



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería Electrónica y Automática Industrial

Diseño y Construcción de un Prototipo de Robot Apodo Modular e Hiper-redundante

Autor:

Hernández Regalado, Sergio

Tutor:

González Sánchez, José Luis

Departamento

**Automática e Ingeniería de
Sistemas**

Valladolid, junio de 2018



Agradecimientos

A mi madre por su cariño y apoyo incondicional y a mi padre por su esfuerzo y entrega incansables durante todos mis estudios, a mi hermana por servirme de ejemplo de sacrificio constante, a mi tutor José Luis González por permitirme participar en este fascinante proyecto y ayudarme en el desarrollo del mismo y a M^a Ángeles Pérez por su atención y ayuda en el mismo. Finalmente, a mis amigos por su apoyo constante y su ayuda siempre necesaria frente a cualquier dificultad surgida en estos años.



RESUMEN

En la actualidad, la robótica médica es una de las áreas de investigación que mayor interés presenta. Con el uso de sistemas robotizados para el soporte y ayuda en procedimientos quirúrgicos se han creado un nuevo conjunto de técnicas de cirugía mínimamente invasivas que permiten reducir los riesgos y facilitar la recuperación en el paciente.

Dentro de este campo de estudio, este TFG desarrolla una investigación para el diseño de un prototipo de robot apodo modular e hiper-redundante destinado a la exploración de entornos cilíndricos, basado en un nuevo conjunto de materiales con memoria de forma, que ofrece una primera aproximación a un sistema empleable en técnicas de colonoscopia.

Desde este punto de partida, se ha diseñado un sistema de control y alimentación del módulo clónico de este robot. Además, se han realizado pruebas experimentales para certificar funcionamiento de los actuadores basados en materiales con memoria de forma.

Palabras clave: robot apodo modular hiper-redundante, flexinol, SMAs, arquitectura de control, endoscopia.



ABSTRACT

Nowadays, medical robotic is one of the most interesting investigation areas. Using robotically systems to support and to help the surgical procedures, a combination of surgery techniques minimally invasive, allow to reduce the risks and to make easier the recovery in patients, have been created.

Inside this project, this FDP develops an investigation to design a perfect example of snake and hyper-redundant robot destined for the examination of cylindrical surrounding, which it based on a new shape memory alloy which offers a first approximation to use for colonoscopy techniques.

In this fact, a control and supply system for cloned section of this robot has been designed. Moreover, experimental tests have been realized to certificate the functioning of the actuators based on shape memory alloys.

Key words: snake and hyper-redundant robot, flexinol, SMAs, control architecture, endoscopy.



ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN, MOTIVACIÓN Y OBJETIVOS	15
I.1. INTRODUCCIÓN.....	17
I.2. PROBLEMÁTICA Y JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO	18
I.2.i. <i>Problemática</i>	18
I.2.ii. <i>Justificación</i>	18
I.3. OBJETIVOS.....	19
I.4. ESTRUCTURA DEL PROYECTO	19
II. ESTADO DEL ARTE DE LOS ROBOTS MÉDICOS HIPER-REDUNDANTES	21
II.1. INTRODUCCIÓN.....	23
II.2. APARATO DIGESTIVO HUMANO Y MÉTODOS DE EXPLORACIÓN.....	23
II.2.i. <i>Anatomía del aparato digestivo</i>	23
.....	24
II.2.ii. <i>Conclusión:</i>	29
II.3. ROBÓTICA MÉDICA HIPER-REDUNDANTE Y APODA	30
II.4. LA ELECTRÓNICA EN EL CUERPO HUMANO	37
III. DISEÑO DEL ROBOT APODO MODULAR Y ADAPTACIÓN AL PROTOTIPO	45
III.1. INTRODUCCIÓN.....	47
III.2. CONCEPTO PREVIO DE ROBOT APODO MODULAR	47
III.3. MÓDULOS	49
III.4. ESQUEMA DE FUNCIONAMIENTO.....	50
IV. ESTUDIO Y ELECCIÓN DEL ACTUADOR PARA EL PROTOTIPO	53
IV.1. INTRODUCCIÓN.....	55
IV.2. ESTUDIO DEL MATERIAL ELEGIDO.....	55
IV.2.i. <i>Nitinol</i>	55
IV.2.ii. <i>El nitinol en la Robótica</i>	59
IV.2.iii. <i>Flexinol: Características y especificaciones técnicas</i>	61
IV.3. DISEÑO DEL ACTUADOR	63
IV.4. CONCLUSIÓN.....	64
V. DISEÑO DEL SISTEMA DE CONTROL DEL MÓDULO. CIRCUITERÍA ELECTRÓNICA	67
V.1. SISTEMA DE CONTROL DEL MÓDULO Y PROTOCOLOS DE COMUNICACIÓN	69
V.2. CIRCUITO ELECTRÓNICO	71
V.2.i. <i>Análisis y caracterización</i>	72
V.2.ii. <i>Selección del Microcontrolador:</i>	72
V.2.iii. <i>Diseño del módulo de control del actuador:</i>	74
V.3. DISEÑO DE LA PLACA DE CIRCUITO IMPRESO (PCB).....	80
VI. PROTOTIPADO RÁPIDO Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL CIRCUITO DE CONTROL.	87
VI.1. INTRODUCCIÓN.....	89
VI.2. DESCRIPCIÓN DE LOS MATERIALES EMPLEADOS EN EL PROTOTIPADO	89
VI.3. PRUEBAS DEL CIRCUITO EN DC.....	92
VI.3.i. <i>Circuito Generador de PWM</i>	92
VI.3.ii. <i>Circuito Activador</i>	93
VI.3.iii. <i>Prueba Global en DC</i>	94
VI.4. PRUEBAS DEL CIRCUITO EN AC.....	95
VI.4.i. <i>Circuito Generador del PWM</i>	96
VI.4.ii. <i>Circuito Global en AC</i>	97

VI.5.	CONCLUSIONES.....	98
VII. COMPROBACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DEL ACTUADOR Y PRUEBAS CON FLEXINOL.....		99
VII.1.	INTRODUCCIÓN.....	101
VII.2.	PRUEBAS CON FLEXINOL EN CC.....	101
VII.3.	PRUEBAS DE LEVANTAMIENTO DEL ACTUADOR	102
VII.4.	PRUEBAS DINÁMICAS DEL ACTUADOR	106
VIII. PROGRAMACIÓN DEL MICROCONTROLADOR.....		111
VIII.1.	INTRODUCCIÓN	113
VIII.2.	ESQUEMA GENERAL DE CONTROL	113
VIII.2.i.	PC	114
VIII.2.ii.	Consola	114
VIII.2.iii.	Maestro	114
VIII.2.iv.	Módulos esclavos	115
VIII.3.	PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN	116
VIII.3.i.	Comunicación entre 1-nivel y 2-nivel: Comunicación en serie.....	116
VIII.3.ii.	Comunicación en Paralelo: Maestro-esclavo	119
VIII.3.iii.	Primitivas de comunicación.....	120
VIII.4.	CONCLUSIONES	122
IX. ESTUDIO ECONÓMICO		125
IX.1.	MEMORIA ECONÓMICA:	127
IX.1.i.	Costes Directos	127
1	Costes Indirectos	130
2	Coste Total	130
X. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN		131
X.1.	CONCLUSIONES.....	133
X.2.	FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN.....	134
XI. BIBLIOGRAFÍA		137
XII. ANEXOS		143



FIGURA II-1. CORTE SAGITAL DE LA CABEZA Y CUELLO EN EXTENSIÓN. CORTE DEL LADO DERECHO (LATARJET-RUIZ LIARD 2011).....	24
FIGURA II-2. TOPOGRAFÍA Y CONSTRICCIONES DEL ESÓFAGO, CON ESCALA EN CM. (NETTER 2017)	25
FIGURA II-3. REGIONES DEL ESTÓMAGO.....	26
FIGURA II-4. ANATOMÍA DEL INTESTINO DELGADO. (NETTER 2014).....	27
FIGURA II-5. ANATOMÍA DEL INTESTINO GRUESO. (NETTER 2014).....	28
FIGURA II-6. PROBLEMA DE LA COLONOSCOPIA ILUSTRADO. (A) SITUACIÓN IDEAL. (B) SITUACIÓN TÍPICA. (C) SITUACIÓN DE DOLOR PARA EL PACIENTE.	29
FIGURA II-7. ROBOT ACM-III DISEÑADO POR HIROSE	31
FIGURA II-8. PROTOTIPO DE ROBOT ENDOSCÓPICO (3 AGARRES Y 2 EXTENSIONES).....	32
FIGURA II-9. DIAGRAMA DEL ROBOT INCHWORM(STALKIN ET AL,1995)	32
FIGURA II-10. FLEX ROBOTIC SYSTEM DE LA COMPAÑÍA MEDROBOTICS	33
FIGURA II-11. CARDIOARM (CHOSSET, ZENATI Y OTROS 2008).....	34
FIGURA II-12. (A) VISTA DE ABORDO DURANTE UN ENSAYO DE ABLACIÓN. (B) APARATO DISTAL VISTO A TRAVÉS DEL PERICARDIO. (C) UNA LESIÓN EN LA BASE DE LA AURÍCULA IZQUIERDA "PUNTO A PUNTO"	34
FIGURA II-13. ROBOT SAW (ZARROUK Y OTROS 2017)	35
FIGURA II-14. ROBOT SMA EN MOVIMIENTO (RENTSCHLER Y OTROS 2017)	35
FIGURA II-15. ESQUEMA INTERNO DEL ROBOT SMA (RENTSCHLER Y OTROS 2017)	36
FIGURA II-16. SIMULACIÓN DEL MOVIMIENTO DE UN MÓDULO DEL ROBOT SMA (RENTSCHLER Y OTROS 2017).....	36
FIGURA II-17. ROBOT DE COLONOSCOPIA INFLABLE (DEGHANI Y OTROS 2018)	37
FIGURA II-18. EL SISTEMA ELÉCTRICO DEL CORAZÓN. (PACKARD 2012).....	38
FIGURA II-19. ESQUEMA DEL CIRCUITO DE UN MARCAPASOS ASÍNCRONO (GUERRERO, 2010)	39
FIGURA II-20. ESQUEMA DEL MARCAPASOS SÍNCRONO DE DEMANDA SIN INCLUIR LA ETAPA DE CONTROL. (GUERRERO, 2010)	39
FIGURA II-21. ESQUEMA DE ADMINISTRACIÓN DE UNA BOMBA DE INSULINA DE LA COMPAÑÍA MEDTRONIC.....	40
FIGURA II-22. DIAGRAMA DE BLOQUES DE LA INYECCIÓN DE UNA BOMBA DE INSULINA (GANESAN, 2013)	41
FIGURA II-23. ESQUEMA DE UN IMPLANTE COCLEAR	42
FIGURA III-1. PROTOTIPADO DEL ROBOT ÁPODO MODULAR BASADO EN IPMC. IZDA.: COMPUESTO POR 3 MÓDULOS EN POSICIÓN DE REPOSO (CONTRACCIÓN). DCHA.: COMPUESTO POR 4 MÓDULOS, EN POSICIÓN DE GIRO (UN ACTUADOR ACTIVADO) (LAGUNA 2015)	47
FIGURA III-2. REPRESENTACIÓN DE LA POSICIÓN Y ORIENTACIÓN DE CADA UNO DE LOS MÓDULOS DEL ROBOT EN (1) ROBOT DE 10 MÓDULOS (2) ROBOT DE 50 MÓDULOS.	48
FIGURA III-3. DISEÑO DE UN MÓDULO BASADO EN SMAS. (ÚBEDA, R. 2018)	49
FIGURA III-4. ESQUEMA DE CONTROL Y COMUNICACIÓN.	50
FIGURA III-5. DIAGRAMA DE PROCESO DE CONTROL DE POSICIONAMIENTO.....	51
FIGURA IV-1. CICLO DE TRANSFORMACIÓN DE FASE DEL NITINOL.	56
FIGURA IV-2. IZQ -ESTRUCTURAS CRISTALINAS DEL NITINOL. DER-ESQUEMA DE ACCIÓN SOBRE UN SMA	56
FIGURA IV-3. COMPARACIÓN DE ACTUADORES (MAVROIDIS 2002).....	57
FIGURA IV-4. CURVA DE TEMPERATURA FRENTE A LA LONGITUD DEL NITINOL	58
FIGURA IV-5. INCHWORM ROBOT REALIZADO CON NITINOL. (A) NITINOL CONTRAÍDO. (B) NITINOL RELAJADO Y MUELLE EJERCIENDO ESFUERZO DE RECUPERACIÓN.....	59
FIGURA IV-6. MARIPOSA ANIMATRÓNICA.....	59
FIGURA IV-7. MECANISMO DE MIMETIZACION DE MEDIAN PAIRED FIN. (A)POSICIÓN 1. (B) POSICIÓN 2.....	60
FIGURA IV-8. MECANISMO DE MIMETIZACION DE MEDIAN PAIRED FIN CON AUMENTO DE LONGITUD.....	60
FIGURA IV-9. ROBOT RAYIFORME CONSTRUIDO POR G.M. CRUZ, J.C.ÁVILA Y A.H. VILCHIS	61
FIGURA IV-10. ACTUADORES DE NITINOL. (ÚBEDA, R. 2018)	64
FIGURA V-1. ESQUEMA DE COMUNICACIÓN DEL ROBOT APODO MODULAR. (SALDAÑA, L. 2017).....	69
FIGURA V-2. ESQUEMA DEL PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN I2C	70
FIGURA V-3. PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN I2C (SEÑALES).....	70
FIGURA V-4. PINOUT DEL CHIP ATTINY84A (MICROCHIP).	73
FIGURA V-5. ESQUEMA DE UN TRANSISTOR NPN EN CC.....	74

FIGURA V-6. ESQUEMA DE UN TRANSISTOR EN EC.....	75
FIGURA V-7. GRÁFICA DE VARIACIÓN ENTRE I_C - H_{FE} DE UN TRANSISTOR 2N2222A	76
FIGURA V-8. SIMULACIÓN DEL CIRCUITO DE ACTIVACIÓN DE UN ACTUADOR CON EL PWM YA GENERADO.....	77
FIGURA V-9. CIRCUITO SEGUIDOR-EMISOR O COLECTOR COMÚN.....	78
FIGURA V-10. SIMULACIÓN DEL CIRCUITO GENERADOR DE PWM.....	79
FIGURA V-11. SIMULACIÓN DEL CIRCUITO ACTIVADOR DE UN ACTUADOR.....	79
FIGURA V-12. ESQUEMA ELECTRÓNICO DE UN MÓDULO.....	80
FIGURA V-13. PCB DE UN MÓDULO. RADIO EXTERIOR: 3.2 CM. RADIO INTERIOR: 0.5 CM	80
FIGURA V-14. DIAGRAMA DE EMPAQUETAMIENTO TO-92.	83
FIGURA V-15. ATTINY 84A SOIC-14	84
FIGURA VI-1. PLACA DE PRUEBAS UNIVERSAL TRAINER DE MYCROSYSTEMS.....	90
FIGURA VI-2. GENERADOR DE ONDAS	91
FIGURA VI-3. OSCILOSCOPIO DE PRUEBAS	91
FIGURA VI-4. VOLTÍMETRO	92
FIGURA VI-5. MEDIDA DEL CIRCUITO SEGUIDOR EMISOR EN DC.....	93
FIGURA VI-6. PRUEBA DEL CIRCUITO EMISOR COMÚN EN DC.....	94
FIGURA VI-7. PRUEBA DE MEDIDA DEL CIRCUITO GLOBAL EN DC.....	95
FIGURA VI-8. MONTAJE Y PUNTO DE MEDIDA DEL CIRCUITO SEGUIDOR EMISOR EN AC	96
FIGURA VI-9. MEDIDAS DEL SEGUIDOR EMISOR EN AC.....	96
FIGURA VI-10. MONTAJE DEL CIRCUITO GLOBAL EN AC	97
FIGURA VI-11. LECTURA DE VALORES DE LA PRUEBA GLOBAL EN AC	97
FIGURA VII-1. PRUEBAS CON FLEXINOL A 200MA EN CC.(A)-SISTEMA EN MÁXIMA LONGITUD SIN CIRCULACIÓN DE CORRIENTE. (B)-SISTEMA CONTRAÍDO CON CIRCULACIÓN DE CORRIENTE	102
FIGURA VII-2. CIRCUITO GENERADOR DE ANCHO DE PULSO EMPLEADO PARA EL CONTROL DEL FLEXINOL. (CARLLETI, E. 2007)	103
FIGURA VII-3. DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE DE LAS PRUEBAS DEL ACTUADOR.....	103
FIGURA VII-4. GRÁFICA QUE MUESTRA EL TIEMPO DE RESPUESTA DEL SISTEMA EN FUNCIÓN DEL ANCHO DE PULSO ALIMENTADO	105
FIGURA VII-5. GRÁFICA DE LA RESPUESTA DINÁMICA DEL SISTEMA VS EL ANCHO DE PULSO DESDE EL VALOR MÍNIMO DE ACTIVACIÓN.	105
FIGURA VII-6. IMÁGENES DEL EXPERIMENTO DE LEVANTAMIENTO LIBRE. (A)-SISTEMA ACTIVO Y ACTUADOR LEVANTADO. (B)- MEDIDA DEL ANCHO DE PULSO DEL 90% SOBRE EL SISTEMA	106
FIGURA VII-7. DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE DEL EXPERIMENTO DINÁMICO	107
FIGURA VII-8. GRÁFICA DE LA RESPUESTA DINÁMICA VS ANCHO DE PULSO PARA DIFERENTES CARGAS	109
FIGURA VII-9. IMÁGENES DEL EXPERIMENTO DINÁMICO CON UN PESO DE 15 GRAMOS. (A)-SISTEMA ACTIVO Y PESO LEVANTADO. (B)-SISTEMA DESACTIVADO, CONDICIONES INICIALES.....	110
FIGURA VIII-1. ESQUEMA ARQUITECTURA DE CONTROL	113
FIGURA VIII-2. DIAGRAMA DE CONTROL DEL ACTUADOR.....	115
FIGURA VIII-3. (A)-TRANSMISIÓN SÍNCRONA. (B)-TRANSMISIÓN ASÍNCRONA (CORTÉS, T.A. 2015)	117
FIGURA VIII-4. CONECTOR RS-232.....	118
FIGURA VIII-5. TIPOS DE CONECTORES USB.	119
FIGURA VIII-6. PRIMER BYTE DE SOLICITUD DE LA CONEXIÓN.	119
FIGURA VIII-7. ESQUEMA DE LA COMUNICACIÓN DURANTE LA EJECUCIÓN DE UNA TAREA.	122
TABLA IV-1. RELACIÓN ENTRE EL DIÁMETRO Y LA FUERZA EJERCIDA.	62
TABLA IV-2. TABLA DE CARACTERÍSTICAS DEL FLEXINOL	63
TABLA V-1. PARÁMETROS Y VALORES DEL MICROCONTROLADOR ATTINY84A	73
TABLA V-2. REQUISITOS DEL CONECTOR PCB.	82
TABLA V-3. CARACTERÍSTICAS DEL CONECTOR PCB TERMI-BLOK DE TE CONECTIVITY.....	82
TABLA V-4. MODELOS DE TRANSISTORES DE LA COMPAÑÍA FAIRCHILD SEMICONDUCTORS.....	84
TABLA V-5. ENCAPSULADO SMD EN FUNCIÓN DE LA POTENCIA DE LA RESISTENCIA.	85
TABLA VI-1 .RESISTENCIAS EMPLEADAS.....	90



TABLA VII-1. MEDIDAS DE LA PRUEBA DE LEVANTAMIENTO LIBRE	104
TABLA VII-2. RESULTADOS DEL EXPERIMENTO DINÁMICO DEL ACTUADOR	108
TABLA VIII-1. CODIFICACIÓN DE LAS DIFERENTES CONFIGURACIONES DE LOS ACTUADORES DE UN MÓDULO.	120
TABLA IX-1. TOTAL, DE HORAS INVERTIDAS	127
TABLA IX-2. COSTE TOTAL DE PERSONAL.	128
TABLA IX-3 COSTE DE LICENCIAS Y EQUIPOS.	128
TABLA IX-4. COSTES TOTALES DEL PRODUCTO.	129
TABLA IX-5. COSTES TOTALES DE PAPELERÍA Y OTROS.	129
TABLA IX-6. COSTES TOTALES DE MATERIAL.....	129
TABLA IX-7. COSTES TOTALES DIRECTOS.....	130
TABLA IX-8. COSTES TOTALES INDIRECTOS.	130
TABLA IX-9. COSTES TOTALES DEL PROYECTO	130



I. Introducción, motivación y objetivos



I.1. INTRODUCCIÓN

Los avances en la tecnología, más concretamente en el campo de la robótica, han llevado al ser humano a resolver o mejorar las condiciones de vida preestablecidas. En el caso de la medicina, estos avances han facilitado el empleo de robots en términos de cirugía, facilitando el trabajo humano mediante los aumentos de la precisión y la monitorización aportados por el robot.

Dentro de la robótica quirúrgica se distinguen dos campos básicos actuales de desarrollo: la telecirugía, o cirugía asistida, y el empleo en cirugías mínimamente invasivas.

En la actualidad los robots tienen el potencial de mejorar la precisión de las operaciones y las capacidades de los médicos, reducir el riesgo de infección y el tiempo de postoperatorio, ayudar al diagnóstico y a la rehabilitación, e incluso actuar como prótesis. Son empleados en disciplinas como la neurocirugía, ortopedia, urología, cirugía maxilofacial, radiocirugía, oftalmología y la cirugía cardíaca. [Cleary et al, 2002]

Uno de los campos de estudio dentro de la medicina a mejorar con la intervención de la robótica debe ser los procesos de diagnóstico, como la endoscopia, los cuales al ser métodos de exploración invasivos provocan problemas y molestias en los pacientes. El margen de mejora en este tipo de diagnósticos es muy elevado, mejoras en la calidad de imagen, en la flexibilidad y accesibilidad a diferentes áreas mediante la adaptabilidad del sistema que realiza el diagnóstico y en la utilización de nuevos métodos que disminuyan las consecuencias negativas de la exploración invasiva.

El estudio de robots apodo modulares hiper-redundantes capaces de adaptarse a los pliegues del sistema digestivo y con la habilidad para realizar movimientos suaves y precisos, minimizando los posibles daños y desgarros en el tejido interno que, en casos extremos, podría derivar en perforaciones y causar la muerte del paciente, se están basando en la reproducción de los movimientos y la morfología de diferentes organismos vivos. Además, en dicho estudio no solo se centrará la idea de identificación si no que se deberán dar bases para un avance posterior en este campo que permita el uso de los mismos para operaciones e intervenciones quirúrgicas.

El empleo de este tipo de robots, que deben de tener unas dimensiones reducidas para poder acceder a cualquier superficie o pliegue dentro del organismo a explorar, por compleja o mínima que sea esta, facilitaran la precisión e identificación de zonas tumorosas, así como la realización de extracción de tejido de las mismas sin causar graves complicaciones al paciente.

I.2. PROBLEMÁTICA Y JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO

I.2.i. Problemática

El cáncer colorrectal es el tumor maligno más prevalente en España y constituye la segunda causa de mortalidad más frecuente por cáncer. Analizando conjuntamente ambos sexos, en España se diagnostican cada año más de 25000 nuevos casos de los que fallecen aproximadamente 13.000 pacientes por esta causa. La detección precoz de este cáncer y la extirpación de su lesión precursora, el pólipo adenomatoso, reducen la incidencia y mortalidad por esta neoplasia de forma significativa. [Quintero, Andreu, Lanas y Piqué, 2009]

El método actual más empleado para la detección de este tipo de células tumorosas, más específicamente denominados pólipos adenomatosos, es el empleo de la colonoscopia flexible, la cual consiste en la inserción a través del ano de un tubo flexible dotado de iluminación y visión, a través del cual se pueden introducir pinzar y otros accesorios que se puedan emplear para los diferentes procesos de diagnóstico o terapéuticos.

El empleo de este método no conlleva una eficacia del 100% debido a la falta de precisión y accesibilidad que puede presentar el sistema. Sumado a esto, en muchos casos la dificultad de localizar de forma exacta la posición dentro del tracto intestinal del pólipo adenomatoso es elevada, incurriendo así en el aumento de la dificultad de extracción del mismo. Otro problema añadido, es que una mala realización del método puede ocasionar una perforación en el tracto dando como resultado la introducción de aire y agentes infecciosos al peritoneo y causando una peritonitis, la cual, en estados avanzados, puede provocar la muerte del paciente.

I.2.ii. Justificación

Con el propósito de mejorar las técnicas y métodos de diagnóstico en este tipo de enfermedades y solventar las limitaciones de las técnicas de endoscopia actuales, se han realizado estudios sobre la inserción y uso de robots para este tipo de situaciones.

El empleo de estos permitiría aumentar la precisión y accesibilidad durante la exploración debido a la realización de un diseño adaptativo, con unas dimensiones reducidas y una tecnología de visión e identificación específica. El tipo de robots actualmente estudiados con este propósito son los denominados robots apodos modulares hiper-redundantes, los cuales están basados en la reproducción de movimientos de seres vivos y diseñados por módulos independientes entre sí, capaces de realizar movimientos relativos respecto del módulo anterior.

El empleo e inserción de estos, además, permitiría la reducción de los tiempos de duración de la prueba, evitaría la experiencia del endoscopista como un factor para el resultado de la prueba y realizaría esta sin la necesidad de una sedación al paciente.

En definitiva, el uso y diseño de estos robots es objeto de estudio para la disminución de riesgos y el aumento de la precisión en la detección de tumores y enfermedades durante estas prácticas de diagnóstico intestinal.



I.3. OBJETIVOS

El objetivo principal de este proyecto es:

- Partiendo del diseño previo y evolutivo que se ha llevado a cabo por los diferentes estudiantes de la Universidad de Valladolid, así como de las diferentes ideas e investigaciones reflejadas en el campo, determinar la adaptación de diseños previos a un prototipo viable y realizar su construcción con el fin de visualizar las posibilidades que este campo de investigación ofrece en términos de mejora quirúrgica.

Para ello a su vez, el objetivo principal puede descomponerse en el cumplimiento de diversos objetivos de diseño, los cuales doten al robot de las características necesarias:

- Estudio del campo de trabajo del robot, el aparato digestivo humano. Unido al estudio de las investigaciones previas del uso de robots para cirugía y de la normativa vigente que permite la introducción de aparatos electrónicos en el cuerpo humano.
- Diseño de los módulos homogéneos que darán como resultado la estructura del robot.
- Análisis de los diferentes actuadores electro-mecánicos disponibles y diseño del sistema que permita la locomoción modular independiente del robot.
- Determinación del control de la locomoción del robot en base a la lectura del medio y de la posición actual. Tipos de controladores empleados, así como el método de control utilizado y los sistemas de comunicación necesarios entre módulos.
- Programación de cada uno de los módulos independientes con el fin de mostrar un correcto funcionamiento del robot y reflejar las ventajas que este campo de investigación nos ofrece.

I.4. ESTRUCTURA DEL PROYECTO

Capítulo 1: Introducción al tema de estudio. Exposición del problema planteado en la actualidad, así como justificación y objetivos

Capítulo 2: Estudio del campo de trabajo, descripción del sistema digestivo humano y los procesos de endoscopia. Estudio de los robots apodo en la actualidad. Estudio de la electrónica aplicada al cuerpo humano.

Capítulo 3: Diseño del robot apodo en general. Esquemas de control y de funcionamiento.

Capítulo 4: Estudio del material elegido como actuador. Usos y características del Flexinol. Actuador implementado por medio de flexinol.

Capítulo 5: Diseño del sistema de control, alimentación y comunicación de cada uno de los módulos del robot.

Capítulo 6: Pruebas electrónicas del funcionamiento del sistema de control. Pruebas en diferentes modos de alimentación CC y PWM.

Capítulo 7: Pruebas mecánicas y dinámicas del actuador. Pruebas de fuerza y posicionamiento del actuador basado en flexinol.

Capítulo 8: Descripción de la arquitectura de control implementada. Descripción de los diferentes elementos, funciones y protocolos de comunicación empleados.

Capítulo 9: Estudio económico del proyecto.

Capítulo 10: Conclusiones y líneas futuras de investigación.

Capítulo 11: Bibliografía

Capítulo 12: Anexos



II. Estado del Arte de los Robots Médicos Hiper- Redundantes



II.1. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se explicará la morfología y características específicas del sistema digestivo humano con el fin de determinar las dimensiones y características mecánico-físicas del robot apodo. Además, se plantea también un estudio de los métodos actuales de endoscopia que se pretenden mejorar.

Inclusive en el capítulo se realiza un estudio de la legislación y normativa vigentes en materia de salud, con el fin de determinar los materiales a emplear durante nuestro diseño.

Por último, se mostrarán una serie de ejemplos de equipos electrónicos y robóticos que se emplean en la medicina para sacar conclusiones acerca del modelo a plantear.

II.2. APARATO DIGESTIVO HUMANO Y MÉTODOS DE EXPLORACIÓN

II.2.i. Anatomía del aparato digestivo

El sistema digestivo ocupa parte de la cara, en donde se origina, desciende por el cuello, atraviesa la cavidad torácica, abdominal y pelviana y se abre al exterior, algo debajo y delante del cóccix.

Además, se incluyen dentro del mismo las glándulas anexas: glándulas salivares, hígado y páncreas.

A continuación, se describen las diferentes partes que conforman el interés del que detalla este proyecto, que son: la boca, laringe, faringe, esófago, estómago, intestino delgado e intestino grueso.

- Cavidad Bucal:

Es una cavidad de dimensiones variables según el estado de las paredes que la forman y los movimientos de la mandíbula. Comunica con el exterior del cuerpo mediante un orificio en su parte delantera, denominado boca, y se conecta en su parte trasera a la cavidad de la faringe mediante el istmo de las fauces. Contiene en su interior dos arcos dentales, superior e inferior, y la lengua que hace las funciones de órgano muscular y sensorial. [Lartajet y Liard, 2011]

- Faringe:

Se trata de un canal muscular dispuesto de forma vertical por delante de la columna vertebral y por detrás de las cavidades nasales, la cavidad bucal y la laringe. Por debajo de la laringe se transforma en un cilindro cuya cara anterior está formada por la cara posterior de la laringe. La faringe continua hacia abajo con el esófago. Siendo esta un conducto compartido por las vías digestiva y respiratoria.

Centrándonos en la vía digestiva, sabemos que su longitud es variable en función de los movimientos de la deglución alcanzando en la posición de exploración con la cabeza en hipertensión, como se muestra en la figura 2-1, un valor de 14 centímetros desde los arcos dentales hasta el inicio del esófago.

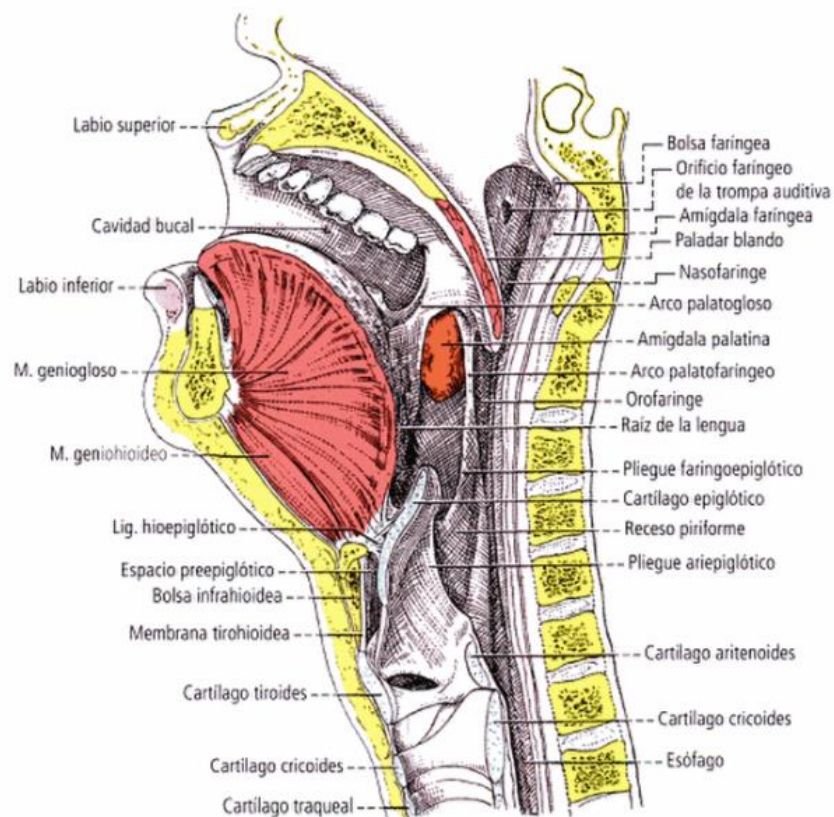


Figura II-1. Corte sagital de la cabeza y cuello en extensión. Corte del lado derecho (Latarjet-Ruiz Liard 2011)

Además, cuenta con un diámetro de aproximadamente 4.5 cm en su parte superior ensanchándose hasta 5 cm en la parte intermedia. En la parte inferior, su diámetro se estrecha de nuevo hasta situarse entre los 2 y 4 cm. [Lartajet y Liard, 2011]

- **Esófago:**

Es un conducto cilíndrico y muscular, tapizado por una mucosa, que une la faringe con el estómago.

En un adulto el esófago mide aproximadamente entre 25 y 30 cm. Unos 5 cm en la región cervical, entre 16 y 20 cm a lo largo del tórax, 1 cm de travesía diafragmática y 3 cm en el abdomen.

Esta longitud no es constante, ya que varía en función de la situación origen y de su terminación. Con la flexión y extensión de la cabeza, el extremo superior puede variar unos 4 cm de acuerdo con la situación de la laringe, mientras que el extremo inferior sigue los movimientos del diafragma y por ello está situado más bajo durante la

inspiración. Razón por la cual el esófago presenta su máxima longitud durante la extensión de la cabeza y la inspiración.

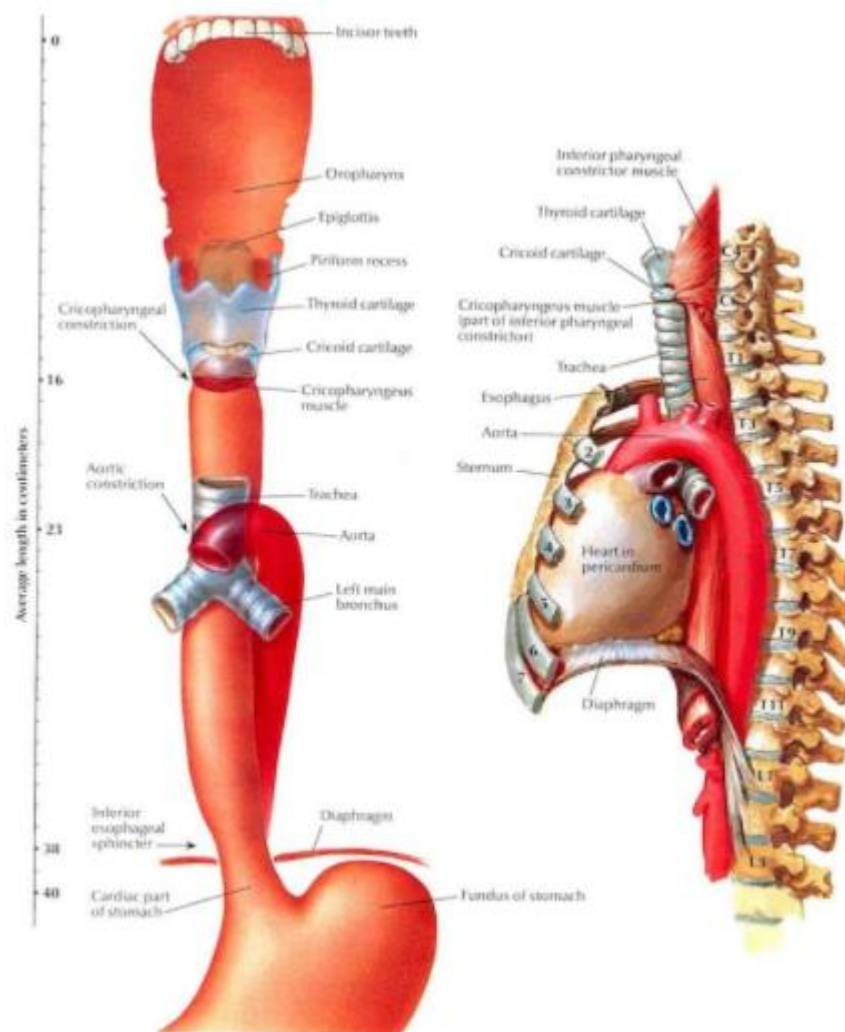


Figura II-2. Topografía y constricciones del esófago, con escala en cm. (Netter 2017)

Cuando se encuentra vacío, su cavidad es estrecha tal y como se aprecia en la Figura 2-2. Tiene una forma de hendidura transversal de 5 a 12 mm y sus paredes se encuentran en contacto entre sí. Distendido el esófago tiene forma de un cilindro alargado que presenta tres estrechamientos: circoideo, torácico y frénico, separados por zonas ligeramente dilatadas. La parte terminal en el abdomen adopta una forma de embudo cuya base corresponde al estómago. [Latarjet y Liard, 2011].

- Estómago:

Se trata de un reservorio muscular situado entre el esófago y el duodeno, donde se acumulan los alimentos y cuya mucosa genera un jugo digestivo potente.

Se encuentra situado debajo del hígado y el diafragma con una orientación inicial hacia abajo y adelante, posteriormente cambia y se acoda hacia la derecha franqueando la línea media. Tanto su forma como su orientación cambian en frecuencia de los procesos digestivos y la posición del cuerpo, ya que se trata de un órgano móvil y extensible. [Latarjet y Liard, 2011].

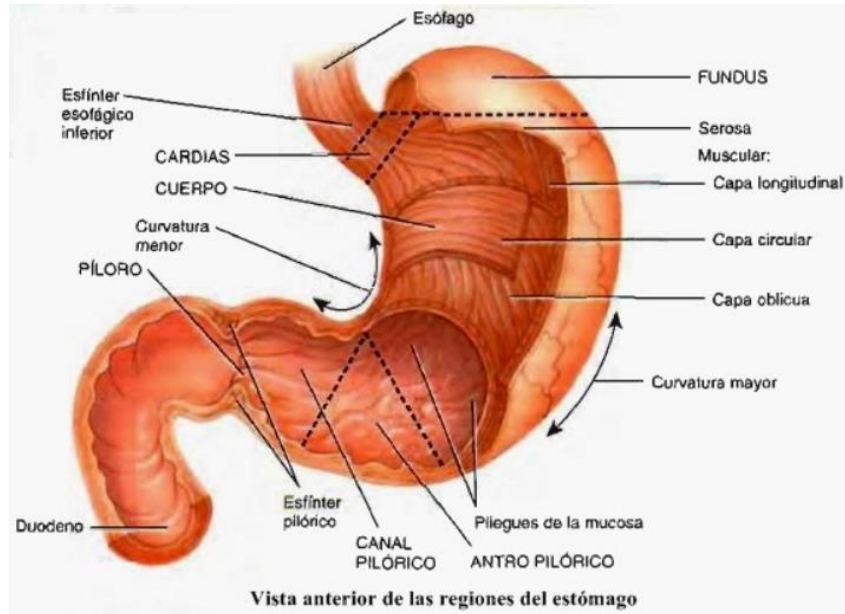


Figura II-3. Regiones del estómago.

Las áreas de especial relevancia para la fibrogastroscopia son los cardias, el cual comunica el esófago con el estómago y es controlado muscularmente por el diafragma y el píloro. En la figura 2-3 se pueden observar las diferentes áreas o regiones del estómago.

- Intestino delgado:

Formado por tres partes diferenciadas: duodeno, yeyuno e íleon, se caracteriza por su longitud, que lo obliga a realizar numerosas sinuosidades dentro de la cavidad abdominal formadas por las asas delgadas. Estas sinuosidades son posibles gracias a su movilidad, determinada por la longitud de su meso, mesenterio, que lo une a la pared del abdomen y por su importancia en las funciones digestivas: vascularización arterial y venosa y drenaje linfático. En la figura 2-4, se muestran estas vascularizaciones.

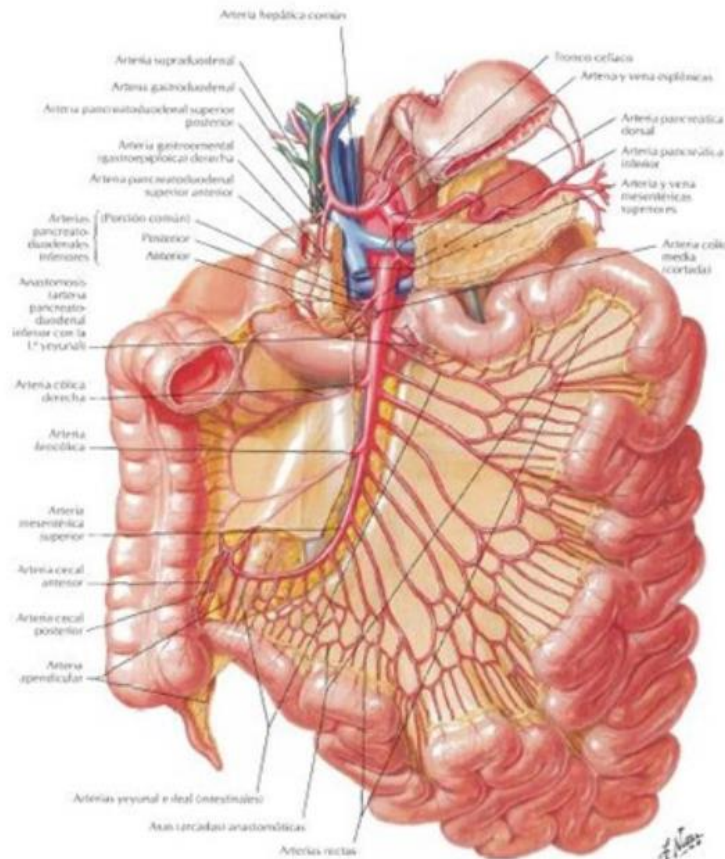


Figura II-4. Anatomía del intestino delgado. (Netter 2014).

