de *Hilo 2* e *Hilo 1* es de 30s.

$$Hilo_3(t) = \begin{cases} 255 & \text{si } 0 \leq t \leq 4.5s \\ 0 & \text{si } resto \end{cases} \quad (4.7)$$

$$Hilo_2(t) = \begin{cases} 255 & \text{si } 15 \leq t \leq 24s \\ 0 & \text{si } resto \end{cases} \quad (4.8)$$

$$Hilo_1(t) = \begin{cases} 255 & \text{si } 5 \leq t \leq 11s \\ 0 & \text{si } resto \end{cases} \quad (4.9)$$

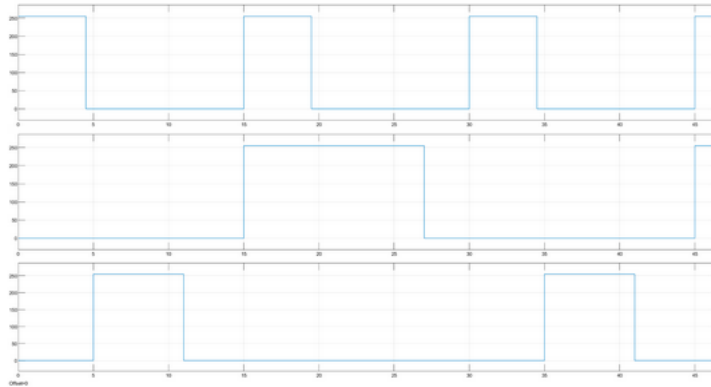


Figura 4.16 Señales aplicadas a los hilos para hacer una cruz.

4.2 Pruebas finales

Una vez explicados todos los pasos que se han realizado para llevar a cabo el catéter, en esta sección se detallan las pruebas realizadas con el prototipo del catéter una vez finalizado su diseño, desarrollo y experimentación para verificar su funcionamiento.

Para ello, se coloca el modelo de la Figura 3.2 en la entrada de un tubo acolchado de color negro, que se puede ver en la Figura 4.17. Se recuerda que está configurado para el seguimiento de la pared derecha, por lo que inicialmente si no detecta pared, se moverá hacia ese lado (hilo 3).

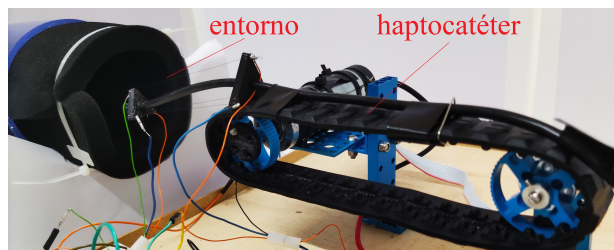


Figura 4.17 Configuración para el experimento.

En las siguientes figuras se encuentran los resultados obtenidos en dos de los experimentos llevados a cabo para la verificación de la visión háptica. La Figura 4.18 contiene la variación del área en función del porcentaje de tejido observado, se aprecia como cuando supera el porcentaje del 35% se considera que la punta distal del catéter está en contacto con la pared y se aleja. En la Figura 4.19 muestra la activación del motor y el ángulo de giro de éste. Coincide con el momento de decremento del porcentaje de área observada

en el momento que es superado el 35%. La Figura 4.20 recoge la señal de excitación de los hilos, PWM, en el experimento 1 y la Figura 4.21 hace lo propio para el experimento 2.

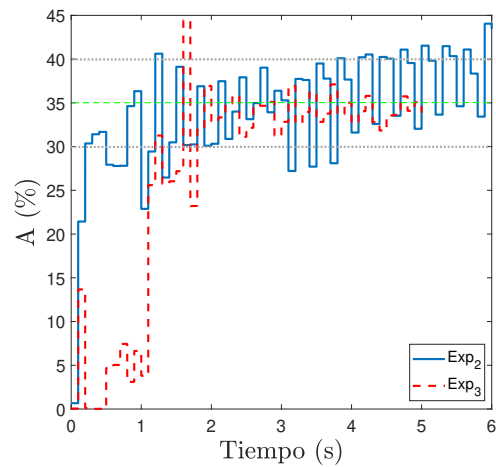


Figura 4.18 área del tejido observada.

Como muestra la Figura 4.18 el área aumenta a medida que el catéter busca la pared del tejido hasta sobrepasar el 35% del área proxima observada por lo que considera colisión de la punta distal del catéter con el tejido, se activan los hilos opuestos a la pared y se aleja el extremo del catéter haciendo que el área observada disminuya hasta encontrarse en el rango de los 30-35% en el que volverá a buscar la pared y así sucesivamente.

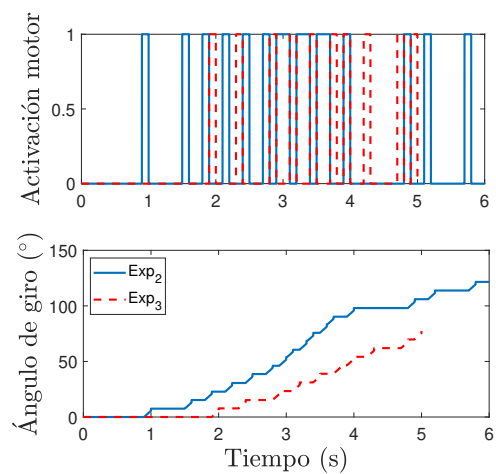


Figura 4.19 Activación y ángulo del motor.

En la Figura 4.19 se aprecia como el motor se activa cuando se ha producido la colisión con la pared y se está alejando de ella. El ángulo del motor aumenta en torno a 21° por cada activación. En las Figuras 4.20 y 4.1 se muestran las señales PWM enviadas a los hilos desde Arduino Due. Se puede ver como se manejan los hilos dependiendo del rango de área en el que se encuentran ambos experimentos.

El video con los experimentos realizados por el catéter en el experimento 2 4.1.5, experimento 3 4.1.5 y en la prueba final de funcionamiento 4.2, se adjunta en el siguiente enlace:

https://youtu.be/It_hgXkmmal Video Demostración

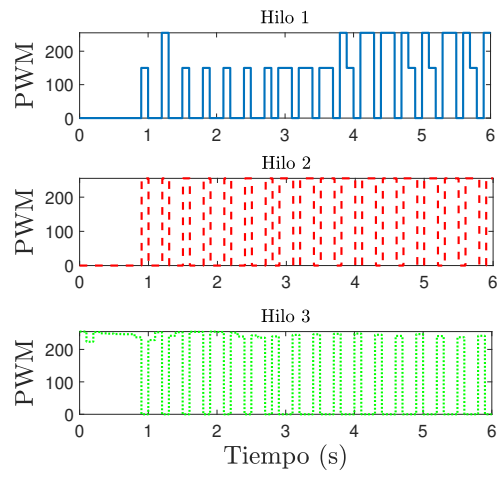


Figura 4.20 Excitación hilos experimento 1.

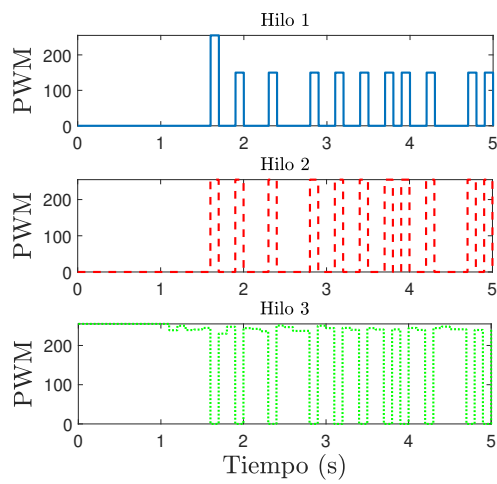


Figura 4.21 Excitación hilos experimento 2.

5 Conclusión y Lineas futuras

El campo de la robótica quirúrgica ha realizado múltiples avances a lo largo de los últimos años y se espera que sea una parte esencial en las operaciones de cirugía ya sean de intervención o diagnóstico en los años venideros. La posibilidad de que un catéter guiado autonomamente por medio de navegación háptica sea capaz de llevar un microrobot en la punta y desplegarlo en la zona de interes o que el propio catéter pueda realizar operaciones de diagnóstico o intervención incorporando en si mismo micropinzas o microbistiris, permite al cirujano, en primer lugar, evitar un costoso y arduo estudio y aprendizaje sobre el cateterismo manual, que cuenta con la pericia del cirujano para su éxito. En segundo lugar, le permite atender a las diferentes dificultades que se presenten u otras operaciones que deba realizar mientras la intervención autónoma se está llevando a cabo.

Como se ha estudiado, hay múltiples formas de cateterismo además de la tratada en este proyecto, como el guiado manual o externo, o el sistema de accionamiento magnético, cuya investigación ha evolucionado desde dispositivos activos formados por pequeñas esferas ferromagnéticas o microbobinas orientables localizadas en determinados puntos del cuerpo del instrumento, a los actuales catéteres pasivos, constituidos por imanes permanentes simples o múltiples fijados a ciertas partes del cuerpo o al extremo del catéter, así como a catéteres continuos fabricados en su totalidad de material blando con propiedades ferromagnéticas. También hay otros tipos de accionamientos por materiales con memoria de forma; por polímeros; por presión hidráulica, en definitiva materiales blandos, además de cantidad de formas de clasificación del tipo de catéter como puede ser por el entorno del tejido en el que se va a introducir o por sus atributos.

