



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

Grado En Ingeniería Electrónica Industrial Y Automática

**SISTEMA DE CONTROL Y ALIMENTACIÓN
PARA UN ROBOT ÁPODO MODULAR E
HÍPER-REDUNDANTE**

Autor:

Saldaña Ruiz de Villa, Leopoldo

Tutor:

**Pérez Rueda, M^a Ángeles
Dpto CMelM, EGI, ICGyF, IM, IPF**

Valladolid, octubre de 2017





Agradecimientos

A mis padres y hermano por su paciencia y apoyo constante durante todos mis estudios, a mi tutora M^a Ángeles Pérez Rueda por brindarme la oportunidad de trabajar en este tema fascinante y guiarme en su desarrollo y a José Luis González por su atención e imprescindible ayuda en todos los aspectos de este trabajo.





RESUMEN

Los desarrollos recientes en el campo de la robótica han llevado a su posicionamiento como tecnología líder en multitud de soluciones a los problemas actuales en el campo médico, entre otros. Nuevos planteamientos en la cirugía mínimamente invasiva abren todo un abanico de posibilidades para los conocidos como robots ápodos híper redundantes.

Durante el presente trabajo se han estudiado las tecnologías necesarias para el desarrollo de un robot ápodo modular destinado a la exploración de entornos cilíndricos – en especial el intestino grueso – mediante actuadores basados en polímeros electro activos. Se ha planteado la instrumentación necesaria para este robot, incluyendo un sistema de visión estereoscópica, giroscopio, sensores de fuerza lateral y temperatura y humedad.

A partir de estas especificaciones se ha desarrollado el sistema de alimentación y de control del robot. Por una parte, se ha planteado el diseño del módulo clónico que compone el cuerpo del robot, y por otra, el diseño del cabezal que controla globalmente su movimiento. Este proyecto se inscribe en el marco de una investigación más amplia que ha sido y continúa estando en desarrollo.

Palabras clave: robot híper-redundante (HRR), endoscopia, control modular, IPMC, locomoción apoda.





ABSTRACT

Recent developments in the field of robotics have led to its positioning as a leading technology, offering multiple solutions to current problems in the medical field, among others. New approaches in minimally invasive surgery open up a whole range of possibilities for those known as hyper redundant limbless robots.

During the present work, the necessary technologies for the development of a robot legless modular for the exploration of cylindrical environments - especially the large intestine - have been studied through actuators based on electroactive polymers. The necessary instrumentation for this robot has been considered, including a stereoscopic vision system, gyroscope, lateral force sensors and temperature and humidity.

From these specifications the robot's power and control system has been developed. First, it has been proposed the design of the clone module that makes up the body of the robot, and in a later phase, the design of the head that controls its movement globally. This project is part of a larger research project that has been and continues to be under development.

Key words: hyper-redundant robot (HRR), endoscopy, modular control, ionic polymer-metal composite (IPMC), legless locomotion.





ÍNDICE

Resumen	5
Abstract	7
Capítulo 1:	19
1. Introducción al tema de estudio y objetivos	19
I. Introducción.....	21
II. Problemática	22
III. Justificación del Proyecto.....	22
IV. Objetivos	23
V. Estructura del proyecto	23
Capítulo 2:	25
2. Estado del Arte en Robots Médicos Híper redundantes	25
I. Introducción.....	27
II. Aparato digestivo y endoscopia	27
II.1. Anatomía del Aparato Digestivo.....	27
III. Robótica Medica Híper-redundante y Apoda.....	36
IV. Electrónica aplicada al cuerpo humano	42
Capítulo 3:	49
3. Diseño del Robot Ápodo Modular	49
I. Introducción.....	51
II. Concepto previo del robot ápodo modular.....	51
III. Cabezal.....	53
IV. Módulos.....	54
V. Esquemas de funcionamiento general.....	57
Capítulo 4:	59
4. Instrumentación.....	59
I. Introducción.....	61
II. Actuadores IPMC en Robótica.....	61
III. Tecnología de actuadores.....	65
IV. Instrumentación del Robot	67
I. Sensor de Imagen	67



II. Sensor de Fuerza.....	76
III. Instrumentación adicional.....	79
Capítulo 5:	83
5. Sistema de Control del Módulo.....	83
I. Sistema de control y comunicación	85
I. Bus SPI.....	85
II. BUS I ² C.....	87
III. Otros sistemas de comunicación serie	89
Sistema elegido	90
II. Unidad de control.....	91
I. CPLD.....	91
II. FPGA.....	94
III. Microcontroladores.....	96
IV. Circuito Electrónico.....	97
I. Análisis y Caracterización	98
II. Implementación en placa	105
Capítulo 6:	115
6. Sistema de Control del Cabezal.....	115
I. Diseño	117
II. Sistema de control y comunicación	121
III. Circuito electrónico.....	122
I. Implementación en Placa.....	127
Capítulo 7:	131
7. Estudio Económico	131
Memoria Económica	133
Costes directos	133
Costes indirectos	136
Capítulo 8:	139
8. Conclusiones y Líneas Futuras de Investigación.....	139
Conclusiones.....	141
Futuras líneas de investigación.....	142
Capítulo 9:	145



9. Bibliografía	145
I. Bibliografía.....	147
Capítulo 10:	151
10. Anexos.....	151
Índice de Anexo	153
Manual de Operación I ² C – ATmega328P y ATtiny85	155
Código ATtiny85 esclavo	159
Esquema Eléctrico Módulo	161





Figura 2-1 vista media, sección sagital (Netter 2014).....	28
Figura 2-2 Sección Media de la Faringe (Netter 2014).....	29
Figura 2-3 Topografía y constricciones del Esófago, con escala en centímetros (Netter 2014)	30
Figura 2-4 Unión Esofagogastrica y detalle del diafragma (Netter 2014)	31
Figura 2-5 Detalle de la región pilórica. Sección longitudinal. (Netter 2014) .	31
Figura 2-6 Musculatura y mucosa del Duodeno, Yeyuno e Ileon (Netter 2014)	32
Figura 2-7 Mucosa y Musculatura del Intestino Grueso (Netter 2014)	33
Figura 2-8 Problema de la colonoscopia ilustrado (a) situación ideal (b) situación típica (c) situación de dolor para el paciente (Valdastri, Simi y Webster 2012)	34
Figura 2-9 Fotografía del prototipo de Robot Endoscópico (3 agarres, 2 extensores)	37
Figura 2-10 Diagrama del robot Inchworm (Slatkin et al, 1995).....	37
Figura 2-11 Arquitectura general de Lampetra (Steganini, y otros 2012).....	38
Figura 2-12 Arquitectura del hardware electrónico de Lampetra (Steganini, y otros 2012).....	39
Figura 2-13 Simulación por ordenador de iSnake Surgery System junto a corazón humano	39
Figura 2-14 Modelo del extremo de un endoscopio empleado en técnicas NOTES	40
Figura 2-15 Simulación del robot NOTESNAIL completo (Follador 2012)	40
2-16 Pinzas gemelas del robot Máster (Endomaster).....	41
2-17 Robot Flex con envoltura translúcida (Medrobotics).....	41
Figura 2-18 Esquema eléctrico de marcapasos de doble cámara(Haddad et al, 2009).....	43
Figura 2-19 Diagrama de bloques de la implementación de una bomba de insulina (Ganesan 2013).....	44
2-20 Esquema del oído y el implante coclear (Zeng, y otros 2009)	46
Figura 3-1 Diseño conceptual previo al estudio del robot ápodo. 40 módulos en posición de giro alcanzan 180° en un arco de 142 mm.....	51
Figura 3-2 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).....	52
Figura 3-3 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.....	53
Figura 3-4 Cabezal del robot ápodo (a) Vista completa (b) Vista seccionada .	54
Figura 3-5 Módulo individual con sus cuatro actuadores activados.....	55
Figura 3-6 (a) Parte superior del robot en rotación, en el diseño preliminar (b) Vista lateral del robot completo en extensión (20 módulos)	56



Figura 3-7 (a) Circuito Protegido en la parte posterior de un módulo (b) circuito real impreso.....	57
Figura 3-8 Esquema relaciones de control	57
Figura 3-9 Diagrama de procesado de la señal de control sobre la planta.....	58
Figura 4-1 Mano Robótica basada en bandas IPMC (EAMEX).....	61
Figura 4-2 Deformación de un actuador MSMPMC con múltiples grados de libertad (SHen, y otros, 2016).....	61
Figura 4-3 Montaje experimental empleado para la medición de las respuestas térmicas y electromecánicas del MSMPMC (SHen, y otros 2016)	62
Figura 4-4 Pez robótico propulsado mediante IPMC en aleta caudal (Z, S y X, A control-oriented and physics-based model for ionic lopolymer-metal composite actuators 2010)	62
Figura 4-5 Prototipado de robot- mantarraya propulsado por IPMC (Z, T, y otros 2011).....	63
Figura 4-6 Pez robótico de locomoción libre e inalámbrica (Varias Vistas) (L y A 2013).....	64
Figura 4-7 Prototipos de diversos microbots (a) Insecto palo (b) medusa (c) gusano (Guo y Shi, A multifunctional underwater biomimetic microrobot 2015)	64
Figura 4-8 Prototipo del micro robot. a Tumbado. b Sustentado (Guo y Shi, A multifunctional underwater biomimetic microrobot 2015).....	65
Figura 4-9 Detección de cáncer de pulmón guiada por imagen procesada en dos etapas (Helferty, y otros 2007)	68
Figura 4-10 Interfaz del sistema durante la fase 2 de la broncoscopia en un caso de cáncer pulmonar. (Helferty, y otros 2007).....	69
Figura 4-11 Función de profundidad basada en la disparidad en visión estereoscópica	70
Figura 4-12 Fotografías de las distintas zonas de endoscopia (1) Duodeno (2) Cuerpo gástrico (3) Cuerpo gástrico (4) antro gástrico (5) cuerpo y fondo gástrico (6) papiloma	70
Figura 4-13 Endoscopio estereoscópico con dos cámaras integradas (A) y una pantalla de visualización (B) del robot quirúrgico da Vinci	71
Figura 4-14 Visualización de estructuras biliares a través de inflamación y sangre (A) luz blanca (B) luz "casi-infrarroja"	72
Figura 4-15 Encapsulado OVM 6946	74
Figura 4-16 (1) Esquema de iluminación difusa plana (2) Anillo de seis diodos LED y lente de cámara en capsula endoscópica.	75
Figura 4-17 Intensidad lumínica relativa vs Desplazamiento Angular Highbright 0603 CHipLED.....	76
Figura 4-18 Sensor FSS005WNGX Honeywell	78
Figura 4-19 Esquema de Puente de Wheatstone en el sensor	78
Figura 4-20 Estructura de un sensor de humedad de tipo (1) capacitivo (2) resistivo.....	80



Figura 4-21 Sensor HTS221 en encapsulado HLGA-6L	81
Figura 4-22 Giroscopio BMG160	82
Figura 5-1 Esquema de la arquitectura del robot ápodó modular	85
Figura 5-2 Bus SPI configuración para la selección con múltiples dispositivos esclavos (Hughes 2017).....	86
Figura 5-3 Bus SPI configuración para la selección con múltiples dispositivos esclavos encadenados (Hughes 2017).....	87
Figura 5-4 Topología del bus I ² C a nivel físico	87
Figura 5-5 Trama del mensaje empleado en comunicación I2C (Llamas 2016)	88
Figura 5-6 El bus 1-Wire emplea únicamente una línea de datos y la correspondiente línea de tierra.....	89
Figura 5-7 Ejemplo de configuración UNI/O (Microchip 2009)	90
Figura 5-8 Esquema de la arquitectura de un módulo.....	91
Figura 5-9 PLA previamente a ser programada (Katz 1993).....	92
Figura 5-10 Implementación de un conversor BCD-Código Gray a través de una PAL (Katz 1993).....	92
Figura 5-11 Interconexión de bloques dentro de un PLD (Oliver 2007).....	93
Figura 5-12 Sección de un CPLD	93
Figura 5-13 Esquema interno de una FPGA generica (Zeidman 2006).....	94
Figura 5-14 Célula lógica configurable de una FPGA (Xilinx)	94
Figura 5-15 Diagrama de bloques de la arquitectura de un microcontrolador AVR.....	97
Figura 5-16 Selección del Microcontrolador (Microchip.com).....	99
Figura 5-17 Pinout del chip ATtiny 25/45/85 (Microchip).....	100
Figura 5-18 Configuración de Amplificador Operacional en Fuente No Inversora (Jung 1991)	101
Figura 5-19 Simulación de fuente de corriente con amplificador operacional	102
Figura 5-20 Espejo de Corriente BJT	103
Figura 5-21 Simulación del espejo de corriente.....	104
Figura 5-22 Diseño preliminar mediante el módulo I2C Debugger, para la monitorización del tráfico de señales. Cada actuador IPMC ha sido modelado como una resistencia de carga en serie con un diodo LED.....	105
Figura 5-23 Modelo en PCB del circuito. Radio exterior: 10mm. Radio interior: 2.5 mm.....	105
Figura 5-24 Conector CFX4104-0201F de la compañía SMK.....	111
Figura 5-25 ATtiny 85 S8S1	112
5-26 Encapsulado 0402 para resistencias de baja potencia	113
Figura 5-27 Diagrama de Empaquetado SOT23 para transistor acotado	113
Figura 6-2 Distribución de componentes relevantes en el cabezal (1) sección de perfil (2) planta.....	118



Figura 6-1 Diseños conceptuales del cabezal (1) Semiesfera (2) Plano (3) Cono. A. Elemento de control B. Canal de Instrumentación C. Cámara D. Diodos LED E. Sensores de presión.....	118
Figura 6-3 Pinout de ATmega328 en encapsulado 32M1-A.....	120
Figura 6-4 Esquema de comunicación Robot ápodo	121
Figura 6-5 Esquema eléctrico del acondicionamiento del microcontrolador para el empleo de un oscilador de cuarzo	122
Figura 6-6 Esquema de conexionado del sensor HTS221.....	123
Figura 6-7 Esquema de conexionado de BMG160 en configuración I2C.....	124
Figura 6-8 Montaje de restador simple mediante amplificador operacional	125
Figura 6-9 Empaquetado TLV2764 y pinout	126
Figura 6-10 Simulación del circuito de un sensor de fuerza mediante CircuitLab.....	126
Figura 6-11 Resultados de la simulación mediante barrido de tensión.....	126
Figura 6-12 Placa base cabezal – Microcontrolador.....	127
Figura 6-13 Placa base cabezal - Instrumentación de fuerza	128
Figura 6-14 Esquema software del montaje via Arduino de un modulo del robot.....	129
6-15 Montaje físico del microcontrolador maestro con tres módulos esclavos y sensorización de cabezal	130
Figura 6-16 Asignación de instrucciones al robot a partir de una función senoidal	130



Tabla 4-1 Ventajas y desventajas de los distintos sistemas de vision	72
Tabla 4-2 Características técnicas de los modelos de sensores de imagen considerados	73
Tabla 4-3 Ventajas y desventajas de las distintas tecnologías de iluminación	75
Tabla 4-4 Diferencias técnicas entre una galga metálica y una galga semiconductor.....	77
Tabla 4-5 Ventajas e inconvenientes de los distintos tipos de transductores de temperatura.....	79
Tabla 4-6 Características técnicas de los distintos giroscopios que satisfacen las condiciones iniciales	81
Tabla 5-1 Características técnicas del microcontrolador ATtiny85.....	99
Tabla 5-2 Tecnologías de fabricación de placas de circuito impreso, atendiendo a sus principales características	106
Tabla 5-3 Potencias asociadas a las resistencias en encapsulado SMD	112
Tabla 5-4 Modelos y características nominales de distintos transistores NPN de pequeña señal	114
Tabla 6-1 Características técnicas del microcontrolador ATmega 328	119
Tabla 7-1 Total de horas invertidas	133
Tabla 7-2 Coste total en personal.....	134
Tabla 7-3 Coste total informático.....	134
Tabla 7-4 Coste del producto	135
Tabla 7-5 Coste en papelería	136
Tabla 7-6 Coste total material.....	136
Tabla 7-7 Coste total directo	136
Tabla 7-8 Coste total indirecto	136
Tabla 7-9 Coste total del proyecto	137
Tabla 7-10: Coste total de realización del proyecto.	137





CAPÍTULO 1:

INTRODUCCIÓN AL TEMA DE ESTUDIO Y OBJETIVOS





I. INTRODUCCIÓN

Aunque ha pasado más de 30 años desde el primer uso registrado de un robot para un procedimiento quirúrgico, el campo de la robótica médica sigue siendo un campo emergente que aún no ha alcanzado su máximo desarrollo. 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]

Dentro de este vertiginoso desarrollo de la robótica médica existen procesos de diagnóstico, como la endoscopia, que todavía no han sido robotizados con éxito, a pesar de ser poco tolerados por los pacientes, por ser causa de lesiones y molestias. Esta técnica de diagnóstico tiene todavía un gran margen de mejora siendo de gran interés el avance de sus capacidades de acceso, la óptica, la calidad de imagen y el desarrollo de nuevos materiales y métodos.

La robótica ha posibilitado una gran variedad de estrategias de actuación no convencionales para los endoscopios, permitiendo operar en el intestino grueso sin generar trauma. El estado del arte en este campo para la transmisión de fuerza a instrumentos montados en el endoscopio se basa en los mecanismos de vaina de tendón. Así mismo, la robótica en la endoscopia quirúrgica permite un mapeado ergonómico de los movimientos del cirujano para controlar brazos robotizados, facilitando la manipulación de los tejidos. Otra de sus ventajas implica que la curva de aprendizaje para procedimientos complejos tales como la disección endoscópica de la submucosa y la resección de el tejido profundo pueden reducirse significativamente. [Seah, y otros 2017]

Reproduciendo los movimientos de diferentes seres vivos, se están estudiando nuevos robots híper-redundantes capaces de realizar movimientos precisos y suaves en superficies irregulares y con obstáculos, mediante la reducción de los esfuerzos, evitando obstáculos ocasionales y eliminando singularidades indeseadas.

Estos robots deben poseer también unas dimensiones reducidas para poder llegar a cualquier superficie por pequeña que sea. Gracias a sus reducidas dimensiones y su peso ligero, van a ser capaces de acceder a cualquier superficie con suficiente habilidad, objetivo muy importante en el campo de la endoscopia. Así, van a suponer grandes ventajas en el campo de la endoscopia, ya que permiten realizar un cribado, diagnóstico y en algunos casos tratamiento de ciertas amenazas para la salud [Muñoz, 2013] con un



alto grado de fiabilidad y consiguiendo disminuir notablemente el rechazo por parte de los pacientes.

II. PROBLEMÁTICA

En los últimos años, el cáncer de colon se ha convertido en uno de los cánceres más comunes del mundo: es el tercero más común en hombres (10% del total de casos de cáncer) y el segundo en mujeres (9,4% del total de los casos) [Thackur, 2013]. Si el cáncer es detectado en una primera fase y tratado antes de que se produzca metástasis hacia nodos linfáticos o hacia otros órganos, la tasa de supervivencia aumenta considerablemente [Liu, 2012]. Es por ello que la rápida detección es clave.

Hay que destacar que, pese a posteriores avances, la endoscopia flexible convencional sigue siendo el método más utilizado en las pruebas endoscópicas, ya que es la única posibilidad de extraer biopsias para identificar y analizar los tejidos de un carcinoma colorrectal antes de la operación. Además, para muchas otras enfermedades no malignas, como las enfermedades intestinales inflamatorias, enfermedad de Crohn y la colitis ulcerosa, no se puede obtener el diagnóstico final sin la endoscopia flexible.

En la actualidad no existen métodos endoscópicos capaces de ser controlados de manera intuitiva y fiable y con total accesibilidad al 100% del intestino, sino que existen zonas que el endoscopista no es capaz de alcanzar. Además, en muchos casos, tampoco es posible localizar la zona exacta donde se encuentra el tumor y, como es lógico, las pruebas van a depender de la experiencia y habilidad del endoscopista. Cabe destacar también los problemas de aceptación por parte de los pacientes, ya que requiere sedación y se considera una técnica invasiva con riesgo de perforación. [Laguna, 2015]

III. JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO

Con objeto de mejorar todas las limitaciones de los métodos endoscópicos existentes, la robótica, trata de encontrar y desarrollar metodologías que permitan realizar un diagnóstico y tratamiento endoscópico completo, mejorando la sensibilidad y fiabilidad respecto la endoscopia tradicional, consiguiendo alcanzar todos “puntos ciegos” que eran inalcanzables hasta el momento con un amplio ángulo de exploración visual y sin riesgos de estrechamiento o incluso perforación de la pared intestinal [Cosentino, 2011].

Para ello, se están estudiando un tipo de robots, denominados robots ápodos, modulares e hiper-redundantes que han permitido superar todas estas limitaciones de los métodos existentes. No requieren sedación completa, mejoran las condiciones ergonómicas del personal sanitario, consiguen



aumentar la seguridad y fiabilidad de la técnica debido a que la precisión de los sistemas robóticos es mayor y ya no dependen de la experiencia del endoscopista, y se reducen notablemente los tiempos: la duración del examen se disminuye considerablemente y el tiempo de recuperación del paciente, en caso de ser necesaria la perforación también, ya que la incisión realizada en este caso es mínima. [Cosentino, 2011].

IV. OBJETIVOS

El objetivo principal de este proyecto es:

- El desarrollo de un sistema electrónico de control y alimentación de un robot ápodo modular e híper redundante el cual, mediante el movimiento relativo de los distintos módulos que lo componen, compuestos de actuadores binarios, debe ser capaz de alcanzar los puntos deseados de la forma más autónoma posible y, así, conseguir un buen diagnóstico y tratamiento endoscópico.

Para ello, se perseguirán los siguientes objetivos:

- Se estudiará el campo de operación del robot, el sistema digestivo, así como los métodos que aspiran a cambiar el proceso de endoscopia actual.
- También se estudiarán aquellos robots empleados en sistemas médicos que comparten características con este robot.
- Se procederá al estudio de los distintos dispositivos electrónicos que se emplean en la actualidad en el cuerpo humano, sus características técnicas y las normativas que se les aplican.
- A partir de esta información se establecerá el tipo de actuador empleado y sus características eléctricas.
- Finalmente, se procederá a desarrollar el protocolo de comunicación del robot, su sistema de control y su alimentación, así como su sensorizado. Al tratarse de un robot modular, se comenzará con el diseño de los módulos, y se finalizará con el diseño del cabezal.

V. ESTRUCTURA DEL PROYECTO

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

Capítulo 2: Descripción del aparato digestivo humano, proceso actual de la endoscopia y sus características físicas. Estudio de los robots ápodos en la actualidad. Estudio de los dispositivos electrónicos aplicados al cuerpo humano.



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

Capítulo 4: Instrumentación del robot ápodo. Aplicaciones y control de IPMC en robótica. Sensorización del robot.

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

Capítulo 6: Cabezal del robot. Diseño electrónico y su comunicación.

Capítulo 7: Estudio económico del proyecto

Capítulo 8: Conclusiones y líneas futuras de investigación.

Capítulo 9: Bibliografía

Anexos



CAPÍTULO 2:

ESTADO DEL ARTE EN ROBOTS MÉDICOS HÍPER REDUNDANTES





I. INTRODUCCIÓN

Durante el presente capítulo se realiza un estudio del campo de trabajo de los robots médicos híper redundantes que nos resulta interesante para este proyecto, es decir, el aparato digestivo. También se presenta un resumen de los procedimientos actuales de endoscopia que se plantea mejorar.

Por otra parte, se realiza un estudio de los distintos tipos de robots médicos híper redundantes que trabajan en la actualidad y su tecnología de actuación, control y funcionalidad.

Por último, se realiza un breve estudio de los sistemas electrónicos aplicados al cuerpo humano y su legislación.

II. APARATO DIGESTIVO Y ENDOSCOPIA

El aparato digestivo es el encargado, en la mayoría del reino animal y especialmente en el caso humano, de *convertir los alimentos en sustancias asimilables por el organismo* [RAE 2014].

A lo largo de este apartado se presentan las principales características del aparato digestivo y sus métodos de diagnóstico y exploración en cuanto a su relevancia para el diseño de un robot ápodo exploratorio.

II.1. 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.

En este trayecto, el sistema digestivo comprende seis segmentos: la boca, la faringe, el esófago, el estómago, el intestino delgado y el intestino grueso.

A la descripción precedente deben agregarse las glándulas anexas al sistema digestivo, que son las glándulas salivares, el hígado y el páncreas. [Latarjet M 2011]

Para este proyecto se detallarán aquellas partes de interés médico que deberán ser exploradas o atravesadas, entre ellas boca, faringe, laringe, estomago, intestino delgado e intestino grueso.

CAVIDAD BUCAL

Es una cavidad de dimensiones variables según el estado de sus paredes y los movimientos de la mandíbula. Comunica con el exterior por el orificio de la boca y hacia atrás con la cavidad faríngea por el istmo de las fauces como se puede ver en la figura 2.1.

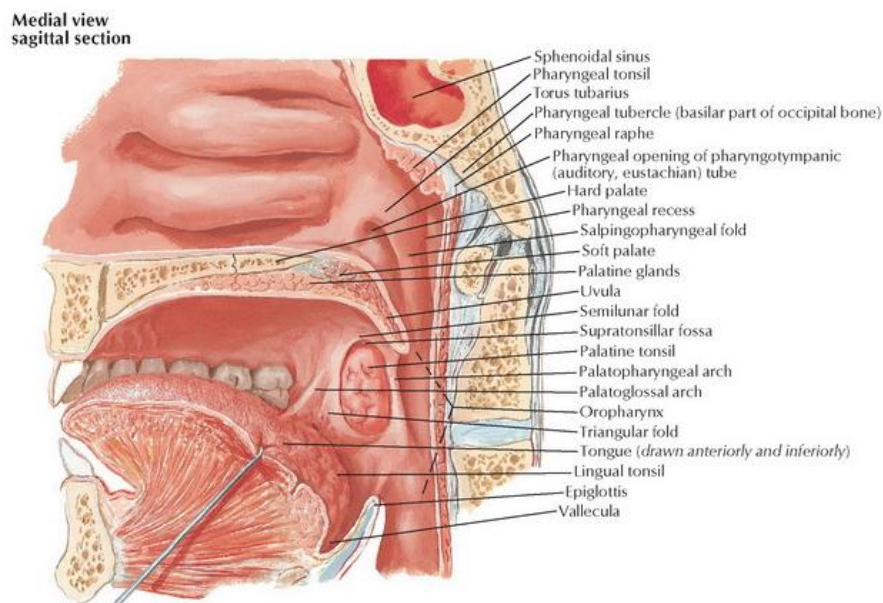


Figura 2-1 vista media, sección sagital (Netter 2014)

La comunicación con el interior tiene lugar en la región del paladar blando. Entre los arcos de un mismo lado se excava la celda de la amígdala palatina. La raíz de la lengua, los arcos palatoglosos y el borde libre del paladar blando circunscriben el istmo de las fauces u orificio posterior de la boca, cuya forma es muy variable y está limitado por formaciones musculares. [Latarjet M 2011]

FARINGE

La faringe es un canal muscular dispuesto verticalmente por delante de la columna vertebral y por detrás de las cavidades nasales, de la cavidad bucal y de la laringe. Por debajo de su comunicación con la laringe se transforma en un cilindro, cuya cara anterior está formada por la cara posterior de la laringe. La faringe se continua hacia abajo con el esófago. Es un conducto compartido por las vías respiratorias y digestivas.

Su longitud varia con los movimientos de deglución. La distancia desde los arcos dentarios hasta el origen del esófago es de aproximadamente 14 cm, en la posición de exploración con la cabeza en hiperextensión, como se puede ver en la figura 2.2.

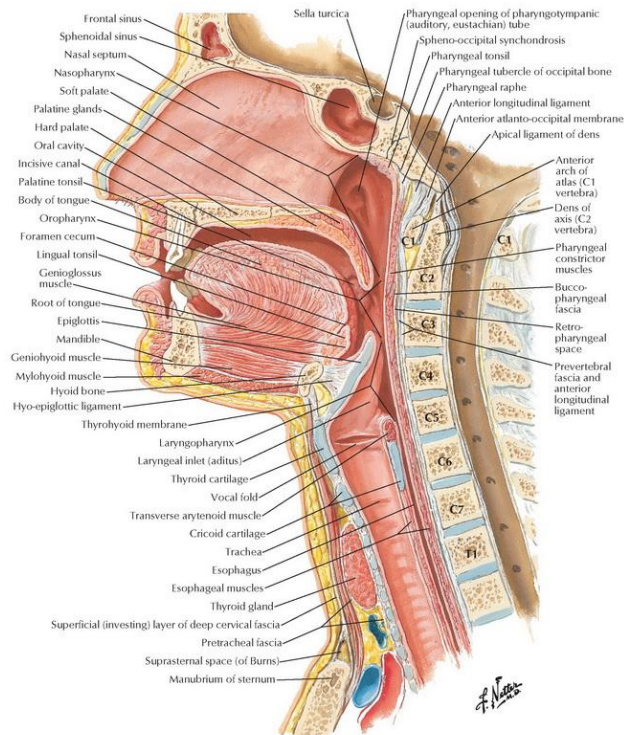


Figura 2-2 Sección Media de la Faringe (Netter 2014)

Su diámetro transversal es de aproximadamente 4,5 cm en la parte superior y de 5 cm en la parte media. Este disminuye a 2 cm a nivel de la parte inferior. Su diámetro anteroposterior, de 2 a 4 cm en la porción oral, disminuye a 2 cm en la porción laríngea. [Latarjet M 2011]

ESÓFAGO

El esófago es un conducto cilíndrico, muscular, tapizado por mucosa, que une la faringe con el estómago.

En el adulto, el esófago mide, término medio, 25 a 30 cm: 5 cm en la región cervical. 16 a 20 cm en el tórax. 1 cm para la travesía diafragmática y 3 cm en el abdomen.

La longitud no es constante; varía con la situación del origen y de su terminación. En la flexión y en la extensión de la cabeza, el extremo superior varía unos 4 cm de acuerdo con la situación de la laringe; el extremo inferior sigue los movimientos del diafragma y por ello está situado más bajo en la inspiración. El esófago presenta pues, una longitud máxima en la extensión de la cabeza y en la inspiración.

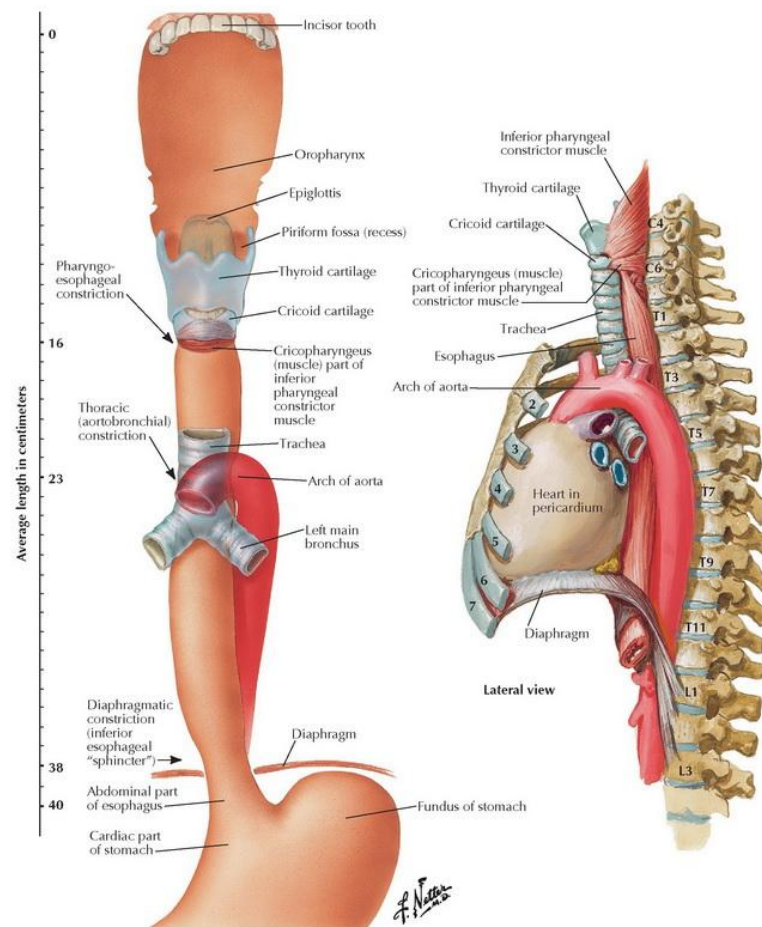


Figura 2-3 Topografía y constricciones del Esófago, con escala en centímetros (Netter 2014)

Cuando está vacío, su cavidad interior (la luz del esófago) es estrecha (figura 2.3). Tiene la forma de una hendidura transversal de 5 a 12 mm y sus paredes se encuentran en contacto entre sí. En su porción más inferior los pliegues mucosos dan a esta luz una forma estrellada. Distendido, el esófago tiene la forma de un cilindro muy alargado que presenta tres estrechamientos: cricoideo, torácico [bronco-aórtico] y frénico [diafragmático], separados por zonas ligeramente dilatadas. La parte terminal en el abdomen adopta una forma de embudo, cuya base, dirigida hacia abajo, corresponde al estómago.

La pared esofágica normal es elástica, sensible a los movimientos respiratorios y a los latidos aórticos y cardíacos. La mucosa es rosada, a veces blanquecina, contrastando con la mucosa gástrica mucho más oscura. [Latarjet M 2011]

ESTOMAGO

El estómago, representado en la figura 2.4, (gaster) es un reservorio muscular interpuesto entre el esófago y el duodeno, donde se acumulan los alimentos y cuya mucosa segrega un jugo digestivo potente.

Ocupa casi todo el hipocondrio izquierdo y una gran parte del epigastrio. Está situado, debajo del hígado y del diafragma. Está orientado, al comienzo hacia abajo y adelante, luego se acoda hacia la derecha franqueando la línea media. Su forma y su orientación cambian con frecuencia según los tiempos de la digestión y la posición del cuerpo, puesto que el estómago es a la vez extensible y móvil. [Latarjet M 2011]

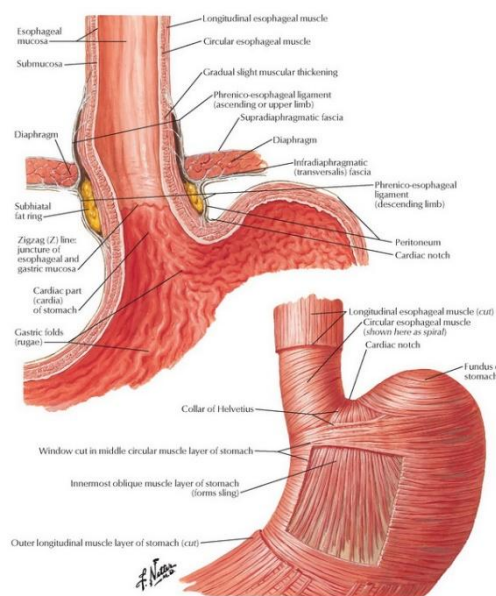


Figura 2-4 Unión Esofagogastrica y detalle del diafragma (Netter 2014)

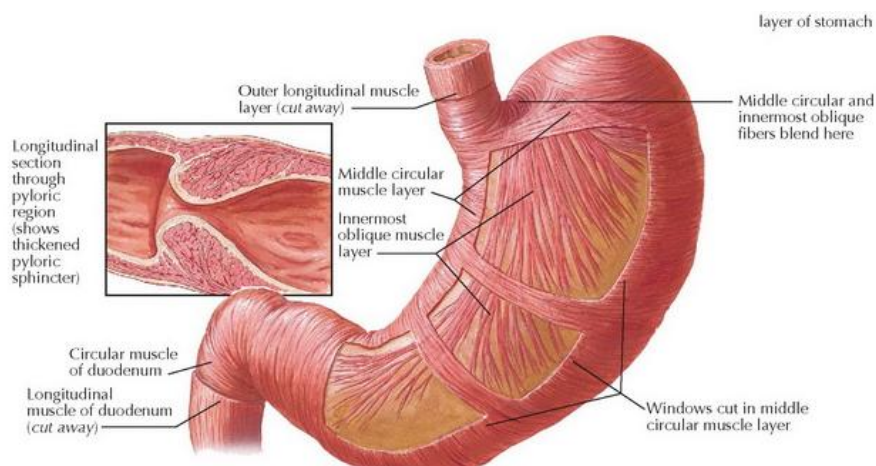


Figura 2-5 Detalle de la región pilórica. Sección longitudinal. (Netter 2014)

Áreas de especial relevancia para la fibrogastroscofia son el cardias, que comunica el esófago con el estómago y es controlado muscularmente por el diafragma y el píloro, figura 2.5, por el que se comunica con el duodeno.

INTESTINO DELGADO

Formado por el duodeno, el yeyuno y el íleon, se caracteriza esencialmente por su longitud, que lo obliga a describir en la cavidad abdominal numerosas sinuosidades formadas por las asas delgadas, por su movilidad, gracias a la longitud de su meso, el mesenterio, que lo une a la pared posterior del abdomen, y por la importancia de sus funciones digestivas, que se traducen por una vascularización arterial y venosa considerable: vasos mesentéricos superiores y un gran drenaje linfático. Se puede visualizar en la figura 2.6.

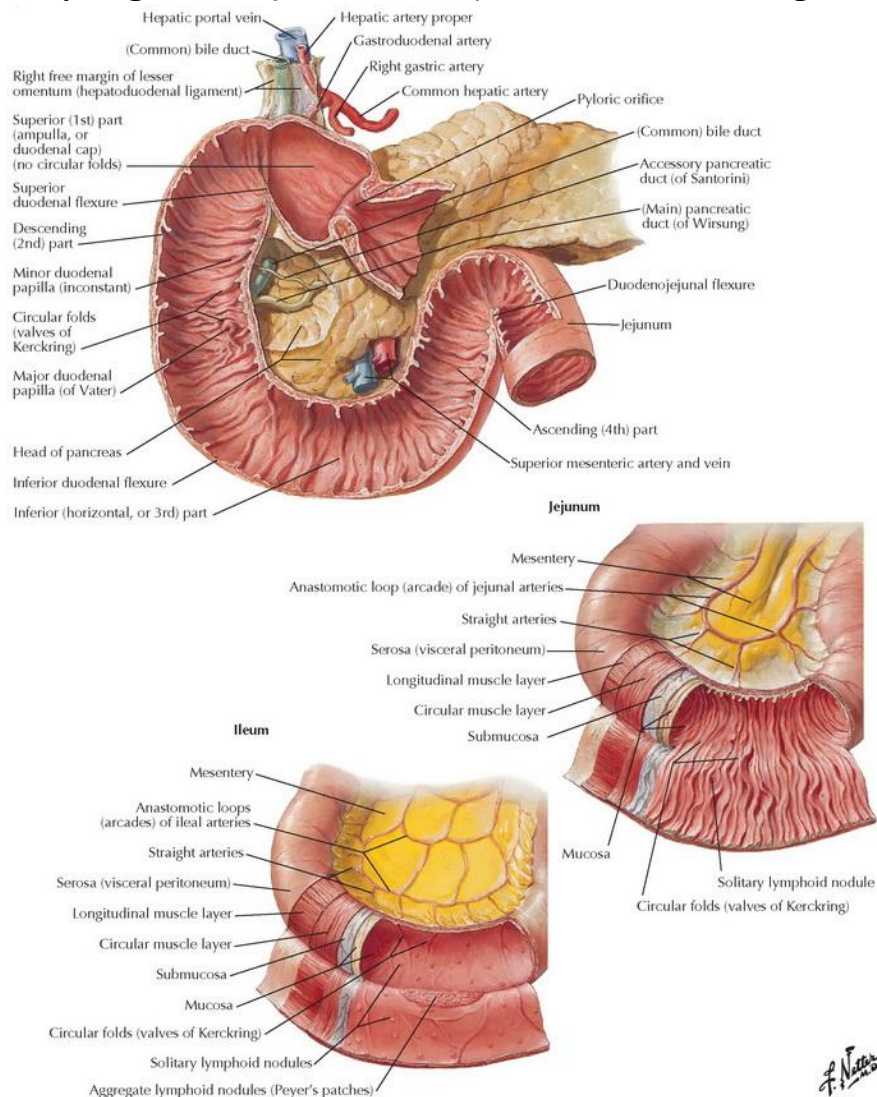


Figura 2-6 Musculatura y mucosa del Duodeno, Yeyuno e Ileon (Netter 2014)

El duodeno es la parte inicial del intestino delgado, interpuesta entre el estómago y el yeyuno, que se extiende desde el píloro hasta la flexura

duodenoyeyunal. Tiene la forma de un anillo incompleto (abierto arriba y a la izquierda) dispuesto alrededor de la cabeza del páncreas.

La superficie interna del duodeno, por encima de la terminación del conducto biliar y de los pancreáticos, es bastante lisa, presenta pocos pliegues. Más abajo existen pliegues transversales, irregulares, circulares, las válvulas conniventes. [Latarjet M 2011]

El yeyuno y el íleon no se diferencian notablemente entre sí. El primero está cerca de la flexura duodenoyeyunal y el segundo, cerca de la unión ileocecal. No existe un límite neto entre ambos. Desenrollado, se presenta como un tubo de calibre regularmente decreciente, de 25 a 30 mm de diámetro en su origen y de 15 a 20 mm en su terminación. Su longitud varía de 5,50 m a 9 m, con un promedio de 6,60 en el adulto.

INTESTINO GRUESO

El intestino grueso es la porción del tubo digestivo que continúa al íleon. Se extiende desde el orificio ileal [válvula ileocecal) hasta el ano (donde se abre al exterior). La disposición que adopta el intestino grueso en la cavidad abdominal se denomina marco cólico (colónico). Mide en su totalidad de 1,60 a 1,80 m en el adulto. Su diámetro disminuye de forma progresiva desde el ciego hasta el colon sigmoide. Todo esto se refiere en la figura 2.7.

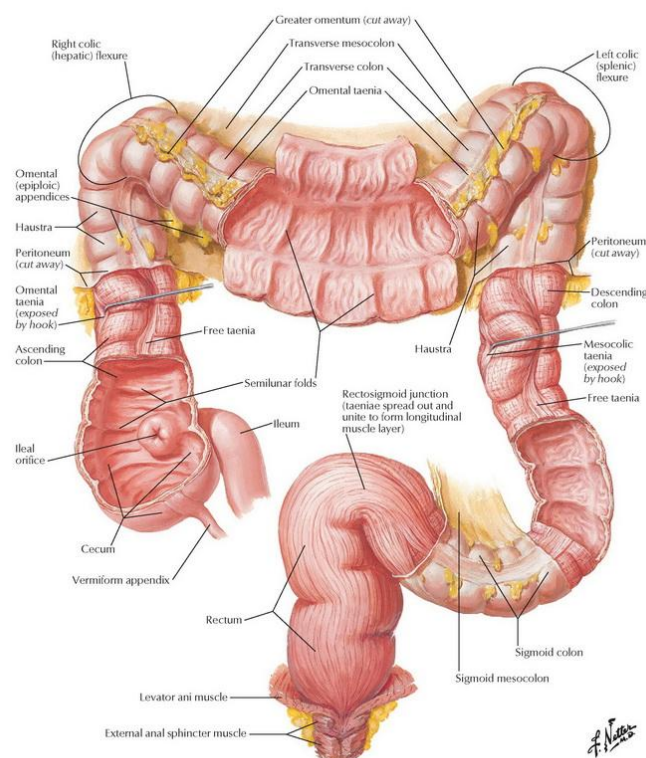


Figura 2-7 Mucosa y Musculatura del Intestino Grueso (Netter 2014)

Las tres regiones principales del intestino grueso son el ciego, con su apéndice vermiforme, el colon, con sus distintas porciones, y el recto con el canal anal.

