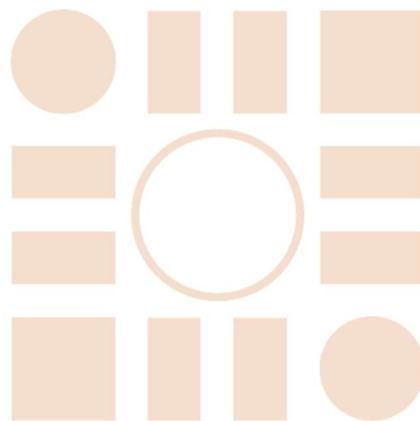


Universidad de Alcalá  
Departamento de Electrónica  
Escuela Politécnica Superior

MÁSTER UNIVERSITARIO EN INGENIERÍA  
ELECTRÓNICA



ESCUELA POLITECNICA  
SUPERIOR

**Trabajo Fin de máster**

"Diseño y elaboración de una plataforma de investigación  
para la ayuda a caminar"

**Autor:** Javier Peña González

**Tutor:** José Luis Martín Sánchez

2022



UNIVERSIDAD DE ALCALÁ  
Escuela Politécnica Superior  
Departamento de Electrónica

**Máster Universitario en Ingeniería Electrónica**

Trabajo Fin de Máster

"Diseño y elaboración de una plataforma de investigación  
para la ayuda a caminar"

**Autor:** Javier Peña González  
**Director:** José Luis Martín Sánchez

Comisión Evaluadora:

Presidente:

Vocal 1º:

Vocal 2º:

FECHA:



# Agradecimientos

A Raquel por animarme a continuar este proyecto. y a mi madre por motivarme a comenzarlo.



# Resumen

En este proyecto, se propone el diseño e implementación de un hardware capaz de ayudar a la investigación en exoesqueletos de extremidades inferiores, para mejorar la deambulación de personas con problemas de movilidad al menor coste posible.

Para encontrar el modo más asequible, se han analizado las opciones disponibles y, finalmente, se ha diseñado un sistema basado en impresión 3D.

Palabras clave: Exoesqueleto, hardware, firmware, Impresión 3D

## Abstract

This project proposes a hardware design and implementation to assist exoskeletons research for improve people ambulation with mobility problems at the lowest cost possible.

To find the most affordable way, the available options have been analysed and, finally, a 3D printing-based system has been designed.

Key Word: Exoskeleton, hardware, firmware, 3D printing



# Resumen extendido

Gran parte de las plataformas electrónicas hardware para la ayuda a la marcha pertenecen al ámbito privado o de investigación, por lo que los diseños necesarios para replicarlo no son de libre acceso. En este proyecto, se persigue la creación de una plataforma abierta para la investigación de exoesqueletos.

Para conseguir dicho objetivo se planteó la necesidad de diferenciar las distintas necesidades de un sistema como este y hacerlo adaptable para su uso mediante una aproximación modular, lo cual dio lugar a tres diseños de placa que se consideraron principales para el desarrollo de un sistema de este tipo conectados mediante protocolo CAN Bus.

Para cubrir las necesidades básicas de sensado en exoesqueletos y de actuación de elementos motrices, se diseñaron las siguientes placas:

- Placa de sensado de presión  
Esta placa se basa en medir la distribución de la presión en la pisada mediante siete sensores distribuidos en la suela del pie, estos son leídos por un microcontrolador y enviados por protocolo CAN.
- Placa de sensado EMG  
Mediante esta placa se miden y filtran las señales bioeléctricas de los músculos para determinar si hay intencionalidad de movimiento, después se procesan y envían mediante protocolo CAN.
- Placa de control de motores.  
Esta placa permite controlar un motor de corriente continua sin escobillas mediante las ordenes CAN recibidas controlado desde el algoritmo de control orientado por campo.

Con ello se cubren las necesidades básicas de sensado en exoesqueletos y de actuación de elementos motrices.

También se ideó de tal forma que el conexionado fuera estándar para todas las placas y que solo aquellas que tuvieran requisitos específicos tuvieran conectores extra para ello.

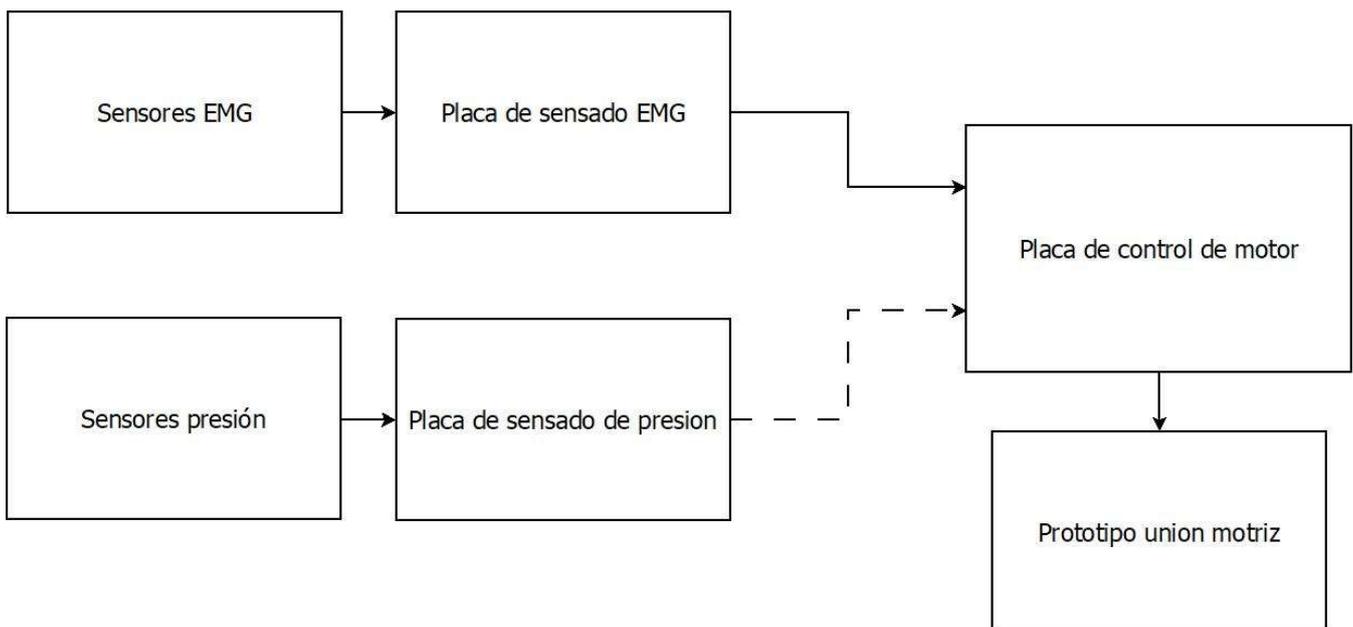


Aparte de crear las electrónicas, se diseñó un sistema de pruebas en impresión 3D para el motor de corriente continua sin escobillas. Esto fue considerado necesario para el desarrollo del código de control de motores al dar una plataforma segura donde mover el motor en caso de inestabilidades.

En dicha plataforma se desarrolló el código basado en Arduino para STM32 de la placa de motores, basándose en la librería SimpleFOC que permite un control mediante control orientado por campo de un motor de forma relativamente sencilla y siguiendo la filosofía de código abierto del sistema.

En la versión final del sistema mecánico se implementó un sistema que ejercería la función de unión mecánica del sistema, integrando función estructural y motriz.

Para las placas sensoras se desarrolló el código en STM32CubeIDE usando las librerías HAL de STM32, lo cual permitió un desarrollo rápido de un código de demostración sencillo entre placas como se muestra en la figura:



**Figura 1. Esquema de funcionamiento del programa creado.**

En dicho código de demostración final una de las placas sensoras (de presión o EMG) manda una trama CAN con los valores ADC convertidos a voltios. Después el sistema motor mueve la rodilla un ángulo proporcional a esa señal, lo cual permite evaluar todos los sistemas principales de los elementos hardware creados.



# Índice General

## Contenido

Agradecimientos .....	2
Resumen .....	3
Abstract .....	3
Resumen extendido .....	4
Índice General .....	6
Índice de figuras .....	9
Índice de tablas.....	11
Índice de Ecuaciones.....	12
Glosario .....	13
Capítulo 1 .....	14
1. Introducción .....	14
1.1 Presentación.....	14
1.2 Precedentes .....	16
1.3 Sistemas disponibles para investigación:.....	16
1.4 Elementos diseñados. ....	17
Capítulo 2 .....	18
2. Hardware del sistema .....	18
2.1 Placa de control de motores .....	18
2.1.1 Introducción.....	18
2.1.2 Control FOC. ....	19
2.1.3 Sistema hardware diseñado .....	21
2.1.4 Construcción de PCBA y sistema articulación .....	29
2.1.5 Partes Impresas en 3D del motor. ....	31
2.2 Placa de sensado de presión.....	33



2.2.1	Introducción.....	33
2.2.2	Sistema de sensado desarrollado.....	34
2.2.3	Sistema hardware desarrollado .....	35
2.2.4	Construcción de PCBA de placa de presión. ....	38
2.3	Placa de sensado EMG .....	39
2.3.1	Introducción.....	39
2.3.2	Sistema de sensado EMG desarrollado.....	39
2.3.3	Sistema hardware desarrollado placa EMG .....	42
2.3.4	Construcción de PCBA de placa EMG.....	43
2.4	Cableado de conexión .....	44
2.5	Placa convertora de programación. ....	45
Capítulo 3	.....	46
3.	Software del sistema .....	46
3.1	Librerías y programas de desarrollo usados .....	46
3.1.1	STM32CubeMX.....	46
3.1.2	HAL libraries (Hardware Abstraction Layer).....	47
3.1.3	STM32CubeIDE .....	47
3.1.4	Arduino.....	47
3.1.5	STM32duino .....	48
3.1.6	SimpleFOC [7].....	48
3.2	Librerías creadas.....	49
3.2.1	Can Bus Library for STM32F446 .....	49
3.3	Funcionamiento de demo del sistema.....	51
3.3.1	Diagrama de flujo del programa.....	52
Capítulo 4	.....	54
4.	Aplicaciones .....	54
Capítulo 5	.....	56
5.	Resultados y conclusiones .....	56



Capítulo 6 .....	58
6. Presupuesto .....	58
6.1 Hardware .....	58
6.1.1 Componentes electrónicos .....	58
6.1.2 PCB .....	61
6.1.3 Impresión 3D y elementos mecánicos .....	61
6.1.4 Elementos sensores de presión y EMG .....	61
6.2 Software y ordenador .....	62
6.3 Recursos humanos .....	62
6.4 Total .....	62
BIBLIOGRAFÍA .....	63
Anexo I. Esquema placa EMG .....	1
Anexo II. Esquema placa presión .....	3
Anexo III. Esquema placa control de motor .....	5



# Índice de figuras

<i>Figura 1. Esquema de funcionamiento del programa creado.</i>	5
<i>Figura 2. Exoesqueleto EXO-H3 de Technaid, con motores señalados en rojo y unidad de control central y batería en verde.</i>	14
<i>Figura 3. Configuración típica de exoesqueleto.</i>	15
<i>Figura 4. Momento, potencia y velocidad de extremidades a lo largo del ciclo de andado.</i>	18
<i>Figura 5. Vector magnéticos del rotor y vector generado por las bobinas del estator.</i>	19
<i>Figura 6. Esquema de control de algoritmo FOC.</i>	20
<i>Figura 7. Concepto hardware placa motores.</i>	21
<i>Figura 8. Esquema parte A microcontrolador STM32F446.</i>	22
<i>Figura 9. Esquema parte B microcontrolador STM32F446.</i>	22
<i>Figura 10. Esquema parte C microcontrolador STM32F446.</i>	22
<i>Figura 11. Esquema regulador reductor DRV8323.</i>	23
<i>Figura 12. Esquema de sensor de lado bajo de corriente.</i>	23
<i>Figura 13. Esquemático controlador de puerta de MOSFET.</i>	24
<i>Figura 14. Esquema del puente trifásico.</i>	25
<i>Figura 15. Esquema transceiver CAN.</i>	26
<i>Figura 16. Placa comercial AS5600.</i>	26
<i>Figura 17. Esquema programador.</i>	27
<i>Figura 18. Esquema regulador LDO.</i>	27
<i>Figura 19. Esquema leds.</i>	27
<i>Figura 20. Esquema de Unidad inercial.</i>	28
<i>Figura 21. Diseño de placa en Altium designer y placa final.</i>	29
<i>Figura 22. Placa de motores terminada con base y ventiladores.</i>	30
<i>Figura 23. Base de pruebas de motor.</i>	31
<i>Figura 24. Render de la unión mecánica diseñada.</i>	32
<i>Figura 25. Unión mecánica de alto torque impresa en 3D.</i>	32
<i>Figura 26. Distribución de presión en la planta del pie en distintas fases.</i>	33
<i>Figura 27. Resistencia vs Fuerza en sensor piezoresistivo Tekscan.</i>	34



<i>Figura 28. Esquema amplificador presión.....</i>	<i>34</i>
<i>Figura 29. Funciones de transferencia sensor de presión.....</i>	<i>35</i>
<i>Figura 30. Concepto de funcionamiento placa de presión.....</i>	<i>35</i>
<i>Figura 31. Esquema generación de referencia placa de presión .....</i>	<i>36</i>
<i>Figura 32 Esquema del microcontrolador placa presión.....</i>	<i>37</i>
<i>Figura 33. Diseño de placa en Altium designer y placa final de presión .....</i>	<i>38</i>
<i>Figura 34. Placa final con componentes. ....</i>	<i>38</i>
<i>Figura 35. Esquema de filtrado EMG .....</i>	<i>39</i>
<i>Figura 36. Esquema eléctrico del conjunto EMG.....</i>	<i>40</i>
<i>Figura 37. Etapa entrada amplificador EMG.....</i>	<i>40</i>
<i>Figura 38. Amplificador de instrumentación con filtro de referencia.....</i>	<i>40</i>
<i>Figura 39. Segunda etapa de amplificación y filtrado sin componentes no ensamblados. ....</i>	<i>41</i>
<i>Figura 40. Filtro activo paso alto con filtro paso bajo en placa EMG.....</i>	<i>42</i>
<i>Figura 41. Referencia tensión placa EMG .....</i>	<i>42</i>
<i>Figura 42. Diseño de placa en Altium designer y placa final EMG.....</i>	<i>43</i>
<i>Figura 43. Placa EMG terminada .....</i>	<i>43</i>
<i>Figura 44. Esquema conector CAN.....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 45. Esquema conector UART .....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 46. Placa de programación .....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 47. Placa de conversión con cables conectados y programador. ....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 48: Distribucion de pines en microcontrolador placa motores.....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 49. Interfaz de configuración SimpleFOCStudio.....</i>	<i>49</i>
<i>Figura 50. Diagrama de flujo de placas de presión y EMG .....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 51. Diagrama de flujo del programa de la placa de motor.....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 52. Configuración mecánica ejemplo con las uniones creadas.....</i>	<i>55</i>



# Índice de tablas

*Tabla 1. Comparacion exoesqueletos comerciales* ..... 16



# Índice de Ecuaciones

<i>Ecuación 1.Función amplificación de corriente</i> .....	24
<i>Ecuación 2.Función de salida de corriente</i> .....	24
<i>Ecuación 3.Función amplificador presión</i> .....	34



# Glosario

TFM	Trabajo de Final de Máster
Open source	Código abierto
EMG	Electromiografía
CAN	Controller Area network
Bare-metal	Programación sin capas de abstracción
FOC	Field Oriented Control (Control orientado por campo).
BLDC	Brushless DC (motor de corriente continua sin escobillas).
PCBA ensamblada)	Printed Board Circuit Assembly (Placa de circuito impreso
HAL	Hardware abstraction Layer (Capas de abstracción de hardware)
LDO	Low Dropout regulator (regulador de baja caída)
PCB	Printed Board Circuit (Placa de circuito impreso)



# Capítulo 1

## 1. Introducción

### 1.1 Presentación

En este trabajo se quiere dar una ayuda a los investigadores que busquen desarrollar un sistema de ayuda a la locomoción humana robótico, ya sea mediante la rehabilitación, la asistencia al andar o la potenciación de habilidades humanas.

Por ello se ha diseñado un hardware electrónico y mecánico para ayudar en el diseño de un exoesqueleto de extremidades inferiores como el mostrado en la figura:



**Figura 2. Exoesqueleto EXO-H3 de Technaid, con motores señalados en rojo y unidad de control central y batería en verde.**

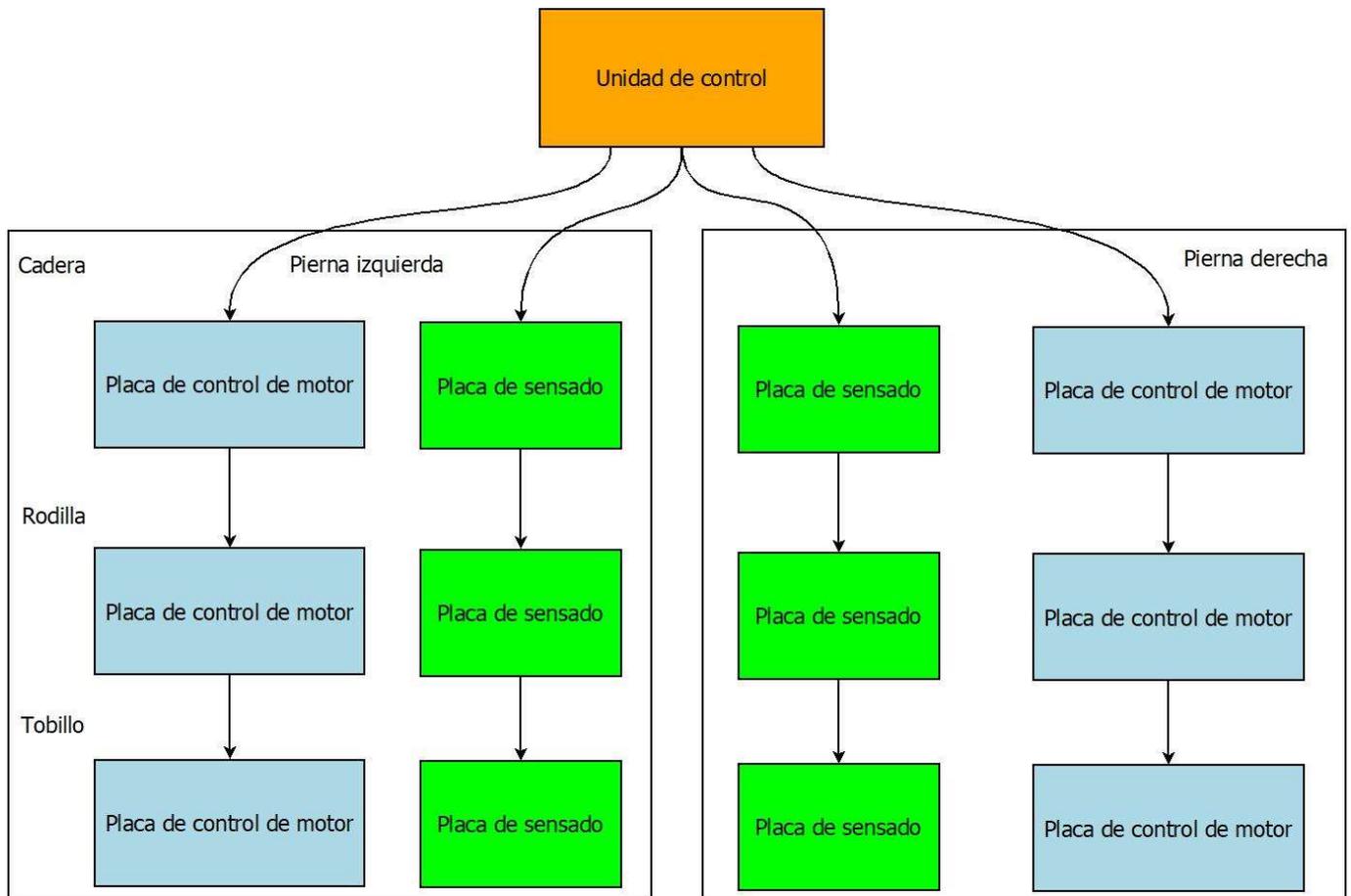
Como se puede observar en este tipo de exoesqueleto se distribuyen los motores de motores en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo en cada pierna los cuales tienen la función de proporcionar fuerza al usuario y ayudarlo a caminar.