El duodeno es la parte inicial del intestino delgado, que se extiende desde el píloro, en el estómago, hasta la flexión duodenoyeyunal. Posee una forma de anillo incompleto dispuesto alrededor del páncreas, cuya superficie interna es lisa en la región situada encima del páncreas y el conducto biliar y adquiere la presencia de pliegues transversales, irregulares, circulares y válvulas conniventes más abajo.

Las partes correspondientes al yeyuno e íleon no se diferencian notablemente entre sí y sus límites son difíciles de detectar.

En su conjunto, el intestino delgado desarrollado presenta un tubo de calibre variable regularmente decreciente, de 25 a 30 mm en su origen hasta los 15 a 20 mm en su terminación. Además, su longitud puede variar desde los 5.5 metros hasta los 9, teniendo un promedio de 6.6 m en un adulto. [Latarjet y Liard, 2011]

- *Intestino Grueso:*

Es la porción del tubo digestivo que continúa al íleon. Posee una longitud que varía entre 1.6 metros hasta los 1.8 metros en un adulto y se encuentra dividido en tres partes o regiones principales: el ciego, con sus apéndices vermiformes, el colon, que abarca diferentes porciones, y el recto, que incluye el canal anal, tal y como se observa en la figura 2-5.

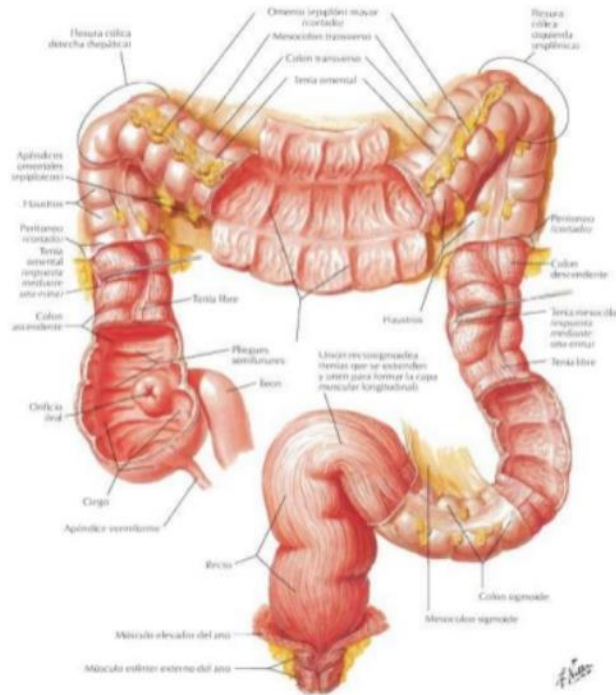


Figura II-5. Anatomía del intestino grueso. (Netter 2014).

El ciego es la primera región del intestino grueso, se encuentra conectado al orificio ileal y se extiende hacia arriba hasta su unión con el colon ascendente. Su orientación va de arriba hacia abajo, de atrás hacia delante y de lateral a medial. En los seres vivos, se encuentra lleno de materia fecal líquida o de gases, que es necesario exprimir hacia arriba, mediante compresión, para que se aplaste.

El colon (ascendente, sigmoide y trasverso) forma la parte principal del intestino grueso. El colon ascendente, unido al ciego se extiende hacia arriba y hacia atrás con una longitud de entre 12 a 15 cm.

El colon trasverso es la parte más extensa y móvil del intestino grueso. Se encuentra situado entre las flexuras cólicas derecha e izquierda, y unido a la parte posterior del abdomen mediante el mesocolon transversos.

Por último, el colon sigmoide se encuentra interpuesto entre el colon descendente y el recto, con una longitud dependiente del asa sigmoide y que tiene un promedio de entre 20 a 50 cm en un adulto. En su aspecto más frecuente, su orientación parte en un primer lugar a lo largo de la parte izquierda de la pelvis, a continuación, se curva de izquierda a derecha y luego de adelante a atrás. Finalmente, se flexiona de arriba hacia abajo para situarse en la línea media, dando a la continuidad del recto sigmoideo alojamiento en la cavidad sacra.

El recto constituye la parte terminal del sistema digestivo, que se continua con el canal anal. Este conjunto está constituido por una longitud de 18 cm promedio en un adulto, los cuales se distribuyen en 14 cm para el recto y 4 cm para el canal anal. [Latarjet y Liard, 2011].

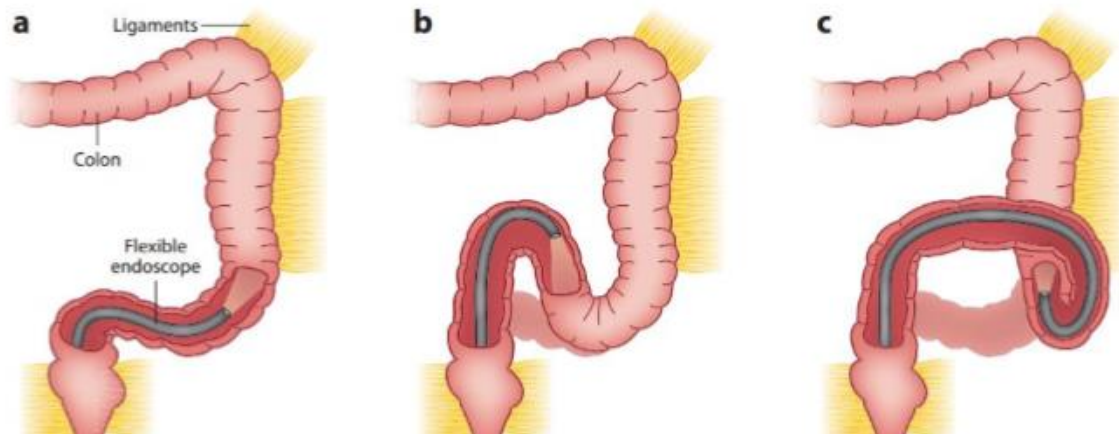


Figura II-6. Problema de la colonoscopia ilustrado. (a) Situación ideal. (b) Situación típica. (c) Situación de dolor para el paciente.

En la figura 2-6, se aprecia una de las principales dificultades que experimenta la colonoscopia actual. En la situación ideal (a) el endoscopio sigue las curvas del colon, sin ocasionar daño al paciente. En la práctica, al ser un dispositivo puramente mecánico, se produce la situación (b) en la que la punta del endoscopio presiona a la pared intestinal, estirándola hasta que opone una fuerza suficiente para obligar al endoscopio a doblarse. [Valdastri et al ,2012]

Este balance entre rigidez y flexibilidad del endoscopio es lo que puede llevar a situaciones como (c), donde el endoscopio ha ejercido demasiada fuerza sobre el intestino, provocando dolor al paciente y causando un riesgo de perforación.

II.2.ii. Conclusión:

A lo largo del estudio realizado previamente, se han establecido unos requisitos mínimos para la construcción y el diseño mecánico de nuestro robot apodo modular destinado a procedimientos de endoscopia. Estos requisitos se basan en el estudio del aparato digestivo, así como de las técnicas actuales de endoscopia. A continuación, se resumen los requisitos necesarios para realizar una cirugía mínimamente invasiva:

- **Tamaño:** El diámetro del robot debe de estar limitado entre los 18 y 22 mm y debe disponer de al menos 3 canales intermedios: 1 destinado a la transmisión de imágenes, y otros 2 para el empleo de herramientas.
- **Imagen:** Debe poseer una resolución suficiente y una iluminación adecuada para poder distinguir las diferentes estructuras anatómicas.
- **Insuflación:** Debe permitir un gran flujo de insuflación de CO₂ para crear suficiente neumoperitoneo para que haya espacio suficiente para operar con los instrumentos de forma segura. Se necesitan sistemas que controlen la presión intraperitoneal, ya que las presiones por encima de 15 mm Hg. son peligrosas.
- **Succión / irrigación:** Debe de poder eliminar de forma eficiente la sangre, coágulos y fluidos del campo quirúrgico, incluyendo un sistema de alarma para casos en los que se produzca alguna complicación.

- **Maniobrabilidad:** La punta del dispositivo debe de ser capaz de maniobrar en todos los planos y su eje debe de girar 180°.
- **Estabilidad:** El dispositivo debe de ser flexible durante la inserción y poseer la suficiente rigidez para poder realizar la operación de forma precisa.
- **Triangulación:** Debe facilitar al cirujano la capacidad de manipular el tejido con la tracción y compresión en todos los planos. Para ello, se necesitan elementos de agarre adecuados y una plataforma multitarea adecuada. [Laguna, 2015]

A todos estos requisitos, se suman aquellos aplicados por la normativa en materia de salud que deben de cumplir los dispositivos electrónicos introducidos en el cuerpo humano. Esta normativa se estudiará en los siguientes apartados con el fin de enumerar todos los requisitos esenciales previos a nuestra construcción.

II.3. ROBÓTICA MÉDICA HIPER-REDUNDANTE Y APODA

Durante este apartado se va a revisar la situación actual en el campo de la robótica médica, marcando un especial interés en el tema de estudio a tratar, la robótica hiper-redundante y apoda. Para ello, antes de realizar su inclusión dentro del campo de la medicina se va a realizar una descripción completa sobre la propia robótica hiper-redundante y apoda.

Los robots hiper-redundantes se encuentran especialmente caracterizados por el hecho de poseer más grados de libertad de los estrictamente necesarios para realizar una tarea determinada. Algunas de las principales ventajas de estos robots son: la menor falta de tolerancia en sus uniones, un mejor rango de capacidades para trabajar en ambientes complejos y que requieren una gran capacidad de adaptación y un amplio rango de mejoras mecánicas y cinemáticas entre las que destacan el bajo consumo de energía, la gran capacidad de transmisión de fuerzas, la rigidez o la destreza.

Actualmente, el uso de estos robots se ha visto muy limitado al campo experimental debido a dos razones. En primer lugar, el alto número de grados de libertad que estos robots poseen implica una gran dificultad a la hora de su diseño y producción. Por otro lado, las técnicas actuales de modelado cinemático no son lo suficientemente eficientes para describir este tipo de robots. Esto último es debido a que los robots hiper-redundantes tienen como resultado final el de describir y reproducir los movimientos similares a los realizados por animales descritos en la naturaleza, efecto que se conoce con el nombre de espiral de Fibonacci. [Barrientos, 2017]

Esta topología se utiliza en la actualidad en muchas tareas de mantenimiento rutinario como la reparación e inspecciones de tanques, tuberías y conductos. Se emplean también en cámaras nucleares y como ayuda en tareas de cirugía debido a la dificultad de adaptación de estos campos. [González, 2013]



Este último tipo de robots se denominan además con el término de apodos debido a su particular característica de carencia de extremidades locomotoras, que supone una gran similitud con los gusanos. Durante su planteamiento se siguió una técnica de aproximación biomimética a la robótica de este tipo de animales que ha derivado en consecuencia al empleo en su nombre de esta terminación.

ACM

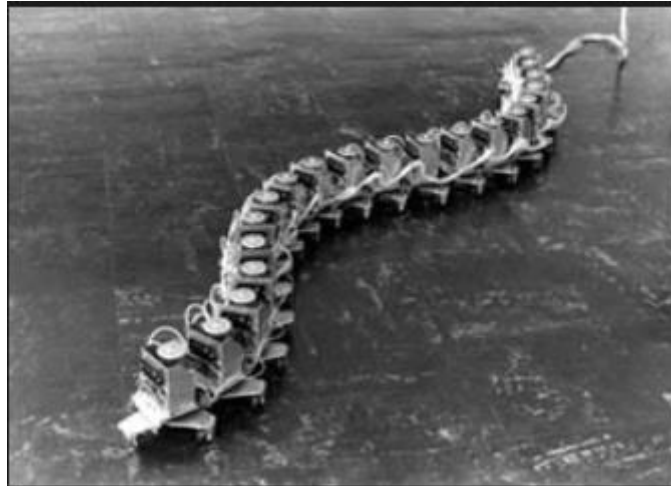


Figura II-7. Robot ACM-III diseñado por Hirose

Hirose, del instituto de tecnología-s de Tokio, fue el primer pionero en el estudio y aplicación de la biomecánica de las serpientes en la robótica con la implementación en 1976 del que se conoce como primer robot serpiente o gusano, el **ACM-III** (Active Cord Mechanims). Tras los trabajos de este profesor se generó un gran interés por el continuo estudio del campo, aunque a continuación nos centraremos solo en la descripción de aquellos de interés quirúrgico.

Inchworm robot

Desarrollado en Caltech (USA) en el año 1995 por Brett Slatkin, Joel Burdick y Warren Grundfest, se trata de un prototipo pionero con el objetivo de realizar terapia y diagnosis en el intestino delgado, de forma mínimamente invasiva.

El robot, figura 2-8, de tipo apodo, es accionado por actuadores neumáticos, alimentados desde el exterior por una fuente de alta presión/vacío. También incluye el cableado eléctrico para transmitir las señales de control, y la fibra óptica necesaria para la iluminación y retransmisión del área que el robot se encuentra explorando.

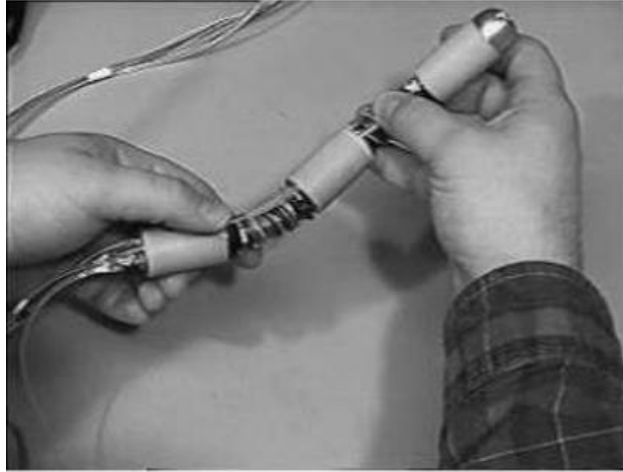


Figura II-8. Prototipo de robot endoscópico (3 agarres y 2 extensiones)

Este diseño, es muy robusto y de un tamaño considerable, se desplaza en ciclos de bombeo, en los que los elementos circulares y los longitudinales, representados en la figura 2-9, van contrayéndose y expandiéndose.

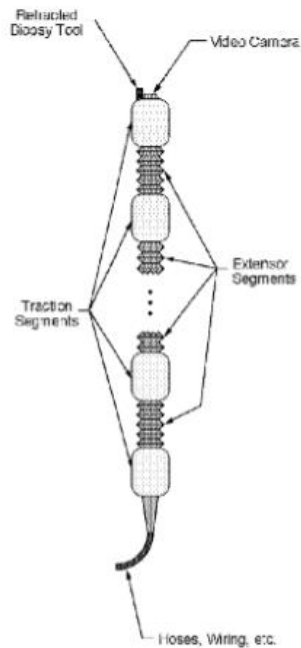


Figura II-9. Diagrama del robot inchworm (Stalkin et al, 1995)

Flex

El Flex robotic system, de la compañía Medrobotics, es un robot serpiente empleado y comercializado para la realización y asistencia en cirugías mínimamente invasivas.

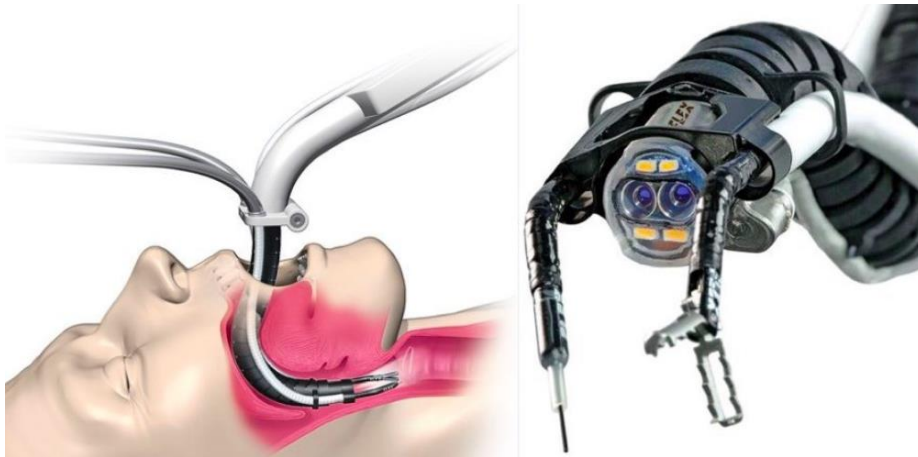


Figura II-10. Flex Robotic System de la compañía Medrobotics

Consiste en un endoscopio robótico multiarticulado capaz de desplazarse en trayectorias tortuosas y no lineales de una forma cómoda, que no es posible alcanzar por métodos convencionales de cirugía. La maniobrabilidad de su alcance se deriva de los múltiples enlaces mecánicos que consisten en mecanismos concéntricos. Mediante esta maniobrabilidad, los cirujanos tienen la capacidad de realizar procedimientos en lugares inviables anteriormente.

Además de su capacidad para desplazarse por trayectorias sinuosas, este robot cuenta con la habilidad de crear una plataforma desde la cual el cirujano puede pasar instrumentos quirúrgicos flexibles.

Finalmente, el robot cuenta con una cámara que dota al sistema de visión en alta definición y tiempo real, brindando de este modo al cirujano de una visión clara de la ruta de navegación y el sitio quirúrgico.

CardioArm

Se trata de un robot serpiente desarrollado por investigadores de la Universidad Carnegie Mellon, Pittsburg, cuyo objetivo es dotar de un soporte asistencial en cirugías mínimamente invasivas, ablaciones en este caso.



Figura II-11. CardioARM (Choset, Zenati y otros 2008)

El diseño está compuesto por 50 enlaces cilíndricos rígidos conectados en serie por 3 cables. Dos enlaces adyacentes pueden rotar aproximadamente 10 grados uno respecto del otro. El aparato distal actual tiene 10 mm de diámetro y 300 mm de longitud, con un total de hasta 105 grados de libertad. Una de sus características novedosas es que sigue un algoritmo del tipo “Follow the leader”, que consiste en que cuando el usuario le indica una posición o trayectoria a la punta, todos los demás enlaces se orientan siguiendo a esta. De esta forma, se evita realizar un control específico de todos los enlaces del sistema. [Choset et al, 2008]

Además, este robot cuenta con un sistema de emergencia que disminuye su rigidez permitiéndole de esta forma ser extraído de una manera rápida y segura.

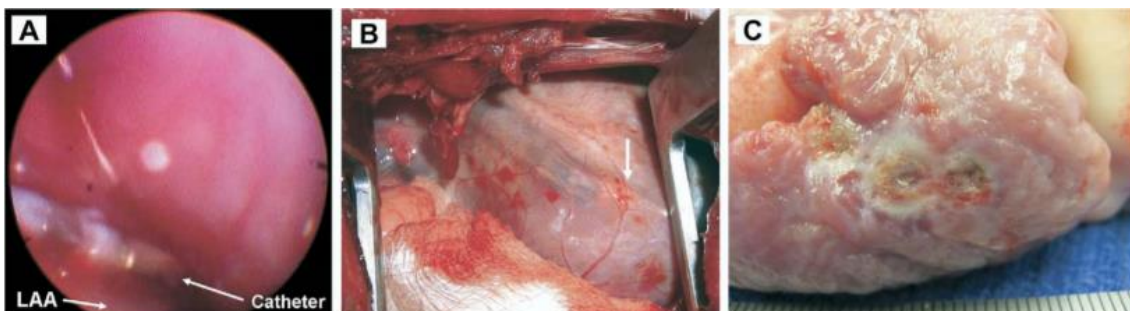


Figura II-12. (A) Vista de abordaje durante un ensayo de ablación. (B) Aparato distal visto a través del pericardio. (C) Una lesión en la base de la aurícula izquierda "punto a punto"

Por otro lado, el sistema está dotado de cámaras para realizar la visualización y guiado durante la operación al cirujano.

SAW

El SAW (Single Actuator Wave) es un pequeño robot biomimético basado en el movimiento que realizan las orugas que es capaz de desplazarse por cualquier superficie.

Actualmente este robot se encuentra en proceso de desarrollo por la Universidad Ben-Gurion, en Israel. Su mecanismo y diseño le permiten desplazarse mediante un movimiento ondulatorio, por el cual puede realizar los desplazamientos en cualquier superficie.

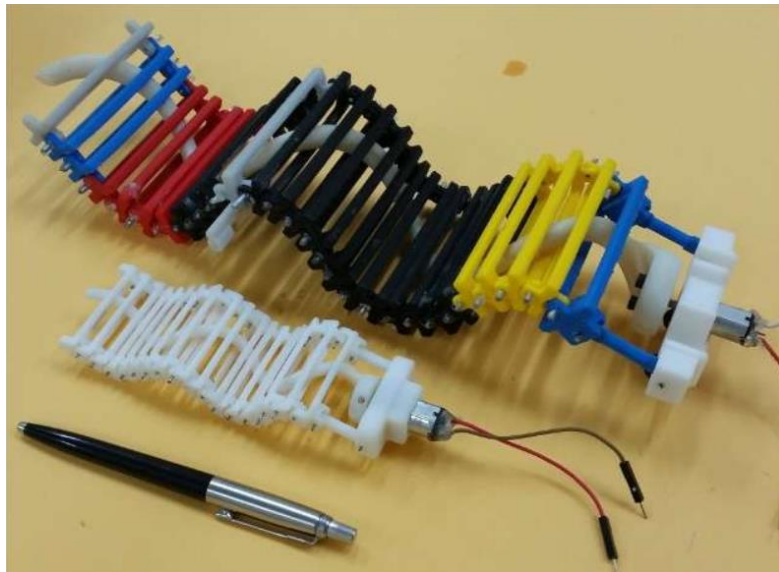


Figura II-13. Robot SAW (Zarrouk y otros 2017)

“La forma externa del robot es una proyección en 2 dimensiones de una hélice giratoria que da como resultado una onda que se mueve continuamente, pudiendo variarse el sentido de avance en función del sentido de giro del motor.” [Zarrouk, 2017]

Este proyecto se encuentra ahora en líneas de ser miniaturizado con el fin de poder moverse por el cuerpo humano, permitiendo realizar una exploración del intestino delgado, que actualmente es imposible.

SMA



Figura II-14. Robot SMA en movimiento (Rentschler y otros 2017)

Este robot creado por la Universidad de Boulder, Colorado, es un prototipo de robot gusano capaz de imitar los movimientos naturales del intestino humano con el fin de mejorar al máximo las técnicas colonoscópicas.

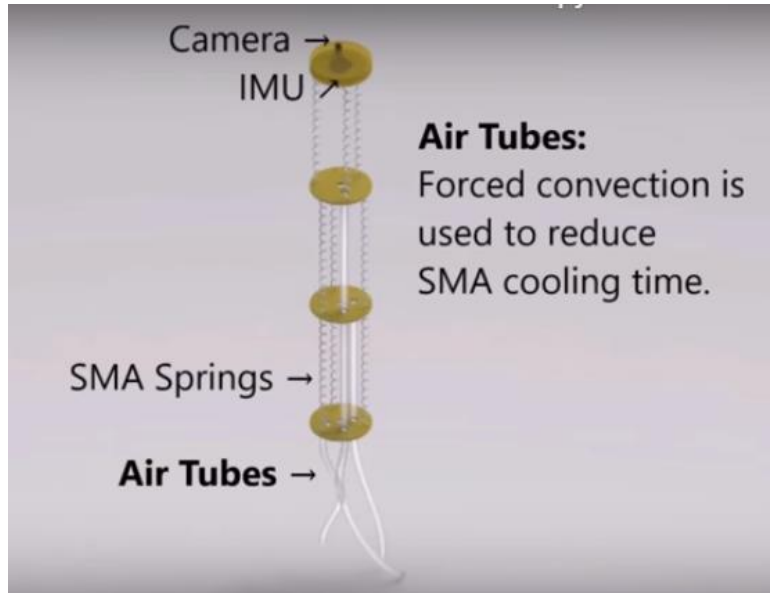


Figura II-15. Esquema interno del robot SMA (Rentschler y otros 2017)

El diseño del SMA está basado en la tecnología de materiales con memoria de forma. Cada uno de los módulos está unido por tres muelles de SMA que se encogen cuando son calentados mediante pequeñas corrientes eléctricas. Para realizar la expansión, un conjunto de tubos de aire frío llenan la cavidad del módulo beneficiando además el enfriamiento de los SMAs. Finalmente, todo el sistema está recubierto por una silicona de impresión 3D que de forma conjunta con el aire frío realizaría la expansión del módulo.

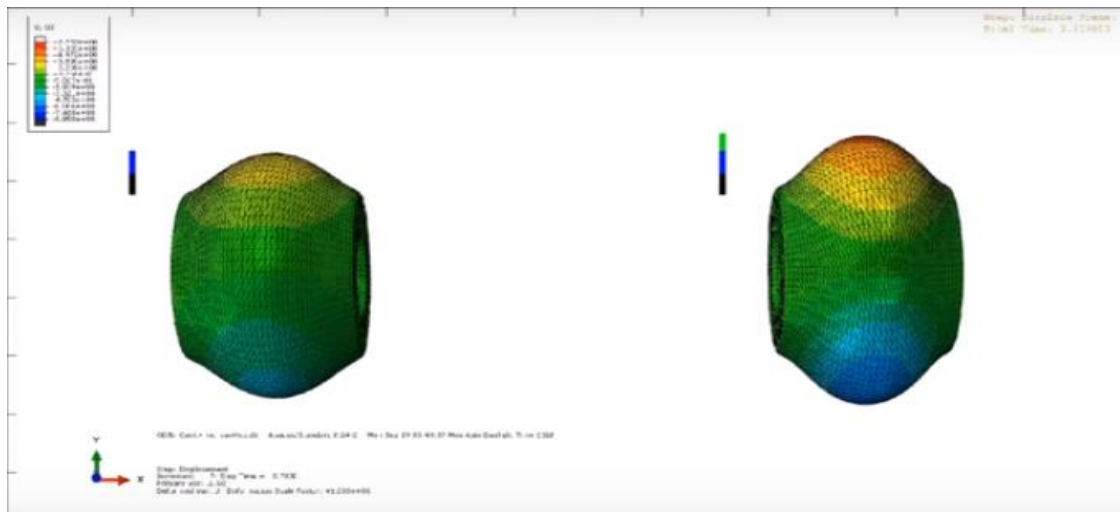


Figura II-16. Simulación del movimiento de un módulo del robot SMA (Rentschler y otros 2017)

El objetivo principal de este diseño se centra en la exploración y recepción de imágenes, que, a diferencia de los anteriores no provee de un soporte estable para realizar operaciones quirúrgicas. Para ello, el sistema está dotado de una cámara que retransmite imágenes en tiempo real de la trayectoria seguida.

Aunque el sistema es totalmente biocompatible, consta de dos problemas: Un diámetro excesivamente grande y una velocidad de avance muy pequeña, de alrededor de 6 pulgadas en 15 segundos. Un problema que los investigadores creen que será resuelto en el futuro.



Robot de colonoscopia inflable

Se trata de un robot desarrollado en la Universidad Lincoln de Nebraska, que emplea un método de locomoción mínimamente invasivo aprovechando la expansión longitudinal de un tubo inflable de látex para propulsar su punta a lo largo del colon. De forma similar a un globo que se hincha, el tubo se ajusta y se abre paso a través del colon a medida que se expande.



Figura II-17. Robot de colonoscopia inflable (Dehghani y otros 2018)

Este diseño evita inherentemente la formación de bucles en el colon, que son los principales causantes del dolor postoperatorio en los pacientes. Una de sus principales ventajas reside en su rápida velocidad de avance, de 28 mm/seg, que unida a su gran adaptabilidad permiten alcanzar el colon en tan solo 54,2 segundos por los casi 16 minutos que dura una colonoscopia habitual.

II.4. La electrónica en el cuerpo humano

En este apartado se van a describir diferentes dispositivos electrónicos empleados actualmente en el cuerpo humano con el fin de preestablecer los requisitos que nuestro robot debe cumplir. Por esta razón, será necesario realizar una pequeña indagación en la normativa referente a la electrónica médica.

Marcapasos

Un marcapasos artificial es un dispositivo electrónico diseñado para producir impulsos eléctricos con el objetivo de estimular el corazón cuando falla la estimulación fisiológica o normal. Estos impulsos, una vez generados, necesitan de un cable conductor (o electro catéter) que se interponga entre ellos para alcanzar su objetivo. De esta forma, un sistema de estimulación cardiaca consta de un generador de impulsos eléctricos, marcapasos, y de un cable. [Chacón, 2012]

Estos dispositivos suelen implantarse cuando las señales enviadas por la red de tejidos cardíacos del corazón son erráticas: muy lentas, muy rápidas o muy irregulares, como para estimular las contracciones adecuadas de las cámaras del corazón. Este estado de latido errático se denomina arritmia (un ritmo anormal del corazón que puede hacer que bombee de manera menos efectiva).

Las arritmias pueden causar problemas con las contracciones de las cámaras del corazón:

- No permiten que estas se llenen con una cantidad de sangre adecuada, debido a un ritmo demasiado rápido.
- No permiten que una cantidad suficiente de sangre sea bombeada debido a un ritmo lento o irregular. [Packard, 2012]

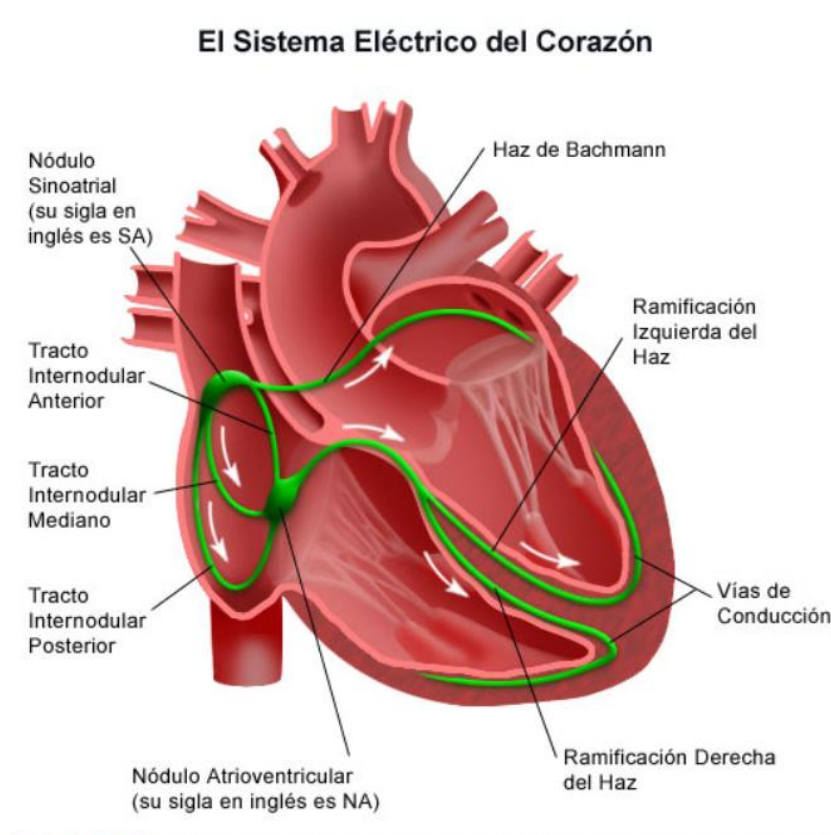


Figura II-18. El sistema eléctrico del corazón. (Packard 2012)

El primer marcapasos conocido data del año 1932. El médico neoyorquino Hyman describió un aparato que provocaba la estimulación eléctrica del corazón mediante impulsos eléctricos periódicos. Este dispositivo consistía en un generador de corriente continua conectado a un interruptor. Gracias a la introducción de un electrodo de aguja, el aparato estimulaba el latido del corazón a través del tórax. El marcapasos pesaba 7,2 kg y había que cargarlo cada seis minutos [Giménez, 2012]

Los ingenieros W. Greatbatch y W.Charcadk diseñaron el primer marcapasos completamente implantable, que entregaba pulsos de 1ms con una amplitud de corriente de 10mA. El sistema funcionaba con una tensión de alimentación de 7.2V y contenía elementos comunes como condensadores, un transformador, resistores y transistores. [Haddad et al, 2009]

Actualmente, existen varios tipos de marcapasos internos o externos en función de la implantación o no en el paciente. Dentro de los internos a su vez se dividen en marcapasos asíncronos y marcapasos síncronos.

Los marcapasos asíncronos están basados en un circuito que contiene una fuente de energía, un oscilador, que determina la frecuencia de estimulación y que puede ser

ajustada dentro de un determinado rango, y un amplificador para generar el pulso de estimulación.

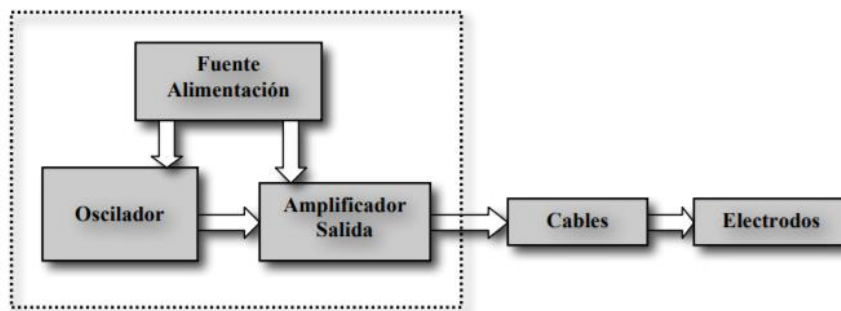


Figura II-19. Esquema del circuito de un marcapasos asíncrono (Guerrero, 2010)

Estos marcapasos se encuentran alimentados por una batería de litio-yodo que les genera una duración de entre 5-10 años de vida, siendo necesaria una nueva intervención quirúrgica cuando esta llega a su fin.

Por otro lado, los marcapasos síncronos son capaces de detectar señales atípicas mediante la inclusión en el diagrama anterior de un amplificador de la señal sensorizada. En este caso, cuando se detecta una señal espontánea se inhibe el oscilador mediante una señal de reset.

Además, estos marcapasos incluyen diferente sensorización: ph sanguíneo, temperatura, movimiento corporal, que permiten proporcionar entradas a un microcontrolador, que a su vez determina si es necesaria o no realizar una estimulación adicional. [Guerrero, 2010]

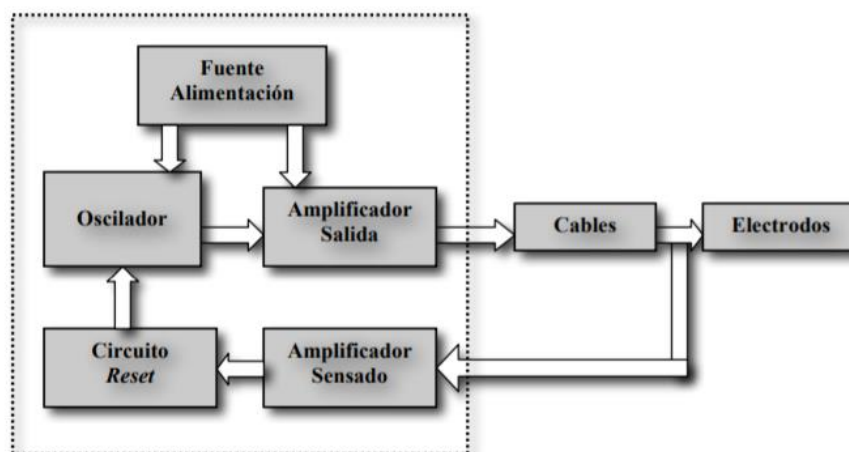


Figura II-20. Esquema del marcapasos síncrono de demanda sin incluir la etapa de control. (Guerrero, 2010)

Estos dispositivos consideraron en su día una revolución en el campo de la ingeniería biomédica. Aunque se trata de dispositivos de vital importancia, solo se ven afectados en condiciones de interferencia electromagnética elevada: Pruebas de diagnóstico mediante electromagnetismo (resonancias) o trabajos de exposición a campos electromagnéticos.

Bomba de Insulina

Una bomba de insulina es un pequeño dispositivo que introduce pequeñas cantidades de insulina en la sangre a lo largo de todo un día gracias a un mecanismo de infusión. Su funcionamiento permite habilitar la inyección de dos maneras: mediante un método continuo y medido (insulina “basal”) y mediante una dosis adicional (“bolo”), que se inyecta bajo la dirección del paciente generalmente a la hora de comer.

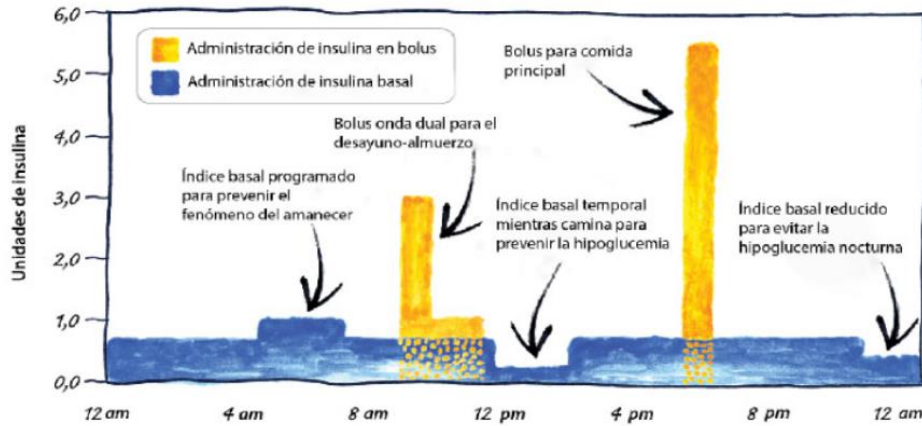


Figura II-21. Esquema de administración de una bomba de insulina de la compañía Medtronic

La cantidad de insulina diaria que la bomba puede distribuir a través del paciente puede ser controlada en base al tipo de deficiencia que este posea por su médico. Para ello, cuenta con un sistema de control capaz de ejercer la acción lógica de empujar un pisto que inyecta la insulina al cuerpo a través de un catéter.

En cuanto a sus características electrónicas, la bomba es alimentada mediante una batería de litio de 1.8V, que debe proporcionar potencia al sistema de control y al motor que accionará el pistón que introducirá la insulina en el organismo.

El control será el encargado de habilitar al motor para realizar la inserción de la insulina y contará con una memoria programable por el médico. Su función principal será la de evaluar la dosis de insulina a introducir, en función de la necesidad del paciente, programada previamente por el médico.

Además, contará con un sensor de los niveles de glucosa actuales del paciente con el fin de predecir, con un margen de antelación de 30 minutos, un posible caso de hiperglucemia.

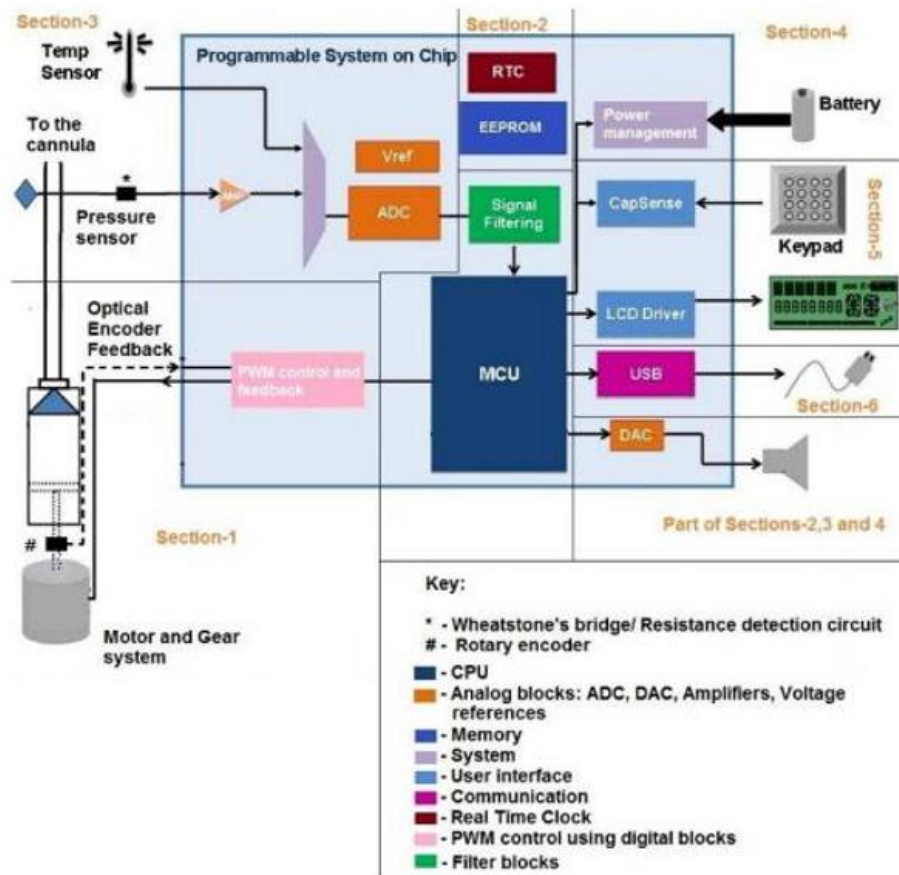


Figura II-22. Diagrama de bloques de la inyección de una bomba de insulina (Ganesan, 2013)

Por otro lado, un motor de CC es empleado para realizar la inyección. Este motor una vez activado, mueve un tornillo que a su vez empuja el pistón que realiza la inyección a través del catéter. Debido a que la velocidad del motor es excesivamente elevada en relación a la velocidad de inyección de la insulina, mediante un sistema de engranajes se realiza la reducción de esta velocidad ajustándola a los requerimientos de empuje del pistón.