El ciego es la porción del intestino grueso situada por debajo del orificio ileal. Está orientado de arriba hacia abajo, de atrás hacia adelante y de lateral a medial. Se continúa por arriba con el colon ascendente. El íleon se implanta en ángulo recto sobre su cara medial. En el ser vivo, el ciego está lleno de materia fecal líquida o de gases, que es necesario exprimir hacia arriba, mediante compresión, para que se aplaste.

El colon (ascendente, transverso y sigmoide) conforma la parte principal del intestino grueso. El colon ascendente está dirigido hacia arriba y atrás. Continúa al ciego y mide de 12 a 15 cm de longitud.

El colon transverso es la parte más larga y más móvil del intestino grueso, interpuesta entre la flexura cólica derecha y la flexura cólica izquierda, unida a la pared posterior del abdomen por el mesocolon transverso. El colon descendente es netamente más estrecho que el colon transverso.

Por último, el colon sigmoide esta interpuesto entre el colon descendente y el recto. Depende de la longitud del asa sigmoidea, que por lo común mide en el adulto de 20 a 50 centímetros. En su aspecto más frecuente, el colon sigmoide desciende primero a lo largo de la parte izquierda de la pelvis, se curva en seguida de izquierda a derecha y luego de adelante hacia atrás, en dirección a la articulación sacro iliaca derecha. Se flexiona finalmente de arriba hacia abajo para situarse en la línea media. La continuidad recto sigmoidea se encuentra así alojada en la concavidad sacra.

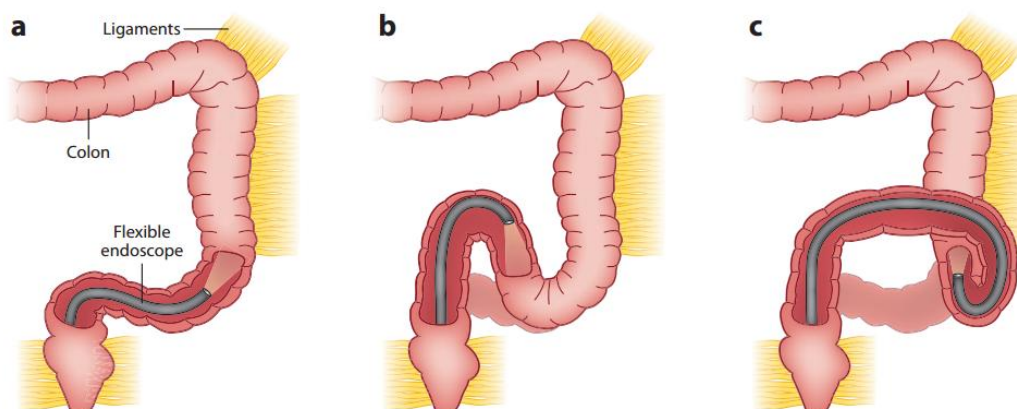


Figura 2-8 Problema de la colonoscopia ilustrado (a) situación ideal (b) situación típica (c) situación de dolor para el paciente (Valdastrì, Simi y Webster 2012)

El recto constituye la parte terminal del sistema digestivo, que se continua luego con el canal anal. El conjunto del recto y el canal anal mide en el adulto 18 cm término medio, de los cuales 14 cm son para el primero y 4 cm para el segundo. [Latarjet M 2011]



En la figura 2.8 podemos observar una de las 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. [Valdastrì 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.

CONCLUSIÓN

A lo largo del estudio previamente realizado se ha llegado a establecer unos requisitos mínimos, a nivel mecánico, para el correcto funcionamiento de un robot modular ápodó destinado a procedimientos de endoscopia. Estos requisitos se basan en el estudio del aparato digestivo, así como de las técnicas de endoscopia convencionales de la actualidad. A continuación, se resumen los principales requisitos para una cirugía mínimamente invasiva:

- **Tamaño:** el diámetro está limitado, debe estar contenido entre 18 y 22 mm y debe disponer al menos 3 de canales, entre 3 y 6 mm, uno para transmisión de imágenes y al menos otros dos para incorporar instrumentos.
- **Imagen:** debe tener una resolución suficiente y una iluminación adecuada como para distinguir las diferentes estructuras anatómicas.
- **Insuflación:** debe permitir un gran flujo de insuflación de CO_2 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:** el dispositivo debe ser capaz de eliminar eficientemente la sangre, los coágulos de sangre y los fluidos del campo quirúrgico. En el caso de que se produzca alguna complicación, debe detectarla rápido y tener la instrumentación adecuada para solucionarlo.
- **Maniobrabilidad:** la punta del dispositivo debe ser capaz de maniobrar en todos los planos: vertical, horizontal y lateral, y el eje debe tener la capacidad de girar 180° .
- **Estabilidad:** el dispositivo debe ser flexible durante la inserción y, posteriormente, en el posicionamiento, debe tener la suficiente rigidez en el eje y flexibilidad de la punta como para poder realizar la operación de forma precisa y segura.
- **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 estos requerimientos debemos añadir aquellos propios de un dispositivo electrónico operativo dentro del cuerpo humano, que serán analizados en el siguiente apartado.

III. ROBÓTICA MEDICA HÍPER-REDUNDANTE Y APODA

En esta sección se pretende revisar el estado del arte respecto a la robótica medica híper-redundante apoda que tiene relación con el tracto digestivo. Primero recapitularemos en qué consiste la robótica híper-redundante y la locomoción apoda.

Los robots híper-redundantes, caracterizados por disponer de más grados de libertad de los estrictamente necesarios para desplazarse y orientarse en su espacio de trabajo. Esto implica que esos grados adicionales, o redundantes, permiten al robot adoptar más de una configuración de sus ejes para alcanzar un mismo punto objetivo. En una aplicación industrial estándar, esto representaba un inconveniente, puesto que los grados redundantes implican la aparición frecuente de singularidades y baja eficiencia en los movimientos habituales, mientras que, fuera de estos entornos, permiten una gran adaptabilidad del robot a zonas de geometría no definida y áreas de difícil acceso.

Esa topología se emplea en la actualidad en muchas tareas de mantenimiento rutinario como la reparación e inspección de tanques, tuberías y conductos. Se emplean también en cámaras de plantas nucleares, laboratorios con exposición a la radioactividad, aeronáutica o exploración aeroespacial, debido a su flexibilidad para operar en entornos con limitaciones de espacio. Respecto al campo medico, los robots híper-redundantes más empleados son robots quirúrgicos con forma de gusano. [Gonzalez, 2013]

Estos robots, denominados ápodos por la carencia de extremidades locomotoras, se plantearon tratando de imitar los movimientos de criaturas similares en la naturaleza, lo que se denomina una aproximación biomimética a la robótica.

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 diagnóstico en el intestino delgado, de forma mínimamente invasiva.

El robot, figura 2.9, con forma de gusano, es accionado por actuadores neumáticos, alimentados desde el exterior por una fuente de alta



presión/vacio. 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.

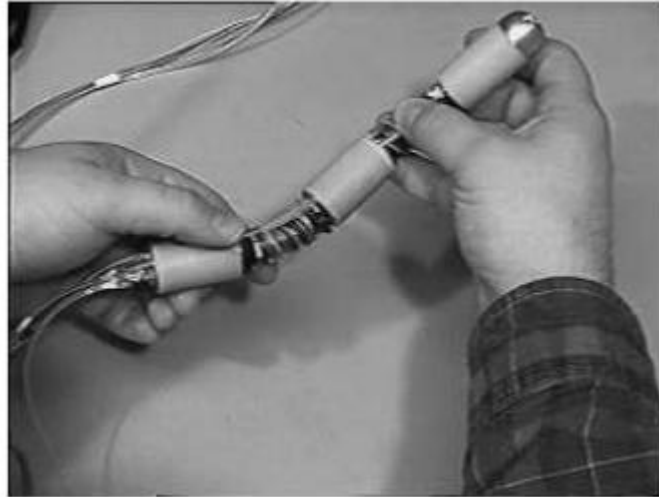


Figura 2-9 Fotografía del prototipo de Robot Endoscópico (3 agarres, 2 extensores)

Este diseño, 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 2.10, van contrayéndose y expandiéndose conforme se activa su válvula.

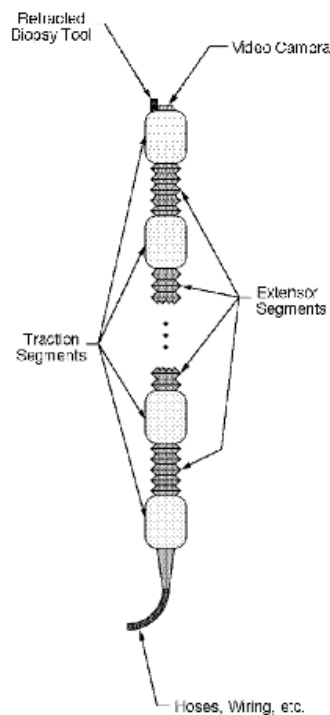


Figura 2-10 Diagrama del robot Inchworm (Slatkin et al, 1995)

El dispositivo es controlado desde el exterior por un puerto de 8 bits, permitiendo el control de hasta 64 válvulas. A través de este sistema de locomoción solo se puede lograr un desplazamiento frontal, positivo o negativo. El robot emplea las paredes del intestino, a las que se agarra con su superficie rugosa, para poder seguir una trayectoria. Fuera de estas paredes no puede realizar una locomoción eficaz.

LAMPETRA

Este robot fue diseñado para imitar el comportamiento y desplazamiento de una lamprea, desde un punto de vista biomecánico y neurocientífico, particularmente en entornos acuáticos. Se espera poder miniaturizar este diseño en un futuro. La lamprea, un vertebrado con una longitud máxima de 50 cm que se desplaza de forma ondulatoria, emplea muchas de las funciones y mecanismos de un vertebrado más complejo, mientras que a la vez dispone de menos capacidad neuronal.

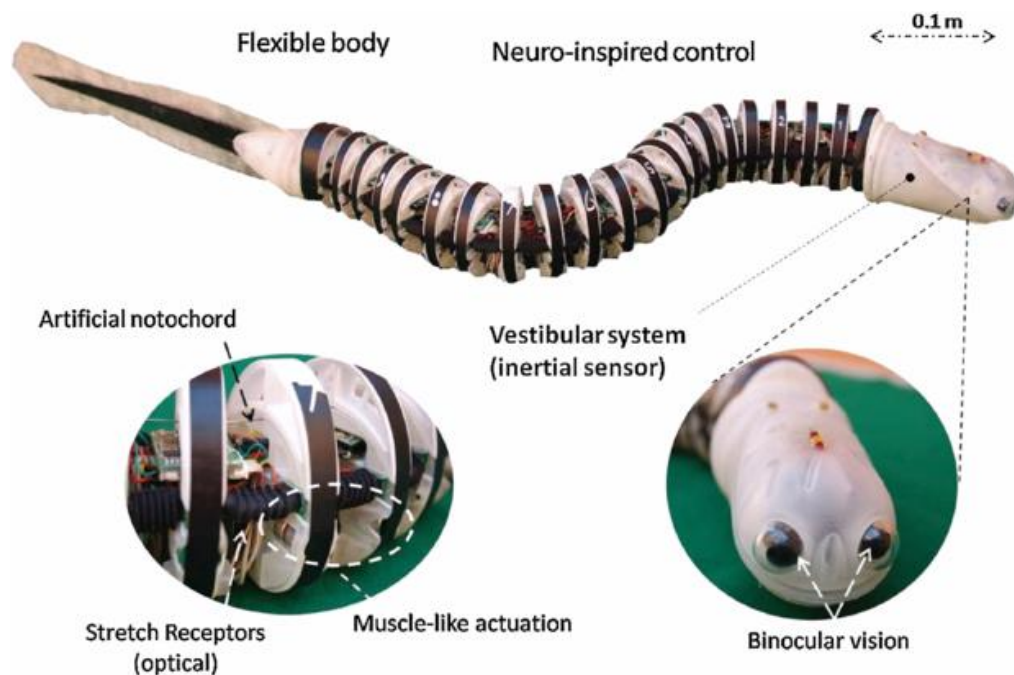


Figura 2-11 Arquitectura general de Lampetra (Steganini, y otros 2012)

El robot, fig. 2.11, es activado mediante un sistema magnético de alta eficiencia que se puede observar en la figura 2.12. Cada una de las “vertebras” dispone de dos imanes en su eje horizontal. En posición de extensión, todos los imanes se hayan dispuestos en la misma orientación. Mediante la modificación de la orientación de uno de los imanes, se modifica la posición de las dos vértebras colindantes. Todo el sistema consume 6.5W.

Para su control emplea un bus CAN que desde el cabezal controla, por una parte, el sistema de visión, y por otra cada uno de los módulos, ejecutando sus algoritmos de movimiento natatorio. A su vez, esta es controlada de forma

completa por el sistema de comunicación inalámbrico, desde donde se transmite toda la información relativa a los sensores y actuadores.

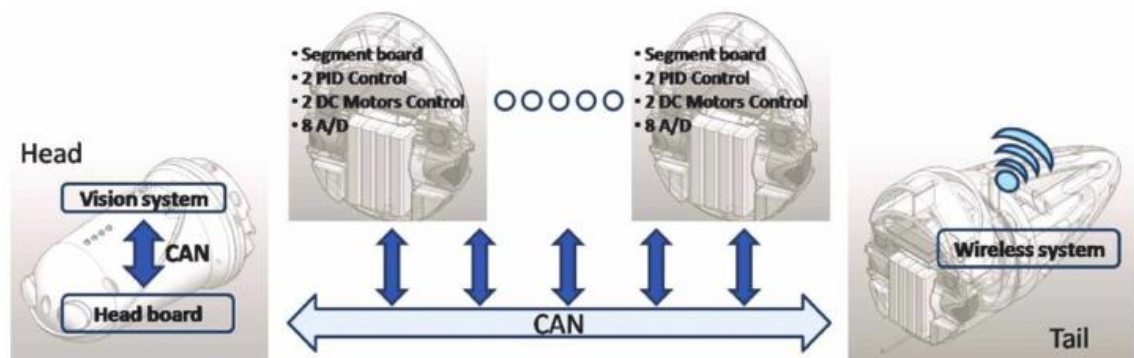


Figura 2-12 Arquitectura del hardware electrónico de Lampetra (Steganini, y otros 2012)

El sistema de visión es muy completo, empleando dos cámaras CMOS con las que logra un campo de visión de 180°. El procesamiento de las imágenes se hace de forma externa al robot. [Steganini, y otros 2012]

I-SNAKE



Figura 2-13 Simulación por ordenador de iSnake Surgery System junto a corazón humano

El sistema de cirugía iSnake está siendo desarrollado en la actualidad por un equipo del Imperial College (Londres). Se presentó su primer diseño, figura 2.13, en 2011. El diseño incluye tecnologías pioneras en este ámbito, como un nuevo diseño de las articulaciones o un sistema de control más avanzado basado en un sistema de realidad aumentada. Con ello se espera poder resolver los problemas asociados a la laparoscopia típica de las operaciones de cirugía mínimamente invasiva. También espera resolver los problemas de navegación y ayuda al cirujano de los dispositivos endoscópicos actuales.

NOTESNAIL

El robot NOTESNAIL fue desarrollado por el Politécnico de Milán. Se basa en los procedimientos NOTES (Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery) empleados en la cirugía abdominal para operar de forma mínimamente invasiva, sin realizar incisiones en el tejido cutáneo, de forma que se llega a la zona a operar mediante un endoscopio introducido por un orificio natural.

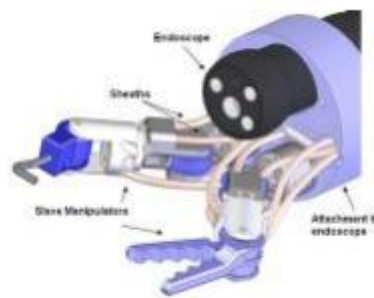


Figura 2-14 Modelo del extremo de un endoscopio empleado en técnicas NOTES

Este proyecto citaba entre las limitaciones de esta técnica su pobre coordinación óculo manual, ya que las herramientas se encuentran alineadas con la cámara, fig. 2.14. También la adaptabilidad del endoscopio a la morfología del cuerpo humano: En ciertos momentos se requiere que sea flexible, mientras que en otros es necesaria cierta rigidez para aplicar fuerza en un determinado punto. Y por último la pérdida de capacidades hápticas del instrumento, no transmitiendo sensaciones de fuerza al operador.

Esto desembocó en una propuesta de robot modular similar al I-Snake, con actuadores electromecánicos, iluminación autónoma, baja disipación de calor y bajo consumo energético, manejable desde una consola. Se debe tener en cuenta que, si bien es un robot ápedo modular, no es un robot híper redundante, ya que consta exactamente de 6 grados de libertad, cada módulo permitiendo rotación sobre el eje longitudinal y rotación sobre el extremo, como se ve en la figura 2.15. Se mantuvo de esta forma por coste computacional, sin embargo, a la conclusión del proyecto se razonó que un aumento del número de módulos permitiría alcanzar posiciones desde cualquier orientación con mayor flexibilidad. [Follador, 2012]



Figura 2-15 Simulación del robot NOTESNAIL completo (Follador 2012)



MASTER

El Master y Slave TransEndoluminal Robot (MASTER), desarrollado en la Universidad Tecnológica de Nanyang y comercializado bajo la empresa Endomaster, consiste en un endoscopio que tiene un videoscopio integrado y 2 canales de instrumentación. Los canales de la instrumentación son compatibles con gran cantidad de herramientas, como la electrocauterización o pinzas de 7 grados de libertad, mostradas en la figura 2-16. Se han realizado demostraciones clínicas, como una resección del hígado mediante técnicas NOTES y una disección submucosa endoscópica (ESD). Sin embargo, subsisten procedimientos de esterilización.



2-16 Pinzas gemelas del robot Máster (Endomaster)

FLEX

El Flex Robotic System, de la compañía Medrobotics, es el producto de la investigación en la Universidad Carnegie Mellon. Consiste en un endoscopio corto y flexible diseñado para cirugía transoral, fig. 2.17.



2-17 Robot Flex con envoltura translúcida (Medrobotics)



Está compuesto de un tubo envolvente que da estructura a múltiples segmentos vertebrales de bola y copa. La articulación es lograda por el tensado motorizado de un sistema de tendones de cable que atraviesa la envoltura. También alberga una cámara de vídeo en la punta distal. Debido a una espina interna que puede aumentar su rigidez, es capaz de mantener la forma de la trayectoria recorrida. [Seah, y otros 2017]

Montando en el exterior de la envoltura hay dos canales de instrumentación que permiten la inserción y control de varios instrumentos accionados por cables, tales como agarradores y cortadores unipolares.

IV. ELECTRÓNICA APLICADA AL CUERPO HUMANO

En este apartado se describen estándares, normativa y requisitos de diseño de electrónica en el ser humano, mediante ejemplos de sistemas diseñados para su implantación a largo plazo.

MARCAPASOS

Un marcapasos artificial es un dispositivo que suministra un rítmico impulso eléctrico controlado para lograr la correcta estimulación del músculo cardíaco con el fin de mantener el latido cardíaco durante largos periodos de tiempo y por lo tanto asegura la capacidad de bombeo del corazón. [Vitiello et al, 2012]

Para la implantación definitiva del marcapasos y la selección de los marcapasos se tienen en cuenta principalmente las enfermedades cardíacas como fracaso de la formación de impulsos (síndrome del seno enfermo) y / o conducción Funcionalmente, un marcapasos comprende al menos tres partes: un generador de impulsos, una fuente de alimentación (batería) y un sistema de electrodos. [Haddad et al 2009]

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

Los marcapasos actuales incluyen un sistema de telemetría, un amplificador analógico del sensorizado, circuitería analógica de salida, y un microprocesador para controlar el conjunto, descrito en la figura 2.18. A menudo incluyen la capacidad de detectar señales intracardiacas (0.5-0.7 mV, del orden de 10 Hz) y monitorizarlas de forma externa.

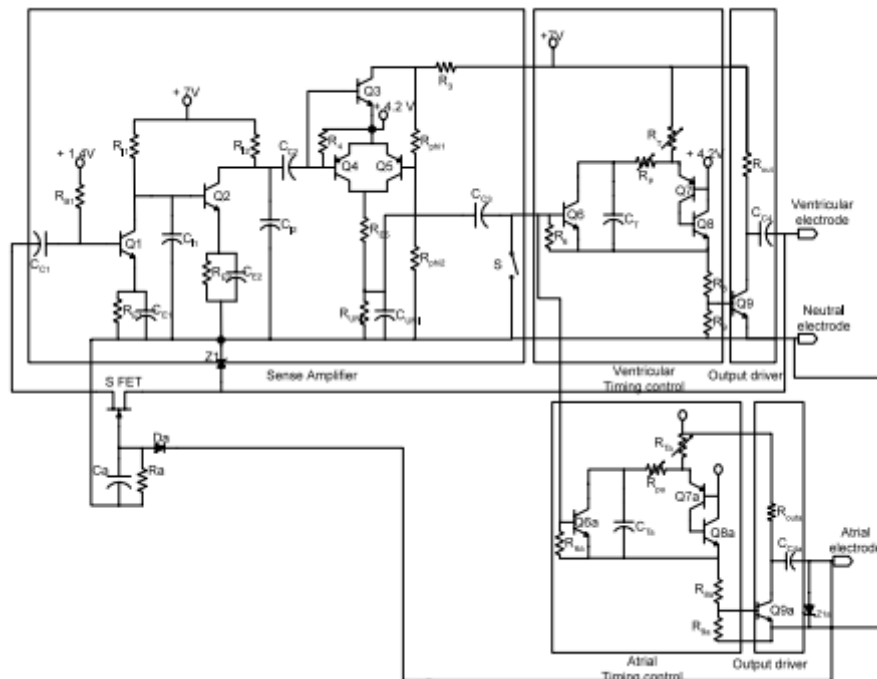


Figura 2-18 Esquema eléctrico de marcapasos de doble cámara(Haddad et al, 2009)

Los marcapasos, por ser dispositivos de vital importancia para sus usuarios, son especialmente sensibles a las interferencias electromagnéticas. Para evitar la mayoría de situaciones problemáticas, se emplean algoritmos de revertido del ruido, y circuitos que permiten una discriminación fiable entre la actividad cardíaca y las interferencias electromagnéticas.

BOMBA DE INSULINA

En el cuerpo humano, la insulina es una hormona vital para la regulación de los carbohidratos y el metabolismo de las grasas. Se secreta regularmente dentro del cuerpo y ayuda a convertir la glucosa entrante en energía. Cuando el cuerpo de un ser humano normal no puede secretar suficiente insulina, su nivel de glucosa en la sangre aumenta, resultando en muchas condiciones médicas adversas, generalmente diabetes.

Para tratar este problema, se utilizan medicamentos para desencadenar más secreción de insulina dentro del cuerpo. Sin embargo, esta solución no es factible a largo plazo para muchos pacientes diabéticos. Por lo tanto, muchos de los que sufren de diabetes toman dosis regulares de insulina mediante inyecciones. La desventaja de este enfoque es que la insulina se inyecta sólo en masa a intervalos repetitivos y no se mezcla continuamente con la sangre cuando es secretada durante el funcionamiento normal del cuerpo. Hoy en día, muchos médicos recomiendan el uso de bombas de insulina, que son dispositivos portátiles unidos al cuerpo permanentemente y que secretan cantidades constantes de insulina al cuerpo a través de un catéter colocado

debajo de la piel. El funcionamiento de una bomba de insulina se parece mucho a la forma en que la insulina se secreta normalmente. [Ganesan 2013]

En relación a sus características eléctricas, la alimentación del dispositivo se realiza mediante baterías de litio de 1.8V. Esta debe alimentar la circuitería de control y el motor de accionamiento lineal que mueve el pistón de la bomba, explicada en la figura 2.19.

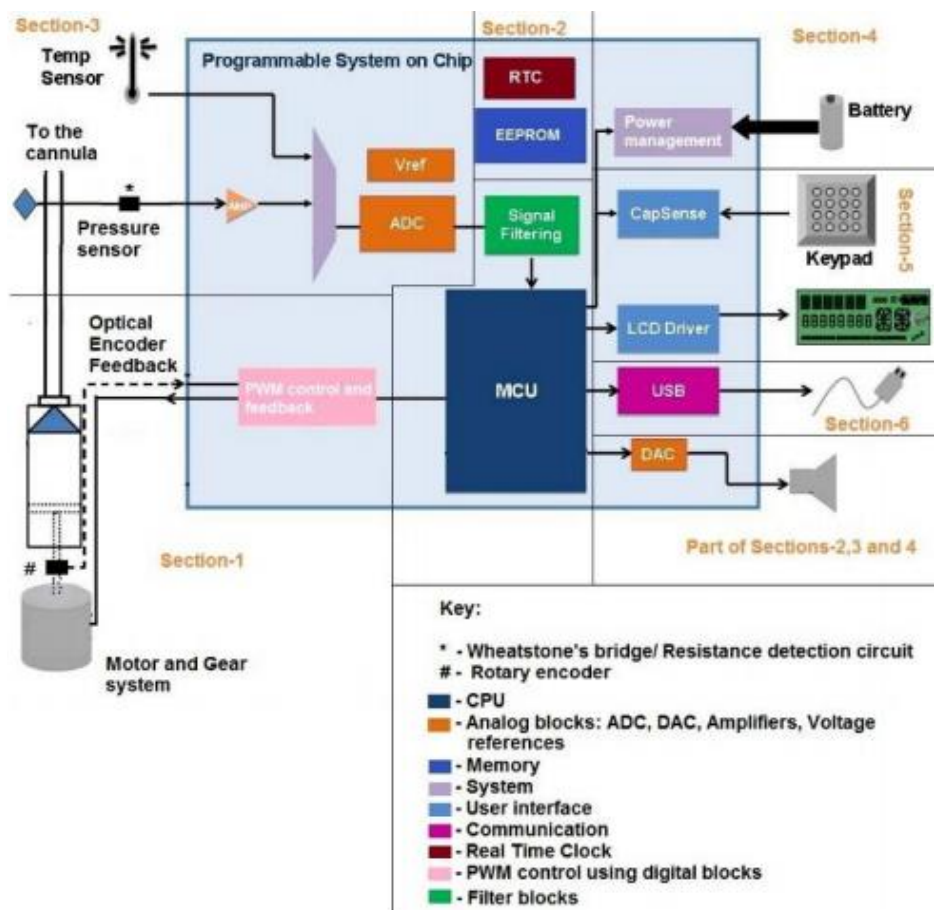


Figura 2-19 Diagrama de bloques de la implementación de una bomba de insulina (Ganesan 2013)

Debe emplearse alguna lógica para controlar la posición del pistón. Un motor de CC o incluso un stepper se puede utilizar un motor para accionar un tornillo, que a su vez empuja el pistón. Dado que la velocidad a la que se inyecta la insulina es extremadamente pequeña, el pistón tiene que ser empujado muy lentamente con muchas revoluciones del motor. Esto se logra utilizando un sistema de engranajes.

Hay que tener en cuenta que esta lógica de control del motor no puede utilizarse como un sistema de bucle abierto, ya que conduciría a un cambio de velocidad si ella carga se cambia. Así, algunos sensores de realimentación como codificadores rotativos pueden usarse para monitorear la velocidad



actual a que el motor está funcionando y también una cierta lógica se puede utilizar para compararlo con la velocidad requerida y por consiguiente modificar ciertos ajustes en el control del accionamiento del motor.

Dado que la insulina inyectada tiene que ser mayor durante la etapa de bolo y el arrendador durante la etapa basal, el motor tiene que funcionar a una velocidad más rápida durante la etapa de bolo y a una velocidad más lenta durante la etapa basal. Por lo tanto, la lógica debe ser capaz de cambiar entre los dos modos.

IMPLANTE COCLEAR

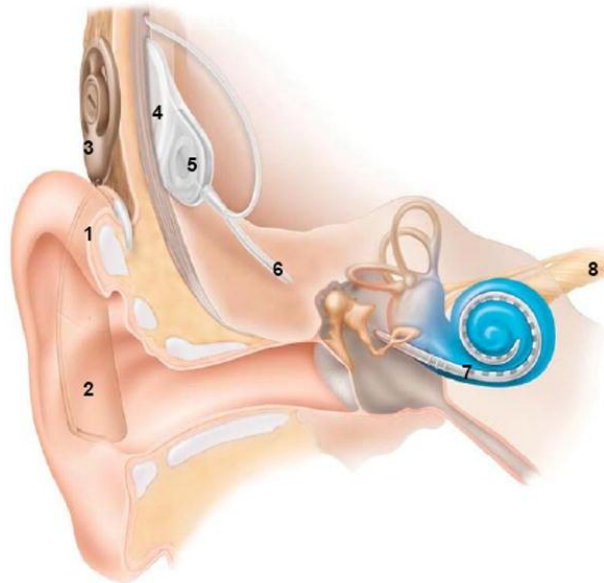
Utilizar corrientes eléctricas para estimular directamente el nervio auditivo en una persona totalmente sorda, es el principio de funcionamiento del implante coclear. En la actualidad es el único medio disponible para compensar la sordera plena.

El desarrollo del implante coclear tiene una historia larga, distinguida e interesante, incluyendo interacciones dinámicas entre ingenieros y médicos, así como un intrincado equilibrio entre la experimentación y la ética. El implante coclear no sólo ha brindado audición útil a más de 200.000 personas sordas, sino que también se ha convertido en una industria multimillonaria. [Zeng, y otros 2009]

El objetivo general de un implante coclear es utilizar la estimulación eléctrica de forma segura para proporcionar o restaurar la audición funcional. La figura 2.20 muestra gráficamente un sistema de implante coclear moderno. El procesador externo detrás del oído con gancho para la oreja y una batería (2) utiliza un micrófono para capturar sonido, convierte el sonido en una señal digital, procesa y codifica la señal digital en una señal de radiofrecuencia (RF), y enviarlo a la antena dentro de un casco (3).

El casco se mantiene en su lugar mediante un imán atraído hacia un receptor interno (4) situado debajo de la piel detrás de la oreja. Un estimulador sellado herméticamente (5) contiene circuitos electrónicos activos que derivan energía de la señal RF, decodifican la señal, la convierten en corrientes eléctricas y los envían a lo largo de hilos (6) roscados en la cóclea. Los electrodos (7) al final del alambre estimulan el nervio auditivo (8) conectado al sistema nervioso central, donde los impulsos eléctricos son interpretados como sonido. [Zeng, y otros 2009]

La parte más interesante para nuestro análisis de este invento es el circuito electrónico subcutáneo. Típicamente funciona con potencias de 20 a 40 mW, atravesando entre 4 y 10 mm de piel. Para la audición se sirve de electrodos para la estimulación acústica (EAS) de entre 6 y 24 mm de longitud, que experimentan una curvatura de 400°.



2-20 Esquema del oído y el implante coclear (Zeng, y otros 2009)

Para permitir una escucha electrónica segura, robusta y útil, el implante requiere extremas exigencias de diseño desde el punto de vista físico, energético y ambiental. Es un dispositivo que, al igual que los anteriores, permanecerá con el receptor ininterrumpidamente durante buena parte de su vida.

En especial en relación al riesgo por exposición energética, esta debe limitarse a niveles seguros en los dispositivos implantados. Los tipos de energía que se emiten en los implantes incluyen, electricidad, calor, luz y sonido. Los efectos bióticos de las fuentes de energía lumínica y sonora, en particular la interacción entre tejido y láser o ultrasonido, están bien documentados.

En cuanto al diseño de la electrónica, emisor de la electricidad y el calor, la estimulación de la cóclea requiere exposición a cantidades adecuadas de energía eléctrica para lograr un reclutamiento neural suficiente para lograr la sonoridad. Los requisitos crecientes para mejorar la selectividad tonotópica está forzando una reducción en el área de superficie de contacto junto con el paso a un electrodo de mayor densidad. Estas 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 especificarse 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 los conductores en los implantes cocleares oscilan entre unos pocos microamperios y 2 miliamperios. Los contactos eléctricos varían en el rango de 0.12 mm² a más de 1.5 mm². Típicamente, el límite de densidad de carga segura es menor que 15 a 65 $\mu\text{C} / \text{cm}^2 / \text{fase}$ aunque valores más altos se han considerado seguros en la estimulación eléctrica del tejido nervioso. [Zeng, y otros 2009]

Los dispositivos externos que mantienen un contacto superficial con la piel no deben tener temperaturas habituales que excedan los 43°C, según recomienda la comisión electrotécnica internacional (IEC). Este criterio permite un aumento considerable si la temperatura ambiental es baja pero puede ser difícil de lograr en climas muy calurosos. El aumento de la temperatura de la electrónica implantada debe minimizarse a niveles seguros. Los dispositivos implantados no deben tener temperaturas superficiales que excedan 39 grados centígrados en cualquier condición in vivo.

El entorno del implante debe ser considerado durante el diseño y la prueba para asegurar que el dispositivo final cumple con los requisitos. Por ejemplo, el implante de un dispositivo en tejido aumenta su masa térmica y ayudará a limitar el aumento de temperatura. Diferentes grupos de tejidos y localizaciones en el cuerpo tendrán diferentes influencias en las subidas de temperatura. El tratamiento analítico de este aspecto es difícil, por lo que habitualmente se realizan modelos y pruebas tempranas in vivo. [Zeng, y otros 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.





CAPÍTULO 3:

DISEÑO DEL ROBOT ÁPODO MODULAR



I. INTRODUCCIÓN

Durante el presente capítulo se introduce el proceso de diseño del robot modular ápodo. Para la elaboración del robot se ha diseñado una simulación con el programa Autodesk Inventor, sirviéndose también de herramientas auxiliares como Google Sketch Up y Proteus 3D.

En primer lugar se ha trabajado con diseños conceptuales para explorar distintas configuraciones espaciales, sus posibilidades y su dimensionado. En la figura 3.1 se puede observar un diseño conceptual previo al estudio del robot, que consta de 40 módulos, sin cabezal, permitiendo, acorde a los cálculos desarrollados, alcanzar un ángulo de 180° con un diámetro de 142 mm. Cada módulo tendría un radio de 10 mm.

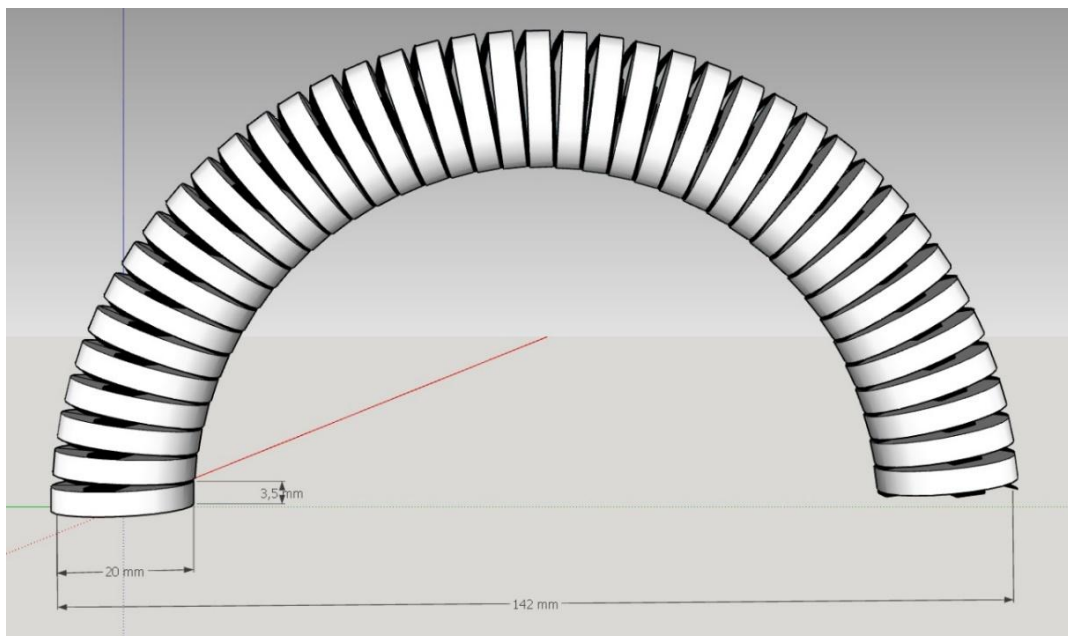


Figura 3-1 Diseño conceptual previo al estudio del robot ápodo. 40 módulos en posición de giro alcanzan 180° en un arco de 142 mm

Posteriormente se han tenido en cuenta más parámetros para el diseño de los encapsulados de cada módulo y, más complejo, el encapsulado del cabezal.

II. CONCEPTO PREVIO DEL ROBOT ÁPODO MODULAR

En el siguiente apartado recopilaremos los principales resultados obtenidos por investigaciones que ya han trabajado sobre este diseño previamente. En el primer caso se realizó el análisis de las tecnologías y materiales aptos para el diseño del robot, mientras que en el segundo caso se realizó un estudio dinámico del comportamiento del robot. Este diseño está basado en la tecnología de actuadores y sensores explicada en el capítulo anterior.

En una primera fase de la investigación se empleó un prototipo de robot ápodo modular e híper-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 distintos al del robot que nos ocupa, se caracteriza por una cinemática que se podría miniaturizar y emplear en el robot endoscópico.

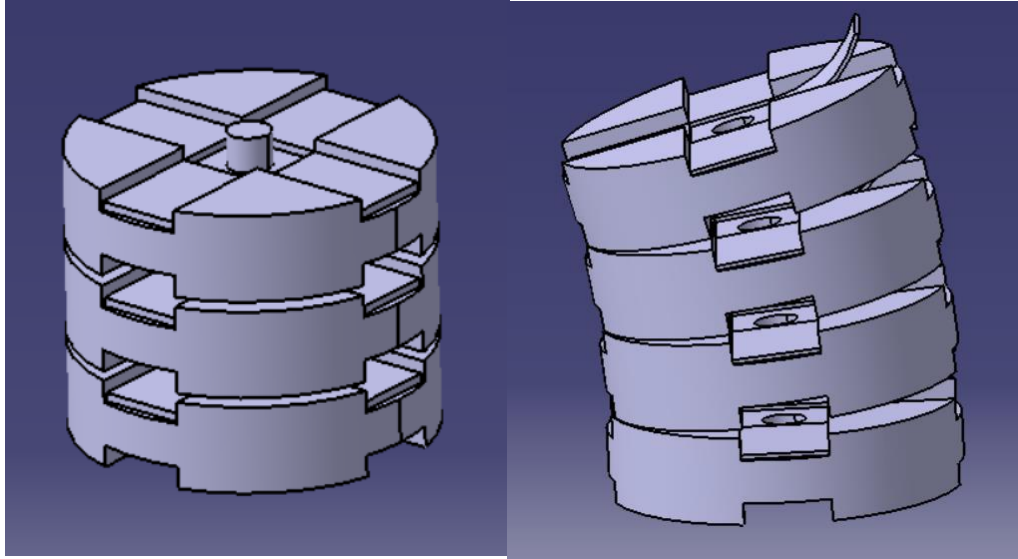


Figura 3-2 Prototipo del robot ápodo modular basado en IPMC. Izda.: Compuesto por 3 módulos en posición de reposo (contracción). Dcha.: compuesto por 4 módulos, en posición de giro (un actuador activado) (Laguna 2015)

Este diseño, en forma de “*columna vertebral*”, recurre a módulos que emplean 4 láminas de IPMC como actuadores. Todos los módulos se encuentran interconectados por una “*medula espinal*” de cableado que aporta las señales de control y alimentación. Por su parte, cada módulo puede acceder a 10 posibles estados mediante la combinación de sus actuadores.

Como se observa en la Figura 3-2, en la izquierda, los actuadores IPMC se encuentran en posición neutra, en reposo, por lo que los módulos están dispuestos en su posición más próxima (estado de contracción). Cuando se aplica voltaje a través de alguna de las láminas, se produce la flexión de la misma, lo que provoca la separación del módulo adyacente.

En caso de que sea activada una sola lámina, como se observa en la figura 3.2 derecha, se produce el giro de un módulo respecto del otro; en caso de que sean activadas las 4 láminas IPMC, el robot se dispondrá en su posición de repulsión, siendo la separación entre los módulos la máxima posible. [Laguna 2015]

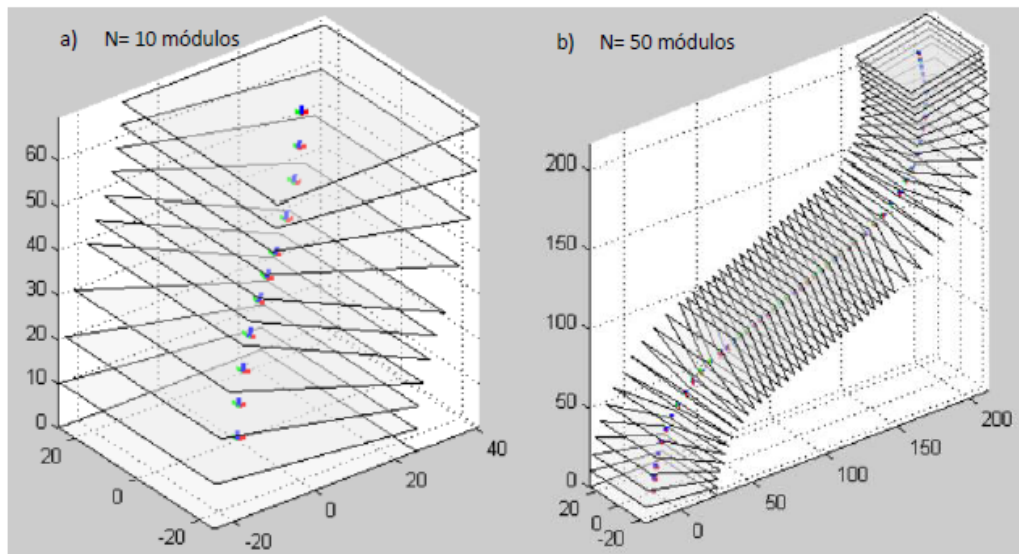


Figura 3-3 Representación de la posición y orientación de cada uno de los módulos del robot en (1) robot de 10 módulos (2) robot de 50 módulos

En la figura 3.3 se representa mediante el software 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. CABEZAL

El cabezal del robot consiste en un disco de 20 mm de diámetro de forma redondeada que aloja en sus diversas capas todo el instrumental necesario para que el robot pueda realizar las funciones que se le exigen. Entre ellas se incluye video, comunicación con el exterior, iluminación, obtención de muestras de tejido, sensorización de temperatura, humedad y fuerzas externas. Por otra parte, en este cabezal se incluye el micro controlador que controla tanto el instrumental citado como la función locomotora del robot a través de la comunicación con sus diversos módulos.

