UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR
DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN

GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

TRABAJO FIN DE GRADO

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE IDENTIFICACIÓN DE INTENCIÓN MEDIANTE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS PARA EL CONTROL DE UNA PRÓTESIS DE ANTEBRAZO

MARÍA RIVAS VIDAL

2021

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR
DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN

GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

TRABAJO FIN DE GRADO

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE IDENTIFICACIÓN DE INTENCIÓN MEDIANTE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS PARA EL CONTROL DE UNA PRÓTESIS DE ANTEBRAZO

Autora
MARÍA RIVAS VIDAL

Tutores

ÁLVARO GUTIÉRREZ MARTÍN
FRANCISCO DÍAZ MONTERO

2021

Resumen

Este Trabajo de Fin de Grado es parte de un proyecto colaborativo propuesto por el grupo de investigación Autofabricantes cuyo objetivo global es el diseño y la fabricación de una prótesis mioeléctrica para ser implantada a una persona adulta con amputación de antebrazo. El proyecto está desglosado en tres fases: el diseño de un sistema para monitorizar la articulación de la muñeca; el desarrollo de un sistema de control mediante electromiografía de superficie (sEMG); y el diseño de un sistema mecánico para la flexión y extensión de los dedos.

Este Trabajo de Fin de Grado se centró en la adquisición de las señales electromiográficas del antebrazo para controlar los motores de la prótesis que posteriormente permitan los movimientos de la muñeca de dicha prótesis. Se diseñó un sistema de hardware que permite captar simultáneamente dos señales sEMG del antebrazo. Dicho sistema se integró posteriormente con el correspondiente software que permitió controlar los motores con las señales sEMG para reproducir los movimientos deseados, en concreto los de flexión/extensión y pronación/supinación de la mano. Por último, se realizó una simulación con un prototipo del diseño de la prótesis, ya que la prótesis física todavía no está disponible, y que permitió calcular el giro de los motores necesario para realizar los movimientos deseados.

Cuando estén terminadas las demás fases del proyecto, el sistema diseñado en este Trabajo Fin de Grado será validado con la prótesis definitiva antes de realizar las pruebas finales con la persona para la que se ha diseñado. La estrategia utilizada en este trabajo es potencialmente transferible para el diseño de otras prótesis mioeléctricas.

Palabras clave: prótesis mioeléctrica, electromiografía de superficie, Arduino, estrategia de control.

Abstract

This End of Degree Thesis is part of a collaborative project proposed by the Autofabricantes research group, whose overall objective is to design and manufacture a myoelectric prosthesis to be implanted in an adult person with a forearm amputation. The project is broken down into three phases: The design of a system to monitor the wrist joint; the development of a control system using surface electromyography (sEMG); and the design of a mechanical system for the flexion and extension of the fingers.

This End of Degree Thesis is focused on the acquisition of electromyographic signals from the forearm to control the prosthesis motors that subsequently allow the movements of the prosthesis' wrist. A hardware system was designed to allow the simultaneous acquisition of two sEMG signals from the forearm. This system was later integrated with the corresponding software that allowed the motors to be controlled with sEMG signals to reproduce the desired movements, specifically the movements of flexion/extension and pronation supination of the hand. Finally, a simulation was carried out with a prototype of the prosthesis, as the physical device is not yet available, which allowed the calculation of the necessary rotation of the motors to perform the desired movements.

When the other phases of the project are finished, the system designed in this End of Degree Thesis will be validated with the definitive prosthesis before carrying out the final tests with the person to whom it was designed for. The strategy used in this work is potentially transferable for the design of other myoelectric prostheses.

Keywords: myoelectric prosthesis, surface electromyography, Arduino, control strategy.

Índice general

Resumen **v**

Abstract **vii**

Índice General **ix**

Índice de Figuras **xi**

Índice de Tablas **1**

1. Introducción y objetivos **3**
1.1. Introducción 3
1.2. Objetivos 4

2. Estado del arte **5**
2.1. Tipos de Prótesis 5
2.2. Ejemplos de prótesis mioeléctricas transradiales 7
2.3. Electromiografía 9
2.4. Sistema muscular del antebrazo 10
2.5. Muñeca y movimientos de la mano 12

3. Desarrollo **13**
3.1. Herramientas utilizadas en el desarrollo 13
3.1.1. Arduino 13
3.1.2. CATIA 15
3.2. Caso a estudiar 16
3.3. Elección de los sensores 17
3.4. Colocación de los sensores 19
3.5. Adquisición de la señal EMG 21
3.5.1. Componentes y Esquema del circuito 21
3.5.2. Colocación 22
3.5.3. Recogida de la señal 23
3.6. Pruebas para la identificación de intención 23
3.7. Sistema de control de los motores 26
3.7.1. Componentes y Esquema del circuito 26
3.7.2. Prueba 1: control de propiedades del motor 28

3.7.3. Prueba 2: control integrado de las propiedades del motor y el encoder . . . 29
3.8. Integración de las señales EMG en el sistema de control de los motores 32
3.8.1. Componentes y esquema del circuito . . . 32
3.8.2. Sistema de control . . . 33
3.9. Simulación de la integración del sistema en la prótesis . . . 35
3.9.1. Simulación de la flexión/extensión . . . 36
3.9.2. Simulación de la pronación/supinación . . . 40

4. Conclusiones 43
4.1. Conclusiones . . . 43
4.2. Líneas futuras . . . 44

Bibliography 45

A. Aspectos éticos, económicos, sociales y ambientales 47

B. Presupuesto económico 49

Índice de figuras

2.1. Clasificación de los tipos de prótesis en función del nivel de amputación. 5
2.2. Ventajas (verde) e inconvenientes (rojo) de los distintos tipos de prótesis. Fotos de distintos modelos tomadas de [9]. 6
2.3. Distintos dispositivos compatibles con Myo Plus. Fotografías tomadas de [9]. 7
2.4. Prótesis HeroArm. Fotografías tomadas de [12]. 8
2.5. Prótesis Michelangelo. Fotografías tomadas de [9]. 9
2.6. Músculos superficiales del compartimiento anterior del antebrazo. Ilustración tomada de [15]. 10
2.7. Músculos superficiales del compartimiento posterior del antebrazo. Ilustración tomada de [15]. 11
2.8. Movimientos de la mano. Ilustración (a) tomada de [17]. Ilustraciones (b-d) tomadas de [16]. 12

3.1. Esquema de las medidas del antebrazo de nuestro paciente. P1-P4 se corresponde con los puntos de referencia donde se tomaron las medidas. 16
3.2. Esquema del sensor Myo de Thalmic Labs. Fotografía tomada de [20]. 17
3.3. Placa eHealth de Libelium. Ilustración tomada de [23]. 18
3.4. Sensor MyoWare de Sparkfun. Ilustración tomada de [25]. 19
3.5. Influencia de la colocación del sensor en el músculo sobre la salida de la señal EMG. Ilustración tomada de [27]. 20
3.6. Configuración sensores MyoWare. 20
3.7. Comparación de la altura de los dos modelos de placas Arduino Nano. 21
3.8. Esquema del circuito para adquirir la señal EMG. 22
3.9. Colocación sensores para la adquisición de la señal EMG. 23
3.10. Visualización de las dos señales EMG en el Serial Plotter de Arduino. . 23
3.11. Valores del valor máximo normalizado para cada sujeto. 24
3.12. Número de veces que se alcanza el valor máximo normalizado para cada sujeto en 30 repeticiones, en los dos modos de colocación. 24
3.13. Cuatro ejemplos de los datos obtenidos en el monitor serial de la variable 'voltaje Normalizado' en los que los sujetos tienen intención de realizar un movimiento. Los valores máximos que se alcanzan de esta variable son, respectivamente, 72 %, 100 %, 80 % y 91 %. 25
3.14. Motor y encoder elegidos. Fotografías tomadas de [30]. 26
3.15. Conexión de los pines de los encoders de cada motor. 27
3.16. Conexión de los pines del driver TB6612FNG. 27

3.17. Esquema del circuito para controlar los motores A y B. 28
3.18. Valor del contador al producirse un cambio de sentido de giro. 31
3.19. Esquema del circuito para controlar los motores A y B mediante las señales EMG 32
3.20. Diagrama de Estados del Sistema de Identificación de Intención. 33
3.21. Diseño de la prótesis. 35
3.22. Eje externo (a) y eje interno (b) de la prótesis. 35
3.23. Sistema de engranajes de la prótesis. 36
3.24. Piezas modificadas para realizar la simulación de la flexión/extensión. 36
3.25. Análisis de las restricciones de la simulación de la flexión/extensión. . 38
3.26. Diseño de la prótesis para la simulación de la flexión/extensión. 38
3.27. Resultado de la simulación de la flexión/extensión. 39
3.28. Motor 1 modificado para la simulación de la pronación/supinación. . . 40
3.29. Análisis de las restricciones de la simulación de la pronación/supinación. 41
3.30. Diseño de la prótesis para la simulación de la pronación/supinación. . 41
3.31. Resultado de la simulación de la pronación/supinación. 42

Índice de tablas

3.1. Tabla de las medidas del antebrazo de nuestro paciente. 16
3.2. Tabla de comparación de los distintos sensores. 19
3.3. Tabla de características del motor. 26
3.4. Tabla lógica del driver TB6612FNG. 29
3.5. Posibles combinaciones de los estados de los pines A y B cuando salta una interrupción, y correlación con el sentido de giro del motor. 30

B.1. Costes de personal. 49
B.2. Costes de recursos materiales. 50
B.3. Costes totales. 50

Capítulo 1

Introducción y objetivos

1.1. Introducción

El problema que se trata en este Trabajo Fin de Grado se enmarca en la optimización de una prótesis para miembro superior; centrándose en la búsqueda de sistemas que, sin comprometer la calidad de los mismos, sean asequibles a personas con pocos recursos económicos.

La pérdida de una extremidad es un grave problema que afecta a personas en todo el mundo. El uso de prótesis constituye una parte de la rehabilitación tras sufrir una amputación de miembros superiores o inferiores. El nivel socioeconómico influye considerablemente en la rehabilitación de una persona que ha sufrido una amputación [1]. En 2011, la OMS estimó que 30 millones de personas en países en desarrollo necesitan algún tipo de prótesis. Este problema se agrava aún más por la ausencia de los servicios médicos adecuados para poder tratar estas necesidades en estos países [2].

El rango de precios de un brazo protésico va desde los 5,000€, para una prótesis pasiva, hasta los 20,000-100,000€, en el caso de las prótesis de última tecnología [3]. Estos precios se deben a que cada prótesis es personalizada, lo que encarece el producto al no poderse fabricar en serie [4]. Además, a la hora de pensar en el gasto que supone un dispositivo protésico no sólo hay que tener en cuenta coste inicial, sino que cada prótesis necesitará varios reemplazos y reparaciones a lo largo de la vida del paciente. Un adulto necesitará un reemplazo cada 3-5 años y si el paciente es un niño el tiempo de reemplazo se acorta debido a la fase de crecimiento.

De estas consideraciones se deduce la importancia de desarrollar un dispositivo protésico funcional al que pueda acceder el mayor número de personas posibles.

1.2. Objetivos

Este trabajo forma parte de un proyecto propuesto por el grupo de investigación Autofabricantes [5], que busca soluciones a problemas relacionados con distintas diversidades funcionales que sean accesibles para todo el mundo.

El proyecto se plantea para ser realizado en un grupo de trabajo colaborativo con estudiantes de distintas escuelas de la UPM. El objetivo global consiste en el diseño y fabricación con técnicas de impresión 3D de una protésis mioeléctrica enfocada a un caso particular de un adulto con una amputación de antebrazo.

La propuesta se desglosa en tres partes. La primera, el diseño de un sistema que motorice la articulación de la muñeca. La segunda, un sistema de control por electromiografía. La tercera, el diseño de un sistema mecánico para el movimiento de flexión-extensión de los dedos.

Este Trabajo Fin de Grado, se centra en la segunda fase, concretamente en la adquisición de las señales electromiográficas del antebrazo y el control de los motores de la prótesis mediante dichas señales. Estos motores permitirán los movimientos de flexión-extensión de la muñeca y la rotación de esta articulación.

Los objetivos del Trabajo Fin de Grado son:

- Diseño e integración del hardware para captar simultáneamente dos señales EMG del antebrazo.
- Diseño e integración del hardware necesario para el uso de motores.
- Desarrollo del software para controlar los motores con las señales EMG para poder reproducir los movimientos deseados.
- Ajuste del sistema en la prótesis.

Capítulo 2

Estado del arte

2.1. Tipos de Prótesis

Una prótesis es un dispositivo artificial que sustituye una parte del cuerpo. Existe una amplia gama de prótesis. En este apartado vamos a clasificarlas según el nivel de amputación y según el tipo de componentes de la prótesis.

Definimos cuatro tipos de prótesis en función del nivel de amputación (ver Figura 2.1):

Prótesis transhumerales: para una amputación del miembro superior entre la articulación del hombro y la articulación del codo.

Prótesis transradiales: para una amputación del miembro superior por debajo de la articulación del codo.

Prótesis transfemorales: para una amputación del miembro inferior por encima de la articulación de la rodilla.

Prótesis transtibiales: para una amputación del miembro inferior por debajo de la articulación de la rodilla.

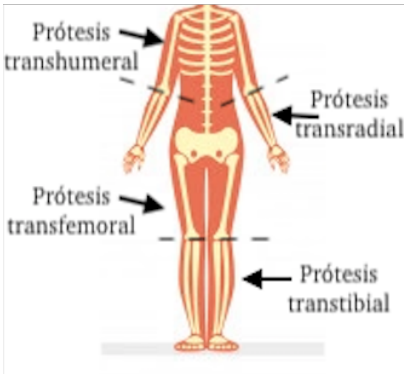


Figura 2.1: Clasificación de los tipos de prótesis en función del nivel de amputación.