El control también debe asegurarse de variar la velocidad de rotación del motor, que en función de ejecutar la tarea de bolo o basal debe de introducir la insulina a una u otra velocidad. De esta forma, en la etapa de bolo el motor girará a una velocidad más elevada, mientras que en la etapa basal la inyección se producirá a velocidades extremadamente pequeñas.

Implante coclear

Se trata de un pequeño dispositivo electrónico para ayudar a mejorar la audición de las personas. Generalmente se emplea para mejorar las capacidades auditivas de personas con dificultades o para dotar de ellas a personas sordas. A diferencia de un audífono, para un implante coclear es necesario realizar una cirugía.

El objetivo general de un implante coclear es el de emplear, mediante un circuito de control y procesamiento, señales eléctricas con el fin de estimular la coclea del individuo que padece hipoacusia y así conseguir aumentar su audición.

El proceso de funcionamiento del sistema, mostrado en la figura “”, consiste en el trabajo conjunto de diferentes partes. En primer lugar, un receptor de ondas sonoras (1), puede ser un micrófono o antena, que se encuentra situado detrás de la oreja, capta el sonido, lo filtra y codifica a una señal digital. Esta señal es enviada al implante interno (3), situado en el caso, a través de la bobina situada en la parte externa de su cabeza.

El implante es el encargado de transformar esa señal de sonido codificada en una serie de impulsos eléctricos, que a su vez son enviados a lo largo de un haz de electrodos que se han colocado durante la cirugía en la cóclea (oído interno).

Finalmente, los electrodos del implante estimulan el nervio auditivo (4) de la cóclea, y este a su vez envía los impulsos eléctricos específicos al cerebro, donde son procesados para interpretar el sonido.

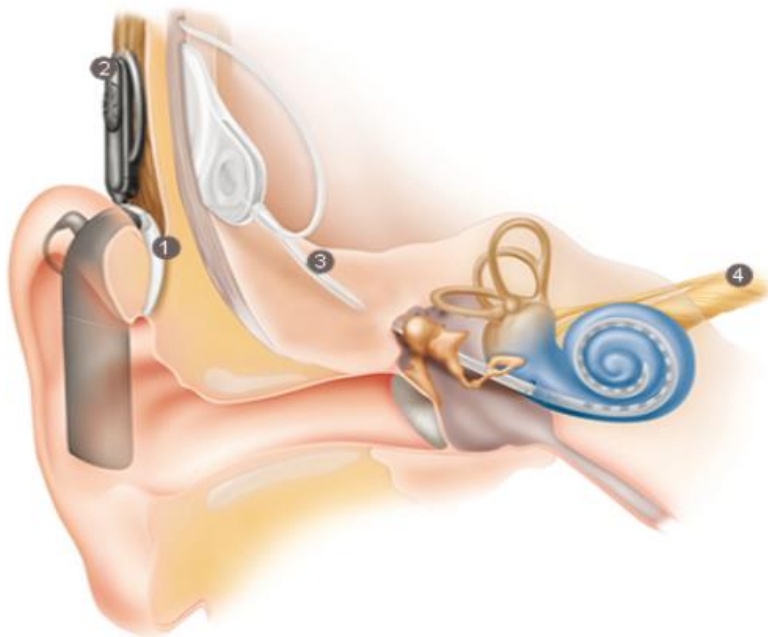


Figura II-23. Esquema de un implante coclear

El circuito electrónico subcutáneo que interpreta la señal digital codificada y la transforma en impulsos eléctricos es la parte de mayor interés en nuestro análisis. Este dispositivo requiere de un rango de 20 a 40 mW de potencia para su funcionamiento, atravesando un total de entre 4 a 10 mm de piel. Para estimular el nervio, emplea una serie de electrodos de entre 6 y 24mm de longitud que experimentan una curvatura de 400°.

Con el fin de garantizar una escucha electrónica segura, robusta y útil, este implante requiere extremas exigencias de diseño desde el punto de vista físico, energético y ambiental.

En cuanto al diseño del circuito electrónico, emisor de la electricidad y el calor, la estimulación de la colea requiere exposición a cantidades adecuadas de energía eléctrica para lograr un reclutamiento neuronal suficiente, que sea capaz de lograr la sonoridad. Los requisitos crecientes para mejora de la selectividad tonotópica están forzando una reducción en el área de superficie de contacto junto con el paso a un electrodo de mayor



densidad. Estas nuevas tendencias están imponiendo trabas adicionales para mantener la energía eléctrica por debajo de los niveles de exposición segura. [Gorlewics et al, 2012]

El parámetro estándar utilizado para cuantificar la entrega de energía para la activación neuronal es la densidad de carga. La carga total máxima, la densidad de carga y su suministro deben garantizarse para el funcionamiento seguro del estimulador. La mayoría de los implantes cocleares modernos usan controladores de estimulación de fuentes de intensidad. La carga es el producto de la corriente y el tiempo de la señal aplicada al contacto. Las corrientes de estos dispositivos oscilan en un rango de valores de unos pocos microamperios y 2 mA. Los contactos eléctricos varían en un rango de 0.12 mm² a más de 1.5 mm². Normalmente, el límite de carga segura oscila entre 15 y 65μC/cm²/fase, aunque valores más altos se han considerado seguros en la estimulación eléctrica del tejido nervioso. [Zeng et al, 2009]

Normativa de Compatibilidad Electromagnética

Dentro de la Unión Europea, la legislación sobre compatibilidad electromagnética viene recogida en la directiva 2014/30/UE. En esta directiva se recogen los conceptos, ámbitos de aplicación y formas de comercialización de los equipos electrónicos. En materia técnica delega en el IEC, que a su vez emite el estándar 61000, donde recoge todas las buenas prácticas, recomendaciones y regulaciones relativas a las emisiones electromagnéticas. Específicamente, la sección 61000-4-2 desarrolla este apartado.

Por otra parte, es de interés el modelo HBM (Human Body Model), que simula las descargas que produce el ser humano en circuitos electrónicos, de forma que no sean dañados por su carga electrostática.



III. Diseño del Robot Apodo Modular y adaptación al prototipo

III.1. Introducción

Durante este capítulo se describirá e introducirá el diseño empleado del robot apodo modular, así como los estudios previos realizados a lo largo de este proyecto que han dado como consecuencia la construcción del siguiente prototipo.

Para la implementación y construcción de dicho primer prototipo de robot apodo modular con el fin de exploración intestinal y laparoscopia, se ha partido de diseños previos, es decir, teniendo en cuenta la situación de este proyecto como una continua evolución en el mismo campo de investigación, se ha procedido a citar determinados diseños y estudios previos realizando las correspondientes modificaciones con el fin de obtener un prototipo factible para el estudio real del comportamiento de nuestro robot.

III.2. Concepto previo de robot Apodo Modular

Durante esta sección recopilaremos toda la información sobre las diferentes fases de estudio llevadas a cabo, cuyo resultado ha sido la adaptación de un diseño previo a la construcción actual de nuestro prototipo de robot apodo. Para ello, durante la fase inicial de la investigación se llevó a cabo el análisis de las posibles tecnologías y materiales aptos para el diseño del mismo. Posteriormente, durante una segunda fase se realizó un estudio del posible comportamiento dinámico del robot. A continuación, y en base a lo anterior se realizó un diseño previo de un prototipo válido compuesto mediante la actuación por IPMCs (polímeros electroestáticos).

En una primera fase de investigación se empleó un prototipo de robot apodo modular e hiper-redundante ya realizado en el centro de automatización, robótica, tecnologías de la información y fabricación (CARTIF). Este robot, con unos mecanismos de actuación y un tamaño y propósito diferentes a los de la situación que nos ocupa fue empleado como ejemplo previo debido a su cinemática, la cual se podría miniaturizar para el empleo en el campo de nuestro robot.

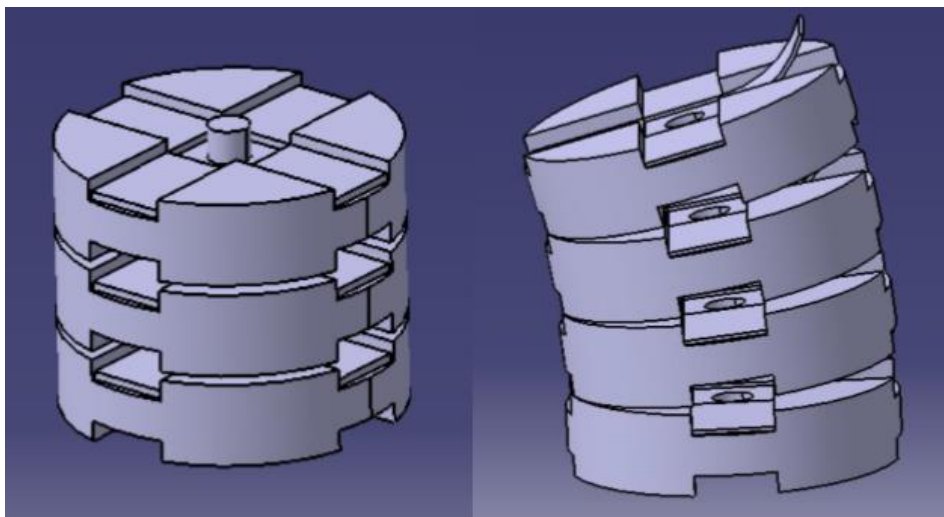


Figura III-1. Prototipado del robot ápodo modular basado en IPMC. Izda.: Compuesto por 3 módulos en posición de reposo (contracción). Dcha.: compuesto por 4 módulos, en posición de giro (un actuador activado) (Laguna 2015)

Partiendo de este diseño, se elaboró una modificación en base a la miniaturización empleando para ello una serie de polímeros electroestáticos o IPMCs, dando lugar a un diseño similar al de una columna vertebral. Todos estos módulos se encuentran

interconectados por una “medula espinal” de cableado que aporta las señales de control y alimentación. Por su parte cada módulo podrá acceder en una fase previa a 10 posibles estados en función de la activación de sus actuadores.

Como se observa en la figura 3-1, en la parte izquierda los actuadores IPMCs se encuentran en posición neutra o reposo, razón por la cual los módulos se encuentran en una posición más junta o fase de contracción. Mientras en la derecha se observa la activación de uno de los actuadores, que provoca el desplazamiento de la parte adyacente del módulo superior.

En el caso de ser activado un único actuador, figura 3-1, se produce un giro de un módulo con respecto del anterior; en caso de que todos los actuadores se encuentren activos, se dispondrá del robot en la posición de repulsión, siendo la separación entre módulos la máxima posible. [Laguna, 2015]

Finalmente, tras partir de este último diseño previo basado en IPMCs, se realizaron una serie de modificaciones, debido al elevado coste de estos materiales, buscando en todo momento minimizar las actualizaciones a implementar. De esta forma, se realizó un estudio y elaboración de un actuador muy similar a estos IPMCs, pero con un coste más reducido para su fabricación. Se empleó el uso de materiales SMA (Shape Memory Alloy) como se detallará más adelante, para desarrollar un actuador cuya función será similar a la de estos IPMCs permitiendo mantener el prototipo lo más fiel a su diseño inicial.

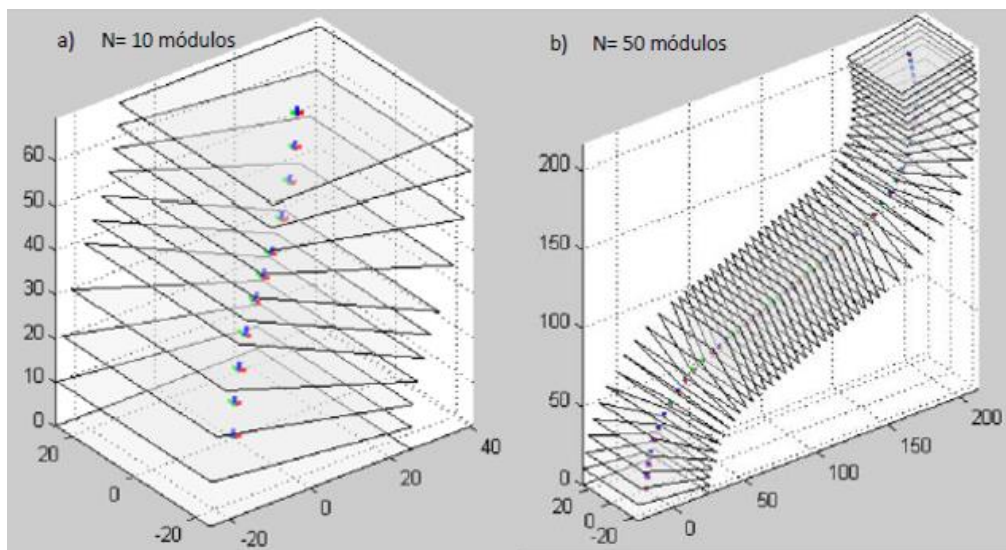


Figura III-2. Representación de la posición y orientación de cada uno de los módulos del robot en (1) robot de 10 módulos (2) robot de 50 módulos.

En la figura 3-2 se observa mediante el software de Matlab la posición y orientación de cada uno de los módulos del robot para una determinada configuración, en el caso de ser 10 módulos, o en el caso de ser 50.

III.3. Módulos

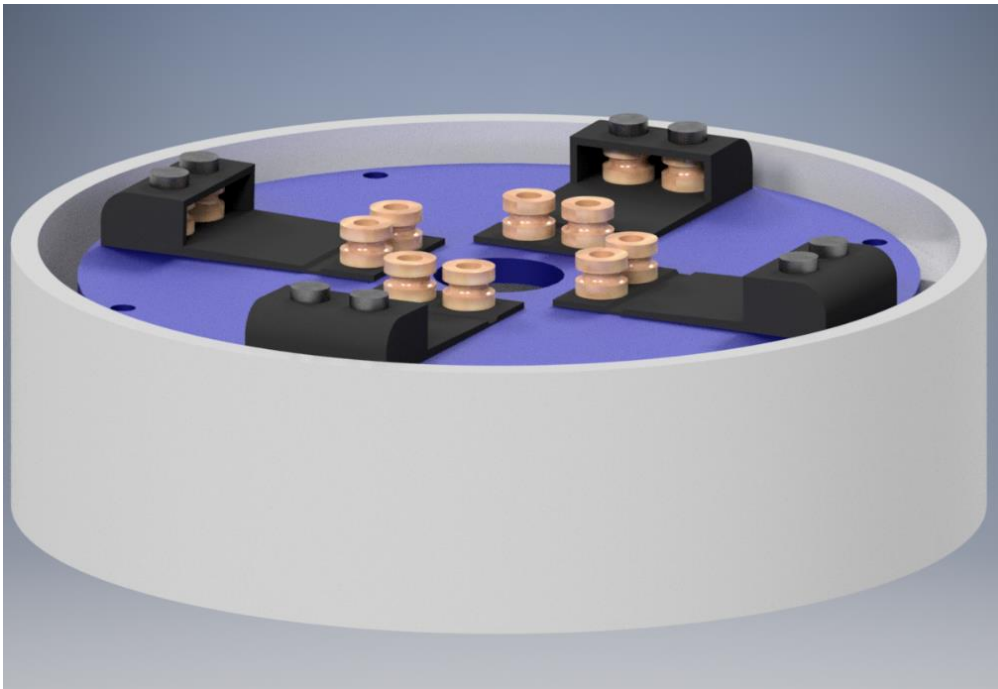


Figura III-3. Diseño de un módulo basado en SMAs. (Úbeda, R. 2018)

El diseño del módulo, en la figura 3-3, consiste en una corona circular de unos 64 mm de diámetro externo y 10 mm de diámetro interno con un circuito electrónico de control y comunicación y los 4 actuadores basados en memoria de forma o SMAs que actúan sobre el módulo superior. Para su correcto funcionamiento, el módulo debe recibir las señales de alimentación, tierra y comunicación correspondientes. La ventaja de emplear este diseño prevalece en el hecho de que todos los módulos son clónicos y permite la incorporación de nuevos módulos de manera similar.

Para dar integridad al conjunto de módulos como se describió previamente se ha empleado un elemento que haga de médula espinal por el cual recorrerá todo el cableado de instrumentación. Este cableado tendrá que garantizar las señales descritas previamente.

Para ello, se ha optado por emplear un tubo corrugado con el diámetro externo similar al interno de nuestra corona circular, de unos 10 mm, dotando al conjunto de la rigidez suficiente para evitar rotaciones entre módulos, pero no excesiva para provocar su falta de movimiento. Interiormente circularan los cableados correspondientes a dichas señales, dejando espacio suficiente para posibles cableados correspondientes a la instrumentación futura.

El segundo elemento que garantiza la integridad del sistema es la cubierta protectora externa del mismo, que envolverá al conjunto y lo protegerá frente a los elementos exteriores, principalmente partículas de polvo y humedad.

Además, debe servir de punto de agarre con las paredes del conducto y, por supuesto, debe de ser biocompatible. Aunque se realizó un estudio previo para determinar realizar dicha cubierta en una silicona conocida como polidimetilsiloxano (PDMS), actualmente al tratarse de un primer prototipo con unas dimensiones mayores a las deseadas, no se

habrá requerido de dicha cubierta para su construcción, pero si se ha creído correspondiente su mención para líneas futuras dentro de este proyecto.

En tercer lugar, basado en el polipropileno, material seleccionado en las fases previas de investigación del proyecto, se ha desarrollado la capsula que albergará al resto del módulo. Este material destaca, además de por su gran rigidez, ligereza y biocompatibilidad, por la posibilidad de conformarlo mediante técnicas de impresión tridimensional, permitiendo obtener una capsula real en la escala de los milímetros y con un alto grado de precisión (30 micras) y cierto grado de complejidad.

La estructura se ha concebido en base a las siguientes premisas:

- Minimización de la distancia existente entre el actuador basado en SMA del módulo inferior y la base de acción del módulo inmediatamente superior, de forma que cuando el actuador sea activado la distancia recorrida por el módulo sea la máxima posible.
- Se debe fijar la orientación del módulo de forma que no se produzcan rotaciones ni se realice con ellas un desalineamiento de los ejes de trabajo del robot.
- Asegurar la instalación del circuito de control y comunicación de manera estable, de forma que no se someta a los PCBs a esfuerzos o tengan contacto con la capsula.
- Debe poder soportar los esfuerzos a los que sea sometido de forma segura.

III.4. Esquema de Funcionamiento

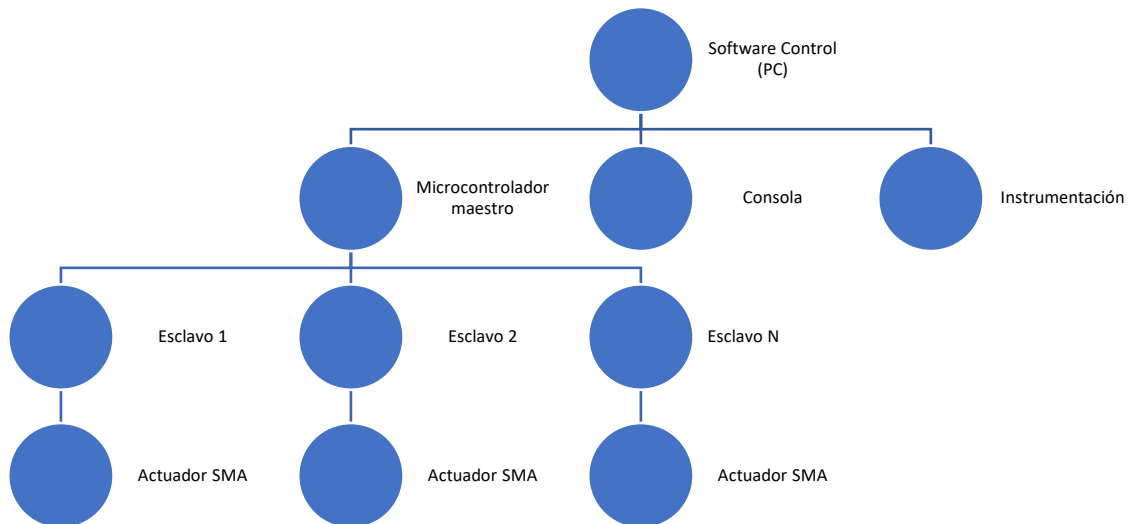


Figura III-4. Esquema de control y comunicación.

En el esquema representado en la figura 3-4 se muestra el diagrama de las relaciones de control y comunicaciones dentro del prototipo. En un primer lugar, en el PC se realizará un software de control que gestionará las señales recibidas por la consola de mando, controlará directamente las operaciones quirúrgicas y obtendrá la información



correspondiente del control maestro de los módulos. Se trata de un software de toma de decisiones que gestionará la información de los diferentes elementos de la arquitectura de comunicación y permitirá la comunicación entre estos.

En el segundo nivel de jerarquía, el maestro será un microcontrolador que se encargará del control de señales y la comunicación directa con todos los módulos. Basándose en un protocolo de comunicación maestro-esclavo, recibirá información sobre el estado actual de cada módulo y enviará la señal de activación en base a la información obtenida del nivel inmediatamente superior.

Por otro lado, la consola se basará en un mando que permitirá realizar la orientación del primer módulo o cabezal en tres dimensiones, así como activar las diversas funciones que se instalaran en los siguientes prototipos: control de la iluminación, visualización de la cámara.

Finalmente, la instrumentación quirúrgica consiste directamente en el manejo desde el ordenador de los elementos incorporados en el cabezal para la realización de operaciones.

En el nivel inferior se encuentran los dispositivos esclavos, conformados por los microchips que controlan cada uno de los módulos, su función principal consistirá en recibir información por parte del maestro sobre qué posición adoptar, activar los actuadores correspondientes para adoptarla y enviar al maestro información sobre la configuración adoptada.

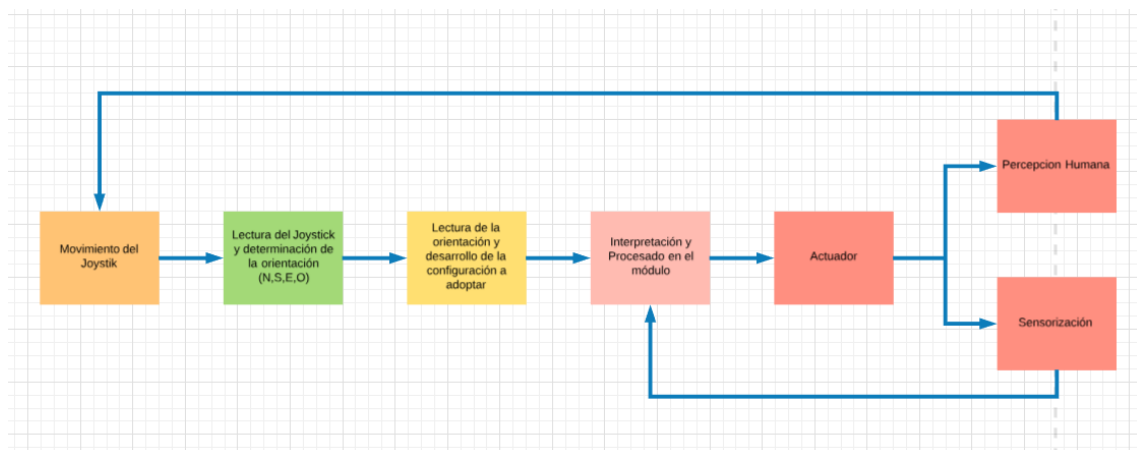


Figura III-5. Diagrama de proceso de control de posicionamiento.

En la figura 3-5 se observa un diagrama para representar el proceso que sigue la toma de decisiones de control del robot. Las posiciones emitidas por la consola son recibidas por el software de control y reenviadas al maestro, este interpreta dichas señales y desarrolla la configuración a adoptar por los correspondientes módulos. Esta configuración es detectada por el módulo en cuestión y procesada, finalmente dicho módulo realiza la activación de sus actuadores para alcanzarla. Al mismo tiempo, esta señal se realimentará en dos niveles:

- De los actuadores a su microcontrolador esclavo, determinando un fallo en la activación, que a su vez se remitirá al maestro.
- De manera externa a nivel de usuario. En una etapa previa en este prototipado, el usuario conocerá en todo momento las configuraciones adoptadas por el robot.

Más adelante, se incluirá en el siguiente prototipo una cámara que permitirá retransmitir una señal de video en directo con la posición.



IV. Estudio y elección del actuador para el prototipo



IV.1. Introducción

En este capítulo se realiza un estudio detallado de la alternativa elegida como actuador. Partiendo del diseño previo basado en el uso de IPMCs (polímeros electroestáticos), se plantea una alternativa menos costosa para realizar un primer prototipo manteniendo en todo momento la funcionalidad del sistema y procurando reducir el número de modificaciones necesarias sobre el diseño original.

Además, se va a realizar una breve descripción de la adaptación del material seleccionado al diseño, proceso que es objeto de otro TFG, pero que ha influido directamente en la construcción de nuestro prototipo de robot hiper-redundante y apodo.

IV.2. Estudio del material elegido

Aunque la alternativa de empleo de polímeros electro activos (EAP) se planteó en un comienzo como una buena solución, el coste de adquisición de estos materiales y, más en concreto, de la rama de compuestos iónicos metálico-polímeros (IPMC), ha sido evaluado como un factor determinante para plantear una línea alternativa de investigación.

Antes de realizar una nueva búsqueda de materiales, se ha procurado revisar que se cumplan las condiciones de actuación y que se procure reducir el cambio del diseño original al máximo, planteándose como condiciones necesarias a cumplir por el nuevo material las siguientes:

- Debe ser un material ligero y de un tamaño reducido, pero que cuente a su vez con la capacidad de soportar grandes esfuerzos.
- Con el fin de mantener el modelo de actuación muy similar, debe adecuarse de tal forma que pueda levantar el módulo inmediatamente superior al ser activado.
- Debe consistir en un actuador binario con el fin de mantener el esquema de control y protocolo de comunicaciones similar al planteado en diseños anteriores.
- Debe tratarse de un actuador electro-mecánico, que pueda traducir las señales eléctricas del controlador a esfuerzos mecánicos.

Teniendo claras las premisas a cumplir por el nuevo actuador, aunque la búsqueda y diseño mecánico del mismo son pertenecientes a otro TFG, se ha realizado un análisis del material elegido, con el fin de adecuar sus condiciones electrónicas y conocer más en detalle la nueva adaptación al diseño.

IV.2.i. Nitinol

Tras realizar una investigación en detalle acerca de los materiales que pudiesen servir como sustitutos del actuador previo basado en IPMCs, se llegó a la conclusión de emplear músculos de alambre que permitiesen crear un dispositivo con el efecto similar al de estos polímeros electro activos.

El nitinol es una clase de material incluido dentro del colectivo de materiales con memoria de forma o SMA (*Shape Memory Alloy*) cuya característica principal es su capacidad de contraerse tras alcanzar una temperatura específica, a diferencia del resto de los metales que por el fenómeno de dilatación se expandirían.

La cualidad principal de estos materiales con memoria de forma, en especial el nitinol, se basa en la transformación fase solida-solido que experimenta su estructura cristalina.

En este tipo de transformación existe una fase sólida a altas temperaturas denominada austenita, también conocida como fase generatriz o de estructura cúbica. Al enfriarse este material, pasa a una fase martensítica caracterizada por tener una estructura cristalina con un bajo límite elástico.

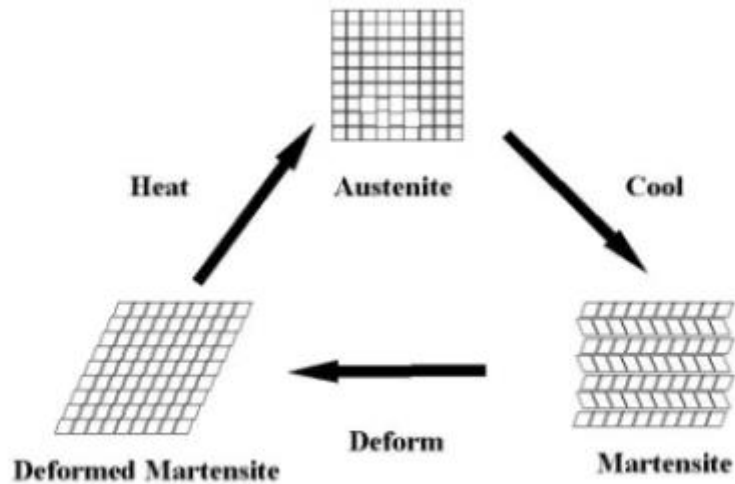


Figura IV-1. Ciclo de transformación de fase del nitinol.

Por ello, cuando la aleación se encuentra a temperaturas bajas si se aplica un esfuerzo en la dirección del contorno la macla se producirá una deformación permanente en el material. Sin embargo, al aplicar de nuevo calor al material, este experimentara un cambio de fase a austenita recuperando su estructura cristalina. Si en ese momento, continuase aplicándose un esfuerzo de deformación, este sería vencido por la recuperación del material.

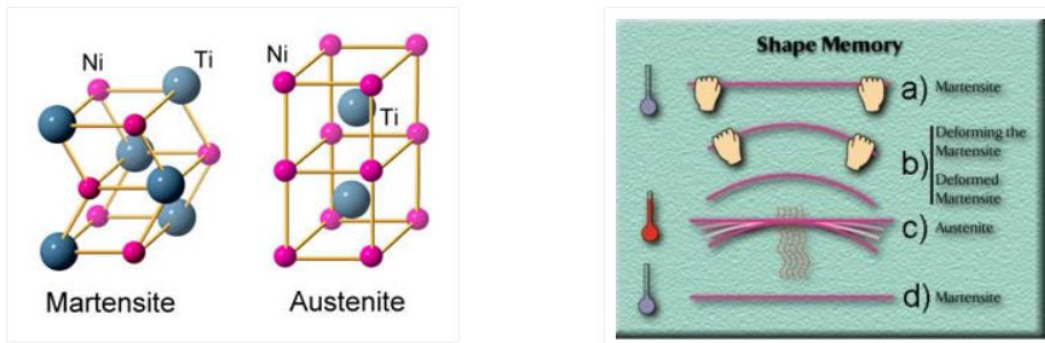


Figura IV-2. Izq -Estructuras cristalinas del nitinol. Der-Eschema de acción sobre un SMA

Este material es comúnmente empleado en la robótica para la realización de músculos artificiales debido a sus propiedades electro-mecánicas específicas. Este tipo de materiales pueden realizar los mismos esfuerzos que mecanismos hidráulicos o motores



eléctricos ocupando una cantidad considerablemente menor de espacio y pueden ser incluidos sin aumentar la complejidad del diseño, debido a su capacidad para ser accionados mediante calentamiento ya sea por corriente eléctrica o por una fuente externa.

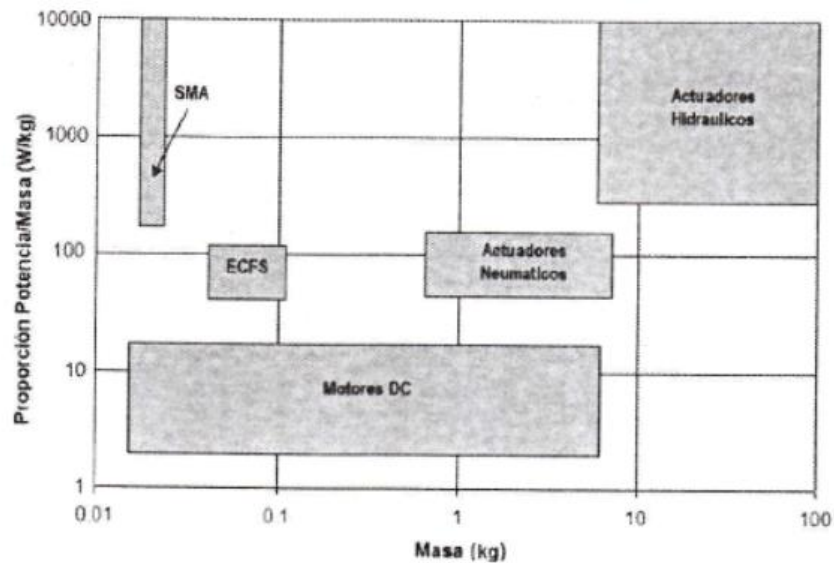


Figura IV-3. Comparación de actuadores (Mavroidis 2002)

En la figura 4-3 se muestra una gráfica de masa frente a la proporción potencia-peso que demuestra la alta relación entre el tamaño y la fuerza que pueden producir los SMAs, cumpliendo de esta forma con la primera de las condiciones necesarias para nuestro diseño.

Por otro lado, como a las SMA no se les puede realizar ningún tipo de control lineal para crear movimientos precisos ya que actúan aproximadamente en la modalidad del todo o nada cuando sobrepasan las temperaturas específicas [Braga, 2002], y, además, poseen la capacidad de comportarse como una resistencia eléctrica variable con la temperatura y por lo tanto pueden ser calentadas siguiendo el efecto Joule.

De esta forma, la respuesta dinámica de nuestro actuador basado en SMA dependerá de forma única de la corriente eléctrica que circule por él, permitiéndonos realizar un control de activación y desactivación de forma binaria y el máximo tiempo posible en base a las especificaciones del material.

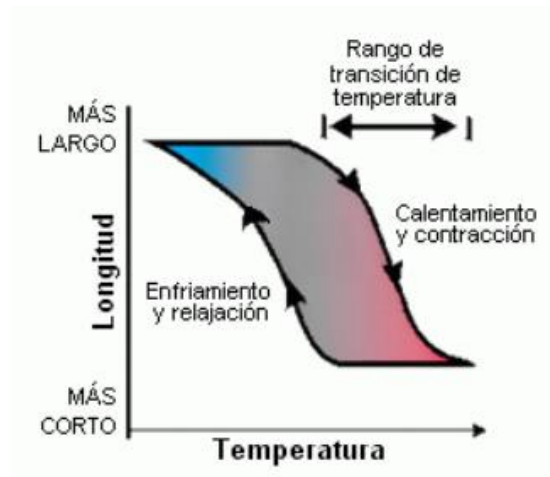


Figura IV-4. Curva de temperatura frente a la longitud del nitinol

Aunque el control del mismo lo convierte a elevadas corrientes en un material binario, no se debe llevar por encima de un límite de temperatura, ya que en este punto el material pierde su capacidad de memoria de forma y no volvería a su posición inicial una vez enfriado. La solución principal frente a este problema es emplear un control mediante un pulso de corriente, es decir, trabajar con un control PWM, de manera similar al utilizado para motores de corriente continua. Por esta razón, es fácilmente adaptable a cualquier circuito de control empleado para un motor de corriente continua, y en nuestro caso para ser controlado por un microchip, como veremos más adelante.

Por otro lado, los SMA presentan un gran número de desventajas que debemos analizar previamente antes de asegurar su incorporación a nuestro prototipo. En primer lugar, opera a baja eficiencia; un actuador de SMA es en efecto una máquina de calor donde el material convierte la energía térmica directamente en trabajo. Por ello su eficiencia no puede ser mayor que la del ciclo de Carnot, siendo esta baja a las temperaturas en los que estos operan (menos de un 10%) [Leppäniemi, 2000]. En segundo lugar, estos materiales operan en un ancho de banda pequeño, son relativamente lentos para completar un ciclo de contracción-elongación [Leppäniemi, 2000]. Aunque para nuestro caso nos es de vital interés la velocidad de contracción, siendo despreciable el tiempo total de ciclo que además depende de factores ambientales y de la relación superficie-volumen del material. Otra de sus desventajas es su baja elongación neta, en el caso concreto del nitinol es de un 8,5% teórico, aunque en la realidad se trabaja en un rango de entre el 3% y el 5%. Una última desventaja a tener en cuenta reside en la forma de calentamiento del material, que en nuestro caso se basará en el efecto Joule, debido a la necesidad de emplear un rango de corrientes elevado, de entre 200mA y 1A.

Con unas corrientes tan elevadas la biocompatibilidad del material se vuelve nula y carecería de sentido continuar con el estudio del mismo, sin embargo, al ser el objetivo de este trabajo la construcción de un primer prototipo viable con el fin de estudiar su comportamiento real, las condiciones de biocompatibilidad quedarían relegadas a prototipos posteriores, permitiendo de esta forma el empleo de este material para la realización de un actuador inicial.

IV.2.ii. El nitinol en la Robótica

En este apartado se analizarán una serie de ejemplos del uso actual de los SMAs, y más concretamente del nitinol, con el fin de demostrar la gran versatilidad del material y determinar su correcto funcionamiento para la aplicación que queremos desarrollar.



Figura IV-5. Inchworm robot realizado con nitinol. (a) Nitinol contraído. (b) Nitinol relajado y muelle ejerciendo esfuerzo de recuperación

En el primer ejemplo, figura 4-5, podemos observar el uso de nitinol en un robot apodo, en este caso cuando el nitinol recibe una corriente eléctrica se contrae provocando que las articulaciones del robot se junten, figura 4-3(a). En el momento en el que la corriente cesa y el nitinol se enfría, el muelle ejerce una fuerza de recuperación que provoca la elongación de este y permite al robot separar las articulaciones. Este ejemplo, muestra claramente la relación potencia-masa y el pequeño tamaño del material que es capaz de vencer la fuerza de elasticidad del muelle y contraer el sistema. Además, ofrece la alternativa de emplear un sistema mecánico para aumentar la velocidad de recuperación en la etapa de enfriamiento.



Figura IV-6. Mariposa Animatrónica

Otro ejemplo más específico del uso de este material como actuador es la mariposa animatrónica, figura 4-6. En este caso, se ha empleado un compuesto de alambre de nitinol, denominado flexinol, para realizar la función de movimiento de las alas de la mariposa. El flexinol pegado a las alas se contrae con el paso de corriente eléctrica y se expande cuando esta cesa, permitiendo controlar el movimiento de estas mediante el paso de corriente por el alambre. Este tipo de alambre de nitinol comercial que permite un control en corriente es denominado como muscle-wire y es un claro ejemplo de la función que nuestro actuador debe realizar. Además, como veremos más adelante, un alambre de este material con un grosor de 0.4mm puede llegar a ejercer fuerzas de hasta 2 Kg con tiempos de respuesta menores al segundo.

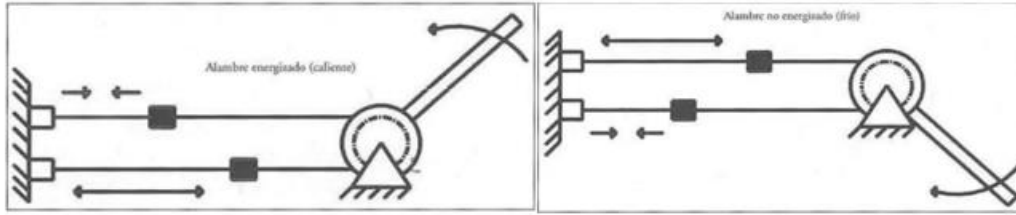


Figura IV-7. Mecanismo de mimetización de median paired fin. (a) Posición 1. (b) Posición 2.

En la figura 4-7 se observa el empleo de este tipo de actuador para imitar el movimiento median paired fin que realizan ciertos animales acuáticos para desplazarse como las sepias, lenguados o rayas. En este caso, empleando dos alambres de flexinol conectados sobre una polea podría imitarse este tipo de locomoción característica para crear un robot rayiforme, como el propuesto por los investigadores G.M.Cruz, J.C. Ávila y A.H. Vilchis. En este mecanismo, ambos alambres dispuestos paralelamente realizan trabajos opuestos, es decir, cuando uno de ellos se calienta y contrae, el otro se mantiene enfriado y puede deformarse generando así el movimiento de locomoción observado.

Sin embargo, este diseño está limitado a la longitud de los alambres empleados, debido a la característica de estos materiales de poder contraerse solo un 8,5%. En este mismo ejemplo, se diseñó un sistema para poder emplear una elevada longitud que garantizase una mayor contracción, y un tamaño reducido.