También, aunque no mostrado en la figura se suelen añadir sensores de diversa índole al sistema como:

- Sensores EMG: Con la función de detectar cuando hay intencionalidad de movimiento mediante el sensado de señales eléctricas musculares.
- Sensores de presión en la suela del pie: Con esta información se puede obtener de manera confiable en qué fase del ciclo de andado está el usuario.

Para organizar este conjunto de sistemas se propone la siguiente configuración de elementos:



**Figura 3. Configuración típica de exoesqueleto**

Como se puede observar se necesita también de un sistema de control superior que reciba los datos recogidos y emita las órdenes a los motores permitiendo la configuración y telemetría del sistema. Pero dada la variabilidad de sistemas de control tanto en hardware existentes (PC con conversor USB CAN, Raspberry Pi con placa de adaptación, mini PC, etc) como en software (MATLAB, Python) no se ahondará en ese aspecto en este trabajo.



Así el objetivo del proyecto es permitir a departamentos no involucrados en el hardware electrónico la posibilidad de fabricar o modificar los sistemas creados, de acuerdo con sus necesidades en base a documentación abierta.

Para ello, primero se mostrarán las distintas electrónicas creadas y sus capacidades y después se mostrará como el código de ejemplo de uso es capaz de hacerlas funcionar mediante comunicaciones CAN.

## 1.2 Precedentes

Diversos documentos de investigación como [1],[2] muestran como el campo de la investigación en exoesqueletos y su estado del arte es un ecosistema en constante desarrollo desde hace años, si bien se pueden extrapolar puntos en común muy apreciables en los distintos sistemas investigados en estos documentos:

Sistema	Grados de libertad por pierna	Grado de apertura a investigación	Precio(dólares)
ReWalk Personal 6.0	2(Rodilla y cadera)	Nulo(comercial)	80000
HAL Lower limb	2(Rodilla y cadera)	Nulo(comercial)	96000
Able Human Motion	2	Nulo(comercial)	No en mercado todavía, se espera precio: ~30000

**Tabla 1.Comparacion exoesqueletos comerciales**

Como podemos ver la mayoría de los sistemas integran entre 2 y 3 grados de libertad por pierna y su coste, en el mejor de los casos sería en torno a 30.000 dólares. Obviamente estos costes limitan en la práctica que grupos o personas interesadas en el tema puedan desarrollar actividad en este sector de investigación.

## 1.3 Sistemas disponibles para investigación:

Sin embargo, sí que existen algunas compañías como Technaid (Spin-off del CSIC) con su exoesqueleto EXO-H3 más orientado a investigación, dado que provee información técnica hasta cierto punto de sus sistemas y un SDK para manejarlo.



Este exoesqueleto actualmente oscila entre los 50.000 y 70.000 euros en función del soporte postventa que se desee. Vendiéndose principalmente a centros de investigación.

Sin embargo, dado que es un sistema comercial la modificación hardware del dispositivo es compleja ya que requiere involucrar al fabricante. Por ello un nuevo desarrollo es necesario que permita un acceso abierto para realizar modificaciones a un costo bajo asumible para los centros de investigación o empresas emergentes.

## **1.4 Elementos diseñados.**

Viendo las necesidades motrices y de sensado se plantearon las siguientes placas:

- Placa de control de motores: Esta placa se centra en el control del movimiento de un motor focalizándose en una única unión del exoesqueleto
- Placa de sensado de presión: Esta placa permite sensar la suela del pie para poder medir la superficie de apoyo del pie donde se está haciendo la presión y después enviar estas medidas,
- Placa de sensado EMG: Esta placa dispone de puertos de medida para detectar cuando ha habido una intención de movimiento mediante el sensado de la actividad Bioeléctrica y después enviar las medidas.

Dada la envergadura del sistema, este proyecto se focalizo en diseñar los sistemas hardware necesarios para sensar y mover una pierna, así como unos programas básicos que demuestren la funcionalidad del sistema y sirvan de API.



# Capítulo 2

## 2. Hardware del sistema

En este capítulo se procederá a describir la composición y funcionamiento de los elementos físicos del sistema.

### 2.1 Placa de control de motores

#### 2.1.1 Introducción

Para obtener los requisitos de torque y velocidad de los motores se analizó la base de datos de “dinámicas del paso humano [3]” con el programa MATLAB. De dicha base de datos, se obtuvieron las siguientes graficas de la figura que muestran el momento, velocidad y potencia mecánica de las distintas articulaciones.

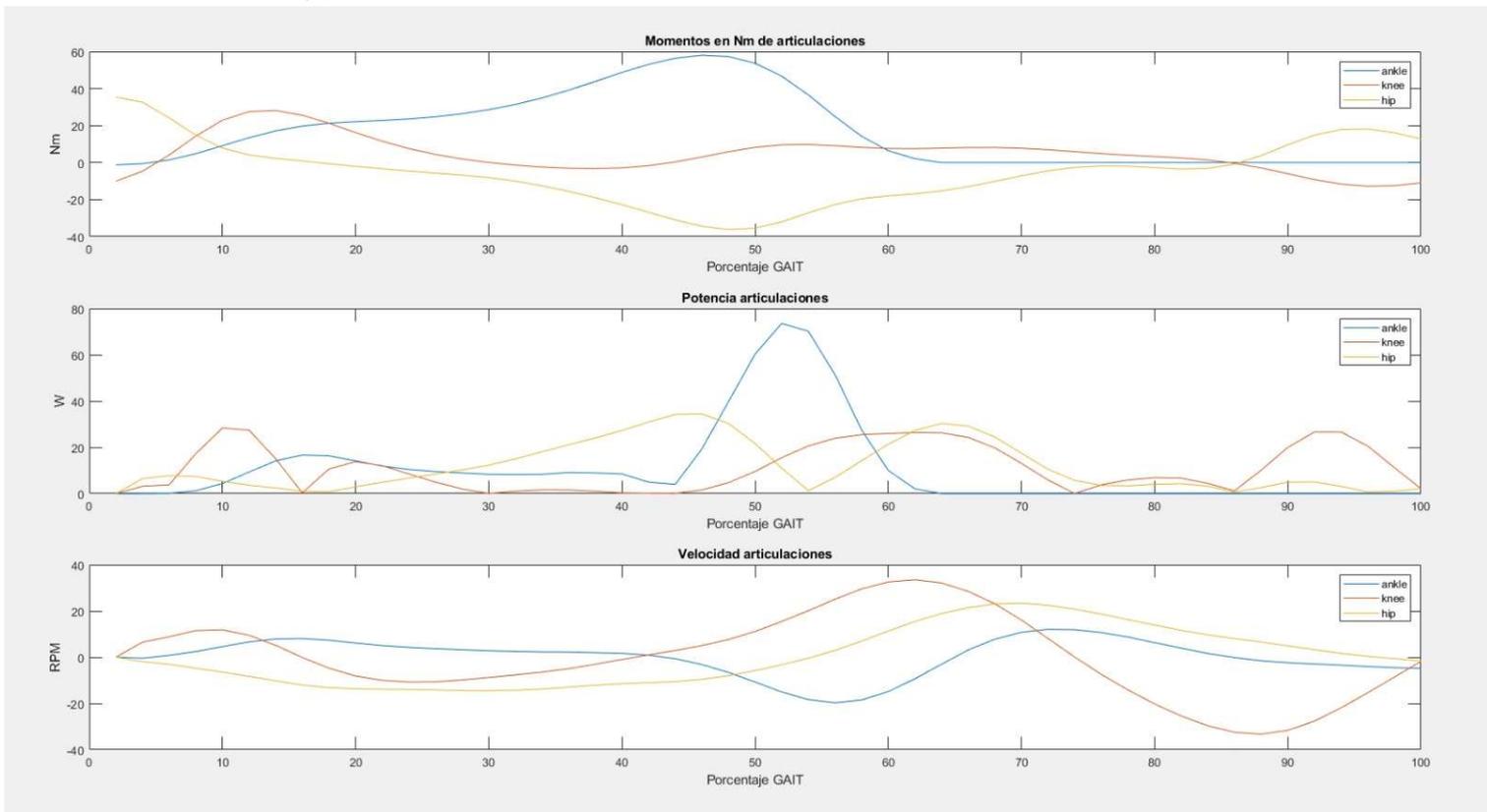


Figura 4. Momento, potencia y velocidad de extremidades a lo largo del ciclo de andado.

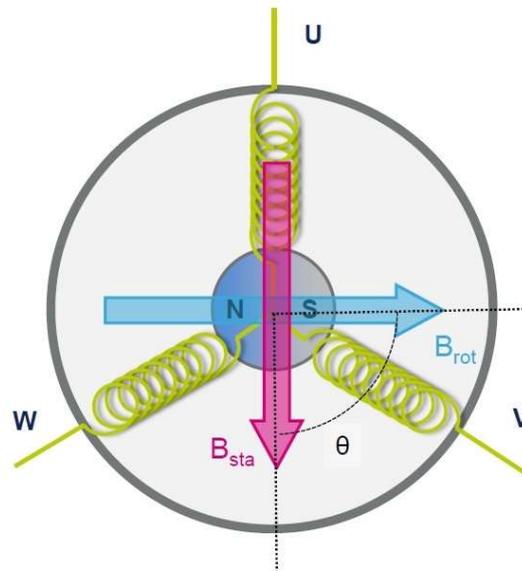


Tras estudiar la gráfica se llegó a la conclusión de que era necesario conseguir el mayor torque posible a bajas revoluciones, ya que el momento máximo era 60 Nm en el tobillo al 50 % y la velocidad máxima 40 RPM en la rodilla al 60%.

Por ello tras investigar los diferentes tipos de motores eléctricos disponibles en el mercado, se llegó a la conclusión de que los motores BLDC ofrecen en la actualidad un torque muy alto a unos RPM muy bajos. Todo ello por un precio extremadamente competitivo debido a su uso extendido en vehículo eléctrico unipersonal.

## 2.1.2 Control FOC.

Dado que se decidió usar un motor tipo BLDC para el sistema, la manera más eficiente de controlar dicho motor es mediante la algoritmia FOC, ya que generamos un vector de flujo perpendicular al del rotor como se muestra en la siguiente figura:



**Figura 5. Vector magnéticos del rotor y vector generado por las bobinas del estator**

Esto nos da el mayor torque posible en todo momento ya que el Angulo de 90 grados entre ambos vectores es óptimo.

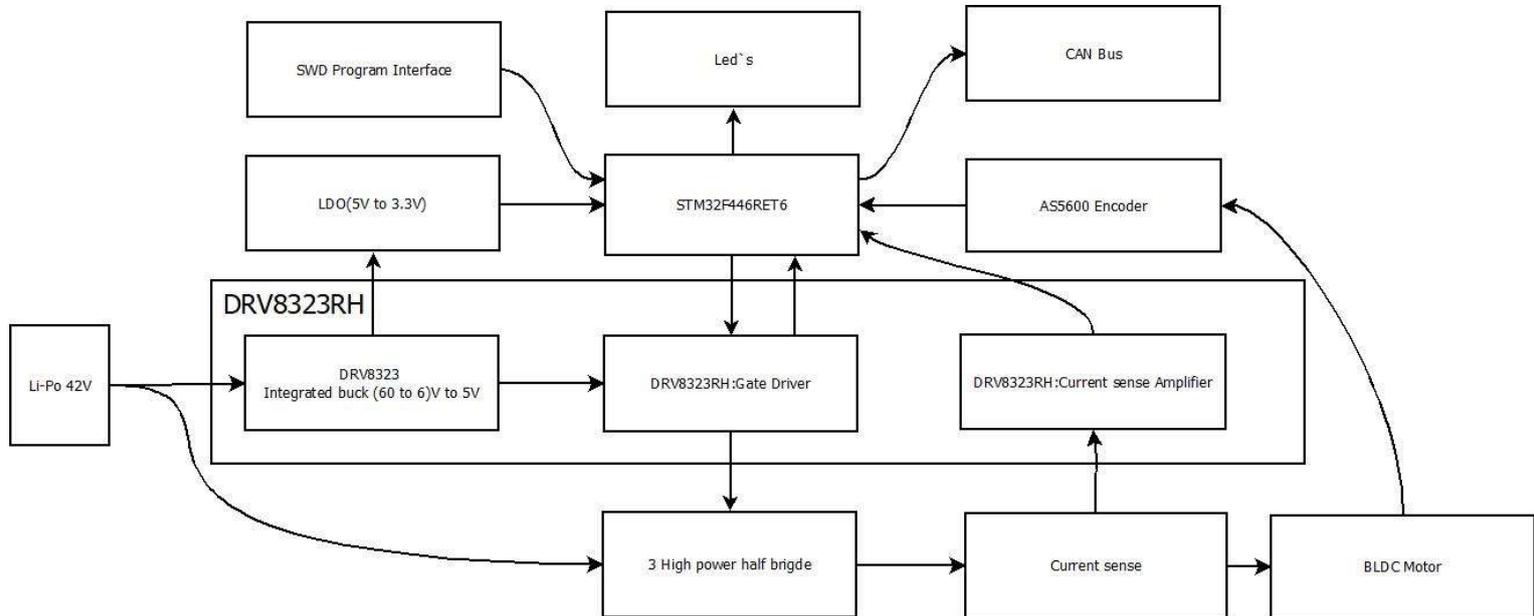
El sistema de control FOC se basa en la transformación de Park y Clarke que son transformaciones matemáticas de cambio de referencia. Estas transforman las corrientes del motor en corrientes constantes llamadas d y q, que nos permiten controlar el sistema mediante control de torque al tener como objetivo que la corriente d sea 0 (no se necesita crear campo magnético al ser un motor de imanes permanentes) y tener la corriente q como control de torque.





### 2.1.3 Sistema hardware diseñado

Para hacer funcionar el algoritmo FOC, manejar la etapa de potencia y realizar las funciones secundarias se planteó el siguiente esquema mostrado en la figura



**Figura 7. Concepto hardware placa motores**

Este esquema permite desarrollar todas las funciones necesarias para la placa de motores mediante los diversos módulos mostrados en el esquema que a continuación se detallaran:

#### Microcontrolador

Como se puede observar el núcleo del sistema se basó en el microcontrolador STM32F446RET6 este microcontrolador cuenta con las siguientes características necesarias para nuestro sistema:

- Alta frecuencia de microcontrolador.
- Unidad de coma flotante.
- Timer avanzados con sincronización con ADC para toma de muestra de corrientes.
- 2 periféricos de comunicaciones CAN BUS.
- 3 ADC de los cuales dos se usarán para medir corrientes y un tercero para funciones secundarias.
- Conexión de programación y desarrollo Serial Wire.



Este elemento se encarga de en cada periodo recibir, reaccionar y responder las ordenes CAN enviadas, ejecutar el algoritmo de movimiento del motor y muestrear los distintos sensores conectados a una frecuencia suficiente.

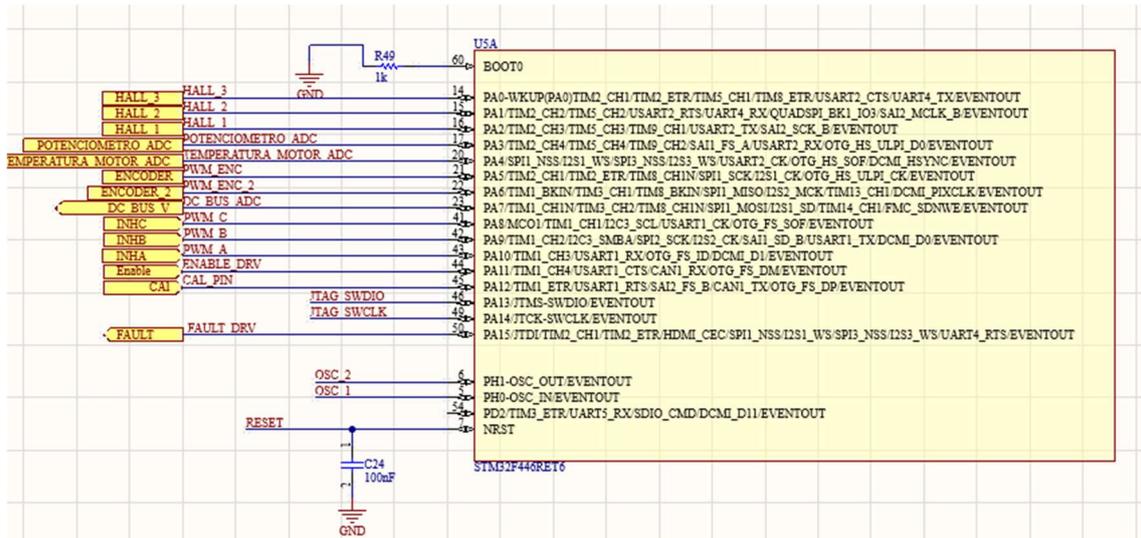


Figura 8. Esquema parte A microcontrolador STM32F446

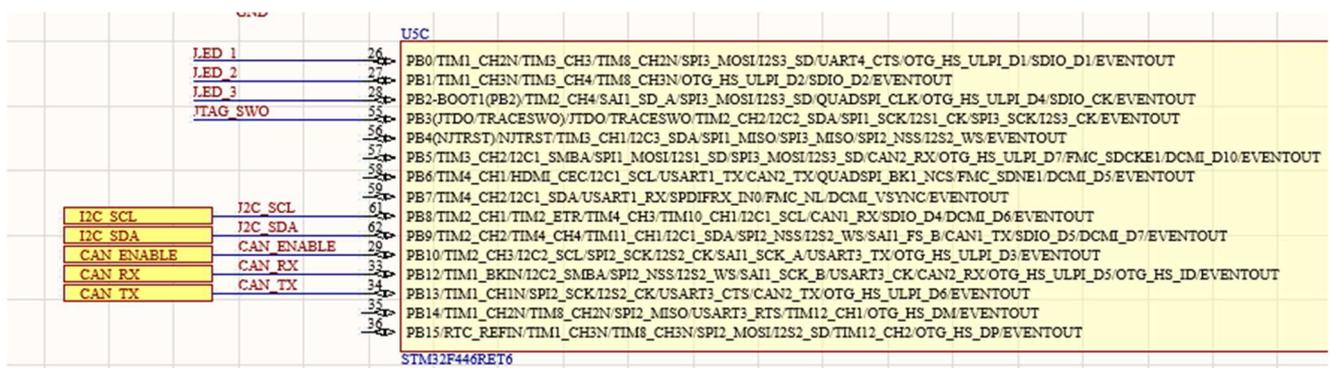


Figura 9. Esquema parte B microcontrolador STM32F446

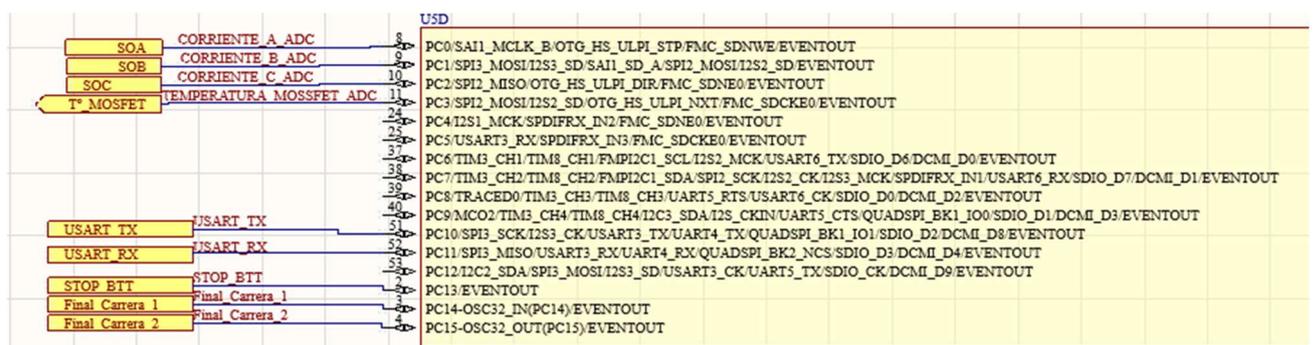


Figura 10. Esquema parte C microcontrolador STM32F446

Estos esquemas muestran como los distintos elementos se conectan a los puertos del microcontrolador de forma que pueden controlarse desde él.