Además, el tipo de prótesis se puede dividir en prótesis activas y pasivas:

Prótesis pasivas. No permiten realizar movimientos pero pueden ofrecer una apariencia realista. Para ajustar el mecanismo de agarre se utiliza un elemento externo, como por ejemplo la mano sana [6]. Los usuarios valoran de este tipo de prótesis su apariencia y comodidad. Son prótesis más ligeras ya que están fabricadas con materiales como PVC, silicona o látex [7].

Prótesis activas. Permiten realizar movimientos gracias a la fuerza muscular del paciente (prótesis mecánicas) o a la energía eléctrica que proporcionan unos motores (prótesis eléctricas). Son más funcionales que las pasivas, pero son sistemas más complejos y, por tanto, más difíciles de controlar para el usuario. Se dividen en:

Prótesis mecánicas: son prótesis accionadas por el cuerpo ya que aprovechan la energía propia de movimientos de tensión y relajación por parte del miembro residual. Su función se limita a la apertura y cierre de la prótesis gracias a un sistema de correas que actúan como tensores. Entre sus ventajas se encuentran la durabilidad, el periodo de aprendizaje, la frecuencia de ajuste, el mantenimiento y la realimentación. Sin embargo, podrían beneficiarse de lqw mejoras de control [8].

Prótesis eléctricas: se basan en el uso de motores combinados con movimientos mecánicos que activan los sistemas electrónicos. Dentro de este tipo de prótesis tenemos las prótesis mioeléctricas, en las que los motores son controlados por la actividad eléctrica proveniente de las señales electromiográficas obtenidas de los músculos residuales del paciente. Las prótesis mioeléctricas mejoran la estética y el dolor fantasma y son más aptas para actividades de intensidad ligera. Sin embargo, su precio es mucho más elevado que el de las prótesis mecánicas, especialmente teniendo en cuenta el coste de ajuste, aprendizaje y mantenimiento [8].

En la Figura 2.2 podemos ver la comparación de ventajas y diferencias de las prótesis activas y pasivas:

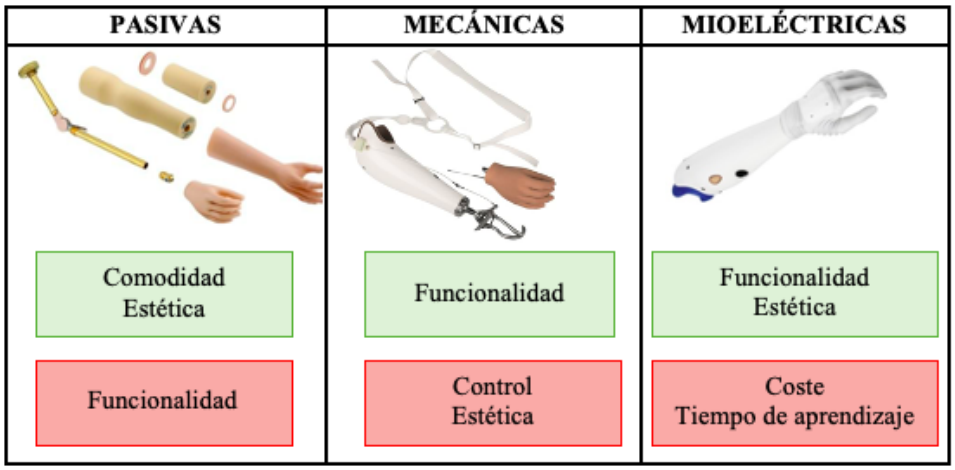


Figura 2.2: Ventajas (verde) e inconvenientes (rojo) de los distintos tipos de prótesis. Fotos de distintos modelos tomadas de [9].

A partir de este apartado el proyecto se centrará en las prótesis mioeléctricas transradiales ya que es el tipo de prótesis objetivo de este Trabajo Fin de Grado.

2.2. Ejemplos de prótesis mioeléctricas transradiales

Myo Plus: esta prótesis recoge los patrones de musculares del usuario a través de sensores electromiográficos y los transforma en movimientos específicos de la prótesis [10]. El usuario puede adaptar su prótesis continuamente en función de sus necesidades gracias a la aplicación móvil Myo Plus App. Esta aplicación permite cambiar los movimientos asociados a los patrones musculares en cualquier momento, lo que aumenta enormemente la funcionalidad de esta prótesis. También se puede utilizar para entrenar los patrones musculares y visualizarlos a través de la aplicación.

Myo Plus es compatible con distintos dispositivos de la línea MyoBock para que el usuario pueda seleccionar la solución que sea más optima. Bebionic hand (ver Figura 2.3a) es una mano articulada con 14 agarres distintos, sin embargo, este dispositivo no es útil para todas las actividades diarias. Electric Greifer (ver Figura 2.3b) es una pinza especializada para trabajos muy detallados o para trabajar con objetos muy pesados debido a su respuesta sensible, fuerte agarre y rápida velocidad de agarre. Myoelectric Speed hand (ver Figura 2.3c) permite un agarre rápido, fuerte y preciso, que permite sostener desde objetos frágiles pequeños hasta objetos grandes muy pesados.

(a) Bebionic hand y brazo Myo Plus

(b) Electric Greifer

(c) Myoelectric Speed hand

Figura 2.3: Distintos dispositivos compatibles con Myo Plus. Fotografías tomadas de [9].

HeroArm: es una de las prótesis mioeléctricas más baratas y funcionales del mercado (ver Figura 2.4) [11]. Esta prótesis mioeléctrica se activa cuando el usuario flexiona músculos específicos de su miembro residual gracias a los electrodos electromiográficos que hay en su superficie. Tiene la capacidad de realizar 6 agarres distintos con un control preciso e intuitivo. Permite agarrar objetos pequeños, controlar la velocidad de los dedos y girar la muñeca hasta 180 grados.

La prótesis dispone de un modo de congelación para poder mantenerse en una posición estática. También incluye una serie de dispositivos como luces o sonidos para poder notificar intuitivamente al usuario sobre el estado de su brazo biónico. Su batería recargable de larga duración proporciona autonomía durante todo el día.

Se fabrica mediante sinterización por láser utilizando Nylon 12, que dota de gran robustez al dispositivo. El socket de la prótesis es ajustable, respirable y fácil de poner y quitar, para poder lavarlo fácilmente. Aunque HeroArm es ligera (pesa menos de 1 Kg), permite levantar hasta 8 Kg.

HeroArm puede ser utilizada por adultos y niños a partir de 8 años que tengan una amputación por debajo del codo. Es una prótesis personalizada a partir de un escáner 3D del miembro amputado del usuario. Además, para una mayor customización se puede elegir distintos estilos para la tapas de la prótesis. Estas tapas son intercambiables gracias a un mecanismo magnético, que además proporciona una conexión robusta y una fácil instalación, especialmente para personas con amputación bilateral.

Figura 2.4: Prótesis HeroArm. Fotografías tomadas de [12].

Michelangelo: esta prótesis permite al usuario un gran control tanto de la mano como de los dedos (ver Figura 2.5) [13]. Tiene tres posiciones distintas y siete tipos de agrarre, incluyendo la apertura de la palma y distintas posiciones del dedo pulgar. La muñeca puede realizar los movimientos de flexión, extensión y rotación en 360 grados. Esta rotación está programada para prevenir movimientos que puedan perjudicar al usuario. Como desventaja, los dedos anular y meñique no se pueden controlar.

Este dispositivo dispone de accesorios para una mayor versatilidad. Se puede utilizar un guante de silicona que imita la piel para un aspecto más realista. Michelangelo también dispone de un gancho de titanio para una mayor precisión y potencia.

Figura 2.5: Prótesis Michelangelo. Fotografías tomadas de [9].

2.3. Electromiografía

La electromiografía (EMG) es una técnica utilizada para el estudio del sistema neuromuscular. Se fundamenta en la recepción, registro y análisis de la señal electromiográfica o señal EMG.

La señal EMG se produce en respuesta a la estimulación del nervio durante la contracción de las fibras musculares. Para producir una contracción muscular, el sistema nervioso activa la unidad motora correspondiente generando un potencial de acción. Este potencial se transmite a todas las fibras musculares inervadas por dicha unidad motora generando un potencial eléctrico denominado potencial de acción de la unidad motora (MUAP). Estos potenciales son recogidos a través de unos electrodos registrando la señal EMG.

Electromiografía Superficial (sEMG) En este tipo de electromiografía se colocan electrodos pegados a la superficie de la piel. Es un método no invasivo que permite obtener la actividad general de un músculo. Como desventajas cabe destacar que este tipo de EMG queda restringida a músculos superficiales. Además, el fenómeno de *cross-talk*, donde otro músculo interfiere en la señal, hace muy difícil o imposible aislar ciertos músculos para obtener una buena medición [14].

Electromiografía Intramuscular En este tipo de electromiografía se inserta un electrodo de tipo aguja a través de la piel hasta llegar al músculo. Es un método muy invasivo, pero es más específico que la sEMG porque registra la actividad de unas pocas fibras.

2.4. Sistema muscular del antebrazo

Los músculos del antebrazo están organizados en dos compartimentos fasciales: el compartimento anterior, formado por músculos flexores, y el compartimento posterior, formado por músculos extensores [15].

Músculos del compartimiento anterior del antebrazo. Se dividen en tres grupos: superficial, intermedio y profundo. Sólo mencionaremos los músculos del grupo superficial porque son los accesibles mediante sEMG.

Grupo superficial (Figura 2.6):

- Músculo pronador redondo: este músculo cruza por delante del complejo del codo. Su acción es la pronación del antebrazo y está inervado por el nervio mediano.
- Músculo flexor radial del carpo o palmar mayor: participa en la flexión y en la abducción de la muñeca y está inervado por el nervio mediano.
- Músculo palmar largo o palmar menor: este músculo puede estar ausente en uno o ambos lados en algunas personas. Es responsable de una flexión débil de la muñeca y está inervado por el nervio mediano.
- Músculo flexor ulnar del carpo: participa en la flexión y en la abducción de la muñeca y está inervado por el nervio ulnar.

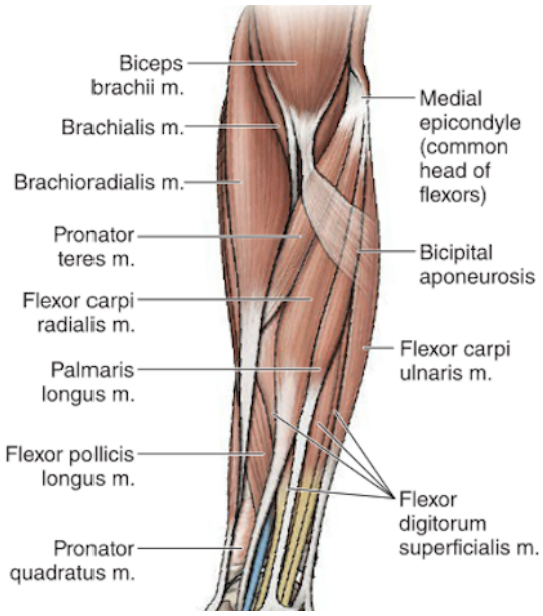


Figura 2.6: Músculos superficiales del compartimiento anterior del antebrazo. Ilustración tomada de [15].

Músculos del compartimiento posterior del antebrazo. Se dividen en dos grupos: superficiales y profundos.

Grupo superficial (ver Figura 2.7):

- Músculo braquiorradial: ayuda en la flexión del codo (principalmente en la posición de pronación media) y está inervado por el nervio radial.
- Músculo extensor radial largo del carpo: participa en la extensión y desviación radial de la muñeca y está inervado por el nervio radial.
- Músculo extensor radial corto del carpo: ayuda en la extensión y desviación radial de la muñeca y está inervado por el nervio radial.
- Músculo extensor común de los dedos: sus principales acciones son la extensión de la muñeca y de las articulaciones metacarpofalángicas y está inervado por el nervio radial.
- Músculo extensor propio del meñique: se encarga de la extensión del meñique y está inervado por el nervio radial.
- Músculo cubital posterior: participa en la extensión de la muñeca y la desviación cubital y está inervado por el nervio radial.
- Músculo ancóneo: contribuye a la extensión del codo y está inervado por el nervio radial.

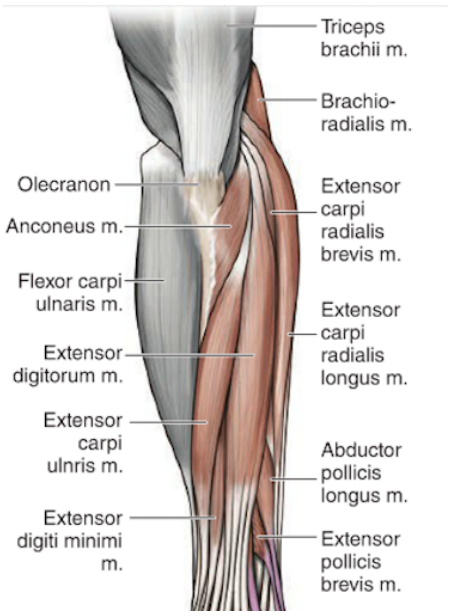


Figura 2.7: Músculos superficiales del compartimiento posterior del antebrazo. Ilustración tomada de [15].