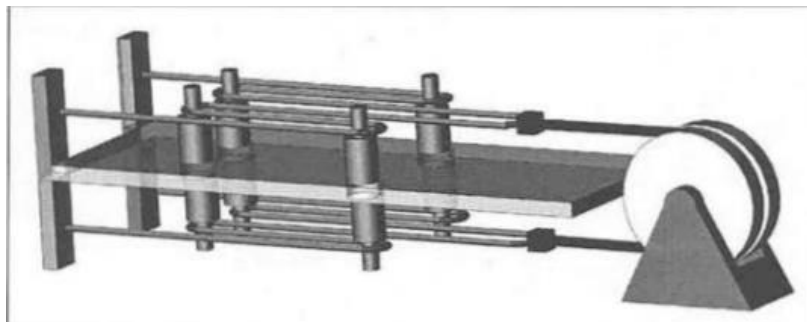


Figura IV-8. Mecanismo de mimetización de median paired fin con aumento de longitud.

Mediante el uso de un sistema de poleas que girasen permitiendo el paso libre del flexinol durante las etapas de contracción y elongación, se ve como los investigadores consiguieron aprovechar el aumento de la longitud de actuación sin aumentar el tamaño del actuador. Otro detalle a tener en cuenta de este mecanismo es su uso para la fabricación de robots acuáticos. Una de las propiedades del flexinol es su capacidad de resistencia a la corrosión, empleada en este proceso de fabricación de un robot rayiforme capaz de moverse por MPF.

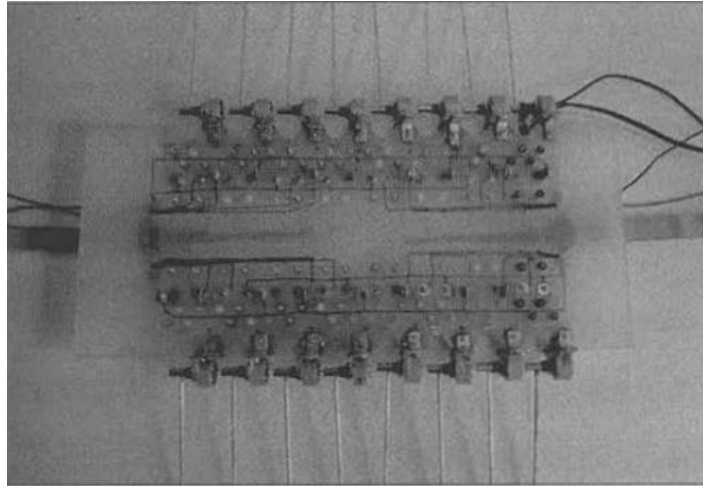


Figura IV-9. Robot Rayiforme construido por G.M. Cruz, J.C.Ávila y A.H. Vilchis

Además de estos ejemplos, cabe mencionar el empleo del nitinol no solo en robótica para crear materiales inteligentes, sino también en la medicina donde las propiedades de contracción se han implementado para la creación de microbombas cardiacas o para los riñones, stents para la descongestión de arterias obstruidas o finalmente en el campo de la odontología es conocido por su uso en la colocación de endodencias deformables en frío pero que varían con el calor corporal. Es precisamente la exposición de estos ejemplos la que determina que se trata de un material biocompatible, pero como ya se explicó previamente, en nuestro caso al tener que calentarlo mediante corrientes elevadas, esta característica queda desechada.

Tras este análisis de los diferentes ejemplos de robots basados en nitinol y sus características podemos llegar a las siguientes conclusiones:

- Es posible diseñar un sistema de actuación basado en la fuerza de contracción del nitinol, que sea capaz de imitar el comportamiento de un IPMC.
- Es necesario emplear alambres de nitinol denominados flexinol para la elaboración de dicho actuador debido a que son estos los realmente empleados como músculos artificiales.
- Para mejorar las cualidades mecánicas del flexinol hay que someterlo a una fuerza de deformación constante que sea capaz de vencer cuando se caliente.
- Se pueden emplear sistemas de poleas que permitan correr libremente al material para aumentar su longitud, y de esa forma mejorar la capacidad de contracción.

IV.2.iii. Flexinol: Características y especificaciones técnicas

En este último apartado se exponen todas las características y especificaciones técnicas finales del material empleado, flexinol, con el fin de tenerlas en cuenta para el diseño electrónico posterior y para la elaboración de un actuador mecánico que traduzca estas propiedades al medio de estudio.

El flexinol es un tipo de alambre comercial basado en nitinol que permite traducir corrientes eléctricas a movimientos mecánicos.

Para llevar a cabo el siguiente estudio se ha recurrido a la información de los principales fabricantes de flexinol del mercado, solicitando una serie de muestras con las que realizar pruebas y, posteriormente, construir el prototipo.

- Dynalloy, Inc.

En el anexo se adjunta la hoja de características de este material.

Diámetro (mm)	Fuerza (Gramos)
0,0025	8,9
0,0038	20
0,050	36
0,076	80
0,10	143
0,13	223
0,15	321
0,20	570
0,25	891
0,31	1280
0,38	2250
0,51	3560

Tabla IV-1. Relación entre el diámetro y la fuerza ejercida.

Para el dimensionado mecánico se tiene en cuenta, para un área de $\pi \cdot 0.032^2 - \pi \cdot 0.005^2 = 0.0031 \text{ m}^2$, la siguiente serie de elementos:

- Placa de circuito impreso: 20g
- Componentes electrónicos: Peso máximo de 10 gramos
- Polímero estructural (polipropileno): $0.95 \text{ g/cm}^3 \cdot 0.0031 \cdot 1000 \cdot 0.5 = 1.47$ gramos
- Cableado
- Actuadores de flexinol+polipropileno

Se establece un peso total por módulo de unos 35 gramos en promedio distribuidos de forma uniforme por el volumen del cilindrico.

Teniendo en cuenta que para la realización de este primer prototipo solo se van a preestablecer un total de entre 2 y 3 módulos con el fin de evaluar el correcto comportamiento del sistema. El peso máximo exigido se producirá en el primer módulo cuando el sistema se encuentre en una posición vertical siendo este de unos 70 gramos.

Por esta razón, se han solicitado tres modelos de cables de medidas 0.1, 0.15 y 0.25 mm con el fin de poder realizar pruebas y dimensionar el diseño electrónico en base a ellos.



Diámetro (mm)	Resistencia (Ohm/metro)	Fuerza (gramos)	Fuerza de deformación en frío (gramos)	Corriente aproximada para contracción en 1 segundo (mA)	Tiempo de enfriamiento a 70°C (segundos)	Tiempo de enfriamiento a 90°C
0,025	1425	8,9	3,6	45	0,18	0,15
0,038	890	20	8	55	0,24	0,2
0,5	500	36	14	85	0,4	0,3
0,076	232	80	32	150	0,8	0,7
0,1	126	143	57	200	1,1	0,9
0,13	75	223	89	320	1,6	1,4
0,15	55	321	128	410	2,0	1,7
0,20	29	570	228	660	3,2	2,7
0,25	18,5	891	356	1050	5,4	4,5
0,31	12,2	1280	512	1500	8,1	6,8
0,38	8,3	2004	802	2250	10,5	8,8
0,51	4,3	3560	1424	4000	16,8	14

Tabla IV-2. Tabla de Características del Flexinol

Además de tener en cuenta la fuerza a ejercer por el actuador, también se han tenido en cuenta las corrientes necesarias para garantizar un tiempo de respuesta idóneo. En este caso, teniendo en cuenta la potencia necesaria a generar y las capacidades de fuerza de los diferentes cables seleccionados, se ha recurrido a utilizar como cable para el diseño aquel que posee unos 0.1mm de diámetro y opera en un rango de corrientes de 200mA para tardar menos de un segundo en superar la temperatura de transformación de fase de 70 °C.

Por último, como se observa en la tabla 4-2, se debe asegurar el control por PWM mencionado con anterioridad para garantizar que el flexinol no supera la temperatura de no recuperación de 90°C.

IV.3. Diseño del Actuador

En este apartado se ha creído conveniente realizar un pequeño análisis del actuador diseñado, que, aunque no pertenece ni es objeto de este TFG, mediante el empleo del material con memoria de forma elegido, flexinol, ha sido capaz de emular el comportamiento de un IPMC de la manera más fiable posible.

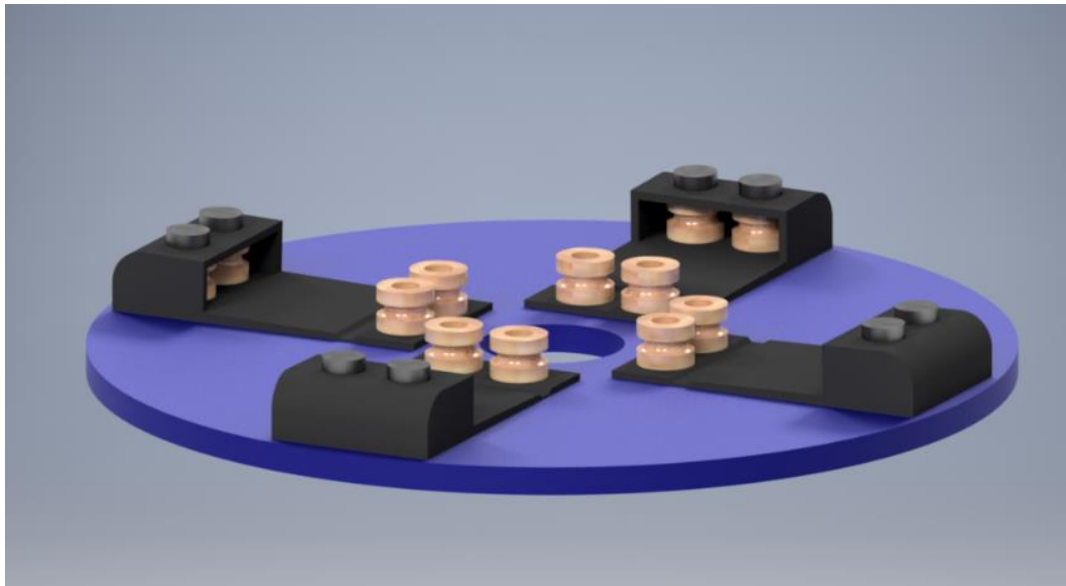


Figura IV-10. Actuadores de nitinol. (Úbeda, R. 2018)

Este actuador consiste en una pequeña pieza de polipropileno que es capaz de plegarse sobre un eje horizontal debido a la disminución del material en este. La pieza, figura 4-12, irá atornillada a la base por tornillos de métrica M2.5 en su extremo de menor tamaño, consiguiendo de esta manera la unión con el módulo. Por otro lado, su extremo opuesto se encontrará libre, pero contará con dos piezas de un material termoestable. Alrededor de estas dos piezas de material termoestable correrá el alambre de flexinol, que irá unido desde uno de los tornillos en el extremo corto al otro pasando por estas dos piezas.

Con el fin de aprovechar al máximo la longitud del flexinol se ha diseñado de tal forma que el alambre haga varios viajes de ida y vuelta cubriendo una distancia mayor. De esta forma, al contraer un 5% su longitud, el flexinol plegara la pieza sobre su eje levantándola por un extremo y a su vez, esta pieza empujara el módulo inmediatamente superior produciendo el efecto deseado.

Para mejorar el tiempo de vida de estas piezas de polipropileno, se les ha adherido una pequeña capa de una resina elástica en su parte inferior. Además, en cuanto al comportamiento del flexinol, se ha considerado como esfuerzo suficiente y necesario el peso del propio actuador sumado al del módulo o módulos superiores.

IV.4. Conclusión

Durante este capítulo se ha descrito y propuesto un nuevo diseño para sustituir las láminas de polímeros electro activos basadas en IPMC que durante etapas previas de este trabajo se habían desarrollado. Para ello, se ha propuesto el empleo de aleaciones con memoria de forma o SMA debido a sus particulares características; elevada relación potencia/peso masa, capacidad de ser calentados mediante el efecto Joule y conductividad eléctrica.

Una vez establecido el nuevo diseño del actuador como una pieza de polipropileno accionada por un filamento de flexinol, el siguiente paso será desarrollar el nuevo circuito de control del módulo en base a las siguientes características:

- Debe asegurar una corriente de alimentación de 200mA y en forma de PWM al cable de flexinol.



- Debe estar distribuido en una placa de circuito impreso con forma de corona circular de dimensiones: 64 mm de diámetro externo y 10 mm de diámetro interno.
- Con el fin de sacar el máximo rendimiento, debe emplear el menor número de componentes posibles.
- Debe incluir una forma de interpretar señales basadas en un protocolo de comunicación maestro-esclavo y debe poseer entradas de alimentación externas a la placa.



V. Diseño del Sistema de Control del Módulo. Circuitería electrónica.

V.1. SISTEMA DE CONTROL DEL MÓDULO Y PROTOCOLOS DE COMUNICACIÓN

En capítulos anteriores hemos determinado el diseño del actuador electromecánico a emplear y definido sus propiedades. Este actuador, basado en el uso de un conductor eléctrico con memoria, como es el *Flexinol*, debe emplearse bajo una serie de propiedades y características electro-térmicas con el fin de obtener una buena respuesta dinámica y evitar el sobrecalentamiento del mismo.

En el capítulo anterior, se realizó un estudio previo de dicho material y se determinaron unas condiciones de funcionamiento óptimas para la índole del trabajo de entre 70 y 90°C, que, traducido en base a la resistencia del tamaño de cable elegido para nuestro proyecto, el dispositivo debe de ser alimentado con una corriente de alrededor de 200 mA con el fin de responder a su acortamiento en 1 segundo.

Además, para evitar como hemos mencionado antes el sobrecalentamiento y, por lo tanto, la pérdida de recuperación, como ya hemos mencionado previamente, la mejor forma de realizar el control del actuador binario es mediante el empleo de un pulso PWM. Por ello, antes de entrar en el diseño hardware de la PCB de cada uno de los módulos, conviene establecer primero las hipótesis o problemas a solventar.

Por otro lado, cada módulo se basará en la estructura vista en la Figura 5-1, donde la comunicación se realizará a través de un mensaje de 8 bits mediante un broadcasting desde el ordenador de control. Los 4 primeros bits del mensaje establecerán la identificación del módulo receptor y los 4 siguientes determinarán la combinación del actuador a alimentar, rigiendo así el movimiento del mismo.

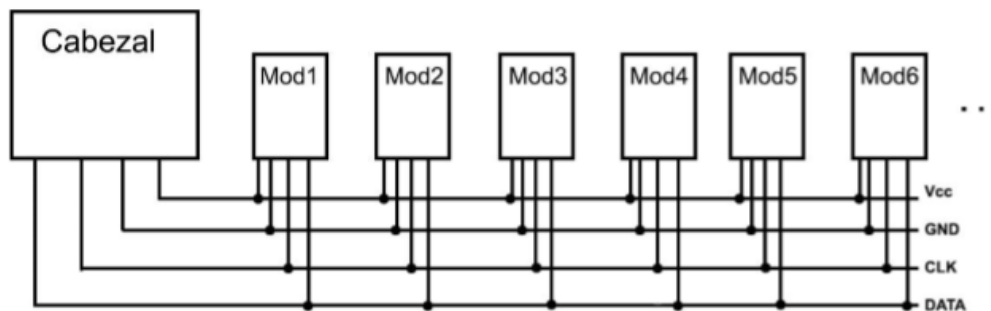


Figura V-1. Esquema de comunicación del Robot Apodo Modular. (Saldaña, L. 2017).

Para elaborar e integrar este control lógico se pueden emplear dos elementos diferenciados, se puede proceder al uso de una FPGA (Field Program Get Array) e implementar sobre ella la función de control lógico deseada, o bien emplear un microcontrolador que cumpla con las restricciones específicas. Con el fin de garantizar el correcto funcionamiento entre los diferentes módulos, se hace condición suficiente y necesaria el desarrollo específico de un protocolo de comunicación. [Saldaña, L. 2017]

En este caso, basándonos en los avances realizados sobre el proyecto con anterioridad, el protocolo preestablecido es el I²C.

Este protocolo I²C fue diseñado por la compañía Philips y destinado a la comunicación entre PCBs bajo un formato Maestro-Esclavo de manera síncrona que se implementa a través de dos líneas de señal (Fig. 5-2).

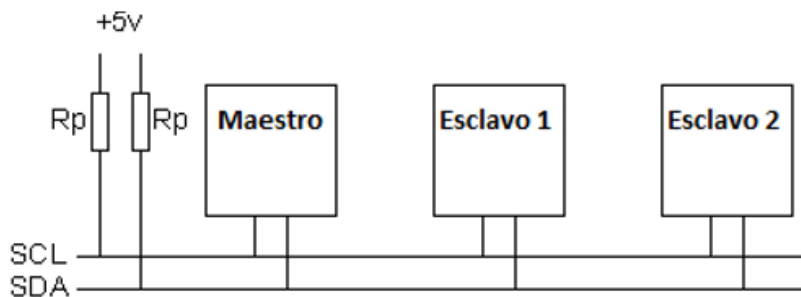


Figura V-2. Esquema del protocolo de comunicación I2C.

En dicho protocolo, el maestro ejecuta la comunicación enviando o solicitando información a los esclavos a través de una señal de datos SDA sincronizada con la señal de reloj CLK. Estas señales son necesarias y suficientes para garantizar una comunicación extremo-extremo entre el maestro y los diferentes esclavos, a excepción de una línea de tierra. Además, como las señales son líneas en drenador abierto, se necesita también la presencia de un montaje de resistencias del tipo pull-up. Con el fin de que las líneas se puedan poner en alto nivel, la resistencia típica establecida en este mensaje suele ser de unos $1.8 \times 10^3 \Omega$.

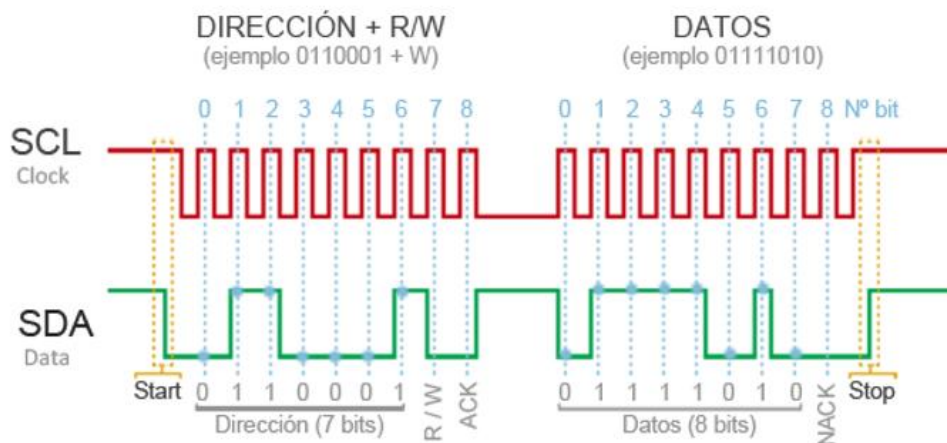


Figura V-3. Protocolo de comunicación I2C (Señales).

La estructura de un mensaje bajo el protocolo I²C se establece de la siguiente forma:

- Un encabezado que consiste en la dirección del dispositivo esclavo con el que el maestro va a establecer comunicación (7 bits), siendo el primer bit el MSB, un bit restante que indica reading o writing, y un bit de acknowledgement (acuse de recibo).
- 8 bits de datos (el mensaje) siendo el primer bit el MSB seguidos por un último bit de accuse de recibo negativo.



Ambas señales, CLK y SDA, permanecen en high mientras no transmiten. La señal de datos es actualizada con cada flanco descendiente del reloj, y es muestreada con cada flanco de subida. La información, como se muestra en la Figura 5-3, es transferida en bloques de 1 byte seguidos por un bit de acuse de recibo. Cada dispositivo esclavo es identificado por una dirección de 7 bits, lo que permite establecer 128 dispositivos en un mismo bus.

Las principales ventajas al emplear I2C son que requiere de pocas entradas/salidas, así como permitir la función de acuse de recibo.

Por otra parte, su velocidad es limitada (la señal de reloj estándar es de 100KHz), es un sistema complejo a nivel de firmware y hardware de bajo nivel, y no permite la comunicación full dúplex como SPI. [Saldaña, L. 2017]

En base a todo lo descrito anteriormente, podemos determinar que las condiciones a solventar por parte de nuestro módulo de control para establecer una perfecta activación de los diversos actuadores y a su vez, una óptima respuesta dinámica de los mismos es:

- La transmisión de al menos un mensaje de 4 bits de forma rápida y segura.
- La generación de una corriente de 200 mA, basada en un control PWM.
- El uso más austero posible de componentes.
- Un voltaje de operación bajo y un cableado lo más simple posible.
- Un flujo de datos continuo y prácticamente unidireccional.

V.2. CIRCUITO ELECTRÓNICO

Partiendo de la elección del dispositivo que implemente las funciones lógicas como un microcontrolador, cuya selección y estudio de la misma fue elaborada durante los TFGs anteriores, debemos proceder a la descripción de todas y cada una de las señales con las que el circuito debe trabajar y también la procedencia de las mismas:

-Vcc: Como hemos explicado previamente, nuestro actuador basado en flexinol necesita de una corriente de 200 mA. No existe ningún microcontrolador capaz de proporcionar tal cantidad de corriente de manera continua y estable, por lo que será necesario emplear una señal de alimentación externa tanto para el actuador como para el propio microcontrolador.

-GND: Al emplear una señal externa de alimentación será necesario configurar una señal global de tierra externa para todo el módulo.

-CLK: Como parte del protocolo I2C será necesario contemplar la incorporación de una señal de reloj externa, la cual tendrá que tenerse en cuenta a la hora de elegir un microcontrolador específico.

-SDA: Basándonos en el razonamiento anterior, la señal de datos de nuestro protocolo I²C también será externa y por lo tanto implementable en nuestro microcontrolador

Todas estas señales serán tenidas en cuenta para la elección del microcontrolador, al cual hay que sumarle la capacidad de generar 4 salidas para la activación de los distintos actuadores.

Además, hay que tener en cuenta que para el control de los mismos es necesario emplear una señal de PWM y no continua, con el fin de evitar el sobrecalentamiento, por lo que es responsabilidad del microcontrolador implementar al menos 2 salidas de pulso PWM, para controlar los diferentes actuadores dos a dos.

V.2.i. Análisis y caracterización

Para el proceso de elaboración y simulación del comportamiento del sistema, se ha empleado el programa *PROTEUS*®.

Proteus es un programa CAD (Computer Aided Design) que permite la automatización de diseño electrónico. Fue desarrollado por Labcenter Electronics en 1988. Consta de dos módulos principales, Schematic Capture (ISIS), donde se ejecuta el diseño electrónico y se llevan a cabo las diversas simulaciones, y PCB Layout (ARES), donde se traslada este circuito a una placa impresa y se diseña su enrutado, atendiendo a sus encapsulados.

El software permite la simulación tanto de componentes complejos, como microcontroladores, como de resistencias y diodos, y su monitorización mediante diversas herramientas. Su librería de componentes incluye prácticamente todos aquellos disponibles en el mercado.

Para el diseño final de la placa PCB, basándonos en los resultados obtenidos de las simulaciones generadas por *PROTEUS*, se ha empleado el programa CAD Altium Designer®.

Altium Designer es un programa de diseño asistido por computador para PCBs, creado por la empresa Altium. La versatilidad principal de este programa se basa en que no solo nos ofrece una gran variedad de bibliotecas de componentes ordenadas bajo el nombre de las principales marcas de fabricantes, además incluye opciones de rutado guiado para mejorar la facilidad y elaboración del diseño, simulación y compilación para la validación de los posibles errores durante el mismo, y visualización del modelado 3D de la placa.

V.2.ii. Selección del Microcontrolador:

Para la selección del dispositivo de control de cada módulo o microcontrolador, se han tenido en cuenta las restricciones descritas anteriormente que debe cumplir. En primer lugar, nuestro microcontrolador debe contar con la capacidad de implementar dos entradas SDA y CLK referentes al protocolo I²C, 4 pines con funcionalidad I/O para el control de los diferentes actuadores y 2 señales de control PWM para la activación de los actuadores. Además, la arquitectura de software empleada deberá basarse en 8 bits y

1MHz. Por último, debe satisfacer también las necesidades de memoria y los costes del consumo.

Hoy en día Microchip, tras la adquisición en 2016 de su principal rival Atmel, acapara buena parte del mercado de microcontroladores. Dentro de su oferta de productos emplea 2 familias, PIC y AVR. Ambas son muy similares, empleando una CPU RISC (reduced Instruction Set Computer) y memoria FLASH para su firmware. Sus principales diferencias se centran sobre todo en sus interfaces de desarrollo, aunque también hay ligeras variaciones en el coste, el consumo, o la inclusión de reloj interno.

Acudiendo al catálogo oficial de la empresa microchip, se ha elegido el microcontrolador ATtiny84A debido a que satisface todas y cada una de las condiciones previas establecidas. Sus características se enumeran a continuación:

Parámetro	Valor
Tipo de memoria programable	Flash
Tamaño de memoria programable	8 bits
Velocidad de la CPU (MIPS/DMIPS)	20
SRAM BYTES	512
Data EEPROM/HEF (bytes)	-
Periféricos de comunicación	1-I2C, 1-SPI
Periféricos PWM	4
Contadores	1x8 bits, 1x16bits
Comparadores	1
Rango de Temperaturas	-40 a 85°C
Rango de Tensión de entrada	1.8 a 5.5
Número de pines	14

Tabla V-1. Parámetros y valores del microcontrolador ATtiny84A

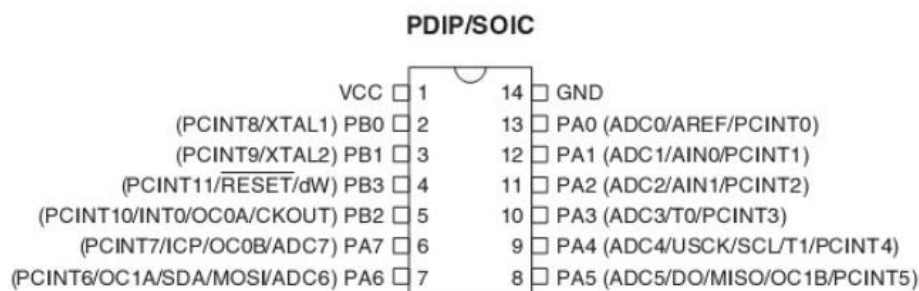


Figura V-4. Pinout del chip ATtiny84A (Microchip).

Basándonos en el esquema mostrado en la figura 5-4, el I2C se conectará a los pines 6 y 9, en los cuales se encuentran el canal SDA (7) y el canal SCL (9). Los pines del 2 al 5 ambos inclusive, serán encargados del control y activación de los diferentes actuadores de flexinol (PB0, PB1, PB2 y PB3). La particularidad es producida por el pin 4, RESET, que deberemos deshabilitar mediante software para establecerlo como salida. Aunque sería posible otra combinación de pines, como se describirá más adelante, esta combinación permite realizar un rutado de la forma más óptima para la placa.

Este microprocesador opera a un voltaje de entre 1.8V y 5.5V, para velocidades de reloj de entre 0 y 4MHz, disponiendo de un modo de bajo consumo a 1 MHz y 1.8V en el que

consume 0.3mA. Sus pines de salida, para una alta impedancia, operan a un voltaje próximo al de alimentación.

En función del modelo seleccionado se dispone de 128/256/512 bytes de memoria EEPROM para almacenar el programa de funcionamiento. Por tanto, se seleccionará el modelo una vez programado.

Para su programación existen multitud de compiladores basados en C, siendo uno de los más efectivos CodeVisionAVR, que después requieren de un programador físico para implementar el diseño en el chip. Para este estudio, debido a la disponibilidad de un programador físico Arduino, se escogerá este entorno de desarrollo.

Más adelante se especificará y describirá tanto el programa software compilado como las librerías incorporadas para el correcto funcionamiento del microcontrolador.

V.2.iii. Diseño del módulo de control del actuador:

Como ya se ha especificado, para poder realizar el calentamiento y por lo tanto la función de contracción del Flexinol, será necesario aplicar una corriente de 200 mA, con el fin de asegurar una respuesta dinámica del mismo de alrededor de 1 segundo.

Con anterioridad se mencionó la imposibilidad de un microcontrolador de producir una corriente de salida estable de valores tan elevados, por lo que se ha optado por configurar un circuito que, implementando la entrada de alimentación externa sea capaz de generar, mediante un transistor en colector común, una señal de pulso controlado de 200 mA.

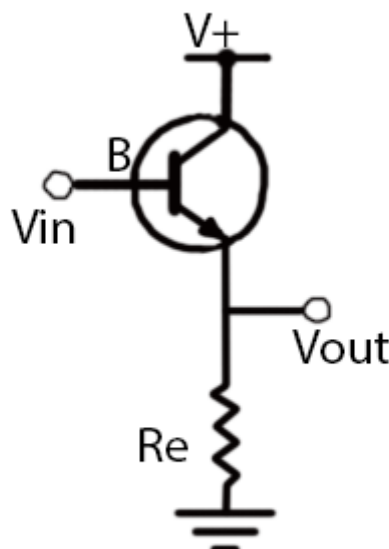


Figura V-5. Esquema de un transistor NPN en CC



El transistor elegido para nuestro circuito será un bjt de tipo NPN, empleando para ello el modelo común 2n2222A de la marca Fairchild. Es importante la elección previa del modelo, puesto que como veremos a continuación, la hoja de características del mismo nos aportará información relevante.

Previo al dimensionado de dicho sistema en colector común, en este caso se ha empleado un sistema de cálculo de atrás en adelante debido a que ya conocemos nuestro valor final de intensidad. Por ello unido al emisor del circuito comentado anteriormente, se dispondrá de los determinados circuitos de activación del actuador mediante el pulso de 200 mA.

El circuito de activación empleado estará basado en un transistor en emisor común, mediante el cual en la base se introducirá la señal de activación y por el colector el pulso previamente generado de 200 mA.

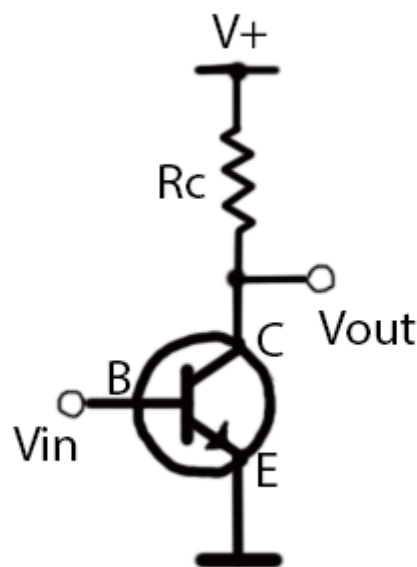


Figura V-6. Esquema de un transistor en EC

En este caso, nuestra tensión de entrada V_{in} será la tensión de salida del microcontrolador que según su hoja de características se establece entre 3.3 y 5V. La R_c que queremos controlar, será nuestro actuador electro-térmico, Flexinol. Y, por lo tanto, nuestra corriente I_c será de unos 200mA. Partiendo de las hojas de características del transistor 2n2222A, el parámetro β del transistor variará con la temperatura y la corriente de colector, por lo que será necesario adecuarlo a nuestro caso.

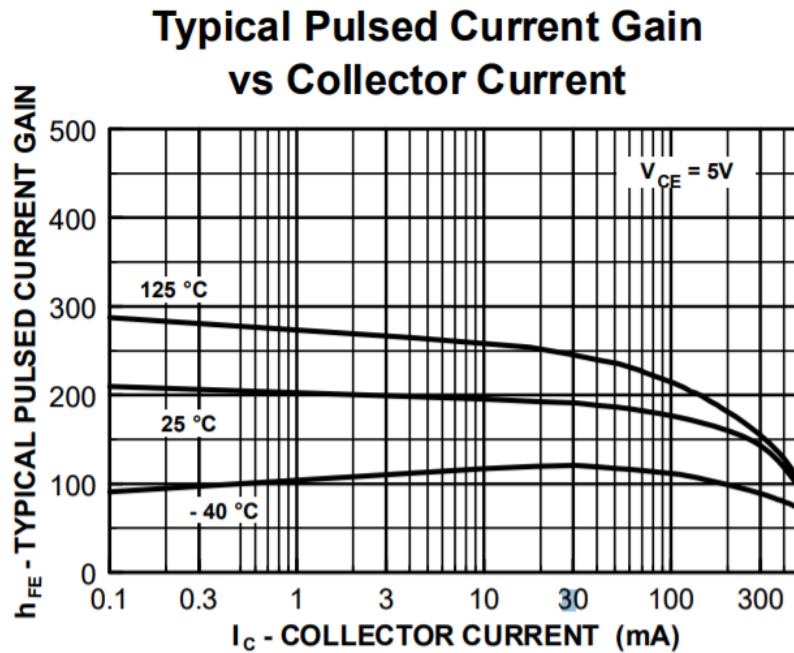


Figura V-7. Gráfica de variación entre I_c - h_{fe} de un transistor 2n2222A

Como se observa en la figura 5-7 para unas temperaturas aproximadas de 25°C, cuando la corriente de colector vale unos 100 mA se puede considerar un valor de beta de aproximadamente 180 y para una corriente de 300 mA dicho valor desciende y puede considerarse de aproximadamente 150. Como nosotros queremos obtener un pulso de unos 200 mA, para obtener un valor cercano a este tendremos que realizar una interpolación lineal.

$$\frac{I_c - 100mA}{300mA - 100mA} = \frac{\beta - 180}{150 - 180} \quad Ec(1)$$

Ahora sustituyendo I_c en la ecuación 1 obtenemos que el valor de nuestra β será:

$$\beta = 165$$

A continuación, una vez conocida la β , sabemos que la tensión de entrada por la base es la correspondiente a la salida del microcontrolador, tomando esta como $V_i=5V$, y como la resistencia de la carga no provocara variación en el trabajo del circuito. Efectuando un análisis a la malla de entrada, aplicando la segunda ley de Kirchoff, obtenemos la siguiente ecuación:

$$V_i = V_{BE} + I_b \cdot R_b \quad Ec(2)$$

Además, la ecuación del transistor nos relaciona la corriente de colector con la corriente de base de la siguiente manera:

$$I_c = \beta \cdot I_b \quad Ec(3)$$

Sustituyendo y despejando I_b en la ecuación 3 tenemos que:

$$I_b = \frac{I_c}{\beta} = \frac{200mA}{165} = 1.21mA$$

Sustituyendo el resultado de I_b en la ecuación 2 y despejando en función de R_b , el valor de nuestra resistencia de base será:

$$R_b = \frac{V_i - V_{BE}}{I_b} = \frac{5 - 0.9}{1.21mA} = 3.3K\Omega$$

Para verificar el correcto dimensionado del circuito de activación, se ha representado en el programa proteus y se ha realizado una simulación. Para ello, se ha sustituido la parte correspondiente al colector procedente del circuito generador del pulso por un pulso de tensión de entrada 5V y con un ancho del 50% del pulso.

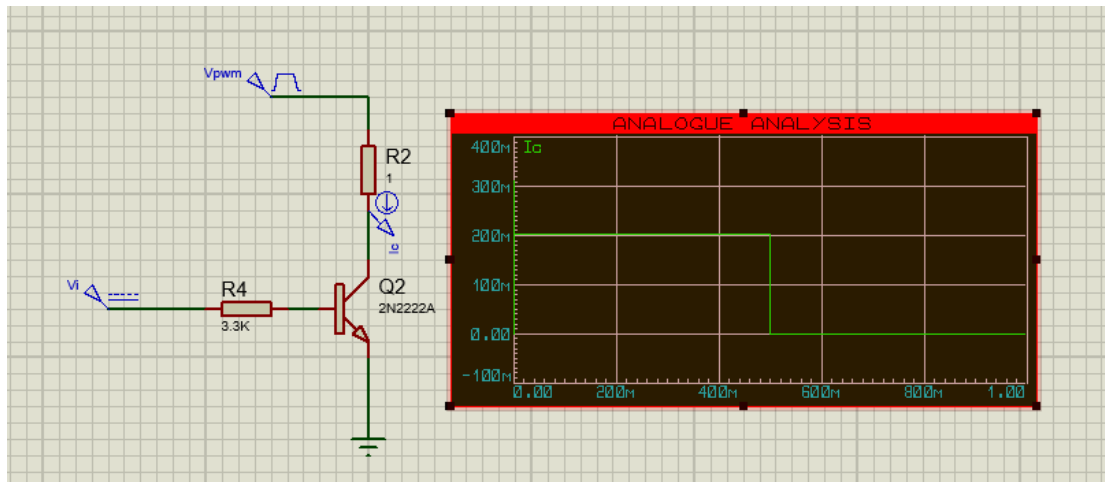


Figura V-8. Simulación del circuito de activación de un actuador con el PWM ya generado.

En esta simulación, se han tomado valores de 1Ω para representar el valor de la carga, debido a que la resistividad del cable de flexinol empleado tiene unos valores muy pequeños, que podrían considerarse despreciables.

Tras comprobar el correcto funcionamiento teórico del circuito de activación, es correcto realizar una aproximación del mismo sustituyéndolo por una carga de valor:

$$R_L = \frac{V_{cc}}{I_c} = \frac{5V}{200mA} = 25\Omega$$

En este caso, empleando nuestra carga equivalente como la resistencia de emisor del circuito de generación de pulso, nuestra configuración seguirá un modelo en colector común como hemos descrito anteriormente, un modelo también conocido como seguidor-emisor.

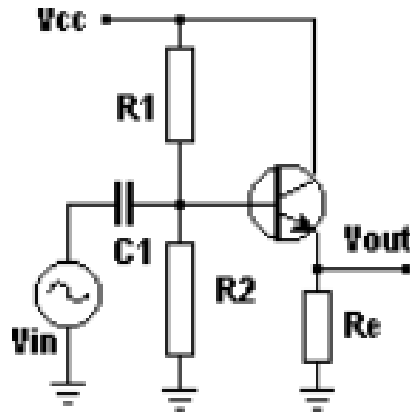


Figura V-9. Circuito Seguidor-Emisor o Colector Común.

Llevando este montaje a nuestro robot apodo modular, la señal de entrada V_{in} será un pulso de 5 voltios generado por el microcontrolador, mientras que la impedancia de emisor, corresponderá a la impedancia de carga que representa el circuito de activación.

En primer lugar, aplicando el equivalente Thévenin del circuito de entrada, obtenemos las siguientes ecuaciones:

$$V_{TH} = V_{CC} \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$

$$R_{TH} = \frac{R_1 \cdot R_2}{R_1 + R_2}$$

Por otro lado, partiendo de la ecuación del transistor para las corrientes obtenemos que:

$$I_b = \frac{I_E}{\beta + 1}$$

Y como I_b es muy pequeña y despreciable, podemos aproximar $I_c = I_e$, aproximación que conlleva un valor idéntico al del caso anterior para el parámetro β .

En este montaje, para que la configuración sea estable, el valor de la resistencia de base y el de la resistencia de emisor se relacionan de la siguiente manera:

$$R_{TH} = R_B = R_E \cdot \beta \cdot 0.1 = 25 \cdot 165 \cdot 0.1 = 412.5\Omega$$

Si aplicamos la segunda ley de Kirchoff a la malla de salida, en este montaje la ecuación resultante será:

$$V_i = V_{BE} + I_b \cdot R_b + I_E \cdot R_E$$

Sustituyendo valores obtendremos el valor de la tensión de base, en este caso nuestra tensión de Thévenin.

$$V_{TH} = 6.4V$$

Dividiendo la ecuación (x) entre R_1 , obtenemos una ecuación para despejar R_1 en función de los valores de tensión y resistencia de Thévenin:

$$R_1 = \frac{V_{CC} \cdot R_{TH}}{V_{TH}} = \frac{5 \cdot 412.5}{6.4} = 322.25\Omega$$

Ahora sustituyendo los valores de la R_{TH} y de R_1 en la ecuación (), obtendremos el valor final de la resistencia R_2 :

$$R_2 = \frac{R_{TH} \cdot R_1}{R_1 - R_{TH}} = 1473\Omega$$

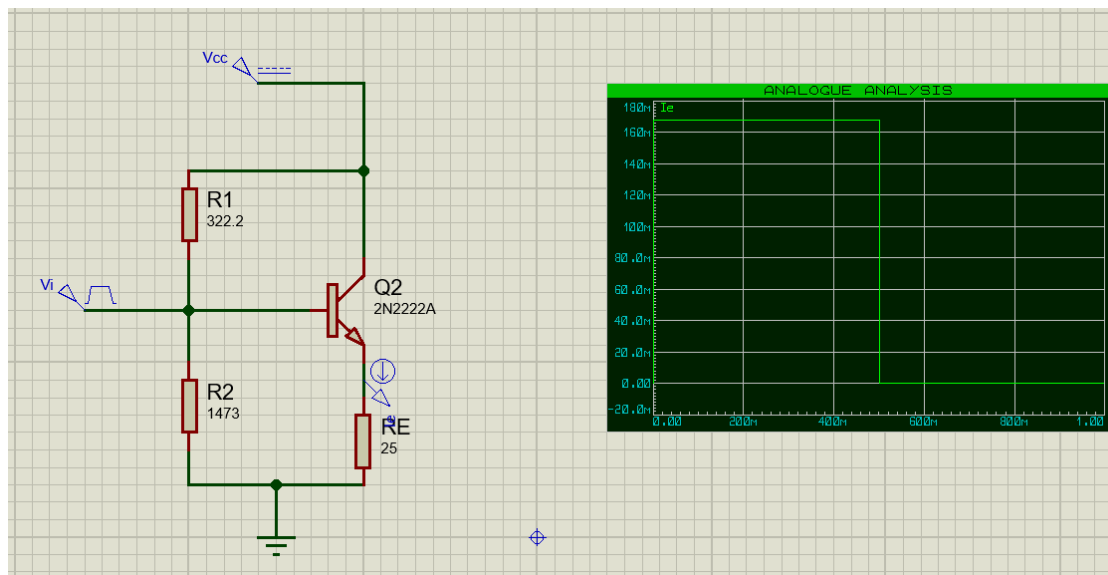


Figura V-10. Simulación del circuito generador de PWM.