El prototipo de catéter que aquí se ha propuesto es capaz de tomar decisiones de forma autónoma gracias a que se le ha dotado de un sistema que combina el algoritmo desarrollado con la visión por computador y procesamiento de imágenes en tiempo real, además de poder ir visionando el medio a través del software implementado. Esta propuesta cuenta además con unos sistemas muy accesibles en el mercado y el software aquí implementado está a mano de todos los usuarios que así lo deseen.

Para continuar con esta línea de trabajo se propone la inclusión de un control de fuerza por medio de un sensor que detecte la colisión en tiempo real y conmute entre dos referencias dependiendo de si se ha producido colisión [38], por lo que se parte de un movimiento libre y se adentra en el movimiento restringido cuando la colisión es detectada. También podría hacerse colocando el control de posición en el lazo de control interno y un lazo externo de realimentación con el sensor de fuerza [39].

El sensor puede ser celdas de carga, por ejemplo en [40], crean un módulo sensor que tiene la capacidad de controlar la fuerza mediante la medición de la tensión del cable. La tensión del cable se mide mediante un mecanismo de medición de la tensión con una celda de carga; a partir de galgas extensiométricas [41]; a través de un sensor de desplazamiento de fibra óptica que mide el desplazamiento de la superficie reflectante soportada por los flexores. [39]. Estos sistemas se acoplan en el llamado "*drive-system*" el cual se localiza en la base del catéter.

Además, el prototipo de catéter aquí expuesto es solo una propuesta del sistema que podría implementarse en uno de este tipo pero que se desarrollase a escala más pequeña y con la finalidad de probarse realmente en tejido humano o simulando serlo. El sistema de seguimiento de pared junto con el de empuje y posicionamiento

estarian listos para ser integrados en un prototipo más pequeño que cumpla con las funcionalidades requeridas para el intervencionismo mínimamente invasivo. Para ello, se podría diseñar el catéter con la tecnología de tubos concéntricos, compuesto por múltiples tubos superelásticos como ya hiciera [4] entre otros.

Apéndice A

Appendix

Contents:

Appendix 1 Códigos y diagramas Simulink
Appendix 2 Hojas de Características

A.1 Códigos y Diagramas de Simulink

A.1.1 Códigos

```

%%Código FINAL Catheter%%

function [hilo1, hilo2, hilo3, A, motor]= fcn( RGB)

A=1;
motor=0;
I= imgaussfilt( RGB);
I = rgb2lab(I);

channel1Min = 16.958;
channel1Max = 100.000;

% Define thresholds for channel 2 based on histogram settings
channel2Min = -18.229;
channel2Max = 37.860;

% Define thresholds for channel 3 based on histogram settings
channel3Min = -73.834;
channel3Max = 0.330;

% Create mask based on chosen histogram thresholds
sliderBW = ( I(:,:,1) >= channel1Min ) & ( I(:,:,1) <= channel1Max) & ...
           ( I(:,:,2) >= channel2Min ) & ( I(:,:,2) <= channel2Max) & ...
           ( I(:,:,3) >= channel3Min ) & ( I(:,:,3) <= channel3Max);
BW = sliderBW;
I = imfill( BW, 'holes');
R=10;
N=0;
SE = strel( 'disk', R, N);
I_CL= imclose( I, SE);
l1=regionprops( 'struct', I_CL, 'Area');
l=struct2cell( l1);
if isempty( l)
    A = 1;
else
    A = max( [ l{:} ] );
end
Atotal=307200; %area total imagen

A_comp30 = 30;
A_comp40 = 40;
A_comp35 = 35;
A = ( A*100)/Atotal;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% MOVIMIENTO HILOS %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

if ( A_comp30 <= A ) && ( A <= A_comp40)
    %calculamos de quien esta mas cerca A

    a1 =abs( A_comp30-A);
    a2 =abs( A_comp40-A);

```

```

        if (a1 < a2) %la diferencia es de 10% de area por lo que si a1<a2
será de = 1 o menos
            hilo3_x = 200-(a1*3.8); % quiero que se mueva
proporcionalmente hasta llegar a 35 con 190
            hilo1_x=0;
            hilo2_x=0;

        else
            hilo3_x = 0;
            hilo1_x = 150;
            hilo2_x = 200;
            motor = 1;

        end
    else
        if (0 < A) && (A < A_comp30)

            a3 =abs(1-A);
            a4 =abs(A_comp40-A);

            if (a3 < a4)
                hilo3_x = 255;
                hilo2_x = 0;
                hilo1_x = 0;
            else
                hilo3_x = 255-(a4*3.66); % el 3.66 sale de dividir los 55
puntos que hay hasta 200 entre las 15 areas que hay de 15 a 30
                hilo2_x = 0;% lo que hacemos es ir rapido hasta que se vaya
acercando al área q nos interesa
                hilo1_x = 0;
            end

        else
            hilo3_x = 0; % EVASIVA POR CERCANIA A LA PARED
            hilo2_x = 255;
            hilo1_x = 255;
        end
    end
end

```

```

%%MATLAB FUNCTION SEGUIMIENTO PARED
function y = fcn(RGB)
% u = 0;

A=1;
channel1Min = 16.958;
channel1Max = 100.000;

% Define thresholds for channel 2 based on histogram settings
channel2Min = -18.229;
channel2Max = 37.860;

% Define thresholds for channel 3 based on histogram settings
channel3Min = -73.834;
channel3Max = 0.330;

% Create mask based on chosen histogram thresholds
sliderBW = (I(:,:,1) >= channel1Min ) & (I(:,:,1) <= channel1Max) & ...
(I(:,:,2) >= channel2Min ) & (I(:,:,2) <= channel2Max) & ...
(I(:,:,3) >= channel3Min ) & (I(:,:,3) <= channel3Max);
BW = sliderBW;
% Initialize output masked image based on input image.
maskedRGBImage = RGB;

% Set background pixels where BW is false to zero.
maskedRGBImage(repmat(~BW,[1 1 3])) = 0;

R=3;
N=0;
SE = strel('disk',R,N);

I=imopen(maskedRGBImage,SE);
I=imfill(I,'holes');
l=regionprops('struct',I,'Area');
l=struct2cell(l);
if isempty(l)
    A = 1;
else
    A = max([l{:}]);
end

Atotal=307200; %area imagen
i1 = Atotal*0.2;
i2 = Atotal*0.4;
if (i1<A) && (A<i2)
    a1 =abs(i1-A);
    a2 =i2-A;
    if a1 < a2
        result = 0;
    else
        result = 1;
    end
else

```

```
    if A>i2
        result=1;
    else
        result=0;
    end
end
end
%%Se quiere Conseguir que el motor se mueva entre el 30-40% de porcentaje
y=result;
```

A.1.2 Diagrama de bloques

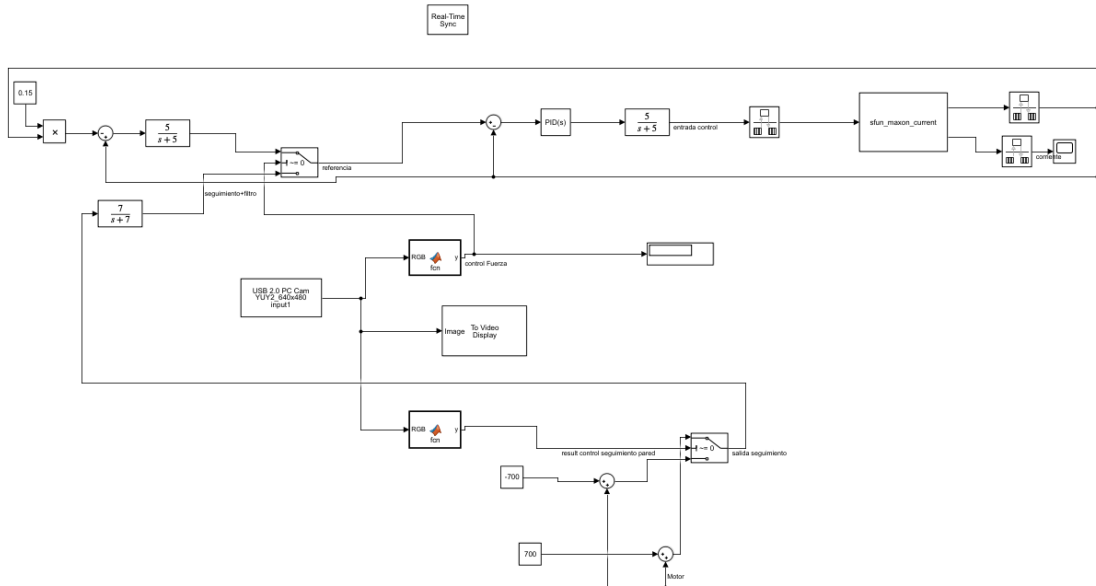


Figura A.1 Diagrama de bloques del experimento con motor y varilla para el desarrollo del seguimiento de paredes por segmentación.