En la figura 3.4 se puede observar la configuración del cabezal del robot, desarrollada en detalle en el capítulo 6. El orificio central corresponde a la intubación de instrumental quirúrgico. En la superficie frontal se encuentran las dos cámaras estereoscópicas, junto al anillo de diodos LED de alta luminosidad, y la abertura para el sensor de temperatura y humedad. En el lateral se hallan los espacios destinados a las 4 esferas de acero inoxidable que emplean los sensores de fuerza del robot.

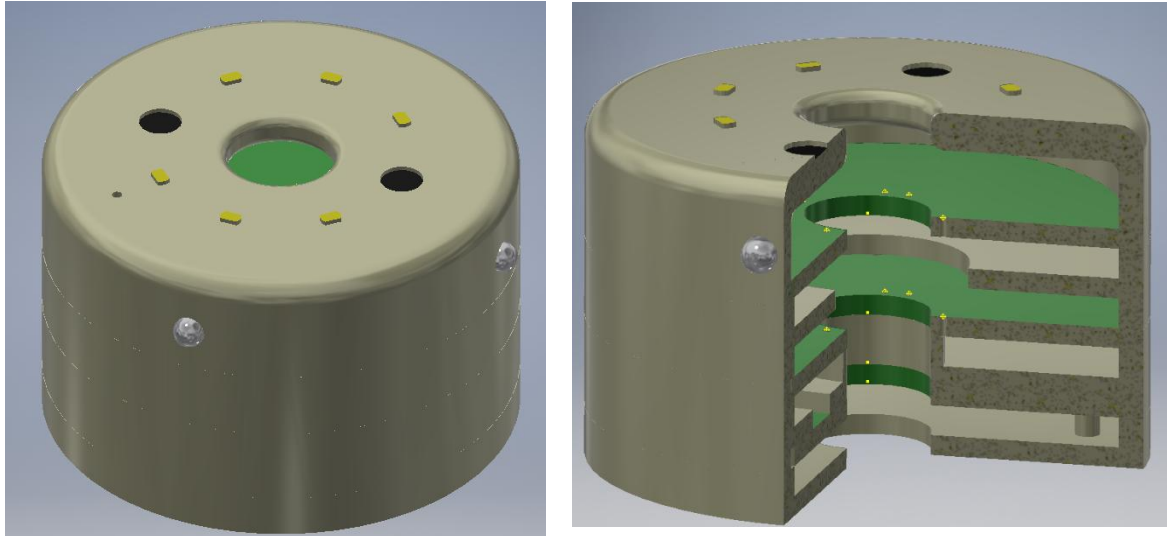


Figura 3-4 Cabezal del robot ápodo (a) Vista completa (b) Vista seccionada

IV. MÓDULOS

El diseño del módulo, en la figura 3.5, consiste en un disco de 20 mm de diámetro con un circuito electrónico de comunicación y control y 4 actuadores de tipo IPMC que actúan sobre el módulo inmediatamente superior. Debe recibir alimentación, tierra y las señales necesarias para su comunicación. Todos los módulos serán clónicos.

El elemento que da integridad al conjunto de módulos es el cableado de instrumentación que recorre todo el cuerpo del robot como si de una columna vertebral se tratase. Este cable tendrá que disponer de salidas a la altura de cada módulo para comunicar las señales anteriormente descritas.

Su combinación de rigidez y flexibilidad permitirá que el conjunto de módulos permanezca en posición a la vez que permite el desplazamiento de aquellos afectados por los actuadores sin oponer una resistencia significativa.

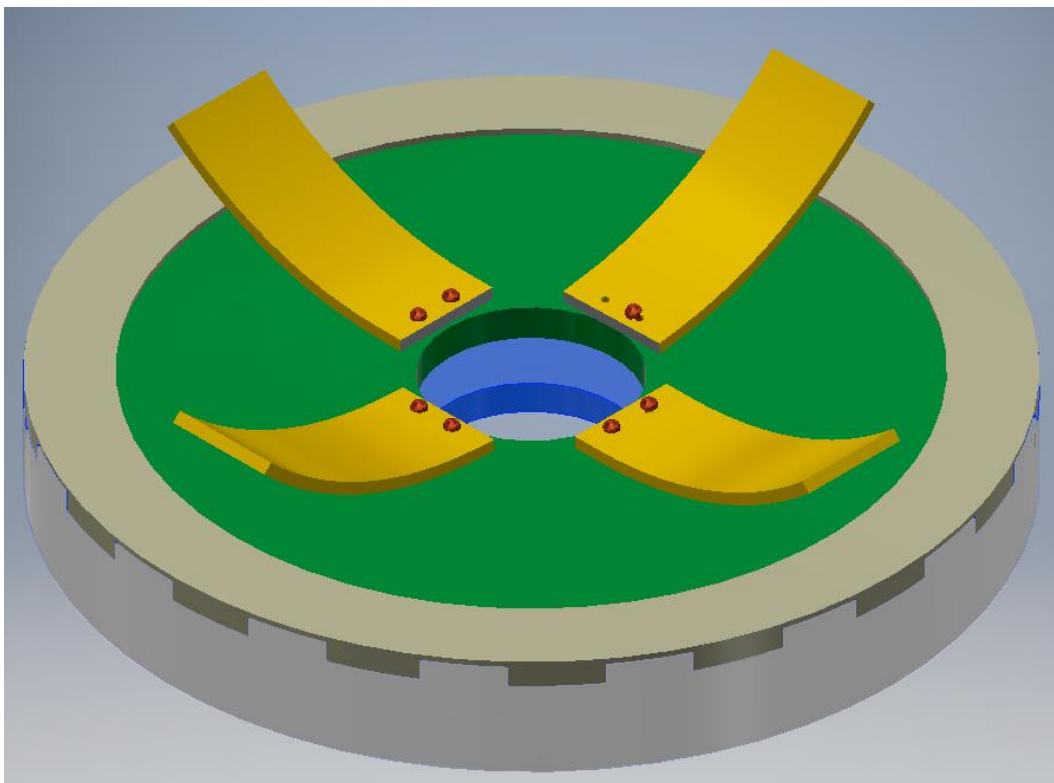


Figura 3-5 Módulo individual con sus cuatro actuadores activados

El segundo elemento que da integridad al conjunto es la cubierta protectora, de forma corrugada, que envuelve al conjunto y lo sella frente a los elementos exteriores, principalmente humedad y partículas externas.

Además, debe de servir de punto de agarre con las paredes del conducto, y, por supuesto, debe ser biocompatible. El material en el que desarrollar la cubierta, una silicona conocida como polidimetilsiloxano (PDMS) fue analizado anteriormente.

En tercer lugar, basado en el polipromileno, material seleccionado en el estudio anterior, se ha desarrollado la cápsula que alberga el resto del módulo. Este material destaca, además de por su ligereza, rigidez, y biocompatibilidad, por ser capaz de ser conformado por la vía de la impresión tridimensional. Podremos, por tanto, diseñar una cápsula en la escala de los milímetros con alto grado de precisión (30 micras) y cierto grado de complejidad.

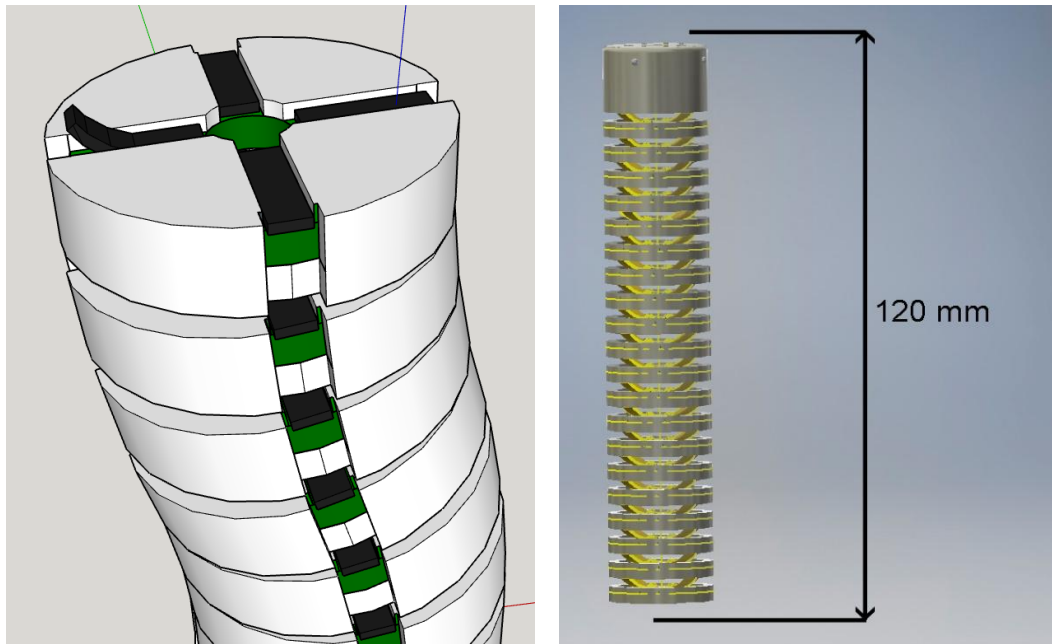


Figura 3-6 (a) Parte superior del robot en rotación, en el diseño preliminar (b) Vista lateral del robot completo en extensión (20 módulos)

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

- Se debe minimizar la distancia entre IPMC del módulo A y base del módulo B, de forma que cuando el actuador sea activado la distancia recorrida por el módulo superior sea la máxima posible.
- Se debe fijar la orientación del módulo, de forma que no se produzcan movimientos de rotación entre módulos que desalineen el eje de trabajo del robot.
- Se debe poder insertar la PCB de forma segura y estable, sin que los componentes se vean sometidos a tensiones innecesarias o tengan contacto con la capsula.
- Debe poder soportar todos los esfuerzos a los que sea sometida de forma segura.

El diseño resultante, en las figuras 3.6 y 3.7, puede ser consultado en detalle en el anexo. La estructura está constituida de dos piezas que, una vez situado el circuito en su interior, se someterá a un conformado térmico. La no rotación se asegura mediante la incisión en la que son encajados los actuadores, mientras que el soporte es garantizado por los sustentos en los anversos de las zonas ocupadas por los actuadores.

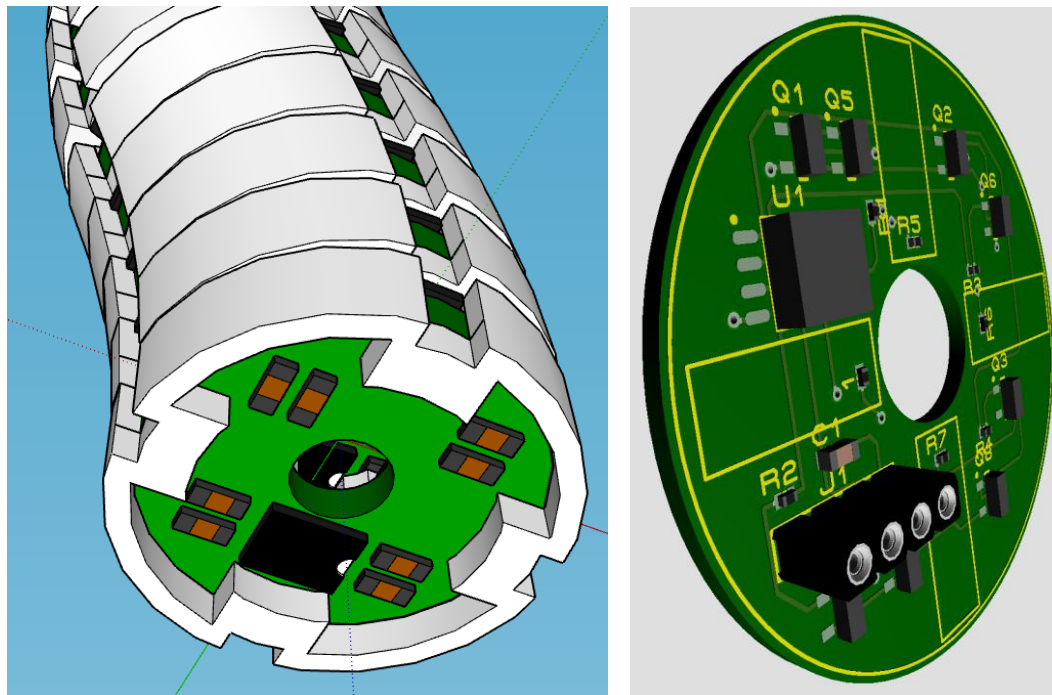


Figura 3-7 (a) Circuito Protegido en la parte posterior de un módulo (b) circuito real impreso.

V. ESQUEMAS DE FUNCIONAMIENTO GENERAL

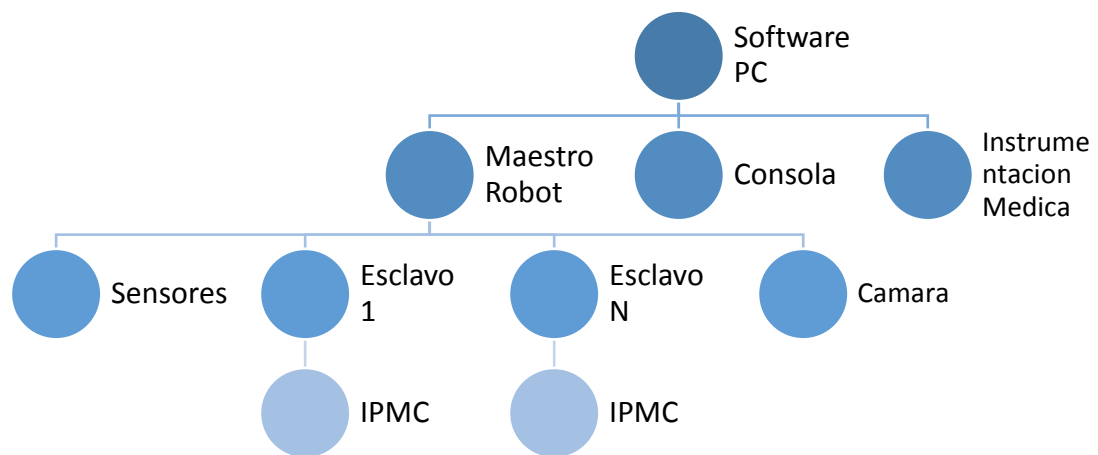


Figura 3-8 Esquema relaciones de control

En el esquema representado en la figura 3.8 se muestra el diagrama de las relaciones de control dentro del robot. El software desarrollado para el PC u otro elemento de computación similar gestionará la señal emitida por el maestro robot, la señal recibida de la consola de mando, y controlará directamente la instrumentación quirúrgica.

En el nivel inmediatamente inferior, el maestro robot es el microchip que, a partir de la señal recibida del PC, procesará y emitirá las instrucciones precisas a los módulos (1,2...n), además de procesar directamente las

señales de los posibles sensores que se instalen en el cabezal (temperatura, presión, pH, giroscopio...) así como la señal de la cámara y su iluminación.

Por otra parte, la consola consistirá en un mando desde el que se pueda dirigir en las 3 dimensiones el cabezal, así como activar la cámara, iluminación, y la diversa instrumentación quirúrgica que sea instalada.

En el siguiente nivel se encuentran los elementos directamente operados por el maestro, es decir, los esclavos de cada módulo, así como la electrónica del cabezal. Cada esclavo controla a su vez, en el último nivel, los cuatro actuadores IPMC de cada módulo, y podría permitir la implementación de sensorización a ese nivel.

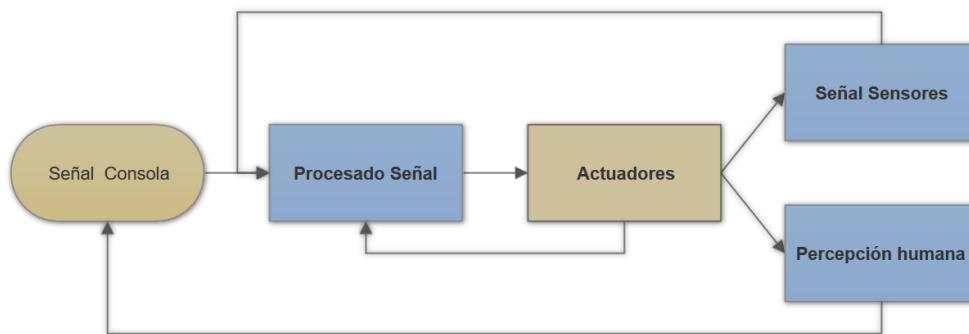


Figura 3-9 Diagrama de procesado de la señal de control sobre la planta

En diagrama mostrado en la figura 3.9 se representa el proceso que sigue la toma de decisiones de control en el robot. Las decisiones son emitidas por la consola, procesadas por los microcontroladores y transmitidas a los actuadores. A su vez, esta señal es realimentada en tres niveles:

- De los propios actuadores al microcontrolador, transmitiendo cualquier error en su posicionado
- De los distintos sensores al control, que detectan si se ha producido una colisión con las paredes intestinales, impidiendo una negligencia por parte del usuario.
- Por último, la realimentación principal tiene lugar a nivel usuario. El operador del robot dispondrá de la señal de video retransmitida por el robot para poder tomar decisiones, en un esquema típico de sistemas por control remoto.



CAPÍTULO 4:

INSTRUMENTACIÓN



I. INTRODUCCIÓN

Durante el presente capítulo realizaremos un estudio de la aplicación de los actuadores compuestos iónicos metálico-polímeros (IPMC), dentro de la rama de los polímeros electro activos (EAP). Estos actuadores han sido señalados en estudios precedentes [Laguna 2015] como los idóneos para el concepto de robot ápodó en desarrollo. Se dimensionaran estos actuadores de acuerdo a su respuesta eléctrica y a los modelos comerciales disponibles en el mercado.

En una segunda parte, se realizara un estudio sobre toda la instrumentación con la cual se equipará este robot, incluyendo el dimensionado y selección de los transductores apropiados.

II. ACTUADORES IPMC EN ROBÓTICA

En este apartado se analizará el uso actual en el que se emplean actuadores de tipo IPMC en el campo de la robótica para deducir cuál será su mejor forma de empleo y control en el posterior diseño.

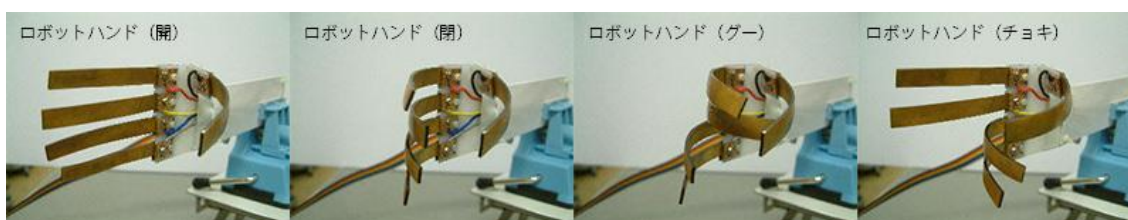


Figura 4-1 Mano Robótica basada en bandas IPMC (EAMEX)

En el primer caso, figura 4.1, se emplean bandas IPMC de la compañía japonesa EAMEX, distribuidas en una geometría que imita una mano humana. Su control es muy sencillo, permitiendo de forma elemental el agarre de un objeto, aplicando una fuerza suficiente. En un modelo más complejo se disponen las bandas en forma de un prisma cuadrático de forma que, al aplicar voltaje entre los electrodos enfrentados, se puede enfocar el actuador en cualquier dirección.

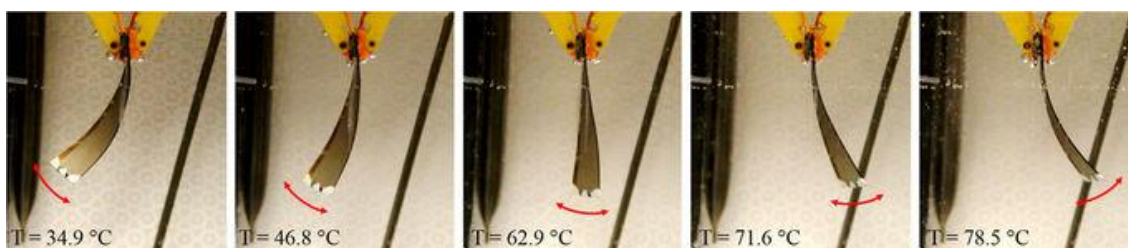


Figura 4-2 Deformación de un actuador MSMPMC con múltiples grados de libertad (SHen, y otros, 2016)

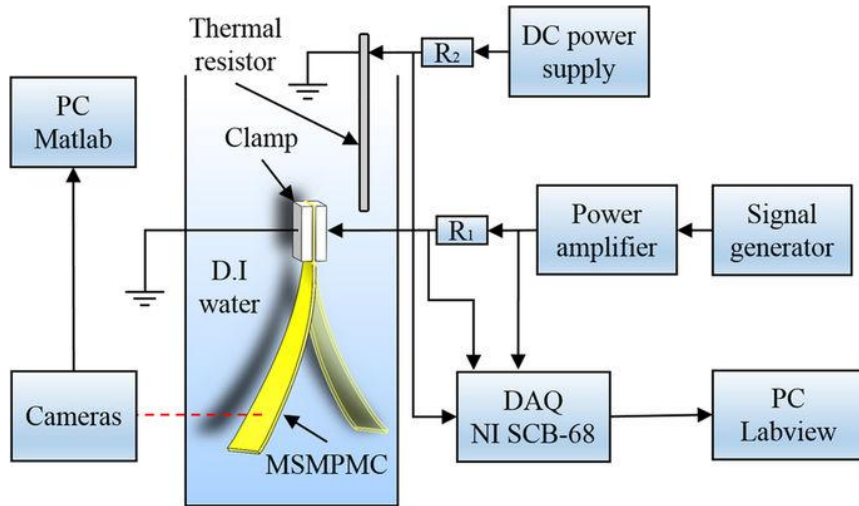


Figura 4-3 Montaje experimental empleado para la medición de las respuestas térmicas y electromecánicas del MSMPMC (Shen, y otros 2016)

En el siguiente caso se experimenta, en el marco de un estudio de actuadores biomiméticos, con una banda de polímero compuesto (IPMC con base de Nafion) al que se le aplica no solo un control eléctrico sino también uno térmico. Al emplear dos entradas se logra realizar complejos movimientos que son rutinarios en la naturaleza, pero muy difíciles de lograr de cualquier otra forma. Este actuador es biocompatible, resiliente, y capaz de movimiento suave. [Shen, y otros 2016]

En la figura 4.2 se puede observar la deformación realizada por el actuador bajo una corriente sinusoidal de 3.7 V 1Hz, y un cambio en la temperatura ambiental (agua) de 22°C a 90°C. Se aprecia que, al movimiento de oscilación introducido por la corriente eléctrica, se suma la torsión programada térmicamente. En la Figura 4-3 se aprecia el montaje empleado.

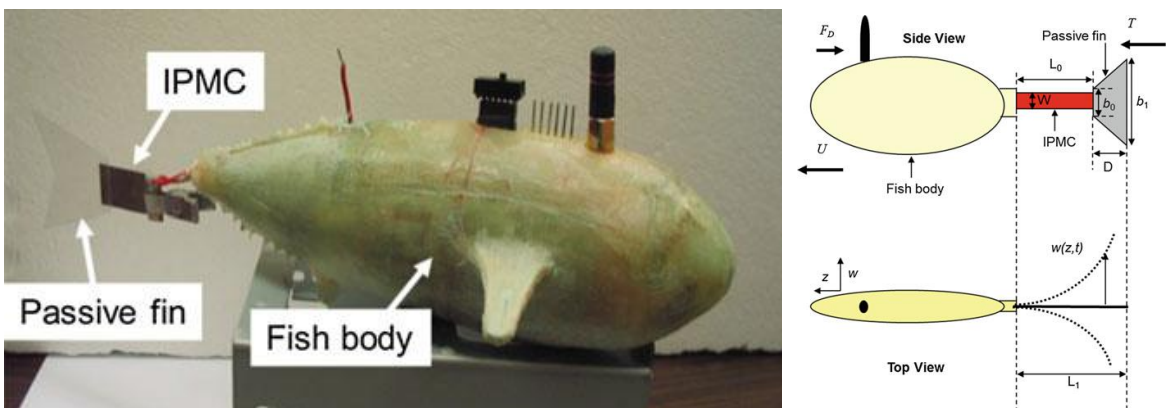


Figura 4-4 Pez robótico propulsado mediante IPMC en aleta caudal (Z, S y X, A control-oriented and physics-based model for ionic lopolymer-metal composite actuators 2010)

Dentro de la actuación mediante IPMC se han empleado considerables esfuerzos en el desarrollo de robots acuáticos. En el diseño observable en la figura 4.4, parte del éxito del pez se debió a un buen modelado dinámico, tanto del polímero como de las características hidrodinámicas del cuerpo.

El circuito empleado, tanto en este caso como en el modelo mantarraya, para el control del actuador consistía en un generador de onda cuadrada ajustable a la frecuencia y amplitud deseadas.

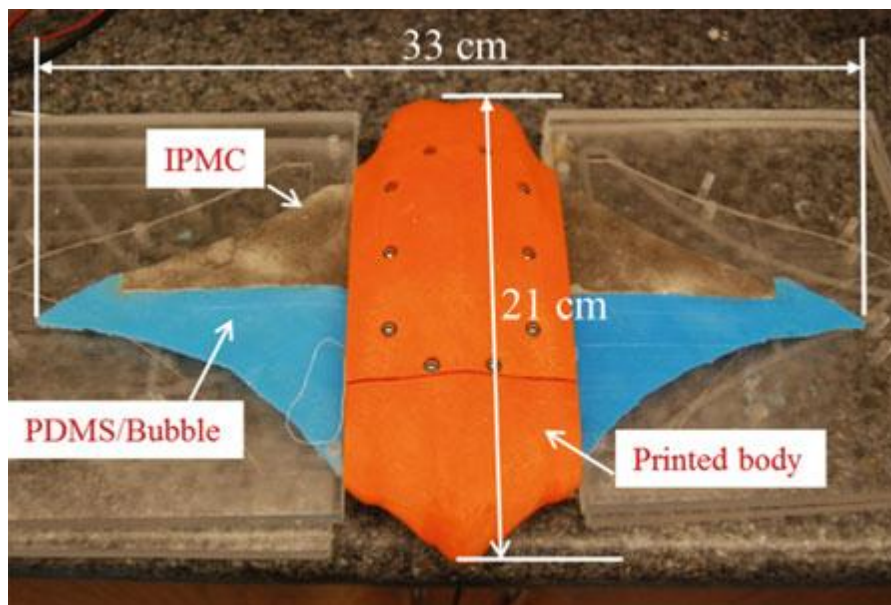


Figura 4-5 Prototipado de robot- mantarraya propulsado por IPMC (Z, T, y otros 2011)

Otro modelo de movimiento es el empleado por este robot con forma de mantarraya. Es propulsado por un par de bandas IPMC simétricas que imitan la dinámica de unas aletas pectorales. El animal en el que el modelo está basado emplea un nado extraordinariamente eficiente, que requiere movimientos más complejos que el doblado propio de un IPMC.

Para lograr este movimiento se mecanizó la banda de polímero de forma que, al aplicarla corriente, se creasen zonas activas y pasivas en la banda de nafion. [Z, T, y otros 2011] Esto permitió deformaciones tridimensionales, aunque de menor complejidad que las mostradas anteriormente en el ejemplo térmico-eléctrico controlado.

El modelo de la figura 4.5 fue capaz de nado libre a una velocidad de 0.7 cm/s con un consumo de 2W.

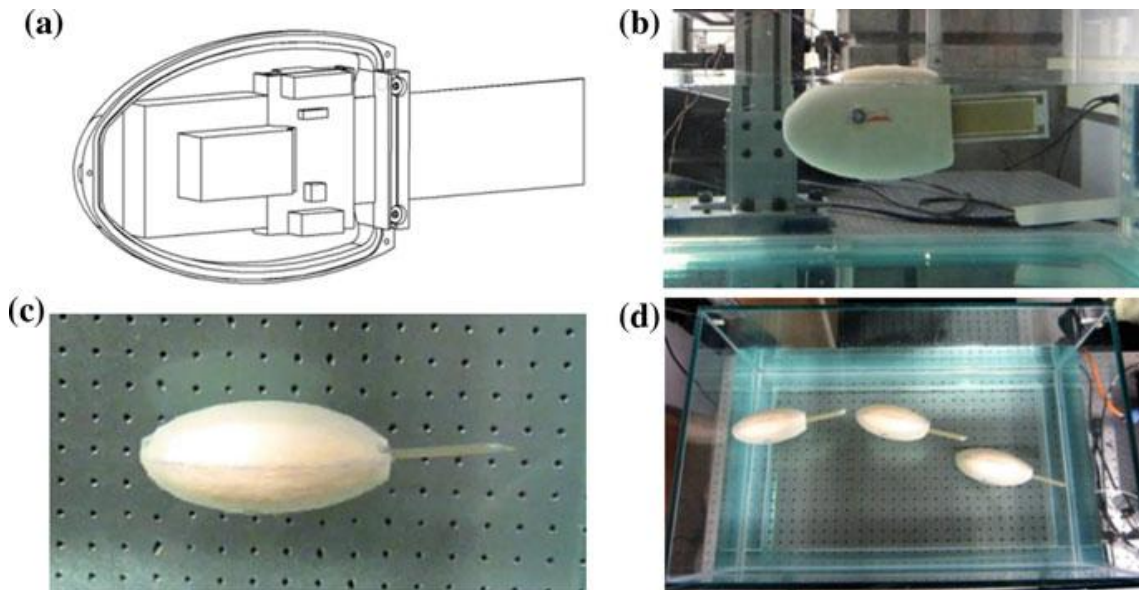


Figura 4-6 Pez robótico de locomoción libre e inalámbrica (Varias Vistas) (L y A 2013)

El siguiente caso, ilustrado en la figura 4.6, deja atrás el simple nado, con un modelo dinámico similar al anterior, para centrarse en la locomoción remota. Se emplea un set de baterías de 9V para alimentar micro controlador, actuador MFC (Funciona con un voltaje sinusoidal de 800V pico a pico, periodo 0.1s) y el dispositivo inalámbrico XBee. [L y A 2013] Para un sistema de tan alto voltaje, el sistema completo consume entre 3 y 5 W, permitiendo unos tiempos de operación de 30 minutos, avanzando significativamente más rápido que el modelo anterior (7.5 cm/s).

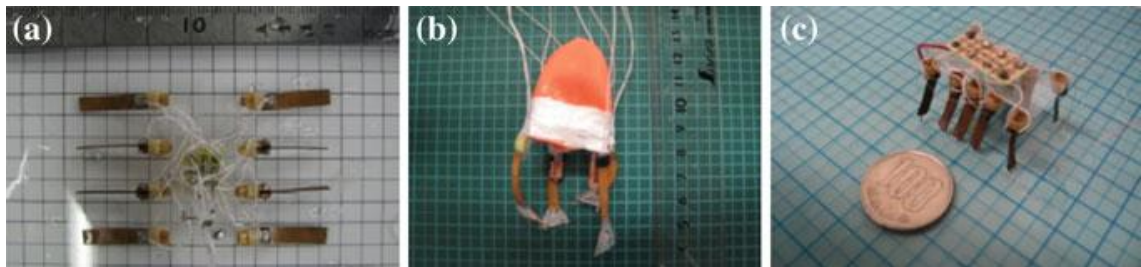


Figura 4-7 Prototipos de diversos microrobots (a) Insecto palo (b) medusa (c) gusano (Guo y Shi, A multifunctional underwater biomimetic microrobot 2015)

El siguiente modelo, figura 4.7, aporta a los anteriores la reducción en tamaño que estamos buscando. Este microrobot multifuncional está diseñado para la experimentación subacuática imitando desplazamientos naturales.

La idea detrás de este robot era la de combinar la capacidad de carga y desplazamiento a alta velocidad de un robot convencional, a modo de nave nodriza con la flexibilidad, el posicionamiento preciso y el tamaño compacto de los microrobots actuados mediante IPMC y SMA.

El actuador empleado era de 17 mm de longitud, 3 mm de ancho y 0.22 mm de grosor, y se empleaban 11 de estos actuadores en el microbot, permitiendo fuerzas del orden de 30 mN y desplazamientos de 3-4mm para 5 V. (Guo et al 2015] El robot permitía dos métodos de locomoción, como se puede ver en la figura 4.8: (a) Locomoción natatoria, en la que el robot permanece tumbado, y (b) locomoción octópoda, en la que el robot permanece sustentado en sus 8 patas. Estos dos estados distintos son logrados mediante dos actuadores SMA situados en el lateral de la lámina, que rotan el resto de actuadores 90° en función de la posición deseada.

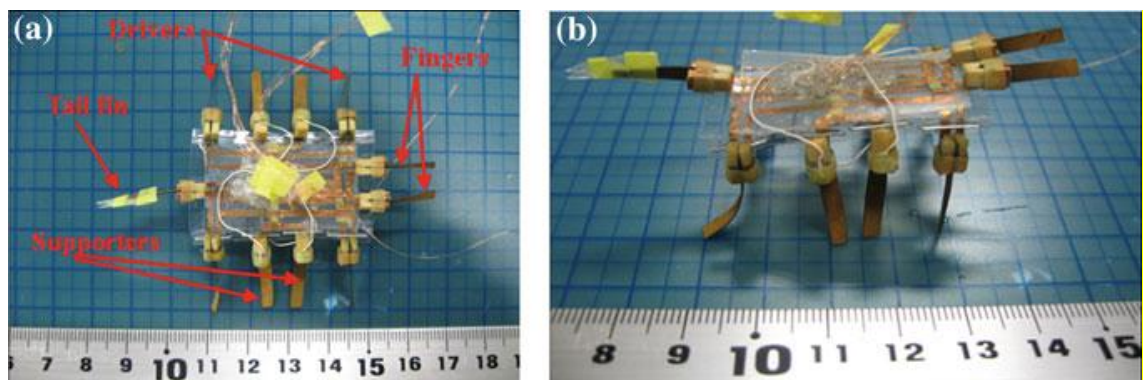


Figura 4-8 Prototipo del micro robot. a Tumbado. b Sustentado (Guo y Shi, A multifuncional underwater biomimetic microrobot 2015)

Una vez examinados estos prototipos de robots basados en IMPC hemos visto las capacidades y limitaciones que tienen. Podemos afirmar que:

- Permiten ser miniaturizados
- Permiten ejercer un nivel de fuerza acorde a su consumo y tamaño suficiente
- Permiten un control eficiente, preciso y sencillo
- Permiten ser empleados de forma activa durante largos periodos de tiempo en condiciones húmedas
- Permiten un posicionado complejo y dinámico en caso de ser necesario

III. TECNOLOGÍA DE ACTUADORES

Durante el siguiente apartado se detalla en que consiste la tecnología IPMC, cuáles son sus características, las principales marcas comercializadoras, voltajes y capacidades mecánicas del actuador, así como la elección concreta.

Durante el transcurso del estudio se han solicitado datos técnicos y muestras de las siguientes compañías e instituciones:

- EAMEX Corporation (Osaka, Japon)



Se adjunta hoja de características del actuador en detalle. Es la más idónea para las dimensiones y fuerzas en juego en el robot.

<http://eamex.co.jp/features/koubunshi/ion/>

La fuerza que proporciona una tira de 0.4 mm x 3 mm x 8 mm (6 flexibles) correctamente estimulada es de 0,52N. Por otro lado, el desplazamiento vertical en vacío de esa misma tira es de 2.8mm. Tiene un bajo consumo (0,05W).

Para el dimensionado mecánico se tienen en cuenta, para un área de $\pi \cdot 0,009^2 \text{ m}^2$, una serie de elementos:

- Placa de circuito impreso: Peso de 1,27 gramos.
- Componentes electrónicos: Peso máximo de 4,5 gramos máximo
- Polímero estructural (polipropileno): $0.95\text{g/cm}^3 \cdot \pi \cdot 0,009^2 \cdot 10000 \cdot 0,5 \text{ cm} = 0,384 \text{ gramos}$
- Envoltorio (Polidimetilsiloxano): 0.965g/cm^3
- Cableado
- Lamina IPMC

Se establece por tanto un peso por módulo de 6 gramos en promedio, distribuidos de forma uniforme por el volumen cilíndrico.

En el caso de mayor exigencia mecánica, vamos a suponer un robot constituido por 20 módulos, situado en vertical, en el cual se activan los actuadores del último módulo. Hablamos por tanto de un robot de peso máximo 120 gramos. Un sencillo análisis basta para ver que:

$$0,52\text{N} \cdot 19 = 9,88\text{N} = 0.9628 \text{ N}$$

Los actuadores del último módulo podrían ejercer la mitad de fuerza que en vacío sobre el robot.

Sin embargo, en este mismo calculo vemos que un actuador de forma individual, en esta posición vertical, no podría desplazar el robot de ningún modo.

- Environmental Robots Inc (Bangor, Maine, USA)
<http://www.heartassist.com/Artificial-Micro-Muscles.html>

Sus productos comprenden 8 micro músculos de diferentes tamaños de un grosor de 20-30 micras y una longitud de pocos milímetros. Es el mayor productor de IPMCs a nivel mundial. El producto funciona como actuador tanto en aire como en entornos húmedos de líquidos polares como el agua o la sangre. Puede actuar como actuador o como sensor. En su rango normal, la



flexión del micro actuador es del rango de 100 micras por cada mili voltio aplicado. Por supuesto, responden a señales complejas como ondas sinusoidales, cuadradas o triangulares empleadas en control PWM.

- Molecular Mechanisms LLC (Massachussets, USA)

Ha cesado su actividad

- Leap Technology (Kongens Lyngby, Dinamarca)

No dispone de actuadores como el producto en el que se está interesado. Están enfocados a bandas de sensorización.

IV. INSTRUMENTACIÓN DEL ROBOT

I. SENSOR DE IMAGEN

El sensor de imagen es uno de los componentes más críticos del diseño, ya que es, por una parte, el elemento de guiado del robot más destacado, así como el elemento de diagnóstico médico más básico. Sin una buena imagen, estable, retransmitida en tiempo real, el proceso de endoscopia, o cualquier otro proceso de exploración de entornos cilíndricos, no tendría sentido. Es, por tanto, relevante al control a alto nivel.

Para ello, debemos tener en cuenta que el entorno a explorar será completamente oscuro, húmedo, cálido, y sucio. Elementos extraños pueden bloquear o disminuir la calidad de la visión. En el caso de la condición de oscuridad, dos planteamientos son posibles. Por un lado, se puede recurrir a una iluminación eficaz de baja potencia, mediante un anillado de diodos LED (*Light-Emitting Diode*), mientras que otra aproximación al problema puede ser emplear una cámara infrarroja, con la iluminación correspondiente, en principio menos exigente energéticamente. En cuanto a la humedad y la temperatura, el sensor de imagen deberá poder funcionar sin empañarse, y ser capaz de captar imágenes nítidas en estas condiciones. Por último, la suciedad residual será eliminada con los correspondientes canales de agua y aire a presión de los que dispondrá el robot.

Por otra parte, se deben tener en cuenta tecnologías que puedan mejorar la calidad del proceso actual. En este ámbito, estudiaremos la posibilidad de la ayuda de tomografía computerizada, visión estereoscópica, el guiado laser, visión infrarroja, y la aplicación de técnicas de visión artificial a las imágenes resultantes.

VISIÓN ARTIFICIAL APLICADA MEDIANTE TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA

En la actualidad la endoscopia virtual, explicada en el primer capítulo, permite, después de la realización de una tomografía computerizada 3D, realizar la intervención con el endoscopio físico asociando las imágenes previamente computadas, de forma que el practicante dispone de múltiples ayudas visuales y herramientas que mejoran el diagnóstico, y permiten al practicante operar el endoscopio con precisión y situar la aguja de biopsia en el punto exacto. [Helferty et al, 2007]

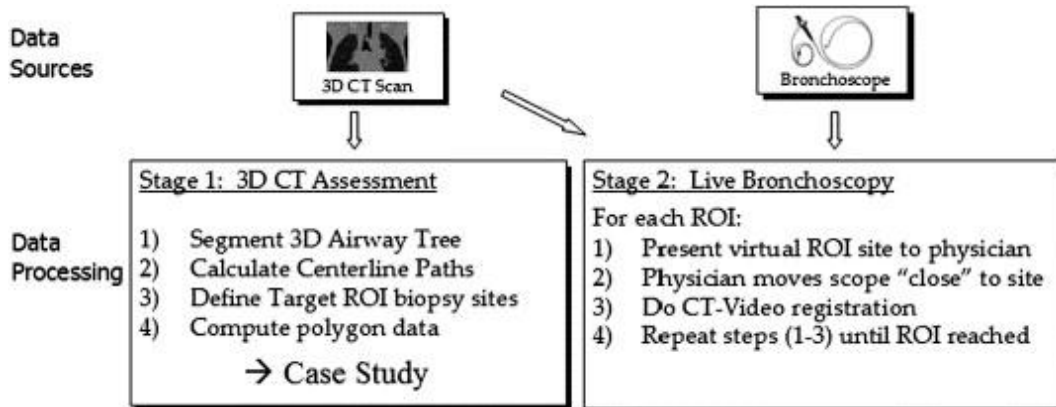


Figura 4-9 Detección de cáncer de pulmón guiada por imagen procesada en dos etapas (Helferty, y otros 2007)

El proceso requiere de dos fases, explicadas en la figura 4.9, en las que, en primer lugar, mediante la tomografía, se segmenta morfológicamente la región a explorar. En el caso de la figura 4.9, el área se corresponde con las ramificaciones de los conductos de aire en el pulmón. A continuación, se calcula la trayectoria que deberá seguir la aguja mediante los centros de los triángulos generados por las superficies captadas en la tomografía, y el practicante define el área de interés (ROI) de la biopsia a través de la interfaz del sistema. Cuando todas las áreas de interés han sido seleccionadas, el programa lo computa y elabora un plan de guiado para el endoscopio.

En la segunda fase, el sistema emplea simultáneamente el video emitido desde el endoscopio junto al plan de guiado diseñado anteriormente, de forma que, de forma iterativa, el practicante posiciona la cámara en algún punto del espacio próximo a la trayectoria diseñada, el plan de guiado se ajusta a la señal de video, y la información previamente conocida relativa a distancias, ángulos, posición de la zona de biopsia etc. es mostrada sobre la imagen real. Este proceso se repite hasta que la aguja llega al punto de biopsia. En la Figura 4-10 se puede observar el proceso en la esquina inferior derecha.

La clave del proceso son los métodos matemáticos que permiten sincronizar el punto inicial de la cámara, representado por una imagen $I_V^F(x, y)$, con el punto inicial de la "cámara virtual", en un área cercana al real, representado

por la imagen $I_{CT}^{X_i}(x, y)$. Para ello se sigue un proceso de optimización que busca el punto de vista óptimo, X_o , mediante la función:

$$X_o = \arg \left\{ \max_{X \in N_{X_i}} \left[S_{NMI} \left(I_{CT}^X(x, y), I_V^F(x, y) \right) \right] \right\} \quad (1)$$

donde N_{X_i} representa un área de búsqueda cercano al punto inicial X_i , y S_{NMI} representa la información mutuamente normalizada entre las vistas de las dos cámaras (Helferty et al, 2007).