Como se aprecia en la simulación mostrada en la figura 4-10, la aproximación de la impedancia de carga es válida, por lo que finalmente una vez dimensionados ambos circuitos, se ha simulado su total funcionamiento, validando el montaje y pasando a su diseño en PCB mediante el programa Altium Designer.

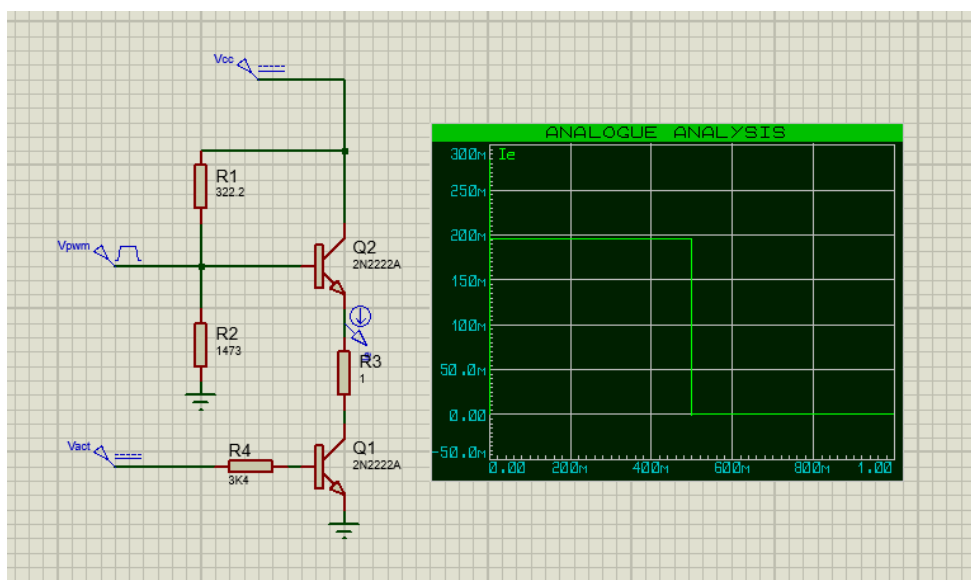


Figura V-11. Simulación del circuito Activador de un actuador.

Mediante, Altium Designer se ha extendido todo el montaje a lo correspondiente a los cuatro actuadores que vamos a controlar, incorporando además tanto el microcontrolador ATtyni84A, descrito anteriormente, como los módulos de entrada y salida para las diversas señales. En este caso, las cargas se han seguido representando como una

resistencia, pero se ha cambiado su package, diseñándose uno equivalente a los 2 tornillos en torno a los cuales se enrollarán los extremos del Flexinol.

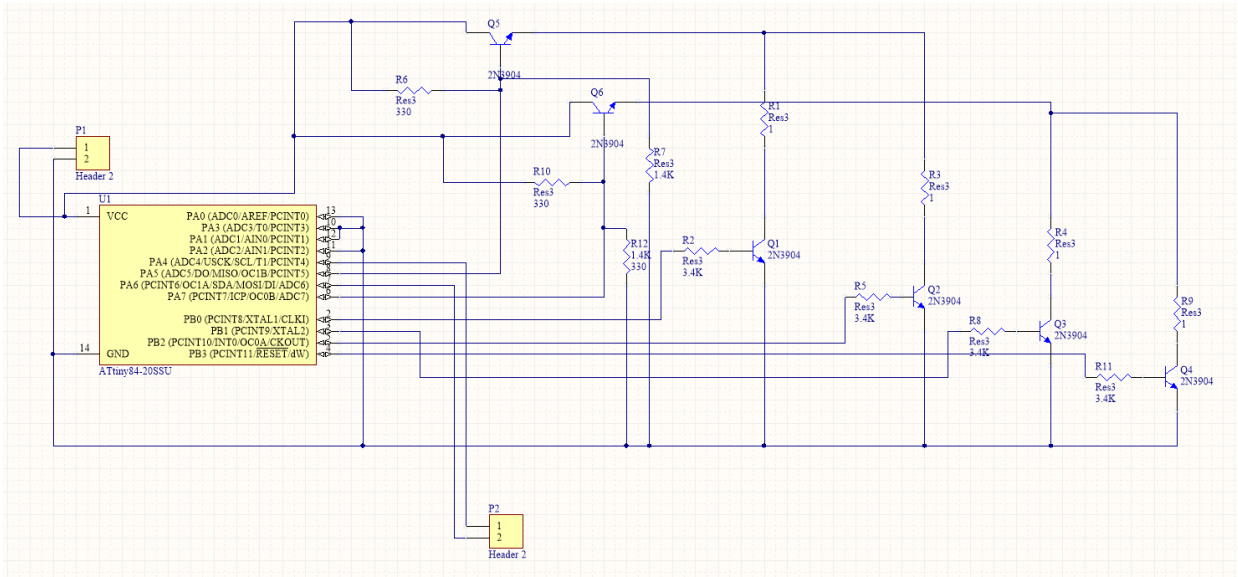


Figura V-12. Esquema Electrónico de un módulo

V.3. DISEÑO DE LA PLACA DE CIRCUITO IMPRESO (PCB)

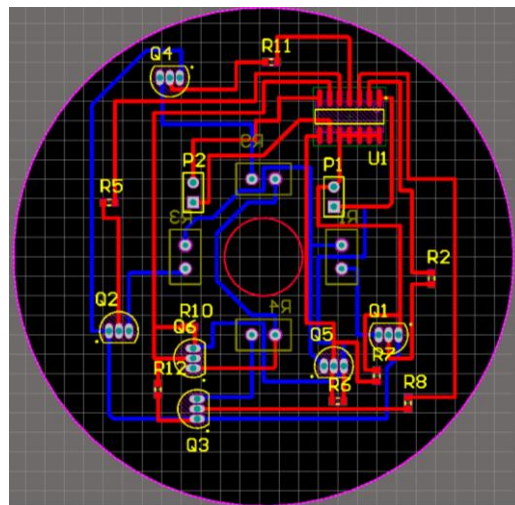


Figura V-13. PCB de un módulo. Radio exterior: 3.2 cm. Radio interior: 0.5 cm

A partir de las herramientas propuestas por Altium Designer se ha elaborado el diseño de la PCB correspondiente a cada módulo. Inicialmente, está basado en una corona circular de radio exterior 3.2 centímetros y radio interior 0.5 centímetros. A continuación, se han dispuesto los 4 actuadores representados por las resistencias (R1, R3, R4 y R9) en forma de cruz y manteniendo opuestos los 2 actuadores que comparten el circuito generador de pulso, estos actuadores se posicionaran en la cara opuesta al resto de componentes. Su distribución, de manera conforme al posicionamiento del actuador mecánico desarrollado en el capítulo anterior, está establecida en una circunferencia virtual de radio 1 centímetro con respecto al centro. Por último, se han distribuido el resto de componentes ocupando



los espacios restantes, teniendo para ello en cuenta que el actuador ocupara desde la posición del componente hasta el borde de la placa, razón por la cual componentes de gran altura no podrán ser colocados en esa superficie.

Se ha optado por combinar un montaje superficial SMD (*Surface Mounted Device*), con un montaje de componentes pasantes “through hole”, que implica un reducido tamaño de los componentes, mejor comportamiento frente a vibraciones, así como una considerable reducción de las interferencias electromagnéticas emitidas.

Debido a que se trata de la construcción de un prototipo, se ha limitado a la combinación de ambos métodos debido a la inmediatez, disponibilidad y facilidad del ensamblado. Aunque este montaje implique la pérdida de capacidad de reducción y por lo tanto de ser implantable y practicable en el cuerpo humano.

En base a los estudios previos realizados sobre este trabajo, los cuales se explicaron en el estado de arte previo al capítulo, se ha tomado como método de fabricación de la PCB para nuestro prototipo el HDI, que permite una mayor miniaturización y precisión a un mayor coste, todo esto debido a la naturaleza del proyecto la alta fiabilidad y precisión son requisitos indispensables, razón por la cual en trabajos previos se ha tenido en cuenta como el método elegido.

Conector:

Cada uno de los módulos tendrá al menos la entrada de 2 señales pares, es decir, nuestra señal de alimentación de +5V-GND y nuestra señal de datos basada en el protocolo I2C. Tratándose de la construcción de un primer prototipo, con el objetivo de hacer el diseño y selección de componentes de la forma más simple y eficiente posible. Se ha optado por emplear 2 conectores de entrada PCB similares, uno para cada señal. Las especificaciones a atender en base al diseño de nuestra PCB para la selección de dichos conectores se describen a continuación:

-Tensión nominal: Soportara un valor como hemos descrito de 5 voltios de corriente continua.

-Corriente nominal: En principio, no se ha determinado un valor específico, por lo que con un valor mínimo de 1 amperio sería suficiente.

-Paso: Con el fin de estandarizar la selección y tener una mayor disponibilidad se ha propuesto emplear un paso o distancia entre tomas de 5 milímetros.

-Dimensiones: Como requisito más importante de estas se ha tenido en cuenta la altura del componente, aunque esta no es una restricción de vital importancia debido a que en esta fase de prototipado se puede desarrollar un módulo de anchura no específica, se ha tenido en cuenta buscar componentes con una altura de entre 8 y 12 milímetros.

Con estas restricciones se ha preestablecido la tabla 5-2, y mediante una búsqueda a través de las diferentes webs de componentes, se ha optado por elegir la serie PCB TERMIN-BLOK de TE Connectivity, la cual nos permite una variedad de opciones en cuanto a tamaños.

Restricción	Valor
Tensión nominal	Mínimo 5 Voltios DC
Corriente nominal	Mínimo 1 Amperio
Paso	5 mm
Altura	Entre 8 mm y 12 mm
Método de Montaje	Orificio pasante

Tabla V-2. Requisitos del Conector PCB.

De entre todos los modelos se ha optado por el correspondiente a la serie Buchanan de esta compañía cuyas características se muestran en la tabla 5-3.

Atributo	Valor
Número de Contactos	2
Paso	5mm
Número de Filas	1
Tipo de Montaje	Orificio Pasante
Método de Terminación	Abrazadera de caja, Atornillada
Tipo	Bloque de terminales PCB
Valor Nominal de Corriente	13.5A
Orientación del Cuerpo	Recto
Color	Verde
Tensión Nominal	300 V ac
Serie	Buchanan
Profundidad	8.2mm
Anchura	10mm
Longitud	10.6mm

Tabla V-3. Características del conector PCB TERMI-BLOK de TE Connectivity

Transistores:

Para la selección del transistor, se tuvo en cuenta el empleo del modelo 2n2222A, el cual se utilizó basándose en su hoja de características para el dimensionado y cálculos en el circuito. Además, debido a que la aplicación empleara corrientes de 200 mA o más, es necesario que estos se encuentren con un empaquetamiento que les permita disipar esta potencia generada. Por esta razón, el empaquetamiento elegido es el TO-92.

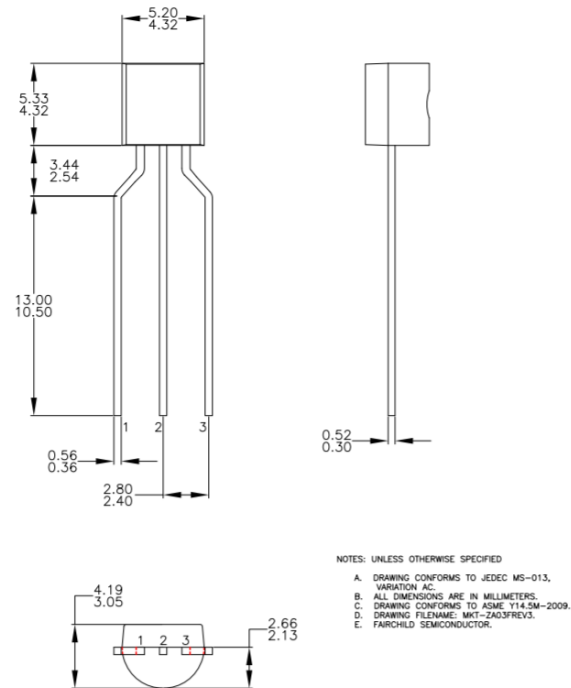


Figura V-14. Diagrama de empaquetamiento TO-92.

Para su elección debido a la amplia oferta de transistores de estas características se recurrió a buscar en la empresa Fairchild Semiconductors. Dentro del catálogo de la misma se aplicaron los filtros que cumplieran con nuestros requerimientos, es decir, una corriente de colector de entre 200 mA hasta 1,5 A, un empaquetamiento TO-92 y un tipo de transistor bipolar BJT NPN. De esta forma en la tabla 5-4 se recogen una serie de valores que cumplen con nuestras especificaciones y, además, con la normativa expuesta en la directiva europea 2011/65/EU, en lo referente a la ausencia de halógenos, plomo y otras sustancias dañinas dentro de su composición.

Modelo	Polaridad	Tipo	Ic(A)	Pd (W)	B (Ic=0.1 VCE=1V)	Frecuencia de trabajo (MHz)	Empaquetamiento
BC63916	NPN	Propósito General	1	0.83	100-250	100	TO-92-LF
FJN3303F	NPN	Alto Voltaje- Rápida conmutación	1.5	1.1	14-23	4	TO-92-LF
KSC2383	NPN	Propósito general	1	0.9	160-320	20	TO-92-LF
KSD1616A	NPN	Propósito general	1	0.75	200-400	100	TO-92-LF
KSD471A	NPN	Propósito general	1	0.8	200-400	130	TO-92-LF
SS8050	NPN	Propósito general	1.5	1	160-300	100	TO-92-LF
SS8550	NPN	Propósito general	1.5	1	160-300	100	TO-92-LF

Tabla V-4. Modelos de Transistores de la compañía Fairchild Semiconductors.

<http://www.onsemi.com/PowerSolutions/parametrics.do?id=802>

En nuestro caso, hemos escogido el transistor SS8550 cuyas características rinden mejor con nuestras especificaciones teóricas, aunque más adelante se realizaran etapas de prototipado rápido con el fin de mejorar estas, en una primera selección se ha considerado como el más conveniente.

Microcontrolador:

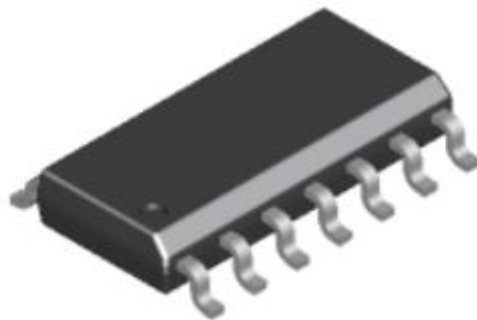


Figura V-15. ATtiny 84A SOIC-14

Como ya se explicó anteriormente el microcontrolador elegido para el módulo PCB es el ATTiny 84A, el cual dispone de diversos empaquetados entre los cuales se ha elegido el SOIC-14 (Figura 5-15). Las dimensiones de este empaquetamiento permiten su perfecta inclusión en la paca, colocándolo como el componente más grande de esta dentro de los incluidos como montajes SMD. Sus dimensiones principales son de 6.2 mm de ancho, 8.71 mm de largo y 1.75 mm de alto.

Resistencias:



Los valores de las resistencias de nuestro circuito varían desde los 330Ω a los $3.4K$, la potencia a soportar por estas resistencias será muy reducida debido a que todas ellas serán resistencias de base en los circuitos. En este caso, la máxima corriente de base será de $1.2mA$ y su tensión de $5V$. Por esta razón, la potencia nominal de las resistencias será como máximo $6mW$, lo cual permitirá emplear cualquier empaquetamiento del SMD, incluyéndose los más compactos entre estos. En la tabla 5-5 se muestran la relación entre los empaquetamientos y la potencia a disipar:

Potencias asociadas a las resistencias en encapsulado SMD	
Encapsulado	Potencia asociada (W)
2512	0.50
2010	0.25
1210	0.25
1206	0.125
0805	0.1
0603	0.0625
0402	0.0625-0.031
0201	0.015

Tabla V-5. Encapsulado SMD en función de la potencia de la resistencia.

En nuestro caso, se ha seleccionado el encapsulado 0603 por ser uno de los más estandarizados y con amplio rango de valores de resistencias. Este encapsulado tiene unas dimensiones de $1.6mm \times 0.8mm \times 0.45mm$ y nos permite obtener valores de resistencias desde los 10Ω hasta los $10M\Omega$ con tolerancias de $\pm 1\%$. De esta forma, nuestras resistencias de 330 y $1.4K$ entrarían como valores nominales, mientras que la resistencia de $3.4K$ sería aproximada por una nominal de $3.3K$.



VI. Prototipado rápido y pruebas de funcionamiento del circuito de control.



VI.1. INTRODUCCIÓN

En el capítulo anterior, se ha realizado el diseño hardware del módulo de control en base a dos circuitos electrónicos básicos: Seguidor emisor o colector común y emisor común. Antes de proceder con la construcción final de cada uno de los módulos, es necesaria una etapa intermedia de puesta a prueba del circuito mediante su montaje en una protoboard.

Esta etapa intermedia de prototipado rápido pretende cumplir con los siguientes objetivos:

- Comprobación del correcto funcionamiento del circuito seguidor emisor en corriente continua.
- Comprobación del correcto funcionamiento del circuito emisor común en corriente continua.
- Comprobación del correcto funcionamiento del circuito activador (emisor común + seguidor emisor) en corriente continua.
- Comprobación del funcionamiento del circuito seguidor emisor en circunstancias reales de trabajo, es decir, aplicación de una corriente continua al colector y una entrada cuadrada o PWM a la base.
- Comprobación del funcionamiento del circuito emisor común en circunstancias reales, aplicando una entra continua a la base del transistor y un pulso cuadrado a su colector.
- Comprobación final del circuito de activación bajo condiciones reales de funcionamiento.

A lo largo de este capítulo se describirá con detalle cada una de las pruebas realizadas en el laboratorio, cuyo fin ha sido el de determinar un correcto funcionamiento del hardware diseñado previamente bajo unos valores reales.

VI.2. DESCRIPCIÓN DE LOS MATERIALES EMPLEADOS EN EL PROTOTIPADO

Para llevar a cabo las pruebas comentadas en el apartado anterior, se han dispuesto una serie de equipos de medida y montaje, cuyo fin ha sido representar de manera fidedigna y aproximada la placa PCB diseñada durante el capítulo anterior.

Para el montaje se han empleado los siguientes materiales:

Resistencias:

Se tomaron resistencias con valores nominales aproximados a los determinados en los cálculos, de esta forma en la tabla 6-1. se recogen los valores calculados y sus aproximaciones reales empleadas.

Valores Teóricos	Valores Reales
3,4 K Ω	3,3 K Ω
1473 Ω	1,5 K Ω
322 Ω	330 Ω
1 Ω	1,2 Ω

Tabla VI-1 .Resistencias Empleadas

Transistores:

En el caso de los transistores, para realizar el prototipado se emplearon 2 modelos con empaquetamientos diferentes al seleccionado durante el diseño. El primero de ellos, el TO-18 con una corriente máxima de colector de 800 mA y una β con comportamiento muy similar al dimensionado. El segundo empleado en el circuito en emisor, aunque si poseía el empaquetamiento deseado, sus características supusieron un problema debido al hecho de poseer una β con variación diferente que provocaba una caída de tensión de 0.8 en lugar de 0.6 voltios entre la base y el colector.

Protoboard:

Una protoboard o placa de contactos fue el lugar empleado para realizar el corriente montaje, en nuestro caso, la placa de contactos estaba unida a una placa de instrumentación con múltiples funciones que se comentará más adelante.

Placa Universal Trainer de Microsystems Engineering Bilbao-2000:

Se trata de una PCB de pruebas de instrumentación que lleva incorporada una protoboard. Este dispositivo, ha permitido a partir de una alimentación normal generar diversas y múltiples señales, entre las que destacan una señal de alimentación de 5 voltios en continua y una onda cuadrada de 5 voltios de amplitud, que ha sustituido al PWM generado por el microcontrolador.

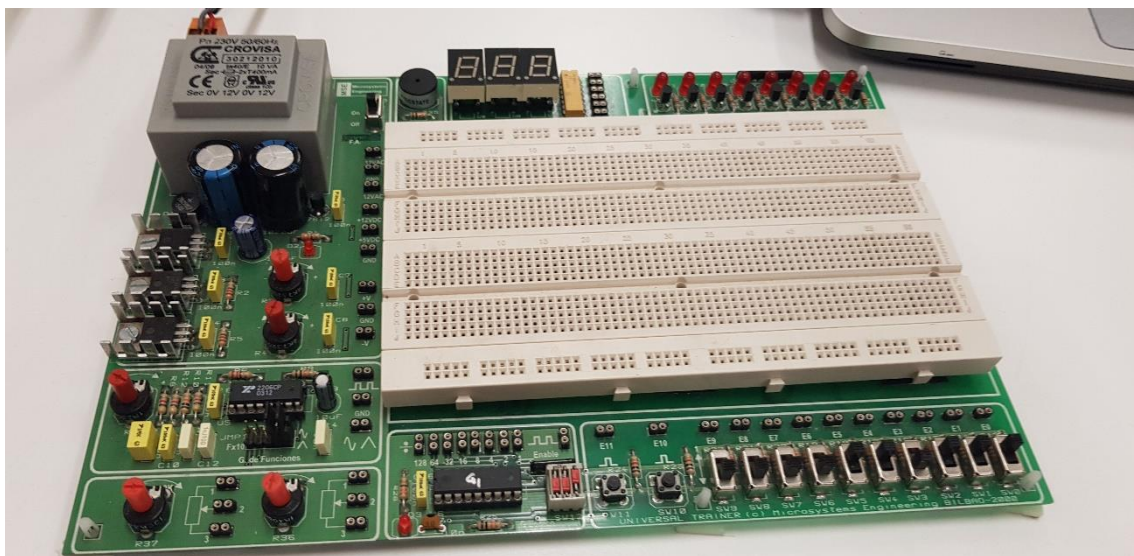


Figura VI-1. Placa de pruebas Universal Trainer de Microsystems

Generador de Ondas:

Aunque en la placa de pruebas se incluía la función de generar una onda cuadrada, por facilidades se empleó un generador de ondas. Utilizando en este la función de onda cuadrada, se realizó un ajuste previo para obtener la tensión con el offset correspondiente.



Figura VI-2. Generador de Ondas

Por otro lado, para obtener las mediciones correspondientes se han empleado como dispositivos de medida:

Osciloscopio:

Empleado para la visualización de las señales cuadradas durante la segunda etapa de pruebas.

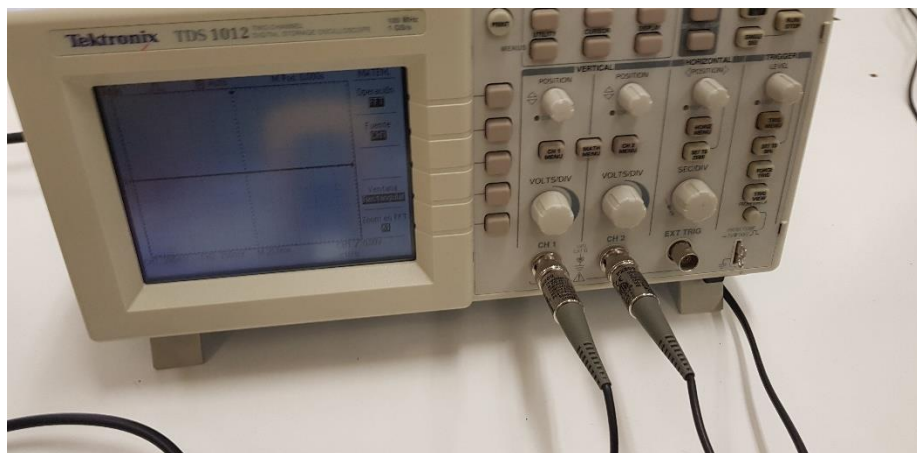


Figura VI-3. Osciloscopio de pruebas

Voltímetro Multifunción:

Empleado para realizar mediciones de tensiones en corriente continua en las diferentes etapas de pruebas, aunque también se utilizó para asegurar las continuidades del circuito y los valores de las resistencias empleadas.



Figura VI-4. Voltímetro

VI.3. Pruebas del circuito en DC

Durante la primera fase de prototipado se realizaron pruebas en corriente continua para comprobar el correcto funcionamiento del circuito en este modo. El objetivo principal de estas pruebas era obtener una corriente adecuada en la resistencia de $1,2 \Omega$, que representaba la resistencia del cable de Flexinol. Además, se buscó obtener un correcto funcionamiento del circuito generador de pulso o seguidor emisor, midiendo para ello la tensión en extremos de una resistencia de carga colocada a la salida del emisor.

VI.3.i. Circuito Generador de PWM

Siguiendo el montaje mostrado en la figura 6-5 se empleó como resistencia de carga equivalente a la segunda parte del circuito, una de valor $3,3 \text{ K}\Omega$ midiendo en extremos de este la tensión correspondiente.

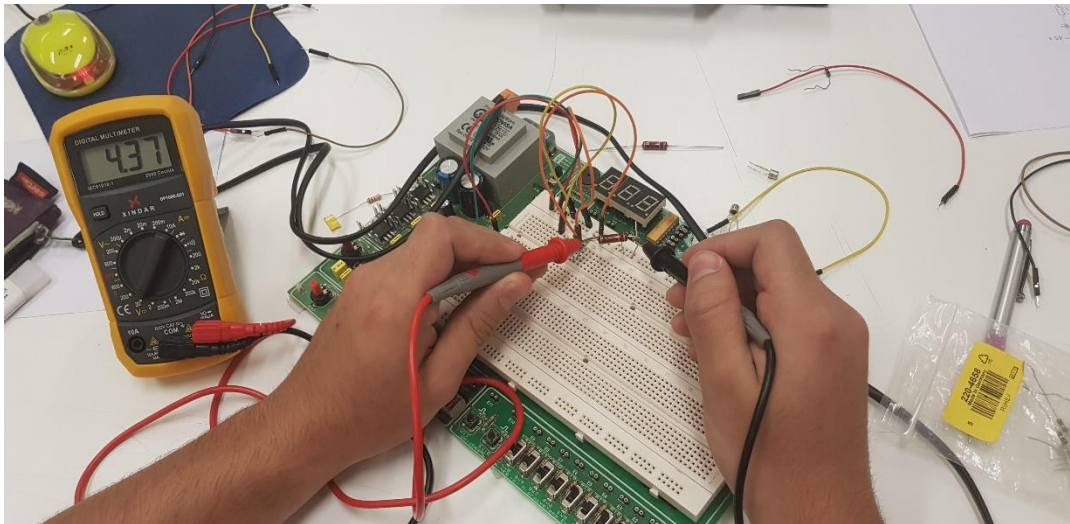


Figura VI-5. Medida del circuito Seguidor Emisor en DC

De esta forma, tras comprobar en primer lugar la conducción y correcto funcionamiento del transistor, se obtuvo una tensión de salida de 4,37 V. Con este valor, quedó probado el correcto funcionamiento de la primera etapa frente a entradas de corriente continua por la base del transistor, aunque el valor teórico sería de unos 5V se puede comprobar una caída de 0.6V entre base y emisor, que representa el correcto funcionamiento de nuestro transistor.

VI.3.ii. Circuito Activador

Una vez confirmado el correcto funcionamiento de la etapa generadora de pulsos, el siguiente paso ha sido corroborar la obtención de una corriente de colector asumible en nuestra segunda etapa. Esta corriente de colector será la que circulará por nuestro cable de flexinol, por lo que durante esta prueba se debe de asegurar un valor cercano a los 200 mA. El objetivo de obtener este valor es el de proporcionar una respuesta dinámica que, según las características del actuador diseñado, como se comentó en el capítulo 4, nos permitirá producir el movimiento en 1 segundo aproximadamente.

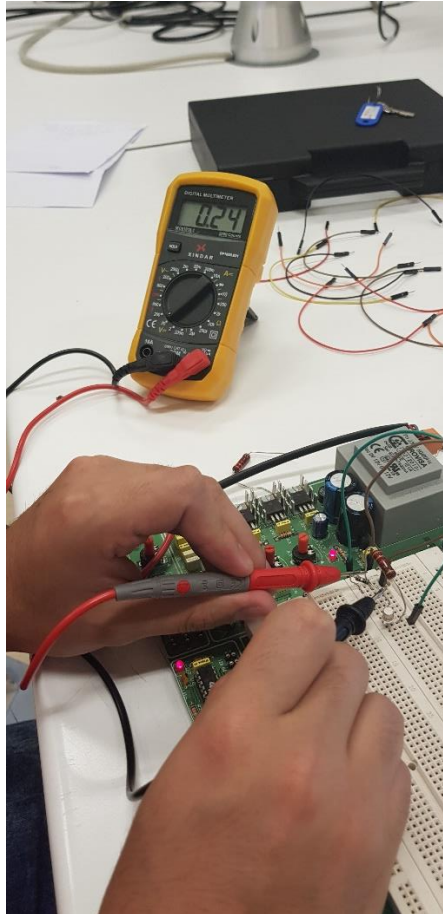


Figura VI-6. Prueba del circuito emisor Común en DC

Como se ha explicado antes, el cable de Flexinol quedará representado en esta prueba por una resistencia de $1,2 \Omega$ y se ha medido la tensión continua en extremos de la misma. Obteniendo un valor de 240 mV , como puede observarse en la figura 6-6. Aplicando la ley de Ohm a este valor de tensión medido obtenemos que:

$$I_c = \frac{V_{medida}}{RC} = \frac{240\text{mV}}{1.2\Omega} = 200 \text{ mA}$$

Un valor perfecto que confirma el correcto funcionamiento de la segunda etapa por separado en corriente continua.

VI.3.iii. Prueba Global en DC

La etapa final de esta primera fase de pruebas en corriente continua ha consistido en realizar la comprobación de ambos circuitos conectados entre sí. Durante este periodo se detectaron varios problemas derivados del uso de los transistores. Se comprobó que el mal estado de varios transistores con package TO-18, provocaba su completa destrucción al no soportar corrientes superiores a los 200mA . Estos problemas ocasionaron ligeros retrasos durante la ejecución y toma de medidas.

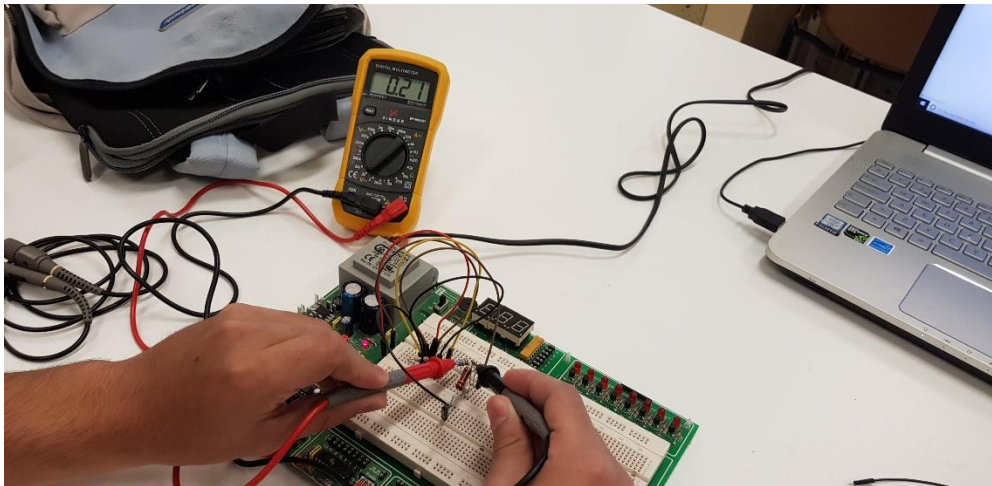


Figura VI-7. Prueba de medida del circuito global en DC

Finalmente, al realizar el cambio de uno de estos transistores por uno de los del otro modelo disponible, se consiguieron realizar varias medidas y pruebas correctas como se muestra en la figura 6-7. El punto de medida fue el empleado durante el circuito de activación, es decir, se midió entre terminales de la resistencia de carga, obteniendo un valor de 210mA. De nuevo tras aplicar la ley de Ohm a esta medida se determina que:

$$I_c = \frac{V_{medida}}{RC} = \frac{210mV}{1.2\Omega} = 175 mA$$

Un valor de corriente asumible para las características requeridas, debido a que este simplemente aumentaría el tiempo de respuesta de nuestro actuador en un par de décimas de segundo.

Con esta medida, se dio por finalizada la etapa de pruebas en corriente continua con un resultado aceptable para nuestros objetivos e induciéndose unas pautas de funcionamiento correcto para señales cuadradas.

VI.4. Pruebas del circuito en AC

Durante la segunda etapa de pruebas, con el fin de garantizar el correcto funcionamiento de todas las etapas del circuito, se realizaron pruebas similares a la primera etapa con el único cambio en la alimentación de la base del primer transistor. Buscando generar de esta forma una señal pulsada en la entrada de la segunda etapa, y por consiguiente una circulación de corriente en PWM por el actuador. La razón de buscar este tipo de señal, como se determinó en el capítulo 4, es debido al sobrecalentamiento que el actuador puede sufrir frente al uso en corriente continua. Perdiendo de esta forma sus propiedades de recuperación.

Esta etapa de pruebas ha resultado crucial para el avance del proyecto debido a que los resultados obtenidos durante la misma han marcado la optimalidad del diseño y han permitido avanzar con la construcción de la placa.

VI.4.i. Circuito Generador del PWM

De igual manera que para el caso de corriente continua, en esta prueba se ha comprobado la señal de salida del circuito seguidor emisor, que de manera teórica debería generar un pulso de 5V pulsado. Aunque, basándonos en los resultados obtenidos durante las pruebas en continua sabemos que no se obtendrán 5 V exactos, podemos predecir que el comportamiento estará dentro de un rango adecuado de valores.

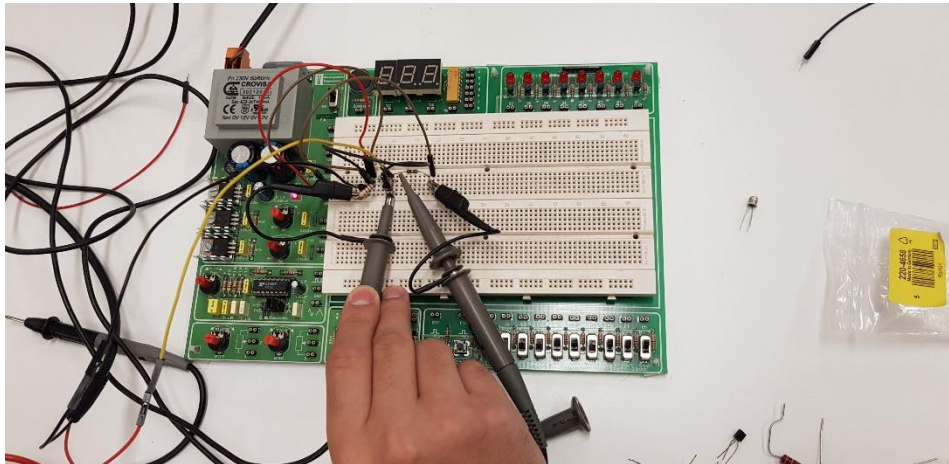


Figura VI-8. Montaje y punto de medida del circuito seguidor emisor en AC

De esta forma, operamos con un montaje similar al empleado para continuar con el único cambio de conectar la base del transistor al generador de onda cuadrada, que ha sido previamente calibrado.

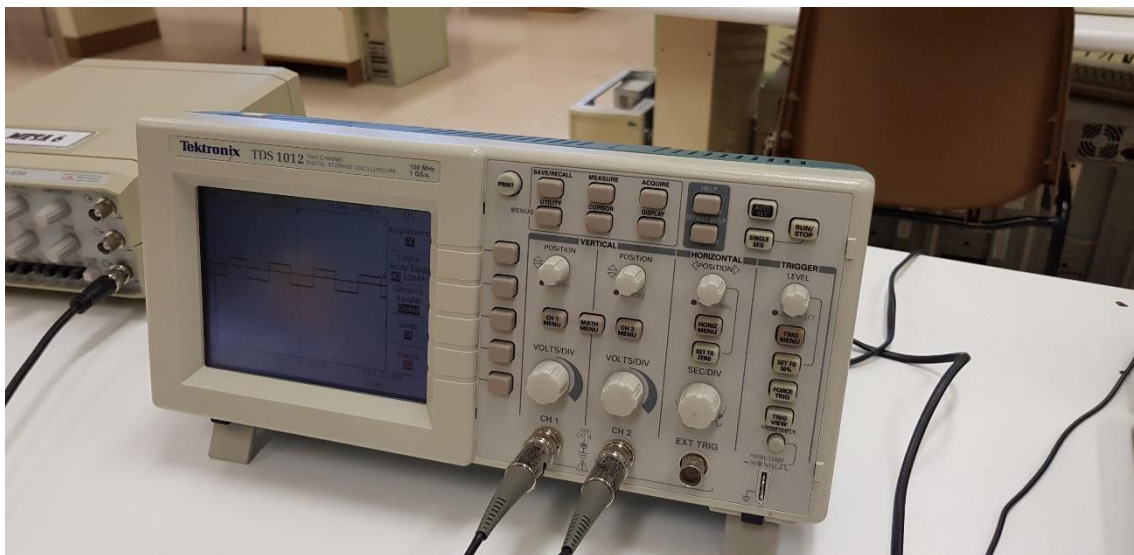


Figura VI-9. Medidas del seguidor emisor en AC

Tras realizar la medida entre la salida del emisor y tierra, hemos apreciado la obtención de una onda cuadrada de aproximadamente 5V de amplitud en el canal 1 del osciloscopio, tal y como se muestra en la figura 6-9. El ancho de pulso de dicha señal es variable y en nuestro caso será controlado por nuestro ATtyni84A. De esta forma, podemos concluir que la primera etapa funciona correctamente y pasar a realizar la prueba final.

VI.4.ii. Circuito Global en AC

En este caso, no ha sido necesario realizar una medida previa del circuito de activación puesto que aplicando una medida global se han podido determinar los valores necesarios para un correcto funcionamiento. Por lo tanto, al montaje en PWM se ha añadido la segunda etapa con el fin de completar el circuito.

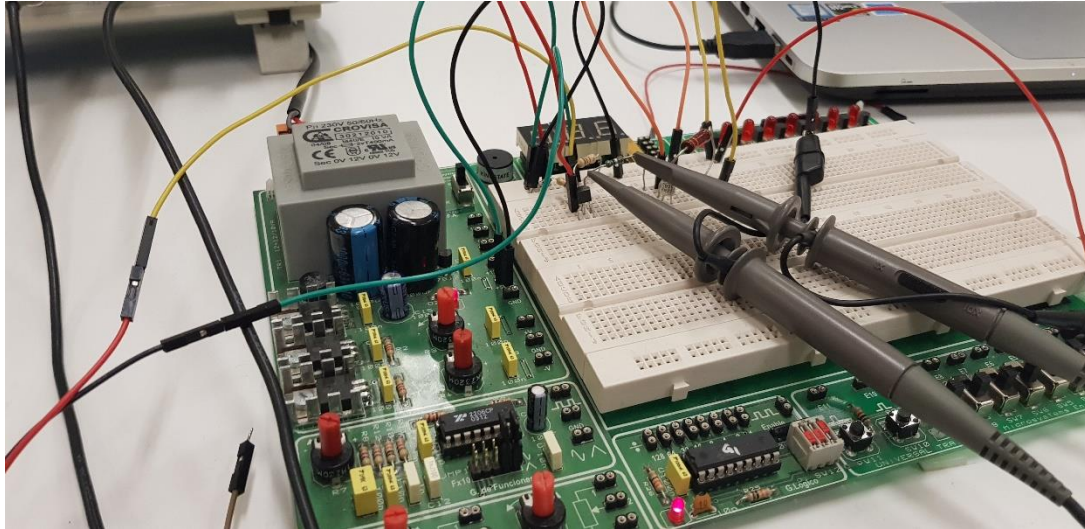


Figura VI-10. Montaje del circuito global en AC

Para obtener un valor adecuado, se ha colocado la sonda del canal 1 del osciloscopio entre el terminal de entrada de la resistencia de carga y tierra y la del canal 2 entre el terminal de salida y tierra.