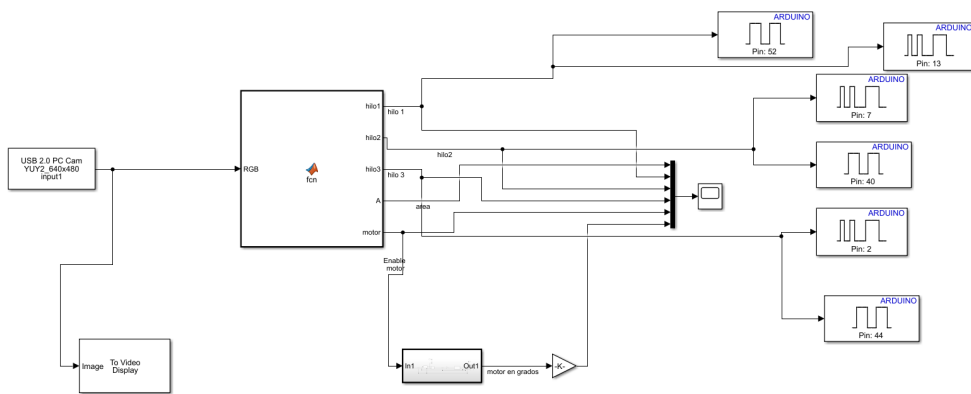


Figura A.2 Diagrama de bloques del prototipo final.

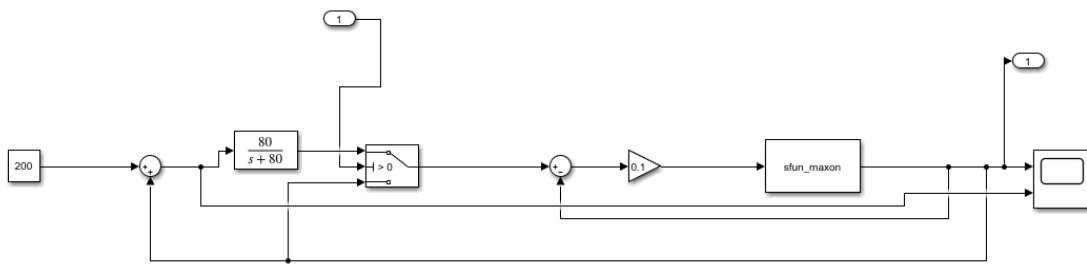


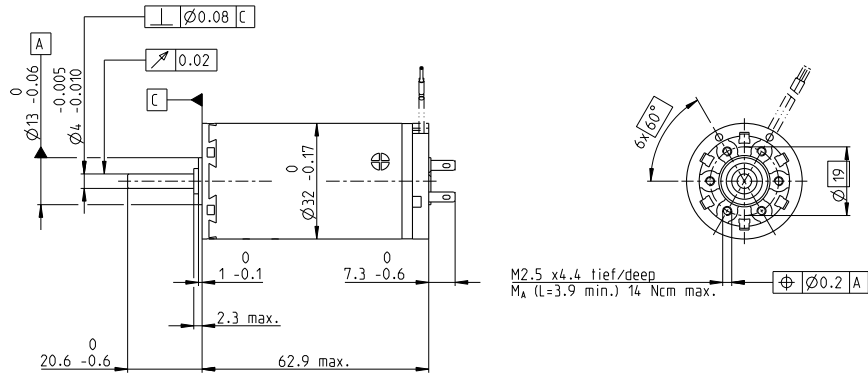
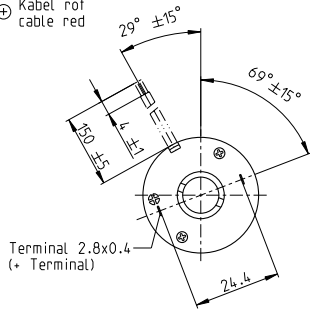
Figura A.3 Diagrama de bloques prototipo final - Sistema de empuje accionado por pulso.

A.2 Hojas de Características

A-max 32 Ø32 mm, Escobillas de grafito, 20 W

A-max

Kabel AWG 22/7
cable UL Style 1061
⊕ Kabel rot
cable red



- Programa Stock
- Programa Estándar
- Programa Especial (previo encargo)

Referencia

con terminales	236659	236660	236661	236662	236663	236664	236665
con cables	353230	353231	353232	262500	341970	353233	353234

Datos del motor

Valores a tensión nominal									
1 Tensión nominal	V	6	9	12	24	30	36	42	
2 Velocidad en vacío	rpm	4880	5000	4670	6460	6160	5860	5650	
3 Corriente en vacío	mA	123	84.2	58.2	42.8	32.3	25.3	20.8	
4 Velocidad nominal	rpm	3400	3480	3170	5060	4740	4430	4210	
5 Par nominal (máx. par en continuo)	mNm	44.5	43.1	44	45.5	45.1	45.4	45	
6 Corriente nominal (máx. corriente en continuo)	A	3.96	2.62	1.87	1.33	1.01	0.804	0.659	
7 Par de arranque	mNm	153	146	140	212	197	189	178	
8 Corriente de arranque	A	13.2	8.57	5.77	6.02	4.27	3.24	2.54	
9 Máx. rendimiento	%	80	80	80	84	83	83	83	
Características									
10 Resistencia en bornes	Ω	0.454	1.05	2.08	3.99	7.02	11.1	16.6	
11 Inductancia en bornes	mH	0.06	0.13	0.264	0.556	0.954	1.52	2.22	
12 Constante de par	mNm/A	11.6	17	24.3	35.2	46.1	58.2	70.4	
13 Constante de velocidad	rpm/V	825	562	394	271	207	164	136	
14 Relación velocidad/par	rpm/mNm	32.4	34.8	33.8	30.8	31.6	31.3	31.9	
15 Constante de tiempo mecánica	ms	15	14.9	14.7	14.6	14.6	14.6	14.7	
16 Inercia del rotor	gcm ²	44.2	40.8	41.7	45.3	44.2	44.6	43.8	

Especificaciones

Datos térmicos

17 Resistencia térmica carcasa/ambiente	7.5 K/W
18 Resistencia térmica bobinado/carcasa	2.1 K/W
19 Constante de tiempo térmica del bobinado	17.8 s
20 Constante de tiempo térmica del motor	521 s
21 Temperatura ambiente	-20...+85°C
22 Máx. temperatura del bobinado	+125°C

Datos mecánicos (rodamiento a bolas)

23 Máx. velocidad permitida	6000 rpm
24 Juego axial	0.12 - 0.22 mm
25 Juego radial	0.025 mm
26 Carga axial máx. (dinámica)	7.6 N
27 Máx. fuerza de empuje a presión (estática)	110 N
28 Carga radial máx. a 5 mm de la brida	32 N

Datos mecánicos (cojinete sinterizado)

23 Máx. velocidad permitida	6000 rpm
24 Juego axial	0.12 - 0.22 mm
25 Juego radial	0.012 mm
26 Carga axial máx. (dinámica)	5 N
27 Máx. fuerza de empuje a presión (estática)	110 N
28 Carga radial máx. a 5 mm de la brida	10.5 N

Otras especificaciones

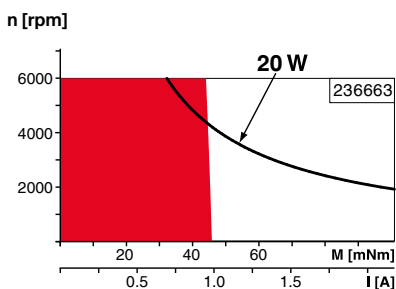
29 Número de pares de polos	1
30 Número de delgas del colector	13
31 Peso del motor	240 g

Los datos de la tabla son valores nominales.
Explicación del diagrama en página 72.

Opción

Cojinetes sinterizados en lugar de rodamientos a bolas

Rango de funcionamiento



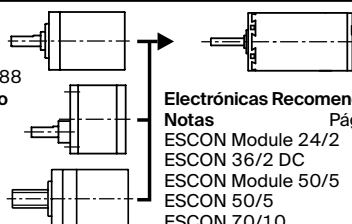
Leyenda

- Funcionamiento en continuo**
Teniendo en cuenta los valores de resistencia térmica antes mencionados (líneas 17 y 18). El rotor alcanzará la máxima temperatura durante funcionamiento en continuo a 25°C de temperatura ambiente = límite térmico.
- Funcionamiento intermitente**
El motor puede ser sobrecargado durante cortos períodos (cíclicamente).
- Potencia nominal asignada**

Sistema Modular maxon

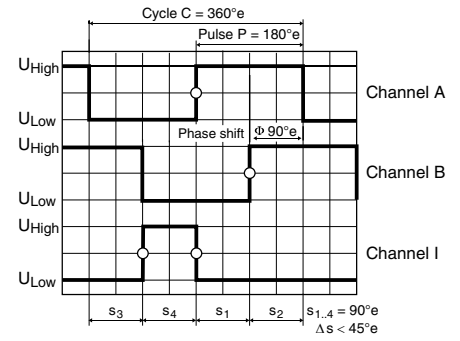
Detalles en el catálogo de la página 34

- Reductor planetario**
Ø32 mm
0.75-6.0 Nm
Página 383-385/387-388
- Reductor engranaje recto**
Ø38 mm
0.1-0.6 Nm
Página 395
- Husillo**
Ø32 mm
Página 416-421