## Chip integrado de control

Por otra parte, se usa el chip integrado de potencia DRV8323RH, el cual proporciona en un empaquetado muy reducido (VQFN 7x7mm) las siguientes características, se analizarán y mostrarán sus esquemas por separado dada la complejidad del elemento:

- Conversor DC/DC tipo Buck de (60 a 4) V entrada a (60 a 8) V salida con 600 mA de corriente máxima, se eligió una tensión de salida de 5V mediante las resistencias de realimentación del sistema.

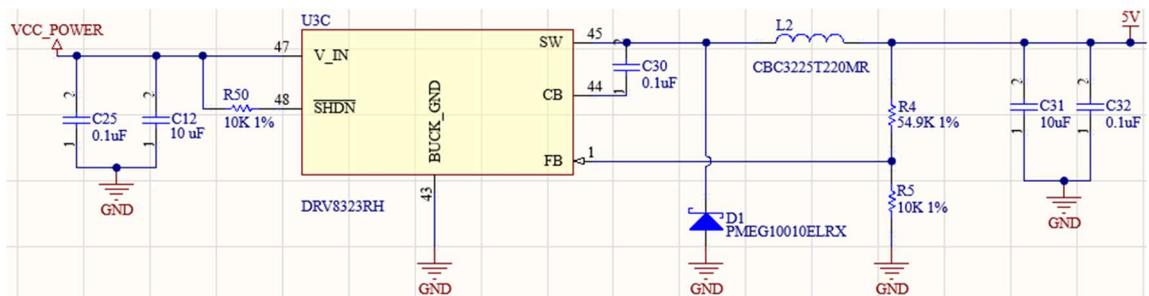


Figura 11. Esquema regulador reductor DRV8323

- 3 amplificadores diferenciales de lado bajo, bidireccionales, con ganancia regulable y pin de calibración.

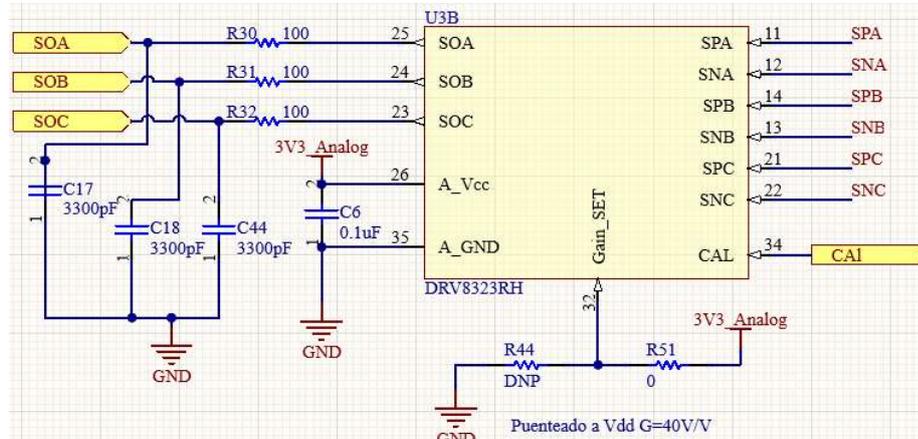


Figura 12. Esquema de sensor de lado bajo de corriente

Como se muestra en el esquema mediante Gain\_set se configuro a una ganancia de 40V/. Mediante CAL se cortocircuitan las entradas del amplificador diferencial para poder medir el offset del sistema desde el microcontrolador.

Este sistema en conjunto con los valores de las resistencias de corriente del sistema da una amplificación de 0.12V/A, la cual tiene un offset de 1.65V debido a que es  $V_{cc}/2$  ya que la medición es bidireccional, quedando la ecuación de medición de corriente así:



$$\text{Corriente} * G \text{ amplificador} * R_{\text{shunt}} + \frac{V_{CC}}{2} = \text{Tension en salida}$$

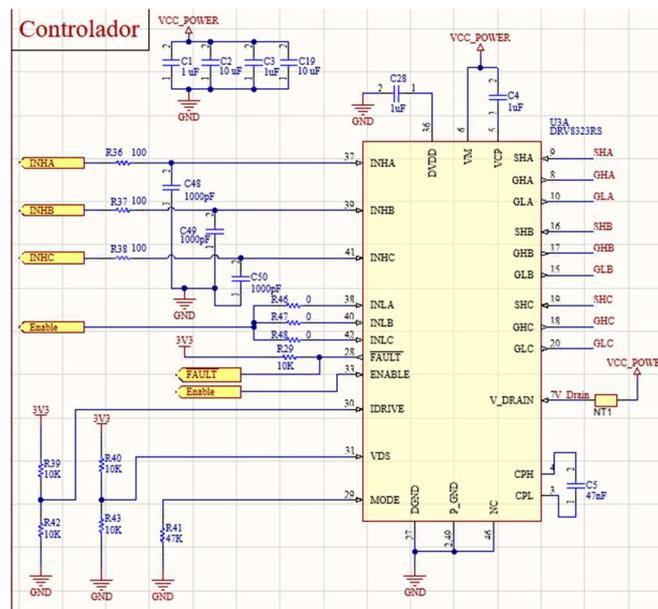
### Ecuación 1. Función amplificación de corriente

Resolviéndola para el caso que nos ocupa ( $V_{CC} = 3.3V$ ,  $G = 40V/V$ ,  $R = 3 \text{ mOhm}$ ) de forma que se obtenga la Corriente obtenemos:

$$\text{Corriente} = \left( \text{Tension en salida} - \frac{3.3V}{2} \right) * \left( \frac{1}{3 * 10^{-3} \text{ Ohm} * 40V/V} \right)$$

### Ecuación 2. Función de salida de corriente

- Controlador inteligente de puerta con diferentes modos de interfaz, controlando los semipuentes del sistema y con las siguientes protecciones para hacerlo más seguro:
  - VM undervoltage Lockout
  - Charge Pump Undervoltage
  - MOSFET Overcurrent Protection
  - Gate Driver Fault
  - Thermal Warning and shutdown



**Figura 13. Esquemático controlador de puerta de MOSFET**

Este controlador se configura en esta versión del dispositivo mediante las resistencias en MODE, VDS y Idrive que dan los parámetros en los cuales el controlador hace funcionar el sistema.

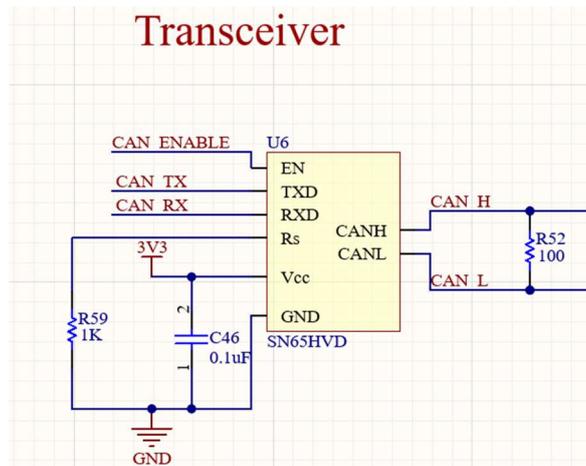
MODE es el que elige el modo de control del controlador y fue seleccionado para control mediante 3 señales de PWM generadas por el microcontrolador.





## Transceiver CAN

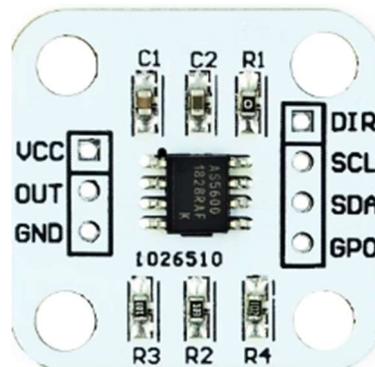
Para mandar las comunicaciones CAN BUS es necesario un transceiver, en este caso a niveles CMOS.



**Figura 15.**Esquema transceiver CAN

## Encoder magnético AS5600

Placa de medición con encoder magnético AS5600, comunicada mediante I2C



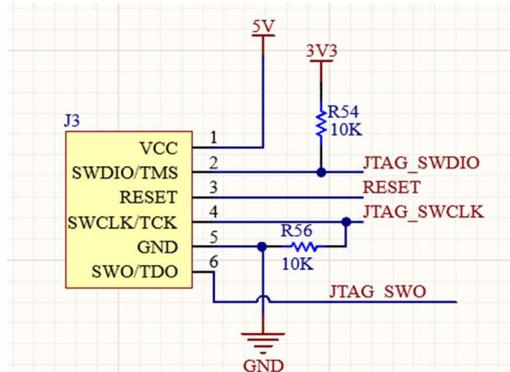
**Figura 16.**Placa comercial AS5600

Esta necesita de un imán con el campo perpendicular al eje de giro exactamente centrado en el chip a una distancia máxima de 3 mm.



### Puerto programador

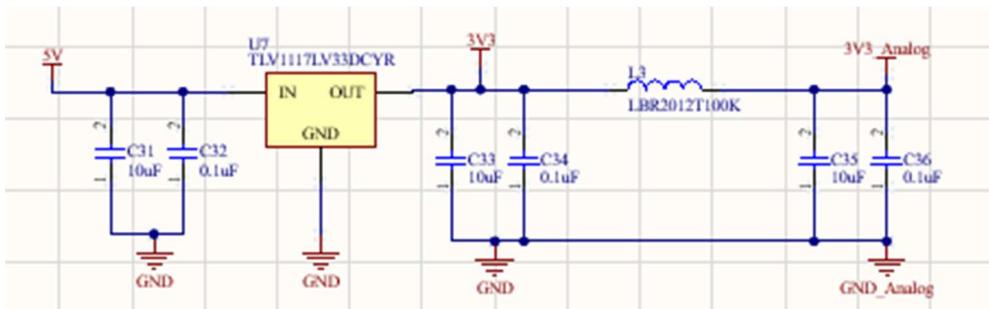
Para programar la placa se usó el puerto estandarizado para el proyecto basado en el cable programador TC2030 con protocolo SWD de tag connect.



**Figura 17.**Esquema programador

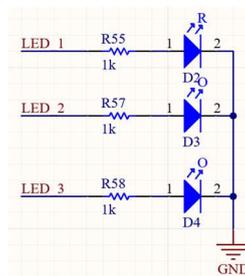
### Regulador lineal

Se introdujo un regulador lineal con un filtrado LC y un Diodo para evitar tensión inversa en el sistema, además de los condensadores marcado por el datasheet.



**Figura 18.**Esquema regulador LDO

### Leds



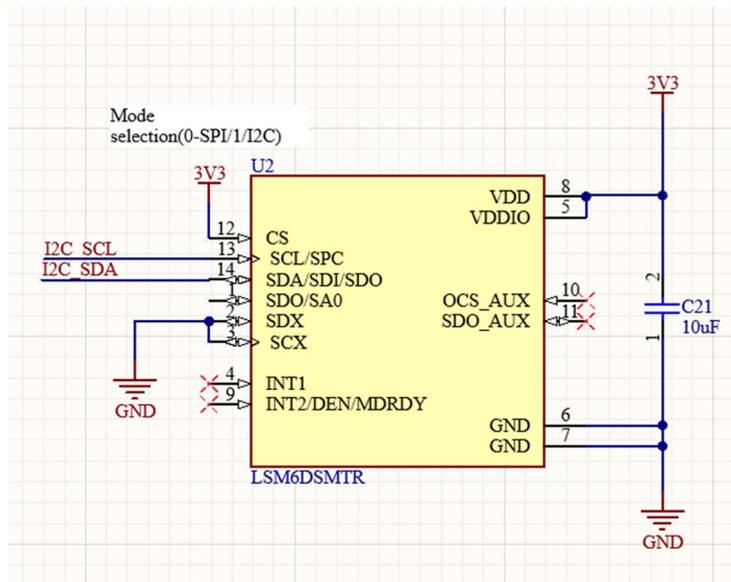
**Figura 19.**Esquema leds

Para indicar estado e información se incluyeron 3 Leds de colores verde, amarillo y rojo.



## Unidad de medición inercial LSM6DSM (Acelerómetro y giróscopo)

El objetivo de este elemento es medir el Angulo respecto al suelo de la unión que mueve el motor. lo cual puede ser de utilidad al sistema de control superior.



**Figura 20. Esquema de Unidad inercial**

Por último, la placa de control de motores cuenta con numerosos conectores para permitir diferentes funciones según el uso que se le pretenda dar:

- Conector para seta de parada de emergencia
- Conector para Sensores de efecto HALL (otra forma de conocer aproximadamente el ángulo del rotor en motores BLDC, pero no usada en este proyecto)
- Conectores para el sensor AS5600
- Conector para sensor de temperatura del motor
- Conectores para dos finales de carrera
- Sensor de posición Analógico (0-5V)



## 2.1.4 Construcción de PCBA y sistema articulación

Después de diseñar los esquemáticos mediante el programa de diseño Altium Designer se procedió a diseñar el ruteado de la placa.

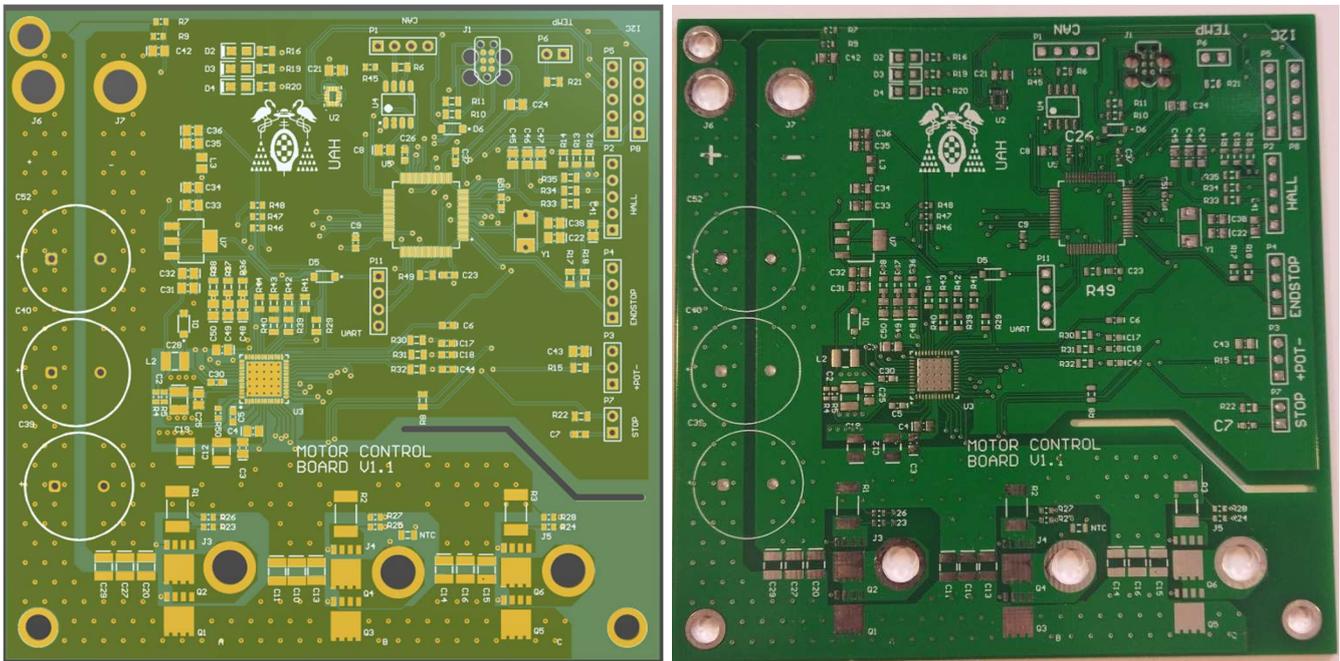


Figura 21. Diseño de placa en Altium designer y placa final

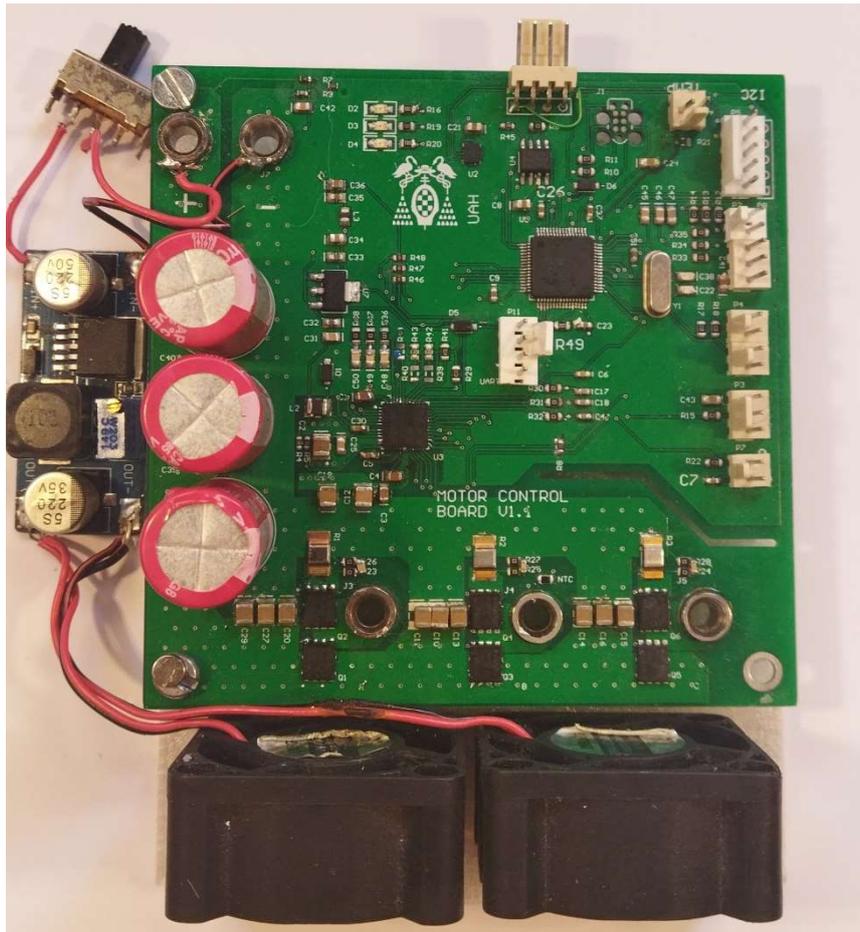
Para ello primero se definieron las características técnicas necesarias de fabricación:

- Placa de 2 capas con 2 Oz de cobre por cada capa para mayor capacidad de corriente.
- Terminado HASL-Lead Free (más barato y sin plomo por normativa europea)

Dependiendo de las necesidades de fabricación el fabricante ofrece mayor o menor precisión en sus procesos, lo cual es determinante en la fase de ruteo al darnos limitaciones de diseño como:

- Ancho mínimo de pista
- Separación mínima entre pistas
- Diámetro mínimo de vías
- Separación mínima entre pines de chip integrados

Con estos datos, se pasó a rutear y fabricar la placa. Después, se compraron los componentes elegidos y se soldaron en la placa, lo cual permitió la comprobación final del sistema.



**Figura 22. Placa de motores terminada con base y ventiladores**

Posteriormente, se le añadió una base diseñada en 3D y unos ventiladores para disipar el calor producido por la placa, probándose que el sistema funcionaba correctamente en base al diseño propuesto.