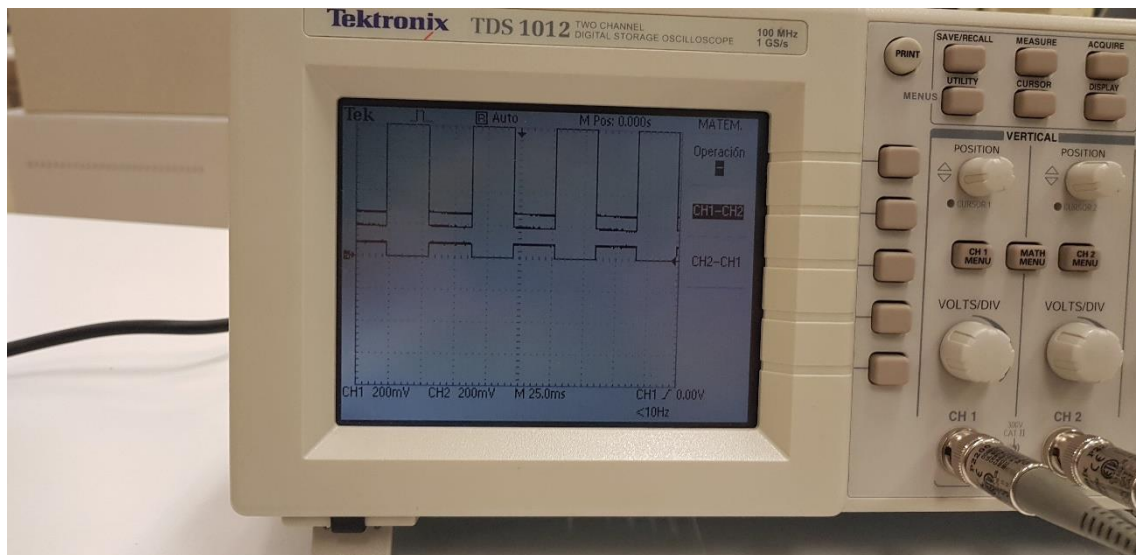


Figura VI-11. Lectura de valores de la prueba global en AC

Aplicando la función para restar señales que incorpora el osciloscopio, se ha podido observar la señal que ha circulado por la resistencia, es decir, la tensión requerida como se observa en la Figura 6-11. Sabiendo que nuestra escala está en 200mV determinamos una medida de aproximadamente 120 mV. Y tras aplicar la ley de ohm nuestra corriente final será:

$$I_c = \frac{V_{medida}}{RC} = \frac{120mV}{1.2\Omega} = 100mA$$

Aunque se trata de un valor más bajo del deseado, se ha considerado aceptable debido a las siguientes justificaciones:

- En primer lugar, se ha empleado un transistor con unas características diferentes a las que hemos diseñado, factor que ha influido en los resultados obtenidos.
- Por último, al tratarse de un primer prototipo con amplio margen de mejora, es aceptable una respuesta dinámica de entre 1 y 2 segundos.

Finalmente, en esta etapa también se observó el comportamiento del circuito de activación, corroborando que dicha corriente de colector solo circularía si el transistor de activación se encuentra alimentado en su base. De esta forma queda determinado el correcto funcionamiento de la etapa.

VI.5. Conclusiones

Tras realizar las pruebas necesarias durante este prototipado rápido, se alcanza la conclusión de que el diseño desarrollado es aceptable para la construcción de un primer prototipo de robot apodo modular hiper-redundante.

Además, se garantiza una correcta alimentación del actuador de flexinol evitando su sobrecalentamiento y obteniendo una respuesta dinámica aceptable.

Una vez concluido este apartado, nos hemos puesto en contacto con la empresa responsable de realizar las placas de circuito impreso, con el fin de continuar con la fabricación y construcción del prototipo.



VII. Comprobación del funcionamiento del actuador y pruebas con Flexinol

VII.1. Introducción

En este capítulo se van a describir todas las pruebas realizadas para comprobar el correcto funcionamiento del actuador mecánico. Como se introdujo en capítulos anteriores, el actuador mecánico y su diseño no son objeto de trabajo de este TFG en particular, si no que forman parte de la investigación global del mismo.

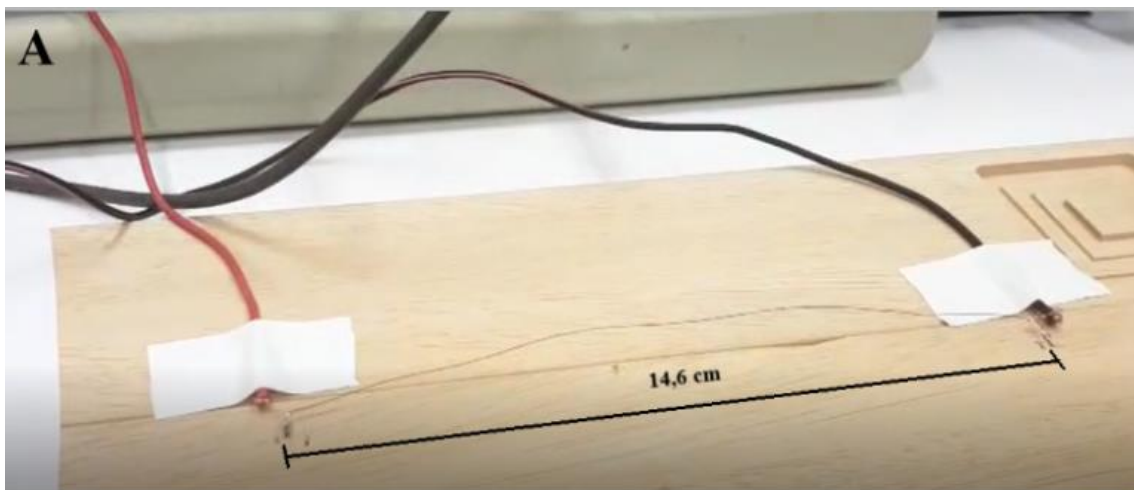
De esta forma, teniendo en cuenta el diseño del mismo introducido en el capítulo 4, se han desarrollado una serie de actuador mediante impresión 3D para poder realizar diferentes pruebas y comprobar de esta forma: Fuerzas que es capaz de ejercer, máxima altura que levantará el módulo superior, tiempos de subida y de recuperación y ancho de pulso necesario para el correcto control del mismo.

Tras la finalización de este capítulo se podrán establecer unos valores de control adaptables al programa, puesto que se conocerán tanto los anchos del pulso PWM activo, como los tiempos de acción del actuador.

VII.2. Pruebas con Flexinol en CC

En primer lugar, se ha comprobado el comportamiento real de un alambre de Flexinol de 100 μm de diámetro. Según su datasheet, este material tiene un tiempo de respuesta de 1 segundo si se alimenta con una corriente de 200mA. Además, es capaz de ejercer una fuerza de hasta 57 gramos, suficiente para el ejercicio que realizara en este primer prototipo.

De esta forma, se ha conectado directamente un fragmento de 14,5 cm de longitud de dicho alambre a una fuente de corriente continua. A continuación, se ha procedido a la alimentación del cable con el fin de corroborar el comportamiento básico del sistema, alimentando a este con una corriente de 200mA.



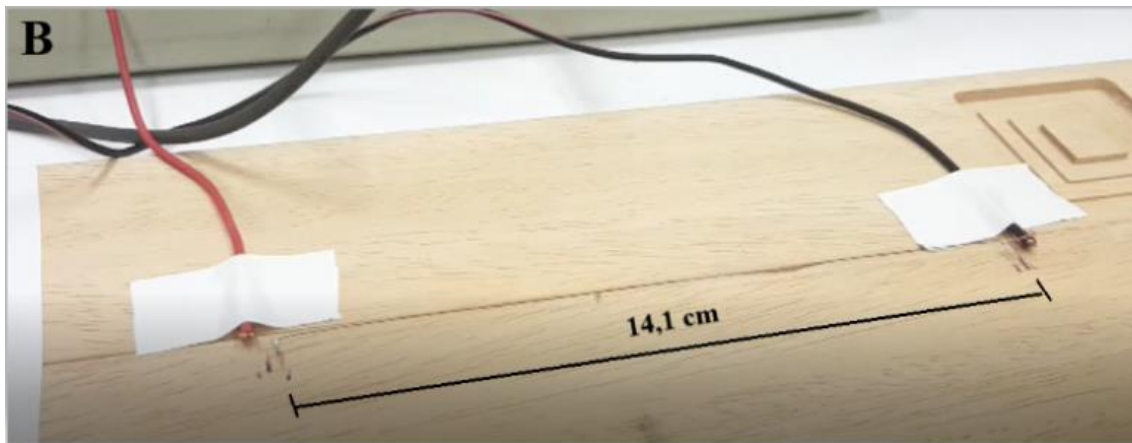


Figura VII-1. Pruebas con flexinol a 200mA en CC. (A)-Sistema en máxima longitud sin circulación de corriente. (B)- Sistema contraído con circulación de corriente

Se ha observado de manera experimental una primera aproximación de su comportamiento al conseguir una longitud de contracción de 0,5 mm. Además, para comprobar el ciclo de vida óptimo del sistema, al conectarlo a corriente continua de una forma prolongada en el tiempo, el material ha perdido su capacidad de memoria de forma por haber sobrepasado la temperatura de calentamiento máxima.

Tras esta primera prueba inicial podemos confirmar dos conceptos previos antes de continuar con el desarrollo del proyecto:

- El flexinol es capaz de contraerse entre el 3% y el 5% de su longitud si se calienta a una temperatura específica. Aunque, la velocidad con la que ocurre este fenómeno depende directamente de la corriente que circule por él.

$$C_{\%} = \frac{0,5}{14,5} \cdot 100 = 3,44\%$$

- Si la temperatura del material sobrepasa un valor máximo especificado por el fabricante, este pierde su memoria de forma y se vuelve inservible en nuestro proyecto.

VII.3. Pruebas de levantamiento del actuador

Una vez comprobado el funcionamiento básico del flexinol, en el siguiente apartado se describirán las pruebas realizadas sobre el actuador completo, es decir, las pruebas de levantamiento de este en primera instancia y pruebas dinámicas posteriores.

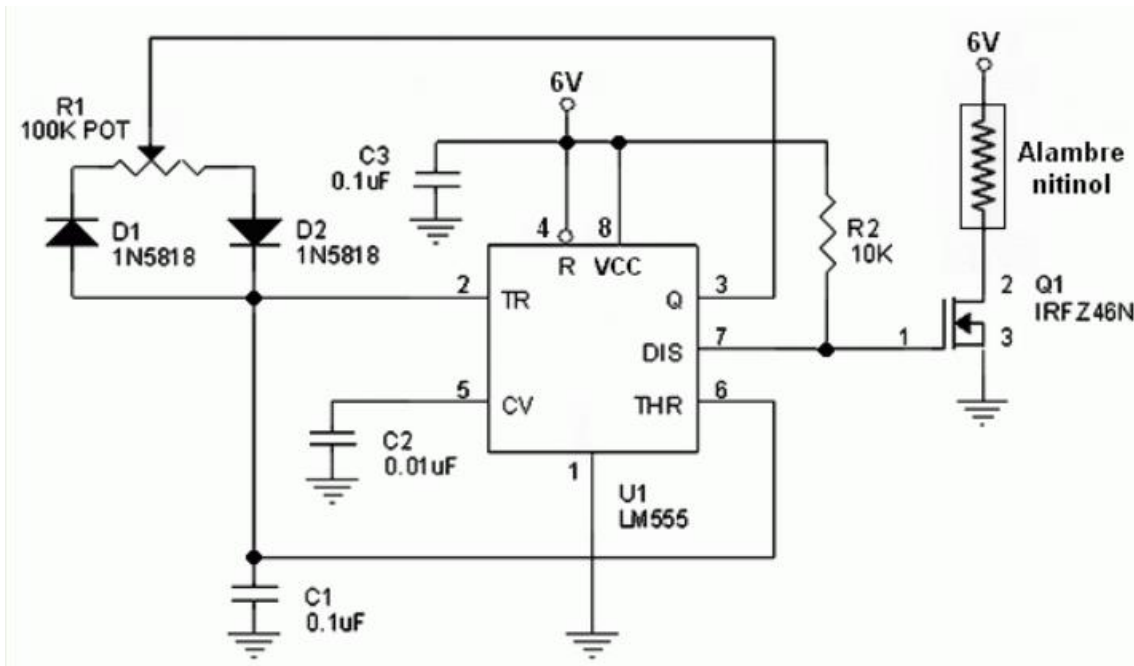


Figura VII-2. Circuito generador de ancho de pulso empleado para el control del flexinol. (Carletti, E. 2007)

Para ello, se ha procedido a construir, sobre la placa Universal Trainer de Mycosystems empleada en el capítulo anterior, un circuito generador de ancho de pulso, mostrador en la figura 7-2, que imite el comportamiento de la salida PWM del microcontrolador de nuestro robot con el fin de obtener los valores de control más óptimos.

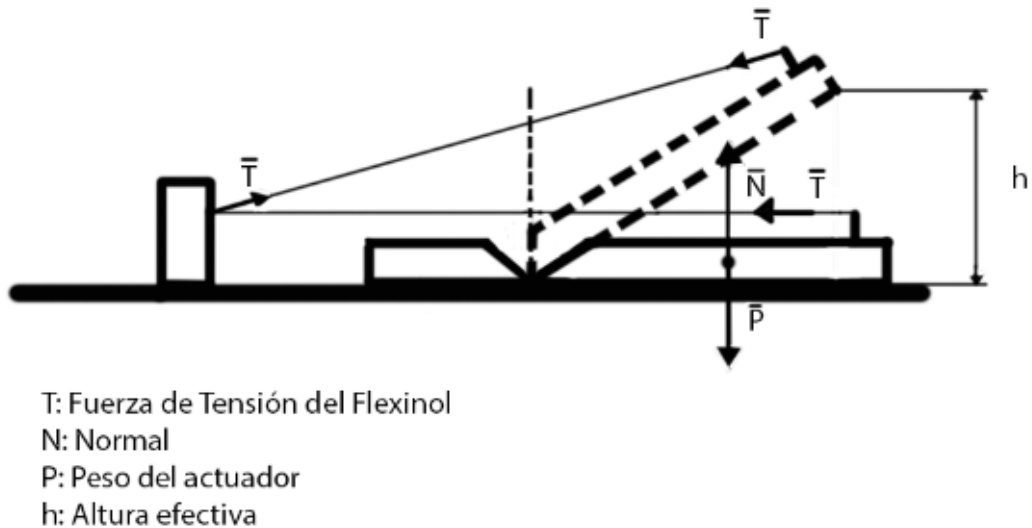


Figura VII-3. Diagrama de cuerpo libre de las pruebas del actuador

Además, el cable del flexinol se ha incluido en el diseño del actuador, como se muestra en la figura 7-3, con el fin de mostrar el comportamiento real de nuestro sistema en movimiento libre. De esta forma, se ha podido establecer una serie de medidas que

determinan: la altura levantada por el actuador y el tiempo de subida y recuperación; a partir de la entrada del año de pulso controlado por la resistencia variable R1.

l₀ (cm)	h₀ (cm)	h_f (cm)	T_s (s)	T_r (s)	ΔC%
14,5	0	0	infinito	infinito	50%
14,5	0	0,5	4,02	4,61	55%
14,5	0	0,5	3,3	5,2	60%
14,5	0	0,5	3,12	5,05	65%
14,5	0	0,5	2,82	5,03	70%
14,5	0	0,7	2,55	4,6	75%
14,5	0	0,7	2,09	3,82	80%
14,5	0	0,7	1,91	4,2	85%
14,5	0	0,7	1,45	4,8	90%
14,5	0	0,7	1	3,4	100%

Tabla VII-1. Medidas de la prueba de levantamiento libre

Tras realizar una serie de medidas aumentando el ancho de pulso desde el 50% en adelante se han observado los resultados recogidos en la tabla 7-1. En esta tabla, se recogen los siguientes datos como:

- L₀: Longitud inicial del filamento de flexinol.
- h₀: Altura inicial del actuador.
- h_f: Altura final del actuador con respecto a la referencia.
- T_s: Tiempo de subida desde que se produce la activación hasta que el actuador alcanza h_f.
- T_r: Tiempo de recuperación o bajada, desde que se produce la desactivación hasta que el actuador regresa a la posición de reposo h₀.
- ΔC%: Porcentaje de subida del ancho de pulso empleado.

De esta forma se han podido establecer las siguientes conclusiones:

- El sistema responde mejor a medida que el ancho de pulso aumenta, obteniendo la altura máxima deseada a partir del 75% del ancho de pulso en activo.
- El tiempo de bajada del sistema una vez desconectado es impredecible y no depende de la alimentación del mismo. Se puede intuir que dependerá de características externas al sistema como son: la capacidad de transmisión de calor del sistema con el medio, el volumen de contacto del flexinol con el medio y la fuerza de recuperación ejercida (parámetro que se estudiará más adelante).
- El tiempo de subida o respuesta dinámica del sistema muestra una relación lineal, en la que nos centraremos a continuación, que nos permitirá establecer un rango de valores de trabajo para el sistema en función de la respuesta deseada.
- El sistema solo responde de manera correcta a partir de un mínimo valor de ancho de pulso establecido por encima del 50% de este.

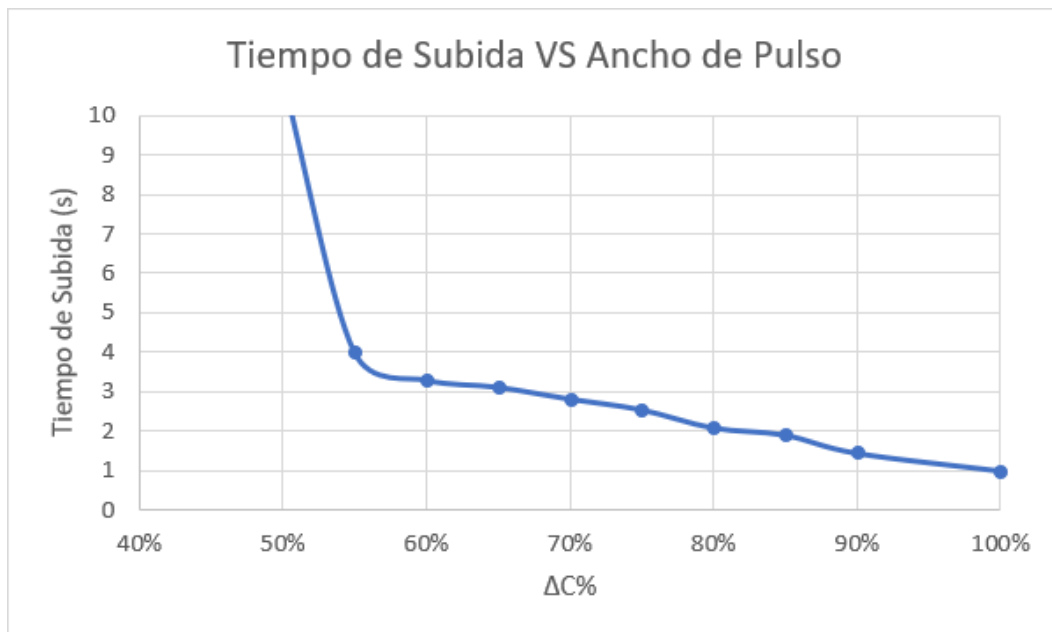


Figura VII-4. Gráfica que muestra el tiempo de respuesta del sistema en función del ancho de pulso alimentado

Como hemos descrito anteriormente, existe una relación entre la respuesta dinámica del actuador o tiempo de subida y el ancho de pulso con el que este es alimentado, como se muestra en la figura 7-4, una vez que se sobrepasa el valor mínimo de actuación de 55%.

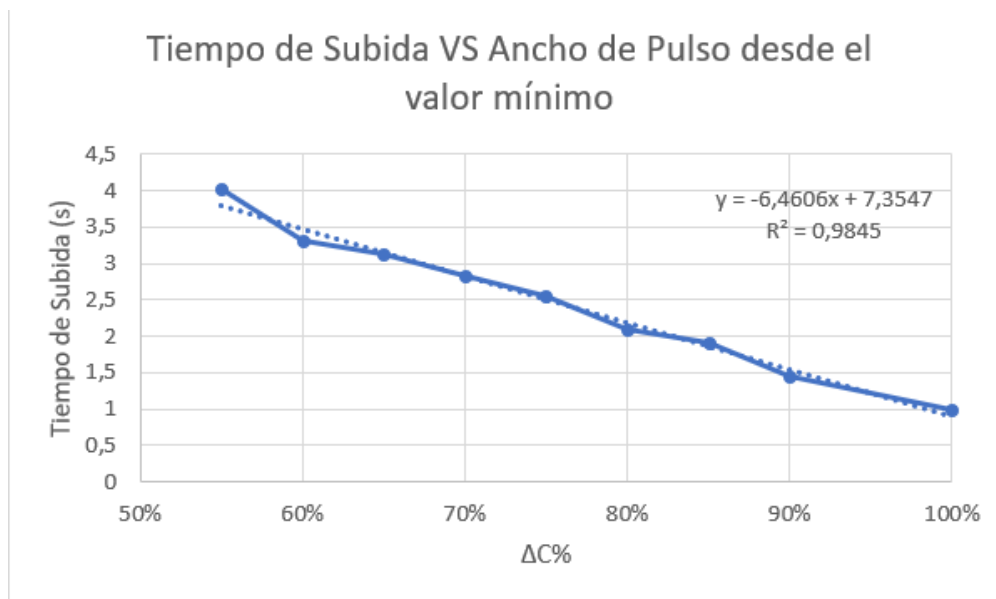


Figura VII-5. Gráfica de la respuesta dinámica del sistema VS el ancho de pulso desde el valor mínimo de activación.

De esta forma, en la figura 7-5, se muestra el análisis único de los datos desde el valor mínimo, obteniendo una relación lineal R^2 de 0.9845. Con estos datos, podemos preestablecer el empleo de una alimentación previa a 90% del ancho de pulso para conseguir la mejor respuesta dinámica y posteriormente reducir este hasta el 70% con el fin de evitar el sobrecalentamiento del material.

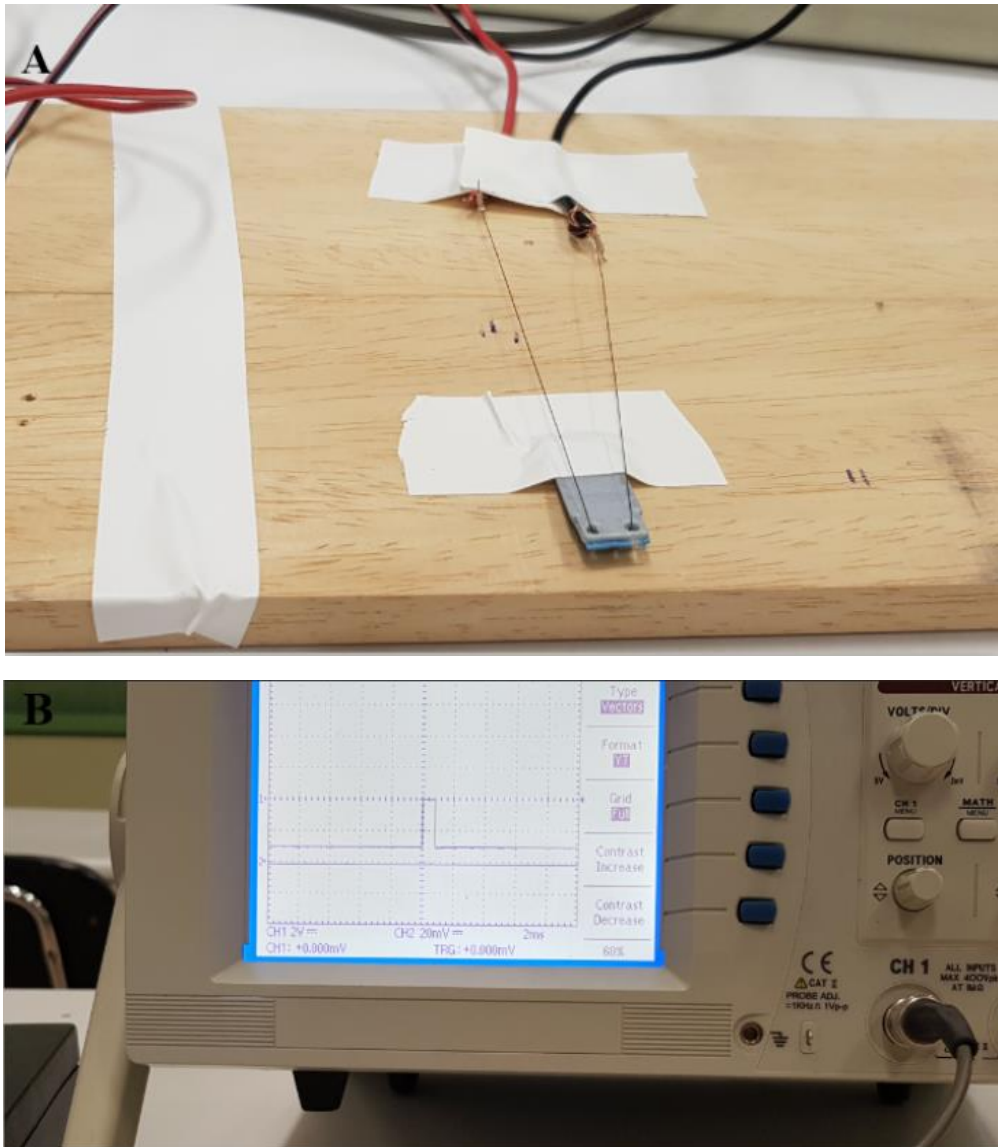


Figura VII-6. Imágenes del experimento de levantamiento libre. (A)-Sistema activo y actuador levantado. (B)-Medida del ancho de pulso del 90% sobre el sistema

VII.4. Pruebas dinámicas del actuador

Una vez preestablecido el comportamiento del actuador frente a esfuerzos libres, es decir, sin realizar ningún tipo de fuerza y determinando solo su cinemática. Se han realizado las pruebas dinámicas necesarias para determinar un comportamiento en situaciones reales de actuación.

En este caso, se ha empleado de igual manera el circuito de generación de ancho de pulso, mostrado en la figura 7-2, pero se ha utilizado un fragmento de cable superior de $150\mu\text{m}$ debido a la necesidad de conservar la mayor cantidad de cable de $100\mu\text{m}$ para la posterior construcción del prototipo.

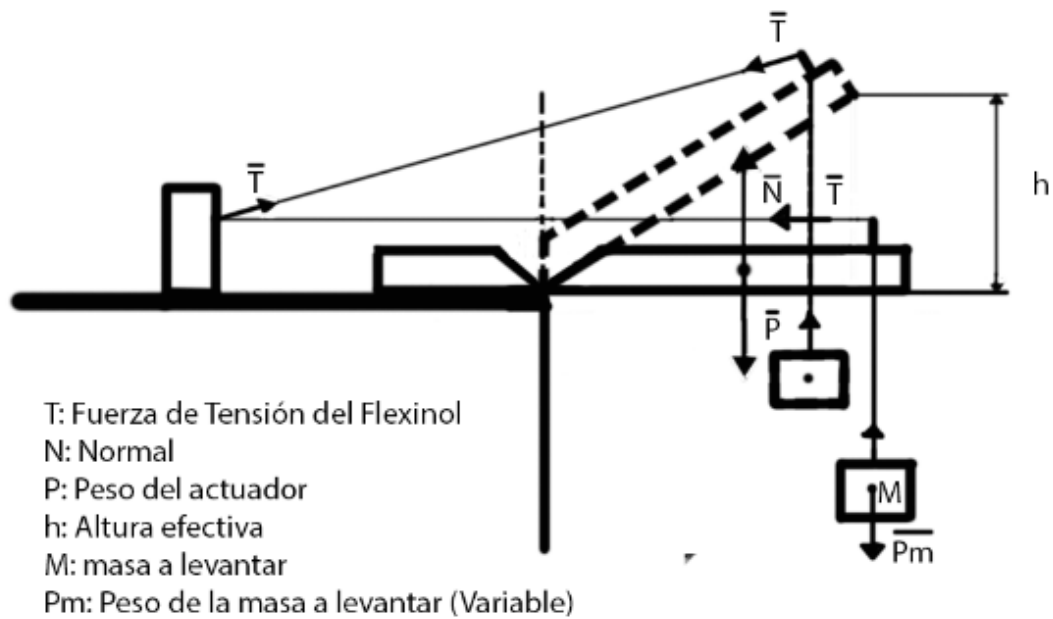


Figura VII-7. Diagrama de cuerpo libre del experimento dinámico

Además, se ha utilizado un montaje del actuador muy similar al realizado en la prueba de levantamiento, pero incluyendo la incorporación de diferentes pesos en su extremo, como se muestra en la figura 7-7, para hacer la prueba lo más semejante posible al trabajo real que realizará el actuador dentro de nuestro robot apodo e hiper-redundante.

Las pruebas se han realizado para un rango de pesos de entre 10g hasta un total de 45g, permitiendo obtener diferentes medidas de comportamiento en base al ancho de pulso en cada una. De esta forma, se han obtenido los resultados descritos en la tabla 7-2.

P (g)	h₀ (cm)	h_f (cm)	T_s (s)	T_r (s)	ΔC%
10	0	0,7	1,39	5,21	90%
10	0	0,7	1,75	5,08	70%
10	0	0,5	3,3	6,23	55%
15	0	0,7	2	4,29	90%
15	0	0,7	2,12	3,83	70%
15	0	0,3	3,9	3,12	55%
20	0	0,7	1,69	4,62	90%
20	0	0,7	2,84	3,8	70%
20	0	0	infinito	infinito	55%
30	0	0,7	2,73	4,36	90%
30	0	0,7	3,3	3,6	70%
30	0	0	infinito	infinito	55%

Tabla VII-2. Resultados del experimento dinámico del actuador

En la tabla 7-2, podemos observar las siguientes medidas realizadas durante el experimento:

- P: Peso experimental en gramos empleado en cada medida.
- H₀: Altura inicial del actuador respecto a la referencia.
- H_f: Altura final del actuador respecto de la referencia.
- T_s: Tiempo de subida desde que se produce la activación hasta que el actuador alcanza h_f.
- T_r: Tiempo de bajada desde que se produce la desactivación hasta que el actuador regresa a h₀.
- ΔC%: Porcentaje de subida del ancho de pulso empleado.

En función de los resultados obtenidos podemos determinar las siguientes consideraciones:

- Al trabajar en un sistema dinámico real y ejercer una fuerza durante la contracción, la respuesta dinámica del sistema disminuye su linealidad, volviéndose más efectiva en valores cercanos al 90% y disminuyendo en valores cercanos al mínimo.
- Cuanto mayor es el esfuerzo sometido al sistema, el tiempo de baja debido a este peso que ejerce como fuerza de recuperación, disminuye y por el contrario el tiempo de subida aumenta.
- Cuanto mayor es el esfuerzo sometido al sistema, el valor mínimo de actuación aumenta siendo necesario ampliar el ancho de pulso del control para poder producir una respuesta de este.

A pesar de haber realizado pruebas con pesos de 45 g, no se pudo confirmar un resultado concluyente debido a la naturaleza del experimento. Es decir, como la fijación del actuador se realizó mediante el empleo de materiales adhesivo y no de manera mecánica, con esfuerzos superiores a 30 gramos, la resistencia de fijación se superaba haciendo inefectivo el experimento. Sin embargo, se ha podido predecir en base a estos resultados un comportamiento positivo y válido para pesos superiores a los 30 gramos cuyo único déficit será el aumento de la respuesta dinámica.

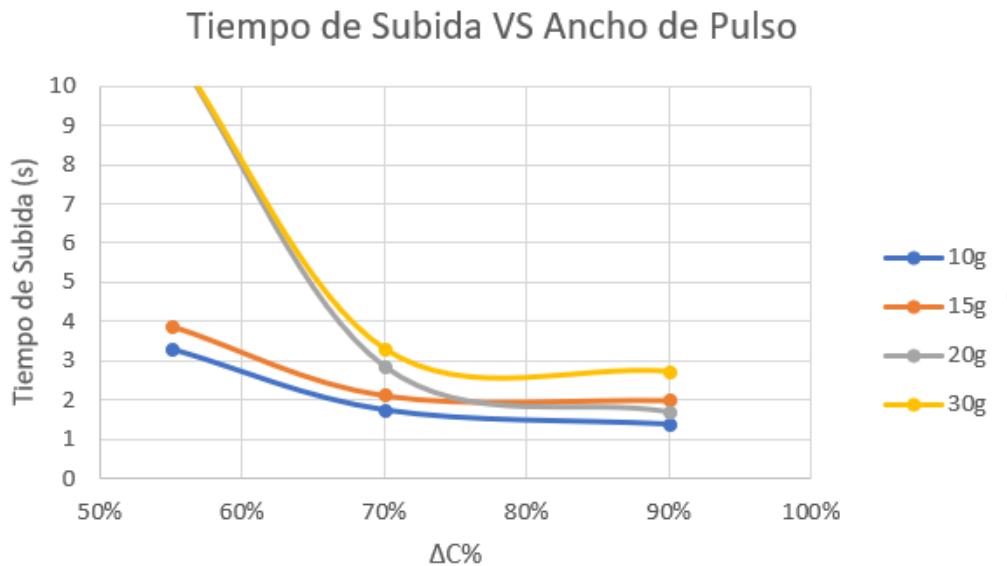


Figura VII-8. Gráfica de la respuesta dinámica vs ancho de pulso para diferentes cargas

Por otro lado, el estudio de esta respuesta dinámica en función del peso, mostrado en la figura 7-8, nos ha permitido establecer que en un rango de entre 70% al 90% el sistema se comportará de manera óptima con tiempos de subida muy reducidos, mientras que a medida que la carga aumenta, estos se irán incrementando, pero manteniéndose constantes en dicho rango.

Finalmente, tras la realización de estas pruebas dinámicas podemos determinar con seguridad un correcto comportamiento dentro del rango de pesos determinado por el fabricante, teniendo en cuenta que el peso máximo a levantar por nuestro actuador es de 35 gramos aproximadamente, podremos establecer un control por ancho de pulso con un ancho máximo inicial de 90% para reducirlo finalmente a un pulso de 70% que asegure el correcto funcionamiento sin sobrecalentamiento.

Además, podremos establecer un correcto tiempo de repliegue del mismo aplicando exclusivamente el peso del módulo como fuerza recuperadora para el actuador. Y establecer una altura máxima de levantamiento del módulo de 7 milímetros para una longitud de segmento de unos 15 centímetros, la cual deberá distribuirse a través del actuador.

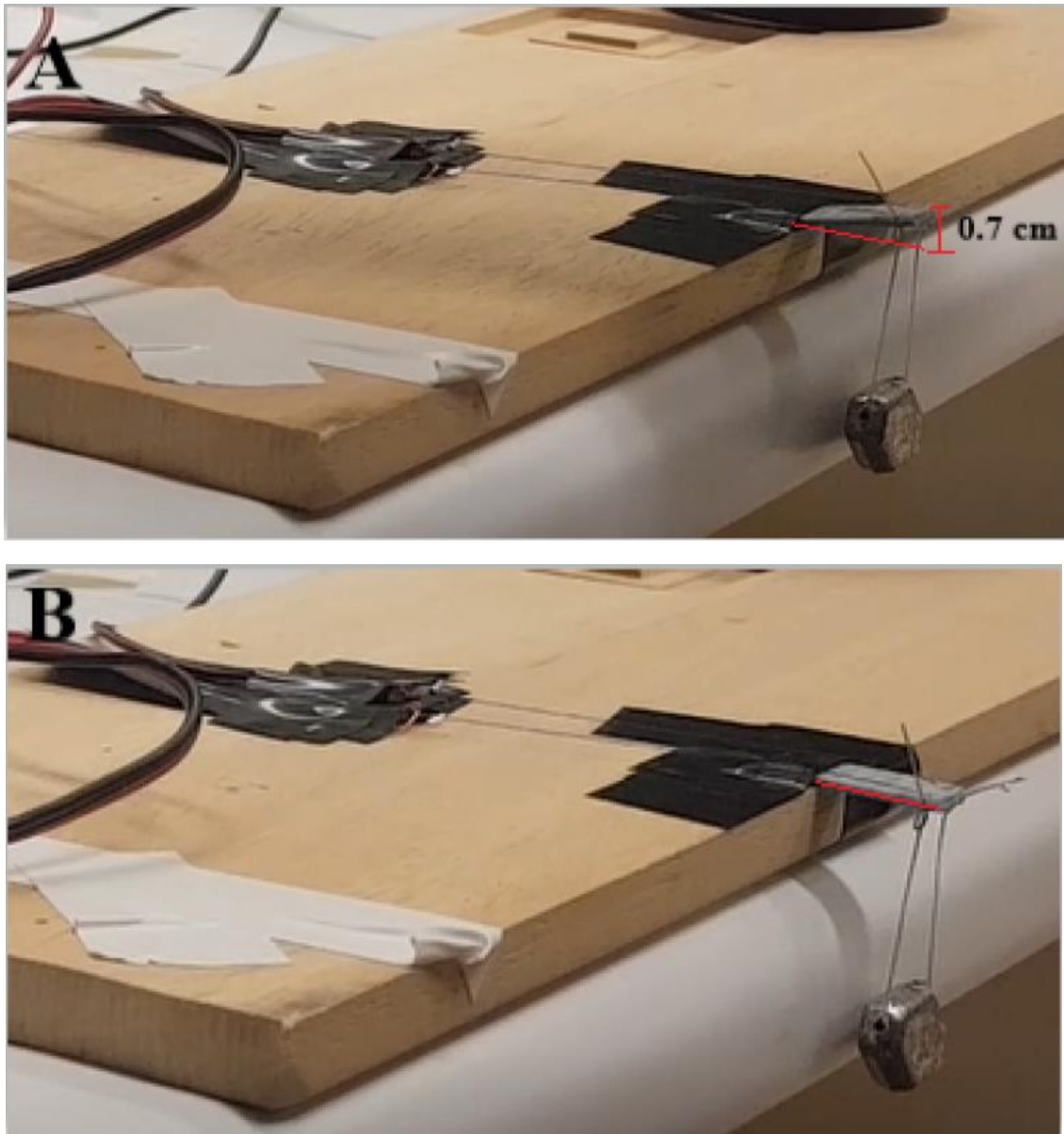


Figura VII-9. Imágenes del experimento dinámico con un peso de 15 gramos. (A)-Sistema activo y peso levantado. (B)-Sistema desactivado, condiciones iniciales.



VIII. Programación del microcontrolador



VIII.1. Introducción

En este capítulo se realiza la descripción de la arquitectura de control implementada y del esquema de funcionamiento de nuestro robot apodo modular e hiper-redundante, con el fin de explicar de forma simple el código de funcionamiento implementado y los protocolos de comunicación adoptados, sus particularidades y motivos de uso.

Para alcanzar este fin, en un primer lugar se ha procedido a realizar un análisis del esquema general de control planteado previamente y determinar con exactitud cada una de las funciones que se deben desempeñar para obtener el correcto control de nuestro sistema.

Además, para el desarrollo final del software de control de nuestro primer prototipo se tendrán en cuenta todas las particularidades experimentales analizadas previamente y los diseños hardware adoptados, marcando de esta forma la etapa final de la fase de diseño de nuestro primer prototipo.

VIII.2. Esquema general de control

En este apartado se va a proceder a realizar un análisis exhaustivo del proceso a realizar por el robot y el control previamente planteado para conseguir su ejecución. En nuestro caso, nos centraremos solo en las tareas objeto de este primer prototipo, es decir, conseguir un posicionamiento correcto y una buena comunicación entre todas las partes de la arquitectura de control.

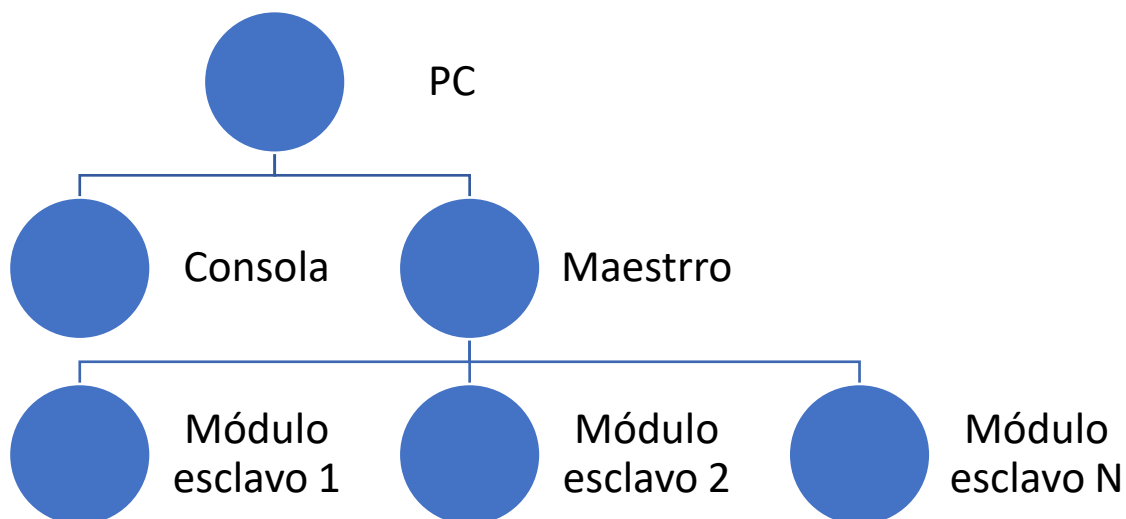


Figura VIII-1. Esquema Arquitectura de Control

Esta arquitectura estará basada en tres niveles principales de jerarquía, como se muestra en la figura 8-1, que establecerán la toma de decisiones y la realización de las diferentes funciones. Aunque, durante el capítulo 3 se realizó una breve descripción de esta, durante este apartado se explicarán cada una de las partes que la conforman con mayor profundidad.