- Electrónicas Recomendadas:**
- | | |
|-------------------|-----------|
| Notas | Página 34 |
| ESCON Module 24/2 | 486 |
| ESCON 36/2 DC | 486 |
| ESCON Module 50/5 | 487 |
| ESCON 50/5 | 489 |
| ESCON 70/10 | 489 |

Encoder MR Type L, 256–1024 CPT, 3 Channels, with Line Driver



Direction of rotation cw (definition cw p. 78)

- Stock program
- Standard program
- ▒ Special program (on request)

Part Numbers

225783	228452	225785	228456	225787
--------	--------	--------	--------	--------

Type	225783	228452	225785	228456	225787
Counts per turn	256	500	512	1000	1024
Number of channels	3	3	3	3	3
Max. operating frequency (kHz)	80	200	160	200	320
Max. speed (rpm)	18750	24000	18750	12000	18750



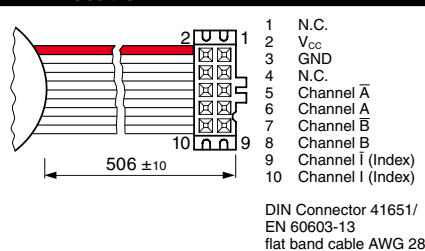
maxon Modular System

+ Motor	Page	+ Gearhead	Page	+ Brake	Page	Overall length [mm] / ● see Gearhead				
RE 30, 15 W	110					79.4	79.4	79.4	79.4	79.4
RE 30, 15 W	110	GP 32, 0.75 - 4.5 Nm	274			●	●	●	●	●
RE 30, 60 W	111					79.4	79.4	79.4	79.4	79.4
RE 30, 60 W	111	GP 32, 0.75 - 4.5 Nm	272			●	●	●	●	●
RE 30, 60 W	111	GP 32, 0.75 - 6.0 Nm	274-278			●	●	●	●	●
RE 30, 60 W	111	GP 32 S	301-303			●	●	●	●	●
RE 35, 90 W	112					82.4	82.4	82.4	82.4	82.4
RE 35, 90 W	112	GP 32, 0.75 - 4.5 Nm	272			●	●	●	●	●
RE 35, 90 W	112	GP 32, 0.75 - 6.0 Nm	274-278			●	●	●	●	●
RE 35, 90 W	112	GP 32, 4.0 - 8.0 Nm	279			●	●	●	●	●
RE 35, 90 W	112	GP 42, 3 - 15 Nm	283			●	●	●	●	●
RE 35, 90 W	112	GP 32 S	301-303			●	●	●	●	●
RE 40, 150 W	114					82.4	82.4	82.4	82.4	82.4
RE 40, 150 W	114	GP 42, 3 - 15 Nm	283			●	●	●	●	●
RE 40, 150 W	114	GP 52, 4 - 30 Nm	287			●	●	●	●	●
A-max 32	142/144					72.7	72.7	72.7	72.7	72.7
A-max 32	142/144	GP 32, 0.75 - 6.0 Nm	274-277			●	●	●	●	●
A-max 32	142/144	GS 38, 0.1 - 0.6 Nm	282			●	●	●	●	●
A-max 32	142/144	GP 32 S	301-303			●	●	●	●	●
EC-max 40, 70 W	206					73.9	73.9	73.9	73.9	73.9
EC-max 40, 70 W	206	GP 42, 3 - 15 Nm	284			●	●	●	●	●
EC-max 40, 120 W	207					103.9	103.9	103.9	103.9	103.9
EC-max 40, 120 W	207	GP 52, 4 - 30 Nm	288			●	●	●	●	●
EC-i 40, 50 W	228					41.9	41.9	41.9	41.9	41.9
EC-i 40, 50 W	228	GP 32, 1 - 6 Nm	277			●	●	●	●	●
EC-i 40, 50 W	228	GP 32 S	301-303			●	●	●	●	●
EC-i 40, 70 W	229					51.9	51.9	51.9	51.9	51.9
EC-i 40, 70 W	229	GP 32, 1 - 6 Nm	277			●	●	●	●	●
EC-i 40, 70 W	229	GP 32 S	301-303			●	●	●	●	●

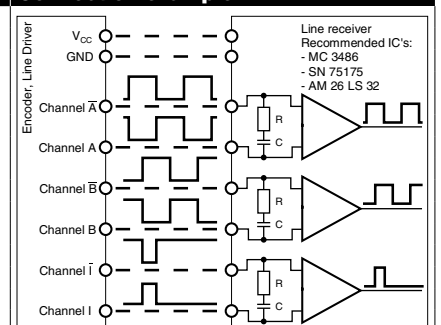
Technical Data

Supply voltage V_{CC}	5 V \pm 5%
Output signal	TTL compatible
Phase shift ϕ	90°e \pm 45°e
Index pulse width	90°e \pm 45°e
Operating temperature range	-25...+85°C
Moment of inertia of code wheel	\leq 1.7 gcm ²
Output current per channel	max. 5 mA

Pin Allocation



Connection example



Terminal resistance R = typical 120 Ω
Capacitor C \geq 0.1 nF per m line length

Product Summary

$V_{(BR)DSS}$	$R_{DS(ON)}$ max	I_D max $T_A = +25^\circ\text{C}$
20V	24m Ω @ $V_{GS} = 4.5\text{V}$	8A
	29m Ω @ $V_{GS} = 2.5\text{V}$	5.5A
	37m Ω @ $V_{GS} = 1.8\text{V}$	4.8A

Description

This MOSFET has been designed to minimize the on-state resistance ($R_{DS(on)}$) and yet maintain superior switching performance, making it ideal for high efficiency power management applications.

Applications

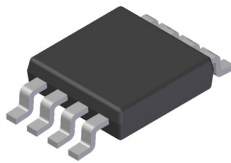
- Power Management Functions
- DC-DC Converters
-

Features

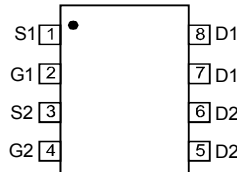
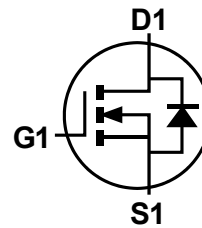
- Low On-Resistance
- Low Gate Threshold Voltage
- Low Input Capacitance
- Fast Switching Speed
- Low Input/Output Leakage
- **Totally Lead-Free & Fully RoHS Compliant (Notes 1 & 2)**
- **Halogen and Antimony Free. "Green" Device (Note 3)**
- **Qualified to AEC-Q101 Standards for High Reliability**

Mechanical Data

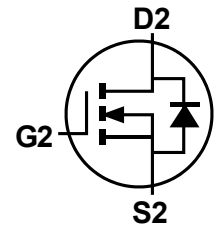
- Case: SO-8
- Case Material: Molded Plastic, "Green" Molding Compound. UL Flammability Classification Rating 94V-0
- Moisture Sensitivity: Level 1 per J-STD-020D
- Terminals Connections: See Diagram
- Terminals: Finish - Matte Tin annealed over Copper lead frame. Solderable per MIL-STD-202, Method 208
- Weight: 0.072g (approximate)



TOP VIEW


 TOP VIEW
Internal Schematic


N-Channel MOSFET



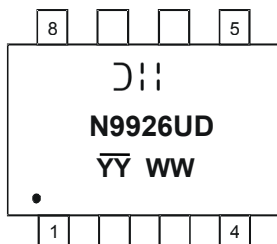
N-Channel MOSFET

Ordering Information (Note 4)

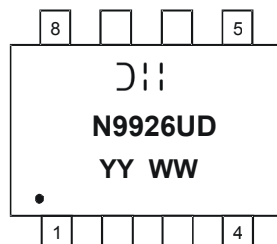
Part Number	Case	Packaging
DMG9926USD-13	SO-8	2,500/Tape & Reel

- Notes:
1. No purposely added lead. Fully EU Directive 2002/95/EC (RoHS) & 2011/65/EU (RoHS 2) compliant.
 2. See http://www.diodes.com/quality/lead_free.html for more information about Diodes Incorporated's definitions of Halogen- and Antimony-free, "Green" and Lead-free.
 3. Halogen- and Antimony-free "Green" products are defined as those which contain <900ppm bromine, <900ppm chlorine (<1500ppm total Br + Cl) and <1000ppm antimony compounds.
 4. For packaging details, go to our website at <http://www.diodes.com/products/packages.html>.

Marking Information



Chengdu A/T Site



Shanghai A/T Site

- ⌋!! = Manufacturer's Marking
- N9926UD = Product Type Marking Code
- YYWW = Date Code Marking
- YY or \overline{YY} = Year (ex: 13 = 2013)
- WW = Week (01 - 53)
- YY = Date Code Marking for SAT (Shanghai Assembly/ Test site)
- \overline{YY} = Date Code Marking for CAT (Chengdu Assembly/ Test site)

Maximum Ratings (@ $T_A = +25^\circ\text{C}$, unless otherwise specified.)