### 2.1.5 Partes Impresas en 3D del motor.

Como sistema no electrónico se diseñaron y fabricaron varios sistemas según la fase de diseño en la que se encontrase el proyecto. Primero se fabricó un soporte del motor donde este pudiera girar libremente y se desarrollara el software de control de motor.

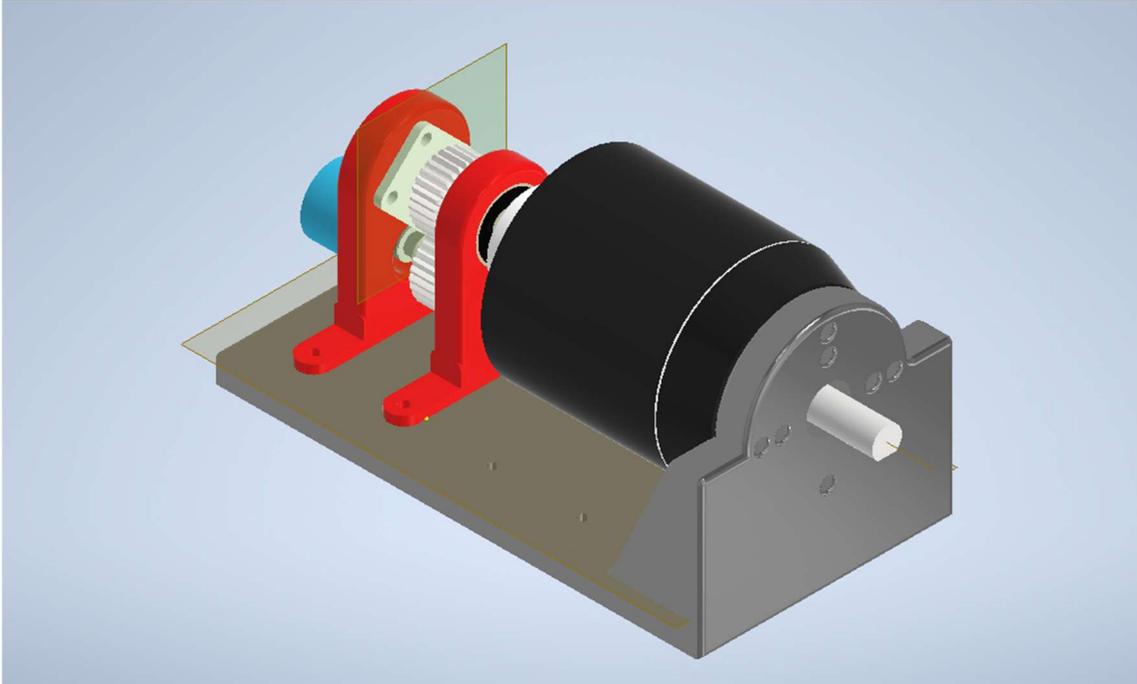
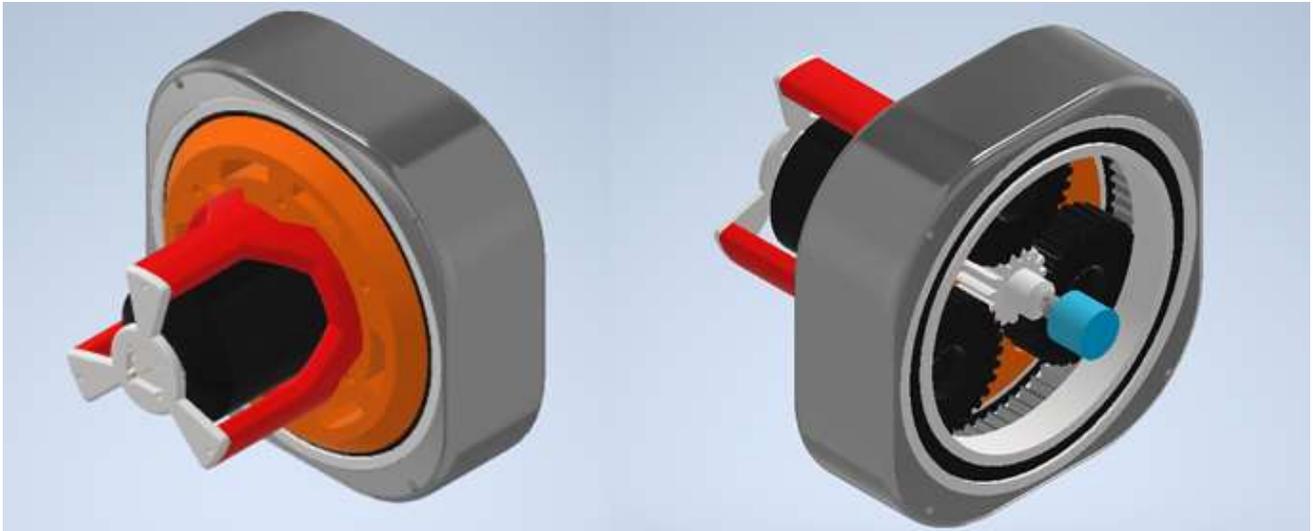


Figura 23. Base de pruebas de motor

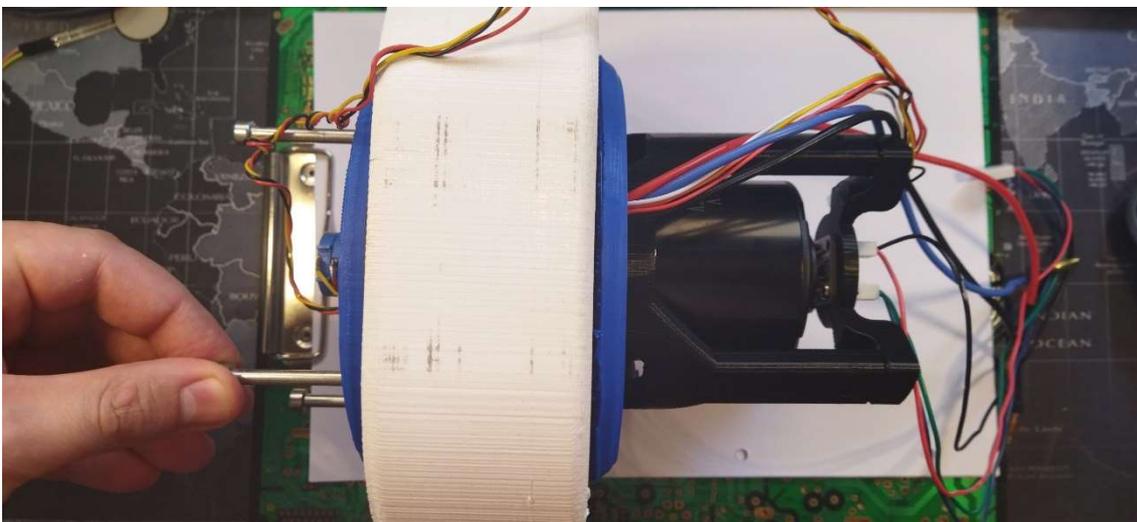


Posteriormente se creó un concepto de unión mecánica de alto torque con los sensores incorporados. Está sería la unión mecánica estándar del exoesqueleto, dicho sistema mecánico incorpora un potenciómetro multivuelta y la placa con sensor AS5600 para medición de posición del rotor.



**Figura 24.**Render de la unión mecánica diseñada

Finalmente, una vez impresa, ensamblada y cableada la unión quedó así:



**Figura 25:**Unión mecánica de alto torque impresa en 3D.

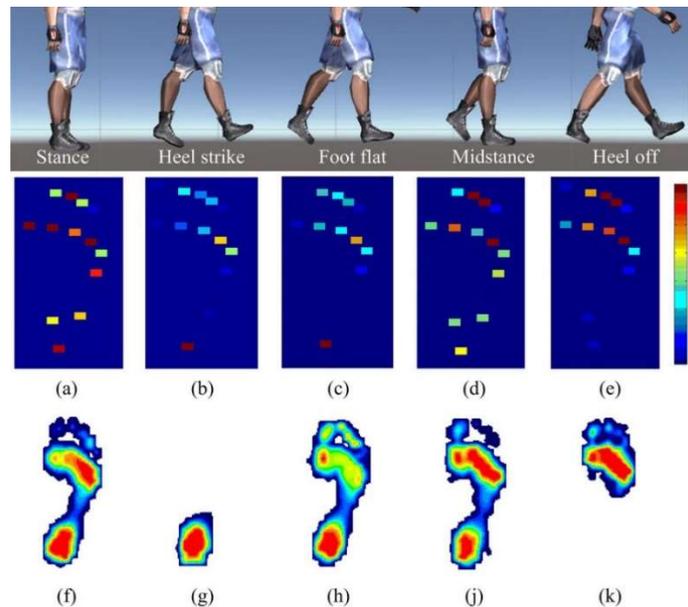


## 2.2 Placa de sensado de presión

### 2.2.1 Introducción

El objetivo de las placas de presión es recopilar datos de presión en distintas zonas de la suela de un zapato, esto es útil en un exoesqueleto ya que dependiendo de la distribución de presiones de la pisada, se puede identificar en qué fase se encuentra el usuario.

Por ello es común encontrar en los diversos artículos estudiados referencias a los sistemas de sensado de presión en la suela del pie, ello ocurre dado que es una estimación bastante fiable de la intencionalidad del usuario al caminar.



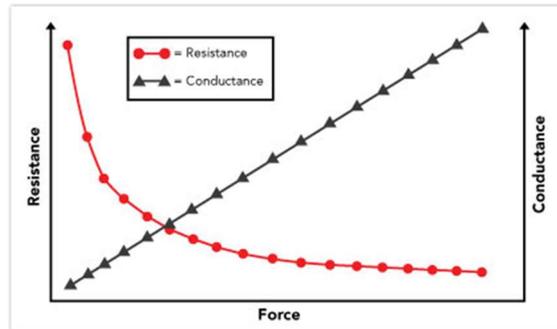
**Figura 26. Distribución de presión en la planta del pie en distintas fases**

Ello permite conocer con exactitud en qué fase nos encontramos lo cual es útil para control del sistema y recabado de datos para investigación.



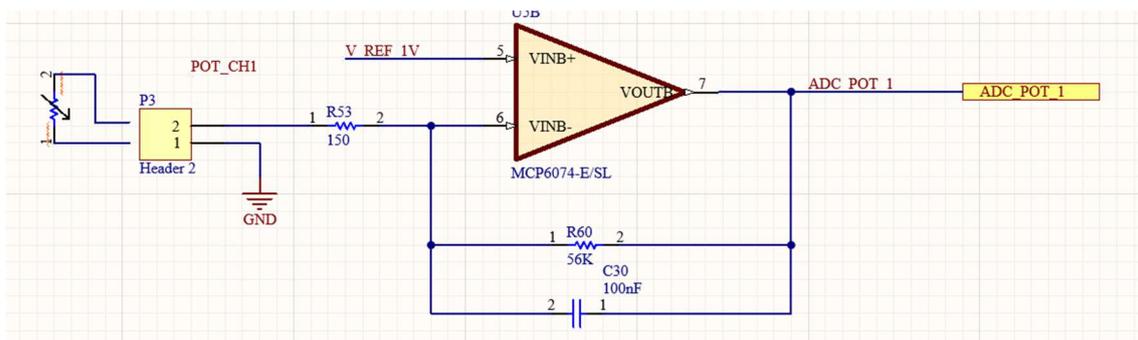
## 2.2.2 Sistema de sensado desarrollado

El sistema desarrollado se basa en la lámina de presión Tekscan A401 dado que su extremadamente delgado grosor los hace muy simples de integrar. Estos son sensores de presión piezoresistivo los cuales ofrecen una salida no lineal de resistencia como se ve en la figura:



**Figura 27. Resistencia vs Fuerza en sensor piezoresistivo Tekscan**

Por ello el fabricante ofrece un diseño de amplificador el cual se optimizó para el rango de resistencia medida ejercida en este proyecto. Dicho diseño ofrece una salida de tensión proporcional a la fuerza mediante la selección de tensión de referencia y de R60 como muestra la ecuación:



**Figura 28. Esquema amplificador presión**

Este amplificador produce la siguiente función de transferencia correspondiente a la figura, despreciamos C30 ya que actúa como un paso bajo para eliminación de ruidos.

$$V_{out} = \frac{R_{53} + R_{60} + R_{Lamina}}{R_{53} + R_{Lamina}} * V_{ref}$$

**Ecuación 3. Función amplificador presión**



Como se muestra en la figura 32 la relación entre fuerza y resistencia en el sensor no es lineal. Para obtener una salida lineal entre presión utilizaremos el diseño de amplificador anteriormente mencionado, este combinado con la función de transferencia típica de un sensor piezoresistivo da como resultado una salida lineal como se muestra en la siguiente figura.

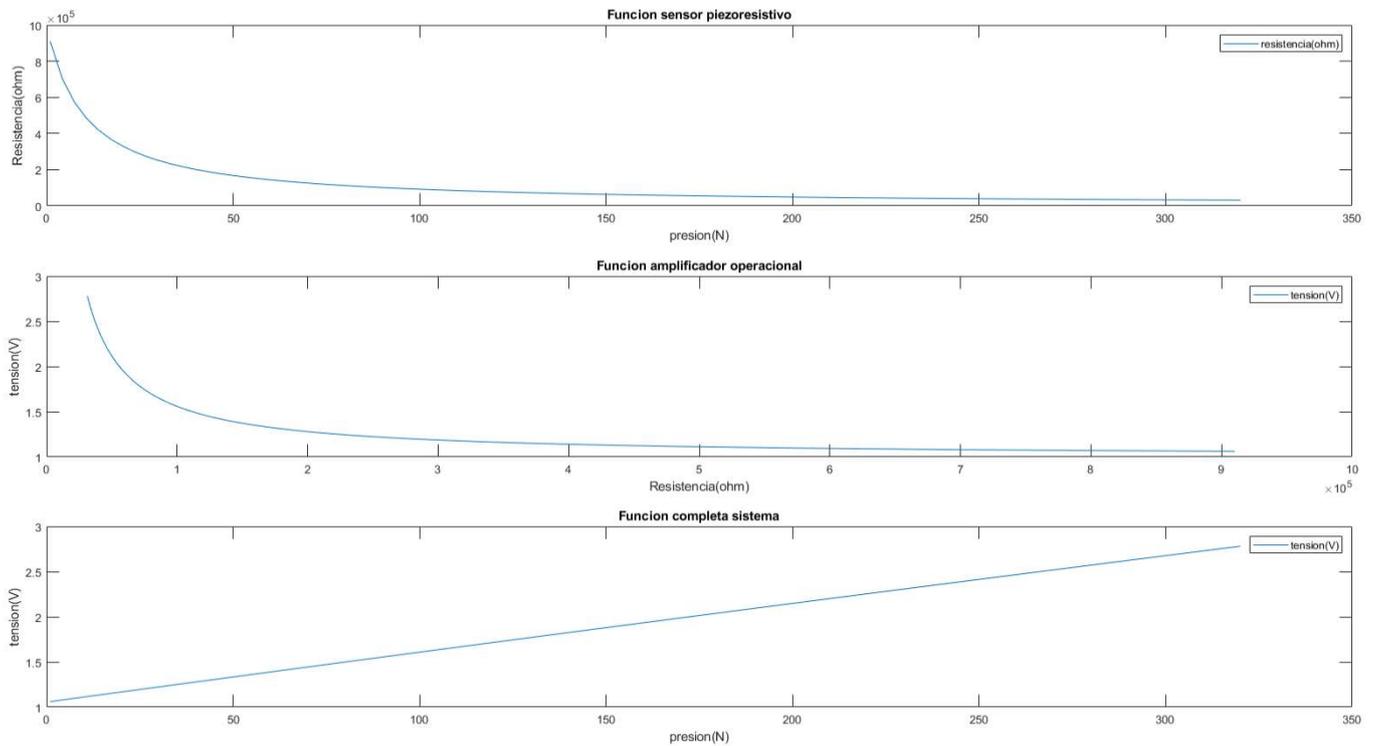


Figura 29. Funciones de transferencia sensor de presión

### 2.2.3 Sistema hardware desarrollado

En la siguiente figura se puede observar un diagrama general hardware del sistema con sus distintas partes:

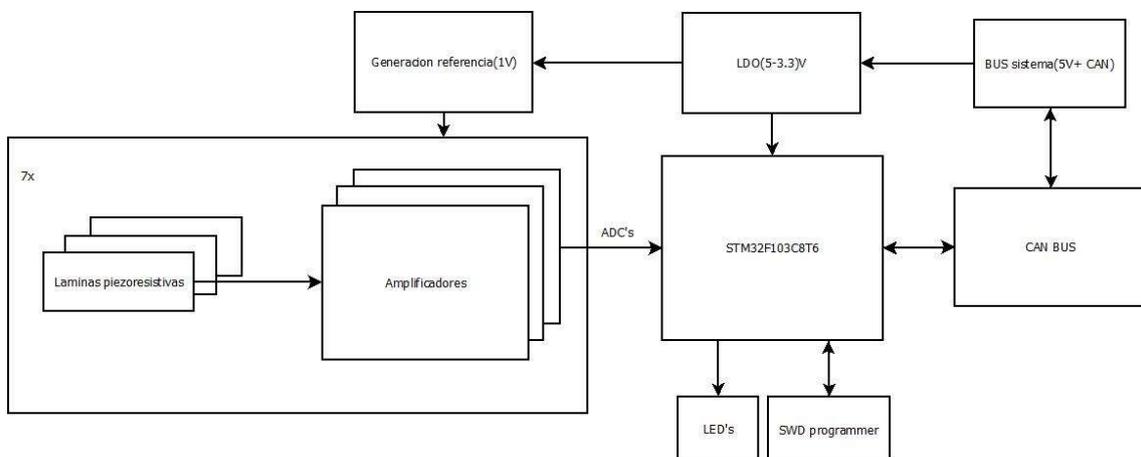


Figura 30. Concepto de funcionamiento placa de presión

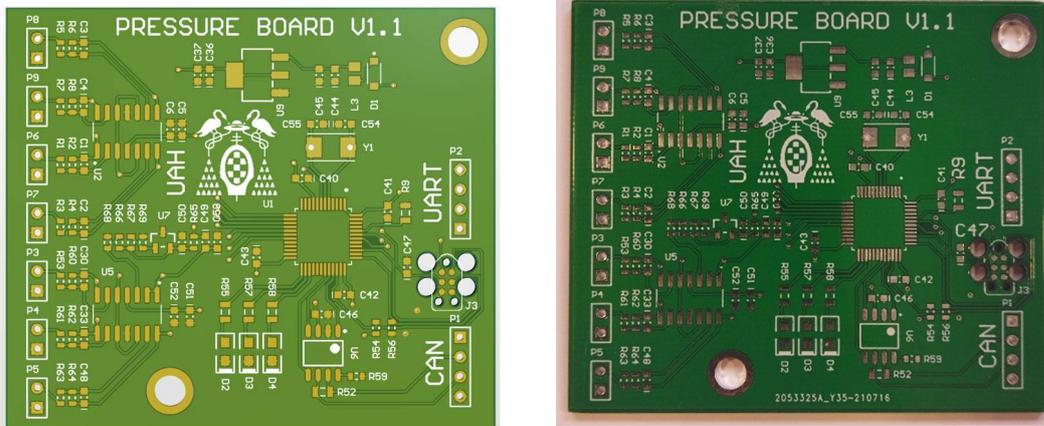






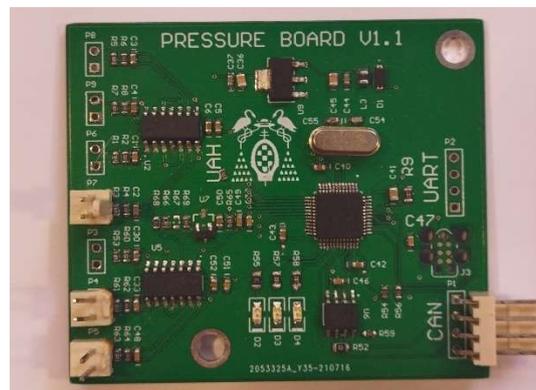
## 2.2.4 Construcción de PCBA de placa de presión.