VIII.2.i. PC

Se trata del centro neurálgico de nuestro robot, actuará como principal supervisor y coordinador del funcionamiento de cada una de las partes de la arquitectura. Su misión principal es la de realizar la toma de decisiones, en nuestro caso leerá las instrucciones de posicionamiento enviadas por la consola y producirá la configuración a seguir por el robot.

Además, recibirá información por parte del maestro sobre el estado actual de la tarea, si se ha producido algún tipo de error. En este caso, será el encargado de ejecutar las medidas necesarias para su corrección.

Por último, estará adoptado en un futuro para realizar las tareas de interfaz de usuario, permitiendo mostrar imágenes y valores de los diferentes sensores que se implementaran en prototipos futuros.

Como entidad para soportar este nivel se ha diseñado un programa en el lenguaje C++, que como veremos más adelante será capaz de realizar una comunicación serie y tener acceso a diferentes puertos.

VIII.2.ii. Consola

Situada en un segundo nivel de jerarquía, la consola será la encargada de traducir las indicaciones del cirujano o manipulador al robot. Para ello, se compondrá de un dispositivo físico (joystick o un dispositivo similar) capaz de traducir movimientos y posiciones a señales digitales interpretables. Mediante una comunicación en serie con el PC enviará estas señales que serán traducidas a configuraciones y enviadas al robot para su ejecución.

El empleo de un dispositivo mecánico para el posicionamiento nos permitirá realizar un control directo sobre el robot, permitiendo de esta forma al manipulador hacer correcciones de la posición en tiempo real y acceder de manera rápida a las zonas a explorar.

Por estas razones queda definida una necesidad básica a cumplir por el dispositivo hardware que efectuara la función de consola: Disponer de una capacidad de comunicación en serie con un PC convencional mediante uno de los dos puertos serie principales de este (USB o RS232).

En nuestro caso, por temas de comodidad a la hora de la implementación del control, se ha elegido emplear un joystick con comunicación mediante usb, cuyas señales han sido configuradas para poder ajustarse a los parámetros requeridos por nuestro programa.

VIII.2.iii. Maestro

Esta entidad será la responsable de realizar el control directo sobre el robot, es decir, será el encargado de traducir las instrucciones de posicionamiento enviadas por el PC a configuraciones y activaciones de los diferentes módulos que lo conforman.

Para realizar esta tarea de control, nuestro maestro debe de ser capaz de realizar dos tipos de comunicaciones. Una primera comunicación en serie con el nivel inmediatamente superior, el PC, que le indicará las posiciones a adoptar en función de las señales aportadas por la consola.

En segundo lugar, deberá de ser capaz de realizar una comunicación con todos los módulos que conforman el robot, difundiendo a través de un bus de datos la información con las etiquetas correspondientes al módulo que lo recibirá, siguiendo el protocolo elegido.

Aunque en diseños previos esta entidad estaría implementada en un microcontrolador interno situado en el módulo inicial del robot o cabeza, en nuestro caso, al tratarse de un primer prototipo realizado con fines de estudio y mejora, dicho cabezal no ha sido incorporado y, por lo tanto, este microcontrolador que realizará las funciones asociadas al maestro se implementará de manera externa al robot.

Observando el mercado actual y empleando un criterio de reducción de costes, se ha elegido un microcontrolador de la marca Arduino modelo UNO, modelo más comercial, que nos ofrece una gran versatilidad y cumple con el requisito de emplear ambos tipos de comunicaciones.

VIII.2.iv. Módulos esclavos

Se trata de la última etapa de control, como así lo refleja el esquema de la arquitectura. Su diseño hardware ha sido descrito previamente, pero su función principal es transformar los movimientos realizados por la consola a movimientos reales del robot, que le permitan adoptar la posición requerida por el cirujano o manipulador.

El control en esta etapa como se describió previamente, será ejercido por un microcontrolador ATtiny84A capaz de garantizar una comunicación extremo a extremo y con la posibilidad de implementar protocolos del tipo maestro-esclavo.

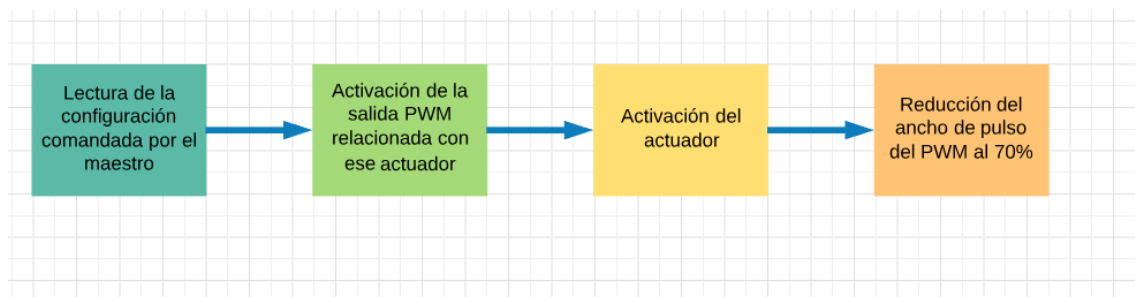


Figura VIII-2. Diagrama de control del actuador

Las funciones a realizar por esta entidad consistirán en leer las configuraciones enviadas por el maestro y adoptarlas de manera física. Además, han de tener en cuenta el tipo de actuador empleado y realizar un control en lazo abierto, como se muestra en la figura 8-2, con el fin de evitar el sobrecalentamiento de este.

En el capítulo anterior, tras realizar las pruebas experimentales del actuador, se llegó a la siguiente conclusión:

- Implementando un control de activación del actuador mediante un PWM con un ancho de pulso inicial de 90%, reduciendo este a un 70% transcurrido un periodo de tiempo mínimo, se consigue una funcionalidad correcta sin riesgo de deterioro del flexinol.

Por esta razón, el control en lazo abierto de nuestro esclavo debe asegurar seguir las indicaciones de activación con un ancho de pulso máximo para disminuirlo posteriormente a un valor aceptable.

VIII.3. Protocolo de Comunicación

A continuación, se describirán los diferentes protocolos de comunicación empleados en nuestra arquitectura con el fin de garantizar la correcta ejecución de las tareas llevadas a cabo por el robot.

Previamente han sido descritos los diferentes elementos implicados y las funciones a realizar por cada uno de ellos, destacando la necesidad de llevar a cabo dos tipos de comunicaciones diferentes entre los niveles de la arquitectura: comunicación entre consola-PC-maestro y comunicación entre maestro-módulos.

Ambas comunicaciones deben garantizar una correcta transmisión de los datos enviados, evitando posibles colisiones en el caso de la comunicación en paralelo, y a una velocidad adecuada para permitir al sistema operar en tiempo real.

VIII.3.i. Comunicación entre 1-nivel y 2-nivel: Comunicación en serie

La comunicación serial es un protocolo muy común para comunicar dos dispositivos entre sí que incluye un estándar en cualquier computadora convencional. Su concepto es bastante sencillo, el puerto serial es capaz de recibir o enviar bytes de información bit a bit. Aunque es más lento que emplear un método de comunicación en paralelo, que nos permite enviar bytes de información en cada transmisión, es más sencillo de implementar y puede alcanzar mayores distancias.

Este tipo de comunicación requiere el uso de una señal de reloj que controle el flujo de datos enviado y se eviten así las colisiones de estos. En función, del empleo de una señal de reloj común a todos los dispositivos o de un reloj propio, las transmisiones a realizar por este tipo de protocolo pueden ser síncronas o asíncronas.

En una transmisión síncrona, todos los dispositivos emplean una misma señal de reloj generada por uno de ellos o por una fuente externa. Esta señal debe tener una frecuencia fija con la cual se sincronizan todos los bits transmitidos. Aunque es útil para arquitecturas que cubren distancias cortas, para distancias largas carece de sentido al tener que añadir una línea extra para la señal de reloj.

En una transmisión asíncrona cada terminal tiene su propio reloj, por lo que no requieren de una línea extra. Por cada byte transmitido, se envía un bit para sincronizar el reloj y otro para determinar el fin de la señal. Este suele ser el método empleado por los puertos RS-232 de las computadoras convencionales. [Cortés, T.A. 2015]

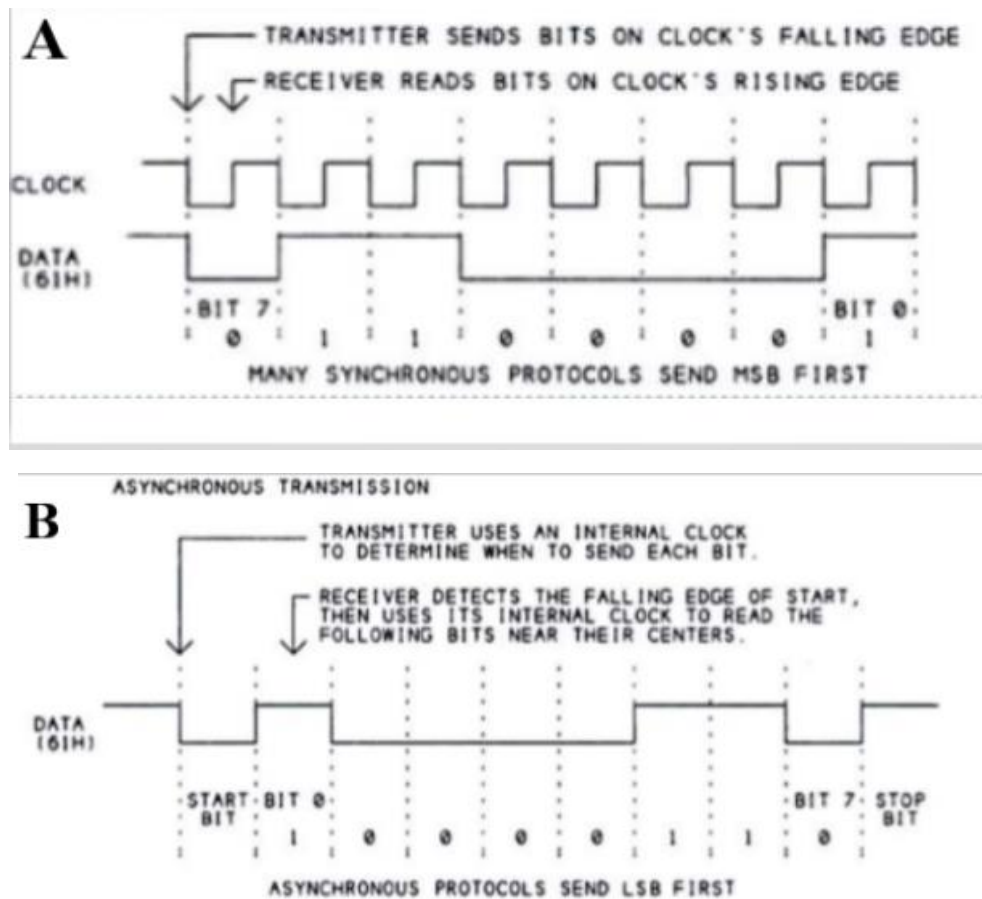


Figura VIII-3. (A)-Transmisión síncrona. (B)-Transmisión asíncrona (Cortés, T.A. 2015)

Para realizar de forma correcta esta transmisión, ambos dispositivos deben de tener una serie de características comunes:

- Velocidad de transmisión: Deben operar enviando y recibiendo el mismo número de bits por segundo.
- Bits de datos: Cantidad de bits que se envían durante la transmisión, generalmente suelen ser paquetes de 5, 7 u 8 bits.
- Bits de parada: Debe existir un bit que indique el fin de la transmisión.
- Paridad: Sirve para identificar errores en la transmisión de forma sencilla, aunque existen cuatro tipos de paridad, es posible no emplear ninguna en una comunicación.

Una vez explicado el protocolo de comunicación serial empleado, es necesario elegir los puertos que se van a emplear para la transmisión de la información. Como el elemento principal que ejercerá la toma de decisiones será una computadora convencional, las opciones disponibles para realizar esta tarea se reducen a dos.

RS-232

Se trata de un interfaz de comunicación serial empleado en la transmisión asíncrona de datos binarios, generalmente implementado en cualquier computadora convencional. Su

primera especificación data de 1962 y desde entonces ha sido revisada en varias ocasiones.

Este interfaz está caracterizado por su baja velocidad de transmisión y por estar diseñado para cubrir pequeñas distancias de no más de 15 metros según la norma. Aunque puede trabajar a velocidades aceptables sin incurrir en fallos o errores.

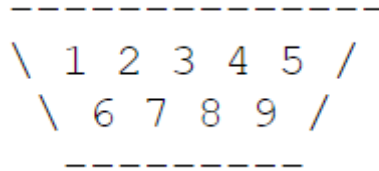


Figura VIII-4. Conector RS-232.

Está basado en tres señales: Tx, Rx y una señal de tierra GND, incorporadas a los puertos de una computadora mediante un conector de tipo DB-9, como el mostrado en la figura 8-4.

Actualmente, el empleo de este tipo de configuraciones ha ido en decadencia frente al otro estándar de comunicación presentado por las computadoras, aunque su simpleza en cuanto a implementación lo convierte en una opción factible para nuestro robot.

USB

El USB o Bus Serial de Comunicación es una interfaz de entrada-salida basado en un protocolo de comunicación serial mucho más rápido que los estándares seriales. Surge a partir de 1995 desarrollándose para la conexión de una amplia gama de dispositivos hasta nuestros días.

Una de sus principales características es que puede proporcionar fuente de alimentación a los dispositivos a los que se conecta con un límite máximo de 15V por dispositivo conectado. Para poder realizarlo, emplea una conexión a 4 hilos que incluyen GND, Vcc y dos señales de datos.

Poseen una gran velocidad de transmisión de datos, aunque su diseño e implementación es más complicado debido a la necesidad de emplear un software de ayuda para decodificar datos en serie.

Existen dos tipos de conectores para este estándar: Conectores conocidos como tipo A, cuya forma es rectangular y se usa generalmente para dispositivos que no requieren de una gran cantidad de ancho de banda; y los conectores tipo B que poseen una forma cuadrada y se utilizan principalmente para dispositivos que requieren una alta velocidad.

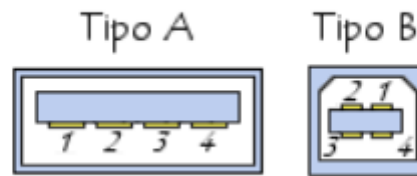


Figura VIII-5. Tipos de conectores USB.

Tras realizar un estudio de los dos tipos de conectores disponibles para realizar la comunicación en serie, se ha optado por emplear una conexión del tipo USB entre nuestro microcontrolador maestro y el PC debido a las siguientes razones:

- La necesidad de ejecutar la transmisión de la información en ambos sentidos a una velocidad elevada con el fin de lograr ejecutar el control en tiempo real del sistema.
- La característica particular de servir como fuente de alimentación al microcontrolador que nos ofrece el interfaz USB.
- Al tratarse de una aplicación de control sencilla que no necesita decodificar una gran cantidad de datos en serie, no se generara ningún problema de implementación empleando el estándar USB.

VIII.3.ii. Comunicación en Paralelo: Maestro-esclavo

Para realizar la comunicación entre el maestro y los diferentes esclavos se ha empleado un protocolo de comunicación mediante el bus I²C como ya se explicó en el capítulo correspondiente al diseño electrónico.

Emplear este protocolo nos garantiza crear una comunicación extremo-extremo entre el microcontrolador maestro y los diferentes módulos, permitiendo enviar paquetes de bytes a través del bus I²C. Su funcionamiento básico consiste en enviar un primer byte de activación por parte del maestro que contiene la dirección del esclavo en cuestión, y que sirve para establecer la comunicación ocupando todo el canal entre ambos.

En un segundo lugar, el maestro comienza a enviar información o solicitarla a través de paquetes de bytes por la línea. Cuando el maestro no requiere del envío o recepción de más información, envía una señal de stop que finaliza la transmisión.

Este primer byte consta de 6 bits que codifican la dirección del esclavo en cuestión (A0-A6), 1 bit que codifica el tipo de escritura o lectura y un bit ACK que le indica al maestro el reconocimiento o no de la solicitud de comunicación.

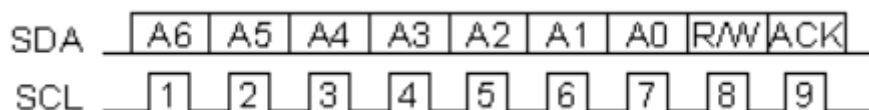


Figura VIII-6. Primer byte de solicitud de la conexión.

Una vez establecida la comunicación, el siguiente paso a seguir es enviar 1 o más byte de datos en función de la longitud del mensaje a transmitir. En nuestro caso, como cada

mensaje de datos estará compuesto de 8 bits, para garantizar todas y cada una de las configuraciones adoptables, mostradas en la tabla 8-1, nos es únicamente necesario un byte de datos.

Configuraciones básicas	
Configuración de actuadores	Codificación
Actuador 1 (levanta Norte)	10000010
Actuador 2 (Levanta Oeste)	10000100
Actuador 3 (Levanta Este)	10000001
Actuador 4 (Levanta Sur)	10001000
Configuraciones Compuestas	
Configuración de posiciones	Codificación
Actuador 1+Actuador 2 (NO)	10000110
Actuador 1+Actuador 3 (NE)	10000011
Actuador 4+Actuador 2(SO)	10001100
Actuador 4 + Actuador 3 (SE)	10001001
Todos (Máxima extensión)	10001111
Ninguno (Mínima extensión/reposo)	10000000

Tabla VIII-1. Codificación de las diferentes configuraciones de los actuadores de un módulo.

De esta forma, nuestro protocolo basado en I²C permitirá realizar la comunicación necesaria entre los diferentes elementos de la arquitectura, garantizando el control de nuestro robot apodo modular e hiper-redundante.

VIII.3.iii. Primitivas de comunicación

En este apartado se describen las primitivas de servicio básicas necesarias para garantizar la comunicación entre todas las partes de la arquitectura. Las primitivas de servicio son el conjunto de operaciones básicas más sencillas que debe realizar la arquitectura para garantizar la obtención del servicio que definen. Estas primitivas, pueden tener asociada una lista de parámetros necesarios para su ejecución que son descritos previamente.

Además, el conjunto de primitivas de servicio establecerá el tipo de servicio a realizar de entre los tipos disponibles: confirmado, no confirmado, confirmado por el proveedor remoto y confirmado por el proveedor local.

En nuestra arquitectura se definen claramente tres entidades diferenciadas: Ordenador, microcontrolador maestro (Arduino) y microcontrolador esclavo (ATtiny84A); Por esta razón, será necesario establecer como hemos definido dos protocolos de comunicación y cada uno de ellos tendrá asociadas una serie de primitivas que garanticen la comunicación entre ambos.

Serie (Ordenado-Arduino)

En este caso se tratará de un servicio no confirmado en el que el ordenador enviará una petición con la información necesaria a transmitir por tramas sin esperar una respuesta por parte del microcontrolador, generando de esta forma la comunicación a través del puerto serie.



Para realizar esta acción se ha definido una única primitiva de servicio básica entre ambas entidades:

- **Serial-DATA[int char]:** Trabaja como servicio no confirmado permitiéndonos enviar la información necesaria al microcontrolador sobre la orientación a alcanzar. Como se ha especificado, se tratará de una primitiva de servicio no confirmado puesto que simplemente enviará la información sin intentar obtener respuesta o confirmación. En este caso, necesitará recibir dos parámetros, el primero es la dirección del puerto serie asignado en la comunicación y el segundo se tratará del mensaje propiamente dicho a enviar.

Esta primitiva se empleará de igual manera para el envío de la configuración actual del robot por parte del microcontrolador al ordenador de control.

Maestro-Esclavo

En esta segunda comunicación se emplea un protocolo del tipo I²C, que nos permite realizar comunicaciones de servicio confirmado. Por funcionalidad de este protocolo, se han contemplado las siguientes primitivas necesarias para realizar la comunicación:

- **Master_Slave-Inicio[int int]:** Esta primitiva inicial envía una señal al módulo esclavo receptor para iniciar la comunicación. Se trata de una secuencia especial definida en el protocolo que inicia la comunicación. Es una primitiva de servicio confirmado puesto que si el módulo en cuestión se encuentra disponible envía un mensaje de vuelta activando la señal ACK. Para su correcto funcionamiento se necesita de dos parámetros: en primer lugar, la dirección del módulo con el que se iniciará la comunicación; Y, en segundo lugar, la secuencia de inicio propiamente dicha.
- **Master_Slave-DATA[char]:** Una vez establecida la comunicación entre maestro y esclavo y ocupado el bus de transmisión, esta primitiva de servicio no confirmado enviará la señal codificada con los datos correspondientes a la configuración a adoptar por el microcontrolador. Para ello, el único parámetro necesario a emplear serán el conjunto de datos a transmitir.
- **Master_Slave-FIN[int int]:** Al igual que para el inicio, el maestro enviara una secuencia especial definida por el protocolo para finalizar la transmisión. Su funcionamiento es similar a la primitiva de inicio con el único cambio en la secuencia enviada, siendo también una primitiva de servicio confirmado.

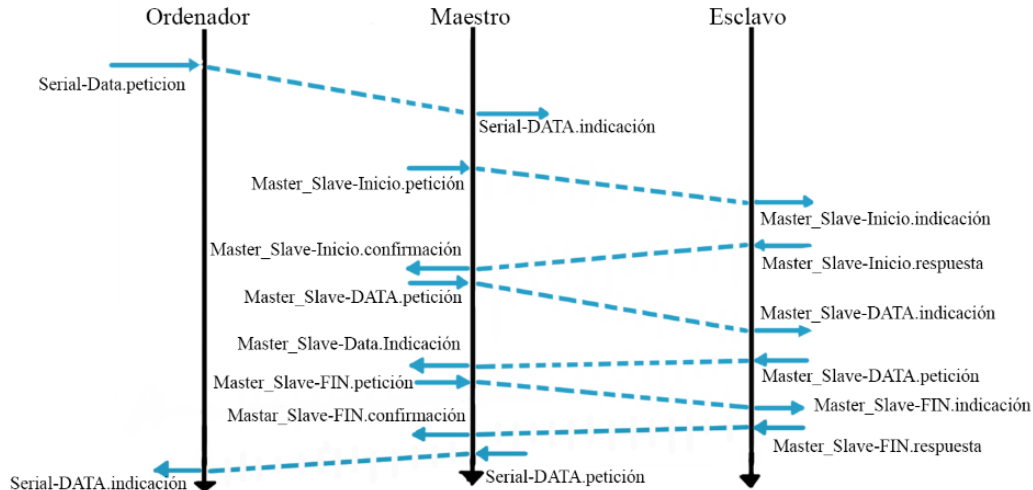


Figura VIII-7. Esquema de la comunicación durante la ejecución de una tarea.

En la figura 8-7, se observa un ejemplo de las primitivas u ordenes básicas empleadas para la realización de una operación.

En ella, inicialmente ordenador determina la orientación a adoptar por parte del robot y mediante la invocación de la primitiva serie la envía a través del puerto al microcontrolador.

A continuación, el microcontrolador interpreta la orientación y determina la configuración a adoptar por los diferentes módulos, si la orientación no ha cambiado desde el ciclo anterior, simplemente cambia el módulo destino y envía la misma señal de configuración anterior. Una vez determinada la configuración para un módulo en cuestión, el microcontrolador inicia la comunicación enviando la secuencia de inicio a través del bus. Si recibe respuesta de confirmación por parte del módulo esclavo, enviara la señal de configuración a través de la línea. Esta señal, será recibida e interpretada por el módulo en cuestión, que producirá la activación del actuador necesario para realizar la acción de orientación.

Finalmente, una vez recibida la información de activación, el maestro enviará la señal de fin y terminará con la comunicación con el esclavo dejando libre el canal. Por otro lado, el maestro enviara mediante la primitiva serie información sobre la configuración actual adoptada por el robot al ordenador, cerrando de esta forma el ciclo de ejecución del trabajo.

VIII.4. Conclusiones

Tras haber determinado cada una de las funciones a desempeñar por los diferentes elementos, detallando información relevante a tener en cuenta para su implementación; y haber descrito eficientemente los dos protocolos de transmisión de la información empleados entre las diferentes partes, se ha dispuesto de una introducción para realizar el código de control del programa que se muestra en el Anexo de este TFG.



Dicho código ha sido programado en tres secciones diferenciadas, con el fin de respetar los tres niveles de jerarquía de nuestra arquitectura: código en PC (en lenguaje C++), código del microcontrolador maestro (lenguaje Arduino) y código de los microcontroladores esclavo (lenguaje Arduino implementando la librería TyniWireS para la comunicación).



IX. Estudio Económico



IX.1. Memoria Económica:

A lo largo de este capítulo se realiza un análisis detallado de los costes que supone el desarrollo del proyecto, con el fin de presentar una valoración económica de su viabilidad futura. El contenido del capítulo se ha separado atendiendo a la diferencia entre costes directos e indirectos

- **Costes Directos:** Son el conjunto de costes atribuidos directamente al desarrollo del proyecto, afectando directamente al precio final del mismo. Estos a su vez pueden desglosarse en:
 - **Costes de personal:** Correspondientes al coste de los salarios de las personas que han desarrollado el proyecto.
 - **Coste de material:** Coste correspondiente a todas las herramientas y materiales empleados para el desarrollo del producto, destacando entre ellos el coste de materiales para conformar el Hardware y el coste de las licencias de Software necesarias para su desarrollo.
- **Costes Indirectos:** Se trata del conjunto de costes que no son directamente aplicables al producto, pero que están incurridos en su desarrollo. En el se incluyen los costes telefónicos, administrativos y el uso de tecnologías ADSL.

IX.1.i. Costes Directos

Engloban en conjunto todos los costes atribuibles al diseño, desarrollo y construcción del proyecto, y no son destinados para ningún otro uso. Estos costes a su vez se desglosan en costes de personal y costes de material.

➤ *Costes de personal:*

Se trata del conjunto de costes que derivan de la participación de personal durante la ejecución del proyecto. Se considera la plantilla de desarrollo formada por un ingeniero industrial sin experiencia previa anterior y por un Consultor Ingeniero Industrial con amplia experiencia laboral. En la siguiente tabla se muestran la repartición de horas realizadas por el ingeniero novel:

Concepto	Horas
Investigación y estado del arte	120
Aprendizaje de Software empleado (Arduino, Altium Designer, Proteus, Matlab)	150
Planteamiento del modelo y desarrollo del proyecto	150
Elaboración de la documentación	100
Total, de horas	520

Tabla IX-1. Total, de horas invertidas

A continuación, partiendo de la encuesta sobre el salario y actividad desarrollada por el Colegio Oficial de Ingenieros Industriales, el salario medio para un ingeniero con una experiencia laboral de entre 1 a 5 años es de 29.789€, por otro lado, el de un ingeniero supervisor con una experiencia de entre 11 a 15 años es de 48.132€, en la tabla 9-2 se recoge el desglose total de costes de personal. [Encuesta de Salarios y Actividad Profesional 2016-2017].

Si estos datos se dividen por el número total de horas efectivas trabajadas anualmente, 1780, el coste de un ingeniero novel por hora es de 16.73€, mientras que el de un supervisor asciende a 27€.

Objeto	Cantidad de horas	Coste/hora	Coste total
Mano de obra Ingenieril	520	16.73€	8699.6€
Supervisión	30	27€	810€
Coste total de personal			9509.6€

Tabla IX-2. Coste total de personal.

➤ *Coste de materiales*

Los costes de material son los correspondientes a todas las herramientas empleadas en el diseño del proyecto y los elementos que forman parte directa del producto. En este caso, los costes han sido desglosados en tres categorías: Costes de las licencias software empleadas, costes de los elementos y piezas propios del producto y el coste de los diversos materiales de oficina empleados.

Por parte de los costes de licencias software empleados se han tenido en cuenta las licencias correspondientes a los programas: Arduino, Altium Designer 2017, Proteus 8 Profesional, Matlab 2017b, incluyendo también la suite ofimática de Microsoft Office 2016 y la licencia correspondiente al sistema operativo Windows 10. También se han incluido en esta sección el coste de los equipos empleados durante el diseño.

La totalidad de las licencias será computada de acuerdo a su duración anual, y prorrateadas de acuerdo al número total de horas anuales, 1780.

Concepto	Coste (€)	Coste horario	Horas de uso	Coste total (€)
Licencias de Software				
S.O. Windows 10	110,0	0,062	520	32,24
Microsoft Office 2016	120,0	0,067	250	16,75
Proteus 8	792,0	0,45	80	36
Altium Designer 2017	2.4895,0	1,40	80	112
Arduino Dev	0	0	60	0
Matlab R2017b	2000,0	1,12	20	22,4
Equipos Hardware				
Ordenador Portátil	1200	0.674	520	350,48
Coste total				533,87

Tabla IX-3 Coste de Licencias y equipos.

A continuación, se detalla el coste de los elementos del Prototipado del producto. Entre ellos se encuentra el coste del actuador basado en flexinol, del cual se han comprado un total de 3 metros de cable de diferentes tamaños para emplearlos a lo largo de todo el robot gastando una media de 30 cm por módulo. Asimismo, se haya el coste de fabricación de la PCB, habiéndose solicitado presupuesto a la empresa ITEAD, que nos ha ofrecido un total de 10 placas con las condiciones solicitadas y de alta calidad por el precio de 80€. Por último, se han calculado también los costes de las piezas y elementos empleados en la impresión 3D basado en el coste del material empleado y del coste de amortización de estándar de una impresora 3D.



Referencia del Producto	Coste Unitario (€)	N ^a de unidades	Coste total (€)
Módulos del Robot			
ATtiny84A	0,782	1	0,782
Resistor 330Ω	0,0006	2	0,0012
Resistor 1.4K	0,0006	2	0,0012
Resistor 3.4K	0,0007	4	0,0028
1 metro Flexinol 100μm	0,0425	1	0,0425
Transistor 2N222A	0,025	6	0,15
PCB terminal Block, 5mm pitch, 2 ways	0,42	2	0,84
Fabricación PCB	8	1	8
Tornillería	2	1	2
Piezas de impresión 3D	0,12	4	0,12
Carcasa	7,08	1	7,08
Subtotal Módulo del Robot			19,02
Subtotal Completo de Módulos del Robot		3	57,06
Resto de Componentes			
Cableado USB	2,40	1	2,40
Microcontrolador Arduino UNO	9,99	1	9,99
Cableado general	1,9 por metro	1	1,9
Tubo Corrugado 10mm	3,58 por metro	1	3,58
Coste total del Producto			74,93

Tabla IX-4. Costes totales del producto.

Por último, se tiene en cuenta el coste ofimático del proyecto, que incluye su impresión y encuadernación, su soporte informático, así como el material empleado en su desarrollo. El coste se refleja en la tabla 9-5.

Concepto	Coste (€)
Impresión y encuadernación	30
CDs	5,0
Material de Papelería	25,0
Coste total en papelería y otros	60,0

Tabla IX-5. Costes totales de papelería y otros.

Con todo ello, se calcula el coste total en material que queda reflejado en la tabla 9-6.

Concepto	Coste (€)
Coste de Software y Hardware	533,87
Coste del Producto	74,93
Coste en papelería y otros	60
Coste total de material	668,8

Tabla IX-6. Costes totales de material

Costes directos totales

Son el resultado de los costes en personal y en material recogidos en la tabla 9-7.

Concepto	Coste (€)
Costes en personal	9509,6
Costes en material	668,8
Costes directos totales	10178,4

Tabla IX-7. Costes totales directos.

1 Costes Indirectos

La segunda categoría se refiere a los costes indirectos, aquellos en los que es necesario incurrir en los que es necesario incurrir para realizar el proyecto, pero que no pueden ser únicamente imputados al mismo. Se contabilizan en esta partida, los gastos de electricidad, ADSL y gastos administrativos. Dentro de los gastos administrativos se engloban: gastos en la gestión y recepción de los diferentes materiales y gastos en la gestión administrativa del producto. Se muestran en la tabla 9-8.

Concepto	Gastos (€)
Gastos en electricidad y teléfono	100
Gastos administrativos	200
Coste total indirecto	300

Tabla IX-8. Costes Totales Indirectos.

2 Coste Total

El coste total del desarrollo del proyecto aparece desglosado en la tabla 9-9 como resultado de la suma de los costes directos e indirectos derivados de la realización del mismo.

Concepto	Coste (€)
Coste Total Directo	10178,4
Coste Total Indirecto	300
Coste total del proyecto	10478,4

Tabla IX-9. Costes Totales del Proyecto

La suma total del coste del proyecto es de DIEZ MIL CUATROCIENTOS SETENTA Y OCHO EUROS Y CUARENTA CÉNTIMOS DE EURO.



X. Conclusiones y líneas futuras de investigación



X.1. Conclusiones

El campo de la robótica médica es un área en auge, con un gran desarrollo y alta tecnología, en la que los nuevos avances están permitiendo la realización de nuevos métodos de diagnóstico y tratamiento quirúrgico, que reduzcan el riesgo y dolencias provocados en el paciente. En el campo de la colonoscopia, se demandan nuevos métodos que permitan añadir funcionalidades a las soluciones actuales.

A largo plazo, los métodos de cirugía mínimamente iran en incremento debido a las características particulares de estos y a las ventajas que ofrecen frente a la cirugía clásica. Destacan entre ellas la reducción del riesgo de fallo durante la operación y del riesgo de infección, que tienen como consecuencia principal una mejora en la recuperación del paciente.

Atendiendo al caso de la exploración endoscópica, el uso de estas nuevas tecnologías permitiría una reducción del riesgo de causar lesiones al paciente, debido a la adaptabilidad de los medios al tracto gastrointestinal. Además, a diferencia de los métodos actuales que depende de la experiencia del endoscopista, con estos nuevos métodos los resultados serían fiables sin ningún factor influyente. Por último, el empleo de estas nuevas técnicas permitirá la exploración de zonas del tracto digestivo hasta ahora inaccesibles, como son las correspondientes al intestino delgado, mejorando la prevención y diagnóstico del paciente.

Sin embargo, los instrumentos endoscópicos asistidos actuales no poseen la fuerza, precisión y estabilidad necesarias para asegurar exploraciones y maniobras avanzadas con una base libre de riesgos. Esta cuestión técnica es actualmente objeto de estudio de muchos grupos de investigación y empresas de tecnología quirúrgica. Por esta razón, este proyecto se ha realizado con el objetivo de ofrecer un prototipo viable para el estudio, y obtener de esta forma un modelo de partida a miniaturizar que resuelva los problemas actuales de este tipo de técnicas, empleando materiales y tecnologías novedosos con una viabilidad elevada en relación a su coste.

Eventualmente, este tipo de avances en tecnología permitirán generar una herramienta endoscópica intuitiva y con un uso sencillo para el campo de la cirugía. De esta forma, se permitirá realizar un mayor número de exploraciones diarias, reduciendo los riesgos de estas, y aumentando su precisión, mientras que los procedimientos quirúrgicos como ESD y NOTES podrán ser realizados por un mayor número de cirujanos, atendiéndose a un mayor número de pacientes.

Durante el desarrollo de este proyecto:

- Se ha realizado un estudio e investigación de los problemas de la colonoscopia actual, centrándonos en el estudio de su campo de trabajo, el sistema digestivo humano, e indagando sobre los métodos actuales de control de robots apodo empleados, sus métodos de locomoción y sus capacidades.
- Se ha planteado y realizado un diseño de un primer prototipo de robot apodo modular e hiper-redundante, con el fin de plantear un modelo real que sirva de objeto y punto de partida a futuras investigaciones. Además, se ha planteado su diseño en base a nuevos materiales con memoria de forma que permiten obtener unas características de fuerza elevadas en relación a su tamaño.

Para ello:

- Se ha realizado un estudio previo de los materiales con memoria de forma, sus características y su posible adaptación a nuestro diseño previo, para posteriormente realizar un circuito electrónico de control de los mismos, centrándonos en obtener la mayor simpleza y tamaño posible de este.
- Se han establecido los mecanismos software que permitan el control de posicionamiento del robot a partir de indicaciones realizadas desde una computadora convencional, permitiendo de esta forma ofrecer un punto de partida a algoritmos de control más complejos como el “Follow the Leader”.

Esta investigación ha sido validada mediante un conjunto de pruebas mecánicas experimentales del funcionamiento de los actuadores, comprobando la capacidad de fuerza y desplazamiento ejercidas. Además, se ha corroborado el correspondiente diseño electrónico mediante una serie de pruebas en placas de prototipado con los registros correspondientes. Finalmente, se ha realizado la construcción de un prototipo basado en una cantidad minúscula de módulos con el fin de permitir el estudio del mismo y garantizar la viabilidad del modelo.

X.2. Futuras líneas de investigación

A partir de este proyecto se establecen ciertas líneas de investigación que pueden incurrir en el estudio de la robótica hiper-redundante y apoda como modelo viable para la realización de técnicas de diagnóstico, finalizando de esta forma aquellas áreas no cubiertas en este trabajo.

Por una parte, la línea futura más inmediata es el estudio del prototipo construido en una situación real, buscando realizar configuraciones necesarias para avanzar en el diseño y mejorar su eficiencia. Además, un testeo del prototipo actual permitirá detectar errores en cuanto a su diseño a nivel de componentes, debido al empleo de materiales de nueva generación, o en base a su mecánica pudiendo mejorar el sistema de actuación y locomoción del mismo.

Por otra parte, en cuanto al software de control se pueden incurrir en el desarrollo de una interfaz de usuario que permita el fácil manejo del prototipo, detectando además posibles fallos en la comunicación y mejorando los algoritmos de control, implementando para ello nuevos modos de movimiento.

Un tercer punto a estudiar será el desarrollo de un sistema de sensorización que dote a este primer prototipo de mejores cualidades reales, incluyendo de esta forma un sistema de tratamiento de la información captada y de análisis de la misma.

Por último, tras garantizar el correcto funcionamiento de un primer prototipo e implementar todas las funcionalidades deseadas durante la exploración, se deberá plantear un siguiente prototipo con un menor tamaño y dotado de biocompatibilidad, que además de contar con una comunicación inalámbrica, este dotado de un mecanismo de movimiento tele operado. Para ello, sería eficiente incluir un módulo o cola que cuente con un circuito de alimentación integrado para todo el dispositivo, la capacidad de transmitir señales inalámbricas con el ordenador de control y la sustitución de las reservas de aire y líquido que el robot necesita para crear un espacio de trabajo por otra tecnología



compatible. Finalmente, el paso final en la investigación será desarrollar un prototipo capaz de operar de manera autónoma recibiendo solo información del punto al que debe dirigirse, de forma que el cirujano solo supervise el correcto funcionamiento del proceso y no esté implicado en el guiado del robot.



XI. Bibliografía



Arndt, P.S., Arcaroli, J., Hines, A., Ebinger, K. "Within Subject Comparison of Advanced Coding Strategies in the Nucleus 24 Cochlear Implant" Cochlear Corporation, 1999.

Arnedo, A. (1 de junio de 2016). *Materiales con memoria de forma, el Nitinol*. [Mensaje de un blog]. blogSEAS. Recuperado de <https://www.seas.es/blog/disenomecanico/materiales-con-memoria-de-forma-el-nitinol/>

Barrientos, A. (10 de mayo de 2017). *A soft and continuum manipulator robot*. [Mensaje en un blog]. Robocib. Recuperado de <http://blogs.upm.es/robocib/category/hiper-redundantes/>

Carlleti, E. (2007). *Músculos de Alambre/Alambre termocontraible*. Argentina. Robots-argentina. Recuperado de http://robots-argentina.com.ar/Actuadores_musculosalambre.htm

Cleary, y Nguyen. «State of the art in surgical robotics: clinic applications and technological challenges.» MedLine, 2002.

Cortés, T.A., 2015, *Protocolo de comunicación serial*, Zapopan, Mexico. Recuperado de <https://www.slideshare.net/TethAzraelCortsAguilar/protocolo-comunicacin-serial>

Gómez, A y Restrepo, C.A. (2 de julio de 2005). *Cables Musculares*. Revista EIA. N°4.

Guerrero, J.F. (2010). *Temario Sistemas de Instrumentación Médica*. Valencia, España. 2010. Recuperado de http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T9_OCW.pdf

Haddad, y Serdijn. *Ultra Low-Power Biomedical Signal Processing: An analog Wavelet Filter Approach for Pacemakers*. Springer, 2009

Laguna, Sandra Madruga. *Análisis de Tecnologías y Materiales para el Diseño de un Robot Apodo, Modular e Hiper-Redundante*. Valladolid: Universidad de Valladolid, 2015.

Latarjet M, Ruiz Lizard A. *Anatomía Humana*. Buenos Aires: Ed Medica Panamericana 4° Edición, 2011.