Characteristic			Symbol	Value	Units
Drain-Source Voltage			V_{DSS}	20	V
Gate-Source Voltage			V_{GSS}	± 8	V
Drain Current (Note 5)	Steady State	$T_A = +25^\circ\text{C}$	I_D	8	A
		$T_A = +70^\circ\text{C}$		6.7	
Pulsed Drain Current (Note 6)			I_{DM}	30	A

Thermal Characteristics

Characteristic	Symbol	Value	Unit
Total Power Dissipation (Note 5)	P_D	1.3	W
Thermal Resistance, Junction to Ambient	$R_{\theta JA}$	96	$^\circ\text{C/W}$
Operating and Storage Temperature Range	T_J, T_{STG}	-55 to +150	$^\circ\text{C}$

Electrical Characteristics (@ $T_A = +25^\circ\text{C}$, unless otherwise specified.)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit	Test Condition
OFF CHARACTERISTICS (Note 7)						
Drain-Source Breakdown Voltage	BV_{DSS}	20	—	—	V	$V_{GS} = 0V, I_D = 250\mu\text{A}$
Zero Gate Voltage Drain Current	I_{DSS}	—	—	1	μA	$V_{DS} = 20V, V_{GS} = 0V$
Gate-Source Leakage	I_{GSS}	—	—	± 100	nA	$V_{GS} = \pm 8V, V_{DS} = 0V$
ON CHARACTERISTICS (Note 7)						
Gate Threshold Voltage	$V_{GS(th)}$	0.5	—	0.9	V	$V_{DS} = V_{GS}, I_D = 250\mu\text{A}$
Static Drain-Source On-Resistance	$R_{DS(on)}$	—	19	24	m Ω	$V_{GS} = 4.5V, I_D = 8.2A$
			23	29		$V_{GS} = 2.5V, I_D = 3.3A$
			29	37		$V_{GS} = 1.8V, I_D = 2A$
Forward Transfer Admittance	$ Y_{fs} $	—	7	—	S	$V_{DS} = 10V, I_D = 4A$
Diode Forward Voltage	V_{SD}	0.5	—	0.9	V	$V_{GS} = 0V, I_S = 1A$
DYNAMIC CHARACTERISTICS (Note 8)						
Input Capacitance	C_{iss}	—	867	—	pF	$V_{DS} = 15V, V_{GS} = 0V$ $f = 1\text{MHz}$
Output Capacitance	C_{oss}	—	85	—	pF	
Reverse Transfer Capacitance	C_{rss}	—	81	—	pF	
Gate Resistance	R_G	—	1.29	—	Ω	$V_{GS} = 0V, V_{DS} = 0V, f = 1\text{MHz}$
SWITCHING CHARACTERISTICS (Note 8)						
Total Gate Charge	Q_g	—	8.8	—	nC	$V_{GS} = 4.5V, V_{DS} = 10V, I_D = 8.2A$
Gate-Source Charge	Q_{gs}	—	1.2	—	nC	
Gate-Drain Charge	Q_{gd}	—	3	—	nC	
Turn-On Delay Time	$t_{d(on)}$	—	13.2	—	ns	$V_{DD} = 10V, V_{GS} = 4.5V,$ $R_L = 10\Omega, R_G = 6\Omega$
Turn-On Rise Time	t_r	—	12.6	—	ns	
Turn-Off Delay Time	$t_{d(off)}$	—	64.8	—	ns	
Turn-Off Fall Time	t_f	—	21.7	—	ns	

- Notes:
- Device mounted on FR-4 PCB with minimum recommended pad layout.
 - Repetitive rating, pulse width limited by function temperature.
 - Short duration pulse test used to minimize self-heating effect.
 - Guaranteed by design. Not subject to production testing.



Feature:

1. Waterproof wire endoscope
2. High resolution with 1/6 CMOS camera
3. 6 LED low lux luminance lights can work better when the light is dark
4. XP system can watch video directly without install software, Vista or win 7 need use our software which in the CD
5. Can take photo and save it on your PC
6. Can record video, and save the video on your PC



Specifications:

Function items	Spec Description
Camera	1/6"VGA COMS
Pixel	VGA 300K
Resolution	640×480, 352×288, 320×240, 176×144, 160×120
Capture Resolution	Up to 640×480
LED	6White LED bright light
Brightness	Auto
Exposed control	Auto
F/NO	2.8
Camera housing diameter	∅7mm
Wide visual view angle	66°
LED switch	Adjustable lightness switch
Focal Distance	3CM-infinite
I/O Interface	USB 2.0/1.1
Color	24 bits color
Temperture	Up to 80°C



Section 2. Electrical Guidelines

If Flexinol® actuator wire is used in the appropriate conditions, then obtaining repeatable motion from the wire for tens of millions of cycles is reasonable. If higher stresses or strains are imposed, then the memory strain is likely to slowly decrease and good motion may be obtained for only hundreds or a few thousands of cycles. The permanent deformation that occurs in the wire during cycling is heavily a function of the stress imposed and the temperature under which the actuator wire is operating. Flexinol® wire has been specially processed to minimize this straining, but if the stress is too great or the temperature too high, some permanent strain will occur. Since temperature is directly related to current density passing through the wire, care should be taken to heat, but not overheat, the actuator wire. The following charts give rough guidelines as to how much current and force to expect with various wire sizes.

Diameter Size inches (mm)	Resistance ohms/inch (ohms/meter)	Pull Force* pounds (grams)	Cooling Deformation Force* pounds (grams)	Approximate** Current for 1 Second Contraction (mA)	Cooling Time 158°F, 70°C "LT" Wire *** (seconds)	Cooling Time 194°F, 90°C "HT" Wire *** (seconds)
0.001 (0.025)	36.2 (1425)	0.02 (8.9)	0.008 (3.6)	45	0.18	0.15
0.0015 (0.038)	22.6 (890)	0.04 (20)	0.016 (8)	55	0.24	0.20
0.002 (0.050)	12.7 (500)	0.08 (36)	0.032 (14)	85	0.4	0.3
0.003 (0.076)	5.9 (232)	0.18 (80)	0.07 (32)	150	0.8	0.7
0.004 (0.10)	3.2 (126)	0.31 (143)	0.12 (57)	200	1.1	0.9
0.005, (0.13)	1.9 (75)	0.49 (223)	0.20 (89)	320	1.6	1.4
0.006 (0.15)	1.4 (55)	0.71 (321)	0.28 (128)	410	2.0	1.7
0.008 (0.20)	0.74 (29)	1.26 (570)	0.50 (228)	660	3.2	2.7
0.010 (0.25)	0.47 (18.5)	1.96 (891)	0.78 (356)	1050	5.4	4.5
0.012 (0.31)	0.31 (12.2)	2.83 (1280)	1.13 (512)	1500	8.1	6.8
0.015 (0.38)	0.21 (8.3)	4.42 (2004)	1.77 (802)	2250	10.5	8.8
0.020 (0.51)	0.11 (4.3)	7.85 (3560)	3.14 (1424)	4000	16.8	14.0

* The Heating pull force is based on 25,000 psi (172 MPa), which for many applications is the maximum safe stress for the wire. However, many applications use higher and lower stress levels. This depends on the specific conditions of a given design. The cooling deformation force is based on 10,000 psi (70 MPa), which is a good starting point in a design. Nonetheless, this value can also vary depending on how the material is used.

** The contraction time is directly related to current input. The figures used here are only approximate since room temperatures, air currents, and heat sinking of specific devices vary. On small diameter wires (<= 0.006" diameter) currents that heat the wire in 1 second can typically be left on without over-heating it.

*** Approximate cooling time, at room temperature in static air, using a vertical wire. The last 0.5% of deformation is not used in these approximations.