De la misma manera que en la construcción de la placa de motores de paso a rutear la PCB una vez diseñado el esquemático



**Figura 33.**Diseño de placa en Altium designer y placa final de presión

Con el rutado diseñado se pasó a fabricar la placa y soldar sus componentes finales, lo cual permitió comprobar la correcta operación del sistema.



**Figura 34.**Placa final con componentes.



## 2.3 Placa de sensado EMG

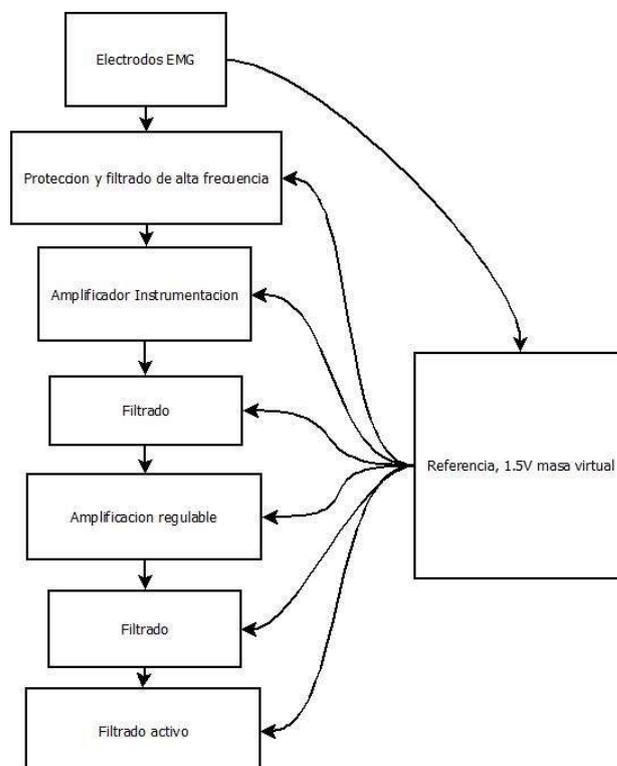
### 2.3.1 Introducción

El objetivo de estas placas es medir las tensiones producidas por los músculos en la zona de la pierna para determinar si ha habido un movimiento voluntario del usuario y que el sistema de control reaccione en consecuencia

Por ejemplo, en el artículo “Processing Surface EMG Signals for Exoskeleton Motion Control [4]” se muestra como la medición de señales EMG es útil en el control de exoesqueletos de forma no directa, es decir evitando que el usuario tenga que controlar el exoesqueleto mediante controles.

Dada la utilidad demostrada de las señales EMG en el recogido de datos para el control de exoesqueletos y la dificultad electrónica que conlleva el diseño de un sensor de este tipo, se pasó a diseñar y construir una placa que fuese capaz de medir dos señales EMG y enviarlas por el bus CAN.

### 2.3.2 Sistema de sensado EMG desarrollado



Dada la complejidad de amplificar y filtrar las señales EMG superficiales se diseñó un sistema basado en documentación abierta [5] y paper [6] capaz de medir la contracción de un musculo dando una señal proporcional a la señal medida que varía entre 1-10mV y de 0 a 500 Hz, dicho diseño sigue la siguiente figura.

Figura 35. Esquema de filtrado EMG



Para referencia se muestra en la figura siguiente las diferentes partes en el esquema eléctrico completo.

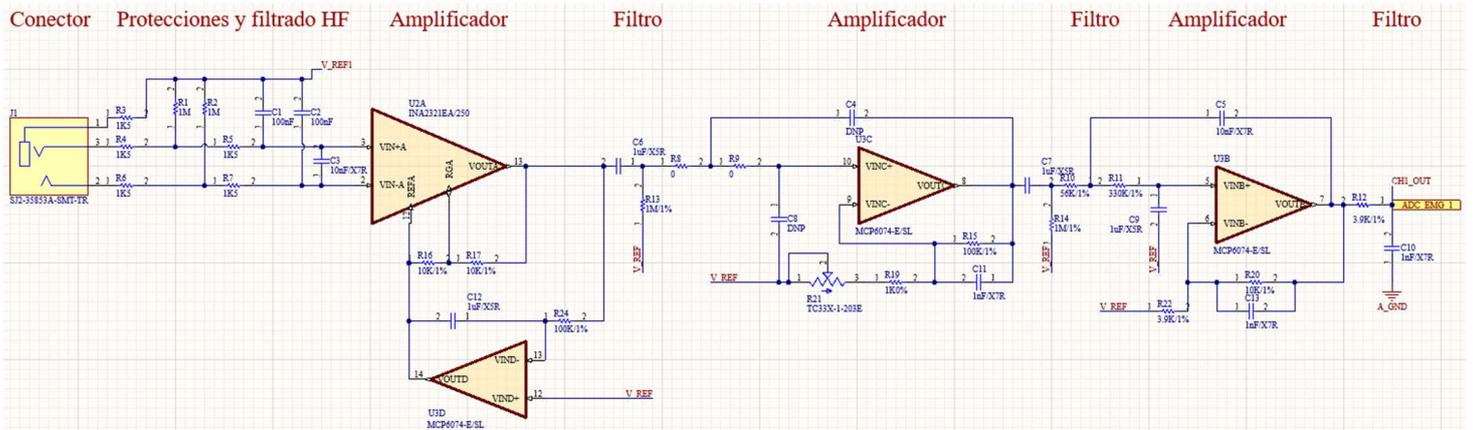


Figura 36. Esquema eléctrico del conjunto EMG

Ahora se explicarán la distintas partes y sus funciones:

- Conector y filtrado alta frecuencia.

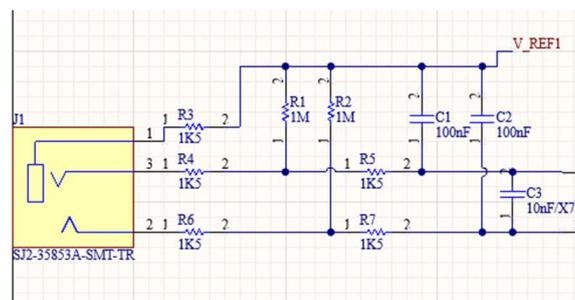


Figura 37. Etapa entrada amplificador EMG

Parte encargada de recibir las señales EMG mediante un conector de audio de 3 pines y filtrarlas mediante un filtro RC referenciado a la tensión de referencia.

- Primera etapa: amplificación diferencial y filtrado

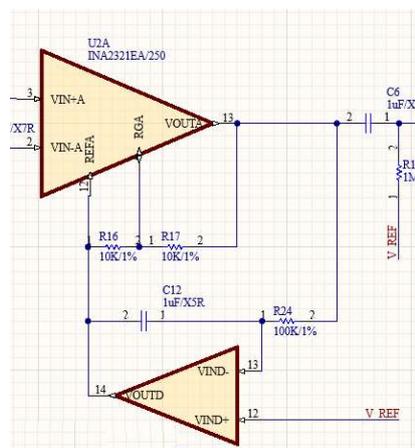


Figura 38. Amplificador de instrumentación con filtro de referencia



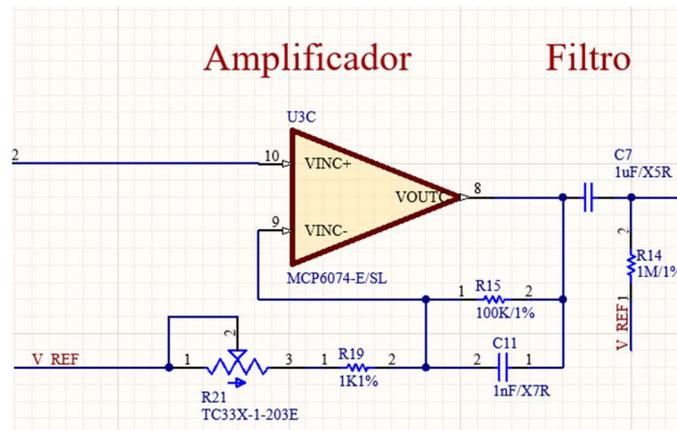
Este sistema compuesto de un filtro operacional estándar MCP6074 y un amplificador de instrumentación INA2321EA/250 es un diseño en el cual el amplificador de instrumentación amplifica el diferencial entre  $V_{in+}$  y  $V_{in-}$  con una ganancia de 10 configurada por un divisor resistivo en  $R_G$ .

Sin embargo, con el amplificador externo se construye un amplificador activo paso bajo que elimina en la medida de lo posible el modo común realimentándolo en la referencia con la salida del amplificador de instrumentación.

Dado que estamos trabajando en masa virtual de 1,5V es por ello también la referencia del amplificador activo paso bajo.

Después de este sistema nos encontramos un filtro paso alto a la señal para eliminar en la medida de lo posible la componente DC con una frecuencia de corte de 0.15 Hz.

- Segunda etapa: amplificación regulable y filtrado



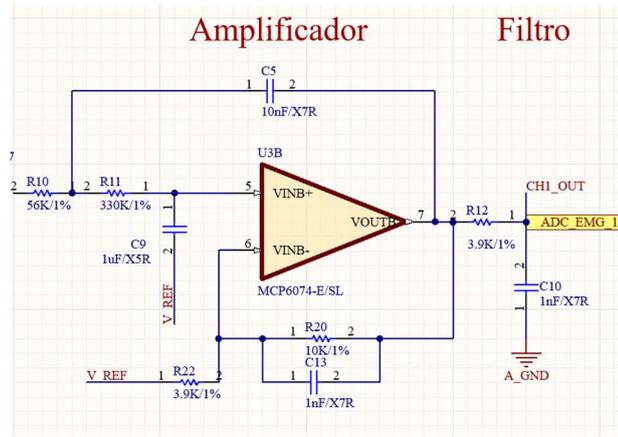
**Figura 39. Segunda etapa de amplificación y filtrado sin componentes no ensamblados.**

Esta segunda etapa es un amplificador no inversor, con una ganancia regulable mediante R21 de G 5.76 mínimo a 101 máximo permitiendo según la calidad de la señal EMG y de los electrodos regular la amplificación.

Después de este filtro se añadió otro filtro paso alto de 0.16 Hz para eliminar componentes DC.



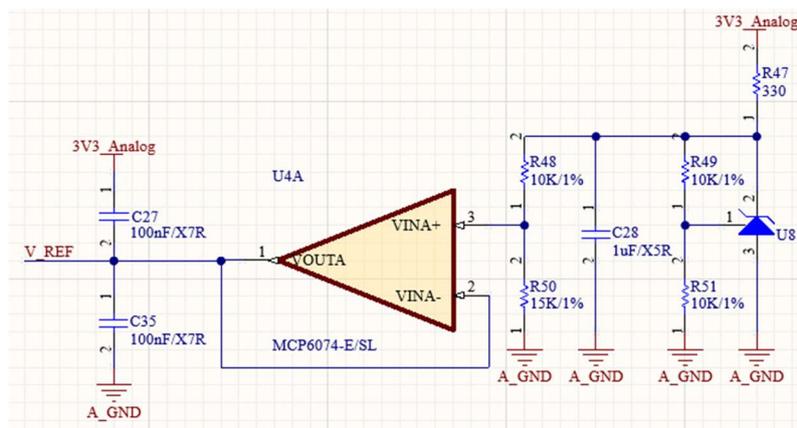
- Tercera etapa: filtro activo paso alto y filtro final.



**Figura 40. Filtro activo paso alto con filtro paso bajo en placa EMG**

Esta última etapa consta de un filtro activo paso alto con una ganancia de  $G=3.56$  y un filtro con una frecuencia de corte de 40 Hz creando un filtro paso banda.

- Creación de Referencia de tensión



**Figura 41. Referencia tensión placa EMG**

Igual que en la placa de presión se crea una referencia de tensión, en este caso para tener una masa virtual de 1.5V mediante un divisor de tensión con ganancia 0.6 respecto de los 2.5V de la referencia de tensión.

### 2.3.3 Sistema hardware desarrollado placa EMG

Esta placa lleva la misma configuración de microcontrolador, leds, puerto de programación, regulador y transceiver can que la placa de presión por lo que no se repetirá.



La única diferencia es que para permitir una mayor frecuencia de conversión se diseñó la placa con dos sensores EMG para los dos ADC integrados en el microcontrolador STM32F103C8T6.

### 2.3.4 Construcción de PCBA de placa EMG.

De la misma manera que las placas anteriores se pasaron a diseñar y construir una placa capaz de tomar señales EMG y transmitir las mediante bus CAN.

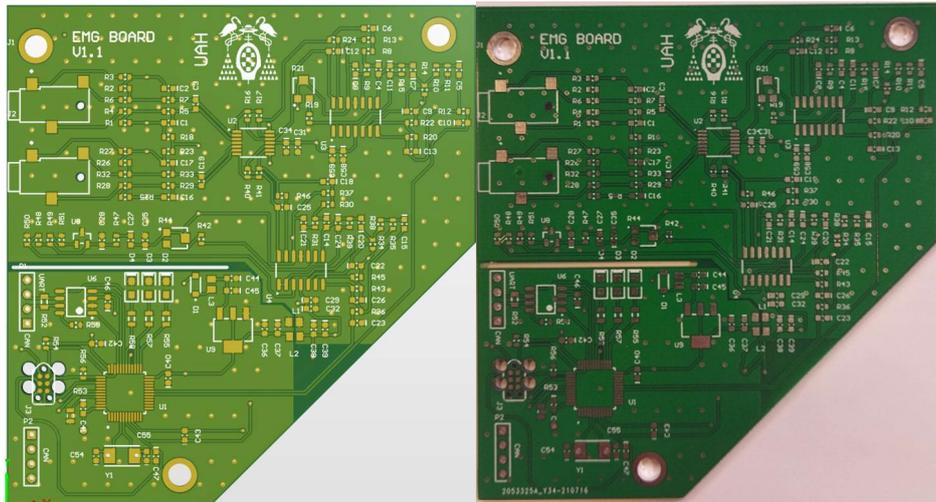


Figura 42. Diseño de placa en Altium designer y placa final EMG

Tras comprar los componentes y soldarlos se pasó a comprobar el correcto funcionamiento de esta con resultado satisfactorio.

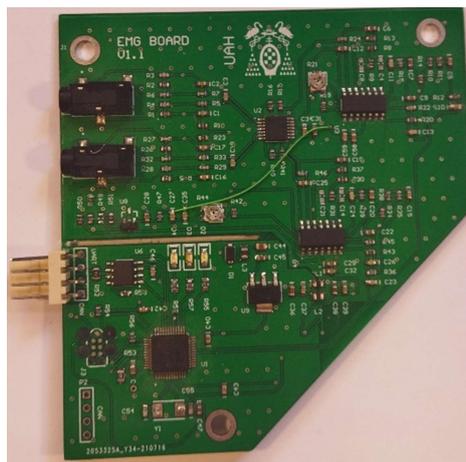


Figura 43. Placa EMG terminada



## 2.4 Cableado de conexión

Todas las placas mostradas incorporan un conector para línea CAN y otro de UART para comunicaciones con los siguientes pinout.

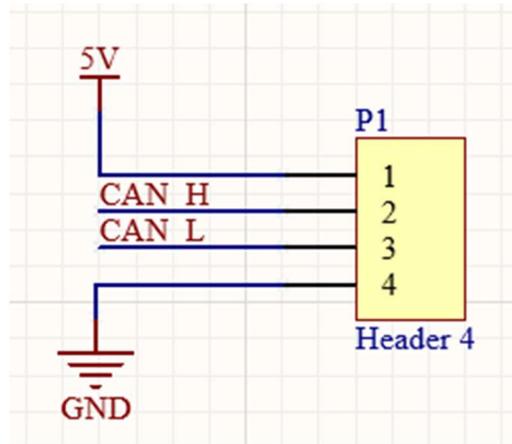


Figura 44. Esquema conector CAN

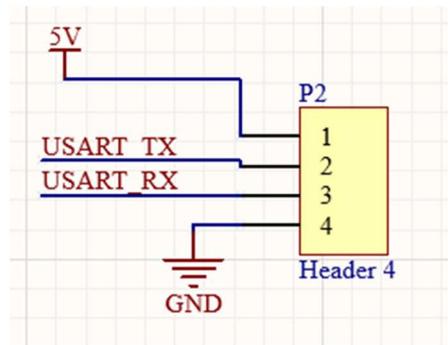


Figura 45. Esquema conector UART



## 2.5 Placa convertora de programación.

Para programar las placas desarrolladas se diseñó una placa convertora de programador ST-link V2 a cable de programación TC2030, está se conecta mediante un cable estándar de 10x2 pines al programador y con el cable TC2030 de tag connect.

Este tipo de puerto de programación fue elegido ya que aunque el costo del cable sea relativamente alto(alrededor de 40 euros) no necesita de elementos en las placas a programar abaratandolo mucho cuando se programan varias placas



Figura 46.Placa de programación

Aparte de conectar líneas de programación la placa cuenta con un regulador lineal para proporcionar la tensión del dispositivo a programar. También cuenta un puerto auxiliar para conectar el programador STLINK, incluido en las placas de desarrollo de STMicroelectronics.



Figura 47.Placa de conversión con cables conectados y programador.





Ello permitió crear programas de prueba con el código generado automáticamente en STM32CubeIDE en el caso de la placa de motores y el código final usado en el caso de las placas de presión y EMG.

### **3.1.2 HAL libraries (Hardware Abstraction Layer)**

Estas son unas librerías facilitadas por el fabricante con la finalidad de abstraer al desarrollador de las particularidades del microcontrolador a usar, pudiendo usar la misma función indistintamente del modelo de microcontrolador usado siempre que tengan la capacidad de periféricos para ello.

Ello permite un desarrollo software bastante acelerado ya que no se ha de revisar registros como en programación “Bare-metal”.

Con estas librerías se desarrollaron los programas para las placas EMG y de presión basadas en el STM32F103

### **3.1.3 STM32CubeIDE**

Este es el IDE gratuito oficial de STM32, permite la codificación sin restricciones en C de los microcontroladores STM32 y está integrado con STM32cubeMX por lo que la modificación de parámetros de código de inicio se realiza desde el mismo programa si se desea.

Permite usar el programador de desarrollo ST link v2 el cual se usó para el desarrollo del código de las placas de presión y EMG ya que no necesitaban de librerías externas, como si necesito la placa de motores.

### **3.1.4 Arduino**

Este es un IDE open source por parte de la función Arduino el cual permite programar con gran simplicidad proyectos complejos debido a su comunidad, la cual va ampliando y mejorando el software que lo compone continuamente.

En concreto para este proyecto se han hecho uso de dos extensiones principales para posibilitar su uso: STM32duino y SimpleFOC.



Sin embargo, el mayor inconveniente de este IDE es su falta de capacidad de depuración para desarrollar el software, no es posible parar sistemas de control de movimiento activos sin provocar daños al sistema. por lo cual no es una característica que se pueda usar en este caso y no se consideró limitante

### **3.1.5 STM32duino**

Esta librería open source posibilita la programación de placas STM32 en el entorno Arduino haciendo uso de las funciones estándar de este programa y por lo tanto facilitando su desarrollo haciéndolo compatible con código reservado a placas Arduino estándar.

### **3.1.6 SimpleFOC [7]**

Otra librería Open-source altamente desarrollada y usada en varios proyectos de investigación, está provee de una interfaz simple para configurar casi cualquier controlador de motor BLDC, encoder y ADC para manejar un motor de tipo BLDC.

Además, su página de referencia contiene completos tutoriales, referencias e información de funcionamiento de todo el código lo cual lo convierte en un recurso ideal.

El problema de esta librería es que dado que se quería enfocar al público Open Source y ser lo más versátil posible se programó como librería para Arduino lo cual limita la elección de IDE.



Además, esta librería se complementa con una herramienta de desarrollo serie desarrollada para ella llamada SimpleFOCStudio, esta herramienta es una interfaz gráfica de testeo y configuración de PID y tipos de control de motor una vez realizada la configuración esencial en código.