2.5. Muñeca y movimientos de la mano

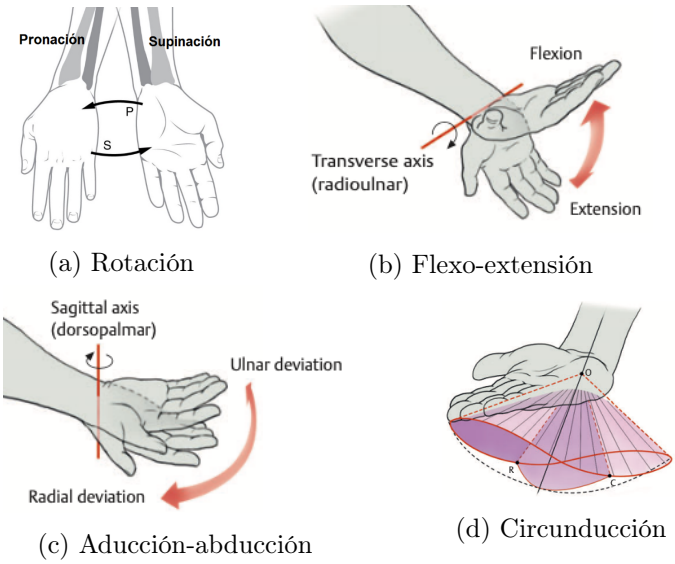
La muñeca es el área anatómica que conecta el antebrazo con la mano. Está constituida por varias articulaciones pequeñas y muchos huesos, cuyo núcleo central es el carpo. Gracias a esto, la muñeca puede realizar movimientos muy precisos, con un gran número de grados de libertad. Los movimientos que puede hacer la mano son los siguientes [16]:

Movimientos de rotación (pronación y supinación): rotación del antebrazo sobre su eje longitudinal (ver Figura 2.8a). Estos movimientos permiten orientar la mano en cualquier ángulo para coger o sujetar un objeto. La articulación de la muñeca no está involucrada, pero se encarga de controlar movimientos selectivos.

Movimientos de flexo-extensión: movimientos de la mano en el eje transversal (ver Figura 2.8b). En la extensión la cara posterior o dorsal de la mano se dobla hacia la cara posterior del antebrazo. En la flexión la cara anterior o palmar de la mano se dobla hacia la cara anterior del antebrazo.

Movimientos de aducción-abducción: movimientos de la mano en el eje sagital (ver Figura 2.8c). En la aducción o desviación cubital la mano se aproxima al dedo meñique. En la abducción o desviación radial la mano se aproxima al dedo pulgar.

Circunducción: combinación de los movimientos de flexo-extensión y aducción-abducción (ver Figura 2.8d). Es un movimiento circular de la muñeca que se apoya en los movimientos de rotación.



(a) Rotación (b) Flexo-extensión

(c) Aducción-abducción (d) Circunducción

Figura 2.8: Movimientos de la mano. Ilustración (a) tomada de [17]. Ilustraciones (b-d) tomadas de [16].

Capítulo 3

Desarrollo

3.1. Herramientas utilizadas en el desarrollo

En esta sección se introducen las dos herramientas utilizadas en el desarrollo de este Trabajo Fin de Grado. El diseño tanto del hardware como del software se realiza utilizando la plataforma Arduino. Para la simulación de la prótesis se utiliza el programa CATIA. En particular, su módulo Kinematics nos permite evaluar el movimiento de los componentes de la prótesis para poder realizar los movimientos deseados.

3.1.1. Arduino

Arduino es una empresa de desarrollo de hardware y software libre. Diseña y produce placas de desarrollo de hardware para construir dispositivos interactivos. También proporciona la plataforma Arduino IDE (Entorno de Desarrollo Integrado) que permite crear aplicaciones para las placas Arduino. Estas placas reciben información de sensores y como respuesta pueden controlan distintos actuadores, como luces o motores. Para instruir a la placa sobre cómo operar, hay que escribir el código en el Arduino IDE utilizando el lenguaje de programación de Arduino. El código admite los lenguajes C y C++ y sólo requiere dos funciones básicas. La primera es void setup(), en la que se establecen los criterios que solo se tienen que ejecutar una vez, como inicializar variables. La segunda es void loop(), que se ejecuta continuamente mientras que el microcontrolador esté encendido. Una vez compilado, el IDE carga el código a placa a través de un USB.

Uno de los objetivos principales de esta compañía es facilitar el acercamiento a la electrónica y la programación. Para ello cuentan con un activo programa de divulgación y formación, disponible en la página web de Arduino (`https://www.arduino.cc`), donde se pueden encontrar numerosos tutoriales y proyectos. Además, sus placas tienen precios razonablemente accesibles.

Los productos que vende la compañía son distribuidos bajo la Licencia Pública General de GNU (GNU GPL) y la Licencia Pública General Reducida de GNU (GNU LGPL), permitiendo a cualquier persona o empresa distribuir y modificar el software. Los esquemas y archivos de montaje de hardware se distribuyen bajo la Licencia de Reconocimiento-CompartirIgual 2.5 (CC BY-SA 2.5) y están disponibles en la página web de Arduino.

La elección de Arduino como herramienta para el desarrollo de este proyecto se debe a las siguientes ventajas:

- El IDE de Arduino se puede utilizar en los principales sistemas operativos. También hay disponible una versión online del IDE si se prefiere trabajar en la nube. Este software es gratuito en las dos versiones.
- Arduino ofrece gran cantidad de documentación dispone en su página oficial, en la que se incluyen tutoriales y material de referencia. También dispone de un foro con una gran comunidad activa. Además, en otras grandes plataformas como Youtube se pueden encontrar extensos tutoriales que abarcan desde conceptos básicos hasta proyectos complejos.
- Impulsa plataformas como el Arduino Project Hub, donde cualquier miembro de la comunidad puede publicar sus proyectos realizados con Arduino. En la plataforma GitHub también se pueden encontrar numerosos recursos como proyectos o librerías.
- Hay muchos tipos de placas Arduino con variaciones desde el número de pines o el tamaño, hasta la incorporación de módulos de Bluetooth o WiFi. Esto permite elegir la placa que mejor se adapte a las necesidades del proyecto. Todos los modelos de placas se pueden compilar en el IDE de Arduino sin tener que realizar ningún cambio.
- Además de placas Arduino, existen unos componentes llamados placas de expansión (shields) que se conectan a la placa principal para aumentar su funcionalidad. Entre los distintos tipos de placas de expansión podemos encontrar GPS, reloj en tiempo real, pantalla táctil LCD,...
- Gracias a la gran expansión de Arduino, podemos encontrar numerosas tiendas físicas y online para conseguir los distintos componentes para realizar el proyecto.
- Bajo coste.

Puerto Serie. El puerto serie es un monitor integrado en Arduino IDE que permite la comunicación con la placa Arduino, pudiendo enviar y recibir información. Para iniciar la comunicación, hay que utilizar una serie de comandos específicos del puerto serie. Se encuentra en 'Herramientas' >'Monitor Serie'.

Nuevas versiones del Arduino IDE incorporan una extensión de monitor serie llamada Serial Plotter. Permite visualizar en forma de gráfico los datos recibidos desde el Arduino por el puerto serie. Se encuentra en 'Herramientas' >'Serial Plotter'. Durante el desarrollo se utilizará tanto el Monitor Serie como el Serial Plotter.

3.1.2. CATIA

El grupo de trabajo en el que se lleva a cabo este proyecto realiza el diseño de la prótesis utilizando el programa CATIA. En este Trabajo Fin de Grado se utilizará ese diseño para simular los movimientos de la prótesis y así calcular cuánto tiene que girar el eje de los motores para realizar los movimientos deseados.

CATIA es programa de diseño de la empresa Dassault Systèmes, que permite llevar a cabo distintas etapas del desarrollo de productos 3D, como el diseño (CAD), la fabricación (CAM) o el análisis (CAE). Aunque el proyecto surgió en los años 70 con fines aeroespaciales, en la actualidad es ampliamente utilizado en otros ámbitos (automoción, arquitectura, construcción naval, etc.)

Ventajas:

- Permite trabajar con múltiples piezas, geometrías y materiales, proporcionando una visión muy similar al producto final.
- Tiene un gran número de módulos como, por ejemplo, diseño 3D, diseño mecánico, análisis de diseño integrado o análisis cinemático.
- Predice fallos en los diseños y ayuda a su corrección, lo que supone un ahorro de tiempo y dinero para los usuarios particulares y las empresas.

Desventajas:

- El programa sólo es compatible con los sistemas operativos Windows y Unix.
- Es de pago, pero cuenta con licencias gratuitas para estudiantes.
- Debido a la potencia del software, se precisa de un ordenador con altas prestaciones para su óptima utilización.

En este Trabajo Fin de Grado se han empleado dos de las herramientas que proporciona CATIA:

1. **Assembly constraints.** Esta utilidad forma parte del módulo Assembly Design. Permite restringir los ensamblajes del diseño de la prótesis. Esto es necesario a la hora de realizar la simulación para posicionar los componentes en relación con los demás elementos del conjunto. Una vez establecidas las restricciones se puede hacer un análisis de estas para verificar que no hay ninguna imposible.
2. **DMU Kinematics Simulator.** Este módulo permite definir mecanismos cinemáticos, simular los movimientos de los elementos que componen el mecanismo y detectar colisiones dinámicas.

3.2. Caso a estudiar

La prótesis se va a diseñar para una persona con amputación de antebrazo, teniendo en cuenta las medidas recogidas en la Figura 3.1 y en la Tabla 3.2:

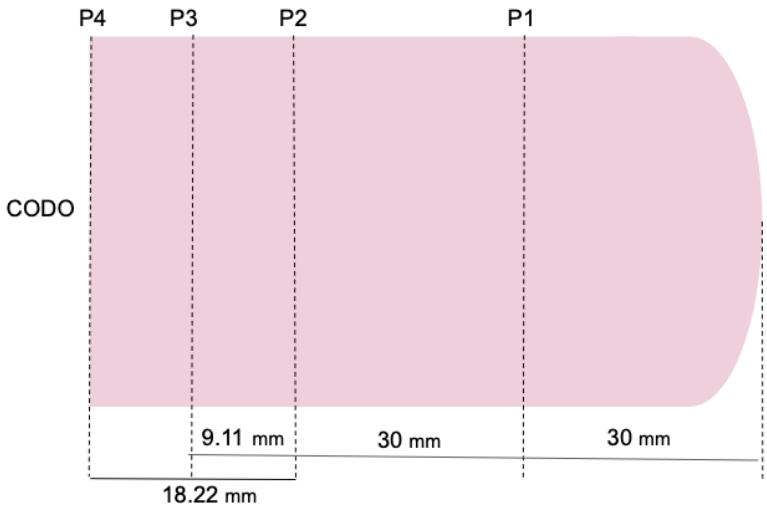


Figura 3.1: Esquema de las medidas del antebrazo de nuestro paciente. P1-P4 se corresponde con los puntos de referencia donde se tomaron las medidas.

	Lateral	Diámetro	Frontal
P1	76.8 mm	225 mm	58.1 mm
P2	88.5 mm	260 mm	68.2 mm
P3	-	270 mm	84 mm
P4	78 mm	270 mm	72.3 mm
Antebrazo	90 mm	250 mm	-

Tabla 3.1: Tabla de las medidas del antebrazo de nuestro paciente.

Estas medidas son un factor determinante a la hora de decidir la colocación de los sensores debido a que hay músculos que no se van a poder emplear para recoger la señal correctamente. También influyen en el tipo de sensor a utilizar, ya que su tamaño tiene que ajustarse a estas medidas. A continuación se analizarán estos aspectos.

3.3. Elección de los sensores

En primer lugar, se estudiaron distintos tipos de sensores EMG que hay en el mercado para seleccionar el que se adapta mejor las necesidades del proyecto.

Sensor MyO de Thalmic Labs. El brazalete Myo es un dispositivo que permite leer y recoger la actividad eléctrica de los músculos y el movimiento del brazo (ver Figura 3.2). Está formado por ocho sensores EMG de acero inoxidable con los que se pueden extraer datos de sEMG a una velocidad de muestreo de 200 Hz. Myo dispone de una entrada inalámbrica que envía los datos de estas señales mediante Bluetooth. Además, tiene una unidad de medición inercial compuesta de un giroscopio de tres ejes, un acelerómetro de tres ejes y un magnetómetro de tres ejes, que permite determinar la orientación y el movimiento del brazo. Tiene un diámetro variable entre 19 y 34 cm y su precio es de 127€[18].

Este brazalete permite detectar en tiempo real las principales señales EMG del brazo y se presenta como una buena solución de bajo costo para la aplicación protésica [19]. Sin embargo, existe una gran dificultad a la hora de tomar medidas fiables para la misma posición, ya que cada vez que se vuelve a colocar el dispositivo queda desplazado algunos milímetros. Esto puede dar problemas a la hora de utilizar este sensor en un dispositivo protésico.

Figura 3.2: Esquema del sensor Myo de Thalmic Labs. Fotografía tomada de [20].

MySignals HW (Placa eHealth para Arduino) de Libelium. MySignals es una plataforma de desarrollo de dispositivos médicos (ver Figura 3.3). Tiene 17 sensores disponibles que se pueden usar para monitorear más de 20 parámetros biométricos, entre ellos señales EMG. El sensor EMG de la placa eHealth mide la actividad eléctrica de un músculo, la filtra y la rectifica [21] [22].

Entre las características de este sensor se encuentra que dispone de una ganancia ajustable, un factor de forma pequeña y que está totalmente integrado. Puede ser usado para obtener una señal de control en dispositivos prostéticos. Sin embargo, su elevado precio (aprox. 1000€) y su tamaño (68.6 mm x 53.3 mm) lo hacen menos atractivo para el proyecto.