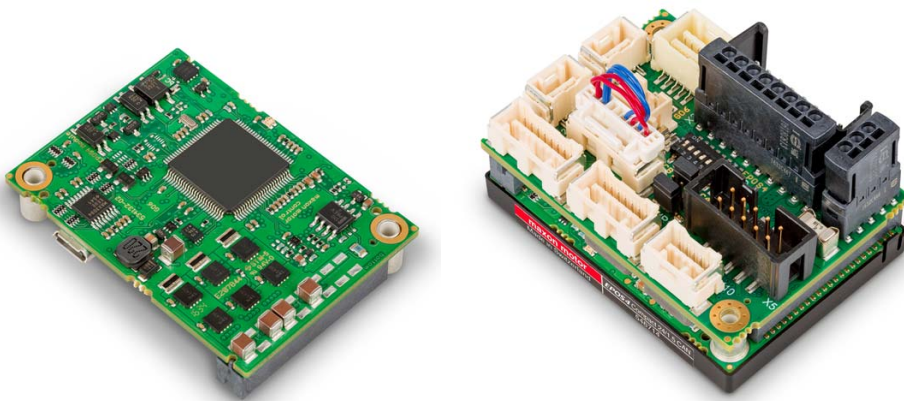
EPOS4 Module 24/1.5

*Positioning Controller
P/N 536630*

EPOS4 Compact 24/1.5 CAN

*Positioning Controller
P/N 546714*

Hardware Reference



epos.maxonmotor.com

Document ID: rel7291

2 Specifications

2.1 Technical Data

EPOS4 Module 24/1.5 (536630) EPOS4 Compact 24/1.5 CAN (546714)			
Electrical Rating	Nominal power supply voltage $+V_{CC}$	10...24 VDC	
	Nominal logic supply voltage $+V_C$	Module	10...24 VDC
		Compact	10...24 VDC, optional
	Absolute supply voltage $+V_{min} / +V_{max}$	8 VDC / 28 VDC	
	Output voltage (max.)	$0.9 \times +V_{CC}$	
	Output current I_{cont} / I_{max} (<30 s)	1.5 A / 4.5 A	
	Pulse Width Modulation frequency	100 kHz	
	Sampling rate PI current controller	25 kHz (40 μ s)	
	Sampling rate PID speed controller	2.5 kHz (400 μ s)	
	Sampling rate PID positioning controller	2.5 kHz (400 μ s)	
	Max. efficiency	89% (→Figure 2-4)	
	Max. speed DC motor	limited by max. permissible speed (motor) and max. output voltage (controller)	
	Max. speed EC motor (block)	100'000 rpm (1 pole pair)	
	Max. speed EC motor (sinusoidal)	50'000 rpm (1 pole pair)	
Built-in motor choke	Module	–	
	Compact	3 x 94 μ H; 1.5 A	
Inputs & Outputs	Digital Input 1 (general purpose) Digital Input 2 (general purpose) Digital Input 3 (general purpose) Digital Input 4 (general purpose)	Module	+2.1...+36 VDC
		Compact	DIP switch-selectable levels: • Logic: +2.0...+30 VDC • PLC: +9.0...+30 VDC
	Digital Output 1 (general purpose) Digital Output 2 (general purpose)	max. 36 VDC / $I_L \leq 500$ mA (open collector with internal pull-up)	
	STO Input 1 STO Input 2	+4.5...+30 VDC (optically isolated)	
	STO Output	max. 30 VDC / $I_L \leq 15$ mA (optically isolated with self-resetting short-circuit protection)	
	Analog Input 1 Analog Input 2	Resolution 12-bit, $-10...+10$ V, 10 kHz, differential	
	Analog Output 1 Analog Output 2	Resolution 12-bit, $-4...+4$ V, 25 kHz, referenced to GND	
	Digital Hall sensor signals H1, H2, H3	+2.0...+24 VDC (internal pull-up)	

Continued on next page.

EPOS4 Module 24/1.5 (536630) EPOS4 Compact 24/1.5 CAN (546714)			
Inputs & Outputs (continued)	Digital incremental encoder signals A, A _I , B, B _I , I, I _I	EIA RS422, max. 6.25 MHz	
	Sensor signals (choice between multiple functions) <ul style="list-style-type: none"> • Digital incremental encoder • Analog incremental encoder* • SSI absolute encoder • High-speed digital input 1...4 and High-speed digital output 1 	3-channel, EIA RS422, max. 6.25 MHz 3-channel, resolution 12-bit, ±1.8 V, differential configurable, EIA RS422, 5 MHz EIA RS422, max. 6.25 MHz EIA RS422, max. 6.25 MHz	
Voltage Outputs	Sensor supply voltage V_{Sensor}	+5 VDC / $I_L \leq 100$ mA	
	Auxiliary output voltage V_{Aux}	+5 VDC / $I_L \leq 150$ mA	
Motor Connections	DC motor	+ Motor, – Motor	
	EC motor	Motor winding 1, Motor winding 2, Motor winding 3	
Interfaces	RS232	Module	max. 115'200 bit/s; external transceiver necessary
		Compact	max. 115'200 bit/s
	USB 2.0 / USB 3.0	Full Speed	
	CAN	max. 1 Mbit/s	
Status Indicators	Operation	green LED	
	Error	red LED	
Physical	Weight	Module	approx. 17 g
		Compact CAN	approx. 58 g
	Dimensions (L x W x H)	Module	53.8 x 38.8 x 11.1 mm
		Compact CAN	55.0 x 40.0 x 31.1 mm
	Mounting	Module	pluggable female box headers 1.27 mm or mounting holes for M2.5 screws
		Compact	mounting holes for M2.5 screws ³⁾
Environmental Conditions	Temperature	Operation	Module: –30...+60 °C Compact: –30...+45 °C
		Extended range ¹⁾	Module: +60...+73 °C Derating –0.115 A/°C (→Figure 2-3) Compact: +45...+70 °C Derating –0.060 A/°C (→Figure 2-3)
		Storage	–40...+85 °C
	Altitude ²⁾	Operation	0...6'000 m MSL
		Extended range ¹⁾	6'000...10'000 m MSL Derating →Figure 2-3
	Humidity	5...90% (condensation not permitted)	

* Available with an upcoming firmware release.

- 1) Operation within the extended range (temperature and altitude) is permitted. However, a respective derating (declination of output current I_{cont}) as to the stated values will apply.
- 2) Operating altitude in meters above Mean Sea Level, MSL.
- 3) Max. tightening torque 0.16 Nm.

Table 2-4 Technical data

3.3 Pin Assignment for Connector Boards & Compact Versions

As an alternative to developing an own motherboard, ready-made connector boards are available to combine the Module to Compact versions. They comprise all required connections. For in-depth details on connections → chapter “3.4 Connection Specifications” on page 3-43.

3.3.1 EPOS4 CB 24/1.5 CAN (536997) / EPOS4 Compact 24/1.5 CAN (546714)

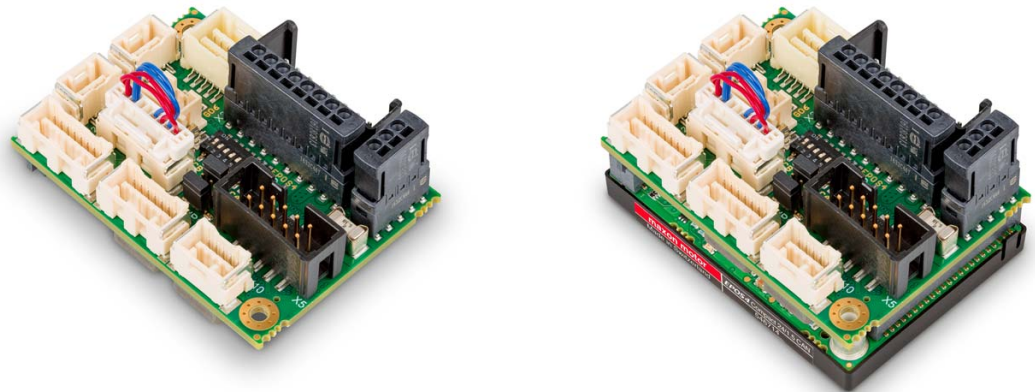


Figure 3-9 EPOS4 CB 24/1.5 CAN (left) / EPOS4 Compact 24/1.5 CAN (right)

3.3.2 Cabling

PLUG&PLAY

Take advantage of maxon’s prefab cable assemblies and adapters. They come as ready-to-use parts and will help to reduce commissioning time to a minimum.

- a) Check the following table and find the part number of the cable assembly or adapter that matches the setup you will be using.
- b) Follow the cross-reference to get the cable’s pin assignment.

Connector	Prefab Cable Assembly & Adapter		
	Designation	Part Number	→Page
X3b/X4b	Adapter BLACK FPC11poles	418719	3-37
	Adapter BLUE FPC8poles	418723	3-38
	Adapter GREEN FPC8poles	418721	3-38
X5	Encoder Cable	275934	3-29
X6	Sensor Cable 5x2core	520852	3-31
X7	Signal Cable 8core	520853	3-32
X8	Signal Cable 7core	520854	3-33
X9	Signal Cable 8core	520853	3-32
X10	RS232-COM Cable	520856	3-35
X11	CAN-COM Cable	520857	3-36
	CAN-CAN Cable	520858	3-36

Continued on next page.

Connector	Prefab Cable Assembly & Adapter		
	Designation	Part Number	→Page
X12	CAN-COM Cable	520857	3-36
	CAN-CAN Cable	520858	3-36
X13	USB Type A - micro B Cable (located at the Module)	403968	3-73

Table 3-9 Prefab maxon cables

MAKE&BAKE YOUR OWN

If you decide not to employ maxon motor's prefab cable assemblies, you might wish to use the prepackaged kit that contains all connectors required to make up your own cabling.

EPOS4 Connector Set (520859)		
Connector	Specification	Quantity
Connectors		
	Molex Mega-Fit, 2 poles (171692-0102)	1
	Molex Mini-Fit Jr., 2 poles (39-01-2020)	2
	Molex Mini-Fit Jr., 4 poles (39-01-2040)	1
	Molex Mega-Fit, 4 poles (171692-0104)	1
	Molex Micro-Fit 3.0, 6 poles (430-25-0600)	1
X6	Molex CLIK-Mate, dual row, 10 poles (503149-1000)	1
X7 / X9	Molex CLIK-Mate, single row, 8 poles (502578-0800)	2
X8	Molex CLIK-Mate, single row, 7 poles (502578-0700)	1
X10	Molex CLIK-Mate, single row, 5 poles (502578-0500)	1
X11 / X12	Molex CLIK-Mate, single row, 4 poles (502578-0400)	2
Crimp Terminals		
	Molex Mega-Fit, female crimp terminal (172063-0311)	7
	Molex Mini-Fit Jr. female crimp terminal (45750-1111)	9
	Molex Micro-Fit 3.0 female crimp terminal (43030-0010)	7
X6...X12	Molex CLIK-Mate crimp terminal (502579-0100)	44
Accessories		
X5	3M Retainer Clip with strain relief, height 13.5 mm (3505-8110)	1

Table 3-10 EPOS4 Connector Set – Content

3.3.3 Tools

Tool	Manufacturer	Part Number
Hand crimper for 3111 crimp contacts	Lumberg	CZ31
Hand crimper for CLIK-Mate crimp terminals	Molex	63819-4600
Hand crimper for DF3 crimp contacts	Hirose	DF3-TA22HC

Table 3-11 Recommended tools

3.3.4 Connections

The USB interface (X13) is located at the Module.