El proceso es de gran ayuda al practicante y, siguiendo la misma línea de pensamiento, se podría emplear un método similar para guiar al robot en su exploración. Las desventajas de este método es que requiere de un escaneo previo, por lo que no es apto para situaciones en las que no se dispone del escáner, o no se puede escanear el área a explorar, caso de no emplearse en el cuerpo humano.

La principal ventaja de este método, y por lo que ha sido considerado, dejando de lado las claras ventajas ya explicadas respecto al proceso endoscópico en sí, es que no implica ninguna consideración de diseño adicional respecto al robot, por lo que puede ser implementado en un futuro sin necesidad de incorporar laser o una segunda cámara para visión estereoscópica.

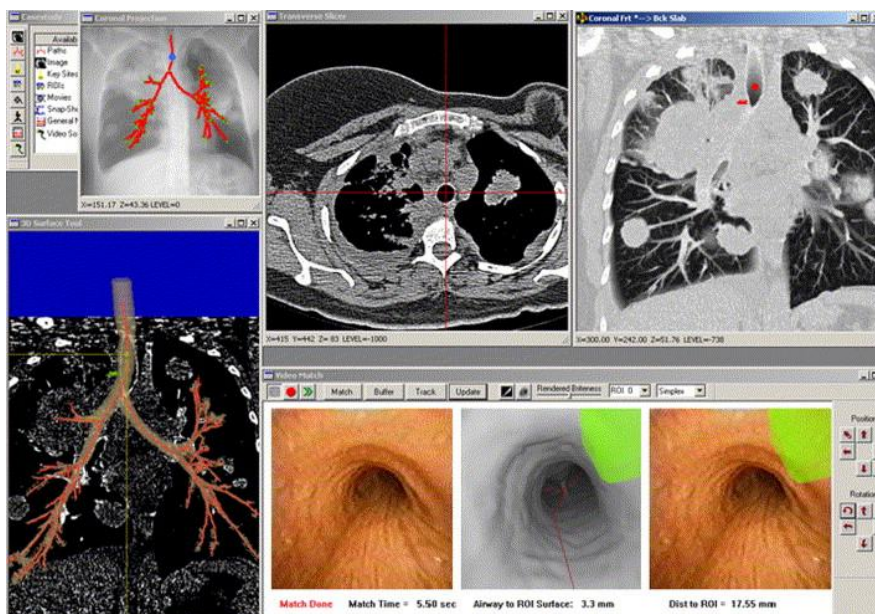


Figura 4-10 Interfaz del sistema durante la fase 2 de la broncoscopia en un caso de cáncer pulmonar. (Helferty, y otros 2007)

VISIÓN ARTIFICIAL APLICADA A TÉCNICAS ESTEREOSCÓPICAS

La visión estereoscópica, lograda mediante la superposición de dos imágenes tomadas por dos cámaras situadas en posiciones simétricas distintas a lo

largo de un mismo eje que, emparejando los píxeles de las líneas epipolares según su similitud, permiten detectar correspondencias y asociarlas a determinada profundidad en una imagen normalmente plana.

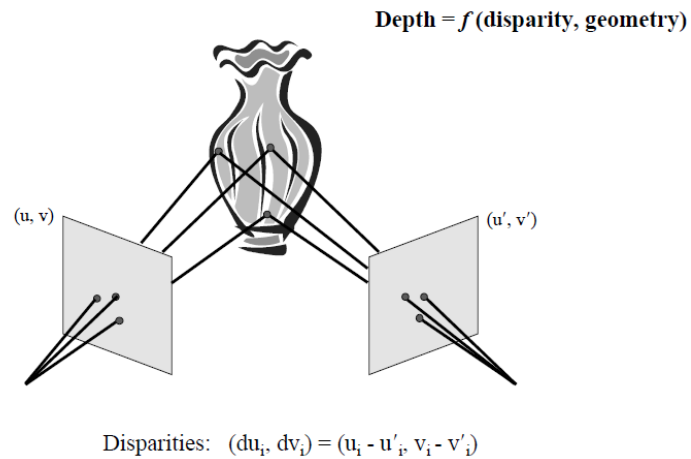


Figura 4-11 Función de profundidad basada en la disparidad en visión estereoscópica

Esta técnica, empleada en el ámbito de trabajo del robot, permitirá calcular la profundidad del conducto y la distancia de las paredes al punto de la aguja, aportando casi tanta información como el método anterior. Sin embargo, este método es más dependiente de la resolución de la cámara, la calidad y contenido de las imágenes y susceptible a errores en la medida.

Lo más crítico a la hora de buscar correspondencias es, como muestra la Figura 4-11, encontrar elementos fácilmente localizables y extraíbles, descriptivos, e invariantes a cambios en el punto de vista y su iluminación, como píxeles llamativos, bordes, o su combinación.

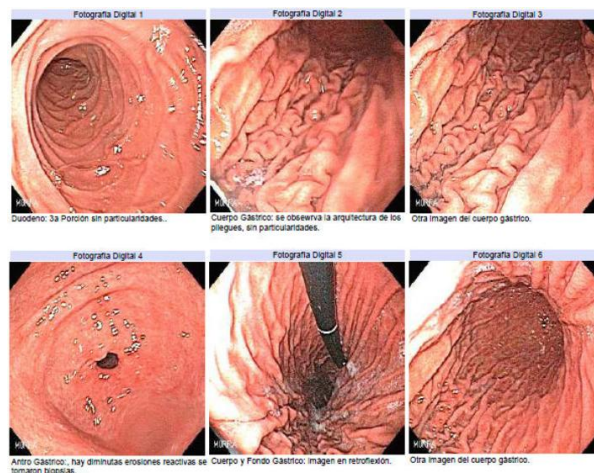


Figura 4-12 Fotografías de las distintas zonas de endoscopia (1) Duodeno (2) Cuerpo gástrico (3) Cuerpo gástrico (4) antro gástrico (5) cuerpo y fondo gástrico (6) papiloma

En la Figura 4-12 podemos observar distintas áreas de la mucosa gástrica e intestinal. Son regiones lo suficientemente características para poder emplear estas técnicas con expectativas de éxito.

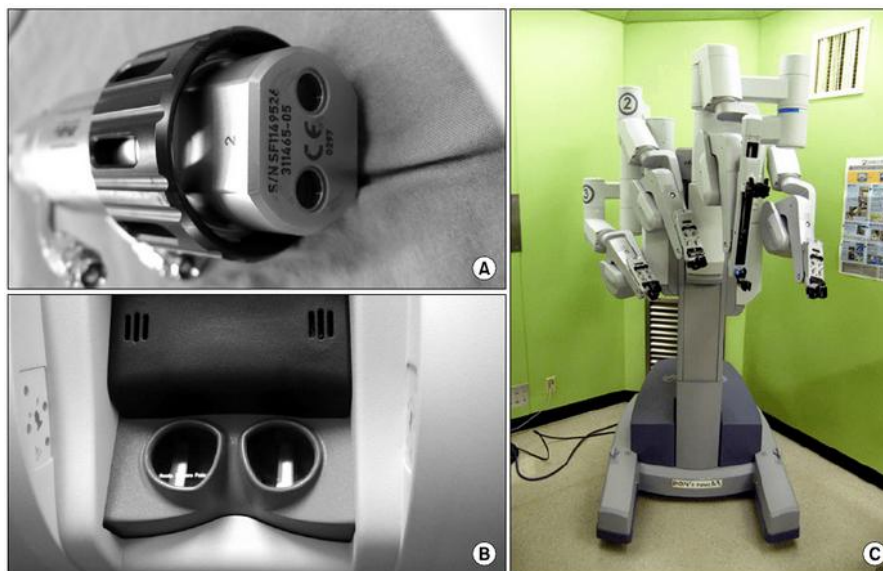


Figura 4-13 Endoscopio estereoscópico con dos cámaras integradas (A) y una pantalla de visualización (B) del robot quirúrgico da Vinci

Este tipo de tecnología ya ha sido empleada en laparoscopia anteriormente, como muestra la Figura 4-13, donde se muestra el endoscopio estereoscópico utilizado por el robot quirúrgico da Vinci para ofrecer al cirujano imágenes más realistas de la zona de operación. Se demostró que todas las tareas realizadas con esta visión (transferencia, pase de hilo, sutura) fueron completadas en un menor tiempo, con menor número de errores, menor número de movimientos, y menor distancia recorrida por el endoscopio. [Nam, y otros 2012] Sin embargo, esta aplicación no aporta datos concretos al cirujano, solo la sensación de profundidad. Con un software de visión artificial esto podría ser mejorado.

VISIÓN INFRARROJA

La visión infrarroja en endoscopia no es empleada como una forma de obtención de imágenes de forma regular, puesto que la mayoría de tejidos son más fácilmente examinables bajo condiciones de luz normal. Sin embargo, si hay situaciones en las que, mediante la tinción adecuada (normalmente se emplea tinción *indocyanine green*), se puede obtener más información de la submucosa gástrica e intestinal que, bajo luz normal, esta oculta, o bien zonas ocultas por sangre u otros fluidos. Un endoscopio de rayos infrarrojos con un diodo laser como iluminación, emitiendo ondas de longitud 810 nm, dio resultados bastante prometedores [Kosho, y otros 1990] pero desarrollos posteriores, con ondas más cortas (675 nm) no han considerado que aporte una ventaja que deba ser introducida. [Kohler 2014]

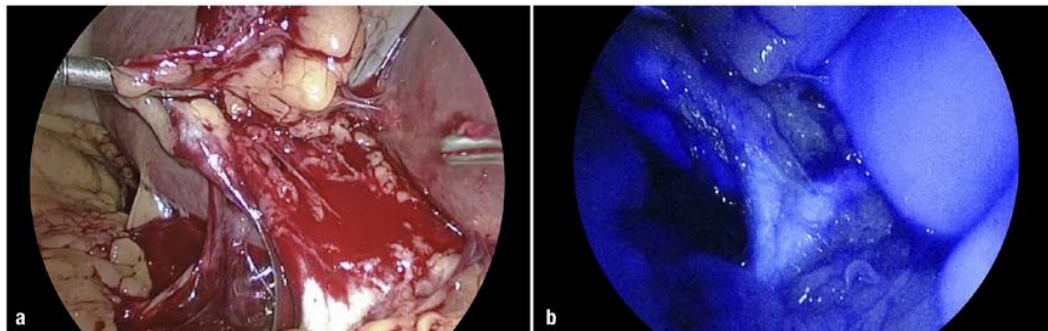


Figura 4-14 Visualización de estructuras biliares a través de inflamación y sangre (A) luz blanca (B) luz "casi-infrarroja"

Sin embargo, un rango donde sí se han encontrado resultados prometedores es en el área de la iluminación “casi-infrarroja”, en la figura 4.14. Presenta las mismas ventajas, poder observar fenómenos invisibles bajo luz convencional, pero empleando fenómenos de fluorescencia no laser. Tiene aplicaciones en cirugía general, torácica, reconstructiva, ginecológica, urológica y en la diagnosis de metástasis y carcinoma en general. [Dip, y otros 2017]

GUIADO LASER

Este sistema, que será desarrollado en el apartado Sensor de distancia, permite superponer una matriz de haces laser a la imagen de la cámara. De esta forma los láseres, que informan de la distancia de ese punto al emisor, proporcionarían una matriz de puntos con las distancias de la cámara a cada punto. Esto podría proporcionar un nivel de información similar a aquel conseguido mediante sistemas ópticos.

CONCLUSIÓN Y SELECCIÓN

Tabla 4-1 Ventajas y desventajas de los distintos sistemas de vision

Sistema	Ventajas	Desventajas
Tomografía computerizada	Permite posicionamiento muy exacto e información adicional en tiempo real. No requiere instrum. específica.	Requiere de un escaneado previo de la zona a explorar.
Visión estereoscópica	Permite cálculo de profundidad para guiado y diagnosis. Permite exploración sin acceso previo a la zona.	No siempre es fiable ni goza de la precisión necesaria. Requiere instrumentación específica.
Iluminación NIR	Permite ver tejidos no visibles bajo luz normal	No aporta ventajas en cuanto al guiado y localización del robot. Requiere instrumentación específica. Requiere tinción previa.



Puesto que la tomografía computerizada requiere de un escáner, no aplicable a exploraciones de propósito general fuera del cuerpo humano, optaremos por un sistema estereoscópico que permita al robot orientarse de forma autónoma.

Sin embargo, el apoyo del escaneado no debe descartarse, ya que puede ser implementado por software posteriormente y ayudar, de forma esencial, al guiado del robot, a unos estándares de precisión que la visión estereoscópica y el guiado manual no permiten.

En cuanto al modelo de sensor de imagen, en la siguiente tabla se muestran los modelos considerados de diversas compañías, todas ellas especializadas en el sector de la endoscopia:

Tabla 4-2 Características técnicas de los modelos de sensores de imagen considerados

Modelo	Características
OVM6946 400x400	Resolución 400x400 pixels 30fps 1.65mmx5mm Alimentación 3.3V+-5% 25mW Potencia Lente 1/18", CCD Salida analógica Comunicación SPI
FV10 Full-HD	Resolución 1920x1080 30fps 29mmx10mm Alimentación 5V 100mW Potencia Lente 1/3" CMOS Salida analógica Comunicación DVI-SDI
Flexiscope C1 HD	Resolución 1920x1080 29,7fps 14.25 mm Ø Alimentación 12V 120mW Potencia Lente 1/3" CMOS Salida analógica Comunicación CVBS, MIS bus interface
OVM6211 720p	Resolución 720p 120fps 3230umx3230um Alimentación 1.5V 85mW Potencia Lente 1/10.5" Salida RAW Comunicación MIPI, SCCB, PWM

El modelo elegido es el OVM6946 de la compañía OmniVision (fig. 4.15). Este es el modelo más compacto, de menor consumo, y si bien su salida es modesta, es suficiente para esta aplicación. Este producto está especialmente indicado para aplicaciones médicas como los endoscopios mínimamente invasivos y su coste, (40,56€), se encuentra dentro del margen aceptable de rentabilidad.



Figura 4-15 Encapsulado OVM 6946

Para controlar el sistema de ambas cámaras el maestro se comunicará con los módulos mediante un bus SPI. Como se ha explicado en el capítulo anterior, el bus SPI consta de líneas MOSI, MISO, SCK y SS. Además, al módulo de cámara se le deberá suministrar señal de voltaje (3.3V) y tierra, y deberá transmitir su salida analógica (8bits de comunicación paralela) al receptor de la imagen, en este caso, el computador.

ILUMINACIÓN

Para la correcta captura de las imágenes es imprescindible acondicionar un sistema de iluminación que garantice un reparto de la luz difuso, homogéneo y sin sombras. Debemos evitar en la medida de lo posible la componente especular de la luz, pues generará zonas de saturación de brillo que impedirá la obtención de datos en esas zonas.

Los tejidos del interior del sistema digestivo están formados por varias capas que reflejan la luz de distintas formas. Sin embargo, la humedad de las paredes garantiza la formación de cierta cantidad de reflexión especular. Para lograr la mayor percepción de profundidad posible, emplearemos un sistema de iluminación difuso plano, descrito en la figura 4.16.

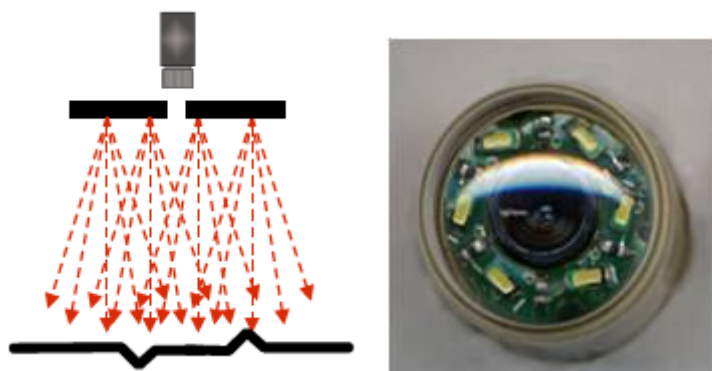


Figura 4-16 (1) Esquema de iluminación difusa plana (2) Anillo de seis diodos LED y lente de cámara en capsula endoscópica.

Para el sistema de iluminación se pueden emplear las siguientes tecnologías:

Tabla 4-3 Ventajas y desventajas de las distintas tecnologías de iluminación

Tecnología	Ventajas	Desventajas
Diodo LED	Pequeño tamaño Respuesta rápida No emite calor Robusto	Baja intensidad Baja respuesta espectral
Laser	Luz coherente tridimensional	Coste elevado Superficie de iluminación pequeña
Fibra Óptica	Pequeño tamaño Alta intensidad No emite calor	Frágil Haces cortos de cableado
Flash Xenon	Altísima intensidad Robusto Amplia respuesta espectral	Coste elevado Encapsulado grande Alto voltaje

Entre estos sistemas, aquellos aplicables serían los diodos LED y la fibra óptica. Nos decantaremos por los diodos LED por su facilidad para conformar un anillo de iluminación. En las capsulas endoscópicas actuales, el rango de iluminación uniforme se encuentra a partir de los 4 cm, mientras que las sombras son también más definidas (rango de 16 pixeles). [Khanna 2014]

Además, los diodos LED pueden funcionar durante 50.000 horas. Los diodos deberán tener encapsulado SMD, ser de un tamaño muy reducido y baja potencia (0.5W). La luz empleada será blanca, en el rango de 4000-6500K, y deberá aportar una luminosidad de 300-600 mcd para una correcta iluminación del intestino a intervalos de 5, 10, 20 y 30mm, a un voltaje aproximado al voltaje de alimentación de 3.3V. [Hoang et al, 2015]

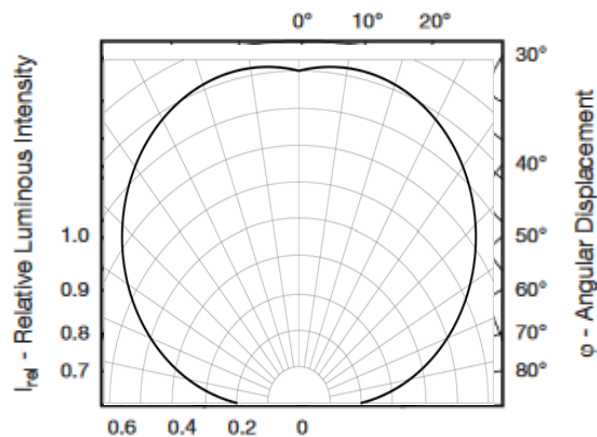


Figura 4-17 Intensidad lumínica relativa vs Desplazamiento Angular Highbright 0603 CHiPLED

Para la selección del componente se han establecido esos filtros, llegando así al diodo SM1206uWC de la compañía Bivar. Con un empaquetado pequeño, lente difusa, amplio ángulo de visión y bajo consumo. Funciona con una corriente nominal de 20mA, voltaje de 3.3V, intensidad de 450 mcd y ángulo de visión de 140°.

Para aportar la luminosidad necesaria, figura 4.17, se formará un anillo de 6 diodos con sus respectivas resistencias.

II. SENSOR DE FUERZA

Estos sensores se emplearán como medida de seguridad ante el posible daño de las paredes del intestino. Se situarán en los laterales del cabezal, el área más susceptible de entrar en contacto con dichas paredes. Transmitirá la fuerza que se realiza escalada, y si supera cierto umbral, impedirá al robot seguir desplazándose en esa dirección. Se colocarán 4, una por cada orientación de los actuadores.

Una de las formas más habituales de detectar fuerzas aplicadas es mediante el uso de transductores conocidos como galgas extensionmetricas. Consisten en elementos conductores sensibles a esfuerzos que, al ser deformados, modifican su resistividad de forma lineal.

$$R = \rho \cdot \frac{l}{A} \quad (\text{Ec 4.2})$$

Siendo R la resistencia, l la longitud del hilo, A su sección y ρ su resistividad. Principalmente se dividen en galgas metálicas y galgas semiconductoras. Las galgas metálicas se emplean para aplicaciones de menor sensibilidad, sujetas a mayores deformaciones y de mayor tamaño, mientras que las galgas semiconductoras presentan más sensibilidad para un margen de medida más pequeño. [Alzate et al, 2007]



Tabla 4-4 Diferencias técnicas entre una galga metálica y una galga semiconductor

	Galga Metálica	Galga Semiconductora
Margen de Medida	0.1-40000 uE	0.001-3000uE
Factor de Sensibilidad	1.8-2.35	50-200
Resistencia	120-5000Ω	1000-5000Ω
Tamaño	0.4-150 mm	1.5mm

Para determinar que transductor emplear debemos saber que rango de deformaciones esperamos soportar.

Una galga (hilo) sometida a un esfuerzo en dirección longitudinal varia su resistividad de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dl}{l} - \frac{dA}{A} \quad (\text{Ec 4.3})$$

Donde R es la resistencia, ρ es su resistividad, l es la longitud y A es el área de la sección. Esperamos únicamente esfuerzos de compresión en dirección longitudinal, resultantes de aplicar una fuerza F a la pieza. Sin embargo, al aplicar un esfuerzo también se modificará, además de la longitud, la sección de la pieza en la dirección axial. Estas variaciones, de acuerdo respectivamente a la ley de Hooke y a la ley de Poisson, serán:

$$\sigma = \frac{F}{A} = E\varepsilon = \frac{Edl}{l} \quad (\text{Ec 4.4})$$

$$\mu = -\frac{\frac{dD}{D}}{\frac{dl}{l}} \quad (\text{Ec 4.2})$$

Donde σ es la tensión mecánica, E es el módulo de Young, ε es la deformación unitaria y μ es el coeficiente de poisson. Operando obtendremos que los cambios en la resistencia tendrán la forma:

$$\frac{dR}{R} = \frac{dl}{l} \cdot [1 + 2\mu] + \frac{d\rho}{\rho} \quad (\text{Ec 4.6})$$

Que, expresado en términos comerciales, se reducirá a un “factor de galga” K de la siguiente manera:

$$\frac{dR}{R} = K \cdot \frac{dl}{l} = K\varepsilon \quad (\text{Ec 4.7})$$

$$R = R_0(1 + K\varepsilon) \quad (\text{Ec 4.8})$$

Tras consultar los diversos sensores de fuerza y células de carga del mercado, se ha encontrado un buen compromiso entre la precisión, el coste y el tamaño en el rango de detección de 0 a 10 N puntuales, con un límite de 30N ante la rotura. Este rango concuerda con el rango de fuerzas de la pared abdominal, que ejerce 16N/cm durante la bipedestación. [Vazquez et al, 2011]

Emplearemos para este caso una galga piezoresistiva micro mecanizada en silicio del fabricante Honeywell empleada de forma habitual en dispositivos médicos como bombas de infusión, detectores de oclusión o máquinas de diálisis. La gama FSS-SMT, en la figura 4.16, de montaje en superficie, reducido tamaño, gran precisión y alta resistencia a la descarga electrostática, dispone de cuatro sensores de rangos 0-5N, 0-10N, 0-15N y 0-20N.



Figura 4-18 Sensor FSS005WNGX Honeywell

El sensor emplea, incorporado en su diseño, un puente de Wheatstone (fig. 4.19), comúnmente empleado para medir resistencias de valor desconocido estableciendo un equilibrio entre las dos ramas del circuito. El puente está sin compensar ni amplificar para un suministro de voltaje estable.

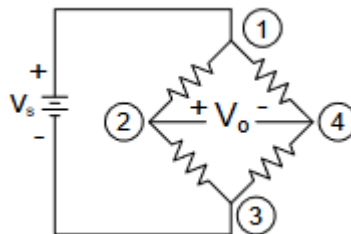


Figura 4-19 Esquema de Puente de Wheatstone en el sensor

El puente puede ser alimentado por tensión (6V max) o por corriente (1.2 mA) entre los pines 1 y 3, y su medición se realiza entre los pines 2 y 4 (V_o). La resistencia variable, R_{34} , variará de acuerdo a la ecuación anterior

$$R_{34} = R_0(1 + K\varepsilon) = R_0(1 + x) \quad (\text{Ec 4.9})$$

Su voltaje de salida vendrá determinado por:

$$V_o = \frac{V_s(R_{12} \cdot R_{34} - R_{23} \cdot R_{41})}{(R_{23} + R_{34}) \cdot (R_{12} + R_{41})} \quad (\text{Ec 4.10})$$



$$V_O = V_S \cdot \frac{kx}{(k + 1 + x) \cdot (k + 1)} \quad (\text{Ec 4.11})$$

Siendo:

$$K = \frac{R_{12}}{R_{41}} = \frac{R_{23}}{R_0} \quad (\text{Ec 4.12})$$

Por tanto, tendrá una sensibilidad de 6.6 mV/V/N, en un rango de 0-330mV, con una resistencia que varía entre los 4 y los 6 kΩ.

III. INSTRUMENTACIÓN ADICIONAL

Con propósitos médicos, se introducirá un sensor de humedad, de temperatura y de presión. Los datos de estos sensores se retransmitirán en el visor durante la exploración, con un tiempo de muestreo bajo. Controlaran que todo funciona correctamente, que no se supera la presión soportada por el intestino y que la humedad y temperatura son las adecuadas.

TRANSDUCTOR DE TEMPERATURA

Los transductores de temperatura son uno de los más extendidos en la industria por su uso en una amplísima gama de dispositivos. Los más comunes son las resistencias de detección de temperatura (RTD), los termistores, los termopares y los circuitos integrados. Las RTD consisten en un semiconductor o un metal que varía su resistencia con la temperatura de forma cuasi lineal. Dependiendo de si es metal o si es semiconductor la variación es positiva en el primer caso o negativa en el segundo. Un termistor también es un semiconductor que varía su resistencia con la temperatura, pero lo hace de forma exponencial. Los termopares se emplean más extensamente en aplicaciones industriales, y están basados en la medición de la tensión que pasa por dos hilos de diferentes metales que comparten un extremo, de forma que la tensión es función de la temperatura de la unión, y de los metales.

Tabla 4-5 Ventajas e inconvenientes de los distintos tipos de transductores de temperatura

	Ventajas	Inconvenientes
RTD	Estable Preciso Cuasi lineal	Pequeños cambios de resistencia. Montaje a cuatro hilos.
Thermistor	Rápido Eficiente Muy preciso Montaje a dos hilos.	No lineal Pequeño rango de temperaturas Frágil
Termopar	Robusto Amplia variedad y rango de temperatura	No lineal Poco estable Baja sensibilidad
Sensor Circuito Integrado	Lineal Alto rendimiento	Componente activo Temperaturas bajas (<200°C)

Por último, los sensores basados en circuitos integrados permiten mayor linealidad y rendimiento, a costa de cubrir un menor rango de temperaturas y no soportar ambientes industriales tan extremos como el resto. También hay que recalcar que los sensores por circuito integrado necesitan de una alimentación, mientras que el resto de transductores son componentes pasivos del circuito.

TRANSDUCTOR DE HUMEDAD

Los transductores de humedad principalmente son empleados en los procesos que tienen que ver con la industria química, electrónica, alimentaria o con el confort humano. Los dos tipos más usados son los basados en efectos capacitivos o resistivos, representados en la figura 4.20. Los transductores capacitivos están formados por un material dieléctrico higroscópico, normalmente un polímero o un plástico, que aumenta la capacitancia del condensador al aumentar la humedad relativa ambiente.

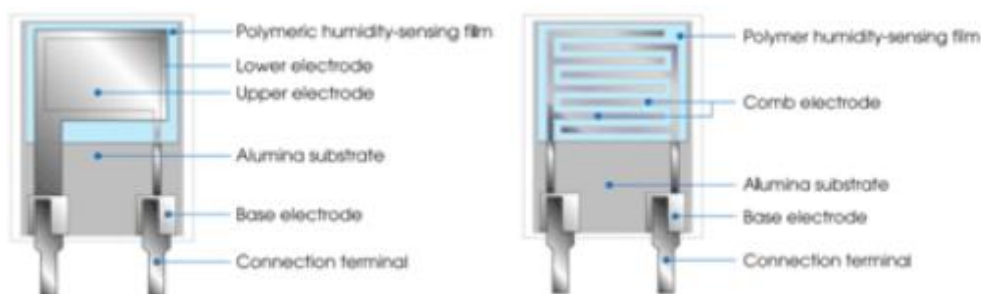


Figura 4-20 Estructura de un sensor de humedad de tipo (1) capacitivo (2) resistivo

Los basados en el efecto resistivo son, como se puede ver en la figura superior, conformados por un electrodo de oro u óxido de rutenio en forma de intercambiador, y una capa de polímero sensible a la humedad. La impedancia varía al disminuir o aumentar el número de iones móviles disponibles en el polímero de acuerdo a la humedad.

TRANSDUCTOR DE PRESIÓN

Por último, los transductores de presión emplean métodos similares a los explicados en el apartado anterior para los sensores de fuerza, pero distribuyendo esa fuerza sobre una superficie. También destacan los basados en efectos capacitivos en los que un diafragma en el condensador es deformado al aumentar la presión, disminuyendo su capacitancia.

COMPONENTES SELECCIONADOS

Estos tres tipos de sensores gozan de amplia disponibilidad en pequeño tamaño debido a su empleo en gran cantidad de aparatos médicos. Ha sido



pues relativamente fácil encontrar un sensor que funcione en nuestras condiciones (3.3V, interfaz SPI o I²C, pequeño tamaño y bajo consumo).

Cierto número de estos sensores combina en un solo encapsulado la sensorización de humedad y temperatura. Se han estudiado los sensores de la gama HumidCon de Honeywell y la gama HT de ST, muy similares, decantándose por el sensor HTS221 (fig. 4.21), de la compañía ST. Permite medir humedad relativa del 0 al 100% con una precisión de $\pm 3.5\%$ rH en el rango de 20-80%, y temperaturas de -40 a 120°C con una precisión de $\pm 0.5^\circ\text{C}$ en el rango de 15-40°C. Con un consumo de 2uA, alimentación de 1.7 a 3.6V, interfaz SPI y I²C, y encapsulado de 2x2mm de montaje SMD, se ajusta a todas las especificaciones demandadas.



HLGA-6L
(2 x 2 x 0.9 mm)

Figura 4-21 Sensor HTS221 en encapsulado HLGA-6L

Consta de 6 pines, 2 para la alimentación y tierra, 2 para la comunicación I²C/SPI y 2 extra para habilitar la comunicación SPI.

GIROSCOPIO

Por otra parte, fuera del ámbito médico, es importante para el control del robot poder conocer cuál es la inclinación del robot respecto a sus ejes. Por ello se incluirá un giroscopio simple.

Se han buscado modelos atendiendo a la simplicidad de uso, la interfaz, el empaquetado, la precisión y velocidad de respuesta, el consumo y la alimentación. Los resultados de esta búsqueda arrojan tres modelos viables que cumplen todos estos requisitos:

Tabla 4-6 Características técnicas de los distintos giroscopios que satisfacen las condiciones iniciales

FXAS21002C	Compañía	NXP USA
	Ejes	X (Pitch), Y (Roll), Z (Yaw)
	Rango °/s	$\pm 250, 500, 1000, 2000$
	Sensibilidad	16 - 128
	Interfaz	I ² C, SPI
	Vdc	1.95-3.6
	I	2.7mA
	Empaquetado	24 TFQFN
	Características	Modo sueño, sensor temperatura,

		ancho de banda ajustable, escala seleccionable
BMG160	Compañía	Bosch Sensortec
	Ejes	X (Pitch), Y (Roll), Z (Yaw)
	Rango °/s	±125, 250, 500, 1000, 2000
	Sensibilidad	16.4 ~ 262.4
	Interfaz	I2C, SPI
	Vdc	2.4-3.6
	I	5mA
	Empaquetado	12 VFLGA
	Características	Modo sueño, sensor temperatura, ancho de banda ajustable, escala seleccionable
LSM6DS3	Compañía	ST
	Ejes	X, Y, Z
	Rango °/s	±125/±250/±500/±1000/±2000
	Sensibilidad	16.4 ~ 262.4
	Interfaz	SPI, I2C
	Vdc	1.71-3.6
	I	1.25mA
	Empaquetado	LGA-14L
	Características	Sensor de temperatura, modo alto rendimiento, acelerómetro incorporado, modo sueño, compatible con Android

Dentro de estos 3 productos muy similares, descartaremos FXAS21002C por su excesivo encapsulado, y LSM6DS3 por precisar de un control excesivamente complejo para la aplicación requerida, y no ser necesario un acelerómetro incorporado. Así pues, el modelo seleccionado será BMG160 (fig 4.22).



Figura 4-22 Giroscopio BMG160

Con esto queda concluida la instrumentación del robot, tanto en el área de sensorización como en relación a los actuadores que desarrollaran su motricidad.



CAPÍTULO 5:

SISTEMA DE CONTROL DEL MÓDULO





I. SISTEMA DE CONTROL Y COMUNICACIÓN

Los módulos seguirán la estructura de la figura 5.1. Cada módulo debe recibir en primer lugar una dirección (4 bits) en la que se identifica el receptor del mensaje. En segundo lugar, recibirá el mensaje (4 bits) describiendo las 16 combinaciones posibles para los 4 actuadores que controla. Una vez hecho esto, el módulo debe poder mandar un mensaje de instrucción completada a la cabeza. Este mensaje constará de una dirección (4 bits) que identifica al emisor del mensaje, y un mensaje (4 bits) que confirma el estado de los actuadores. Se procederá al envío del mensaje cuando se detecten los voltajes adecuados en los actuadores.

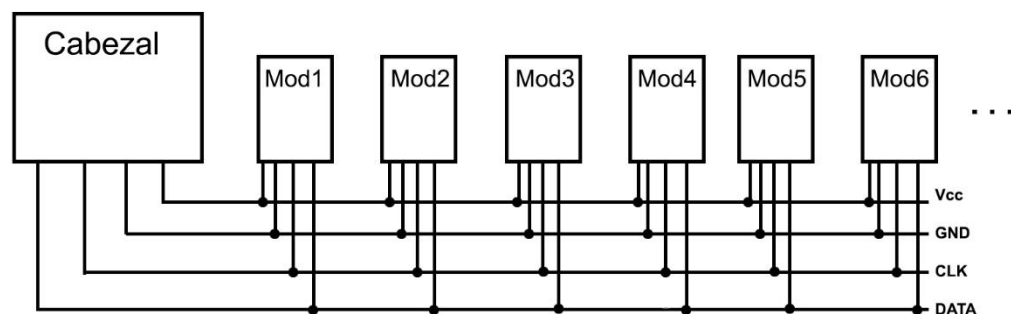


Figura 5-1 Esquema de la arquitectura del robot ápodo modular

Para establecer este sistema se puede proceder usando una arquitectura basada en FPGA (*Field Programmable Gate Array*) en la que se programará la función deseada, o por el contrario se puede optar por un microcontrolador que se programe de forma análoga. Para que la comunicación entre cabeza y módulos pueda funcionar de manera correcta se hace imprescindible establecer un protocolo de comunicación que garantice la transmisión correcta de los mensajes.

En el caso concreto de un robot modular de escaso tamaño y pequeño número de dispositivos intercomunicados, se estudiarán los dos grandes estándares de comunicación serial entre circuitos integrados I²C y SPI. Se descarta de primera mano la comunicación paralela por el excesivo uso de recursos que demanda, así como la oferta de unas capacidades por encima de lo requerido para el presente diseño.

I. Bus SPI

El bus SPI (*Serial Peripheral Interface*) es un protocolo desarrollado por la compañía Motorola con interfaz Maestro/Esclavo que requiere de solo 4 cables, es síncrono y permite transmitir y recibir información de forma simultánea.

Es el Maestro el que emite la señal de reloj que permite la comunicación síncrona, y solo él puede iniciar la comunicación. La comunicación se lleva a cabo empleando la citada línea de reloj SCLK, una línea en la que se transmite información del maestro al esclavo (MOSI: MasterOut SlaveIn), otra línea recíproca en la que se transmite información del esclavo al maestro (MISO: MasterIn SlaveOut) y una cuarta línea de selección del chip que actúa como esclavo (SS: Slave Selection) (fig. 5.2).

Cuando la línea SS, que permanece en el estado *high*, es puesta en *low* por el maestro, se habilita la comunicación con ese esclavo. La transmisión es full dúplex, produciéndose el intercambio de forma simultánea. Solo se puede habilitar un esclavo cada vez, ya que si son activados de forma simultánea puede dar lugar a corrupción del mensaje en la línea MISO

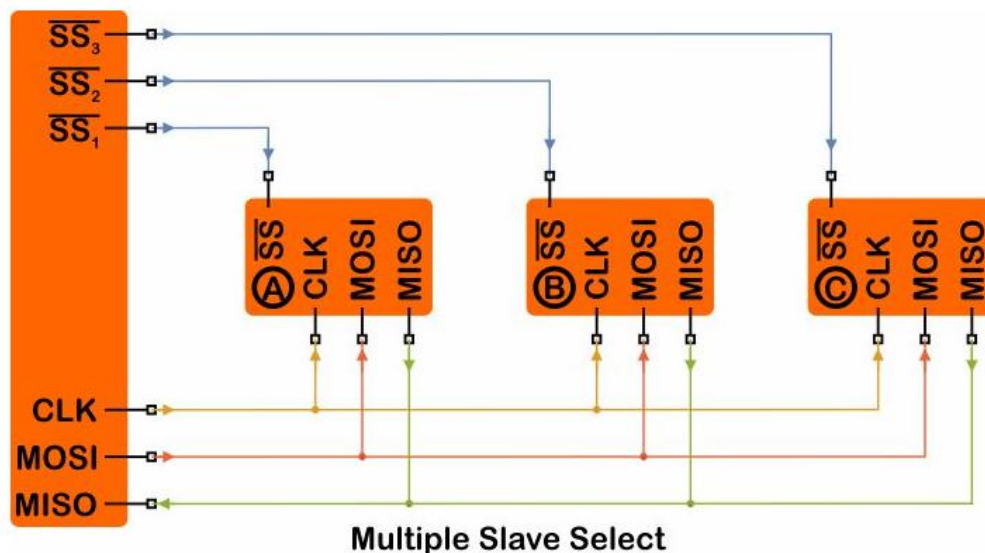


Figura 5-2 Bus SPI configuración para la selección con múltiples dispositivos esclavos (Hughes 2017)

En la configuración por defecto cada esclavo requiere una línea SS propia para la comunicación. En caso de ser demasiado engorrosa, se puede optar por la configuración encadenada de la figura 5.3.

En esta configuración todos los esclavos se hallan encadenados, de forma que la información se transmite en cascada. El primer esclavo recibe un mensaje del maestro y en función de su contenido pasa otro mensaje al siguiente esclavo. El último esclavo dispone de la opción de enviar mensajes al maestro. Esto redundará en una menor velocidad de respuesta del bus.

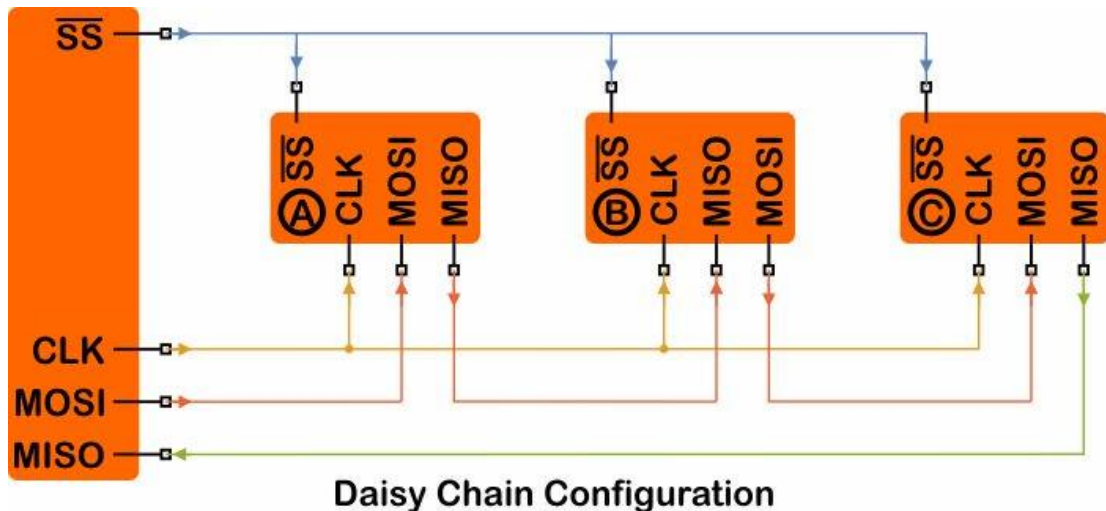


Figura 5-3 Bus SPI configuración para la selección con múltiples dispositivos esclavos encadenados (Hughes 2017)

La principal ventaja del SPI es su capacidad Full Duplex y su elevada velocidad de transmisión. Así mismo, permite enviar secuencias de cualquier tamaño siempre que su longitud haya sido previamente acordada.

Por el contrario, requiere, en su configuración básica, un elevado número de cables y señales I/O que no garantizan ningún mecanismo de confirmación de recepción de mensajes.

II. BUS I²C

El estándar I²C (*Inter integrated Circuit*) es un protocolo diseñado por la compañía Phillips para la comunicación dentro de PCBs con interfaz Maestro-Esclavo síncrono que se implementa a través de dos líneas de señal (fig.5.4).



Figura 5-4 Topología del bus I²C a nivel físico

En I²C el maestro inicia la comunicación enviando o demandando información a los esclavos a través de una señal de datos (SDA) sincronizada con la señal de reloj (CLK), que también proporciona el maestro. Son las dos únicas señales que necesita para funcionar, a parte de la línea de tierra. También se necesita un montaje de resistencias pull-up, debido a que tanto la línea CLK como SDA son líneas en drenador abierto, lo que implica que el dispositivo puede poner su salida en *low*, pero no en *high*. Para permitir esto se sitúan

las resistencias pull-up en la alimentación. Su valor típico se halla en torno a $1.8 \times 10^3 \Omega$.

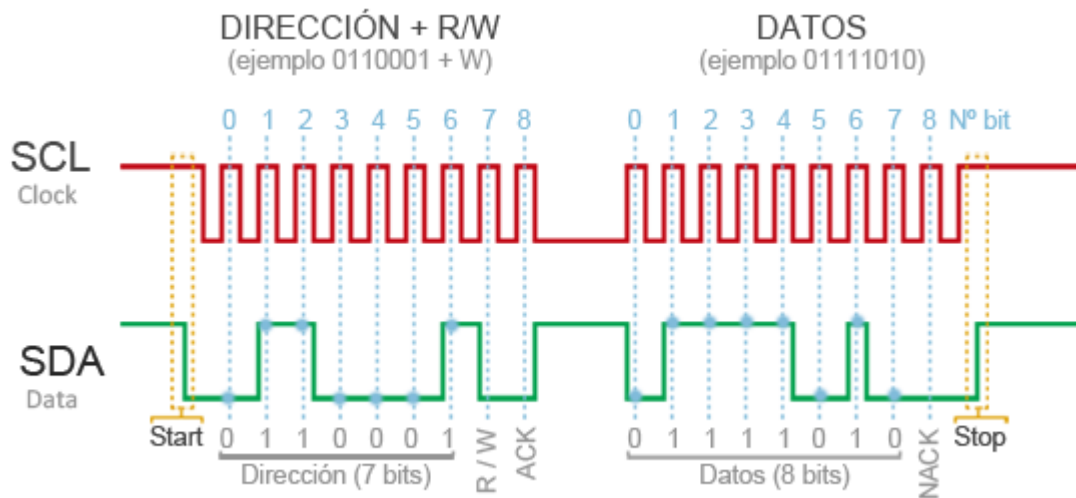


Figura 5-5 Trama del mensaje empleado en comunicación I2C (Llamas 2016)

Un mensaje propio de I²C está formado por:

- 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 5-5, es transferida en bloques de 1 byte seguidos por un bit de accuse 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 accuse 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.