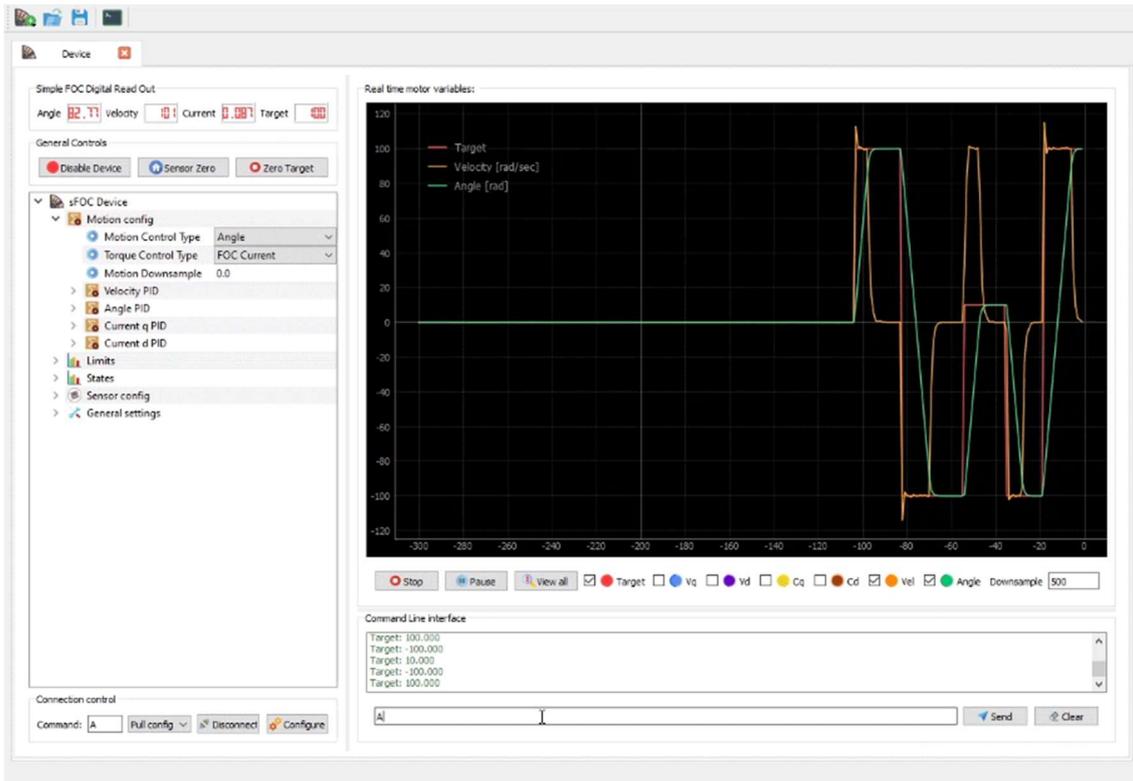


Figura 49. Interfaz de configuración SimpleFOCStudio.

## 3.2 Librerías creadas

Para complementar las librerías anteriores se creó en base a código abierto [8] una librería CAN bus que permitiese la comunicación.

### 3.2.1 Can Bus Library for STM32F446

Esta librería se basa en empaquetar y organizar el código desarrollado con compatibilidad con STM32Duino y se ha modificado para hacerlo compatible con SimpleFOC ya que se daban colisiones en la configuración de pines.

Asimismo, se han añadido configuraciones de clock para compatibilizar las velocidades de transmisión del STM32F446 y STM32F103



Esta librería se compone de las siguientes funciones

- **bool CANInit (BITRATE bitrate, int remap)**

Función encargada de inicializar el periférico con el bitrate requerido y la configuración de pines deseada de salida, devuelve 0 o 1 dependiendo de si ha sido inicializada con éxito.

- **void printRegister (char \* buf, uint32\_t reg)**

Función encargada de enviar por UART datos de CAN para desarrollo de la librería, en el primer campo se añade el string deseado previo al dato y el segundo campo la dirección del dato que se desea mostrar y buscar, ejemplo:  
printRegister("GPIO\_MODER(a)=", addr->MODER);

- **void CANSetGpio (GPIO\_TypeDef \* addr, uint8\_t index):**

Función encargada de configurar los pines GPIO en su función alternativa CAN, velocidad y tipo push-pull para una configuración óptima.

- **void CANSetFilter (uint8\_t index, uint8\_t scale, uint8\_t mode, uint8\_t fifo, uint32\_t bank1, uint32\_t bank2)**

Función encargada de configurar los filtros de entrada CAN del sistema, los cuales son necesarios para habilitar la recepción del sistema, aunque no se usen en la demo ideada en este proyecto., cuentan como campos:

1. index: Filtro seleccionado de entrada
2. scale: Configuración 2 filtros 16 bit o uno de 32
3. Mode: mask mode o list mode
4. Fifo: filtro asignado a FIFO 0 o FIFO 1
5. Bank1: ID o bits a filtrar del banco 1
6. Bank2: ID o bits a filtrar del banco 2

- **void CANReceive (uint8\_t ch, CAN\_msg\_t\* CAN\_rx\_msg)**

Función encargada de recibir los datos guardados en la FIFO del sistema CAN.

1. Ch: Periférico CAN 1 o 2
2. Fifo: FIFO desde la cual se copia el mensaje, 0 o 1
3. CAN\_rx\_msg: estructura tipo CAN\_msg\_t en la cual se copia el mensaje CAN



- **void CANSend (uint8\_t ch, CAN\_msg\_t\* CAN\_tx\_msg)**  
Función encargada de mandar tramas CAN
  1. Ch: Periférico CAN 1 o 2
  2. CAN\_tx\_msg: estructura tipo CAN\_msg\_t en la cual se copia el mensaje CAN para transmitir
- **uint8\_t CANMsgAvail (uint8\_t ch, uint8\_t fifo)**  
Comprueba si hay algún mensaje pendiente en la FIFO del periférico CAN para luego leerlos con CANReceive
  1. Ch: Periférico CAN 1 o 2
  2. Fifo: FIFO desde la cual se comprueba si existe el mensaje, 0 o 1

### **3.3 Funcionamiento de demo del sistema**

Se diseñó una prueba de concepto software para validar el correcto funcionamiento de todos los elementos involucrados por lo cual el sistema debería involucrar todos los sistemas del conjunto.

Esta prueba se decidió que consistiera en una de las placas sensoras (EMG o presión indistintamente) enviando sus datos ADC de lectura de sensores a la palca motora la cual movería cierto Angulo el sistema mecánico en proporción a la lectura ADC recibida.

Así, de una forma visualmente sencilla se involucra todos los sistemas esenciales de los distintos sistemas, en las placas sensoras:

1. Correcta configuración del microcontrolador.
2. Correcta configuración periférico ADC y pines.
3. Empaquetado datos ADC a periférico CAN, correcta configuración velocidades y tiempos de transmisión.
4. Validación de los sistemas electrónicos propuestos de sensado.

Sistemas probados en la placa de control de motores:

1. Correcta configuración del microcontrolador.
2. Correcta configuración librería SimpleFOC y calibración de valores PID sistema.
3. Correcta configuración de controlador CAN y velocidades del sistema.
4. Recepción de un valor CAN y su ejecución en el sistema de control FOC descrito anteriormente lo cual involucra el sensor I2C AS5600,



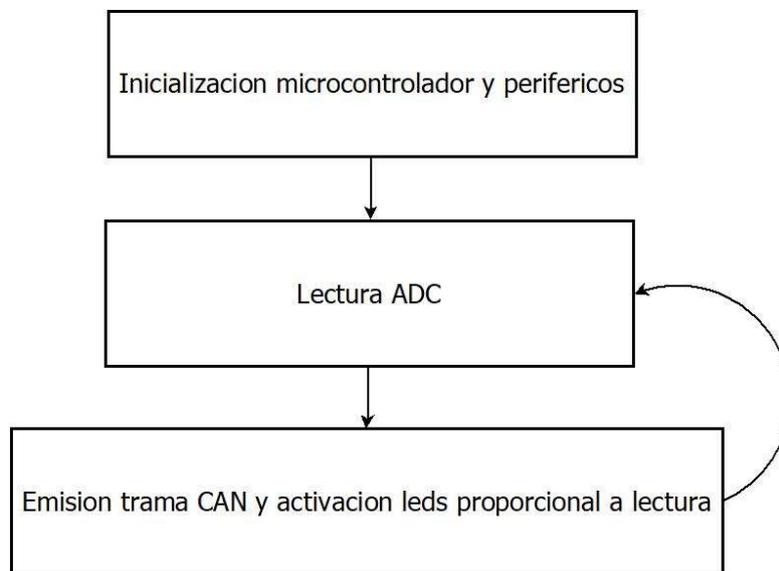
controlador DRV8323, lectura ADC, Timers y control de parada de emergencia.

Esta prueba, si bien no persigue ser un funcionamiento de un exoesqueleto, muestra como demo las distintas funciones usadas y necesarias para el diseño de un sistema de control de alto nivel que maneje estos dispositivos.

### 3.3.1 Diagrama de flujo del programa.

A continuación, se mostrará en forma de diagrama de flujo el programa creado en las distintas placas.

En las placas de presión y de lectura EMG se sigue el siguiente diagrama

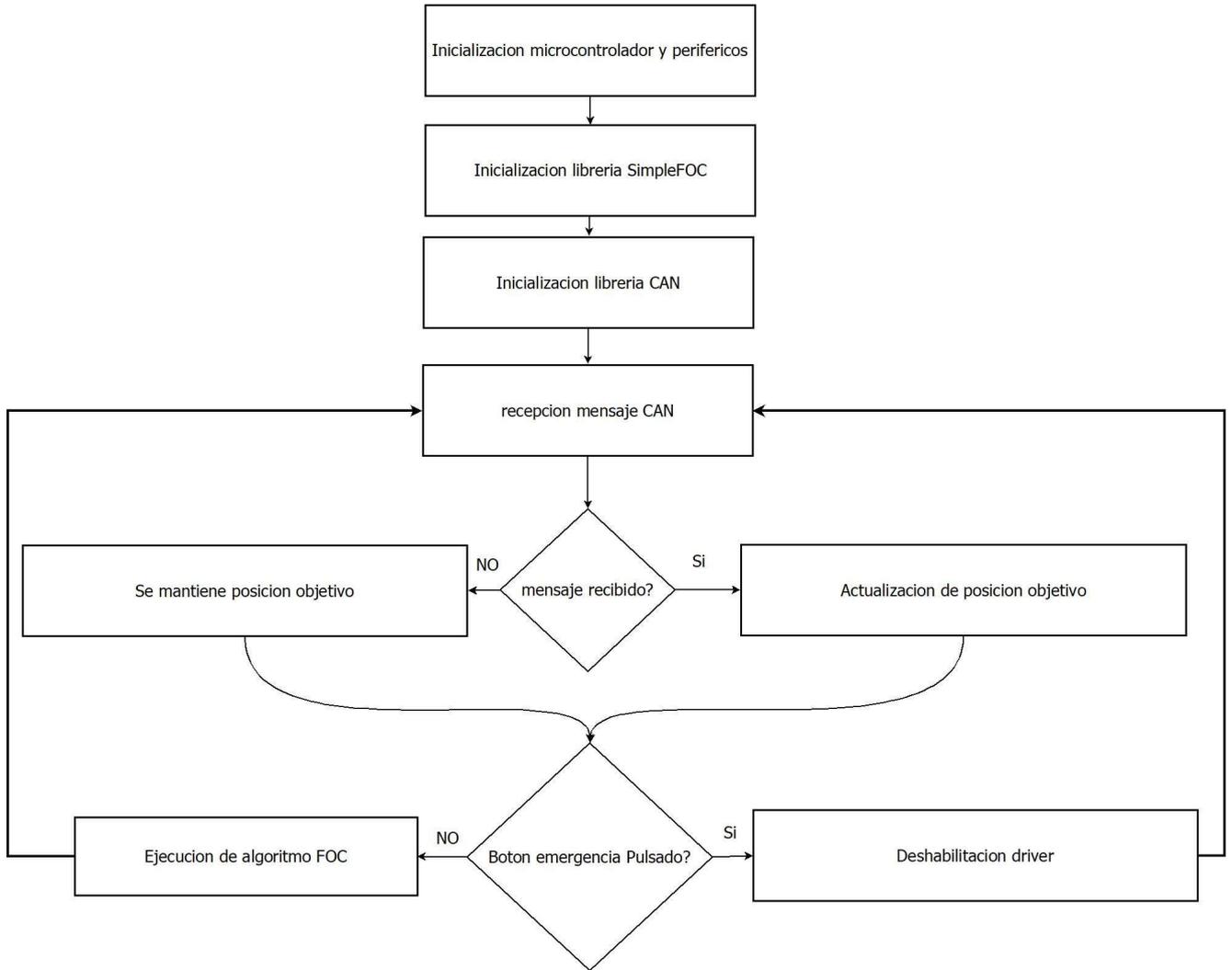


**Figura 50. Diagrama de flujo de placas de presión y EMG**

De esta forma la placa conectada emite mensajes sin confirmación de forma periódica a la placa de motor.



Por su parte la placa de motor sigue el siguiente diagrama de flujo complementario al anterior:



**Figura 51. Diagrama de flujo del programa de la placa de motor**

Así la placa comprueba si le ha llegado algún mensaje, si es así actualiza la posición objetivo y si la seta de emergencia no está pulsada se ejecuta el algoritmo para que el motor alcance dicha posición.



# Capítulo 4

## 4. Aplicaciones

Este sistema se ha desarrollado como un punto de partida para el desarrollo de exoesqueletos.

Así por ejemplo la placa de motores puede ser usada con la programación correcta para el movimiento de cualquier motor de 3 hilos hasta 60V e incluso de motores DC. También contiene múltiples puertos, acelerómetro y alimentación independiente hasta 60 V (30 V por los transistores usados).

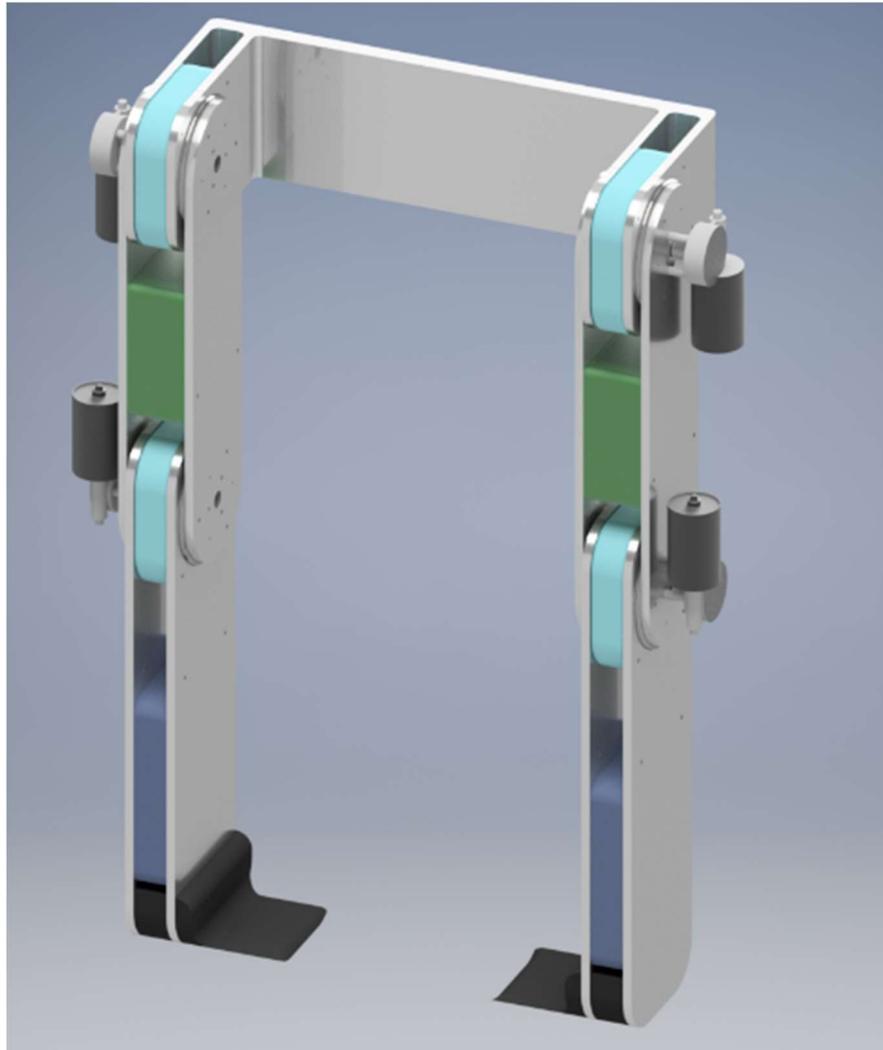
Además, aunque la placa está encaminada a la detección de pisada y su fase, podría usarse para la detección de distribución de presiones en la pisada y detectar anomalías en la pisada de una persona sana.

De la misma manera la placa EMG puede usarse para cualquier proyecto futuro que requiera de una detección de señal EMG de una manera barata y con un reducido tamaño con un diseño ya probado y validado.



En si cualquiera de esto elementos tiene potenciales aplicaciones para su uso futuro de forma sencilla dado que se incluyen en este proyecto programas de prueba para cada una de las placas facilitando en gran medida su uso por parte de terceras entidades.

También se propone una configuración de exoesqueleto en base a estos dispositivos creados como puede ser la siguiente:



**Figura 52. Configuración mecánica ejemplo con las uniones creadas**



## Capítulo 5

### 5. Resultados y conclusiones

Después de montar y probar el sistema se ha llegado a la conclusión de que si bien se han cumplido los objetivos mínimos propuestos de iniciar una plataforma hardware electrónica para la ayuda a caminar, este es solo un comienzo de una tarea mayor.

Este proyecto consta de todo el ámbito de la ingeniería (desde diseño mecánico, electrónico hardware, firmware de bajo nivel, etc) por lo cual es necesario un esfuerzo interdisciplinar conjunto de cara a seguir desarrollándolo. Sin embargo, vista lo grande que es la tarea este proyecto está encaminado a ser un primer paso en la construcción de una plataforma abierta para la ayuda a caminar.

Es por ello por lo que el sistema aún necesita de ciertos componentes para poder pasar a ser considerado un exoesqueleto completo, estos son los componentes que sería necesario desarrollar e implementar:

- Control de alto nivel: Un sistema basado en un microordenador, posiblemente una Raspberry Pi o similar capaz de recibir los datos de diferentes sensores del sistema y coordinar los movimientos de los distintos motores del exoesqueleto.
- Uniones mecánicas: Las uniones impresas en 3D propuestas basadas en reductoras cicloidales no son lo suficientemente resistentes para proporcionar el torque necesario, una nueva aproximación basada en reductoras cicloidales sería más adecuado.
- Estructura del sistema: Un sistema estructural capaz de organizar el cableado, resguardar la electrónica y unir las uniones mecánicas del conjunto a la vez que es capaz de soportar peso del usuario con el menor peso posible, posiblemente mediante materiales compuestos.
- Fuente de alimentación portable y recargable: Un sistema basado en baterías de litio capaz de proveer de independencia al sistema con capacidad de ser recargado

Otros inconvenientes encontrados han sido la situación actual de escasez de semiconductores complejos, lo que ha obligado a un rediseño de componentes en varias ocasiones ralentizando gravemente el trabajo realizado y a la necesidad de usar partes más antiguas de lo previsto así como otras con menores especificaciones como los transistores, (como ejemplo la placa inicial estaba diseñada para ser manejada por la



nueva serie G4 de STM32 con capacidades analógicas y de procesamiento mucho mayores, CAN FD y diversos sistemas mejorados).

Sin embargo, el proyecto ha permitido un aprendizaje en profundidad de campos en los cuales mi experiencia era limitada como:

- Diseño de sistemas mecánicos en 3D:

Para diseñar los distintos sistemas mecánicos se aprendió desde 0 a diseñar en AutoCAD inventor piezas 3D que pudiesen ser ensambladas entre ellas llegando más tarde a ser capaz de diseñar una reductora planetaria.