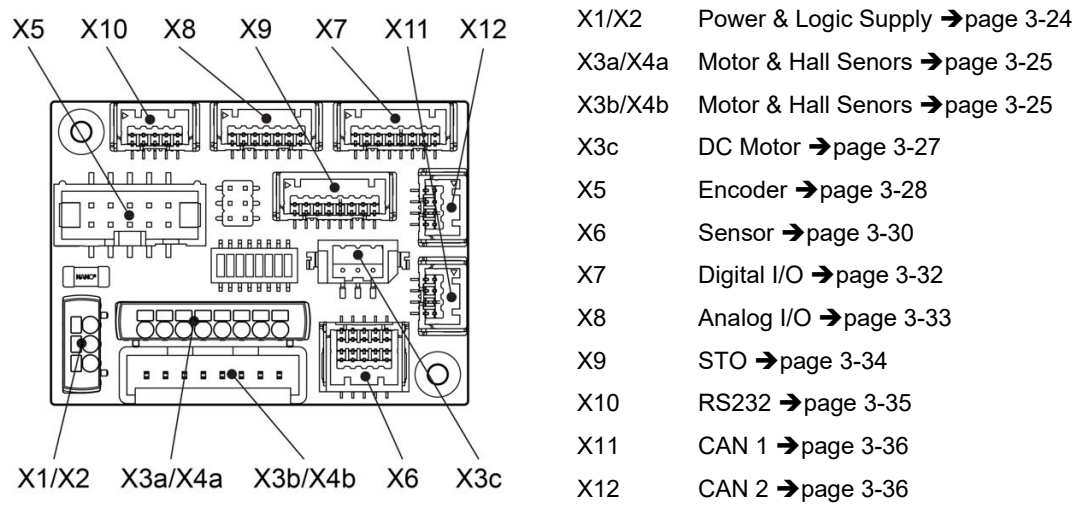


Figure 3-10 EPOS4 CB 24/1.5 CAN – Connectors



How to read pin assignment tables

- The first column describes both the pin number of the connector and of the matching prefab maxon cable's Head A.
- The second column describes the cable core color of the prefab maxon cable.
- The third column describes the pin number of the prefab maxon cable's Head B.

Índice de Figuras

2.1	A la izquierda: Accionamiento por tendones con sección única [14]. A la derecha: Accionamiento por tendones con múltiples secciones, en este caso dos. [15]	4
2.2	A la izquierda: Prototipo actuador magnético pasivo. [16]. A la derecha: Catéter desarrollado con SMA. [17]	4
2.3	A la izquierda: Catéter de tubos concéntricos desarrollado para una intervención cardiovascular [4]. A la derecha: rototipo catéter impulsado por polímero conductor - estructura básica. [18]	4
2.4	Distinto número de tendones en una sola sección	5
2.5	Colonoscopia	6
2.6	Catéter autónomo desarrollado por [4], a la izquierda el esquema de la estructura completa, a la derecha la punta del catéter.	7
2.7	Entorno Epos Studio	8
2.8	Entorno SIMULINK® con opción a insertar código de MATLAB®	8
2.9	Espacio de color CIE L*a*b	9
2.10	Imagen a segmentar por umbralización	10
2.11	Histogramas de nivel de gris que se pueden segmentar con (a) un único umbral y (b) con múltiples umbrales	10
2.12	(a) Histograma y umbral T para la imagen de la figura 6(a). (b) Imagen segmentada usando el umbral T	11
2.13	Imagen ejemplo para histograma CIE L*a*b	11
2.14	Histograma de las componentes L, a* y b* correspondientes a 2.13	11
2.15	Cambios en la red cristalina del nitinol	13
3.1	Esquema del prototipo diseñado con los distintos sistemas marcados	15
3.2	De izquierda a derecha: Plataforma de empuje del prototipo; Apreciación de sistema sujeción cables nitinol; Prototipo completo	16
3.3	Diagrama de flujo funcionamiento general del catéter.	17
3.4	Diagrama de bloques del prototipo	17
3.5	Cálculo desviación	18
3.6	De izquierda a derecha: Esquema eléctrico del circuito de excitación de uno de los hilos de Niti; circuito final de excitación con Arduino DUE controlando los voltajes de puerta	18
3.7	Piezas impresas en 3D para colocación NiTi	19
3.8	Diagrama de flujo programa segmentación de imágenes mediante umbral del color	20
3.9	Esquema del principio de funcionamiento del sensor háptico para seguimiento de paredes	20
3.10	Justificación del rango de uso. Enumeradas en orden las instantáneas: En primer lugar alejado de la pared, detecta porcentaje de área cero; la segunda instantánea muestra el acercamiento del catéter a ésta pero con detección aproximada de cero; en la tercera detecta un porcentaje de área del 18,5% pero se aprecia como no ha tocado aún la pared del tejido; la instantánea cuatro demuestra como en rangos superiores a 35% de área observado, el catéter está en contacto con el tejido.	21
3.11	Esquema del modo de funcionamiento del seguimiento de paredes. Arriba el zigzageo del área a través de los rangos prefijados. Abajo, actuación del motor de empuje longitudinal para inserción del catéter	22

3.12	Esquema del modo de funcionamiento del movimiento de la punta dependiendo de los hilos excitados	23
3.13	Diagrama de bloques control de posición EPOS 4	25
4.1	Plataforma experimentación parte 1	27
4.2	Diagrama de bloques detección tejido en SIMULINK® .	28
4.3	Diagrama de bloques del sensor háptico.	28
4.4	Esquema conexionado EPOS 4 con el motor	29
4.5	Diagrama de bloques control de Posición	29
4.6	Esquema del sistema motor-EPOS4-lazo cerrado que se va a caracterizar	29
4.7	Izquierda: Entrada escalón de valor final 10.000 y la respuesta $y(t)$ del sistema; EA la derecha: respuesta al impulso calculada a partir de $y(t)$	30
4.8	En la imagen superior: Entrada escalón con la respuesta del sistema y la respuesta caracterizada. En la imagen inferior: Cambio de referencia a una senoide, respuesta del sistema y respuesta de G(s)	31
4.9	Esquema final resultante de la caracterización	31
4.10	De izquierda a derecha, forma del elemento de estructuración: Rectangular, cuadrada, octogonal y en forma de disco.	31
4.11	Distintas pruebas realizadas con la cámara para afinar el procesado de la imagen	32
4.12	Plataforma experimental para prueba de sensor.	32
4.13	Resultado pruebas sensor háptico.	32
4.14	Diagrama de bloques SIMULINK® en el que escoger el movimiento	33
4.15	Señales sinusoidales aplicadas a los hilos	33
4.16	Señales aplicadas a los hilos para hacer una cruz	34
4.17	Configuración para el experimento	34
4.18	área del tejido observada	35
4.19	Activación y ángulo del motor	35
4.20	Excitación hilos experimento 1	36
4.21	Excitación hilos experimento 2	36
A.1	Diagrama de bloques del experimento con motor y varilla para el desarrollo del seguimiento de paredes por segmentación	44
A.2	Diagrama de bloques del prototipo final	44
A.3	Diagrama de bloques prototipo final - Sistema de empuje accionado por pulso	45

Índice de Tablas

2.1	Clasificaciones catéteres según [12]	3
2.2	Clasificaciones catéteres por principio de actuación y ejemplos encontrados en la literatura.	6
2.3	Características Flexinol. Fuente: http://www.dynalloy.com	14
3.1	Características de los hilos en la estructura	18
3.2	Valores tensión (V) y corriente (mA) circuito de excitación	19
3.3	Valores tensión (V) y corriente (mA) circuito de excitación	19
3.4	Señal PWM en función del área detectada	23
3.5	Caracterización cinta transportadora-catéter	24
4.1	Valores de los coeficientes	30