III. OTROS SISTEMAS DE COMUNICACIÓN SERIE

UART

Un dispositivo Transmisor-Receptor Asíncrono Universal es empleado para la comunicación serie con dispositivos periféricos. El modo de funcionamiento básico emplea dos UARTs. El primero transforma bytes en secuencias de bits que son recompuestos en el dispositivo de llegada por el segundo UART. Se transmite una cadena básica con un bit de comienzo (low), 8 bits de datos y un bit de finalización (high). Al contrario que SPI o I²C es un sistema asíncrono que permite largas distancias y con más requerimientos de hardware.

1-WIRE

Es un bus de comunicación serie, fig. 5.6, cuya principal característica es que se implementa a través de una única línea de datos, codificada de forma bipolar. Un maestro inicia y controla la comunicación con uno o más esclavos.

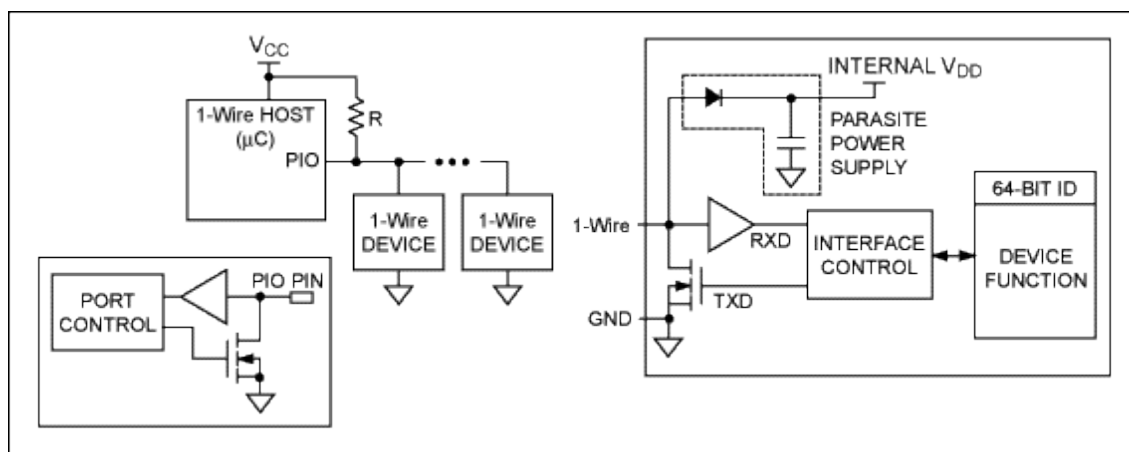


Figura 5-6 El bus 1-Wire emplea únicamente una línea de datos y la correspondiente línea de tierra

Está principalmente diseñado para aplicaciones en las que no es posible disponer de una señal de reloj y la transmisión de información va a ser relativamente sencilla.

UNI/O

UNI/O es un bus propietario de la compañía Microchip que implementa un sistema de comunicación que requiere una única señal de entrada/salida. Un maestro inicia y controla todas las operaciones con los esclavos, a una velocidad máxima de 100kHz. La línea de datos (SCIO), en la figura 5.7, se implementa mediante el sistema de codificación Manchester, que permite incluir la señal de reloj y los datos juntos. En este sistema, cada bit consiste en un flanco determinante en el medio del periodo del bit. La dirección del flanco determina el valor del bit. [Microchip 2009]

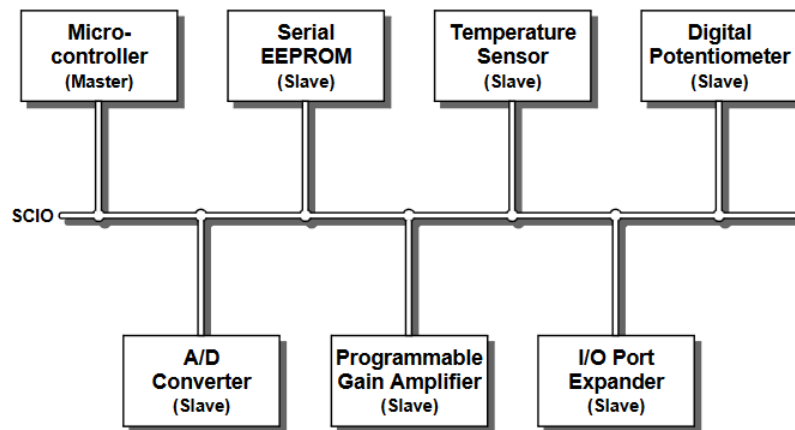


Figura 5-7 Ejemplo de configuración UNI/O (Microchip 2009)

SISTEMA ELEGIDO

El diseño del robot ápodo modular implica:

- La transmisión de al menos 4 bits de información de forma rápida y segura
- Una miniaturización elevada y un uso lo más austero posible de componentes
- Unas distancias de transmisión no superiores a los 20 cm
- Un cableado lo más sencillo posible, unido a una disipación de potencia baja y un voltaje de operación bajo
- Un flujo de transmisión de datos constante y casi unidireccional

Por todo ello, el sistema de comunicación más apropiado es el estándar I²C, también conocido como TWI (Two- Wired interface). Este estándar cumple todos los requisitos, es relativamente sencillo de ser implementado y permite una posible expansión futura. Es particularmente determinante su facilidad de implementación en un chip de 8 patillas, liberando 4 para el control de los actuadores.

Su implantación será desarrollada en el apartado IV.



II. UNIDAD DE CONTROL

Para la implementación del sistema de comunicación escogido se necesita un diseño de lógica secuencial, figura 5.8, que trate la información intercambiada y, en función de ella, produzca una salida analógica de 3 voltios a cada uno de los 4 actuadores IPMC, todo ello en un empaquetado extremadamente reducido y con un coste asumible.

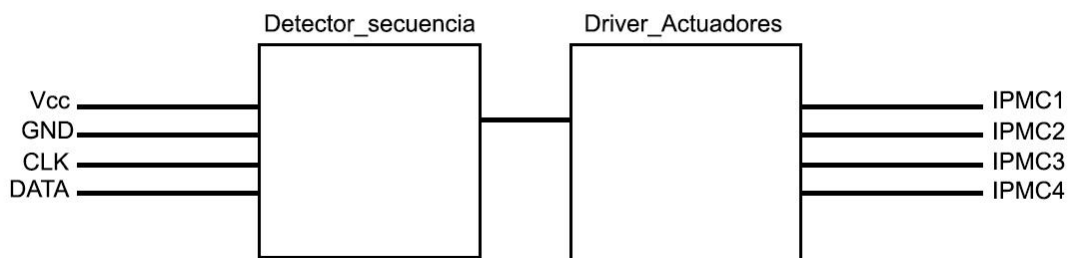


Figura 5-8 Esquema de la arquitectura de un módulo

Es decir, en una primera fase el módulo debe ser capaz de:

- Identificar si se está produciendo una comunicación
- Identificar si él es el receptor del mensaje
- Interpretar el contenido del mensaje

En una segunda fase, el módulo debe ser capaz de transformar el mensaje en una señal de salida a cada uno de sus actuadores. Esta implementación puede ser llevada a cabo mediante distintas opciones:

I. CPLD

Los dispositivos lógicos programables pueden ser definidos como circuitos lógicos digitales en los cuales el usuario puede grabar el circuito a implementar. [Oliver 2007] Durante su historia han evolucionado de diversas formas, buscando el poder reducir el número de componentes en los circuitos electrónicos a gran escala, mientras se mantenía su enfoque hacia un propósito genérico que pudiese ser usado en multitud de diseños.

En un inicio Texas Instruments diseñó un dispositivo, el PLA (Programmable Logic Array), figura 5.9, que implementaba funciones lógicas en dos niveles a través de dos matrices de puertas lógicas AND y OR, que podían ser programadas de forma combinacional.

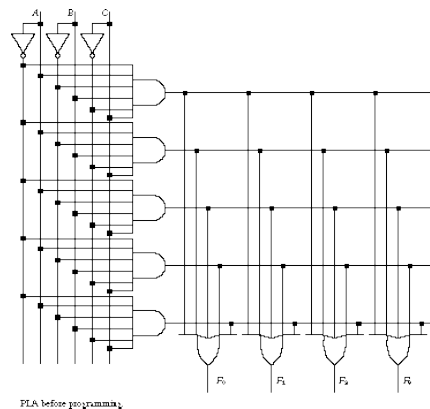


Figura 5-9 PLA previamente a ser programada (Katz 1993)

Una segunda generación de dispositivos programables apareció con el desarrollo de las PAL (Programmable Array Logic). El mismo concepto que las PLA se simplificó, manteniendo una matriz de puertas AND programables al tiempo que se simplifica la matriz OR, figura 5.10, haciendo las conexiones fijas en este plano, de forma que la lógica combinacional resultante adopta la forma de una suma de productos binarios. Esto, mientras reduce la capacidad de implementación de funciones complejas en el dispositivo, permite mayores velocidades.

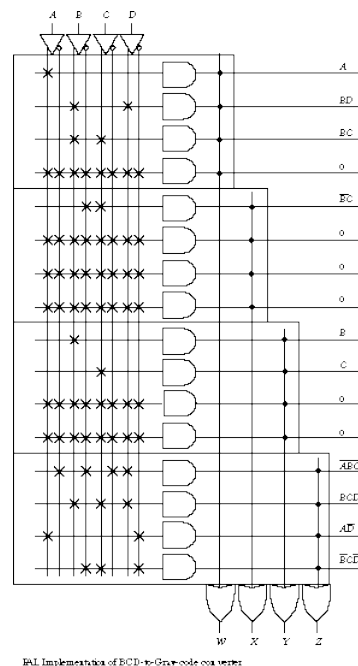


Figura 5-10 Implementación de un conversor BCD-Código Gray a través de una PAL (Katz 1993)

Los PLDs y CPLDs (Complex Programmable Logic Device) implican la evolución de este concepto a una estructura más compleja. Mientras que las PLAs y las PALs son útiles al implementarse en pequeños circuitos digitales que no requieran muchas entradas y salidas, para implementar circuitos más



complejos se pueden emplear múltiples PLAs o PALs, o bien recurrir a un CPLD.

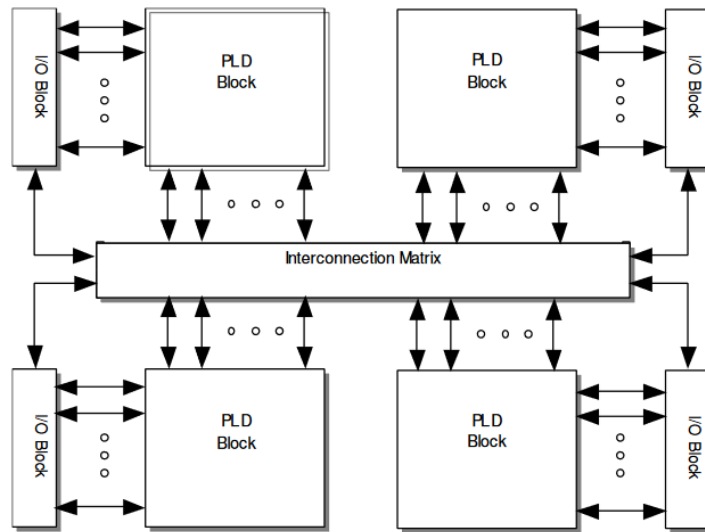


Figura 5-11 Interconexión de bloques dentro de un PLD (Oliver 2007)

El CPLD tiene una estructura base similar a sus antecesores, figura 5.11, formando múltiples bloques, cada uno de ellos actuando de forma similar a un PAL, unidos mediante una matriz de interconexión. En la Figura 5-12 se puede observar como la celda básica es similar, estructurada en dos planos AND-OR, siendo el primer plano programable y el plano OR fijo. A su salida se encuentra un flip flop que actúa como elemento de memoria.

La matriz de interconexión contiene los interruptores programables que son empleados para conectar los bloques.

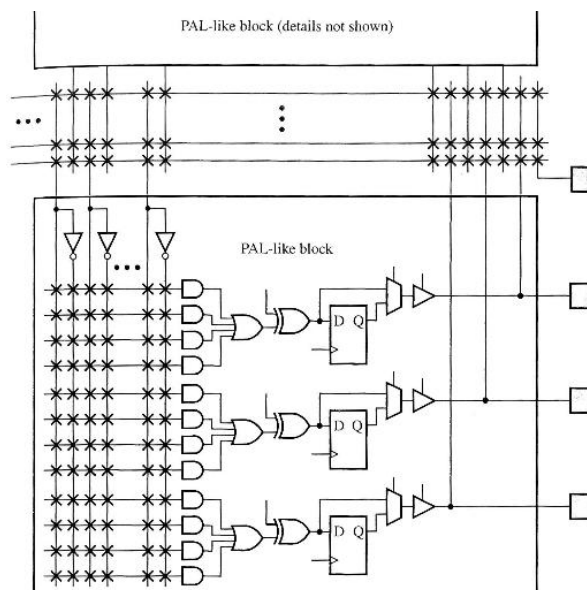


Figura 5-12 Sección de un CPLD

Otros aspectos de diseño a tener en cuenta es que su configuración es almacenada de forma habitual en una memoria EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), lo que implica que la memoria es no volátil y permite unos tiempos de operación rápidos y de retardos predecibles.

II. FPGA

Los CPLDs permiten acomodar circuitos de tamaño moderadamente grande en un solo chip. Sin embargo, para implementar circuitos de mayor tamaño se hace necesario un tipo distinto de dispositivo.

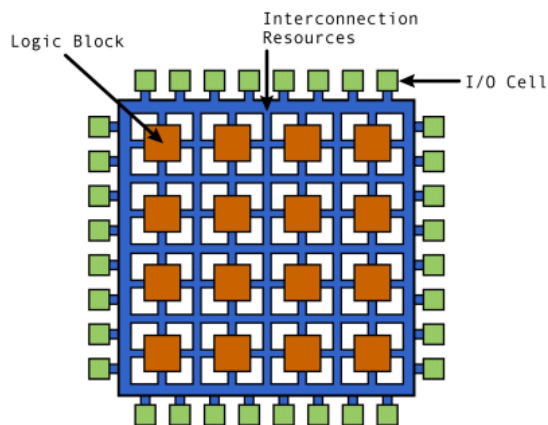


Figura 5-13 Esquema interno de una FPGA generica (Zeidman 2006)

Una FPGA (Field Programmable Gate Array) es un dispositivo de lógica programable que difiere de los CPLDs en que no emplean matrices de puertas AND-OR, sino que implementan una matriz de células lógicas, figura 5.13, cuya función es programable. Estas celdas a su vez se interconectan entre sí mediante conexiones programables, figura 5.14, rodeadas de bloques dedicados a la entrada/salida. [Oliver 2007]

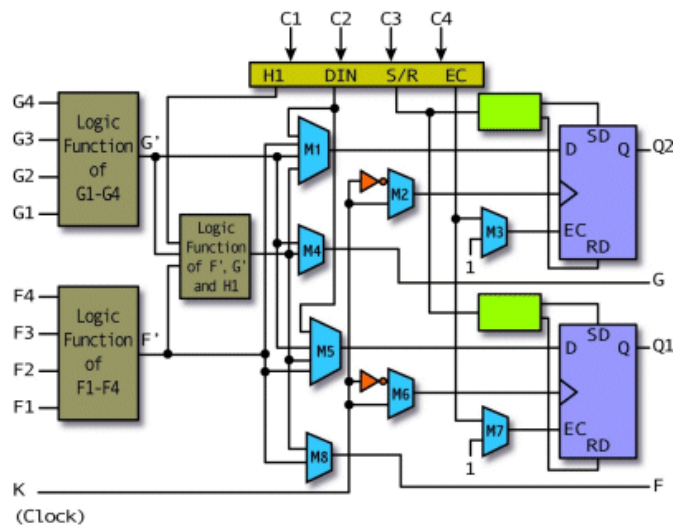


Figura 5-14 Célula lógica configurable de una FPGA (Xilinx)



Las células lógicas se disponen en una matriz bidimensional, mientras que el cableado de interconexión se organiza formando una red horizontal y vertical. Adicionalmente también habrá circuitería para llevar la señal de reloj a cada célula lógica.

Cada célula lógica contiene lógica suficiente para crear una pequeña máquina de estados. Esta principalmente formado por bloques de RAM (Random Access Memory) utilizada para crear LUTs (Look-Up Table) que permiten implementar funciones lógicas simples. Como se puede observar en la Figura 5-14, también contiene flip-flops para almacenar elementos de memoria, multiplexores para re direccionar la lógica dentro del bloque y con el exterior. [Zeidman 2006]

Para el programado de una FPGA en la actualidad se usan 3 tecnologías diferentes:

Por una parte, se puede emplear Static-RAM, la tecnología más común, que utiliza un bit de memoria estática para cada elemento programable. Su principal ventaja es que son las más estandarizadas, por lo que su rendimiento es el más optimizado. Pueden ser reprogramadas en cualquier momento, cualquier número de veces. Por el contrario, al ser su memoria volátil, deben ser reprogramadas con cada arranque, lo que implica un mayor consumo. [Zeidman 2006]

Otro método es el conocido como anti fusible. Consiste en una estructura microscópica que, al contrario que un fusible normal, en condiciones normales no hace contacto. Al pasar una elevada corriente durante la programación se unen ambos lados. Esto implica que su memoria es no volátil, y sus tiempos de retardo serán mucho menores, consumiendo menos potencia. Desafortunadamente, su proceso de fabricación es mucho más complejo, y una vez programadas no pueden ser alteradas.

La tercera tecnología empleada es la memoria Flash. Combina la no volatilidad del método anti fusible con la reprogramabilidad de la SRAM, y el proceso estandarizado de fabricación con el bajo consumo. [Zeidman 2006]

Así pues, se puede concluir a modo de resumen que las FPGAs deben ser empleadas en dispositivos que requieran calculo pesado, y cuando su memoria volátil no sea un inconveniente. Por otra parte, los CPLDs pueden ser empleados en funciones más livianas, que requieran estar activos sin necesidad de reprogramación.

HDL

Para la programación de ambos tipos de dispositivos se emplean lenguajes de programación HDL (Hardware Description Language) como Verilog o VHDL.



Un lenguaje HDL es empleado para describir un sistema digital dado. Puede ser empleado para describir múltiples niveles de un sistema digital, como a nivel de enrutado, a nivel de puerta lógica o a nivel de registro.

El proceso de diseño a través de HDL seguirá este procedimiento:

- En primer lugar, se describe el sistema a desarrollar en base a su funcionalidad mediante el lenguaje HDL.
- Una vez descrito, se compila el programa, depurando los errores de diseño que se hayan producido. Esta fase es independiente del dispositivo en el que finalmente se implemente el diseño.
- Posteriormente se especifica el dispositivo de implementación, de forma que se pueda trasladar el diseño a los recursos físicos disponibles, como pines de entrada, salida, células lógicas, etc. en el dispositivo elegido. Obtendremos una representación interna fidedigna del dispositivo elegido.
- En esta última fase de diseño procedemos a la simulación del dispositivo y a el análisis temporal de su comportamiento. Nos permitirá verificar si todo funciona correctamente y establecer los retardos correspondientes.
- Finalmente se programará el diseño realizado en el componente físico elegido, mediante los métodos apropiados que correspondan.

Verilog es uno de los principales HDL de la industria. Es un lenguaje de sintaxis similar a la del lenguaje de programación C, desarrollado por Gateway Design System Corporation en 1985, que permite describir los diseños tanto a un nivel alto de abstracción (funcionalidad) como a un bajo nivel (estructural). Permite la simulación de los diseños previamente a ser implementados, lo cual constituye una indudable ventaja durante la etapa de diseño. [Hyde 1995]

III. MICROCONTROLADORES

Un microcontrolador es un circuito integrado digital monolítico que contiene todos los elementos de un procesador digital secuencial síncrono programable de arquitectura Harvard o Von Neumann. Esta arquitectura esta representada en la figura 5.15. Se le suele denominar también microcomputador integrado o empotrado, y está especialmente orientado a tareas de control y comunicaciones.

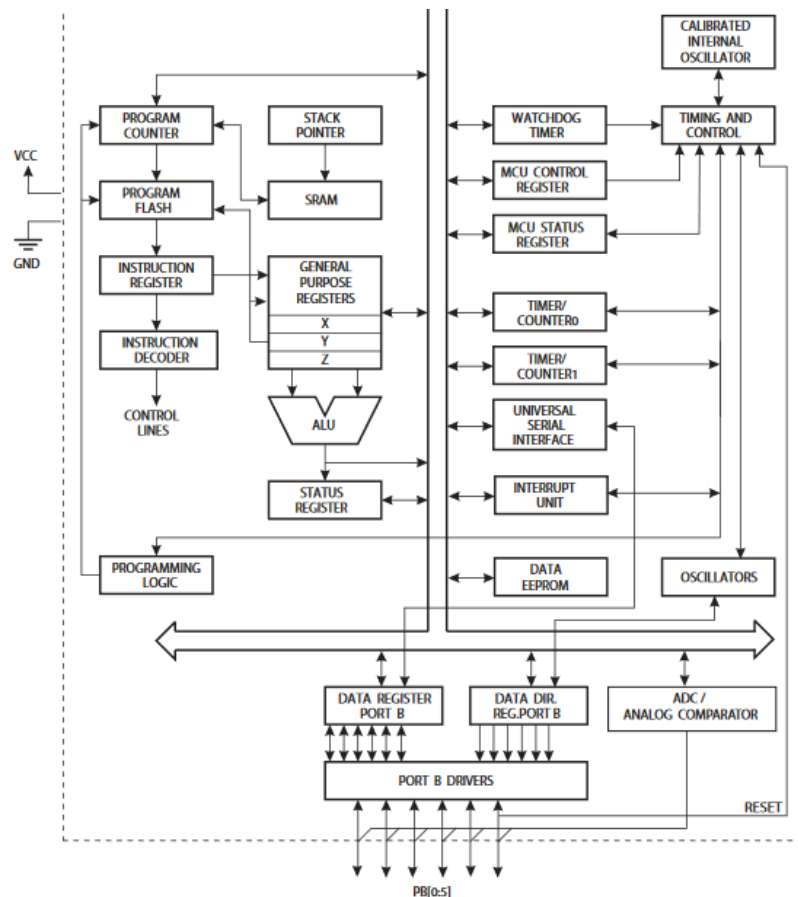


Figura 5-15 Diagrama de bloques de la arquitectura de un microcontrolador AVR

Por su pequeño tamaño, los microcontroladores permiten empotrar un procesador programable en muchos productos industriales. Su coste reducido y su consumo de energía y velocidad adaptables les hacen apropiados para numerosas aplicaciones. Además, poseen mecanismos de seguridad de funcionamiento y proporcionan protección del equipo electrónico contra copias y modificaciones del programa no autorizadas. [Mandado, y otros 2007]

IV. CIRCUITO ELECTRÓNICO

Una vez determinado las características fundamentales del diseño electrónico, que incluyen la inclusión de un microcontrolador, el uso de actuadores IPMC y la implementación de un sistema de comunicación I²C, diseñaremos el circuito que recoja estos elementos.



Las señales principales serán generadas por el cabezal. Parte de estas a su vez serán suministradas desde el exterior por un cable de apoyo, en tanto que el robot no sea completamente autónomo. Estas señales son:

- Vcc: Señal de tensión continua. Será alimentado desde el exterior, y regulado en el cabezal a voltaje estable de 3.3 V. La intensidad del circuito no debe superar en ningún caso los 5mA, como se estudió en el apartado *IV Electrónica aplicada al cuerpo humano*.
- GND: Señal de toma a tierra. Esta señal, procedente también del exterior, es fundamental para la prevención de microshocks y la formación de corrientes de fuga. La resistencia máxima entre la toma de tierra y cualquier elemento del circuito conectado a este debe ser inferior a 0.1Ω
- CLK: Señal de reloj para el sincronismo de los distintos dispositivos conectados al maestro. Se genera en el propio maestro. Estableceremos una velocidad de ciclo de 1MHz provisionalmente, en espera de los resultados experimentales. Al ser una señal dentro del estándar I²C, debe estar conectada a Vcc mediante una resistencia pull up.
- SDA: Señal de datos para la comunicación entre los distintos dispositivos. Es generada en el propio maestro, o por cualquiera de sus esclavos. Consiste, como se ha descrito anteriormente, en una cadena de 2 bytes con un bit de comienzo y un bit de finalización, de los cuales el primer byte identifica la dirección del dispositivo al que va dirigido y el segundo mensaje codifica los actuadores que deben ser activados. Al igual que la señal de reloj, debe ser conectada a Vcc mediante una resistencia pull up.

Estas señales serán recibidas a través de los pines del microcontrolador seleccionado, que a su vez debe disponer de 4 pines de entrada/salida para controlar a los actuadores. Estas salidas no dispondrán de potencia suficiente para activar los actuadores sin entrañar un riesgo para el microcontrolador, por lo que serán ampliadas mediante transistores. Las características eléctricas del actuador IPMC son detalladas más adelante.

I. ANÁLISIS Y CARACTERIZACIÓN

Para el proceso de diseño y simulación se empleará 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.

MICROPROCESADOR ELEGIDO Y CARACTERÍSTICAS

Para la selección del microprocesador debemos tener en cuenta los requisitos de diseño establecidos anteriormente. En ello se han tenido en cuenta las interfaces de hardware que son necesarias (1 I²C + 4 I/O), la arquitectura de software empleada (8 bits @ 1Mhz), las necesidades de memoria y los costes y 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.

Product	Buy	Status	Documents	SR Pricing	CPU	Architecture	Program Memory Size (Kbytes)	SRAM (bytes)	EEPROM / HEF	Pin count	Max. CPU Speed MHz	Peripheral Pin Select (PPS)	Internal Oscillator	# of Comparators	Operational Amplifier	Total # of A/D channels	Max A/D Resolution (bits)	ADCC with Computation	Number of D/A Converters	Max D/A Resolution (bits)	Internal Voltage Reference (Bandgap)	Zero Cross detect	Slope Compensation / Programmable Ramp Generator
PIC16F18313		In Production		\$2.26	8-bit PIC MCU	8	3.5	256	0/HEF	8	32	Yes	32 MHz, 32 MHz	1	0	5	10	No	1	5	No	Yes	0
PIC12LF1552		In Production		\$0.69	8-bit PIC MCU	8	3.5	256	0/HEF	8	32	No	16 MHz, 32 MHz	0	0	5	10	No	0	0	No	No	0
PIC16F18313		In Production		\$2.26	8-bit PIC MCU	8	3.5	256	256	8	32	Yes	32 MHz, 32 MHz	1	0	5	10	No	1	5	Yes	No	0
ATTiny25		In Production		\$0.34	8-bit AVR	8	2	128	128	8	20	No	Yes	1	0	4	10	No	0	0	No	No	0
ATTiny45		In Production		\$0.61	8-bit AVR	8	4	256	256	8	20	No	Yes	1	0	4	10	No	0	0	No	No	0
ATTiny85		In Production		\$0.69	8-bit AVR	8	8	512	512	8	20	No	Yes	1	0	4	10	No	0	0	No	No	0
PIC12F1822		In Production		\$0.73	8-bit PIC MCU	8	3.5	128	256	8	32	No	32 MHz, 32 MHz	1	0	4	10	No	1	5	Yes	No	0
PIC12F1840		In Production		\$0.77	8-bit PIC MCU	8	7	256	256	8	32	No	32 MHz, 32 MHz	1	0	4	10	No	1	5	Yes	No	0
ATTiny25-AUTOMQ		In Production		\$1.40	8-bit AVR	8	2	128	128	8	16	No	Yes	1	0	4	10	No	0	0	No	No	0
ATTiny45-AUTOMQ		In Production		Call For pricing	8-bit AVR	8	4	256	256	8	16	No	Yes	1	0	4	10	No	0	0	No	No	0
ATTiny85-AUTOMQ		In Production		Call For pricing	8-bit AVR	8	8	512	512	8	16	No	Yes	1	0	4	10	No	0	0	No	No	0

Figura 5-16 Selección del Microcontrolador (Microchip.com)

Para la selección del microcontrolador concreto se ha empleado el filtro del catálogo de Microchip, en la figura 5.16. A través de este llegamos a la familia ATtiny 25/45/85 y al PIC12LF1552, PIC16F18313 y PIC16F15313. Por los motivos antes enumerados, se seleccionará el microcontrolador ATtiny. Sus características principales son:

Tabla 5-1 Características técnicas del microcontrolador ATtiny85

ATtiny85	
Parámetro	Valor
Tipo de memoria del programa	Flash
Tamaño de memoria del programa (Kb)	8

Velocidad CPU (MIPS)	20
Bytes RAM	512
Data EEPROM (bytes)	512
Periféricos de comunicación	1-SPI, 1-I ² C
Periféricos PWM	5PWM
Contadores	2 x 8 bit
Comparadores	1
Rango de temperaturas(C)	-40 a 85
Rango de Voltajes (V)	1.8 a 5.5
Numero de Pines	8

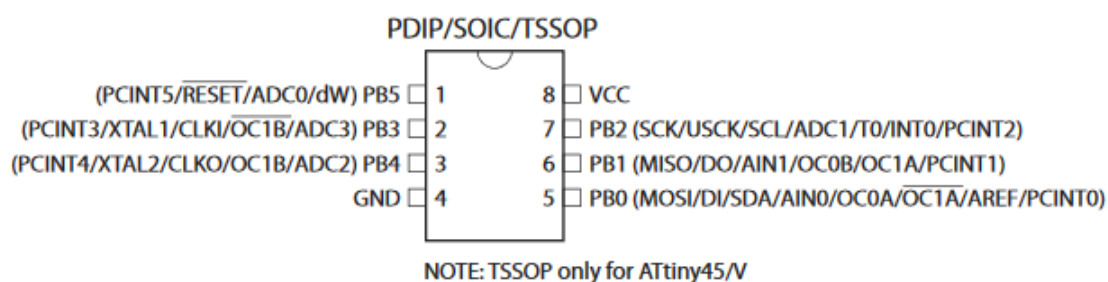


Figura 5-17 Pinout del chip ATtiny 25/45/85 (Microchip)

El bus I²C se conectara, figura 5.17, a los pines 5 y 7, donde se encuentra el canal SDA(5) y SCL(7). Los pines 2 3 y 6 (PB3 PB4 y PB1, respectivamente) serán empleados como pines de salida para el control de los actuadores. La particularidad la introduce el pin 1 (Reset), que deberemos deshabilitar por software para permitir su uso como pin de salida, logrando así los 4 pines de control. Este pin, sin embargo, tendrá una menor potencia de salida. Por su parte, los pines 4 y 8 se conectarán a tierra y a tensión de la forma correspondiente.

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.



En Arduino se instalará la librería ATtiny desarrollada por David A. Mellis, que permite la programación del chip ATtiny 25/45/85 desde Arduino Uno, así como la librería TinyWire desarrollada por Donald Blake, que permite la inclusión de funciones para la conversión del módulo USI del chip como I²C. Las funciones relevantes de esta librería están incluidas y comentadas en el anexo. Para comenzar la simulación se programa un único módulo que reciba una orden, la decodifique y la ejecute. (Ver anexo)

El programa funciona en un bucle, que es interrumpido mediante la función *TinyWireS.available*. Esta función devuelve el número de bytes en el buffer de entrada. Si está activo implica que se está transmitiendo información al esclavo. La función *TinyWireS.receive* devuelve el siguiente byte recibido, que es almacenado como mensaje recibido.

A continuación, se activa la función *Turn_on* que aplica el contenido del mensaje, es decir, los pines que deben ser activados o desactivados. Por último, se envía un acuse de recibo al maestro para garantizar la integridad de las comunicaciones.

ACTUADOR

Para el dimensionado eléctrico del actuador se tomarán los datos facilitados por EAMEX. Se debe tener en cuenta que este elemento solo debe ser alimentado con tensión positiva, para lograr un desplazamiento positivo, o nula, en el estado de desactivación. En el caso de ser alimentado con tensión negativa, se produciría una fuerza en dirección al propio circuito eléctrico.

EAMEX indica, para un elemento de 8 mm de longitud y 0.5 mm de espesor, un desplazamiento horizontal casi lineal de 1.4mm/s, mediante el aporte de 2mA de corriente constante, como se estableció con anterioridad.

Por tanto, estableceremos una fuente de corriente que permita este aporte independientemente de la carga, y a su vez sea controlada por la tensión de la salida del microcontrolador.

DIMENSIONADO DEL CIRCUITO: AMPLIFICADOR OPERACIONAL, BJT, RESISTENCIAS Y CONDENSADORES

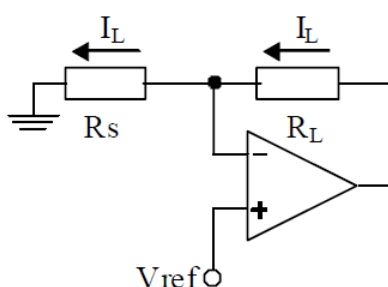


Figura 5-18 Configuración de Amplificador Operacional en Fuente No Inversora (Jung 1991)

Podemos establecer una fuente de corriente de baja potencia mediante un amplificador operacional, figura 5.18. En este caso, el actuador IPMC supondrá una carga R_L . El valor de carga, dentro de unos márgenes, no afecta a la intensidad de salida I_L , de forma que la intensidad es independiente del comportamiento del actuador:

$$I_L = \frac{V_{REF}}{R_S} \quad (\text{Ec 5.1})$$

$$I_L = 2\text{mA}; R_S = \frac{V_{REF}}{I_L} = \frac{3.3\text{V}}{2\text{mA}} = 1650\Omega \quad (\text{Ec 5.2})$$

$$V_{REF} = 0; I_L = \frac{0}{1650} = 0\text{A} \quad (\text{Ec 5.3})$$

Este montaje implica ciertas limitaciones en el rango máximo de tensión que se puede aplicar a R_L . [Karki 1998]. Además, conlleva un montaje más aparatoso de lo necesario, así como encapsulados grandes. Su simulación se puede ver en la figura 5.19.

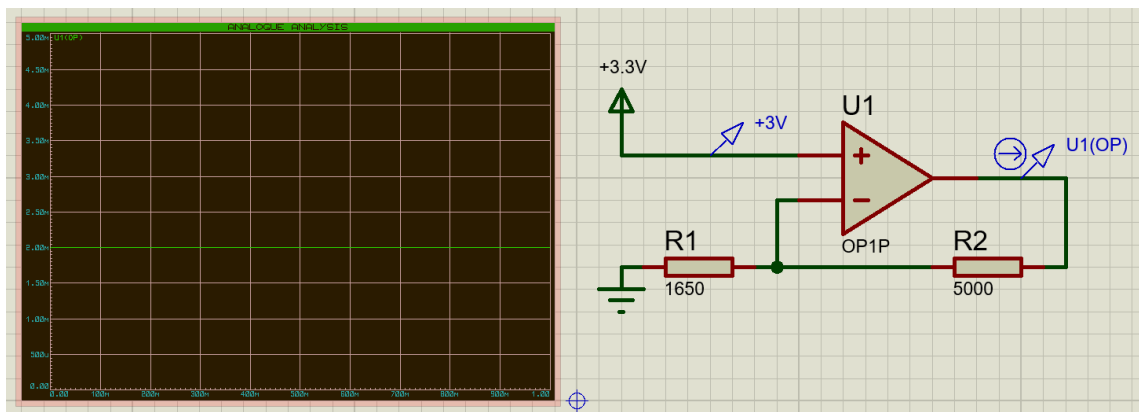


Figura 5-19 Simulación de fuente de corriente con amplificador operacional

Por otra parte, podemos implementar una fuente de corriente simple basada en transistores. La forma más simple de una fuente de corriente es la basada en un espejo de corriente, figura 5.20, que puede estar formada por transistores bipolares o MOSFET. Al ser los transistores tipo FET dispositivos controlados por tensión, no presentan problemas de polarización. [Robredo 2009]

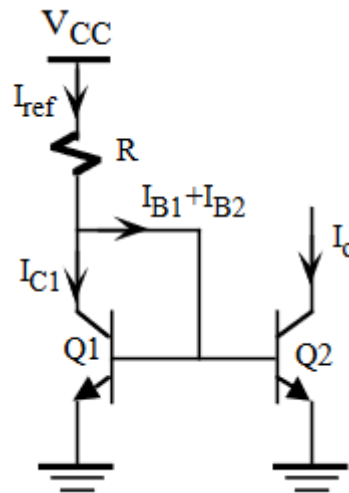


Figura 5-20 Espejo de Corriente BJT

La carga es activada por I_o , que deseamos sea 2mA en caso de activación, y 0mA en caso de desactivación. En el espejo de corriente, los transistores son idénticos, por lo que sus corrientes de colector son iguales [$I_{C1} = I_{C2} = I_o$], y la tensión base-emisor de ambos es la misma. Además, los transistores operan en activa, por lo que $I_C = \beta I_B$. Del esquema podemos deducir que:

$$I_{ref} = I_{C1} + I_{B1} + I_{B2} \quad (\text{Ec 5.4})$$

$$I_{ref} = \frac{V_{CC} - V_{BE}}{R} \quad (\text{Ec 5.5})$$

Y, por tanto, despejando la intensidad de la base:

$$I_o = \frac{I_{ref}}{1 + \frac{2}{\beta}} \quad (\text{Ec 5.6})$$

Para un dimensionado aproximado podemos tomar el modelo de transistor bipolar P2N2222A de uso habitual. En su caso, $\beta=50$, $V_{CC} = 3.3V$, $V_{BE} = 0.7V$

$$R = \frac{(V_{CC}-V_{BE})}{I_o \cdot 1.04} = \frac{3.3-0.7}{0.002 \cdot 1.04} = 1250\Omega \quad (16)$$

De esta manera, cuando la salida del pin correspondiente del microcontrolador esta activada, $V_{cc}=3.3V$ y $I_o=2mA$, y cuando esta desactivada, $V_{cc}=0.7V$ y $I_o=0mA$.

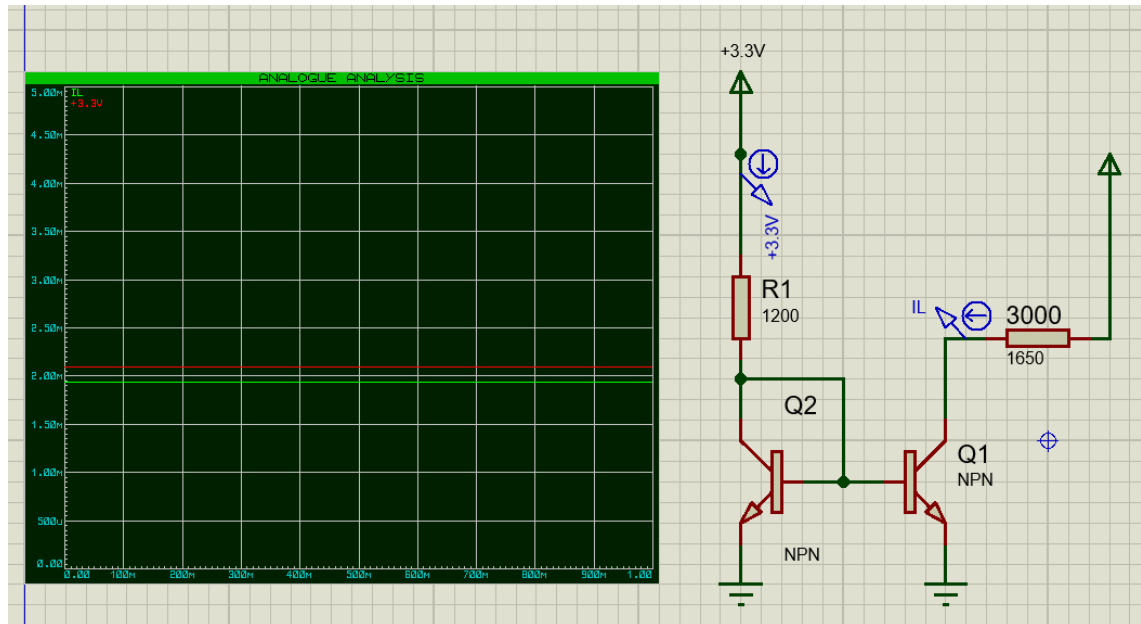


Figura 5-21 Simulación del espejo de corriente

En la figura 5.21 podemos observar una simulación del montaje en la que, independientemente del valor que asignemos a la carga, su corriente (I_L , verde), se mantiene en 2mA.

A continuación, podemos extender este diseño a las cuatro cargas que queremos controlar, para realizar una simulación más completa. En esta simulación se ha incorporado el microcontrolador ATTiny85, con el programa descrito en este capítulo cargado, al que se ha acoplado resistencia y condensador para estabilizar su voltaje de entrada, y se han conectado a sus salidas las correspondientes cargas con su montaje asociado. Por último, se sitúa una herramienta de testeo para I²C que simulara ser el maestro. Enviaremos diversas instrucciones y comprobaremos lo correcto del montaje.

La carga se ha simulado como un diodo LED junto a una resistencia de 3k Ω . Otras disposiciones adicionales del circuito incluyen un condensador de 1 μ F para el filtrado de la tensión de entrada al microcontrolador, así como un conector para incorporar al circuito las 4 conexiones con el exterior del módulo.

La simulación, en la figura 5.22 funciona correctamente y conforme a lo esperado, por lo que se procede al siguiente paso de desarrollo, la implementación en placa.