- Diseño de sistemas electrónicos analógicos complejos:

Para la placa EMG se tuvo que estudiar como diseñar y rutear una placa que tuviese las mejores características analógicas que permitieran crear con éxito el diseño realizado mediante simulaciones PSPICE.

- Diseño de sistemas electrónicos de potencia y algoritmo FOC:

En el máster, especializado en electrónica de potencia se nos instruyó acerca del control de motores por control vectorial, así mediante el diseño de esta placa se ha podido llevar a cabo con éxito la implementación de un hardware capaz de llevarlo a cabo dicho método de control

Esta placa tiene capacidad de 60V y hasta unos 30 Amperios comprobados de forma empírica si bien con mayor disipación en versiones posteriores podría llegarse hasta los 200 Amperios.

- Investigación de alternativas open source

Para la creación de software de la placa de motores se requirió investigar que librerías existían y como podría ayudar al proyecto encontrándose alternativas a desarrollar el propio algoritmo FOC como SimpleFOC, reafirmando el cambio de paradigma “open source” en el cual no has de comenzar y hacer de 0. Si no que te apoyas en el de otros creadores que aportan a la comunidad.



# Capítulo 6

## 6. Presupuesto

A continuación, se listarán los gastos necesarios para crear un sistema de placa EMG, placa de presión, sensores necesarios, placa de motores, y una unión impresa con motor.

### 6.1 Hardware

#### 6.1.1 Componentes electrónicos

Aquí se incluyen componentes sobrantes por si se estropeaban piezas en las pruebas.

Item	Descripción	Precio unitario	Cantidad	Precio Total
DRV8323RHRGZT	IC MTR DRV MULTIPHAS 6-60V	4,21300	13	42,13 €
CL32B106KMVNNWE	CAP CER 10UF 63V X7R 1210	0,57400	12	6.89 €
RMCF0603FT75K0	RES 75K OHM 1% 1/10W 0603	0,01400	10	0.14 €
CRO603-FX-4702ELF	RES SMD 47K OHM 1% 1/10W 0603	0,01400	10	0.14 €
CRGCQ0603F18K	RES 18K OHM 1% 1/10W 0603	0,03000	10	0.30 €
PMC-1001THY	SMD NORMALLY CLOSED REED	2,86000	2	5.72 €
LSM6DSMTR	IMU ACCEL/GYRO I2C/SPI 14LGA	2,56000	3	7.68 €
ABM7-32.000MHZ-D2Y-T	CRYSTAL 32.0000MHZ 18PF	0,72000	3	2.16 €
575-4	CONN BANANA JACK SOLDER	0,73000	5	3.65 €
CBC3225T220MR	FIXED IND 22UH 780MA 351MOHM	0,24000	2	0.48 €
PMEG10010ELRX	DIODE SCHOTTKY 100V 1A SOD123	0,26900	10	2.69 €
860011000000000000	CAP ALUM 1200UF 20% 63V RADIAL	2,18000	3	6.54 €
LBR2012T100K	FIXED IND 10UH 150MA 360MOHM	0,11000	5	0.55 €



150080RS75000	LED RED CLEAR 0805 SMD	0,15000	5	0.75 €
150080YS75000	LED YELLOW CLEAR 0805 SMD	0,15000	5	0.75 €
150080VS75000	LED GREEN CLEAR 0805 SMD	0,15000	5	0.75 €
TX08F103F3435ER	THERMISTOR 0805 10K/3435	0,12000	3	0.36 €
SCMM2512S5-0M50F	RES SMD 500 UOHM 1% 5W 2512	0,75000	6	4.50 €
CRGCQ0805J100R	RES 100 OHM 5% 1/8W 0805	0,03100	20	0.62 €
RNCP0805FTD1K00	RES 1K OHM 1% 1/4W 0805	0,05800	10	0.58 €
CRGCQ0805J47K	RES 47K OHM 5% 1/8W 0805	0,03100	10	0.31 €
EMK325B7106MNHTR	CAP CER 10UF 16V X7R 1210	0,26100	20	5.22 €
CGA4J3X7S2A105M12 5AE	CAP CER 1UF 100V X7S 0805	0,26100	10	2.61 €
CL21A106KOQNNNE	CAP CER 10UF 16V X5R 0805	0,06900	10	0.69 €
CL21B104KBCNNNC	CAP CER 0.1UF 50V X7R 0805	0,04100	10	0.41 €
C0805C200K5GAC7800	CAP CER 20PF 50V NP0 0805	0,16300	10	1.63 €
C1608X7R1H473K080A A	CAP CER 0.047UF 50V X7R 0603	0,10000	2	0.20 €
C1608C0G1H332J080A A	CAP CER 3300PF 50V COG 0603	0,20000	3	0.60 €
C1608X7R1C105K080A C	CAP CER 1UF 16V X7R 0603	0,11000	4	0.44 €
STL115N10F7AG	MOSFET N-CH 100V 107A POWERFLAT	1,55000	8	12.40 €
TLV1117-33IDCY	IC REG LIN 3.3V 800MA SOT223-4	0,70000	5	3.50 €
RMCF0603FT54K9	RES 54.9K OHM 1% 1/10W 0603	0,01400	10	0.14 €
CRG0603F10K/10	RES SMD 10K OHM 1% 1/10W 0603	0,03000	10	0.30 €
INA2321EA/250	IC INST AMP 2 CIRCUIT 14TSSOP	4,11000	2	8.22 €
TC33X-1-203E	TRIMMER 20K OHM 0.1W J LEAD TOP	0,22000	4	0.88 €
SJ2-35853A-SMT-TR	AUDIO JACK, 3.5 MM, RT, 3 CONDUCT	0,78000	4	3.12 €
MCP6074T-E/SL	IC OPAMP GP 4 CIRCUIT 14SOIC	1,41000	7	9.87 €



RMCF0603FT56K0	RES 56K OHM 1% 1/10W 0603	0,01400	10	0.14 €
CRGCQ0603F1M0	RES 1M OHM 1% 1/10W 0603	0,02600	16	0.42 €
LM4040D25FTA	IC VREF SHUNT 1% SOT23	0,42000	6	2.52 €
RC0603FR-071K5L	RES 1.5K OHM 1% 1/10W 0603	0,02000	28	0.56 €
RMCF0603ZTOR00	RES 0 OHM JUMPER 1/10W 0603	0,01100	12	0.13 €
JMK107ABJ106KA-T	CAP CER 10UF 6.3V X5R 0603	0,07900	10	0.79 €
CL10B102KB8NNNC	CAP CER 1000PF 50V X7R 0603	0,02600	16	0.42 €
CRGCQ0603F330K	RES 330K OHM 1% 1/10W 0603	0,02500	10	0.25 €
CRGCQ0603F3K9	RES 3.9K OHM 1% 1/10W 0603	0,02500	10	0.25 €
RC0603FR-07100KL	RES 100K OHM 1% 1/10W 0603	0,02000	10	0.20 €
CRG0603F10K/10	RES SMD 10K OHM 1% 1/10W 0603	0,01210	100	1.21 €
RC0603FR-07330RL	RES 330 OHM 1% 1/10W 0603	0,02000	10	0.20 €
RC0603FR-0715KL	RES 15K OHM 1% 1/10W 0603	0,02000	10	0.20 €
RC0603FR-07150RL	RES 150 OHM 1% 1/10W 0603	0,02000	10	0.20 €
CRGCQ0603F1K0	RES 1K OHM 1% 1/10W 0603	0,02600	10	0.26 €
CL10A105KA8NNNC	CAP CER 1UF 25V X5R 0603	0,01330	100	1.33 €
CL10B104KB8NNNL	CAP CER 0.1UF 50V X7R 0603	0,01110	100	1.11 €
06035C103KAT4A	CAP CER 10000PF 50V X7R 0603	0,02900	10	0.29 €
STM32F446RET6	STM32F446RET6	10.01	4	40.04€
Gastos aduanas e IVA	-	-	-	80 €
Total				226.87 €



## 6.1.2 PCB

Ítem	Descripción	Precio unitario	Cantidad	Precio Total
Placa EMG	PCB 1 Oz 2 layer	.68. €	5	3.39 €
Placa presión	PCB 1 OZ 2layer	.34. €	5	1.69 €
Placa control motores	PCB 2Oz 2 layer	3.06. €	5	15.29 €
Envió				10.25 €
			Total	30.6. €

## 6.1.3 Impresión 3D y elementos mecánicos

Ítem	Descripción	Precio unitario	Cantidad	Precio Total
Rollo filamento3D	1,75 mm	18.. €	2	36.00 €
Rodamientos	PCB 1 OZ 2layer	18.56. €	2	37.12 €
Motor outrunner	4600W 120 KV	47.43. €	1	47.43 €
Placa sensor AS5600			5	11,47
			Total	120.6. €

## 6.1.4 Elementos sensores de presión y EMG

Ítem	Descripción	Precio unitario	Cantidad	Precio Total
Almohadilla medica	1,75 mm	18.. €	2	13.43 €
cableado EMG	-	1.08. €	5	5.40 €
Sensores piezoresistivo	FlexiForce A401	Kit demo	5	Kit demo
			Total	18.8. €



## 6.2 Software y ordenador

Ítem	Valor	Vida útil	Precio Total
Ordenador	1000	8 años	125.00 €
Altium Designer	licencia estudiante(gratis)	-	
STM32CubeIDE	gratis	-	
STM32CubeMX	gratis	-	
Arduino	open source	-	
Total			125.€

## 6.3 Recursos humanos

Actividad	Horas dedicadas	Precio Hora(euros/hora)	total
Diseño electrónico	400	60	24000
Diseño 3D	300	30	9000
Diseño firmware	160	70	11200
Documentación	80	15	1200
Total			45400

## 6.4 Total

Hardware(suma)	396.87 €
Software y ordenador	125.00 €
Recursos humanos	45.400.00 €
Imprenta	150.00 €
<b>Total</b>	<b>46.071.87 €</b>

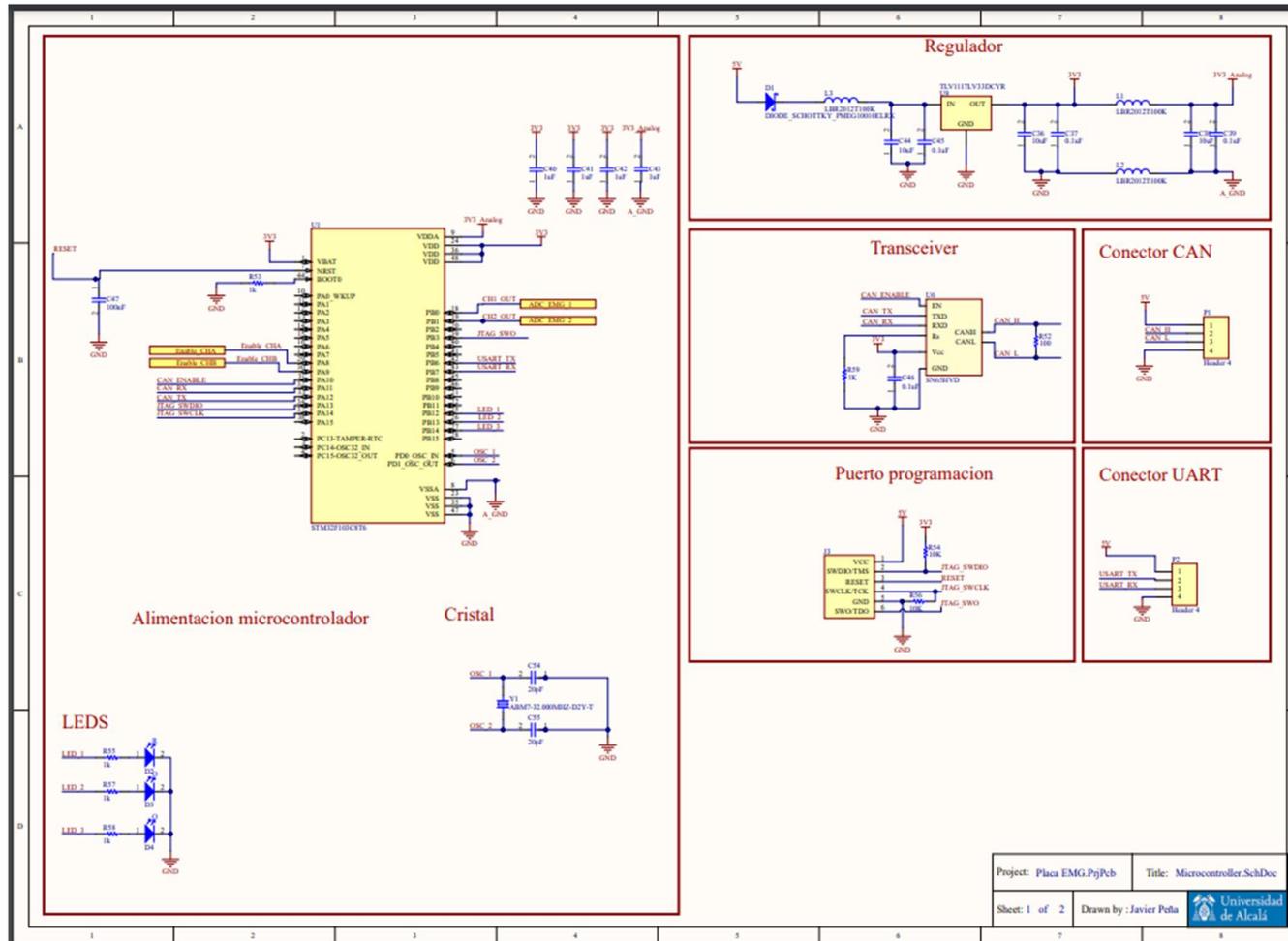


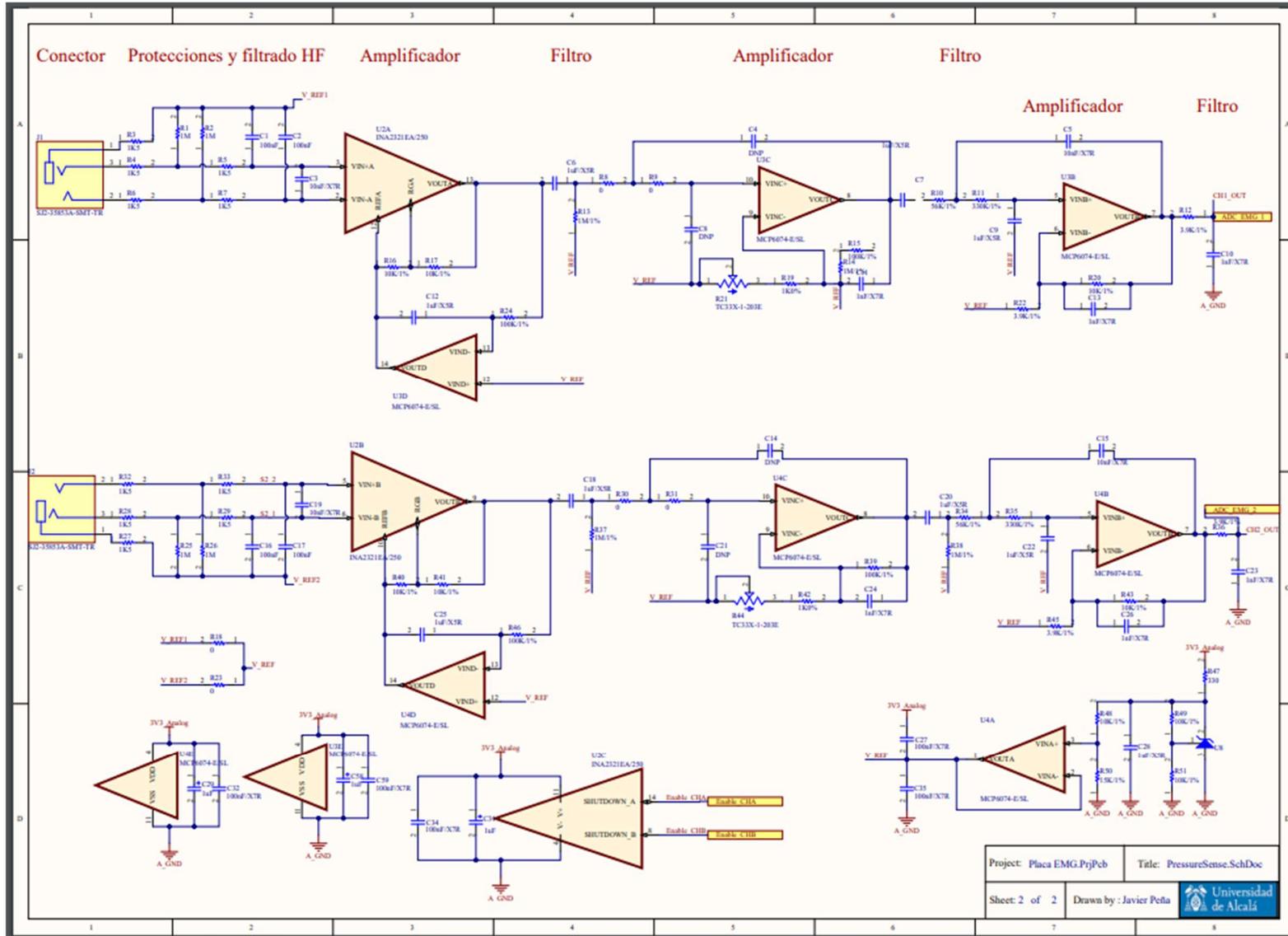
## BIBLIOGRAFÍA

- [1] - A. M. Dollar and H. Herr, "Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art," in *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 24, no. 1, pp. 144-158, Feb. 2008, doi: 10.1109/TRO.2008.915453.
- [2] - Young AJ, Ferris DP. "State of the Art and Future Directions for Lower Limb Robotic Exoskeletons" in. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2017 Feb;25(2):171-182. doi: 10.1109/TNSRE.2016.2521160.
- [3] - C.L. Vaughan, B.L. Davis, and J.C. O'Connor, "Dynamics of Human Gait", 1st edition, Human Kinetics Publishers, 1992.
- [4] - Yin G, Zhang X, Chen D, Li H, Chen J, Chen C, Lemos S. Processing Surface EMG Signals for Exoskeleton Motion Control. *Front Neurobot*. 2020 Jul 14;14:40. doi: 10.3389/fnbot.2020.00040. PMID: 32765250; PMCID: PMC7381241.
- [5] - Hatice Tankisi, David Burke, Liying Cui, Mamede de Carvalho, Satoshi Kuwabara, Sanjeev D. Nandedkar, Seward Rutkove, Erik Stålberg, Michel J.A.M. van Putten, Anders Fuglsang-Frederiksen in "Standards of instrumentation of EMG", *Clinical Neurophysiology*, Volume 131, Issue 1, 2020, Pages 243-258, ISSN 1388-2457,
- [6] The Modular EEG Design . Dan Griffiths, Nelo, Jim Peters, Andreas Robinson, Jack Spaar and Yaniv Vilnai., work licensed under Creative Commons Attribution-ShareAlike license, version 2.0  
([http://openeeg.sourceforge.net/doc/modeeg/modeeg\\_design.html](http://openeeg.sourceforge.net/doc/modeeg/modeeg_design.html))
- [7] Skuric et al., (2022). SimpleFOC: A Field Oriented Control (FOC) Library for Controlling Brushless Direct Current (BLDC) and Stepper Motors. *Journal of Open Source Software*, 7(74), 4232, <https://doi.org/10.21105/joss.04232>
- [8] <https://github.com/nopnop2002/Arduino-STM32-CAN>