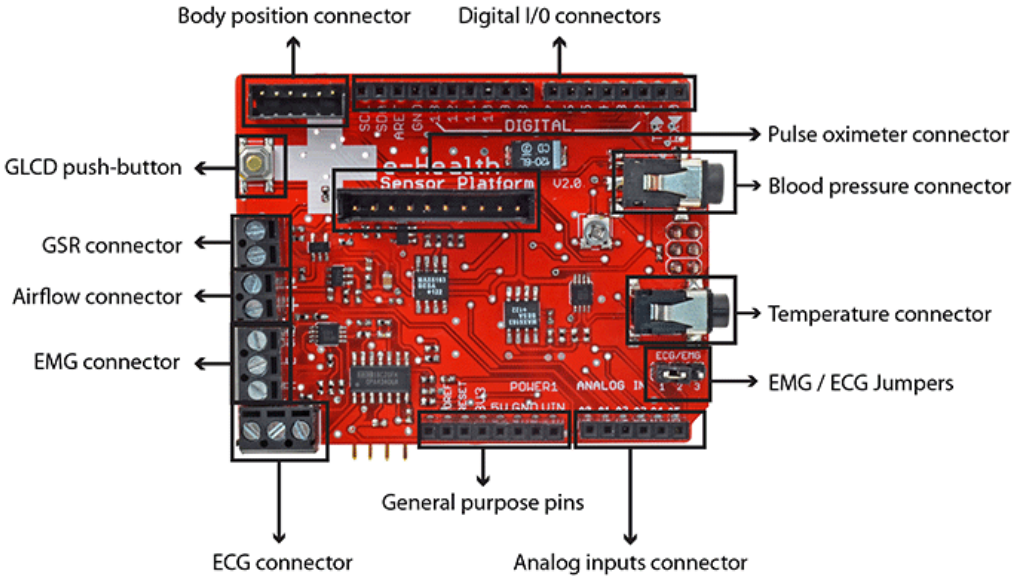


Figura 3.3: Placa eHealth de Libelium. Ilustración tomada de [23].

MyoWare Muscle Sensor de Sparkfun. La placa MyoWare es un sensor de electromiografía que dispone de electrodos integrados para poder colocarlo directamente sobre el músculo (ver Figura 3.4). Esta característica hace de este sensor un dispositivo portátil muy útil a la hora de controlar dispositivos protésicos y también permite la posibilidad de conectar un cable externo a la placa para otras aplicaciones [24].

El sensor tiene dos modos de salida: señal EMG sin procesar (*raw EMG*) o señal EMG procesada (EMG amplificada, rectificada e integrada). Está especialmente diseñado para utilizarse con microcontroladores. Dispone de ganancia ajustable, clavijas de alimentación protegidas contra polaridad y un voltaje de suministro único de + 3.1V a + 5V. Tiene unas dimensiones de 20,83 mm x 52,35 mm y su precio es de 32,12€.

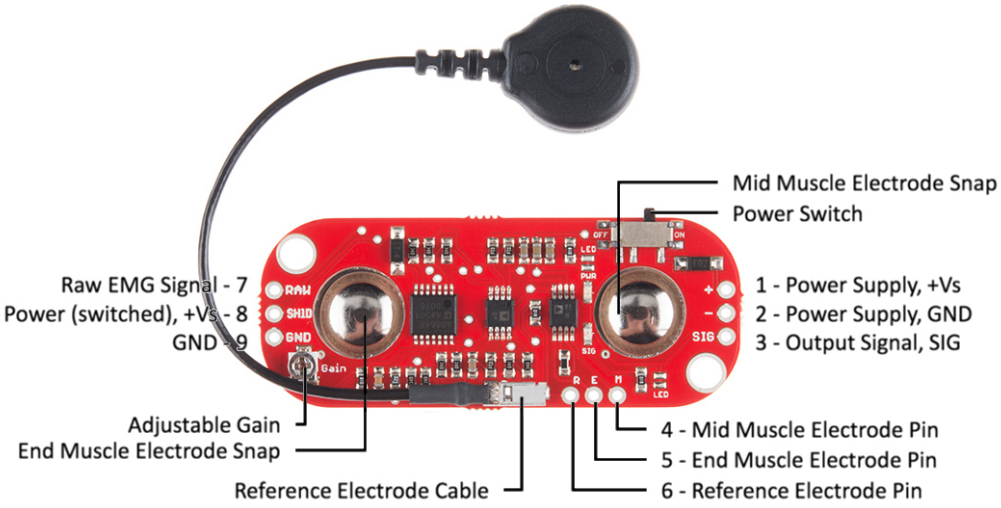


Figura 3.4: Sensor MyoWare de Sparkfun. Ilustración tomada de [25].

En la Tabla 3.2 se comparan el tamaño, precio, ventajas y desventajas de los tres sensores analizados. Teniendo en cuenta estos parámetros se llega a la conclusión de que la mejor opción para nuestra prótesis es el sensor MyoWare. Además, se ha descrito que las señales electromiográficas que se obtienen con este sensor son comparables con las que se pueden obtener con equipos comerciales [26].

	Sensor MyO	**MySignals HW**	**MyoWare**
Tamaño	19 - 34 cm de diámetro	68.6 x 53.3 mm	20,83 x 52,35 mm
Precio	127 €	1000 €	32,12 €
Ventajas aplicación protésica	8 sensores EMG Bluetooth	Señal EMG procesada	Dispositivo portátil Señal EMG procesada
Desventajas aplicación protésica	Desplazamiento de la posición tras cada medida	No portátil	

Tabla 3.2: Tabla de comparación de los distintos sensores.

3.4. Colocación de los sensores

La posición y la orientación de los electrodos del sensor Myoware son factores muy importantes a tener en cuenta para poder obtener una buena señal EMG. Los electrodos deben colocarse en el vientre del músculo, alineados con la orientación de las fibras musculares. Como se puede ver en la Figura 3.5, una colocación incorrecta reduce la amplitud y calidad de la señal registrada.

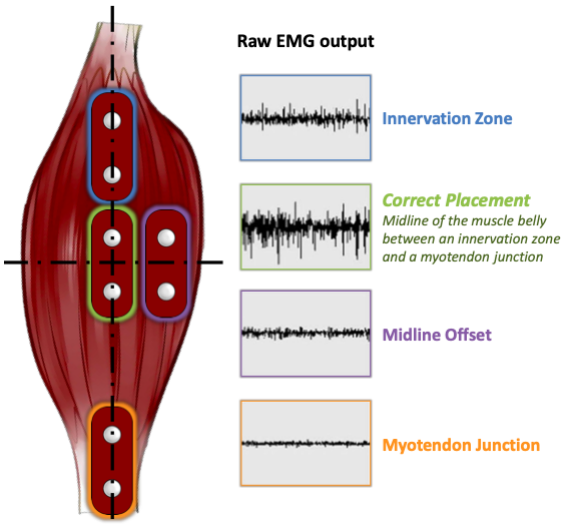
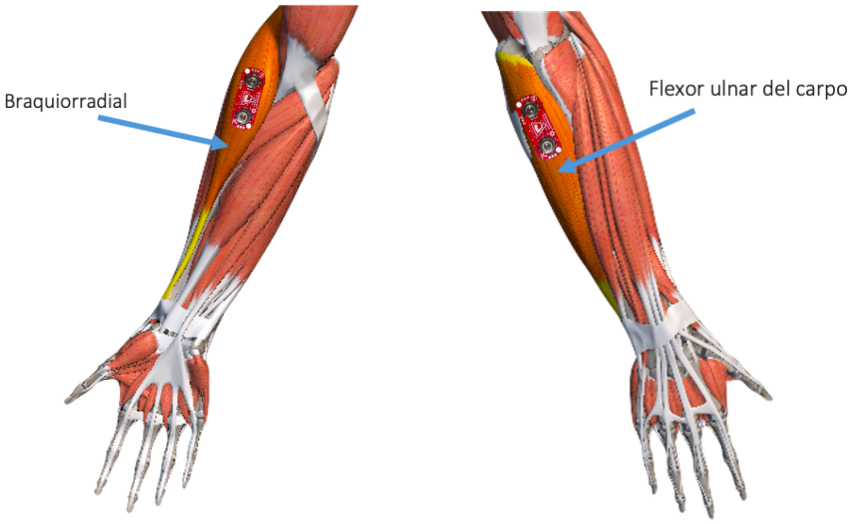


Figura 3.5: Influencia de la colocación del sensor en el músculo sobre la salida de la señal EMG. Ilustración tomada de [27].

En este Trabajo Fin de Grado, teniendo en cuenta las limitaciones que impone la amputación con la que se ha trabajado, se ha considerado que las dos mejores configuraciones para diseñar el sistema de control de la prótesis son las siguientes: un sensor colocado en el músculo braquiorradial (ver Figura 3.6a) y otro sensor colocado en el músculo flexor ulnar del carpo (ver Figura 3.6b).



(a) Vista anterior del antebrazo (b) Vista posterior del antebrazo

Figura 3.6: Configuración sensores MyoWare.

3.5. Adquisición de la señal EMG

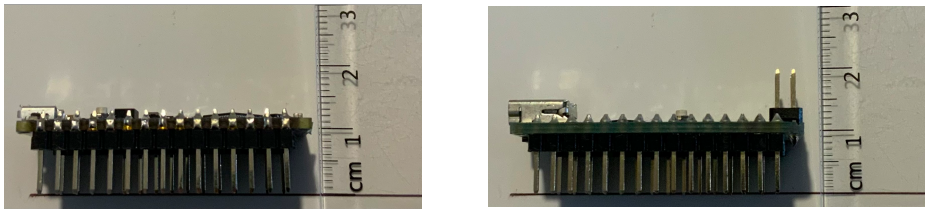
Esta sección detalla el tipo de componentes necesarios para registrar la señal EMG y su conexión, así como la colocación de los sensores en el antebrazo y el resultado tras la adquisición de la señal.

3.5.1. Componentes y Esquema del circuito

Para adquirir la señal EMG se han utilizado los siguientes componentes:

- 2 sensores Myoware
- 1 placa Arduino Nano Every
- 6 electrodos desechables de gel (3 por cada sensor)
- Una placa de pruebas (protoboard) y un cable USB A/microUSB

La placa Arduino Nano Every [28] es la placa más barata (9€) y más pequeña (45x18mm) de Arduino. Esta placa es una evolución del modelo Arduino Nano, con un procesador más potente (ATMega4809), un 50 % más de memoria de programación y un 200 % más de RAM. La placa viene sin componentes en una cara del PCB, lo que minimiza la altura (ver Figura 3.7) Los pines son equivalentes a los de la placa Nano original. Sin embargo, todos los pines digitales del modelo Nano Every son de interrupción, una mejora necesaria para este proyecto ya que necesitamos 4 y el modelo original sólo tiene 2. Como desventaja respecto al modelo Nano, Every tiene 5 pines PWM en vez de 6. Esto no afecta al proyecto ya que solo se necesitarán 4.



(a) Placa Arduino Nano Every (b) Placa Arduino Nano

Figura 3.7: Comparación de la altura de los dos modelos de placas Arduino Nano.

El esquema del circuito se muestra en la Figura 3.8:

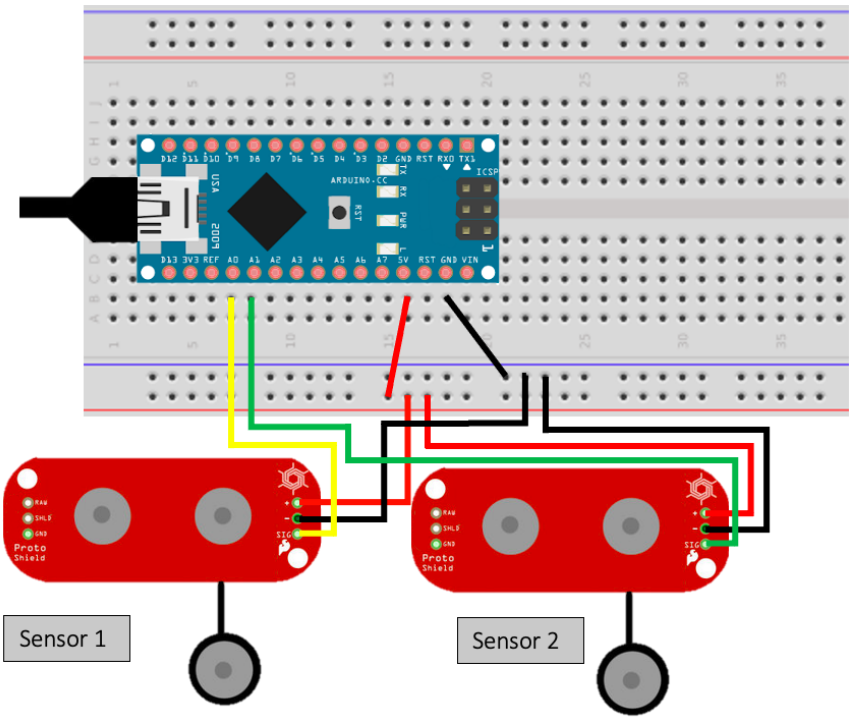


Figura 3.8: Esquema del circuito para adquirir la señal EMG.

En el sensor 1 se conectó + al pin 5V, - al pin GND y SIG al pin A0. En el sensor 2 se conectó + al pin 5V, - al pin GND y SIG al pin A1. Para estas pruebas iniciales se alimentan tanto la placa como los sensores mediante el puerto USB del ordenador, que proporciona 5V.

3.5.2. Colocación

Antes de colocar los sensores, hay que preparar la piel sobre la que se van a poner los electrodos. Para ello es importante exfoliar y limpiar con alcohol la piel, así se reducirá la impedancia de la señal. Después, se colocan los sensores atendiendo a las indicaciones descritas en la Sección 3.4.