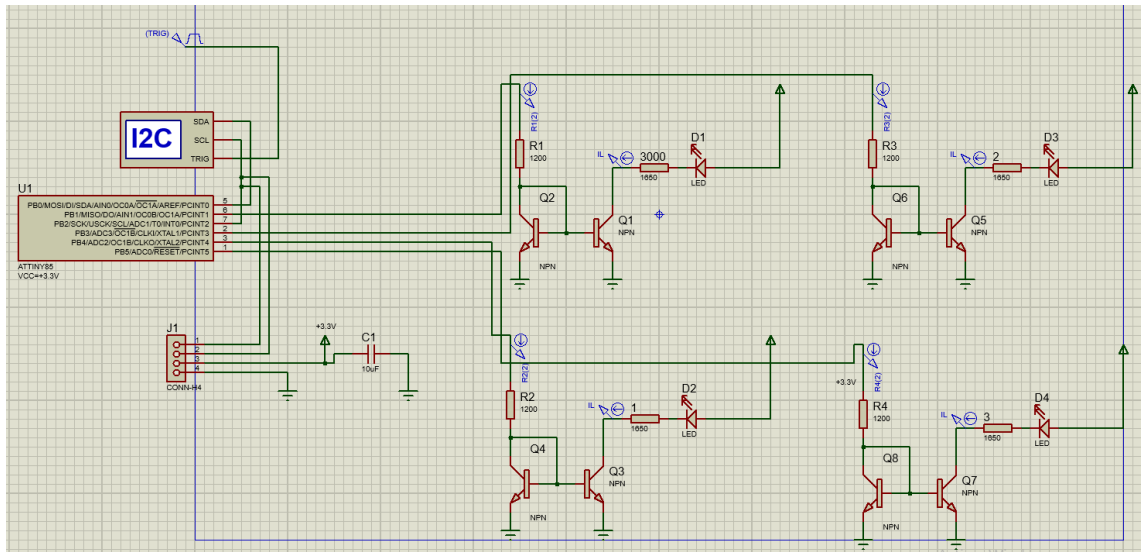


Figura 5-22 Diseño preliminar mediante el módulo I2C Debugger, para la monitorización del tráfico de señales. Cada actuador IPMC ha sido modelado como una resistencia de carga en serie con un diodo LED

II. IMPLEMENTACIÓN EN PLACA PCB

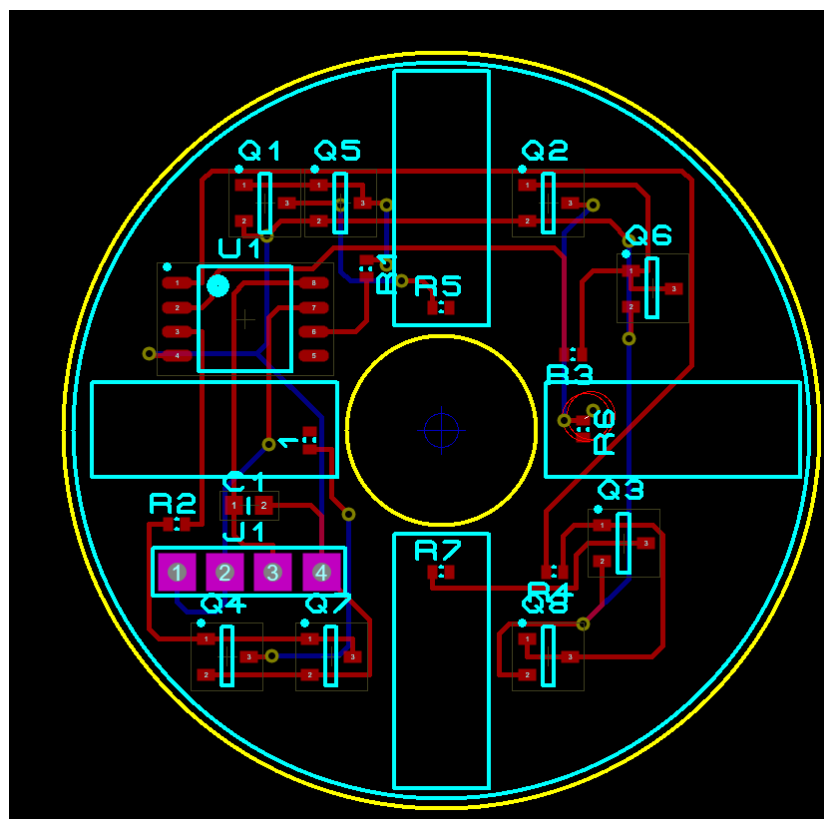


Figura 5-23 Modelo en PCB del circuito. Radio exterior: 10mm. Radio interior: 2.5 mm.

Este proceso es desarrollado en el módulo PCB Layout de Proteus. El diseño comienza con una corona de radio exterior 10mm y radio interior 2.5mm. Esta será la superficie del circuito, figura 5.23. A continuación, se debe tener en



cuenta el espacio reservado a las láminas IPMC, dispuestas en cruz (figura 49, R5, R6, R7,R8, añil). En los espacios restantes se han situado el resto de componentes de acuerdo a su encapsulado, su funcionalidad, su peso y la minimización del enrutado.

Se ha optado por un montaje SMD (*Surface Mounted Device*), que implica un tamaño más reducido de componentes, mejor comportamiento frente a las vibraciones a las que va a estar sometido, así como una reducción considerable de las interferencias electromagnéticas emitidas, siendo acorde con el bajo consumo de energía del módulo.

La principal desventaja de este tipo de montaje es que su ensamblado es más complejo. En la fase de Prototipado se empleará un montaje *through hole* debido a su inmediatez, disponibilidad y facilidad de ensamblado manual. Sin embargo, este montaje no permite una miniaturización tal como la que las dimensiones del cuerpo humano requieren.

Para la selección del material de la placa (PCB) se ha elaborado la tabla 5.2, en la que se recopilan las dimensiones y características técnicas de las principales tecnologías:

Tabla 5-2 Tecnologías de fabricación de placas de circuito impreso, atendiendo a sus principales características

Multicapa	<p>Numero de capas</p> <p>Principales características</p> <p>Materiales</p> <p>Recubrimiento cobre</p> <p>Mínima distancia de ruta y separación</p> <p>Grosor PCB</p> <p>Dimensiones máximas</p> <p>Acabados superficiales</p> <p>Taladrado mínimo</p>	<p>4 – 22 capas estándar, 30 capas avanzadas, 40 capas de Prototipado.</p> <p>Multiples capas de fibra de vidrio y epoxy enlazadas con multiples capas de cobre de variable grosor</p> <p>Alta capacidad FR4, Libre de Halogeno FR4, low loss and low Dk</p> <p>Materiales</p> <p>18µm – 210µm, 1050µm / 30oz</p> <p>0.075mm / 0.075mm</p> <p>0.40mm – 7.0mm</p> <p>580mm x 1080mm, 610mm x 1400mm</p> <p>HASL (SnPb), LF HASL (SnNiCu), OSP, ENIG, Immersion Tin, Immersion Silver, Electrolytic gold, Gold fingers</p> <p>0.20mm</p>
HDI (Alta densidad de interconexión)	<p>Numero de capas</p> <p>Principales características</p>	<p>4 – 22 capas estándar, 30 capas avanzadas</p> <p>Placa multicapa con mayor densidad de conexionado que</p>



	<p>Modos HDI</p> <p>Materiales</p> <p>Recubrimiento cobre</p> <p>Mínima distancia de ruta y separación</p> <p>Grosor PCB</p> <p>Dimensiones maximas</p> <p>Acabados superficiales</p> <p>Taladrado minimo</p> <p>Taladrado laser minimo</p>	<p>una placa normal, mayor resolución de rutas y espacios, menores taladrados y tecnología de microvias para conectar con capas específicamente seleccionadas. 1+N+1, 2+N+2, 3+N+3,4+N+4, cualquier capa en R&D</p> <p>FR4 standard, FR4 high performance, Halogen free FR4, Rogers</p> <p>18µm – 70µm</p> <p>0.075mm / 0.075mm</p> <p>0.40mm – 3.20mm</p> <p>610mm x 450mm;</p> <p>OSP, ENIG, Immersion tin, Immersion silver, Electrolytic gold, Gold fingers</p> <p>0.15mm</p> <p>0.10mm estandar, 0.075mm avanzado</p>
Rf- Radiofrecuencia	<p>Numero de capas Principales características</p> <p>Materiales</p> <p>Grosor del Dielectrico</p> <p>Metodo de perfilado</p> <p>Recubrimiento cobre</p> <p>Minima distancia de ruta y separación</p> <p>Grosor del núcleo metalico</p> <p>Dimensiones maximas</p> <p>Acabados superficiales</p>	<p>2-20 capas</p> <p>Altamente miniaturizable, impedancia controlada y elaborada con materiales con baja perdida</p> <p>Low loss / low Dk, higher performance FR-4, PPO, Teflon, hydrocarbon / ceramic filled</p> <p>0.1mm – 3.0mm</p> <p>Routing, v-score</p> <p>½ to 6 ounce</p> <p>0.075mm / 0.075mm</p> <p>0.4-2mm post bonded</p> <p>580mm x 1010mm</p> <p>HASL (Lead-free), OSP, ENIG, Immersion tin, Immersion silver</p>
IMS- Base Metálica	<p>Numero de capas Principales características</p>	<p>1 – 4 capas</p> <p>Superior disipación de calor incorporada para aplicaciones térmicas. Emplea un sustrato de aluminio o de cobre enlazado con el circuito mediante resina</p>



	<p>Materiales térmica. Aluminio & cobre plates. FR-4, PTFE, thermal dielectrics.</p> <p>Grosor del Dieléctrico 0.05mm – 0.20mm</p> <p>Conductividad térmica 1-4 W/m/K</p> <p>Método de perfilado Perforado, Perfilado con refrigeración líquida</p> <p>Recubrimiento cobre 35µm – 140µm</p> <p>Mínima distancia de ruta y separación 0.10mm / 0.10mm</p> <p>Grosor del núcleo metálico 0.40mm – 3.20mm</p> <p>Dimensiones máximas 550mm x 700mm</p> <p>Acabados superficiales HASL, LF HASL, OSP, ENIG, Imersion tin, Immersion silver</p> <p>Taladrado mínimo 0.30mm</p>
Flexibles	<p>Numero de capas 1 – 6 capas</p> <p>Principales características Construida con polímeros, una placa flexible es necesaria cuando es imprescindible el movimiento de la placa, cuando se requieren interconexiones tridimensionales o cuando se requiere combinar cables y conectores debido a un espacio limitado</p> <p>Materiales Polyimide, Polyester</p> <p>Método de perfilado Corte laser, perforado</p> <p>Recubrimiento cobre 18µm – 70µm</p> <p>Mínima distancia de ruta y separación 0.075mm / 0.075mm</p> <p>Grosor PCB 0.05mm – 0.80mm</p> <p>Dimensiones máximas 450mm x 610mm</p> <p>Acabados superficiales LF HASL, OSP, ENIG, Immersion tin, Electrolytic gold, Gold fingers</p> <p>Taladrado mínimo 0.15mm</p>
Rígido-Flexibles	<p>Numero de capas 4-16 capas</p> <p>Principales características Materiales mixtos que incluyen RF, FR-4 y polímero flexible. Compromiso entre rigidez y flexibilidad. Puede tener un recubrimiento adhesivo y permitir una soldadura flexible.</p>



	<p>Comportamiento frente a la flexión</p> <p>Capacidad de flexión</p> <p>Materiales</p> <p>Recubrimiento cobre</p> <p>Mínima distancia de ruta y separación</p> <p>Grosor PCB</p> <p>Grosor PCB en sección flexible</p> <p>Dimensiones máximas</p> <p>Acabados superficiales</p> <p>Taladrado mínimo</p>	<p>Dependiendo del diseño, puede variar desde una flexión de 90° a 360° de desplazamiento que resiste ciclos continuos de flexión durante toda la vida útil del producto.</p> <p>El radio de flexión controla la flexibilidad de la porción de placa sujeta al esfuerzo. Cuanto más fino sea el material más bajo será el radio de flexión y más flexible la sección.</p> <p>RA cobre, THE cobre, FR-4, polyimide, adhesive</p> <p>½ ounce, 1 ounce, 2 ounce, 3 ounce</p> <p>0.075mm / 0.075mm</p> <p>0.4mm to 3mm</p> <p>0.05mm to 0.8mm</p> <p>457mm to 610mm</p> <p>ENIG, OSP Immersion tin, Immersion silver</p> <p>0.20mm</p>
Semi Flexibles	<p>Numero de capas</p> <p>Principales características</p> <p>Comportamiento frente a la flexión</p> <p>Capacidad de flexión</p> <p>Materiales</p> <p>Recubrimiento cobre</p> <p>Mínima distancia de ruta y separación</p> <p>Grosor PCB</p> <p>Grosor PCB in flex</p>	<p>1 – 12 capas, con 1 – 2 capas conductoras en el área a flexionar.</p> <p>El proceso emplea enrutado con control de profundidad para permitir acomodar una sección flexible en una placa rígida tradicional. Solo se emplea para operaciones estáticas (Solo se dobla en el momento de la instalación)</p> <p>50 x ciclos de flexion of 0° – 90° – 0°</p> <p>5mm radio / max angulo de flexión 90°</p> <p>Specialized FR-4 for static flex applications</p> <p>35µm</p> <p>0.075mm / 0.075mm</p> <p>1.00mm – 2.00mm</p> <p>0.25mm ± 0.05mm</p>



	section Dimensiones máximas Acabados superficiales Taladrado mínimo	538mm x 610mm HASL (SnPb), LF HASL (SnNiCu), OSP, ENIG, Immersion tin, Immersion silver, Electrolytic gold, Gold fingers 0.20mm
Simple y Doble Cara	Numero de capas Principales características Materiales Recubrimiento cobre Mínima distancia de ruta y separación Grosor PCB Dimensiones máximas Acabados superficiales Taladrado mínimo	2 capas Fibra de vidrio epoxy dieléctrica laminada con cobre de grosor variable. La placa tradicional. FR-4 standard, FR-4 high performance, FR-4 halogen-free. 18µm – 210µm, avanzado 1050µm / 30oz 0.10mm / 0.10mm 0.40mm – 3.2mm 510mm x 650mm HASL (SnPb), LF HASL (SnNiCu), OSP, ENIG, Immersion tin, Immersion silver, Electrolytic gold, Gold fingers 0.30mm standard, 0.20mm avanzado

En nuestro caso, se busca una placa que:

- Soporte esfuerzos con facilidad e incluso admita cierto grado de flexibilidad, para adaptarse con mayor suavidad al perfil del intestino grueso y su dinámica. Sin embargo, una alta flexibilidad puede ser perjudicial, actuando en detrimento de la precisión.
- Presente un peso muy bajo, para lograr el mayor desplazamiento relativo posible con un actuador.
- Soporte un montaje SMD muy miniaturizado.
- No se precisa de un número elevado de capas (2) puesto que el circuito es de baja complejidad, pero si se necesitan dos capas, puesto que se colocarán los componentes en un lado de la placa y las láminas de IPMC en el reverso.

Por estos motivos, se podría debatir entre una placa tradicional de doble cara, o una placa HDI que permita mayor miniaturización y precisión a un mayor coste. Dada la naturaleza del producto, la mayor fiabilidad y precisión posibles son necesarias. Por tanto, se optará por una placa HDI. En la actualidad es el



sector de placas con un mayor crecimiento de mercado, con una cuota actual del 15% de las ventas globales. (NCAB Group 2017) Encuentra su mayor área de aplicación en teléfonos móviles, dispositivos táctiles, portátiles, cámaras digitales, dispositivos médicos o electrónica aeronáutica.

Optaremos por la configuración más sencilla, 1+N+1, con un grosor de 0.4mm

Los encapsulados serán seleccionados en torno a estas mismas consideraciones:

CONECTOR:

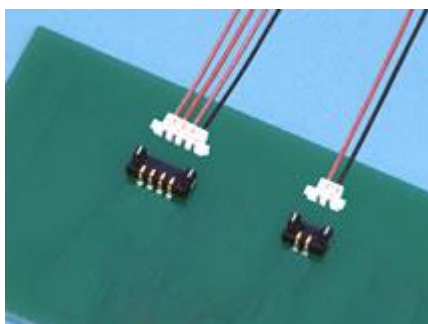


Figura 5-24 Conector CFX4104-0201F de la compañía SMK

Como conector de 4 pines para comunicar el módulo con el maestro y la alimentación se ha seleccionado el modelo CFX4104-0201F de la compañía japonesa SMK. Este modelo, figura 5.24, emplea lo que se denomina como *Wire to Board ID Connector*, que permite:

- Un método de conexión de pequeño tamaño y bajo perfil de 0.8 mm de altura y 1.2mm de ancho
- Resistente a vibración y choques
- Soporta múltiples direcciones de conexionado debido.
- El elemento de acoplado garantiza que el cableado mantiene su posición horizontal.
- Excelente retención del cableado mediante un sistema de doble desplazamiento en el cabezal. (SMK 2017)

Por todo ello es el conector idóneo para esta aplicación. Soporta 1 A 30V AC/DC y esta excelentemente aislado (250V 100MΩ). Las dimensiones totales contando el cabezal son ancho: 1.7mm largo 4.75 mm alto 0.9mm. Está conformado por una resina termoplástica y los puntos de contacto son de cobre con revestimiento de oro.

ATTINY:

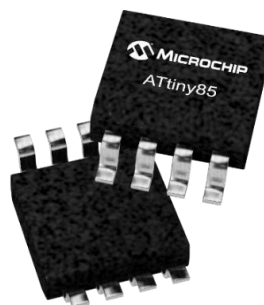


Figura 5-25 ATtiny 85 S8S1

El microcontrolador ATTiny, explicada su selección en el apartado anterior, dispone de diversos encapsulados. En su caso seleccionaremos el más compacto de entre los que disponen de montaje SMD, el S8S1 (fig. 5.25). Sus dimensiones principales son 6mm de ancho, 4.9mm de largo y 1.5mm de alto, convirtiéndolo en el componente de mayor tamaño del circuito.

En este momento el programa que será cargado en el microcontrolador ocupa 1300 bytes, por lo que el modelo ATTiny25, de 2500 bytes, es el modelo adecuado para esta aplicación.

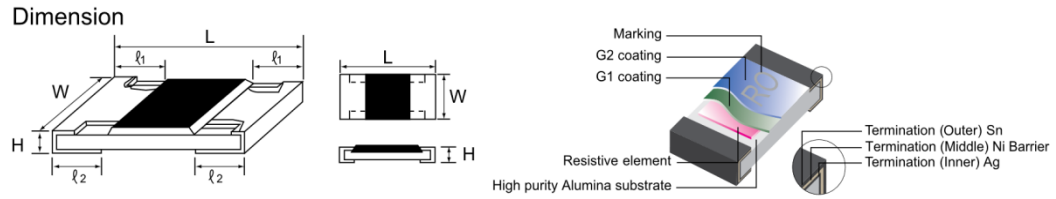
RESISTENCIAS

Las resistencias del circuito tienen un valor de 1250Ω, y soportan una potencia máxima de 3.3V 5mA, es decir, de 165mW. Se buscará para ellas un encapsulado SMD del menor tamaño posible. En su caso:

Tabla 5-3 Potencias asociadas a las resistencias en encapsulado SMD

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

De acuerdo con la tabla 5.3, correspondería un empaquetado 0201. Por seguridad, sobredimensionaremos este componente, escogiendo el encapsulado 0402 (fig. 2.26).



5-26 Encapsulado 0402 para resistencias de baja potencia

Este encapsulado tiene unas dimensiones de 1mmx0.5mmx0.35mm, su máxima corriente/voltaje de operación son 1A/50V, y se puede adquirir para un valor de 1k2Ω con una tolerancia del 1%, un valor suficientemente próximo a los 1250Ω deseados.

TRANSISTORES

Para la selección del transistor se ha tenido en cuenta que la aplicación, de media frecuencia y baja potencia, no requerirá una alta disipación de calor, por lo que se puede emplear un empaquetado micro. Se ha buscado, por tanto, transistores disponibles en el empaquetado SOT23, figura 5.27, que concuerden con las especificaciones de diseño anteriormente encontradas.

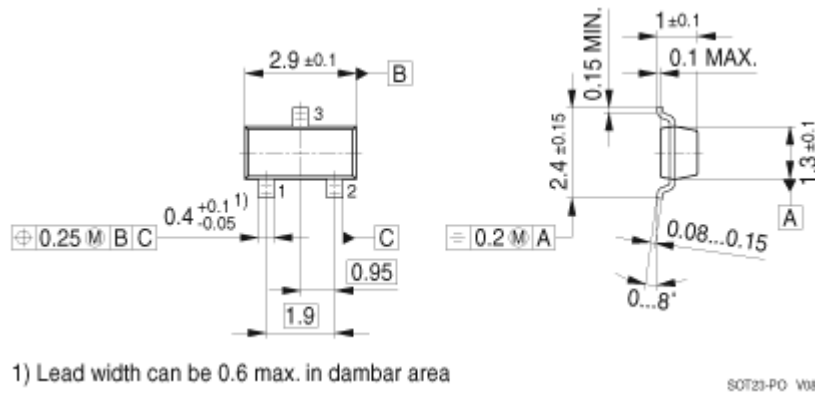


Figura 5-27 Diagrama de Empaquetado SOT23 para transistor acotado

Los transistores presentan una amplísima oferta. Como muestra, en la tabla 5.4 se han valorado 9 transistores de la compañía Panasonic, NPN, de pequeña señal, propósito general y encapsulado SOT23, así como libres de plomo, halógenos, y otras sustancias dañinas especificadas en la directiva europea 2011/65/EU que divergen ampliamente en voltaje de la unión, intensidades de colector, potencia soportada o frecuencia de operación.



Tabla 5-4 Modelos y características nominales de distintos transistores NPN de pequeña señal

Ref.	Pol.	Tamaño	Tipo	BVce	Ic	Pd	β	Ft
2SC1009A	NPN	SS	Trans	30V	50mA	150mW	60-180	250MHz
2SC1468S	NPN	SS	Darl	60V	1A	500mW	2000	500MHz
2SC1621	NPN	SS	Trans	20V	200mA	200mW	40-190	110MHz
2SC1622A	NPN	SS	trans	120V	50mA	200mW	135-900	250MHz
2SC1623	NPN	SS	Trans	50V	100mA	200mW	90-60	120MHz
2SC1653	NPN	SS	Trans	130V	50mA	150mW	90-400	120MHz
2SC1654	NPN	SS	trans	160V	50mA	150mW	90-400	120MHz
2SC2223	NPN	SS	trans	30V	20mA	150mW	40-180	600MHz
2SC3932	NPN	SS	trans	20V	50mA	150mW	25-50	800-1600MHz

En nuestro caso escogeremos el transistor de propósito general BCW31 de Fairchild, de características similares al empleado para el dimensionado teórico a mayor escala.

CONDENSADOR

El condensador del módulo cumple una función de desacoplo y filtrado entre la alimentación y el microcontrolador. Este evita que, durante las conmutaciones de alta frecuencia del microcontrolador, se produzcan transitorios que suban o bajen la tensión de alimentación excediendo los niveles máximos. Se dimensionará para un voltaje de 3.3V, 5mA, 1MHz, por lo que:

$$C = \frac{5mA}{3.3V \cdot 1MHz} = 1.51\mu F \quad (\text{Ec 5.8})$$

Dentro de la disponibilidad actual, se selecciona el modelo AMK063AC6105KP-F. Es un condensador cerámico de montaje SMD, para 4 voltios, de capacidad 1uF, tolerancia del 10%, empaquetado 0201 de dimensiones 0.3mmx0.6mmx0.3mm.

Como conclusión, podemos decir que la altura total del circuito, sumando actuadores, placa y componentes electrónicos, es de 2mm con una tolerancia del 5% y su peso minúsculo, lo que facilitara la labor de los actuadores.



CAPÍTULO 6:

SISTEMA DE CONTROL DEL CABEZAL





I. DISEÑO

El cabezal del robot es quizás el elemento de mayor importancia a la hora del diseño. Es el elemento donde residirá el núcleo del control y las comunicaciones con el exterior, el punto donde se situarán la instrumentación quirúrgica, así como el punto con mayor riesgo de producir molestias o daños no intencionados.

Inherente al robot podemos incluir los siguientes elementos en su diseño:

- Unidad de control general: Es la encargada de controlar el funcionamiento general del robot, controlando todos los módulos, procesando las señales recibidas del PC, así como enviando las señales necesarias.
- Alimentación: Encargada de suministrar energía a todo el robot, modulada acorde a las necesidades de consumo, y garantizar el control de las emisiones electromagnéticas y la correcta disipación de temperatura.
- Sensorización de posicionado: Se encarga de informar a la unidad de control de la posición del cabezal, ya sea mediante su posición relativa a la base, mediante el contacto con las paredes del espacio explorado, o su orientación respecto a si mismo.

Relativo al propósito del robot podemos incluir:

- Elementos auxiliares del intestino/esófago: Canales de agua y aire insertados por el canal de instrumentación, encargados de irrigar o succionar el conducto para facilitar el tránsito, así como de limpiarle en caso de mala visibilidad.
- Instrumentación medica propia de la endoscopia: Los instrumentos necesarios para realizar la operación en cuestión, ya sean pinzas para biopsia, clips, agujas, tijeras, o sondas.
- Conjunto de cámara e iluminación: Encargada de retransmitir al usuario las imágenes en tiempo real del espacio situado delante del cabezal, así como iluminarlo de forma suficiente.
- Sensorización medica: Aquellos sensores que revistan un especial interés médico y no se encuentren incluidos en la instrumentación propia de la orientación, como pueden ser temperatura, pH, humedad...

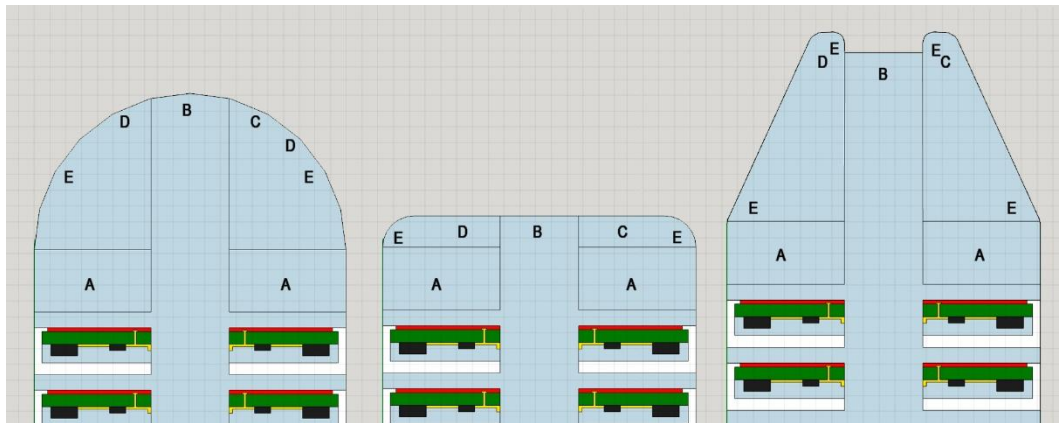


Figura 6-1 Diseños conceptuales del cabezal (1) Semiesfera (2) Plano (3) Cono. A. Elemento de control B. Canal de Instrumentación C. Cámara D. Diodos LED E. Sensores de presión

En el boceto de la figura 6.1 se muestran distintas opciones geométricas para la conformación del cabezal, incluyendo la posición de la cámara, los diodos de iluminación y los sensores de presión. La primera opción, semiesférica, implica mayor suavidad en el desplazamiento y menores molestias para el paciente, mientras que el posicionado de componentes se hace mucho más complejo y menos efectivo.

La segunda opción, plana, implica una peor penetración en el cuerpo humano, pero a la vez reduce la distancia entre componentes y circuito, y permite una localización de la instrumentación mucho más efectiva.

En el tercer caso, la forma de un cono truncado permite una penetración con una comodidad intermedia entre las otras dos opciones, y un posicionado de componentes algo más complejo. Destaca, sin embargo, por un posicionado más preciso y estable de su extremo final.

Después de estudiar los distintos cabezales usados en endoscopios, y asumiendo que el robot será empleado de forma precisa, las ventajas en cuanto a uniforme distribución de la iluminación y posicionado y distribución de los componentes en el cabezal plano lo hacen la elección idónea, mostrado en detalle en la figura 6.2.

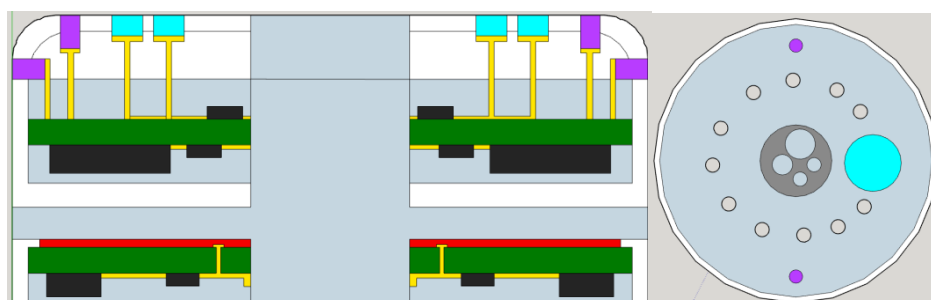


Figura 6-2 Distribución de componentes relevantes en el cabezal (1) sección de perfil (2) planta



Los componentes más destacados en que condicionaran el resto del diseño son:

- Microcontrolador/FPGA
- Sensor de imagen
- Sensores de fuerza
- Otros sensores

En la figura 6.2 se encuentran representados, en color azul claro, el anillo de iluminación y la cámara, en morado los sensores de presión y fuerza frontales y laterales, en negro los componentes electrónicos y en verde la placa.

A continuación, se seleccionarán estos componentes, de acuerdo a las características más oportunas para la exploración intestinal. Microcontrolador

Para la elección del microcontrolador, adelantando aspectos tratados en el siguiente apartado, seguiremos el mismo proceso que se usó en el Capítulo 4. El microcontrolador debe funcionar a partir de 1MHz y tener una arquitectura de 8 bits. Debe de disponer de las entradas y salidas especificadas en el siguiente apartado, poder gestionar la memoria del programa y ser compatible con el microcontrolador que controla cada módulo.

Tabla 6-1 Características técnicas del microcontrolador ATmega 328

ATmega328	
Parámetro	Valor
Tipo de memoria del programa	Flash
Tamaño de memoria del programa (Kb)	32
Velocidad CPU (MIPS)	20
Bytes RAM	2048
Data EEPROM (bytes)	1024
Periféricos de comunicación	1-UART, 2-SPI, 1-I2C
Periféricos PWM	6PWM
Contadores	2 x 8 bit, 1x16 bit
Comparadores	1
Rango de temperaturas(C)	-40 a 85
Rango de Voltajes (V)	1.8 a 5.5
Numero de Pines	32

Por este motivo seleccionaremos un microcontrolador de arquitectura AVR, que sobrepase estas características con soltura manteniendo un consumo reducido. Sin embargo, tras aplicar los filtros correspondientes en el catálogo de Microchip, varias decenas de microcontroladores se ajustan a las especificaciones. Para acotar la gama, se estudia los microcontroladores empleados en robótica para el control de aplicaciones similares, con múltiples sensores, datos analógicos, interfaces de trafico voluminoso y pequeño tamaño. Dentro de toda esta oferta, el microcontrolador ATmega328

integrado en placas como Arduino Mini o Arduino Uno, es frecuentemente empleado cuando se necesita un microcontrolador sencillo, de bajo coste y bajo consumo, con un alto grado de desarrollo y herramientas disponibles. Sus características se incluyen en la tabla anterior.

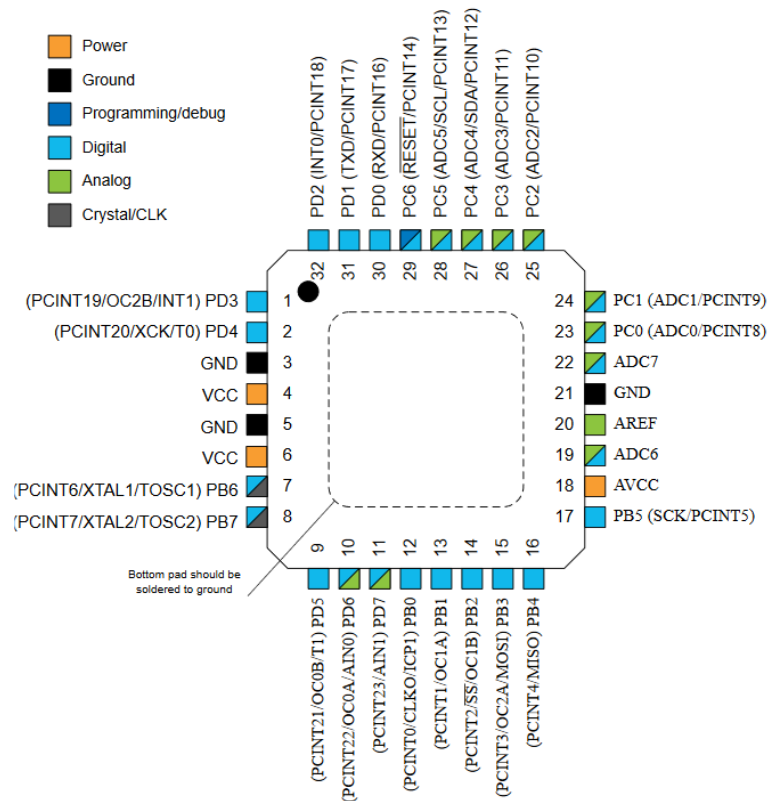


Figura 6-3 Pinout de ATmega328 en encapsulado 32M1-A

El microcontrolador tiene 3 puertos principales (fig.6.3):

- El puerto B (PB7-PB0) es un puerto de entrada/salida de 8 bit con resistencias pull up internas, destinado a señales digitales.
- El puerto C (PC5-PC0) es un puerto de entrada/salida de 7 bits con resistencias pull up internas, destinado a señales analógicas o digitales. PC6 es el pin de reset, que puede ser reprogramado para actuar como una entrada normal.
- El puerto D (PD7-PD0) es un puerto de entrada/salida de 8 bit con resistencias pull up internas, destinado a señales digitales similar al puerto B.

El microcontrolador puede ser programado empleando las librerías apropiadas de Arduino, C o ensamblador.

II. SISTEMA DE CONTROL Y COMUNICACIÓN

El cabezal, como se ha visto en el apartado anterior, necesitara por tanto seguir el esquema de la figura 6.4:

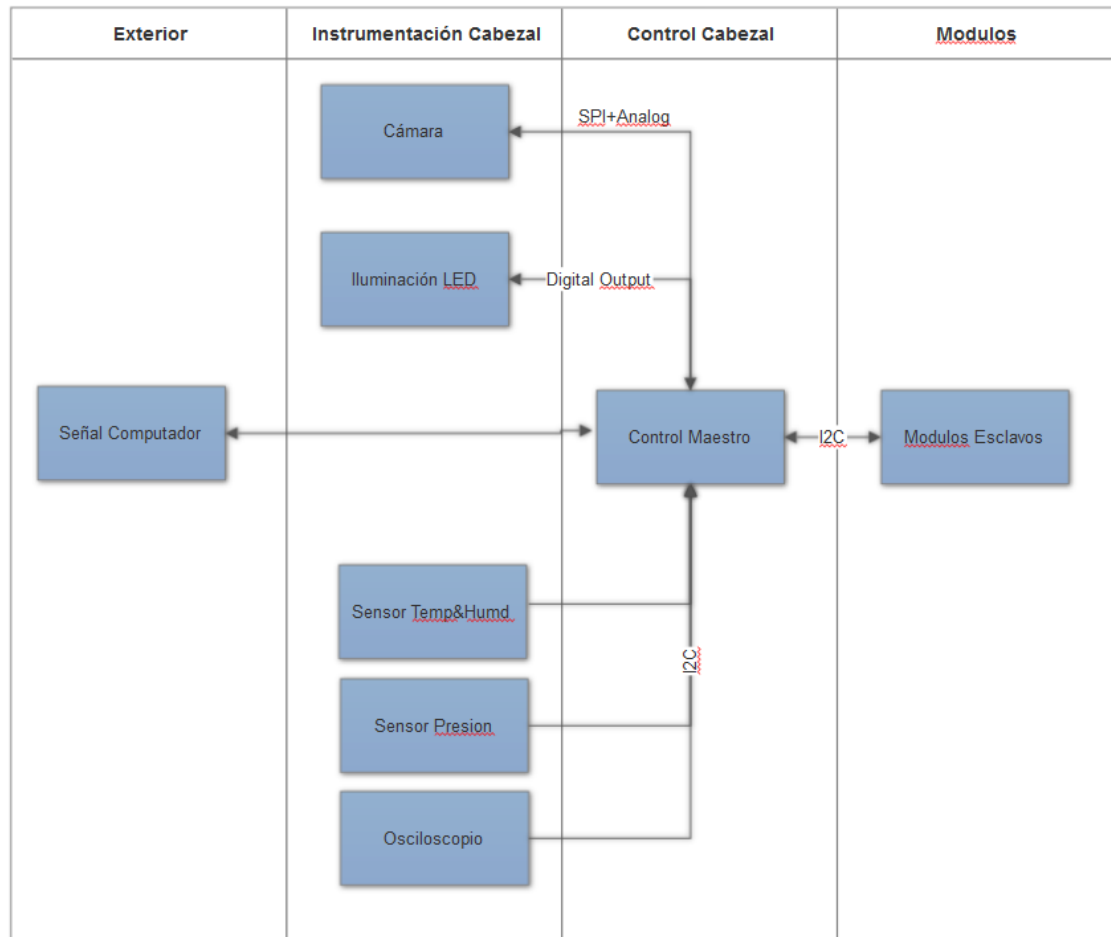


Figura 6-4 Esquema de comunicación Robot ápodo

El microcontrolador deberá por tanto disponer de:

- Pines Vdc y GND en común con el resto del circuito
- 2 pines interfaz I²C para comunicación con los módulos de actuación
- 2 pines interfaz I²C para lectura de sensores (pueden ser compartidos con el bus de los módulos)
- 4 pines interfaz SPI para comunicación con cámara, 8 pines para transmisión analógica
- 1 pin para control iluminación LED
- Interfaz serial para transmisión de datos con el computador, mediante módulo USB, módulo Bluetooth o módulo WiFi. La interfaz será serie dentro del robot (Rx, Tx, GND) y será convertida a USB en el exterior.

III. CIRCUITO ELECTRÓNICO

ACONDICIONAMIENTO MICROCONTROLADOR

El microcontrolador deberá ser acondicionado externamente para poder trabajar de forma adecuada con sus entradas y salidas. Seguiremos las instrucciones del datasheet para su correcta configuración.

En primer lugar, se acondicionará el pin de reset para ser deshabilitado, programando el fusible RSTDISBL. También se debe establecer la referencia de voltaje AVcc, conectada a Vcc a través de un filtro de paso bajo, y la referencia analógica para el convertidor analógico digital, AREF. Por último, se debe incluir un oscilador externo para usar como reloj del sistema.

Para la conexión de AVcc, establece un filtro LC de 10uH y 100nF. La inductancia es despreciable, por lo que se colocara solo el condensador.

Para la conexión de AREF se procede de forma idéntica.

Para el conexionado del oscilador se sugiere un diagrama como el de la figura 6.5:

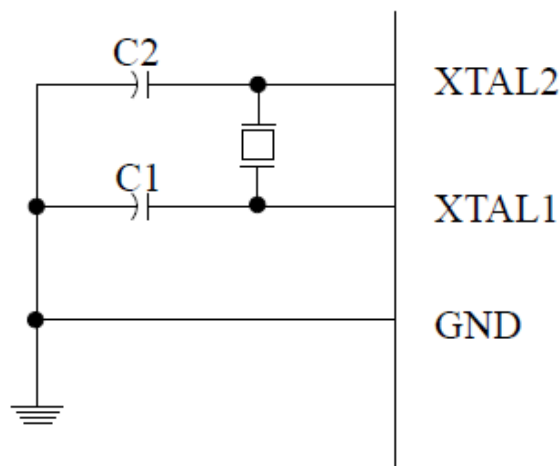


Figura 6-5 Esquema eléctrico del acondicionamiento del microcontrolador para el empleo de un oscilador de cuarzo

Donde los condensadores C1 y C2 son idénticos, y se les da unos valores para el rango de frecuencias de 8 a 16 MHz de 12 a 22pF. En nuestro caso se empleará un oscilador de cuarzo de 16MHz, tomando los condensadores el valor de 22pF.

ANILLO DE ILUMINACIÓN

El anillo de iluminación consta de 6 LEDs que funcionan con una corriente nominal de 20mA y voltaje de 3.3V. Teniendo en cuenta que la salida de corriente máxima del microprocesador es de 40mA y el voltaje será de 3.3V, repartiremos el anillado en dos salidas, situando los diodos en paralelo entre



sí, y en serie con su resistencia de regulación, para prevenir sobretensiones de 0.2V, de un valor de 5Ω.

SENSOR DE IMAGEN

El montaje de las dos cámaras implica un paso intermedio entre su captura y la llegada de los datos al microcontrolador. Al ser un volumen de información muy elevado, se diseñará una FPGA que procese la señal analógica de ambas cámaras (2x8bits), de forma que el procesado básico de la imagen tenga lugar en esta, y se revierta posteriormente la información procesada al microprocesador a través del puerto C. Esta tarea excede los objetivos de este trabajo, quedando pendiente su programación para una aplicación de visión por computador en firmware.

En este caso, se diseñará el circuito de soporte para este sistema, consistente en su alimentación y el bus SPI de comunicación con el microcontrolador. Este bus solo comunica las ordenes emitidas por el microcontrolador, y no transporta la información capturada por las cámaras. Las especificaciones técnicas de este bus ya han sido explicadas en el capítulo anterior.

SENSOR DE HUMEDAD Y TEMPERATURA

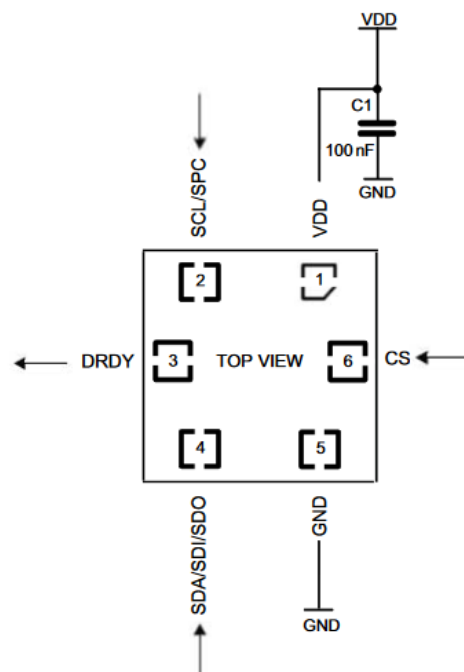


Figura 6-6 Esquema de conexionado del sensor HTS221

Para el conexionado del dispositivo, fig. 6.6, se conectará Vdd a la fuente de tensión, junto a su condensador de desacople cerámico. Para seleccionar el modo I²C, la entrada CS se conectará a la fuente de tensión. Las líneas SDA y

SCL irán conectados al bus I²C, de forma que estén conectadas a Vdd a través de resistencias pull up de 2.2kΩ.

GIROSCOPIO

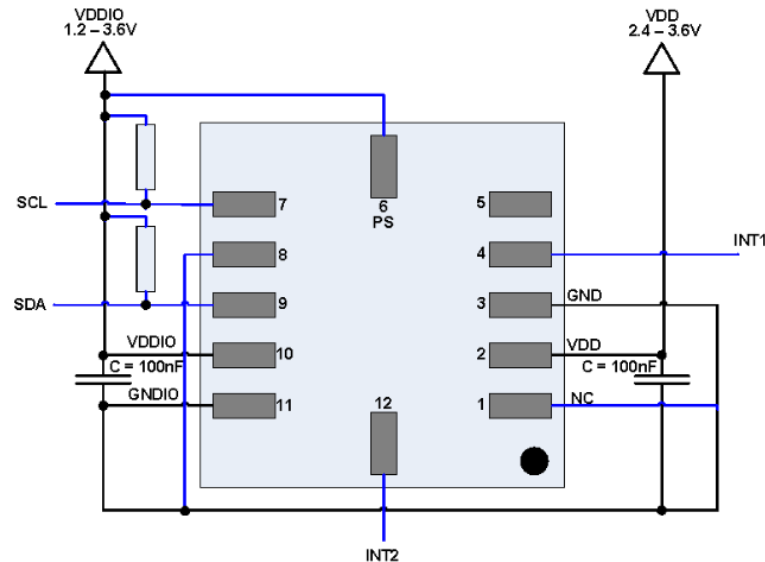


Figura 6-7 Esquema de conexionado de BMG160 en configuración I2C

Configuraremos el giroscopio para una interfaz I²C, por lo que seguiremos el esquema de conexionado que se muestra en la figura 6.7. Las resistencias que figuran en el diagrama ya se hayan incluidas en el esquema general. Los pines 4 y 12 de interrupción no serán usados y por tanto no serán conectados.