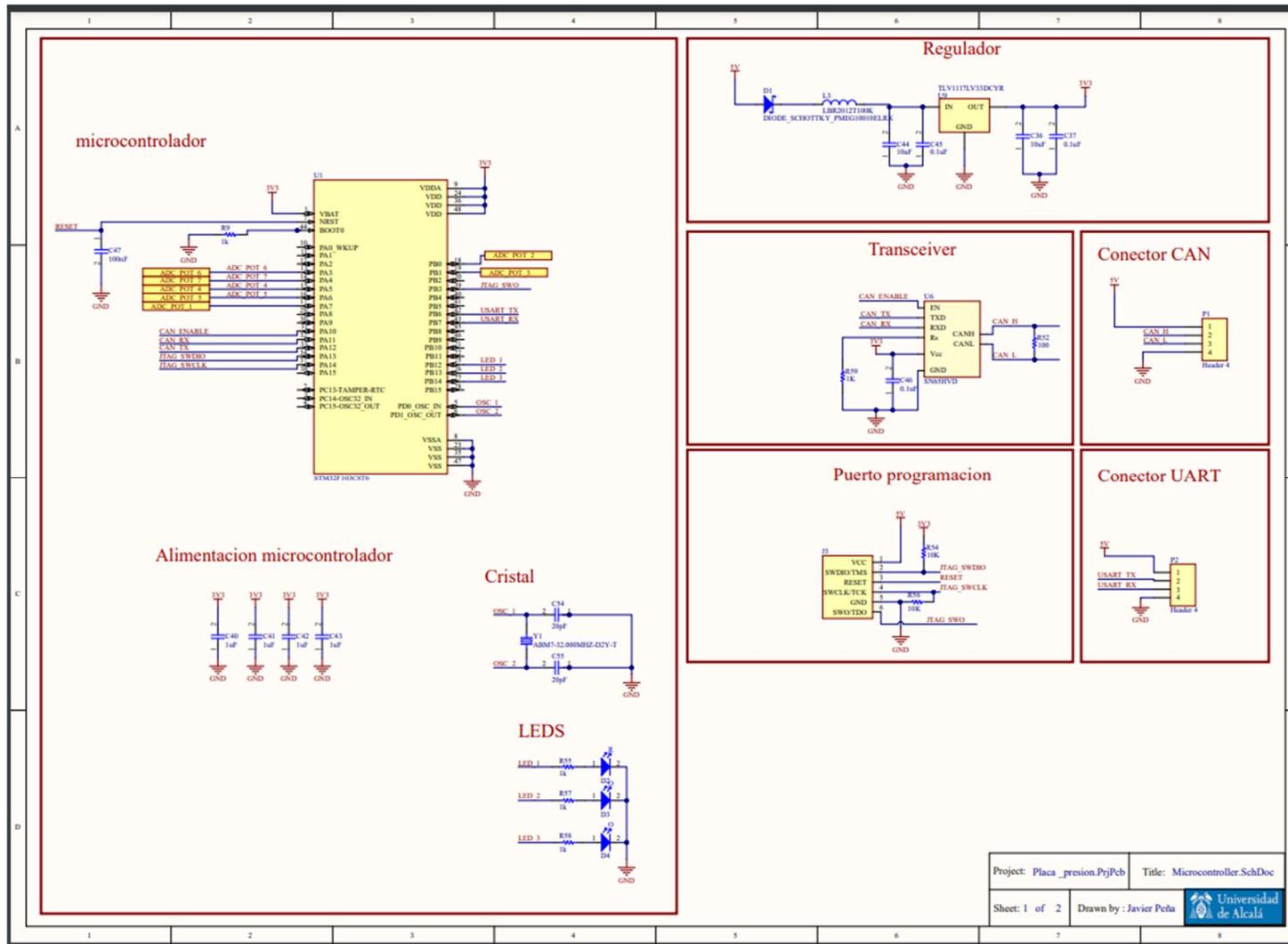
## Anexo I. Esquema placa EMG





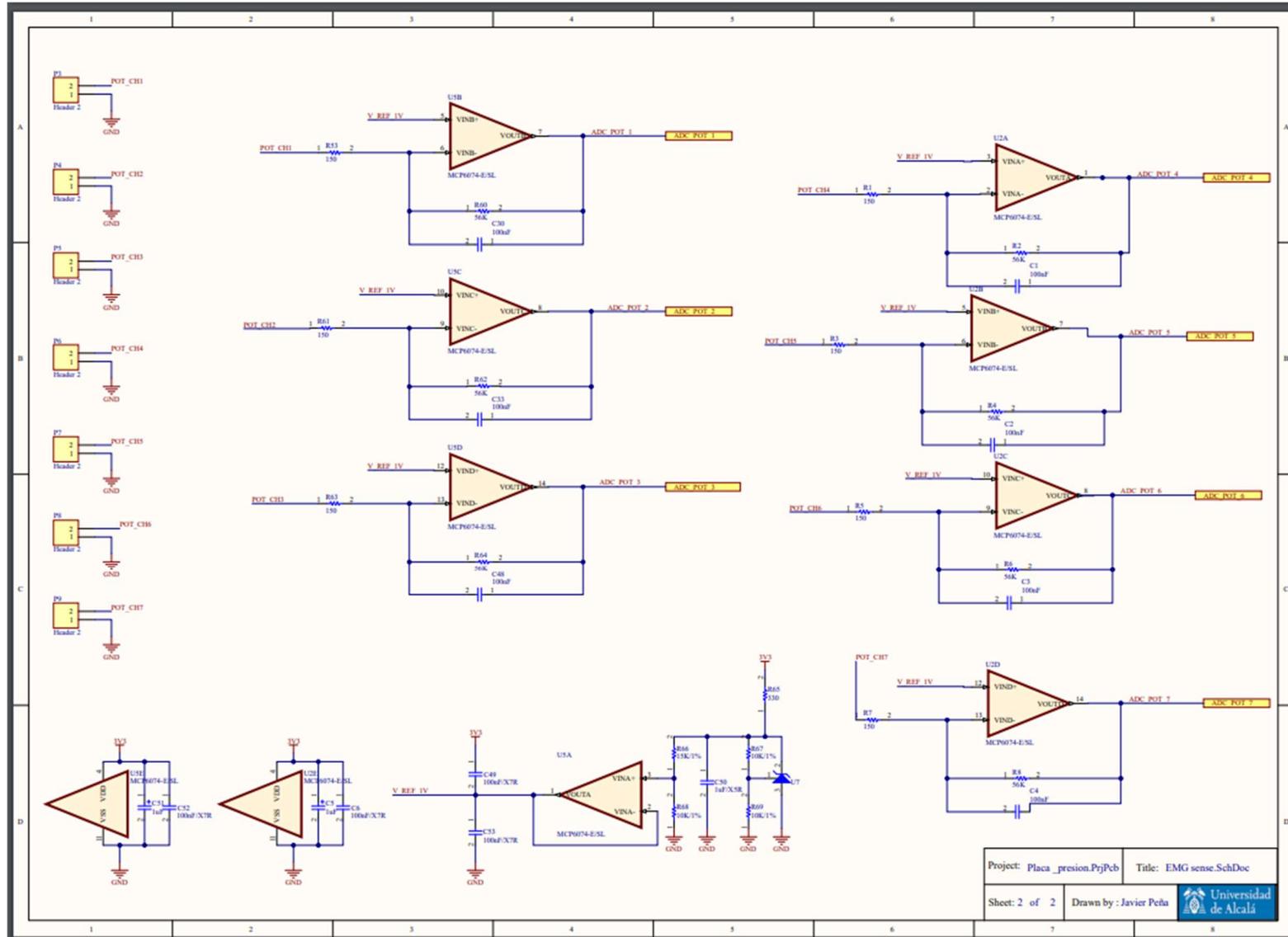


## Anexo II. Esquema placa presión



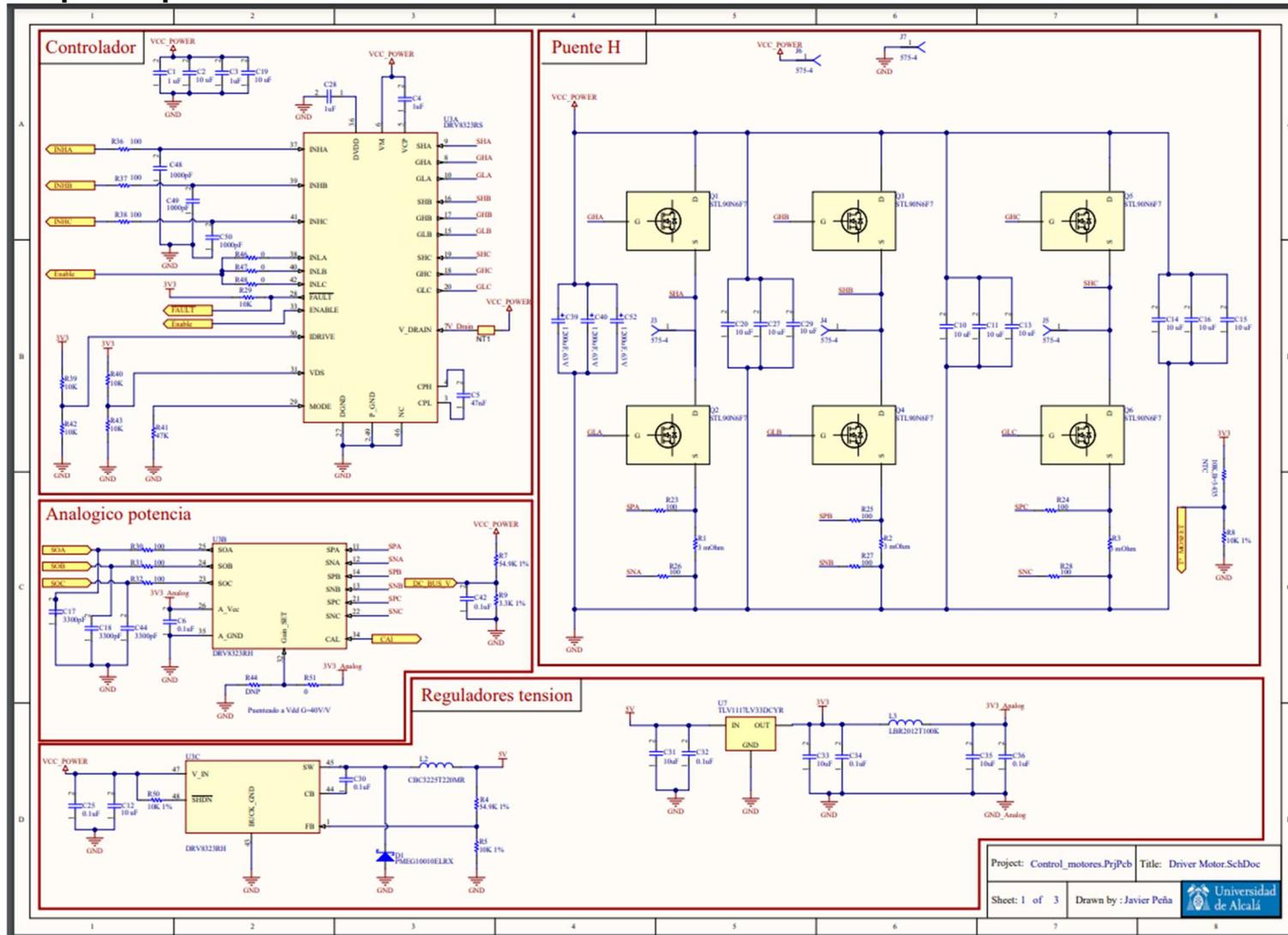
Project: Placa_presion.PrjPcb	Title: Microcontroller.SchDoc
Sheet: 1 of 2	Drawn by: Javier Peña

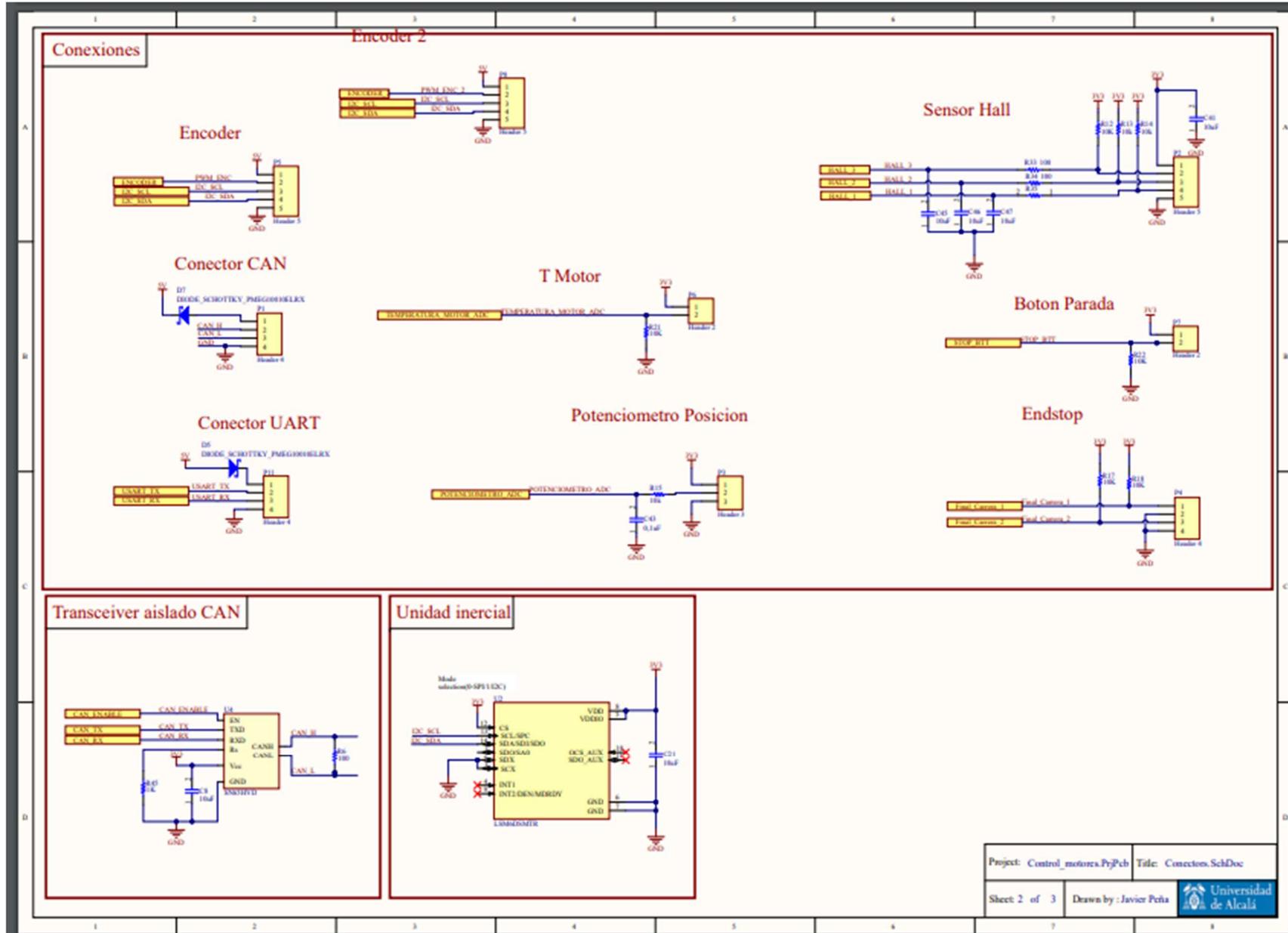






## Anexo III. Esquema placa control de motor

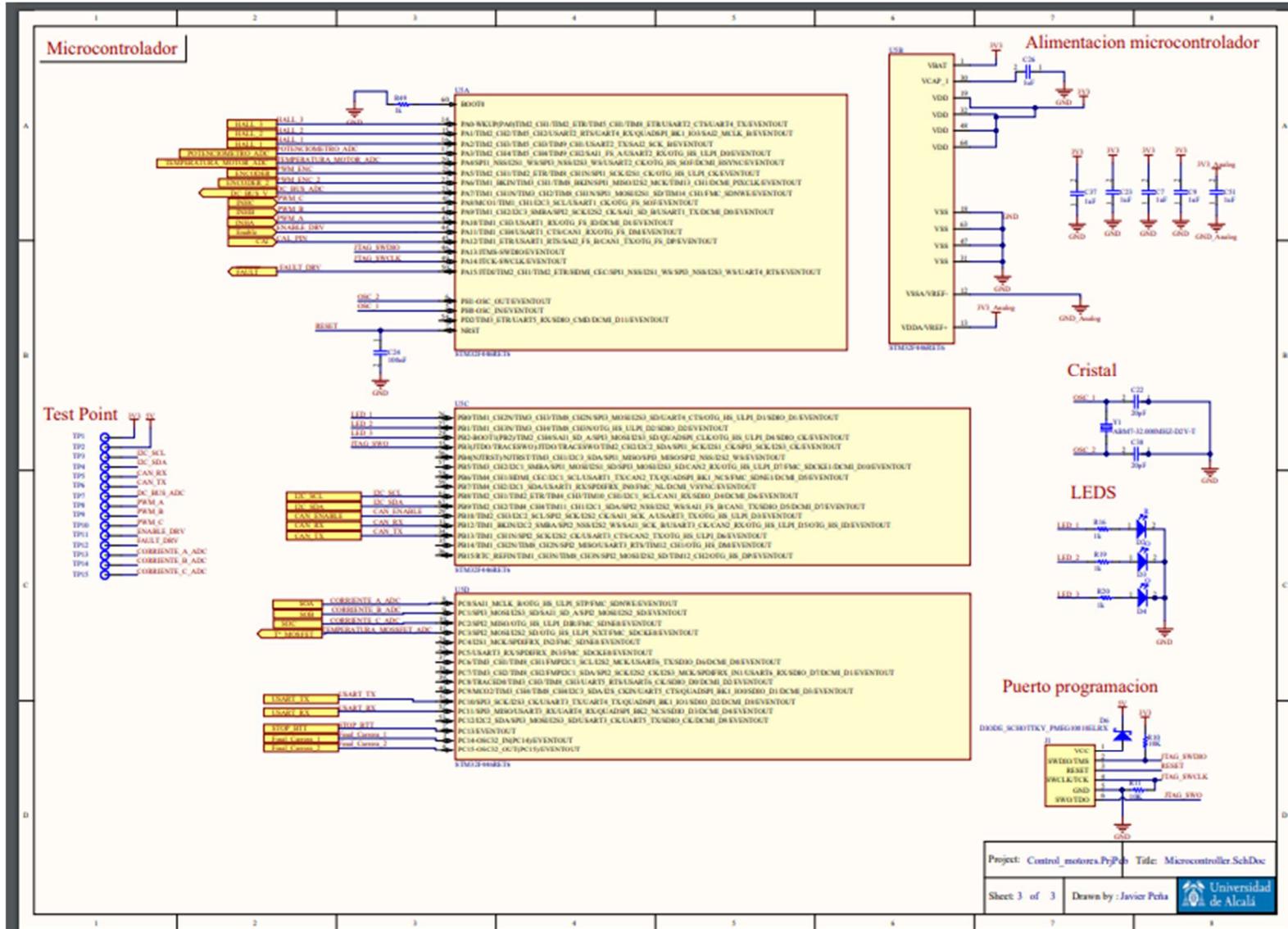




Project: Control\_motores.PyPeb Title: Conexiones.SchDoc

Sheet: 2 of 3 Drawn by: Javier Peña

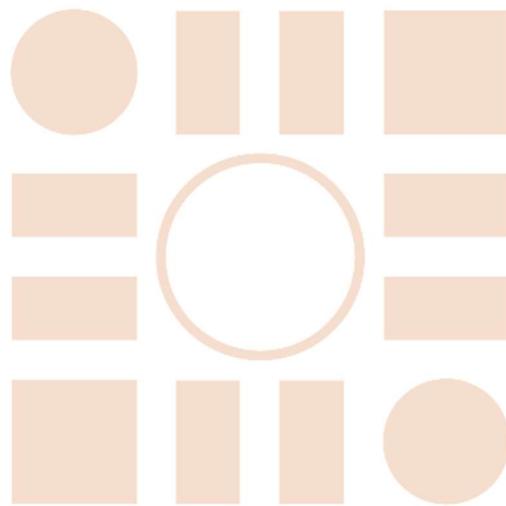




Universidad de Alcalá

Departamento de Electrónica

Escuela Politécnica Superior



ESCUELA POLITECNICA  
SUPERIOR



Universidad  
de Alcalá