Los sensores MyoWare se colocaron en dos configuraciones (ver Figura 3.9). En la configuración 1 (ver Figura 3.9a), el electrodo de referencia se colocó en la parte exterior del codo y los electrodos del sensor se colocaron en el músculo Braquiorradial. En la configuración 2 (ver Figura 3.9b), el electrodo de referencia se colocó en la parte interior del codo y los electrodos del sensor se colocaron en el músculo Flexor ulnar del carpo. La posición del electrodo de referencia es muy importante para poder proporcionar una señal clara y precisa.

(a) Braquiorradial (b) Flexor ulnar del carpo

Figura 3.9: Colocación sensores para la adquisición de la señal EMG.

3.5.3. Recogida de la señal

El sensor Myoware integra, rectifica y amplifica la señal EMG. Sin embargo, la salida de la señal que recogemos en el Arduino a través de estos sensores es una medida analógica (valores de 0 a 1023). Para poder visualizar mejor la señal, se define una variable (Ecuación 3.1), que convierte los valores analógicos a voltaje en un rango de 0 a 5V.

$$lecturaVoltaje = lecturaAnalogica \cdot \frac{5V}{1023} \tag{3.1}$$

Como resultado, a través del Serial Plotter de Arduino (ver Figura 3.10) se pueden visualizar las señales EMG resultantes de cada sensor en el rango de 0 a 5 V.

Figura 3.10: Visualización de las dos señales EMG en el Serial Plotter de Arduino.

3.6. Pruebas para la identificación de intención

Esta sección tiene como objetivo desarrollar un sistema que detecte que el usuario tiene la intención de realizar un movimiento. Para ello se utilizaron tres sujetos con las siguientes características: varón de 22 años (sujeto 1), mujer de 54 años (sujeto 2) y varón de 60 años (sujeto 3).

Lo primero que se realizó fue una toma de medidas para estudiar el comportamiento de los sensores. De las tres personas estudiadas, solo el sujeto 1 alcanzó el valor máximo (5V). Estos resultados hacen necesario una calibración previa antes de utilizar el sistema. Esta calibración consiste en que el sujeto realice varias veces, durante 15 segundos, los movimientos que activan los sensores con la máxima fuerza que pueda. Mientras dura esta calibración, se va actualizando una variable que almacena el valor máximo. Tras finalizar la calibración, los valores de esta variable se imprimen en el monitor serie (ver Figura 3.11).

```
Calibrando Sensores
Fin del calibrado
Valor máximo normalizado Sensor Braquiorradial:5.00
Valor máximo normalizado Sensor Flexor Ulnar:5.00
```

(a) Sujeto 1

```
Calibrando Sensores
Fin del calibrado
Valor máximo normalizado Sensor Braquiorradial:3.49
Valor máximo normalizado Sensor Flexor Ulnar:3.81
```

(b) Sujeto 2

```
Calibrando Sensores
Fin del calibrado
Valor máximo normalizado Sensor Braquiorradial:4.67
Valor máximo normalizado Sensor Flexor Ulnar:4.74
```

(c) Sujeto 3

Figura 3.11: Valores del valor máximo normalizado para cada sujeto.

La segunda parte de la prueba consistió en realizar cada uno de los movimientos que activan cada sensor 30 veces para comprobar cuantas veces alcanza cada sujeto su valor máximo normalizado. Los resultados de esta prueba (ver Figura 3.12) indican que existe disparidad entre los tres sujetos en el número de veces que alcanzan el valor máximo. Debido a que no siempre que se quiera activar la prótesis se consigue alcanzar el valor máximo, hay una necesidad de establecer un umbral que permita al sistema detectar la intención del usuario.

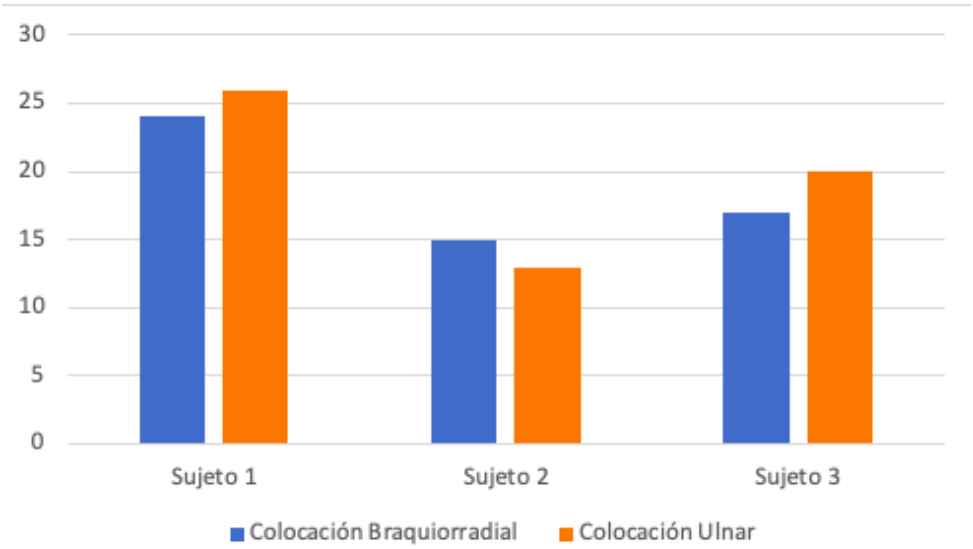


Figura 3.12: Número de veces que se alcanza el valor máximo normalizado para cada sujeto en 30 repeticiones, en los dos modos de colocación.

Se define una nueva variable (Ecuación 3.2) para poder saber cuál es el porcentaje de la lectura del sensor en voltaje, respecto al valor máximo. Esta variable se va a utilizar para establecer un umbral en función del porcentaje.

$$voltajeNormalizado = \frac{lecturaVoltaje}{valorMximoNormalizado} \cdot 100 \tag{3.2}$$

Una vez establecida la variable, se repite la última prueba. Tras comparar los resultados de los porcentajes obtenidos, el valor mínimo para una intención de movimiento es 72 %. En función de estos resultados se establece como umbral para la identificación de intención un 70 % respecto del valor máximo normalizado. En la Figura 3.13 tenemos 4 ejemplos de los datos que se han obtenido en el monitor serial de Arduino.

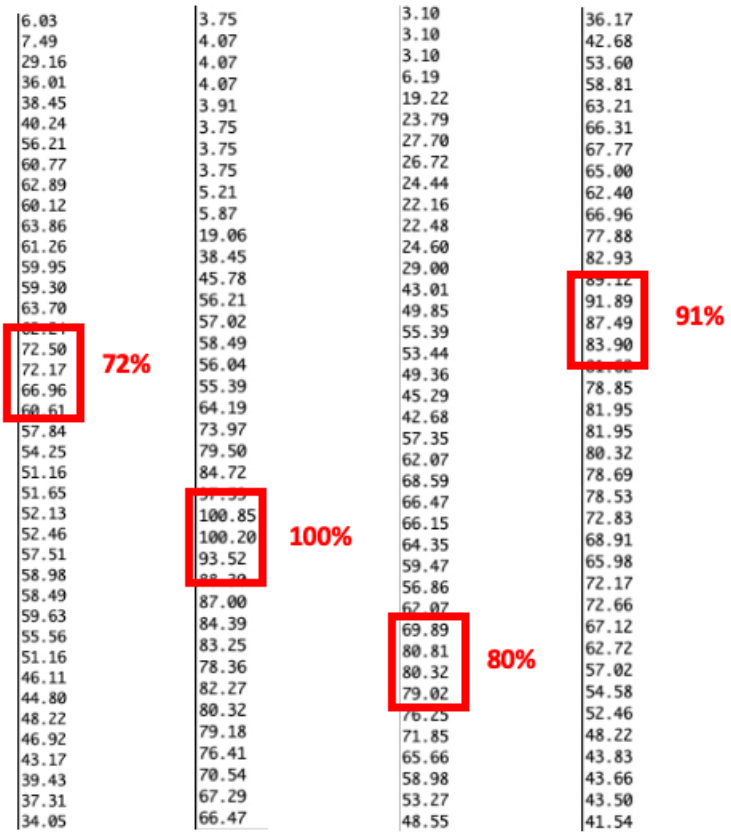


Figura 3.13: Cuatro ejemplos de los datos obtenidos en el monitor serial de la variable 'voltaje Normalizado' en los que los sujetos tienen intención de realizar un movimiento. Los valores máximos que se alcanzan de esta variable son, respectivamente, 72 %, 100 %, 80 % y 91 %.

3.7. Sistema de control de los motores

En esta sección se describen los competentes utilizados y el sistema diseñado para el control de las propiedades tanto del motor como del encoder.

3.7.1. Componentes y Esquema del circuito

Para diseñar el sistema de control de los motores se utilizaron los siguientes componentes:

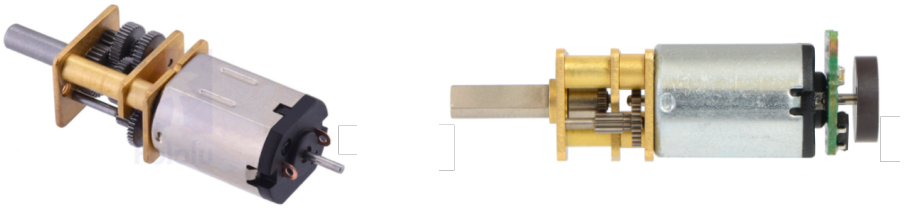
- 1 placa Arduino Nano Every
- 2 motores DC (Pololu 2373)
- 2 encoders magnéticos (Pololu 3081)
- Driver TB6612FNG (Sparkfun)
- 4 pilas de 1,5V
- Una placa de pruebas (protoboard) y un cable USB A/microUSB

El **motor** seleccionado (ver Figura 3.14a) es un motor DC de 6V de alta potencia del distribuidor Pololu [29]. Tiene una sección transversal de 10x12 mm y una longitud total de 40.2 mm, y pesa 10 gramos. Además, permite un control preciso a velocidades bajas, lo que lo convierte en una buena opción para nuestra prótesis.

Las caracteristicas principales del motor se muestran a en la Tabla 3.3:

Velocidad de rotación (sin carga)	Amperaje	Ratio de la reductora	Torque
31 rpm	1.5 A	1000:1	12 kg·cm

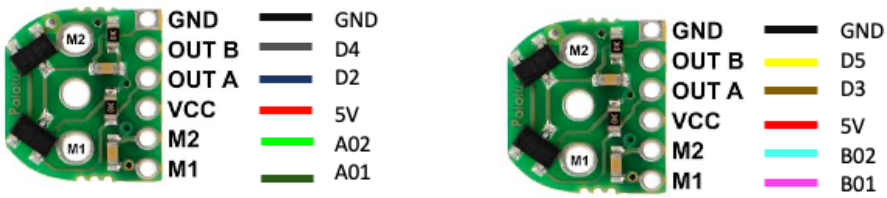
Tabla 3.3: Tabla de características del motor.



(a) Motor HP 1000:1 6V de Pololu (b) Conjunto Motor-Encoder

Figura 3.14: Motor y encoder elegidos. Fotografías tomadas de [30].

El modelo de **encoder** elegido también es del distribuidor Pololu [31]. Utiliza un disco magnético y sensores de efecto Hall que proporcionan 12 conteos por revolución del eje del motor. El conjunto motor-encoder (ver Figura 3.14b) no sobresale de los extremos del eje del motor extendido, y sólo se extiende 0.6 mm en uno de los lados. Para instalar el encoder en el motor hay que soldar la placa a la parte posterior del motor. Una vez que la placa está soldada, los cables del motor se conectan a los pines M1 y M2 y los sensores se alimentan a través de los pines VCC y GND (entre 2,7 y 18 V). Los dos pines restantes, OUTA y OUTB, corresponden a las salidas de los sensores. En la Figura 3.15 podemos ver la conexión que hemos hecho en el circuito para conectar el conjunto motor-encoder a la placa de Arduino:



(a) Encoder Motor A

(b) Encoder Motor B

Figura 3.15: Conexión de los pines de los encoders de cada motor.

Por último, se utilizó el **driver** TB6612FNG de Sparkfun [32]. Este driver nos permite controlar dos motores DC a una corriente constante de 1.2 A. Dispone de dos canales (A y B), permitiendo controlar los motores de forma independiente. En cada canal se puede controlar el sentido y la velocidad de giro, mediante una señal PWM de frecuencia máxima 100 kHz. El TB6612FNG está formado por dos puentes-H formados por transistores MOSFET, lo que permite que este driver tenga una mejor eficiencia y menores dimensiones (20.32x20,32 mm) que otros drivers del mercado con similares características. La tensión de alimentación lógica (VCC) puede estar en el rango de 2.7 a 5.5 V, nosotros lo conectamos a los 5V de la placa de Arduino. La alimentación del motor (VM) está limitada a una tensión máxima de 15 V, por lo que se emplearon 4 pilas de 1.5V para proporcionar los 6V requeridos por el motor. Todos los pines del driver van conectados a los pines del Arduino que se muestran en la Figura 3.16, salvo VM y GND que van conectados a las pilas.

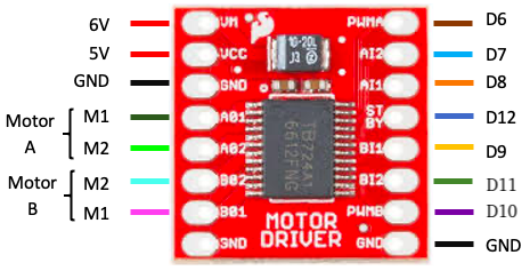


Figura 3.16: Conexión de los pines del driver TB6612FNG.

Se conectaron PWMA y PWMB a los pines D6 y D10 ya que en la placa Arduino Nano Every estas salidas digitales cuentan con Arduino PWM. Arduino PWM es una función que permite implementar la modulación de ancho de pulso en la placa.