SENSOR DE FUERZA

La configuración del circuito del sensor de fuerza, como se mostraba en su descripción en la sección de instrumentación, implica cuatro líneas. El pin 1 y el pin 3, respectivamente, irán conectados a Vcc y GND, siendo su voltaje de funcionamiento 3.3 V. Los pines 2 y 4 sacan el voltaje de salida positivo (Vo+) y negativo (Vo-), expresando la medición de fuerza como el voltaje diferencial entre ambos puntos $V_o = V_o(+) - V_o(-)$. Por tanto, ninguno de estos pines puede ser conectado a tierra o a la fuente de voltaje. La corriente de entrada en ningún caso debe superar 1.2 mA. Tenemos en cuenta que la impedancia de entrada/salida es de 5 kΩ y la señal de salida Vo opera en el rango de 0 a 360 mV, con un offset disponible de +- 30 mV.

Debemos acondicionar esta señal para hacerla adecuada para su lectura, amplificándola para optimizar su resolución sobre el rango de medida. No será necesario linealizar la señal, puesto que es lineal con una desviación máxima del 0,5% del rango. Para ello, emplearemos un montaje de restador simple. Este montaje requiere de un amplificador operacional. Seleccionaremos uno acorde a nuestras especificaciones, pero teniendo en



cuenta la posibilidad de montar múltiples amplificadores en un único encapsulado. Recordemos que hay que leer las entradas de 4 sensores de fuerza, con sus correspondientes cuatro montajes. Otro aspecto fundamental será el bajo consumo del montaje.

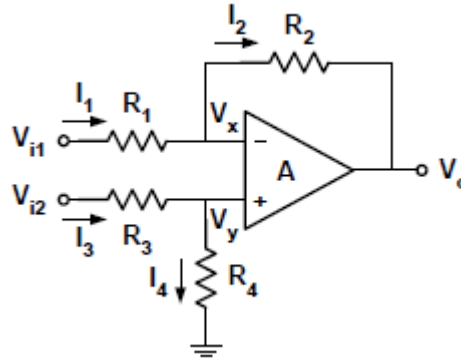


Figura 6-8 Montaje de restador simple mediante amplificador operacional

Este montaje, fig 6.8, responde a las siguientes ecuaciones [Boylestad et al, 2009]

$$V_o = V_{i2} \frac{R_4}{R_3 + R_4} \frac{(R_1 + R_2)}{R_1} - V_{i1} \frac{R_2}{R_1} \quad (\text{Ec 6.1})$$

Si simplificamos de forma que $R_1 = R_3$ y $R_2 = R_4$:

$$V_o = (V_{i2} - V_{i1}) \frac{R_2}{R_1} \quad (\text{Ec 6.2})$$

Si queremos ampliar el rango de salida de 360 mV a 3.3V, la ganancia del montaje deberá ser 9.166. Para ello emplearemos unas resistencias R_2 y R_4 de $1\text{k}\Omega$, mientras que las resistencias R_1 y R_3 serán de 110Ω .

Para la selección del amplificador se ha recurrido, como en otros componentes, a grandes vendedores de componentes como Mouser, donde a través de los filtros deseados, que incluyen voltaje suministrado, corriente de salida, empaquetado, aplicación de baja frecuencia, para medición, bajo consumo, que permitan su empleo con elevadas resistencias. Se ha encontrado el amplificador TLV2764, de Texas Instruments, con empaquetado de 14 pines en el que se incluyen 4 amplificadores, la toma de voltaje Vdd y tierra, mostrado en la figura 6.9.

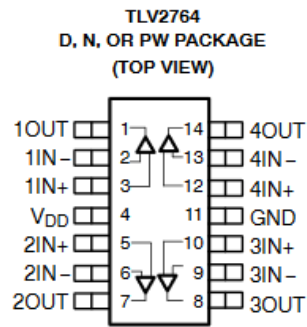


Figura 6-9 Empaquetado TLV2764 y pinout

La simulación , figura 6.10, muestra el correcto funcionamiento del circuito:

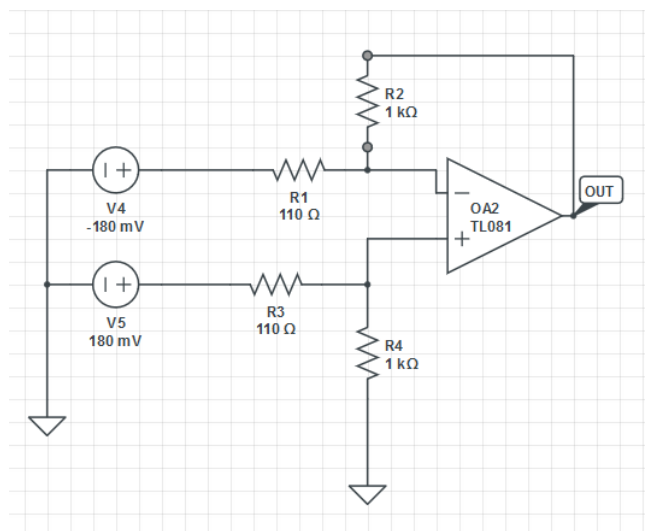


Figura 6-10 Simulación del circuito de un sensor de fuerza mediante CircuitLab

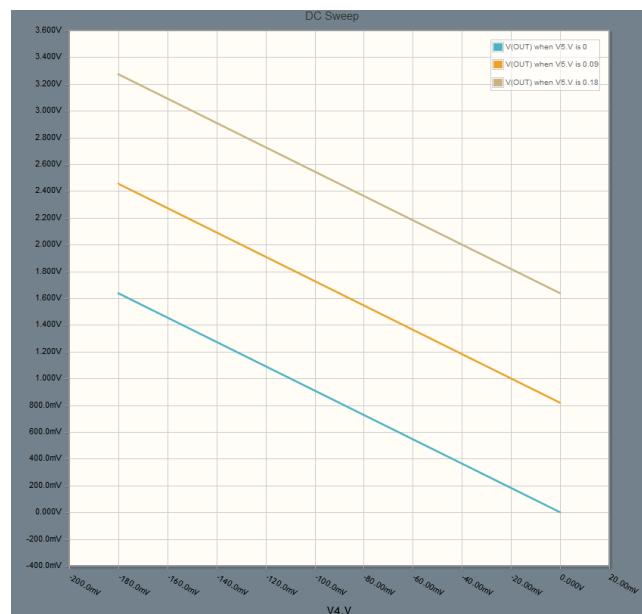


Figura 6-11 Resultados de la simulación mediante barrido de tensión



En el DC Sweep mostrado en la figura 6.11 se ve el correcto funcionamiento del circuito. Para una señal de salida del sensor de fuerza de (0,0) mV, la salida del amplificador será 0 V. Para una señal de salida de (90, -90) mV, la salida del amplificador será aproximadamente la mitad del rango, 1.6V. Por último, para una señal de salida de máxima fuerza aplicada (180, -180) mV, la salida del amplificador será aproximadamente 3.3V.

MÓDULOS DEL ROBOT

Consecuentemente, los módulos del robot se conectarán al cabezal de la forma ya explicada en el capítulo destinado al control de los módulos. Se debe recordar fundamentalmente conectar las resistencias de pull up al bus I²C.

I. IMPLEMENTACIÓN EN PLACA

La implementación, por el elevado número de componentes y el escaso espacio disponible, será realizada sobre 3 placas paralelas. En la primera de ellas se situará el micro controlador, así como todos aquellos componentes que no requieren estar en contacto con el exterior, como el giroscopio, el bus I²C de los módulos, y la alimentación. La disposición de componentes se puede ver en la figura 6.12. Entre placa y placa se comunicarán por un conexionado flexible.

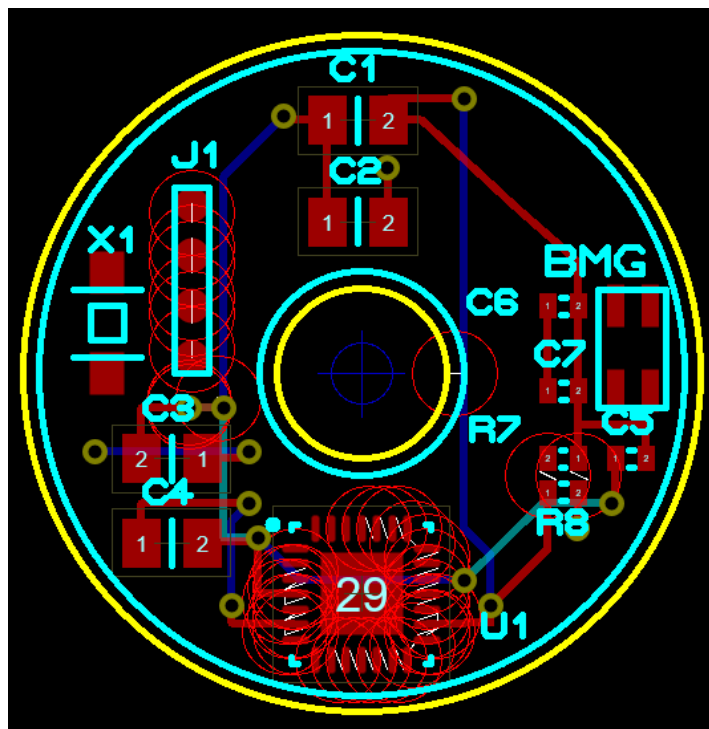


Figura 6-12 Placa base cabezal - Microcontrolador

En la placa intermedia, figura 6.13, se situarán aquellos componentes que no deben estar en la parte frontal del robot, es decir, los sensores de fuerza orientados lateralmente, su circuito de amplificación, la posible FPGA destinada al procesamiento de imagen.

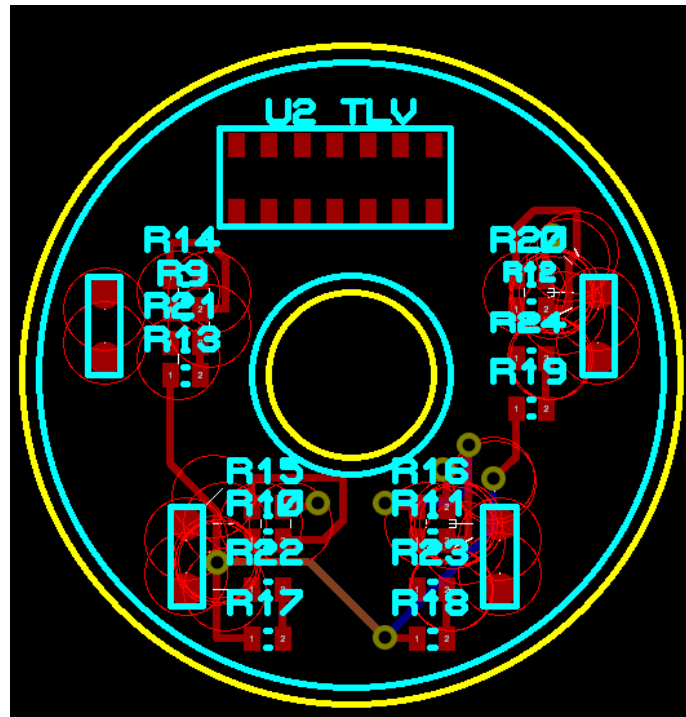


Figura 6-13 Placa base cabezal - Instrumentación de fuerza

Finalmente, en la última placa, en contacto con la zona frontal del robot, serán posicionadas las cámaras, anillo de iluminación, sensor de humedad y temperatura.

Para la validación de todo lo desarrollado en los capítulos 5 y 6, debido a la imposibilidad de construir un prototipo a tamaño real por su abultado coste y su compleja miniaturización, se han realizado tres montajes empleando como programador el modulo Arduino Uno. Estos montajes han requerido de un escalado de los componentes, manteniendo sus características eléctricas, de forma que se pueda comprobar el buen funcionamiento del sistema de control. No se han encontrado sistemas análogos a los correspondientes a las cámaras y los sensores de fuerza, ya que su escalado no permite establecer equivalencias con lo desarrollado anteriormente. Sin embargo, si se han podido emplear ambos microcontroladores, los sensores de humedad y temperatura así como el giroscopio y el anillo de iluminación.

Los cuatro montajes han empleado Arduino Uno como programador ISP, lo que implica que uno de los pines de los microcontroladores ATTiny85 queda deshabilitado por la función de reset. Esto no tiene mayores consecuencias,

dato que en el modelo real se empleara un programador de alto voltaje que no tiene estas restricciones.

Los tres montajes consisten en:

- El montaje de un módulo completo del robot apodo, mostrado en la figura 6.14, en el que se simula las características eléctricas de los actuadores IPMC mediante una resistencia y un diodo LED, como ya se vio en el capítulo 5.

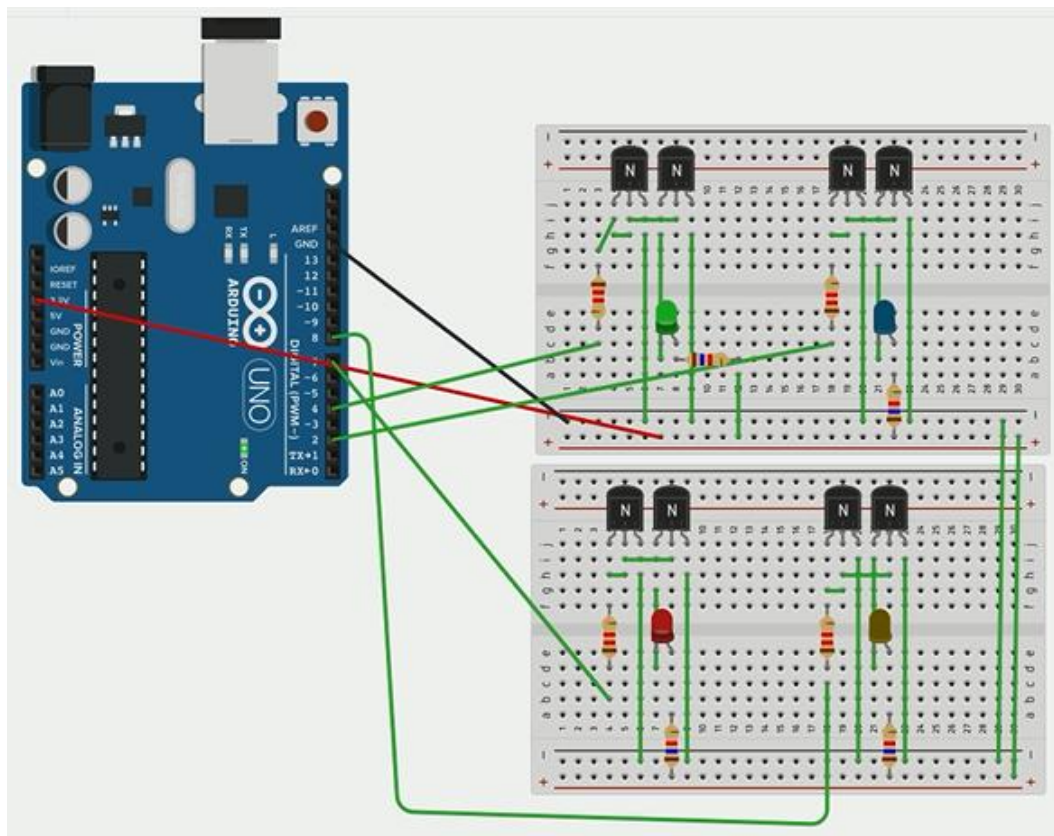
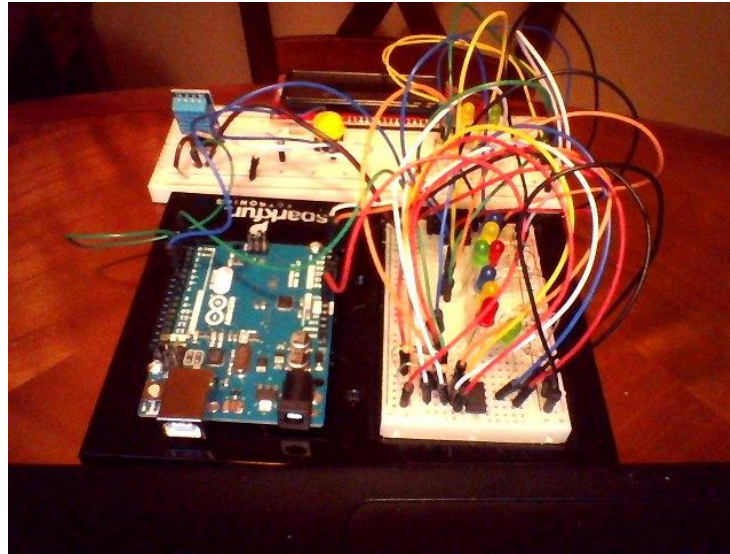


Figura 6-14 Esquema software del montaje via Arduino de un modulo del robot

- El montaje del microcontrolador maestro, junto a un módulo completo del robot, de forma que se comprueba el funcionamiento tanto del bus I²C como del software programado en cada uno de los microcontroladores
- El montaje de microcontrolador maestro junto a varios módulos completos del robot, unidos a la instrumentación disponible en el cabezal, y el equivalente a una consola de mando, mostrado en la figura 6.15. Mediante este montaje se comprueba el correcto funcionamiento del sistema de control, la comunicación en ambas direcciones y el montaje de los sistemas de sensorizado.



6-15 Montaje físico del microcontrolador maestro con tres módulos esclavos y sensorización de cabezal

Con propósitos de verificación, para esta validación se han programado varios modos de funcionamiento, como parada, máxima activación, activación alterna aleatoria, activación mediante serial y funcionamiento senoidal. Este ultimo quizás sea el más interesante. Para comprobar la correcta sincronía, el robot realizaría un movimiento de gusano, en el que cada uno de los actuadores recibe una instrucción acorde a su posición en la onda senoidal. La amplitud de esta será irrelevante, mientras que su periodo será proporcional al número de módulos.

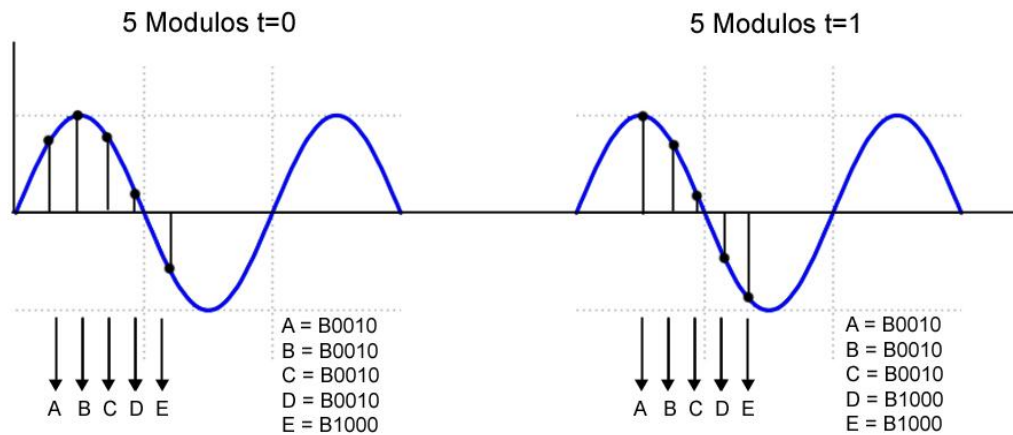


Figura 6-16 Asignación de instrucciones al robot a partir de una función senoidal

Las instrucciones, figura 6.16, se corresponden en orden binario con los actuadores, siendo los dos actuadores sobre el eje x los bits 8 y 2, y los dos actuadores sobre el eje y los bits 4 y 1. De esta forma, se pueden programar dos ondas concurrentes en los distintos ejes, o una misma onda que afecta a ambos ejes por igual.



CAPÍTULO 7:

ESTUDIO ECONÓMICO





MEMORIA ECONÓMICA

Durante el siguiente capítulo se detallan los costes que supone el desarrollo del proyecto, para una valoración de su posible viabilidad económica futura. El contenido del capítulo se ha separado atendiendo a la diferencia entre costes directos y costes indirectos:

- **Costes directos:** Son el conjunto de costes en los que se ha incurrido, directamente relacionados con la realización del proyecto, afectando directamente a la determinación del coste final del mismo. A su vez, se desglosarán en los siguientes:
 - **Costes de personal:** Correspondientes al coste del salario del personal que ha realizado el proyecto.
 - **Costes de material:** Costes de todas las herramientas utilizadas en la elaboración del proyecto, destacando las correspondientes a herramientas informáticas, tanto hardware como licencias de software, así como el coste estimado de los elementos que conforman el producto. También se destaca el coste de artículos de investigación y artículos de papelería.
- **Costes indirectos:** Se trata de los costes que no afectan únicamente al proyecto, no pudiendo ser imputados directamente al mismo, pero que son necesarios para la realización del mismo. Se incluyen en este apartado el coste eléctrico y línea ADSL y el coste administrativo.

COSTES DIRECTOS

Los costes directos son aquéllos en los que se incurre únicamente para la realización del proyecto, y no son destinados a cualquier otro uso. Los costes directos se desglosan, a su vez, en costes de personal y costes de material.

COSTES DE PERSONAL

Los costes de personal son aquéllos que se derivan de la participación de personal en la ejecución del proyecto. Se considera la plantilla formada por un Ingeniero Industrial sin experiencia previa y por un Consultor Ingeniero Industrial con elevada experiencia laboral anterior. En la siguiente tabla se muestran las horas realizadas por el Ingeniero novel:

Tabla 7-1 Total de horas invertidas

Concepto	Horas empleadas
Investigación y estado del arte	150
Aprendizaje del software empleado (Autodesk Inventor, Arduino, Proteus, Matlab)	100
Planteamiento del modelo y desarrollo del proyecto	200
Elaboración de la documentación	100
Total en Horas	550



A continuación, en la Tabla 7.2 se muestra el coste total en personal. Según la encuesta de Salarios y actividad profesional realizada por el Colegio Oficial de ingenieros industriales, el salario medio para un ingeniero con una experiencia de 1 a 5 años es de 29.789€, mientras que para un ingeniero supervisor con una experiencia de entre 11 a 15 años el salario medio es de 48.132€. [Encuesta de Salarios y Actividad Profesional 2016-2017]

Si se divide entre el número de horas efectivas trabajadas anualmente, 1780, se obtiene un coste/hora de 16.73€ para el ingeniero novel, y 27€ para el supervisor

Tabla 7-2 Coste total en personal

Objeto	Cantidad (horas)	Coste (€/hora)	Coste total (€)
Mano de obra ingenieril	550	16.73	9201.5
Mano de obra de supervisión	30	27.04	822
Coste total en personal			10023.5

COSTES DE MATERIAL

Los costes de material se han desglosado, a su vez, en tres grupos: el coste del material informático, correspondiente a las licencias de software y al hardware, el coste de las consecuentes piezas del producto y el coste del material de oficina.

En primer lugar, el coste del material informático reside en la licencia de los programas Autodesk Inventor Profesional 2017, Proteus 8.5 Professional, Arduino, Matlab 2011, así como la suite ofimática Microsoft Office 2016, la licencia de Windows 10 y el coste del equipo. Por otra parte, también se han consultado múltiples artículos de investigación a través de múltiples bases de datos con suscripción.

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

Tabla 7-3 Coste total informático

Concepto	Coste (€)	Coste horario	Horas de uso	Coste total (€)
Software				
S. O. Windows 10	110,00	0.061	550	33,55
Microsoft Office 2016	120,00	0.067	250	16,75
Proteus 8.5	1.850,00	1.039	150	155,85
Arduino Dev	0,00	0.000	80	0



Autodesk Inventor Profesional 2017	2.000,00	1.123	50	56,15
MATLAB R2011b	2.000,00	1.123	20	22,46
ScienceDataBase	500,00	0.280	100	28
Hardware				
Ordenador portátil	1.200,00	0.674	550	370,70
Coste total en material informático				683,46

A continuación, se detalla el coste de los elementos del Prototipado del producto. Entre ellos se haya el actuador IPMC, del que se ha obtenido un coste de 1200 para 32 elementos. Asimismo, se haya el coste del montaje, enrutado y soldado del circuito, habiéndose solicitado presupuesto a la empresa Bittele-Montaje de Circuitos Impresos, que aplica un cargo de 532.51€ por el Prototipado de 10 placas SMD a los más altos estándares de calidad. Por último, se ha calculado también el coste de la carcasa plástica elaborada mediante impresión 3D basado en la cantidad de material empleado y el coste de amortización de una impresora 3D estándar.

Tabla 7-4 Coste del producto

Referencia Producto	Coste unitario(€)	Nº de unidades	Coste total (€)
Módulo robot			
PCB HDI	1,100	1	1,100
ATTiny 85	0,960	1	0,960
1.2k Resistor	0,005	8	0,04
1uF Capacitor	0,016	1	0,016
IPMC actuador	37,5	4	150
CFX4104-0201F	2,58	1	2,58
BCW31	0,26	8	2,08
Montado, enrutado, soldado	53,251	1	53,251
Carcasa	7,08	1	7,08
Subtotal Módulo Robot			217,107
Subtotal Completo Módulos robot		40	8.684,28
Cabezal Robot			
PCB HDI	1,100	3	3,300
ATmega328P	2,300	1	2,300
OVM6946	86,30	2	172
FSS005WNGX	1,28	4	5,12
SM1206uWC	0,30	6	1,8
HTS221	1,10	1	1,10
BMG160	4,23	1	4,23
Conjunto Resistores	0,005	24	1,2
Conjunto Capacitor	0,16	8	1,28
Amp.Op.	0,65	1	0,65
BCW31	0,26	3	0,78
Montado, enrutado, soldado	53,251	1	53,251
Carcasa	7,08	1	7,08
Subtotal Cabezal Robot			254,091
Coste total Producto			8938,37



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 7.5.

Tabla 7-5 Coste en papelería

Concepto	Coste (€)
Impresiones y encuadernaciones	300,00
CDs	5,00
Material de papelería	25,00
Coste total en papelería y otros	330,00

Con todo ello se calcula el coste total en material, que aparece reflejado en la tabla 7.6.

Tabla 7-6 Coste total material

Concepto	Coste (€)
Coste total en material informático	683,46
Coste total del producto	8684,28
Coste total en papelería y otros	330
Coste total en material	9697,74

COSTES DIRECTOS TOTALES

Los costes directos totales son los resultantes de la suma de los costes en material y en personal. Están detallados en la tabla 7.7.

Tabla 7-7 Coste total directo

Concepto	Coste (€)
Coste total en personal	10.023,50
Coste total en material	9.697,74
Coste Total Directo	19.721,24

COSTES INDIRECTOS

La segunda categoría se refiere a los costes indirectos, aquellos 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 en electricidad, ADSL y gastos administrativos. Se muestran en la tabla 7.8.

Tabla 7-8 Coste total indirecto

Concepto	Coste (€)
Gastos electricidad y teléfono	100
Gastos administrativos	150
Coste Total Indirecto	250



COSTE TOTAL

Los costes totales de realización del proyecto aparecen desglosados en la Tabla 8.8. El coste total es la suma de los costes directos e indirectos obtenidos anteriormente.

Tabla 7-9 Coste total del proyecto

Concepto	Coste (€)
Costes directos	19.721
Costes indirectos	250
Coste Total	19.871

Tabla 7-10: Coste total de realización del proyecto.

La suma total del coste del proyecto es de DIECINUEVEMIL OCHOCIENTOS SETENTA Y UN EUROS. En el siguiente grafico se ha representado la distribución porcentual de las distintas partidas que lo componen:







CAPÍTULO 8:

CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN





CONCLUSIONES

El campo de la robótica medica es un área en auge, de gran desarrollo y alta tecnología, en la que los nuevos avances están revolucionando la diagnosis y el tratamiento quirúrgico de múltiples dolencias. Los sistemas endoscópicos, y en especial el campo de la colonoscopia, demandan nuevas soluciones que permitan funcionalidades añadidas a las ya actuales.

A largo plazo, la cirugía mínimamente invasiva seguirá ganando popularidad debido principalmente a la reducción del trauma quirúrgico que permite, ofreciendo una mejor recuperación, disminuyendo el riesgo de operación y ofreciendo un menor riesgo de infección que la cirugía abierta. La exploración endoscópica transluminal de orificio natural es un prometedor y novedoso campo de la medicina que se beneficia de esta evolución. El tracto gastrointestinal se extiende a lo largo de todo el cuerpo humano, ofreciendo acceso a la mayoría de las áreas del peritoneo de forma indolora y libre de trauma. Muchas cirugías podrían convertirse de esta manera en métodos laparoscópicos o abiertos a NOTES. Será necesario desarrollar enfoques que aprovechen las capacidades de las nuevas plataformas robóticas, como la que plantea este proyecto.

Actualmente, los instrumentos endoscópicos asistidos por robot no poseen la estabilidad, la fuerza y la precisión para realizar maniobras avanzadas sobre una base libre de riesgo y confiable. Estas cuestiones técnicas son el centro de atención de muchos grupos de investigación y empresas de tecnología quirúrgica, pero mientras esas tecnologías se van desarrollando, otras técnicas pueden aprovechar las fortalezas individuales de la endoscópica y laparoscópica. En este terreno se ha centrado el presente proyecto, intentando aportar una visión novedosa mediante el uso de materiales recientemente desarrollados a un área de máximo interés.

Eventualmente, los avances en la tecnología colocarán endoscopios robotizados intuitivos multi herramienta en las manos de los cirujanos. Esto permitirá que las exploraciones rutinarias sean realizadas con mayor precisión, expandiendo sus capacidades, mientras los procedimientos quirúrgicos complejos como ESD y NOTES podrán ser realizados por un mayor número de cirujanos, que a su vez podrán tratar a un número más elevado de pacientes.

Durante el desarrollo de este proyecto:

- Se ha estudiado en profundidad el problema de la endoscopia, los actuales sistemas de control de robots ápodos empleados en este campo médico, sus métodos de locomoción y sus capacidades.



- Se ha realizado el diseño e implementación de un sistema de alimentación y control para un robot ápedo modular e híper redundante, prestando especial atención a la gran miniaturización de sus componentes, a su biocompatibilidad y a la seguridad de su operación.

Para ello:

- Se ha diseñado y desarrollado el circuito electrónico que compone un módulo genérico del robot, incluyendo su tecnología de actuación, basada en materiales compuestos polímero metálico de muy reciente creación, así como el empaquetado ultra compacto de sus componentes. Por otra parte, se ha diseñado el encapsulado del robot en materiales biocompatibles para una operación eficiente y segura.
- Se ha diseñado y desarrollado el circuito electrónico que compone el cabezal responsable del control y la alimentación de todos los módulos del robot, así como su sensorización, que permite al robot orientarse, transmitir imagen, y medir fuerzas, temperatura y humedad. Así mismo, se ha diseñado su encapsulado de forma análoga a la de los módulos.
- Se han establecido los mecanismos software que permiten el control del módulo principal del robot con sus componentes, permitiendo que el usuario pueda hacer uso del robot en la exploración médica, así como de la comunicación entre el robot y su unidad de control residente en un computador.

Esta investigación ha sido validada por un modelo a distinta escala del sistema de comunicación, basado en la plataforma Arduino, así como por la construcción de un modelo a escala del robot mediante impresión 3D. La conclusión del trabajo es positiva e invita a la continuación de la investigación en este mismo sentido.

FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

A partir de este proyecto se establecen ciertas líneas de investigación que pueden seguirse para profundizar en el concepto de robot ápedo endoscópico y finalizar aquellas áreas no cubiertas en el transcurso de este trabajo.

Por una parte, la principal línea de desarrollo es el testeo de un prototipo físico del robot ápedo modular e híper redundante, tanto al nivel del funcionamiento correcto de sus componentes, que emplean una tecnología muy reciente y aun en desarrollo, como al nivel de la programación del robot



teniendo en cuenta su actuación en valores discretos, y los diversos modos de marcha que deberán implementarse de acuerdo a las necesidades del entorno.

Por otra parte, el análisis y tratamiento de la señal de video recibida desde el robot precisa de un trabajo de visión por computador que permita extraer información de ellas para su correspondiente guiado mediante los datos obtenidos por tomografía computerizada.

Esto, junto al desarrollo de una consola haptica que permita al operador controlar de forma intuitiva y con una realimentación adecuada el robot, permitirá acceder a un nuevo estadio de investigación en el que el robot podrá ser plenamente testado.

Por último, el robot actualmente diseñado emplea múltiples líneas de conexión física con el exterior, no siendo posible su tele operación autónoma. Un logro importante a esta escala de tamaño será la implementación de un módulo de cola que contenga la alimentación integrada en el dispositivo, la transmisión inalámbrica de las señales del robot al computador, y la sustitución de las reservas de aire y líquido que el robot necesita para crear un espacio de trabajo por otra tecnología compactible. En una última etapa del desarrollo, el robot deberá ser capaz de funcionar de forma autónoma, habiendo establecido el operador previamente los puntos de biopsia, de forma que este solo supervise el correcto funcionamiento de todo el proceso y no esté implicado en el guiado del robot.





CAPÍTULO 9:

BIBLIOGRAFÍA





I. BIBLIOGRAFÍA

Alzate, Edwin Jhovani, Jose William Ocampo, y Carlos Armando Ortega. «Medidores de deformacion por resistencia: Galgas Extensiométricas.» *Scientia et Technica Año XIII N° 34* (Scientia et Technica Año XIII), 2007.

Boylestad, Robert L, y Louis Nashelsky. *Electronica: Teoria de circuitos y dispositivos electronicos*. Mexico: Pearson Educacion, 2009.

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

Colegios Oficiales de Ingenieros Industriales de Alava, Bizkaia, Gipuzkoa y Navarra. «Encuesta de Salarios y Actividad Profesional.» 2016-2017.

Dip, Fernando, Luis Sarotto, Laurents Stassen, Rutger Schols, y Raul Rosenthal. *Fluorescence Cholangiography*. Tuttingen, Germany: Endo Press, 2017.

Follador, Daniel Jose Damas. *Singularity-Robust kinematic control of a notes robot*. Milan: Facolta di Ingegneria dei Sistemi, 2012.

Ganesan, Asha. «How to design an insulin pump.» *Cypress Semiconductor - EE Times Asia* (Cypress Semiconductor), 2013.

Gonzalez, Samuel Muñoz. *Analisis de la Cinematica Inversa y Minimizacion de Errores mediante Algoritmos de Optimizacion para un Robot Hiper-Redundante*. Valladolid, 2013.

Gorlewics, J L, R J Webster III, y P Valdastrì. *Mesoscale mobile robots for gastrointestinal minnimally invasive surgery (MIS)*. Vanderbilt: Woodhead Publishing Limited, 2012.

Guo, Shuxiang, y Liwei Shi. «A multifunctional underwater biomimetic microrobot.» *Springer Tracts in Mechanical Engineering*, 2015.

—. *A multifunctional Underwater Biomimetic Microrobot*. Beijing: Springer Verlag Berlin Heidelberg, 2015.

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

Helferty, JP, AJ Sherbondy, AP Kiraly, y WE Higgins. «Computer-based system for the virtual-endoscopic guidance of bronchoscopy.» *Computer Vision and Image Understanding*, 2007: 171-187.



Hoang, Nhung, Charreau Bell, y Pietro Valdastrì. «Utilization of LEDs in a Communication Protocol for endoscopic Submarine Capsules.» *Young Scientist Volume 5*, 2015.

Hughes, Mark. *All About Circuits*. 13 de Febrero de 2017. <https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/spi-serial-peripheral-interface/>.

Hyde, Daniel C. *Bucknell Handbook on Verilog HDL*. Lewisburg: Bucknell University, 1995.

Jung, Walt. *Amplificadores Operacionales Integrados*. Madrid: Ediciones Paraninfo, 1991.

Karki, Jim. *Understanding Operational Amplifier Specifications*. Texas Instruments, 1998.

Katz, Randy H. *Contemporary Logic Design*. University of California: Benjamin Cummings/Addison Wesley Publishing Company, 1993.

Khanna, Vinod Kumar. *Fundamentals of Solid-State Lighting*. Boca Raton, FL: Taylor&Francis Group, 2014.

Kohler, Kevin. «Infrared Endoscopy and its Practicality for Surgery.» *Phys*, 2014.

Kosho, y otros. «An Investigation of an Infrared Ray Electronic Endoscope with a Laser Diode Light Source.» *New Techniques - Endoscopy*, 1990.

L, Cen, y Erturk A. «Bio-inspired aquatic robotics by untethered piezohydroelastic actuation.» *Bioinspir Biomim*, 2013.

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 4º Edición, 2011.

Llamas, Luis. *Luis Llamas*. 18 de Mayo de 2016. <https://www.luisllamas.es/arduino-i2c/>.

Mandado, Enrique. *Sistemas Electronicos Digitales 8º Edicion*. Barcelona: Marcombo, 1998.

Mandado, Enrique, Menendez, Fernandez, y Lopez. *Microcontroladores PIC. Sistema integrado para el autoaprendizaje*. Barcelona: Marcombo, 2007.



- Microchip. *UNI/O Bus Specification*. Microchip Technology Inc., 2009.
- Muntener, y otros. *Transperineal Prostate Intervention: Robot for Fully Automated MR Imaging - System Description and Proof of principle in a Canine Model*. Baltimore: John Hopkins Medical Institutions, 2008.
- Nam, Kyoung Won, Jeongyun Park, In Young Kim, y Kwang Gi Kim. «Application of Stereo-Imaging Technology to Medical Field.» *Healthcare Informatics Research*, 2012.
- NCAB Group. «The PCB Industry in Asia- what does the future look like?» *Newsletter No2 2017*, 2017.
- Netter, Frank. *Atlas of Human Anatomy*. Saunders Sixth Edition, 2014.
- Oliver, Juan Pablo. *Diseño Digital utilizando Logica Programable: Aplicaciones a la Enseñanza*. Montevideo, 2007.
- RAE. *Diccionario de la lengua española*. Madrid: Espasa Calpe, 2014.
- Reynoso, J, A Meyer, J Unnirevi, y D Oleynikov. *Robotics for minimally invasive surgery (MIS) and natural orifice transluminal endoscopic surgery (NOTES)*. Nebraska: Woodhead Publishing Limited, 2012.
- Robredo, Gustavo Ruiz. *Electronica Basica Para Ingenieros*. Santander: Universidad de Cantabria, 2009.
- Seah, Do, Takeshita, Ho, y Phee. «Future of Flexible Robotic Endoscopy Systems.» *Medical Physics*, 2017.
- SHen, Qi, Sarah Trabia, Tyler Stalbaum, Viljar Palmre, Kwang Kim, y Il-Kwon Oh. «A multiple shape memory polymer metal composite actuator capable of programmable control, creating complex 3D motion of bending, twisting and oscillation.» *Nature*, 2016.
- Slatkin, Burdick, y Grundfest. *The Development of a Robotic Endoscope*. Pasadena, CA: Caltech, 1995.
- SMK. «ID-Multipin Type (0.8mm Pitch) Wire to Board Connectors.» 2017.
- Steganini, y otros. *A novel autonomous bioinspired swimming robot developed by neuroscientists and bioengineers*. IOP Publishing, 2012.
- Valdastri, Pietro, Massimiliano Simi, y Robert Webster. «Advanced Technologies for Gastrointestinal Endoscopy.» *Annual Review of Biomedical Engineering*, 2012: 397-429.



Vazquez, Eduardo, y Jaime Justo. *Bases Anatomopatológicas de la enfermedad quirúrgica*. Bloomington: Palibrio, 2011.

Vitiello, V, KW Kwok, y GZ Yang. *Introduction to robot-assisted minimally invasive surgery (MIS)*. Cornwall: Woodhead Publishing Limited, 2012.

Z, Chen, SHarata S, y Tan X. «A control-oriented and physics-based model for ionic lopymer-metal composite actuators.» *IEEE/ASME Trans Mechatron*, 2010.

Z, Chen, Um T, Zhu J, y Bart-smith H. «Bio-inspired robotic cownose ray propelled by electroactive polymer pectoral fin.» *Proceedings of the ASME international mechanical engineering congress and exposition*, 2011.

Zeidman, Robert. «All about FPGAs.» *EETimes*, 2006.