Mackenzie, G., Ávila, J.C., Vilchis, A. s.f. *Actuadores de nitinol aplicados en la mimetización del sistema de propulsión de peces con median pared fin*. Recuperado de <http://ri.uaemex.mx/bitstream/handle/20.500.11799/41159/9%20-%20Actuadores%20de%20nitinol%20aplicados%20en%20la%20mimetizaci%C3%B3n%20del%20sistema%20de%20propulsi%C3%B3n%20de%20peces%20con%20median%20paired%20fin.pdf?sequence=1>

Mena, M. (1 de abril de 2017). *Robot serpiente que puede deslizarse a través de tus intestinos*. [Mensaje de blog]. Deusto. Recuperado de <https://blogs.deusto.es/aplicaciones-tic/robot-serpiente-que-puede-deslizarse-a-traves-de-tus-intestinos/>

Méndez, D. (26 de mayo de 2017). *Un gusano hará las colonoscopias del futuro*. XLsemanal. Recuperado de <https://www.xlsemanal.com/conocer/salud/20170526/gusano-hara-las-colonoscopias-del-futuro.html>

Packard, L. s.f. *Vision general sobre marcapasos y desfibriladores cardioversores implantables (DCI) en niños*. Children's hospital Stanford. Recuperado de <http://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=descripci-ngeneraldelosmarcapasosycardiodesfibriladorimplantablecdi-90-P04913>

Prieto, M^aP. (5 de diciembre de 2016). *Nitinol: un material mágico hecho de ciencia*. [Mensaje en un blog]. Blog de divulgación del instituto de síntesis química y catálisis homogénea. Recuperado de <https://isqch.wordpress.com/2016/12/05/nitinol-un-material-magico-hecho-de-ciencia/>

Quintero, E., Andreu, M., Lanas, A. y Piqué, J.M. *Prevención del cáncer colorrectal en España*. 2009.

Redaccion Onmeda, revisado Giménez, B. (19 de marzo de 2012). *Marcapasos cardíaco: Historia*. Onmeda. Recuperado de https://www.onmeda.es/exploracion_tratamiento/marcapasos-historia-2468-2.html

RS-232. (s.f.). En Wikipedia. Recuperado el 26 de junio de 2018 de https://es.wikipedia.org/wiki/RS-232#Rese%C3%B1a_hist%C3%B3rica

Saldaña, L. 2017. "Sistema de control y alimentación para un robot apodo modular e hiper-redundante". Universidad de Valladolid, 2017.

Sobotta, J. *Anatomía Humana*. Buenos Aires: Ed. Medica Panamerica 22^a Edicion, 2008.

Sonda robótica para colonoscopias de rutina. (6 de febrero de 2018). Hospimédica. Recuperado de <https://www.hospimédica.es/tecnicas-quirurgicas/articulos/294772433/sonda-robotica-para-colonoscopias-de-rutina.html>

Takeyoshi, O., Degani, A., Schwartzman, D., Zubiante, B., McGarvey, J., Choset, H y Zenatti, M.A. (26 de octubre de 2008). *A Highly Articulated Robotic Surgical System for Minimally Invasive Surgery*. The Annals of Thoracic Surgery. Recuperado de https://www.ri.cmu.edu/pub_files/2009/4/ATS_A%20Highly%20Articulated%20Robotic%20Surgical%20System%20for%20Minimally%20Invasive%20Surgery.pdf

Valdastri, Pietro, Massimiliano Simi, y Robert Webster. «Advanced Technologies for Gastrointestinal Endoscopy.» Annual Review of Biomedical Engineering, 2012: 397-429.

Vialfa, C., (2017) USB (Bus de serie universal). CCM [Versión Electrónica]. Creative Commons, <https://es.ccm.net/>

Vicent, J. (16 de junio de 2017). *This wriggling worm-bot could be used for colonoscopies one day*. The Verge. Recuperado de <https://www.theverge.com/tldr/2017/6/16/15817710/colonoscopy-robot-biomimetic-boulder>



Zeng, Rebscher, Harrison, Sun, y Feng. (2009). Cochlear Implants: System Design, Integration and Evaluation. *IEEE Biomed Eng.*



XII. Anexos



Índice de Anexo

Código del Ordenador de Control.....	135
Código del Arduino maestro.....	138
Código del ATtiny84A esclavo.....	142
Esquema Eléctrico del módulo.....	146
Datasheet Flexinol.....	147

CÓDIGO DE ORDENADOR DE CONTROL

```
/*Código para el control desde el ordenador de los movimientos a realizar  
por un Robot Apodo Modular e Hiper-Redundante */  
/*Elaborado por Sergio Hernández Regalado como parte de TFG diseño del control  
de un robot apodo modular e Hiperredundante*/  
/* 06/2018*/
```

```
//Para crear conexiones con los puertos "COM1-COM9"  
//serial*arduino =new Serial("COMx")  
  
//Para crear conexion con los puertos COM10 en adelante  
//Serial *arduino= new Serial("\\\\.\\COMX")  
#include <iostream>  
#include <fstream>  
#include "windows.h"  
#include "SerialClass.h"  
  
//Objeto de la clase serial para definir el puerto serie a emplear  
Serial*Puerto_arduino = new Serial("COM1");  
int instruc;  
using namespace std;  
  
int main()  
{  
    //Variables para realizar la comunicacion  
    char comando[]="rep";  
    char estado_robot[100]="Reposo" ;  
    char lectura_joy[]="0";
```



```
//Mientras el puerto serie este conectado al arduino se ejecutara ciclicamente el programa
```

```
while(Puerto_arduino-> IsConnected())
{

    cout<< "\nMenu: \n1-N \n2-E \n3-S \n4-O"<<endl;
    cin>>instruc;
    switch(instruc)
    {

    case 1:
        comando[0]='N';
        break;
    case 2:
        comando[0]='E';
        break;
    case 3:
        comando[0]='S';
        break;
    case 4:
        comando[0]='O';
        break;
    default:
        strcpy(comando,"rep");
        break;
    }

    //Envio la configuracion a realizar por el puerto serie
    Puerto_arduino->WriteData(comando, sizeof(comando));

    Sleep(250);
}
```

```
//Leo del arduino el estado del robot

int p = Puerto_arduino->ReadData(estado_robot, 99);
if(p > 0)
{
    estado_robot[p+1]= '\0';
    //Muestro por pantalla el estado actual del robot
    cout << estado_robot << endl;
}

}

}
```



Código Arduino Uno Maestro

//Programa del microcontrolador maestro

//Elaborado por Sergio Hernández Regalado

//Como parte de su TFG diseño de un robot apodo modular e hiper-redundante

```
#include <Wire.h>
```

```
char caracter;
```

```
String conf;
```

```
byte configuracion=0;
```

```
byte estado=0;
```

```
int cont_modulos=1;
```

```
int total_mod=4;
```

```
byte configuracion_ant=0;
```

```
String msg;
```

```
void setup() {
```

```
  Serial.begin(9600);
```

```
  Wire.begin();
```

```
}
```

```
void loop() {
```

```
  /*Leo la configuracion disponible del puerto serie como maestro en el ordenador*/
```

```
  while(Serial.available(>0)
```

```
  {
```

```
    caracter=Serial.read();
```

```
    conf.concat(caracter);
```

```
    delay(10);
```

```
  }
```

/*Una vez terminada la comunicacion serie y recibida la configuracion la analizo para elegir el módulo al que enviarsela*/

```
if(conf.equals("N"))
    configuracion=B0010;
/* if(conf.equals("NE"))
    configuracion=B0011;*/
if(conf.equals("E"))
    configuracion=B0001;
/* if(conf.equals("SE"))
    configuracion=B1001;*/
if(conf.equals("S"))
    configuracion=5;
/* if(conf.equals("SO"))
    configuracion=B1100;*/
if(conf.equals("O"))
    configuracion=B0100;
/* if(conf.equals("NO"))
    configuracion=B0110;*/
if(conf.equals("rep"))
    configuracion=B0000;
/* if(conf.equals("max"))
    configuracion=B1111;*/
```

//Conocida la configuracion a enviar se le envia al modulo correspondiente

```
if((total_mod > cont_modulos) || (cont_modulos >= total_mod && configuracion !=
configuracion_ant))
```

```
{
```

```
Wire.beginTransmission(cont_modulos);//Conecta con el modulo correspondiente
```

```
Wire.write(configuracion);//Envia el estado a adoptar
```

```
delay(500);
```

```
estado=Wire.read();
```



```
//Actualizo el numero de modulos activos si estado=1
if(estado == 1)
{
  if(configuracion == configuracion_ant)
    cont_modulos++;
  else
    cont_modulos--;
  String n_mod=String(cont_modulos);
  msg=String("El numero de modulos activos con la configuracion " + conf + " es: " +
n_mod);

}
//Si no significa que no he podido activar ese modulo comunico la situacion actual y no
actualizo
else
{
  String n_mod=String(cont_modulos);
  msg=String("No se ha podido realizar la instruccion" );
}
Wire.endTransmission();
//Cuando termino la transmision con el esclavo actualizo la configuracion adoptada para
ese modulo
configuracion_ant=configuracion;
}
else
{
  msg=String("El robot ha alcanzado por completo la configuracion " + conf);
}
Serial.print(msg);
}
```

Código ATtiny84A esclavo

```
/*Configuracion del ATtiny
```

```
ATtiny Pin 4 = Actuador N
```

```
ATtiny Pin 2 = Actuador E
```

```
ATtiny Pin 5 = Actuador O
```

```
ATtiny Pin 3 = Actuador S
```

```
ATtiny Pin 6 = PWM N-S
```

```
ATtiny Pin 8 = PWM E-O
```

```
ATtiny Pin 14 = GND
```

```
ATtiny Pin 1 = 3.3 Vcc
```

```
ATtiny Pin 7 =I2C SDA
```

```
ATtiny Pin 9 = I2C CLK
```

```
*/
```

```
//Incluyo la libreria TinyWireS que permite posicionar un ATtiny como esclavo
```

```
#include <TinyWireS.h>
```

```
//Defino tanto la direccion del esclavo como los diferentes pines
```

```
#define I2C_SLAVE_ADDR 1
```

```
#define ActuadorN_PIN 4
```

```
#define ActuadorE_PIN 2
```

```
#define ActuadorS_PIN 3
```

```
#define ActuadorO_PIN 5
```

```
#define PWMN_S 6
```

```
#define PWME_O 8
```

```
byte estado=0;
```

```
void setup() {
```

```
pinMode(ActuadorN_PIN,OUTPUT);
```




```

pinMode(ActuadorS_PIN,OUTPUT);
pinMode(ActuadorE_PIN,OUTPUT);
pinMode(ActuadorO_PIN,OUTPUT);
pinMode(PWMN_S,OUTPUT);
pinMode(PWME_O,OUTPUT);
//Inicio la conexion al bus I2C para mantenerme a la escucha.
TinyWireS.begin(I2C_SLAVE_ADDR);
}
//Funcion que realiza la activacion en base a la configuracion detectada
void activacion(byte conf)
{
//La mascara detectara si el byte que queremos es el que recibimos y el ancho
determinara el valor de salida inicial del PWM.
byte mascara=B0010;
int ancho=90;
if(mascara & conf)
{
ancho=map(ancho,0,100,0,1024);
analogWrite(PWMN_S,ancho);
digitalWrite(ActuadorN_PIN, HIGH);
delay(5000);
ancho=70;
ancho=map(ancho,0,100,0,1024);
analogWrite(PWMN_S,ancho);
}
else
{
analogWrite(PWMN_S,0);
digitalWrite(ActuadorN_PIN, LOW);
}
mascara=B0001;

```

```
ancho=90;

if(mascara & conf)
{
  ancho=map(ancho,0,100,0,1024);
  analogWrite(PWME_O,ancho);
  digitalWrite(ActuadorE_PIN, HIGH);
  delay(5000);
  ancho=70;
  ancho=map(ancho,0,100,0,1024);
  analogWrite(PWME_O,ancho);
}
else
{
  analogWrite(PWME_O,0);
  digitalWrite(ActuadorE_PIN, LOW);
}
mascara=B0100;
ancho=90;
if(mascara & conf)
{
  ancho=map(ancho,0,100,0,1024);
  analogWrite(PWME_O,ancho);
  digitalWrite(ActuadorO_PIN, HIGH);
  delay(5000);
  ancho=70;
  ancho=map(ancho,0,100,0,1024);
  analogWrite(PWME_O,ancho);
}
else
{
```



```

    analogWrite(PWME_O,0);
    digitalWrite(ActuadorO_PIN, LOW);
}
mascara=B1000;
ancho=90;
if(mascara & conf)
{
    ancho=map(ancho,0,100,0,1024);
    analogWrite(PWMN_S,ancho);
    digitalWrite(ActuadorS_PIN, HIGH);
    delay(5000);
    ancho=70;
    ancho=map(ancho,0,100,0,1024);
    analogWrite(PWMN_S,ancho);
}
else
{
    analogWrite(PWMN_S,0);
    digitalWrite(ActuadorS_PIN, LOW);
}
}

void loop() {

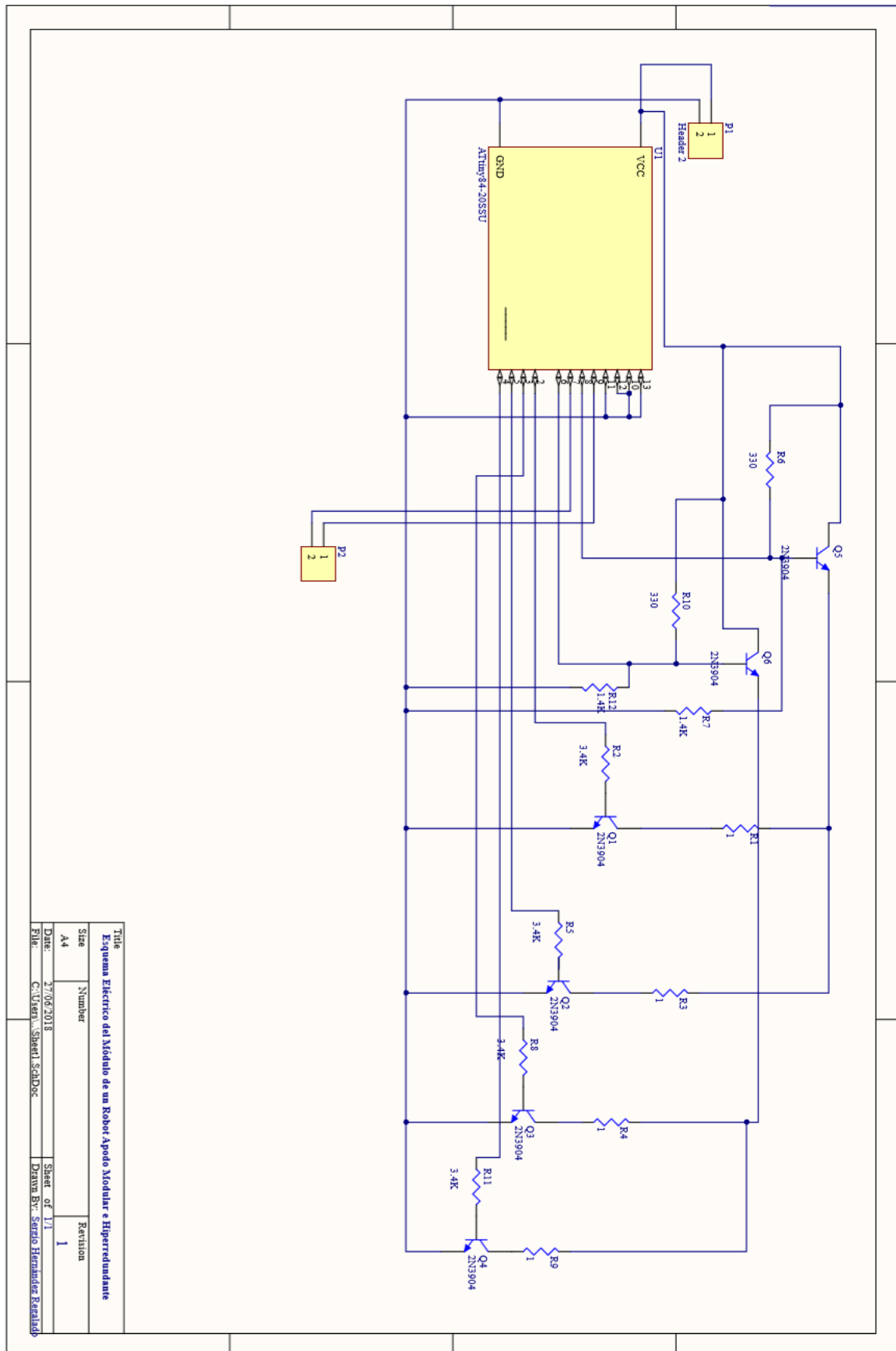
    byte conf_recibida;
    //Me mantengo a la espera de conectarme
    if(TinyWireS.available())
    {
        //Leo los caracteres recibidos

```

```
conf_recibida=TinyWireS.read();  
  
//Aviso a la funcion activacion  
activacion(conf_recibida);  
  
estado=1;  
  
//Escribo que la transmision es correcta  
TinyWireS.write(estado);  
}  
  
}
```



Esquema eléctrico del módulo



Title		Revision	
Esquema Eléctrico del Módulo de un Robot Apodo Modular e Hiper-redundante		1	1
Size	Number	Sheet of	Revision
A4		11	1
Date:		Dipartimento de Engenharia de Sistemas de Informação	
27/04/2018		Dipartimento de Engenharia de Sistemas de Informação	
File:	C:\Users\... \Sheet1_SchDoc	Dipartimento de Engenharia de Sistemas de Informação	

Datasheet Flexinol



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Technical Characteristics of



Actuator Wires

Flexinol® Actuator Wires are small diameter wires which contract like muscles when electrically driven. Smaller than motors or solenoids, cheaper and generally easier to use, these wires perform physical movement across an extremely wide variety of applications.

Table of Contents

Physical Properties Summary	2
Introduction	3
Section 1. Movement	4
Section 2. Electrical Guidelines	6
Section 3. Cycle Time	7
Section 4. Miscellaneous	9
Section 5. Underlying Technology	11

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>

F1140Rev 12

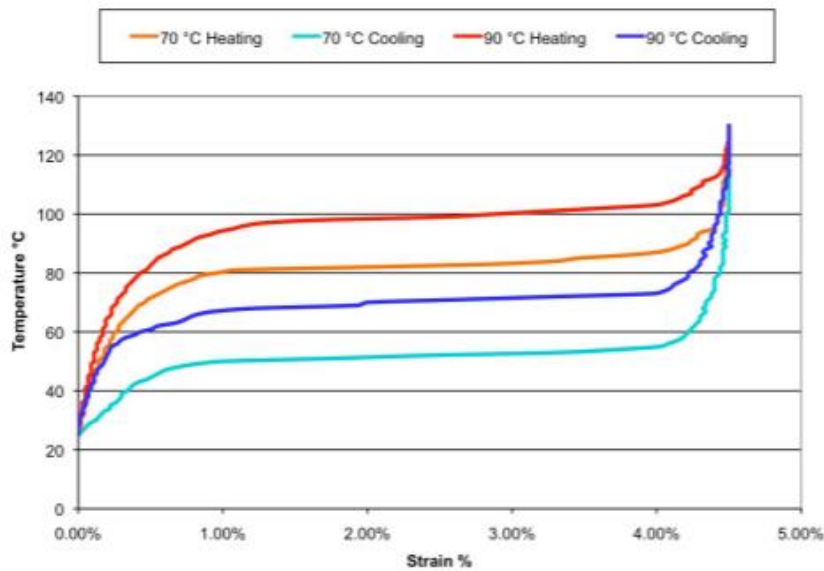
1



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

NICKEL - TITANIUM ALLOY PHYSICAL PROPERTIES

1. Density	0.235 lb/in ³ (6.45 g/cm ³)
2. Specific Heat	0.20 BTU/lb * °F (0.2 cal/g * °C)
3. Melting Point	2370 °F (1300 °C)
4. Latent Heat of Transformation	10.4 BTU/lb (5.78 cal/g)
5. Thermal Conductivity	10.4 BTU/hr * ft * °F (0.18 W/cm * °C)
6. Thermal Expansion Coefficient	
Martensite	3.67x10 ⁻⁶ /°F (6.6x10 ⁻⁶ /°C)
Austenite	6.11x10 ⁻⁶ /°F (11.0x10 ⁻⁶ /°C)
7. Poisson Ratio	0.33
8. Electrical Resistivity (approx.)	
Martensite:	32 micro-ohms * in (80 micro-ohms * cm)
Austenite:	39 micro-ohms * in (100 micro-ohms * cm)



Typical Temperature vs. Strain Characteristics for Dynalloy's standard 158°F (70°C) "LT" and 194°F (90°C) "HT" Austenite start temperature alloys, at 172 MPa

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>

F1140Rev L2



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Introduction

Flexinol® is a trade name for shape memory alloy actuator wires. Made of nickel-titanium these small diameter wires contract like muscles when electrically driven. This ability to flex or shorten is characteristic of certain alloys that dynamically change their internal structure at certain temperatures. The idea of reaching higher temperatures electrically came with the light bulb, but instead of producing light these alloys contract by several percent of their length when heated and can then be easily stretched out again as they cool back to room temperature. Like a light bulb both heating and cooling can occur quite quickly. The contraction of Flexinol® actuator wires when heated is opposite to ordinary thermal expansion, is larger by a hundredfold, and exerts tremendous force for its small size. The underlying technology that causes the effect is discussed in Section 5. The main point is that movement occurs through an internal "solid state" restructuring in the material that is silent, smooth, and powerful.

This effect can be used in many ways. The list of viable applications is too long for any single listing. A safe assumption is that any task requiring physical movement in a small space with low to moderate cycling speeds is something that most likely will be better done with actuator wires. Many of the tasks currently being done with small motors or solenoids can be done better and cheaper with Flexinol® actuator wires. Since the actuator wires are much smaller for the work they do a number of new products and improved designs on existing products are readily accomplished.

For new users of Flexinol® actuator wires, Dynalloy, Inc. strongly recommends that an overview of what can be done first be established. This can be done by obtaining one of the Dynalloy, Inc. kits, which is made for such familiarization. Secondly, new users should consider obtaining from Dynalloy, Inc. or other consultants a "Proof of Concept" working model. This is not only useful as an internal marketing and sales tool. It also helps the new user to see how those with more experience approach the specific task in hand. Knowing this provides immeasurable insight into how to proceed and helps reduce the redundancy of reinventing existing techniques. One can always improve on existing methods and sufficient legal and other safeguards can be readily employed to ensure protection of proprietary ideas.

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>

F1140Rev L2

3

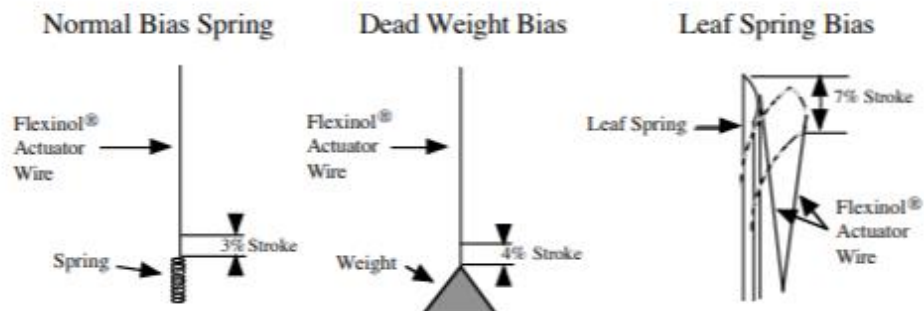


DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 1. Movement

The movement or stroke of Flexinol® actuator wire is measured as a percentage of the length of the wire being used and is determined, in part, by the level of stress one uses to reset the wire, or to stretch it in its low temperature phase. This opposing force, used to stretch the wire, is called the bias force. In most applications, the bias force is exerted on the wire constantly, and on each cycle as the wire cools, this force elongates it. If no force is exerted as the wire cools, very little deformation or stretch occurs in the cool, room temperature state and correspondingly very little contraction occurs upon heating. Up to a point the higher the load the higher the stroke. The strength of the wire, its pulling force and the bias force needed to stretch the wire back out are a function of the wire size or cross sectional area and can be measured in pounds per square inch or "psi". If a load of 5,000 psi (34.5 MPa) is maintained during cooling, then about 3% memory strain will be obtained. At 10,000 psi (69 MPa), about 4% results, and with 15,000 psi (103 MPa) and above, nearly 5% is obtained. However, there is a limit to how much stress can be applied.

Far more important to stroke is how the wire is physically attached and made to operate. Dynamics in applied stress and leverage also vary how much the actuator wires move. While normal bias springs that increase their force as the Flexinol® actuators contract have only 3-4% stroke, reverse bias forces which decrease as the actuator wires contract can readily allow the wire to flex up to 7%. Mechanics of the device in which it is used can convert this small stroke into movements over 100% of the wires' length and at the same time provide a reverse bias force. The stress or force exerted by Flexinol® actuator wires is sufficient to be leveraged into significant movement and still be quite strong. Some basic structures, their percent of movement, and the approximate available force they offer in different wire sizes are as follows:



1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>

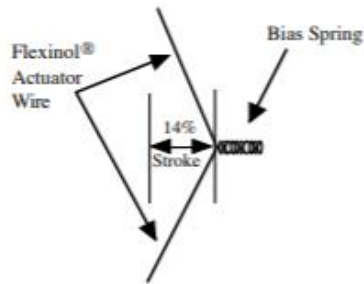
F1140Rev L2

4

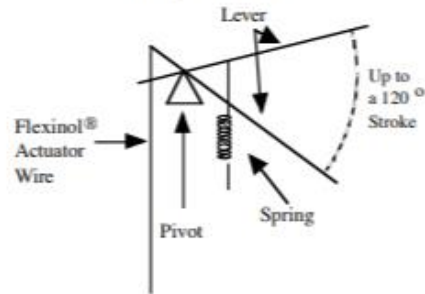


DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

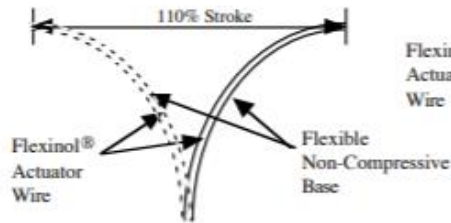
Right Angle Pull



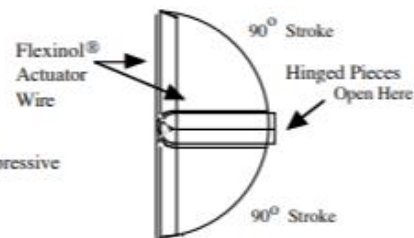
Simple Lever



Adjusting Curvature



Clam Shell



Stroke and Available Force Table

	Approx. Stroke	0.003" Wire (0.076 mm)	0.006" Wire (0.15 mm)	0.010" Wire (0.25 mm)
Normal Bias Spring	3%	0.18 lb (80 g)	0.73 lb (330 g)	2.05 lb (930 g)
Dead Weight Bias	4%	0.18 lb (80 g)	0.73 lb (330 g)	2.05 lb (930 g)
Leaf Spring Bias	7%	0.18 lb (80 g)	0.73 lb (330 g)	2.05 lb (930 g)
Right Angle Pull	14%	0.04 lb (20 g)	0.18 lb (83 g)	0.51 lb (232 g)
Simple Lever (6:1 ex)	30%	0.024lb (11 g)	0.10 lb (47 g)	0.29 lb (133 g)
Adjusting Curvature	110%	0.006 lb (3 g)	0.026 lb (12 g)	0.075 lb (34 g)
Clam Shell	100%	0.007 lb (3.2 g)	0.028 lb (13 g)	0.082 lb (37 g)

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax http://www.dynalloy.com

F1140Rev L2



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

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.

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>

F1140Rev L2



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 3. Cycle Time

The contraction of the Flexinol® actuator wire is due solely to heating and the relaxation solely to cooling. Both contraction and relaxation are virtually instantaneous with the temperature of the wire. As a result mechanical cycle speed is dependent on and directly related to temperature changes. Applying high currents for short periods of time can quickly heat the wire. It can be heated so fast in fact that the limiting factor is not the rate at which heating can occur but rather the stress created by such rapid movement. If the wire is made to contract too fast with a load, the inertia of the load can cause over stress to the wire. To perform high speed contractions inertia must be held low and the current applied in short high bursts. Naturally, current which will heat the wire from room temperature to over 212 °F (100 °C) in 1 millisecond, will also heat it much hotter if left on for any length of time.

While each device has quite different heat sinking and heating requirements, a simple rule of thumb test can be used to prevent overheating. Measuring the actual internal temperature of the wire across such short time periods is somewhat problematic, however, one can tell if the actuator wire is overheated simply by observing if the wire immediately begins to cool and relax when the current is shut off or not. If it does not begin to relax and elongate under a small load promptly, when the power is cut, then the wire has been needlessly overheated and could easily be damaged. Simple visual observation is all that is needed to design measured heating circuitry.

Flexinol® actuator wire has a high resistance compared to copper and other conductive materials but is still conductive enough to carry current easily. In fact one can immerse the wire in regular tap water and enough current will readily flow through it to heat it. All of the conventional rules for electrical heating apply to the wire, except that its resistance goes down as it is heated through its transformation temperature and contracts. This is contrary to the general rule of increased resistance with increased temperature. Part of this drop in resistance is due to the shortened wire, and part is due to the fact that the wire gets thicker as it shortens, roughly maintaining its same three-dimensional volume. It makes no difference to the wire whether alternating current, direct current, or pulse width modulated current is used.

Again relaxation time is the same as cooling time. Cooling is greatly affected by heat sinking and design features. The simplest way to improve the speed of cooling is to use smaller diameter wire. The smaller the diameter the more surface to mass the wire has and the faster it can cool. Additional wire, even multiple strands in parallel, can be used in order to exert whatever force is needed. The next factor in improving the relaxation or cooling time is to use higher temperature wire. This wire contracts and relaxes at higher temperatures. Accordingly the temperature differential between ambient or room temperature and the wire temperature is greater and correspondingly the wire will drop below the transition temperature faster in response to the faster rate of heat loss.

Other methods of improved cooling are to use: forced air, heat sinks, increased stress (this raises the transition temperature and effectively makes the alloy into a higher transition temperature wire), and liquid coolants. Combinations of these methods are also effective. Relaxation time can range from several minutes (i.e. delay switches) to fractions of milliseconds (i.e. miniature high speed pumps) by effective and proper heat sinking. The following page gives some idea of the effect these various methods have.

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>

F1140Rev 12

7



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Relative Effects of Cooling Methods

	Improvement in Speed
Increasing Stress	1.2:1
Using Higher Temperature Wire	2:1
Using Solid Heat Sink materials	2:1
Forced Air	4:1
Heat Conductive Grease	10:1
Oil Immersion	25:1
Water with Glycol	100:1

*These improvements are not accumulative on the same basis when used together.

Better cooling methods are likely to require more current or heat to move and/or hold the wire in an "on" position. In some cases one may wish to quickly turn the wire on (that is electrically heat it until it contracts) then hold it on for some time. This will likely require a two-step driving current with a larger current to heat the wire and a reduced current to keep it hot without overheating it. There are a number of simple circuits, which will do this.

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>

F1140Rev L2


DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 4. Miscellaneous

Cutting - Flexinol® actuator wire is a very hard and anti-corrosive material. It is so hard that cutting it with cutters designed to cut copper and soft electrical conductors will damage the cutters. If you plan to do much work with Flexinol® actuator wires a good high quality pair of cutters like those used to cut stainless steel wires will be a good investment.

Attaching - Attaching Flexinol® actuator wires to make both a physical and an electrical connection can be done in several ways. It can be attached with screws, wedged onto a PC board, glued into a channel with conductive epoxies, and even tied with a knot. The simplest and best way is usually by crimping or splicing. With crimping machines both electrical wires and hooks or other physical attachments can be joined at once. Flexinol® wires tends to maintain the same volume, so when they contract along their length, they simultaneously grow in diameter. This means the wires expand inside the crimps and hold more firmly as the stress increases through pulling. While this works to the advantage in crimps it can be a disadvantage if glues or solder is used, as the material tends to work itself loose in those cases. Flexinol® wire is a very strong material and is not damaged by the crimping process. Dynalloy, Inc. can provide wire that is already crimped at specified intervals. One can then solder or spot-weld to the crimps if such manufacturing methods are preferred.

Accompanying Materials - Flexinol® actuator wires work by internal resistance or other heating methods. Their temperature is often over 212 °F (100 °C) and they often apply pressure with a high force over a small area of the device they are attached to, so it is a good idea to use temperature resistant materials in connection with them. Such materials if used in direct contact with the wire will also need to be non conductive so as to not provide an electrical path around the Flexinol® actuator wire. Silicone rubber, Kapton (used to make flexible circuit boards), ceramics, and glass are good examples.

Strain Reliefs - Over stress can damage Flexinol® wires by permanently stretching (or elongating) them or by reducing the stroke over which they contract. To prevent this one should design products with strain reliefs in them. Care should also be taken to prevent manual interference with their contraction or movement as this can over stress the wire. In other words if the device gets stuck and cannot move or is forced backwards while operating a problem can be created breaking or adversely affecting the actuator wires' performance. Protective measures against this should be used.

Reverse Biases - Although Flexinol® actuator wire moves about 4.5% when lifting a weight or when contracting against a constant force, one can improve this stroke by designing mechanisms which have a reverse bias force. The bias force is the force that elongates the wire in its rubber-like martensitic phase. A reverse bias force is one that gets weaker as the stroke gets longer. This can be done with leaf springs or with designs that give the Flexinol® actuator wires a better mechanical advantage over the bias spring or force as the stroke progresses.

Performance Margins - Although very stable compared to other similar alloys Flexinol® actuator wires will permanently stretch out or strain with large cycles strokes and high stresses. At stresses below 15,000 psi (103 MPa), permanent strain will remain less than 0.5% strain even after hundreds of thousands of cycles. At 20,000 psi (138 MPa), perhaps 1% permanent strain will occur after 100,000 cycles, and with higher stresses proportionally more will occur.

 1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>

F1140Rev 12

9



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 4. Miscellaneous cont'd.

Good engineering design dictates that one should take into account the amount of memory strain, possible small decreases in the amount of that strain during operation, and some permanent deformation of the wire during cycling if the design is to meet expectations. Pushing all performance aspects of the wire to the limit from the outset of its cycling is likely to lead to disappointment at an early stage in the product life.

Longevity Testing - Flexinol® actuator wire can be over stressed and damaged even though it seems to be working. Much like actual muscles can be strained when called upon to do work above their actual capacity. The device may work in such a way that it is difficult to calculate the actual stresses involved. A good suggestion is to perform life cycle tests before assuming that a device which has worked a few times will continue to work millions more times. Fatigue which is damaging to Flexinol® actuator wire will usually show up in the form of wire elongation or reduced stroke within the first few hundred strokes. As one works with the material a "feel" for what is "working" will develop. The best rule of thumb is to use enough Flexinol® actuator wire to be sure one is well within the parameters in which it can work.

Precise Positioning - Given close temperature control under a constant stress one can get quite precise position control. Control in microns or less is to be expected. The problem is precise temperature control. The temperature is determined by an equilibrium between the rate of heating and the rate of cooling. Heating by electricity makes control of that easy, but the cooling is dynamically affected by changes in room temperature, airflow and so on. In practical terms this means that precise control is usually not feasible unless one can control the heat loss or has dynamic feedback through a closed loop system and can use this to control the heating rate.

Contact Dynalloy, Inc. Freely - There is no practical way for the authors to include everything that has been learned or will be learned in this short document. We have thousands of customers who call and contribute to our general understanding of typical application solutions. In most cases, we have already encountered problems which seem new to the first time user, so whenever possible we are happy to pass on these suggestions and be of help. We want your project to succeed, so please do not hesitate to call for assistance.

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>

F1140Rev 1.2

10



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 5. Underlying Technology

Flexinol® is a trade name for very high performance, shape memory alloy, actuator wires. Made of nickel-titanium these small diameter wires have been specially processed to have large, stable amounts of memory strain for many cycles. In other words, they contract like muscles when electrically driven. This ability to flex or shorten is characteristic of certain alloys that dynamically change their internal structure at certain temperatures. Flexinol® wires contract by several percent of their length when heated and then easily elongate again by a relatively small load when the current is turned off and they are allowed to cool.

The function of the Flexinol® wire is based on the shape memory phenomenon which occurs in certain alloys in the nickel-titanium family. When both nickel and titanium atoms are present in the alloy in almost exactly a 50%/50% ratio, the material forms a crystal structure which is capable of undergoing a change from one crystal form to another (a martensitic transformation) at a temperature determined by the exact composition of the alloy. In the crystal form that exists above the transformation temperature (the austenite) the material is high strength and not easily deformed. It behaves mechanically much like stainless steel. Below the transformation temperature, though, when the other crystal form (the martensite) exists, the alloy can be deformed several percent by a very uncommon deformation mechanism that can be reversed when the material is heated and transforms. The low temperature crystal form of the alloy will undergo the reversible deformation fairly easily, so the "memory" strain can be put into the material at rather low stress levels.

The resultant effect of the shape memory transformation of the Flexinol® wire is that the wire can be stretched about 4-5% of its length below its transformation temperature by a force of only 10,000 psi (69 MPa) or less. When heated through the transformation temperature, the wire will shorten by the same 4-5% that it was stretched, and can exert stresses of at least 25,000 psi (172 MPa) when it does so. The transformation temperature of the NiTi alloys can be adjusted from over 212 °F (100°C) down to cryogenic temperatures, but the temperature for the Flexinol® actuator wire has been chosen to be 140 – 230 °F (60 - 110 °C). This allows easy heating with modest electrical currents applied directly through the wire, and quick cooling to below the transformation temperature as soon as the current is stopped. Heating with electrical current is not required, but it is perhaps the most convenient and frequently used form of heat.

Flexinol® actuator wires' prime function is to contract in length and create force or motion when it is heated. There are limits, of course, to how much force or contraction can be obtained. The shape memory transformation has a natural limit in the NiTi system of about 8%. That is the amount of strain that can occur in the low temperature phase by the reversible martensitic twinning which yields the memory effect. Deformation beyond this level causes dislocation movement throughout the structure and then that deformation is not only non-reversible but degrades the memory recovery as well. For materials expected to repeat the memory strain for many cycles, it is best to utilize a cyclic memory strain of no more than 4-5%, and that is what is recommended with Flexinol® actuator wire.

The force that the Flexinol® actuator wire can exert when heated is limited by the strength of the high temperature austenitic phase. The phase transformation, or crystal change, that causes the memory effect has more driving force than the strength of the parent material, so one must use care not to exceed that yield strength. The yield strength of Flexinol®'s high temperature phase is over 50,000 psi (345 MPa), and on a single pull the wire can exert this force. To have repeat cycling, however, one should use no more than 2/3 of this level, and forces of 20,000 psi (138 MPa) or below give the best repeat cycling with minimal permanent deformation of the wire.

F1140Rev1.2

11



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

ACTUATOR WIRE
*A SOLID STATE ACTUATOR THAT MOVES BY
"MOLECULAR RESTRUCTURING"!*

FOR BETTER MECHANICAL PERFORMANCE...

- In really tight places - Flexinol® actuator wires are smaller by far than alternatives. At least 1,000 times smaller than solenoids for the same work done.
- To simplify designs - Flexinol® actuator wires can often be used "as is", eliminating gear boxes, housings, bearings, and so on. Their flexible forgiving performance is easier to work with.
- In corrosive environments - Flexinol® actuator wires' high corrosion resistance really pays off.
- To reduce noise levels - Flexinol® actuator wires' movement by molecular restructuring is both electrically and acoustically quiet.
- To lower costs - Flexinol® actuator wires are inexpensive to buy and cost less to use in many applications. A nice combination for that bottom line.

SAMPLE APPLICATIONS

ELECTRONICS

Micro Circuit Breakers
PC Mount Relays
Chassis Temp. Controls
Electronic Locks
PC Mount Pilot Valves
Mechanical Latches
Subminiature Door Openers
Micro Manipulators
Retrofit Switch to Relay
Micro Clutches
Spring Loaded Releases
Board Temperature Sensors
"Clean" Actuators
Remote Switch Controllers
Read/Write Head Lifters

MEDICAL

Intravenous Med. Controllers
Steerable Catheters
Prosthetic Limbs
Surgical Instruments
Braille Displays

Vacuum Test Manipulators
Micro Pumps
Blood Pressure Test Valve
Exoskeletal Assistance

AUTOMOTIVE

Door Locks
Environmental Controls
Gear Changing Triggers
Clutch Engagement Triggers
Mirror Controls
Heater Cutoff/Sensors
Pneumatic Valve
Remote Latches
Remote Releases
Alarm Devices

APPLIANCES

Moving Louvers
Spring Releases

Door Openers
Electronic Locks

Mechanical Volt. Regulator
Mechanical Curr. Regulator
Motor Protectors
Box Temperature Control
Overheating Controllers
Hair Dryer Cutoff/Sensors
Safety Cutoffs

MISCELLANEOUS

Ultralight Remote Control
Mechanical Scanners
Camera Manipulators
Magnetic Free Positioners
Manipulator Safety
PC Cutoffs
Fiber Gate
Camera Shutters
Cuckoo Clocks
Alarm Devices Light
Light Fiber Switches
Smart Materials
Mechanical IC's
Robotic Limbs

Flexinol® Actuator Wires are small diameter wires which contract like muscles when electrically driven. Smaller than motors or solenoids, cheaper and generally easier to use, these wires perform physical movement for an extremely wide variety of applications.

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>