El esquema completo del circuito se muestra en la Figura 3.17:

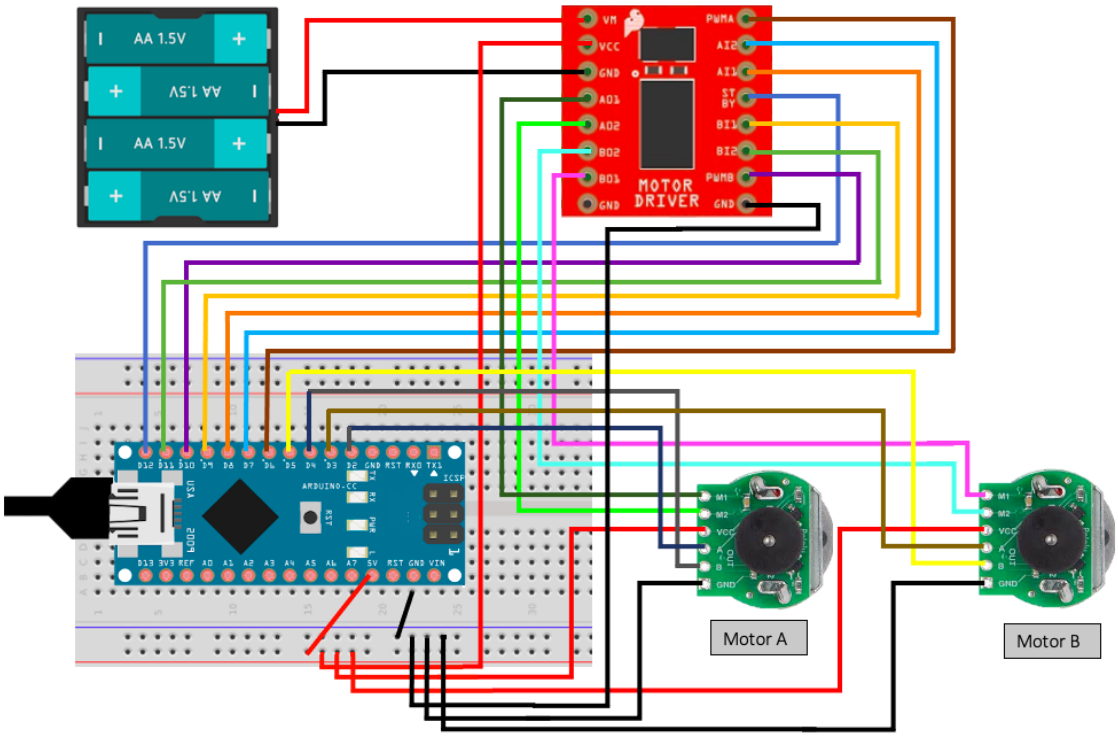


Figura 3.17: Esquema del circuito para controlar los motores A y B.

Para las pruebas de esta sección se utilizaron 4 pilas de 1.5V para alimentar los motores y el resto de los componentes se alimentan a través del Arduino con los 5V que proporciona el ordenador.

3.7.2. Prueba 1: control de propiedades del motor

En esta primera prueba se realizó lo siguiente:

- Variar la velocidad del motor.
- Cambiar el sentido de giro del motor.
- Cambiar la velocidad y el sentido de giro de ambos motores simultáneamente.

El driver permite utilizar dos señales de entrada (IN1 e IN2) para poder controlar el motor en cuatro modos de función distintos: CW (sentido de giro según las agujas del reloj), CCW (sentido de giro contrario a las agujas del reloj), short brake (freno corto) y parada. También incorpora un modo de espera (standby) que desactiva completamente el driver.

Para poder diseñar el código se debe tener en cuenta la tabla lógica del driver (Tabla 3.4).

IN1	IN2	PWM	STBY	Modo
H	H	H/L	H	Short brake
L	H	H	H	CCW
H	L	H	H	CW
L	H	L	H	Short brake
H	L	L	H	Short brake
L	L	H	H	Parada
H/L	H/L	H/L	L	Standby

Tabla 3.4: Tabla lógica del driver TB6612FNG.

Atendiendo a la Tabla 3.4, para que se mueva el motor lo primero es que el pin STBY esté en HIGH para desactivar el modo de espera. El pin PWM tiene un valor entre 0 y 254, siendo 0 velocidad nula y 254 velocidad máxima. Por último, variando el valor de los pines IN1 e IN2 se cambiará el sentido de giro, teniendo en cuenta que cuando uno esté en HIGH el otro tiene que estar en LOW.

En la implementación de estos pasos en el código de Arduino, se utilizaron las funciones digitalWrite() para los pines STBY, AIN1, AIN2, BIN1 y BIN2, y analogWrite() para los pines PWMA y PWMB.

3.7.3. Prueba 2: control integrado de las propiedades del motor y el encoder

En esta prueba se implementó un contador para poder saber cuanto está girando el motor. Este contador permite también identificar el sentido del giro.

Los encoders magnéticos utilizan sensores para identificar cambios en campos magnéticos generados por un disco magnético rotatorio. Tienen 3 componentes: un sensor, un disco magnético y un circuito electrónico. El disco magnético presenta varios polos a lo largo de su circunferencia. Mientras que el disco pasa por el sensor, los polos producen una respuesta en él que se transmite al circuito eléctrico, produciendo una señal digital como salida.

Para implementar el contador, se emplearon las interrupciones de Arduino. Se utilizó la función attachInterrupt() para asociar una función a un evento. Así, cuando ocurre el evento, el procesador detiene lo que estaba haciendo y ejecuta la función asociada. Los pines que se pueden utilizar para las interrupciones dependen del modelo de Arduino. En la placa Arduino Nano Every todos los pines digitales pueden generar interrupciones. Como cada encoder tiene dos salidas, para el proyecto se han utilizado 4 pines (D2, D3, D4 y D5).

Se ha establecido como evento CHANGE, que quiere decir cambio de estado del pin. La función asociada al evento aumenta o disminuye el valor de una variable que llamamos contador. Por ejemplo, podría ocurrir que salte la interrupción porque detecta un cambio en la salida A de 0 a 1. En este caso, si el valor de la salida B es 1, indica que el motor se está moviendo a la derecha y aumenta en uno el valor del contador. Por el contrario, si el valor de la salida B es 0, el motor se está moviendo a la izquierda y disminuye en uno el valor del contador.

En la Tabla 3.5 se muestra todos los posibles casos en los que salta una interrupción y su relación con el sentido de giro del motor. Las cuatro primeras filas se corresponden a interrupciones en el pin A y las cuatro últimas filas a interrupciones en el pin B.

A	B	Sentido de giro del motor
0 ->1	1	Derecha
0 ->1	0	Izquierda
1 ->0	1	Izquierda
1 ->0	0	Derecha
1	0 ->1	Izquierda
0	0 ->1	Derecha
1	1 ->0	Derecha
0	1 ->0	Izquierda

Tabla 3.5: Posibles combinaciones de los estados de los pines A y B cuando salta una interrupción, y correlación con el sentido de giro del motor.

Para visualizar el contador a través del Serial de Arduino, se utilizó la función TimerOne(). Esta función está configurada para medir repetitivamente un periodo de tiempo (en nuestro caso, 10 milisegundos) Al terminar el periodo se ejecuta una función que nos devuelve el valor del contador.

En la Figura 3.18 se puede ver en el cómo aumenta el contador mientras el motor gira hacia la derecha. Pasados 3 segundos, el motor empieza a girar hacia la izquierda y el contador decrece.

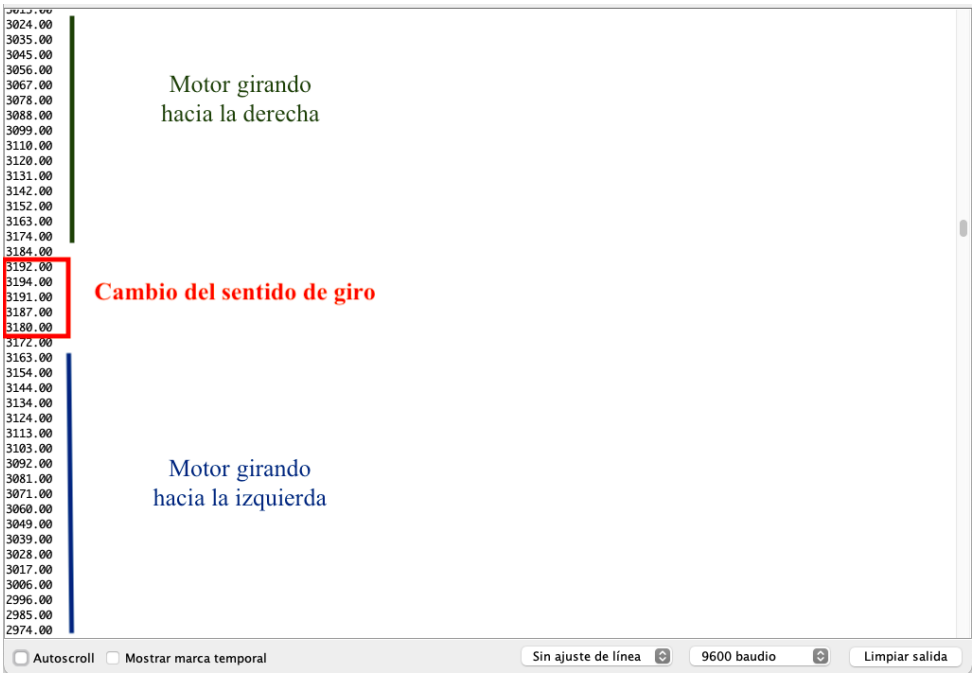


Figura 3.18: Valor del contador al producirse un cambio de sentido de giro.

3.8. Integración de las señales EMG en el sistema de control de los motores

3.8.1. Componentes y esquema del circuito

En esta sección se utilizaron los mismos componentes que en la Sección 3.7, añadiendo los dos sensores MyoWare y los electrodos.

El esquema del circuito es el siguiente (ver Figura 3.19):

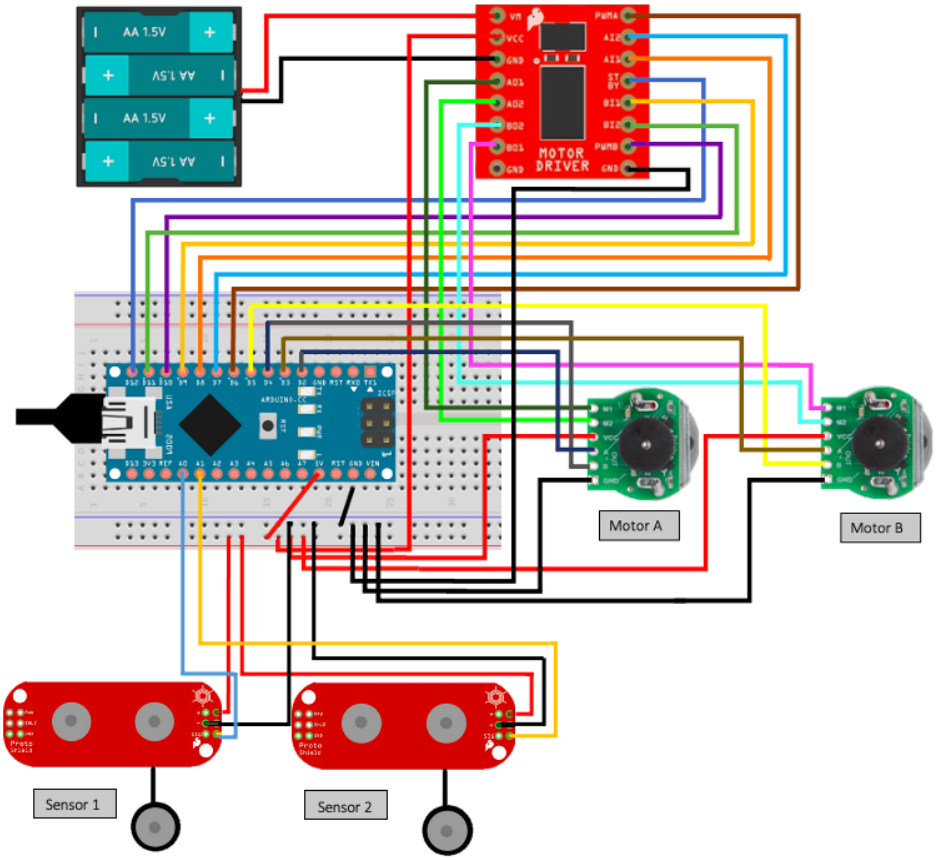


Figura 3.19: Esquema del circuito para controlar los motores A y B mediante las señales EMG

3.8.2. Sistema de control

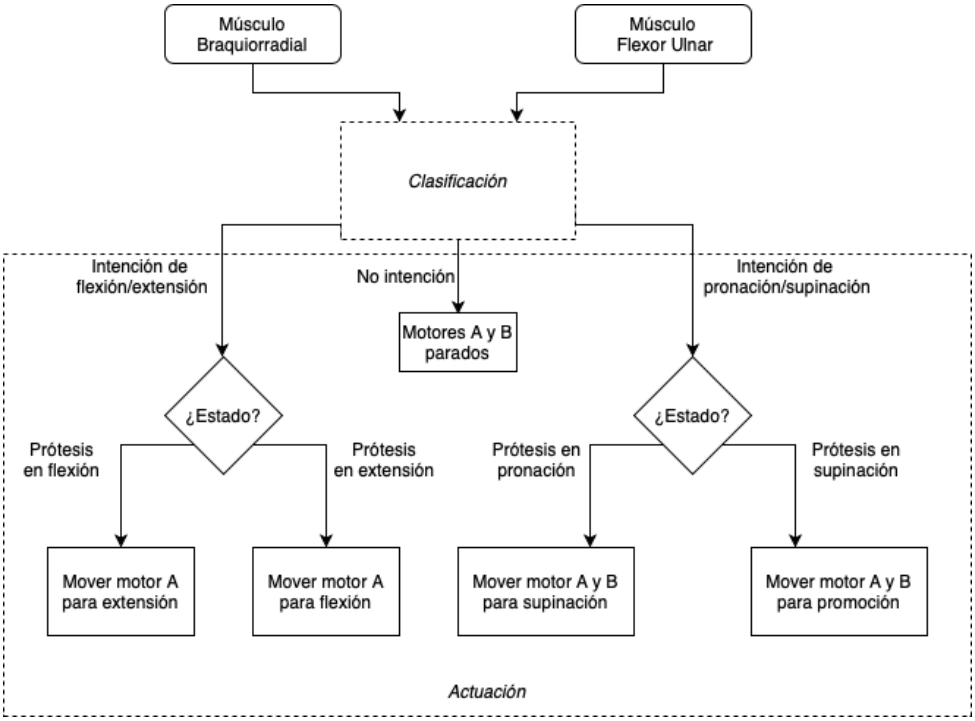


Figura 3.20: Diagrama de Estados del Sistema de Identificación de Intención.