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



CAPÍTULO 10:

ANEXOS





ÍNDICE DE ANEXO

Código Atmega328 maestro.....	155
Código ATtiny85 esclavo.....	158
Esquema eléctrico módulo.....	160
Diseño pieza 1 módulo.....	161
Diseño pieza 2 módulo.....	162
Diseño despiece módulo.....	163
Esquema eléctrico Cabezal.....	164
Diseño despiece Cabezal.....	165
Diseño despiece 2 Cabezal	166
Diseño pieza 1 Cabezal	167
Diseño pieza 4 Cabezal	168





MANUAL DE OPERACIÓN I²C – ATMEGA328P Y ATTINY85

```
//Recordar poner resistores pull up y SDA=5A, SCL=4A;

#include <Wire.h>
//Direcciones módulos Robot
#define A 0x27
#define B 0x29
#define C 0x31
#define pin_check 2
#define start 7
byte mensaje = 0;
byte ACK = 0;
int mododemarcha = 0;
int op=1;
char módulo = "A";
byte instru = 0;
byte instru_ant = 0;

void setup() {
  pinMode(pin_check, OUTPUT);
  pinMode(start, INPUT);
  Wire.begin();
  Serial.begin(9600);
}
//tres modos de marcha: parada, eje x, eje y
int marcha (int modo) {
  if (digitalRead(start) == HIGH)
  {Serial.print("HIGH ");
  modo++;
  Serial.print(modo);
  Serial.print("\n");
  delay(250);}
  if (modo >= 3)
  modo = 0;
  return modo;
}

//Se ha programado las ordenes de forma que se muevan de forma
sinusoidal
int orden(int modo, byte instruccion_anterior,byte instruccion_ultima) {
  byte instruccion;
  switch (modo) {
    case 0:
      instruccion = B0000;
      return instruccion;
      break;
    case 1:
      if (instruccion_anterior == B0100 || instruccion == B0001)
      { instruccion = B0000;
```



```
    }
    else if (instruccion_ultima == B0100)
    { instruccion = B0001;
    }
    else
    { instruccion = B0100;
    }
    break;

case 2:
    if (instruccion_anterior == B0010 || instruccion == B1000)
    { instruccion = B0000;
    }
    else if (instruccion_ultima == B1000)
    { instruccion = B0010;
    }
    else
    { instruccion = B1000;
    }
    break;

default:
    instruccion = B0000;

    break;
}
return instruccion;
}

//Bucle principal
void loop() {
    mododemarcha = marcha(mododemarcha); //Determina el modo de marcha
    instru_ant=instru;                    //Set de instrucciones
    instru=mensaje;
    mensaje = orden(mododemarcha, instru, instru_ant);
    Serial.print(mensaje);
    Serial.print(instru);
    Serial.print(instru_ant);
    Serial.print("\n");

    //Comienza la transmisión del mensaje
    Wire.beginTransmission(A);
    Wire.write(mensaje);
    Wire.endTransmission();
    //Acuse de recibo y verificación del contenido
    Wire.requestFrom(A, 1);
    while (Wire.available()) {
        ACK = Wire.read();
        mensaje += 10;
    }
    // Serial.print(mensaje);
}
```



```
// Serial.print("\t");
// Serial.print(ACK);
// Serial.print("\n");
if (mensaje == ACK) {
  Serial.print("ok");
  digitalWrite(pin_check, HIGH);
  delay(100);
  digitalWrite(pin_check, LOW);
}
else
  Serial.print("ERROR");
}
delay(250);

mododemarcha = marcha(mododemarcha);
instru_ant=instru;
instru=mensaje;
mensaje = orden(mododemarcha, instru, instru_ant);
Serial.print(mensaje);
Serial.print(instru);
Serial.print(instru_ant);
Serial.print("\n");

Wire.beginTransmission(B);
Wire.write(mensaje);
Wire.endTransmission();
Wire.requestFrom(B, 1);
while (Wire.available()) {
  ACK = Wire.read();
  mensaje += 10;
// Serial.print(mensaje);
// Serial.print("\t");
// Serial.print(ACK);
// Serial.print("\n");
if (mensaje == ACK) {
  Serial.print("ok");
  digitalWrite(pin_check, HIGH);
  delay(100);
  digitalWrite(pin_check, LOW);
}
else
  Serial.print("ERROR");
}
delay(250);

mododemarcha = marcha(mododemarcha);
instru_ant=instru;
instru=mensaje;
mensaje = orden(mododemarcha, instru, instru_ant);
```



```
Serial.print(mensaje);
Serial.print(instru);
Serial.print(instru_ant);
Serial.print("\n");

Wire.beginTransmission(C);
Wire.write(mensaje);
Wire.endTransmission();
Wire.requestFrom(C, 1);
while (Wire.available()) {
  ACK = Wire.read();
  mensaje += 10;
//  Serial.print(mensaje);
//  Serial.print("\t");
//  Serial.print(ACK);
//  Serial.print("\n");
  if (mensaje == ACK) {
    Serial.print("ok");
    digitalWrite(pin_check, HIGH);
    delay(100);
    digitalWrite(pin_check, LOW);
  }
  else
    Serial.print("ERROR");
}
delay(250);
```



CÓDIGO ATTINY85 ESCLAVO

```
/*Configuracion:
ATtiny Pin 1 = IPMC4
ATtiny Pin 2 = IPMC3
ATtiny Pin 3 = IPMC1
ATtiny Pin 4 = GND
ATtiny Pin 5 = I2C SDA
ATtiny Pin 6 = IPMC2
ATtiny Pin 7 = I2C SCK
ATtiny Pin 8 = VCC 3.3V*/

#include "TinyWireS.h"
// Libreria USI-I2c

#define I2C_SLAVE_ADDR 0x26
// direccion del esclavo i2c (38)
#define IPMC1_PIN      4
// ATtiny Pin 3
#define IPMC2_PIN      1
// ATtiny Pin 6
#define IPMC3_PIN      3
//ATtiny Pin 2
#define IPMC4_PIN      5
//Attiny Pin 1

void setup(){
pinMode(IPMC1_PIN,OUTPUT);
pinMode(IPMC2_PIN,OUTPUT);
pinMode(IPMC3_PIN,OUTPUT);
pinMode(IPMC4_PIN,OUTPUT);

TinyWireS.begin(I2C_SLAVE_ADDR);
// Inicializa el esclavo

}

void loop(){
  byte databyte = 0;
  if (TinyWireS.available()){
// Permanece a la escucha. Si se le envia algo a este esclavo
databyte = TinyWireS.receive();
// recibe y almacena la informacion del maestro
Turn_on(databyte);
// Completa el pedido. El maestro debe esperar a que se complete para
pedir informacion
```



```
databyte += 10;
// Se añade F0 al mensaje recibido
TinyWireS.send(databyte);
// Se envia de vuelta al maestro

}
}

void Turn_on(byte data){
//Accionado del actuador
byte mascara = B1;
//La mascara determina que bit se esta leyendo
if (mascara & data){
    //Si el bit es HIGH se activa el actuador. En caso contrario se
desactiva
    digitalWrite (IPMC1_PIN, HIGH);}
    else{
    digitalWrite (IPMC1_PIN, LOW);
    }

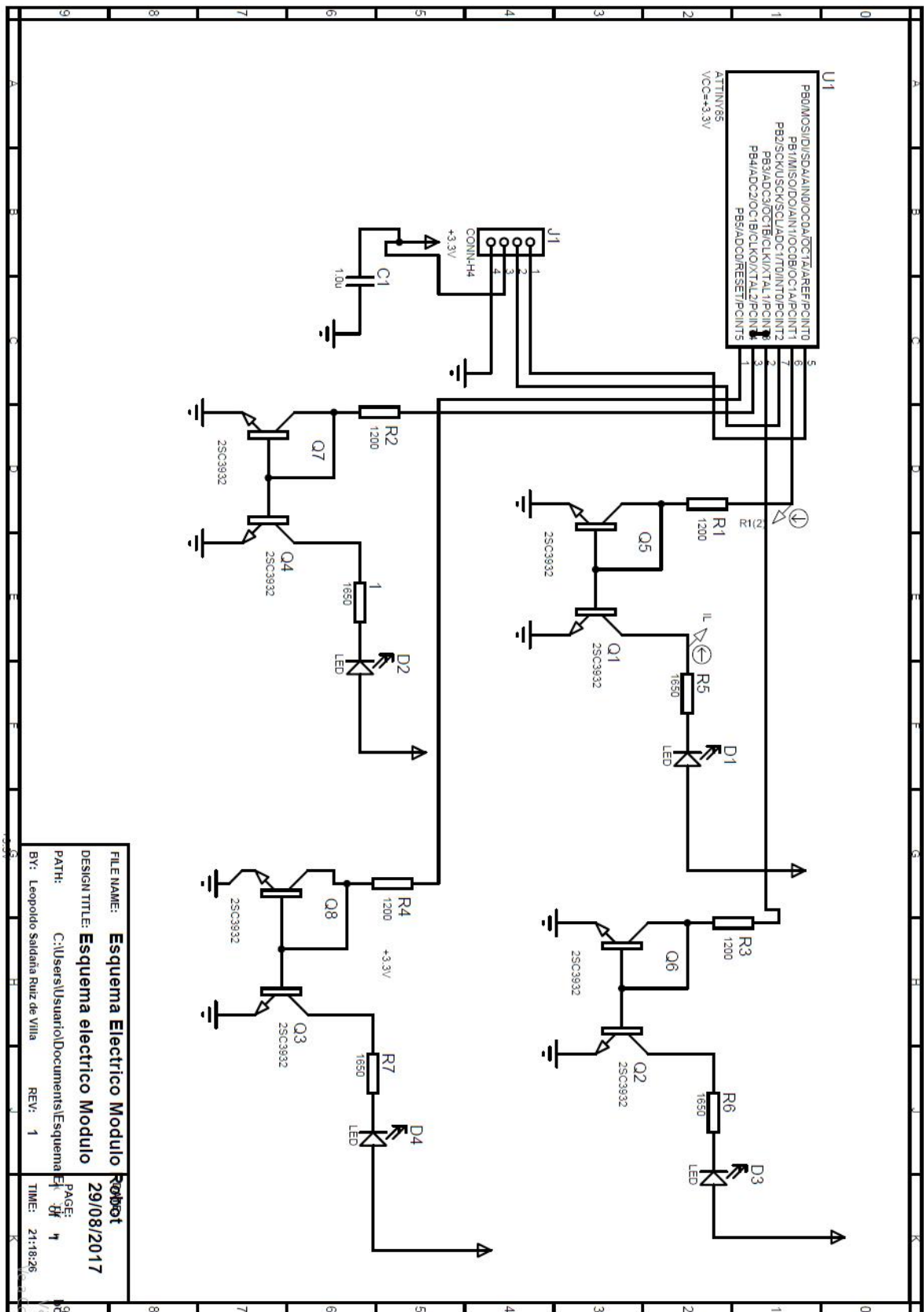
    mascara = B10;
if (mascara & data){
    digitalWrite (IPMC2_PIN, HIGH);}
    else{
    digitalWrite (IPMC2_PIN, LOW);
    }

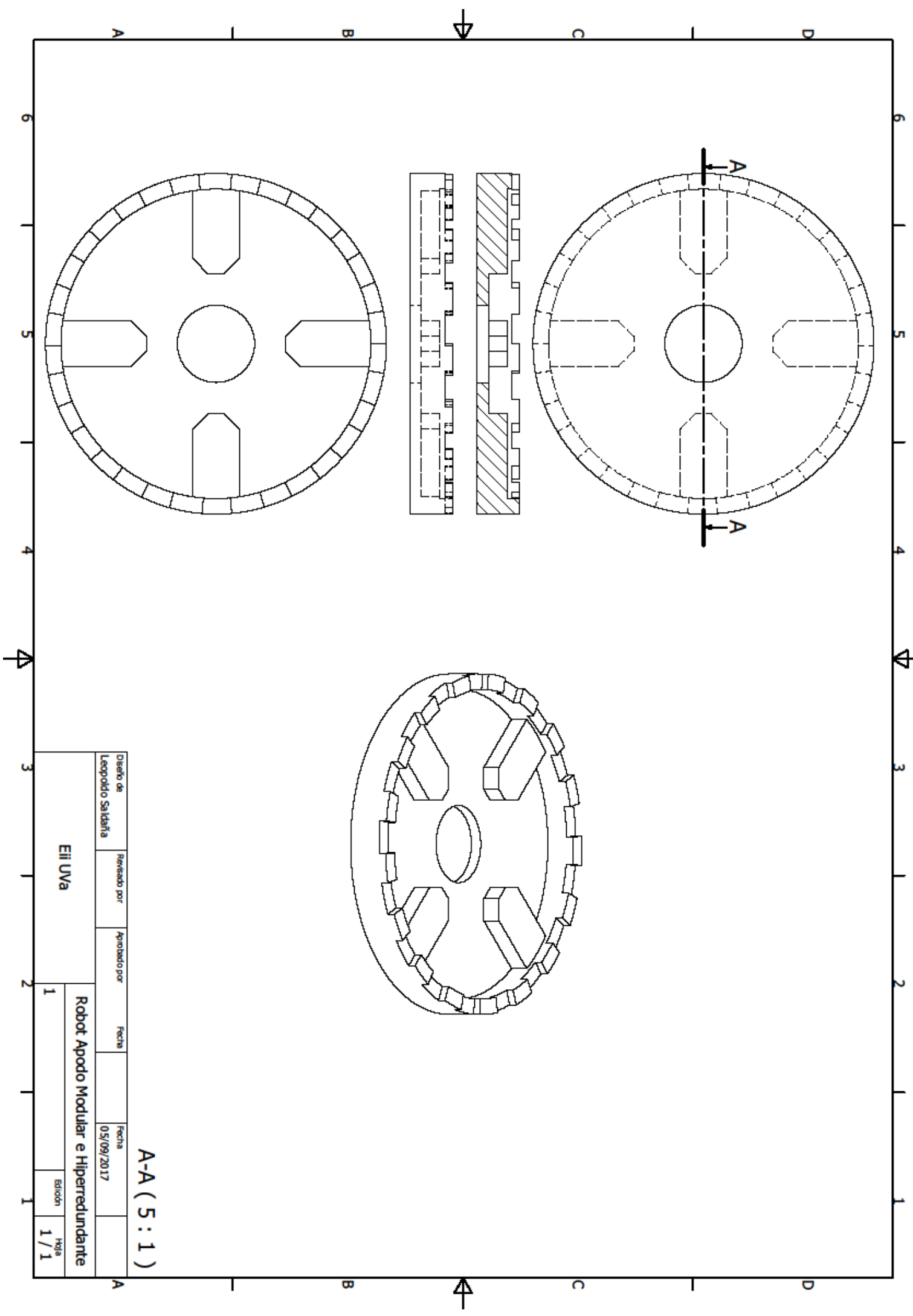
    mascara = B100;
if (mascara & data){
    digitalWrite (IPMC3_PIN, HIGH);}
    else{
    digitalWrite (IPMC3_PIN, LOW);
    }

    mascara = B1000;
if (mascara & data){
    digitalWrite (IPMC4_PIN, HIGH);}
    else{
    digitalWrite (IPMC4_PIN, LOW);
    }
}
```




ESQUEMA ELÉCTRICO MÓDULO



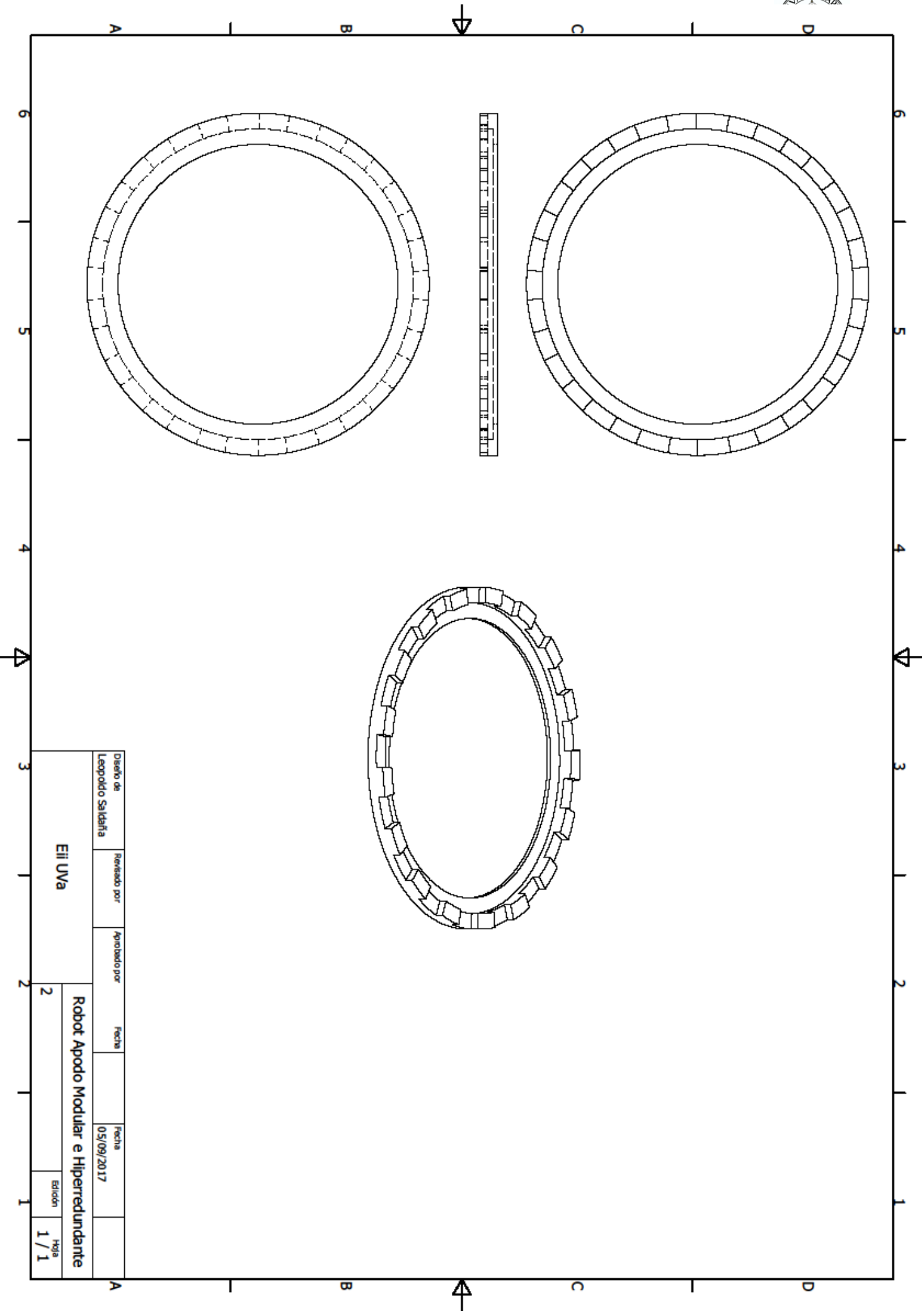


A-A (5 : 1)

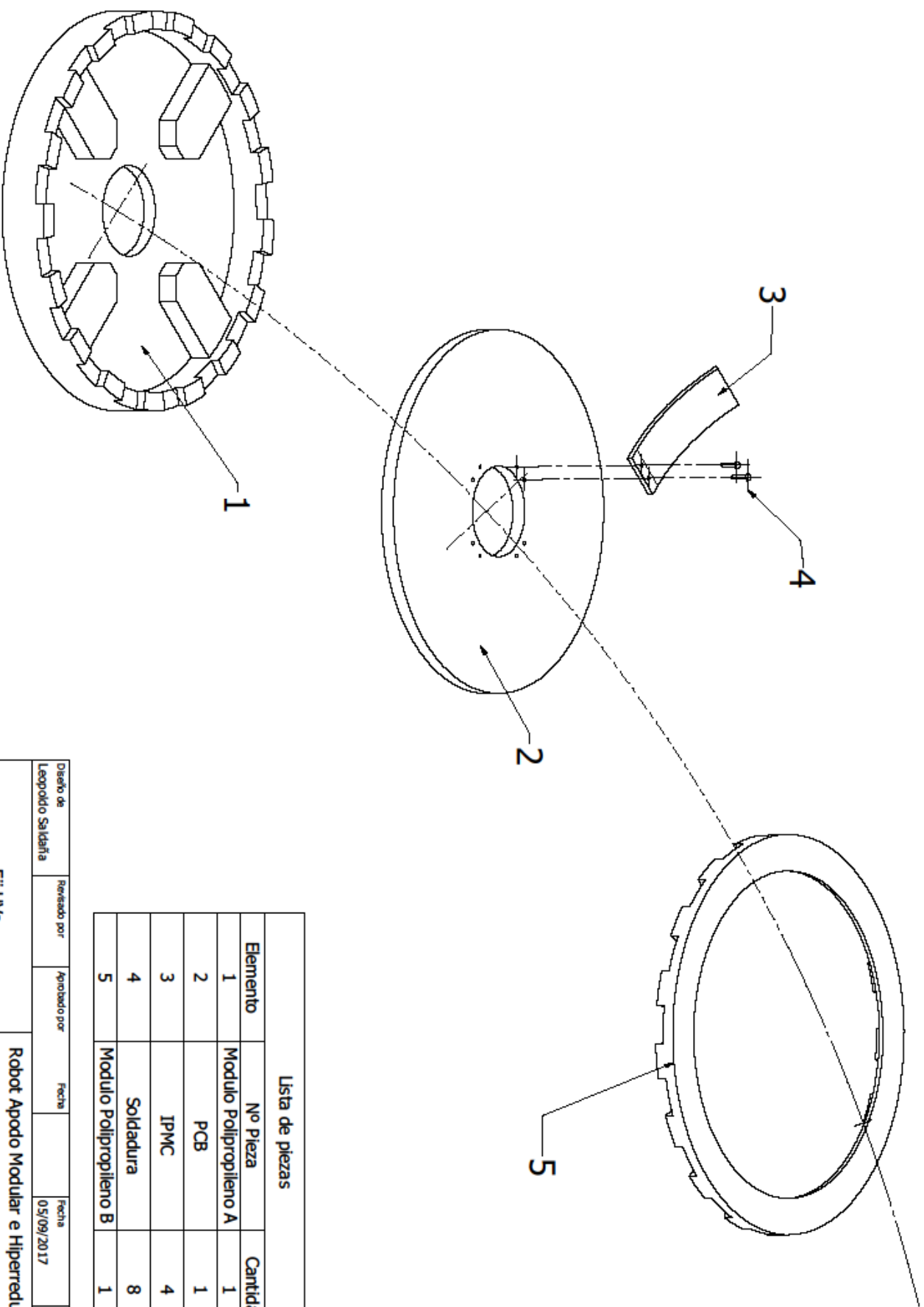
Diseño de	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha
Leopoldo Saldaña				05/09/2017

Eli Uva		Robot Apodo Modular e Hiperredundante	
1			

Edición	Hoja
1	1 / 1



Diseño de	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha	
Leopoldo Saldarña				05/09/2017	
Eii Uva			Robot Apodo Modular e Hiperrredundante		
2			2		
Escala			Hoja		
1 / 1			1 / 1		



Lista de piezas

Elemento	No Pieza	Cantidad
1	Modulo Polipropileno A	1
2	PCB	1
3	IPMC	4
4	Soldadura	8
5	Modulo Polipropileno B	1

Diseño de	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha
Leopoldo Saldaña			05/09/2017	

Eli Uva

Robot Apodo Modular e Hiperredundante

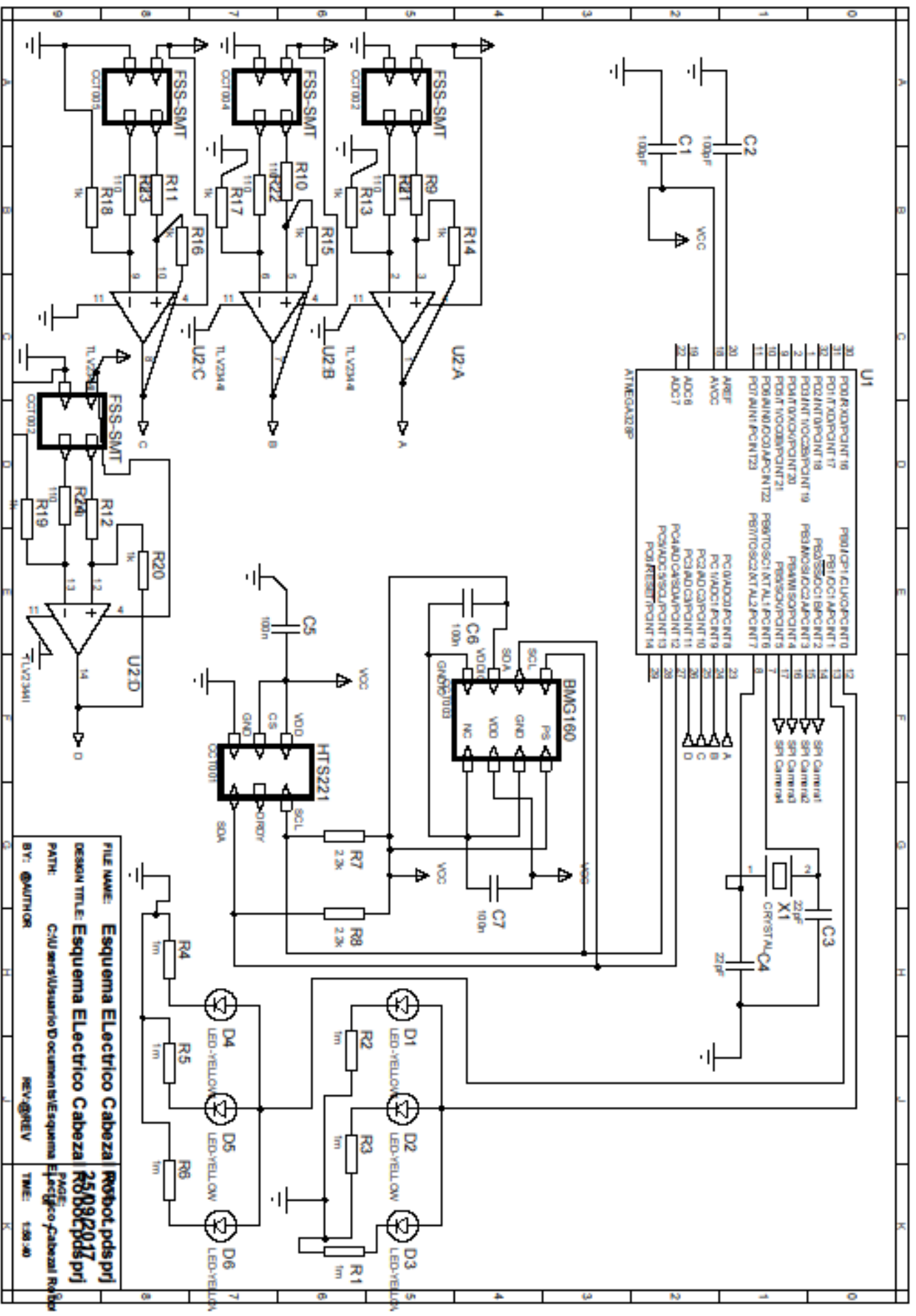
3

Edición
1 / 1

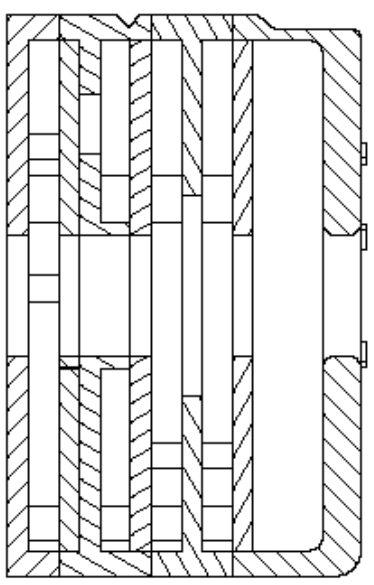
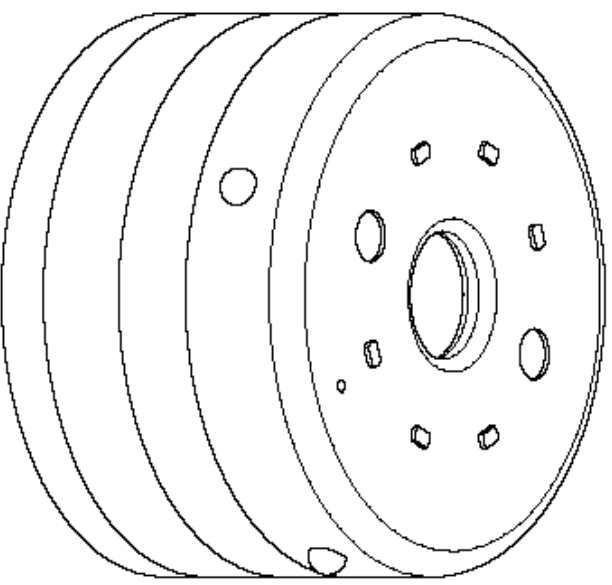
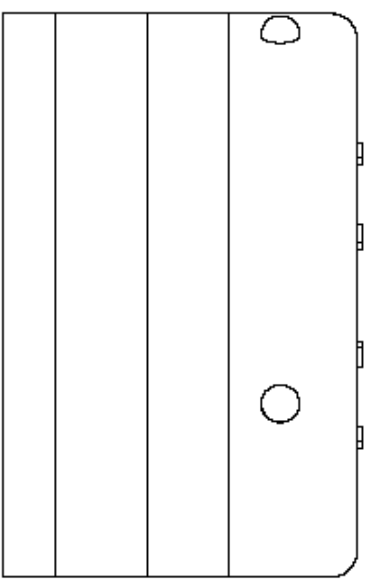
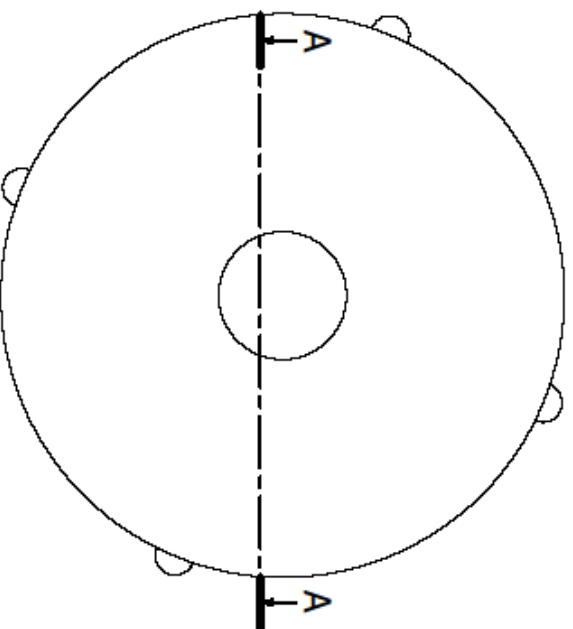
6 5 4 3 2 1

A B C D

A B C D



FILE NAME: **Esquema Electrico Cabeza** **Robot.pds.pri**
 DESIGN TITLE: **Esquema Electrico Cabeza** **R0000.pds.pri**
 PATH: **C:\Users\usuario\Documents\Esquema Electrico Cabeza\Robot**
 BY: **@AUTHOR** **REV:@REV** **TWE: 13030**



LISTA DE PIEZAS

ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA	DESCRIPCÓN
1	3	PCBCabezal	
2	1	ResinaCabezalA	
3	1	ResinaCabezalB	
4	1	ResinaCabezalC	
5	1	ResinaCabezalD	

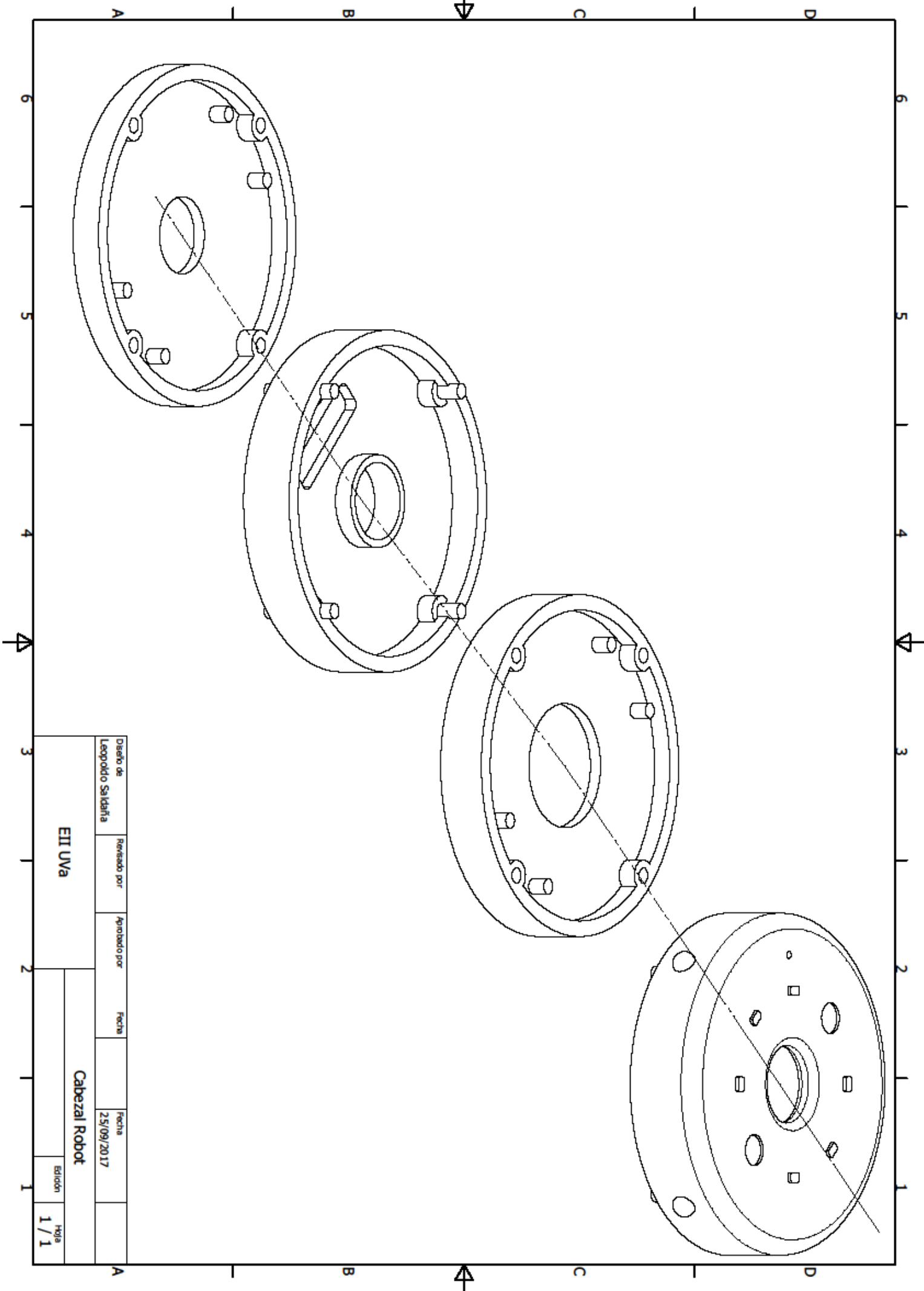
A-A (5 : 1)

Diseño de	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha
Leopoldo Saldaña				25/09/2017

EII Uva

Cabezal Robot

Edición
1 / 1

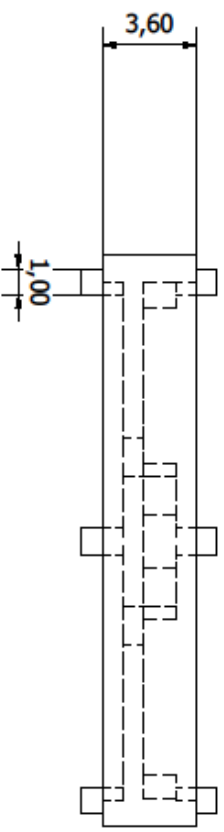
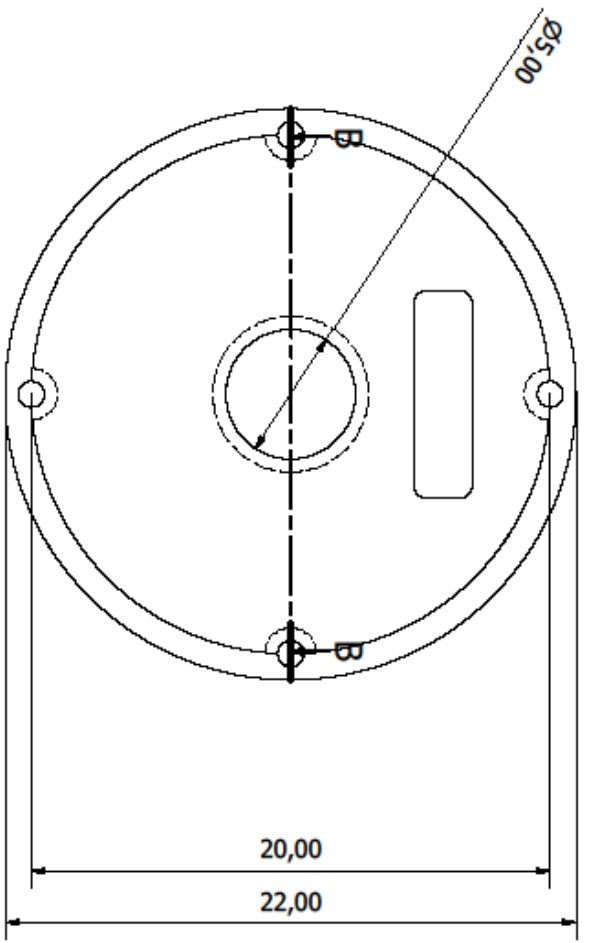


Diseño de	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha	
Leopoldo Saldaña				25/09/2017	

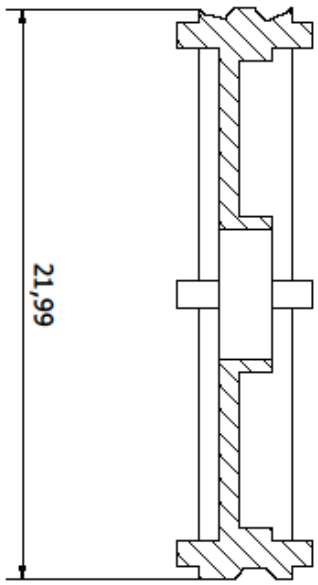
EII UVA

Cabezal Robot

Edición	Hoja
1	1 / 1



B-B (5 : 1)

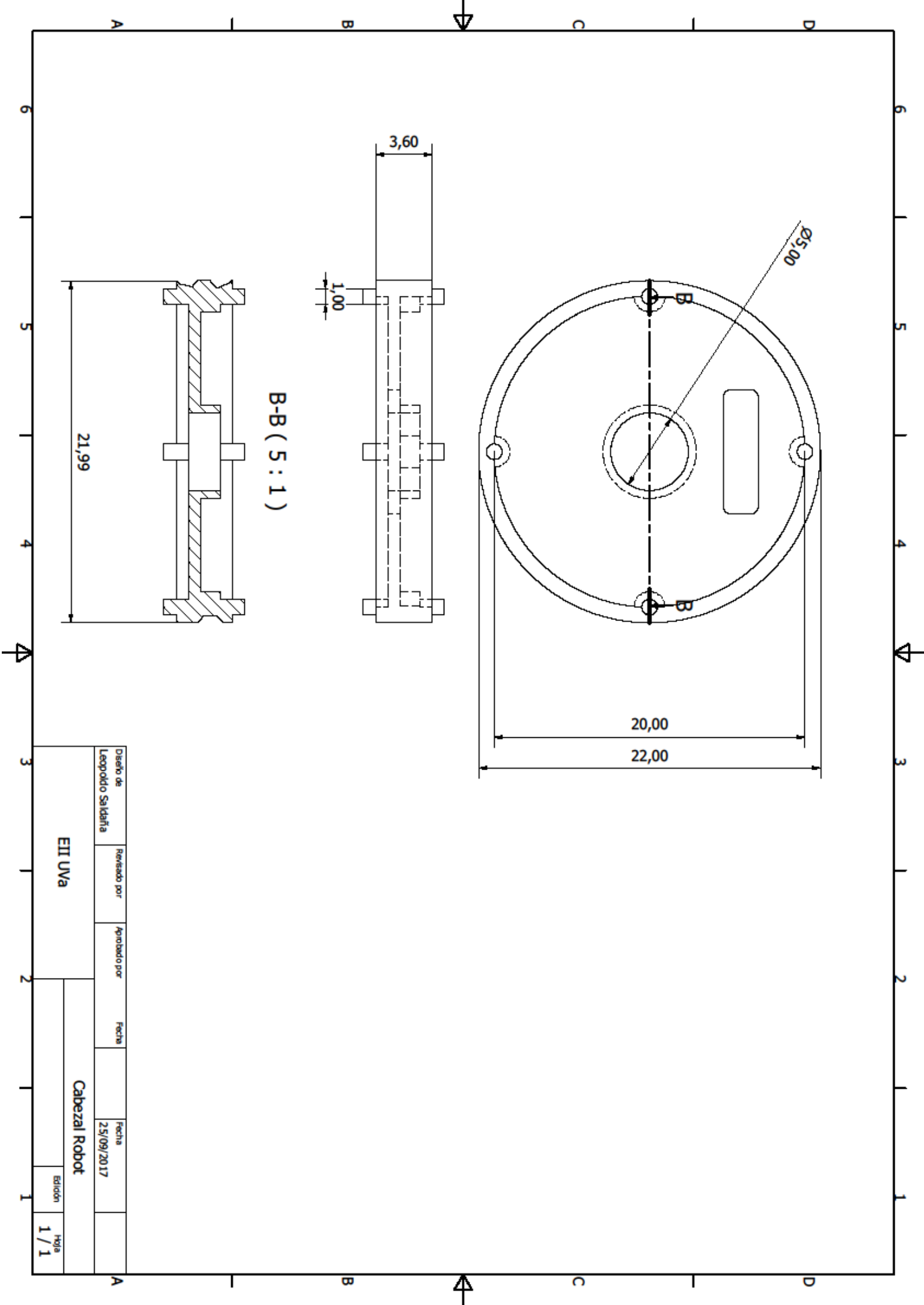


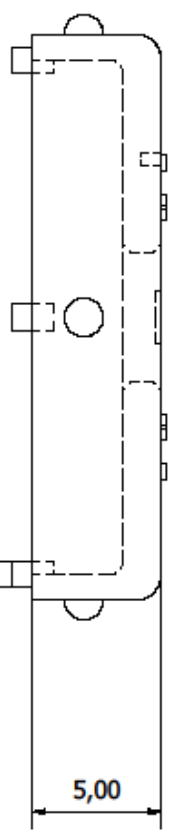
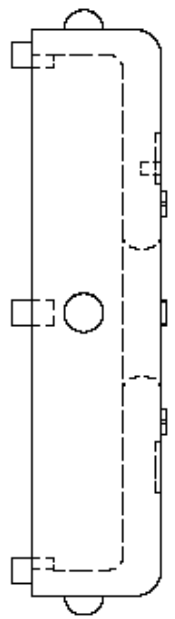
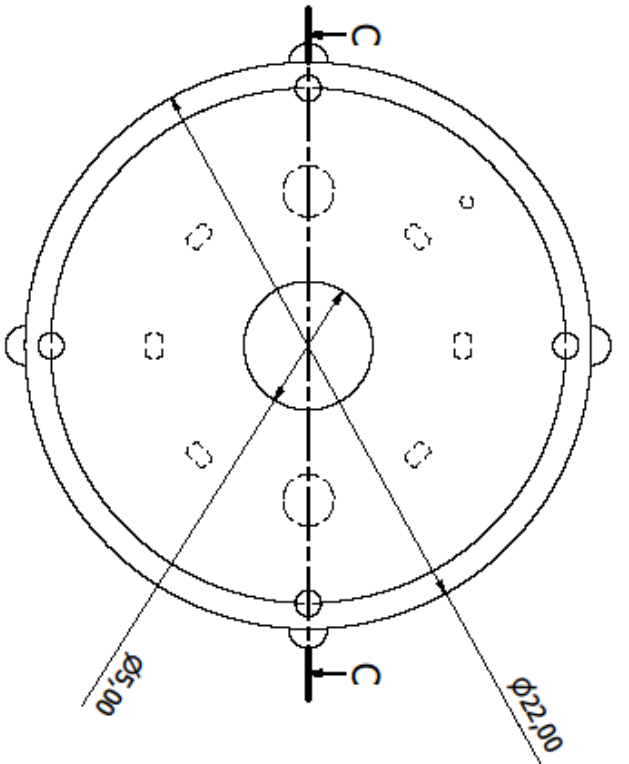
Diseño de	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha
Leopoldo Saldaña				25/09/2017

EII Uva

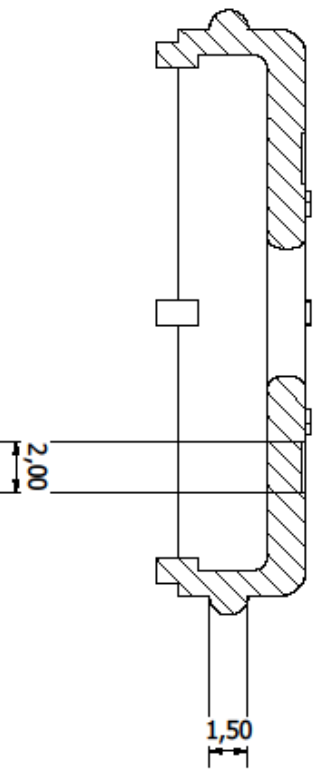
Cabezal Robot

Edición
1 / 1





C-C (5 : 1)



Diseño de	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha	
Leopoldo Saldaña				25/09/2017	

EII Uva

Robot

Edición Hoja
1 / 1