Bibliografía

- [1] M. R. Cutkosky and W. Provancher, “Force and tactile sensing,” in *Springer Handbook of Robotics*. Springer, 2016, pp. 717–736.
- [2] R. A. Russell, “Using tactile whiskers to measure surface contours,” in *Proceedings 1992 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. IEEE Computer Society, 1992, pp. 1295–1296.
- [3] R. Grant, P. M. Itskov, B. Towal, and T. J. Prescott, “Active touch sensing: finger tips, whiskers, and antennae,” *Frontiers in behavioral neuroscience*, vol. 8, p. 50, 2014.
- [4] G. F. et al, “Autonomous robotic intracardiac catheter navigation using haptic vision,” *Sci. Robotics*, vol. 4, 2019.
- [5] W. A. Degani A, Choset H, “Percutaneous intrapericardial interventions using a highly articulated robotic probe.” *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Bio-mechatronics*, p. 7–12, 2006.
- [6] S. N. Xu K, “An investigation of the intrinsic force sensing capabilities of continuum robots.” *IEEE Trans Robot.*, pp. 576–587, 2008.
- [7] M. D. Kutzer, S. M. Segreti, C. Y. Brown, M. Armand, R. H. Taylor, and S. C. Mears, “Design of a new cable-driven manipulator with a large open lumen: Preliminary applications in the minimally-invasive removal of osteolysis,” in *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. IEEE, 2011, pp. 2913–2920.
- [8] B. S. Inc, 2016. [Online]. Available: [https://www.bostonscientific.com/content/dam/bostonscientific/Rhythm%20Management/general/Presentation%20Resources/EP-222901-AA_BSC_EP_Corporate_Overview-FINAL%20\(2\).pdf](https://www.bostonscientific.com/content/dam/bostonscientific/Rhythm%20Management/general/Presentation%20Resources/EP-222901-AA_BSC_EP_Corporate_Overview-FINAL%20(2).pdf).
- [9] Y. Salazar Muñoz, *Caracterización de tejidos cardíacos mediante métodos mínimamente invasivos y no invasivos basados en espectroscopia de impedancia eléctrica*. Universitat Politècnica de Catalunya, 2004.
- [10] J. A. García Montes, “Cateterismo diagnóstico en cardiopatías congénitas del adulto.” *Archivos de cardiología de México*, vol. 76, pp. 137–140, 2006.
- [11] S. R. Atmakuri, E. I. Lev, C. Alviar, E. Ibarra, A. E. Raizner, S. L. Solomon, and N. S. Kleiman, “Initial experience with a magnetic navigation system for percutaneous coronary intervention in complex coronary artery lesions,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 47, no. 3, p. 515–521, February 2006.
- [12] X. H. et al, “Steerable catheters for minimally invasive surgery: a review and future directions, computer assisted surgery,” *Computer Assisted Surgery*, vol. 23, no. 1, pp. 21–41, 2018.
- [13] C. Heunis, J. Sikorski, and S. Misra, “Flexible instruments for endovascular interventions: Improved magnetic steering, actuation, and image-guided surgical instruments,” *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 25, no. 3, pp. 71–82, 2018.

- [14] J. Jung, R. S. Penning, N. J. Ferrier, and M. R. Zinn, "A modeling approach for continuum robotic manipulators: Effects of nonlinear internal device friction," in *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE, 2011, pp. 5139–5146.
- [15] D. B. Camarillo, C. R. Carlson, and J. K. Salisbury, "Configuration tracking for continuum manipulators with coupled tendon drive," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 25, no. 4, pp. 798–808, 2009.
- [16] Y. Kim, G. A. Parada, S. Liu, and X. Zhao, "Ferromagnetic soft continuum robots," *Medical Robots*, vol. 4, no. 33, p. eaax7329, 2019.
- [17] A. T. Tung, B.-H. Park, G. Niemeyer, and D. H. Liang, "Laser-machined shape memory alloy actuators for active catheters," *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, vol. 12, no. 4, pp. 439–446, 2007.
- [18] S. Guo, T. Fukuda, K. Kosuge, F. Arai, K. Oguro, and M. Negoro, "Micro catheter system with active guide wire," in *Proceedings of 1995 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 1. IEEE, 1995, pp. 79–84.
- [19] B. Zhang, M. A. Moser, E. M. Zhang, Y. Luo, C. Liu, and W. Zhang, "A review of radiofrequency ablation: Large target tissue necrosis and mathematical modelling," *Physica Medica*, vol. 32, no. 8, pp. 961–971, 2016.
- [20] T. Liu, N. L. Poirot, T. Greigarn, and M. C. Cavusoglu, "Design of a magnetic resonance imaging guided magnetically actuated steerable catheter," *Journal of Medical Devices*, vol. 26, no. 4, 2017.
- [21] S. W. Hetts, M. Saeed, A. J. Martin, L. Evans, A. F. Bernhardt, V. Malba, F. Settecasse, L. Do, E. J. Yee, A. Losey, R. Sincic, S. Roy, R. L. Arenson, and M. W. Wilson, "Endovascular catheter for magnetic navigation under MR imaging guidance: Evaluation of safety in vivo at 1.5T," *American Journal of Neuroradiology*, vol. 33, no. 11, pp. 1–19, 2013.
- [22] M. W. Wilson, A. B. Martin, P. Lillaney, A. D. Losey, E. J. Yee, A. Bernhardt, V. Malba, L. Evans, R. Sincic, M. Saeed, R. L. Arenson, and S. W. Hetts, "Magnetic catheter manipulation in the interventional MRI environment," *Journal of Vascular Interventional Radiology*, vol. 24, no. 6, pp. 885–891, 2013.
- [23] P. Dario, R. Valleggi, M. Pardini, and A. Sabatini, "A miniature device for medical intracavitary intervention," in *[1991] Proceedings. IEEE Micro Electro Mechanical Systems*. IEEE, 1991, pp. 171–175.
- [24] R. J. Webster III, J. S. Kim, N. J. Cowan, G. S. Chirikjian, and A. M. Okamura, "Nonholonomic modeling of needle steering," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 25, no. 5-6, pp. 509–525, 2006.
- [25] K. Ikuta, Y. Matsuda, D. Yajima, and Y. Ota, "Pressure pulse drive: A control method for the precise bending of hydraulic active catheters," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 17, no. 5, pp. 876–883, 2011.
- [26] E. J. Butler, R. Hammond-Oakley, S. Chawarski, A. H. Gosline, P. Codd, T. Anor, J. R. Madsen, P. E. Dupont, and J. Lock, "Robotic neuro-endoscope with concentric tube augmentation," in *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE, 2012, pp. 2941–2946.
- [27] C. A. Liapis CD, Avgerinos ED, "The aortic arch: Markers, imaging, and procedure planning for carotid intervention," *Vascular Disease Manage*, vol. 6, no. 1, 2009.
- [28] W. Torres, M. Landrove, M. Torreyes, and M. López, "Segmentación de imágenes dermatoscópicas en el espacio cielab utilizando filtros morfológicos sml," in *XII Congreso Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas*, 2014.
- [29] C. Platero, "Análisis de imágenes biomédicas en color procedentes de microscopia en campo claro," in *Simposio de Ingeniería de Sistemas y Automática en Bioingeniería SISAB*, 2005.
- [30] P. Kleczek, J. Jaworek-Korjakowska, and M. Gorgon, "A novel method for tissue segmentation in high-resolution he-stained histopathological whole-slide images," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 79, p. 101686, 2020. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0895611119301016>

- [31] J. Cederström and J. Van Humbeeck, "Relationship between shape memory material properties and applications," *Le Journal de Physique IV*, vol. 5, no. C2, pp. C2-335, 1995.
- [32] W. B. Cross, A. H. Kariotis, and F. J. Stimler, *Nitinol characterization study*. NASA, Langley Research Center, 1969, vol. 1433.
- [33] T. Duerig, A. Pelton, and D. Stöckel, "An overview of nitinol medical applications," *Materials Science and Engineering: A*, vol. 273, pp. 149-160, 1999.
- [34] N. Morgan, "Medical shape memory alloy applications—the market and its products," *Materials Science and Engineering: A*, vol. 378, no. 1-2, pp. 16-23, 2004.
- [35] S. B. Kesner and R. D. Howe, "Position control of motion compensation cardiac catheters," vol. 27, no. 6. IEEE, 2011, pp. 1045-1055.
- [36] A. Degani, H. Choset, A. Wolf, T. Ota, and M. Zenati, "Percutaneous intrapericardial interventions using a highly articulated robotic probe," in *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, 2006. BioRob 2006.*, 2006, pp. 7-12.
- [37] M. J. Yime E. and C. P. F., "Herramienta de software para comandar controladores de posición desde matlab," *Revista colombiana de tecnologías avanzadas*, 2017.
- [38] V. F. Batlle, "Robots flexibles: Hacia una generación de robots con nuevas prestaciones," *Revista iberoamericana de automática e informática industrial*, vol. 3, no. 3, pp. 24-41, 2006.
- [39] S. B. Kesner and R. D. Howe, "Force control of flexible catheter robots for beating heart surgery," in *2011 IEEE international conference on robotics and automation*. IEEE, 2011, pp. 1589-1594.
- [40] Y. Asano, T. Kozuki, S. Ookubo, K. Kawasaki, T. Shirai, K. Kimura, K. Okada, and M. Inaba, "A sensor-driver integrated muscle module with high-tension measurability and flexibility for tendon-driven robots," in *2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. IEEE, 2015, pp. 5960-5965.
- [41] A. Garcia, V. Feliu, and J. Somolinos, "Experimental testing of a gauge based collision detection mechanism for a new three-degree-of-freedom flexible robot," *Journal of Robotic Systems*, vol. 20, no. 6, pp. 271-284, 2003.