El sistema de control se encarga de detectar las intenciones del usuario para después controlar los motores de la prótesis. La estrategia de control propuesta se divide en dos partes: clasificación y actuación (ver Figura 3.20). Para poder realizar la clasificación previamente se hace una calibración de los sensores y se establece un umbral como se explicó en la Sección 3.6. Esta primera parte se basa en las medidas de los dos sensores EMG colocados en los músculos del antebrazo. Continuamente se está evaluando cada entrada que se recibe de estos sensores y se va clasificando como intención de movimiento. Después, la segunda parte traduce el resultado de la clasificación en un comando de actuación, intentando seguir las intenciones del usuario.

Clasificación

- Si la salida del sensor del músculo Braquirradial o sensor del músculo Flexor Ulnar no supera el umbral, se clasifica como “No intención”.

- Si la salida del músculo Braquirradial supera el umbral, se clasifica como “Intención de movimiento de flexion/extensión”.

- Si la salida del músculo Flexor Ulnar supera el umbral, se clasifica como “Intención de movimiento de pronación/supinación”.

Actuación

- Si la clasificación ha sido "No intención", el sistema no hace nada y los motores A y B están parados.
- Si la clasificación ha sido "Intención de movimiento de flexión/extensión" el sistema se pregunta en que estado está la prótesis. Este estado está almacenado en una variable de tipo booleano.
    - Si la respuesta es flexión, se interpreta que el usuario quiere revertir su estado y el motor A se mueve para poder alcanzar la extensión.
    - Si por el contrario la respuesta es extensión, el motor A se mueve en sentido contrario al anterior para poder alcanzar la flexión.
    - Tras terminar el movimiento del motor A, se actualiza el valor de la variable.
- Si la clasificación ha sido "Intención de movimiento de pronación/supinación". El procedimiento es similar al caso anterior, pero en este caso se mueven los dos motores.
    - Si el estado de la prótesis es pronación, tanto el motor A como el B se mueven para alcanzar la supinación.
    - Si el estado es supinación, los motores A y B se mueven en sentido contrario al anterior para alcanzar la pronación.
    - Tras terminar el movimiento de los motores A y B, se actualiza el valor de la variable.

En esta sección aún no se ha realizado la simulación y solo se ha probado el sistema de control cambiando la velocidad y el sentido de giro de los motores.

3.9. Simulación de la integración del sistema en la prótesis

La intención inicial de este Trabajo Fin de Grado era integrar el sistema diseñado en la prótesis física. Sin embargo, dicha prótesis, cuyo diseño es competencia de otro miembro del proyecto, en estos momentos no está finalizado para su posible impresión en 3D. Debido a ello, se optó por simular el movimiento de la prótesis con el diseño disponible. Esta simulación permitió obtener los valores de giro que tienen que hacer los motores del sistema de control para poder realizar los movimientos deseados: flexión/extensión y pronación/supinación. El diseño de la prótesis proporcionado por el equipo de Autofabricantes se puede ver en la Figura 3.21.

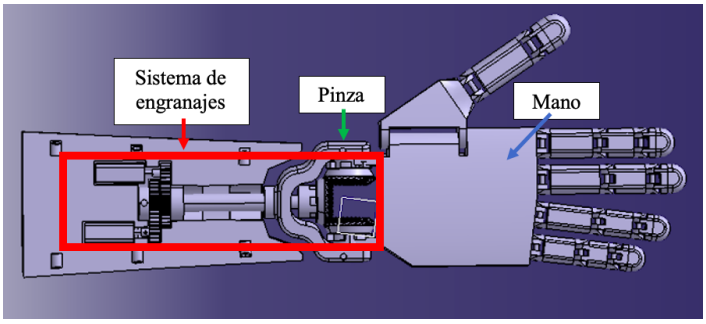
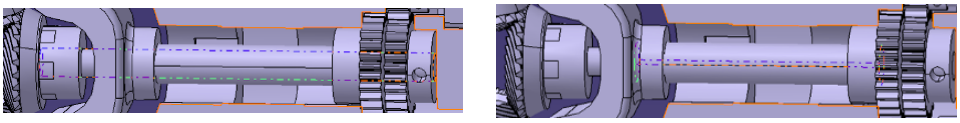


Figura 3.21: Diseño de la prótesis.

El giro del eje externo (ver Figura 3.22a) mueve la pinza, activando el movimiento de pronación/supinación. El giro del eje interno (ver Figura 3.22b) mueve el conjunto de engranajes cónicos para la flexión/extensión. Estos ejes giran independientemente.



(a) Eje externo (b) Eje interno

Figura 3.22: Eje externo (a) y eje interno (b) de la prótesis.

El sistema de engranajes de la prótesis (ver Figura 3.23) está formado por el conjunto 1, el conjunto 2 y el conjunto de engranajes cónicos:

- **Conjunto 1:** El motor 1 está conectado al engranaje pequeño 1 y el engranaje grande 1 está conectado al eje externo.
- **Conjunto 2:** El motor 2 está conectado al engranaje pequeño 2 y el engranaje grande 2 está conectado al eje interno.
- **Engranjes cónicos:** El engranaje base está conectado al eje interno y los engranajes baje están conectados a la pinza.

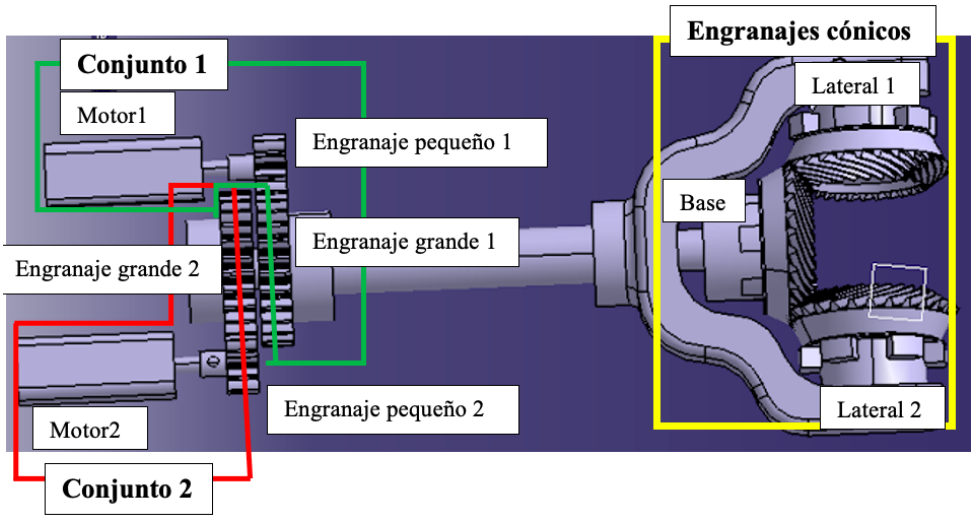


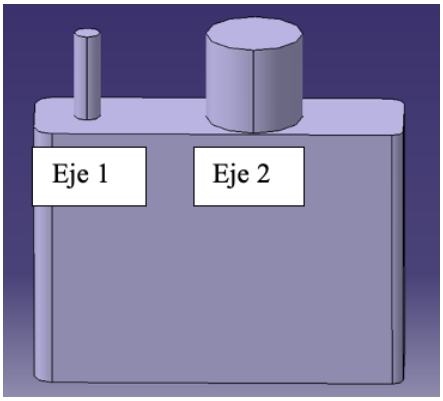
Figura 3.23: Sistema de engranajes de la prótesis.

3.9.1. Simulación de la flexión/extensión

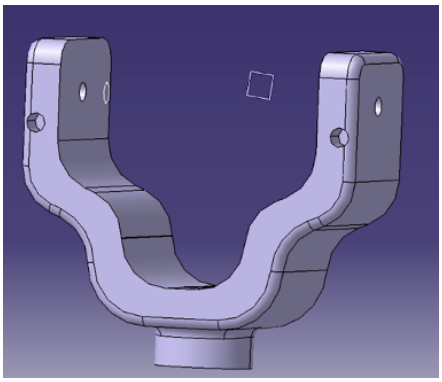
Para realizar la simulación del movimiento de flexión/extensión de la mano, se trabajó con las siguientes piezas: conjunto 2 de engranajes, conjunto de engranajes cónicos, eje interno, pinza y mano.

Paso 1: Modificar el motor 2 y la pinza. En primer lugar, se modificó el diseño del motor 2, añadiendo un eje para el engranaje 2 grande. También hubo que crear dos agujeros en la pinza que coincidieran con el eje de los engranajes cónicos laterales. Esto se debe a que el módulo kinematics exige que los dos engranajes tengan el eje de rotación en la misma pieza para poder simular su movimiento.

Accediendo al módulo *Mechanical Design* >*Part Design* se modificaron los diseños. El resultado se puede ver en la Figura 3.24.



(a) Motor 2



(b) Pinza

Figura 3.24: Piezas modificadas para realizar la simulación de la flexión/extensión.

Paso 2: Ensamblar el conjunto y añadir las restricciones. Dentro del módulo *Mechanical Design >Assembly Design* se creó un nuevo *Product* dónde se incluyeron todas las piezas. Para colocar las piezas en su lugar correspondiente, se utilizaron las siguientes restricciones:

- *Coincidence* entre el eje 1 del motor 2 y el eje del engranaje pequeño 2.
- *Offset* de 5mm entre el motor 2 y el engranaje pequeño 2.
- *Coincidence* entre el eje 2 del motor 2 y el eje del engranaje grande 2.
- *Offset* de 3,5 mm entre el motor 2 y el engranaje grande 2, para alinear los engranajes.
- *Coincidence* entre el eje del engranaje grande 2 y el eje interno.
- *Offset* de -6.5 mm entre el engranaje grande 2 y el eje interno (para juntar la base del eje interno con el eje 2 del motor).
- *Coincidence* entre el eje interno y el eje del engranaje cónico base.
- *Offset* de 0 mm entre el eje interno y el engranaje cónico base.
- *Coincidence* entre el eje del engranaje cónico base y el eje central de la pinza.
- *Coincidence* entre el eje lateral de la pinza y el eje del engranaje cónico lateral 1.
- *Angle constraint (Perpendicularity)* entre el eje del engranaje cónico lateral 1 y el engranaje cónico base.
- *Offset* de 6mm entre la pinza y el engranaje cónico lateral 1 (para que encaje con el engranaje cónico base)
- *Coincidence* entre el eje lateral de la pinza y el eje lateral de la mano.
- *Offset* de 0 mm entre el lateral de la pinza y el lateral de la mano para que encajen.

Las restricciones de tipo *Coincidence* sirven para alinear elementos. En este caso han sido utilizadas para que los elementos sean coaxiales. Las restricciones de tipo *Offset* permiten establecer un desfase entre las caras de dos componentes, especificando cómo deben orientarse las caras entre sí. Por ultimo, las restricciones de tipo *Perpendicularity* colocan las caras o ejes de las piezas formando un ángulo de 90 grados.

El análisis de las restricciones (ver Figura 3.25) nos indica que están bien hechas y no hay ningún error.

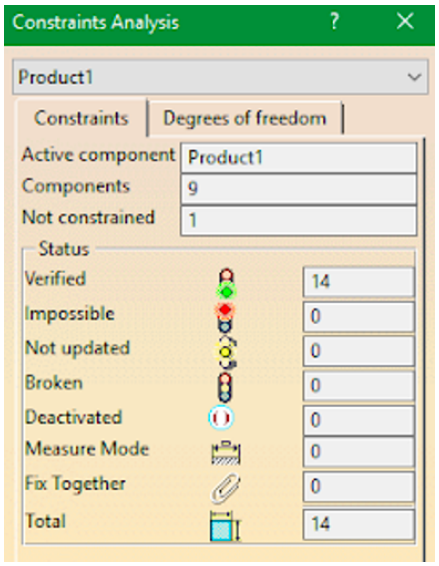


Figura 3.25: Análisis de las restricciones de la simulación de la flexión/extensión.

Después de definir las restricciones, se utilizó la herramienta Manipulation para ajustar los dientes de los engranajes. Para simplificar el mecanismo, no se utiliza el engranaje lateral 2, pero esto no afecta a la hora de hacer la simulación. El resultado de este apartado se puede ver en la Figura 3.26:

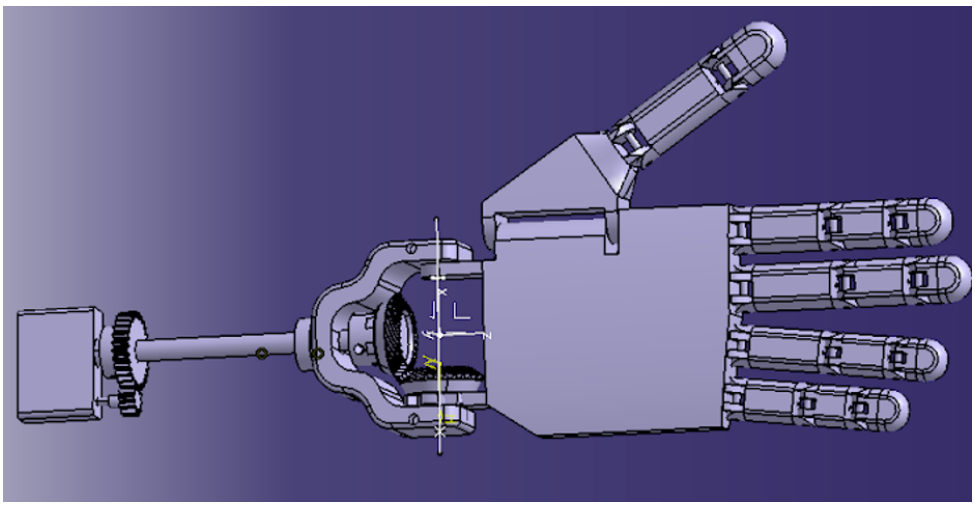


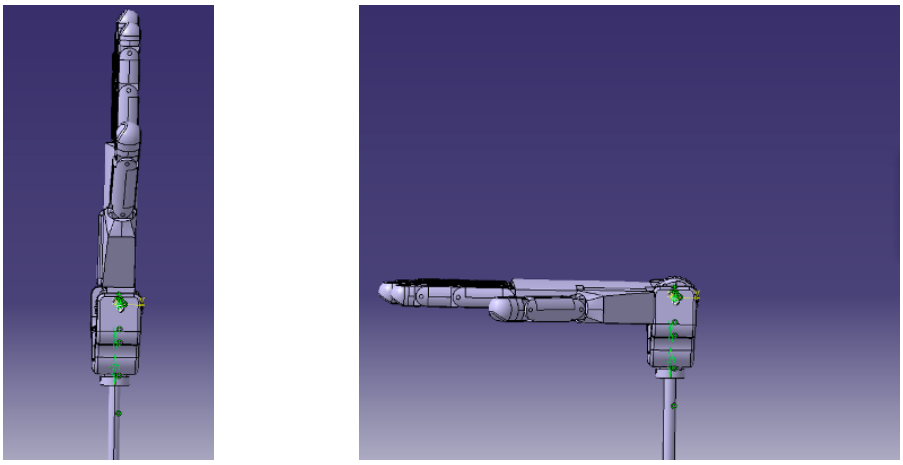
Figura 3.26: Diseño de la prótesis para la simulación de la flexión/extensión.

Paso 3: Definir el mecanismo de la simulación. Dentro del módulo *Digital Mockup* >*DMU kinematics* se carga el *Product* definido en el paso 2 y se crean las siguientes uniones del mecanismo:

- El primer paso es definir el motor 2 como *Fixed part* (pieza fija).
- *Gear Joint* entre el engranaje pequeño 2 y el engranaje grande 2. El engranaje pequeño 2 será el que controle todo el mecanismo.
- *Rigid Joint* entre el engranaje grande 2 y el eje interno, para que se mueva el eje interno en función de la rotación del engranaje.
- *Revolut Joint* en el eje interno.
- *Rigid Joint* entre el eje interno y el engranaje cónico base, para que la rotación del eje mueva el engranaje.
- *Gear Joint* entre el engranaje cónico base y el engranaje cónico lateral 1.
- *Rigid Joint* entre el engranaje cónico lateral 1 y la mano, para que la rotación del engranaje lateral produzca la flexión o extensión de la mano.

La uniones de tipo *Gear Joint* permiten simular el movimiento entre dos engranajes. Para ello, los engranajes tienen que estar unidos por la misma pieza de soporte. Las uniones de tipo *Rigid Joint* unen dos piezas, de tal manera que cuando se mueva una de ellas, la otra se moverá también, como si fueran la misma. Las uniones de tipo *Revolut Joint* permiten a una pieza girar en torno a un eje.

El resultado tras la simulación es que la prótesis pasa de la posición de extensión (ver Figura 3.27a) a la posición de flexión (ver Figura 3.27b) tras un giro de 90 grados del engranaje pequeño 2. Este engranaje estará controlado por el eje extendido del motor, con lo que para poder realizar este movimiento el motor tiene que girar un cuarto de vuelta.



(a) Prótesis en extensión (b) Prótesis en flexión

Figura 3.27: Resultado de la simulación de la flexión/extensión.

3.9.2. Simulación de la pronación/supinación

Para realizar la simulación del movimiento de pronación/supinación se trabajó con las siguientes piezas: conjunto 1 de engranajes, eje externo, pinza y mano. El conjunto de engranajes cónicos no participa en este mecanismo, pero se incluye por motivos visuales.

Paso 1: Modificar el motor 1. Como en el caso de la simulación de la flexión/extensión, se tuvo que modificar el motor para que incluya el eje del engranaje grande 1 (ver Figura 3.28).

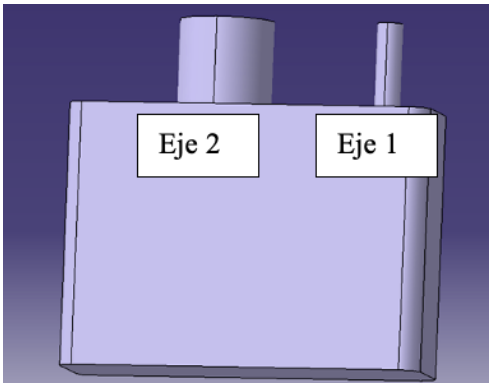


Figura 3.28: Motor 1 modificado para la simulación de la pronación/supinación.

Paso 2: Ensamblar el conjunto y añadir las restricciones. Se utilizaron las siguientes restricciones:

- *Coincidence* entre el eje 1 del motor 1 y el eje del engranaje pequeño 1.
- *Offset* de 5 mm entre el motor 1 y el engranaje pequeño 1.
- *Coincidence* entre el eje 2 del motor 1 y el eje del engranaje grande 1.
- *Offset* de 2 mm entre el motor 1 y el engranaje grande 1, para que se alineen los engranajes.
- *Coincidence* entre el eje del engranaje grande 1 y el eje exterior.
- *Offset* de 0 mm entre el eje 2 del motor 1 y el eje exterior.
- *Coincidence* entre el eje exterior y el eje central de la pinza.
- *Offset* de 0mm entre el eje exterior y la pinza.
- *Offset* de 0mm entre la pinza y la mano.
- *Coincidence* entre el eje exterior y el conjunto de engranajes cónicos.

El análisis de las restricciones (ver Figura 3.29) nos indica que están bien hechas y no hay ningún error.

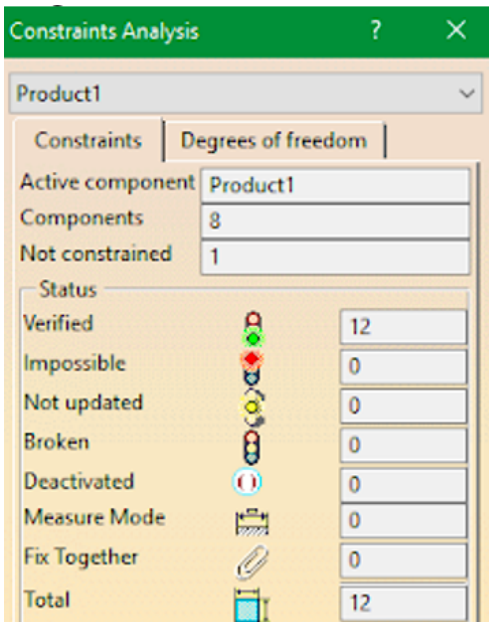


Figura 3.29: Análisis de las restricciones de la simulación de la pronación/supinación.

Tras ajustar los dientes de los engranajes, el resultado de este apartado se puede ver en la Figura 3.30:

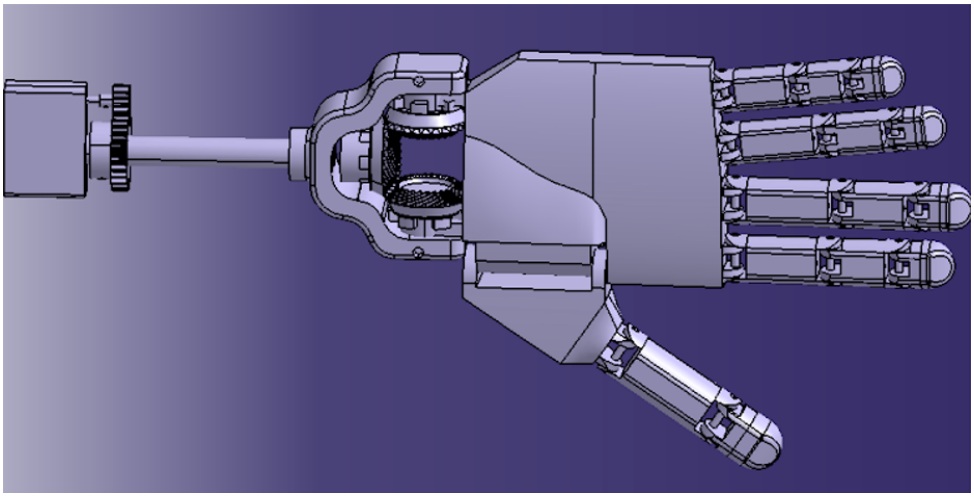
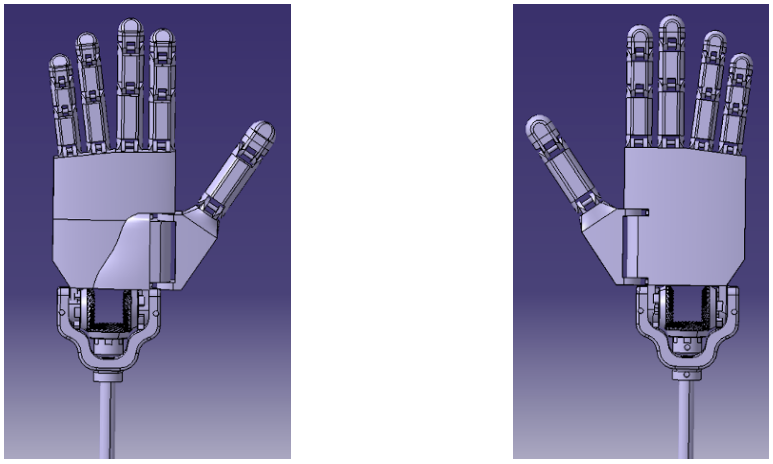


Figura 3.30: Diseño de la prótesis para la simulación de la pronación/supinación.

Paso 3: definir el mecanismo de la simulación. Se crean las siguientes uniones del mecanismo:

- Se define el motor 1 como *Fixed part* (pieza fija).
- *Gear Joint* entre el engranaje pequeño 1 y el engranaje grande 1. El engranaje pequeño 1 controla el movimiento de todo el mecanismo.
- *Rigid Joint* entre el engranaje grande 1 y el eje interno, para que se mueva el eje externo en función de la rotación del engranaje.
- *Revolute Joint* en el eje externo.
- *Rigid Joint* entre el eje externo y la pinza, para que se mueva la pinza al rotar el eje externo.
- *Rigid Joint* entre la pinza y la mano, y entre la pinza y el conjunto de cónicos. Así, al girar el eje externo, rota la pinza y con ella la mano.

El resultado tras la simulación es que la prótesis pasa de la posición de supinación (ver Figura 3.31a) a la posición de pronación (ver Figura 3.31b) tras un giro de 505 grados del engranaje pequeño 1. Este engranaje estará controlado por el eje extendido del motor, por lo que, para poder realizar este movimiento, el motor tiene que girar 505 grados.



(a) Prótesis en supinación (b) Prótesis en pronación

Figura 3.31: Resultado de la simulación de la pronación/supinación.

En esta simulación no se incluye el movimiento del conjunto 2 de engranajes porque no se puede simular conjuntamente debido al diseño que se ha hecho de la prótesis. A pesar de ello, esto no afecta a la hora de los resultados ya que lo que tendría que girar el motor 2 es lo mismo que lo que gira el motor 1 en esta simulación. El movimiento del motor 2 sólo se utilizará para atenuar las fuerzas que aparecen y dar más resistencia a la pieza, pero no ayuda a realizar los movimientos de rotación. Se puede encontrar un video de estas simulaciones en el siguiente enlace: `https://youtu.be/Hh__7UA8Elw`.

Capítulo 4

Conclusiones

4.1. Conclusiones

Las principales conclusiones que se obtienen del desarrollo de cada uno de los objetivos de este Trabajo Fin de Grado son las siguientes:

Objetivo 1. Diseño e integración del hardware para captar simultáneamente dos señales EMG del antebrazo.

- En el caso de estudio propuesto para este trabajo, tras hacer un análisis del sistema muscular, se encontraron dos músculos superficiales en el antebrazo adecuados (músculo braquiorradial y músculo flexor ulnar) para recoger la señal sEMG.

- La integración de los componentes elegidos en el diseño del circuito electrónico ha sido efectiva para poder recoger las señales.

- Utilizando los dos sensores MyoWare dentro del circuito diseñado, se puede recoger simultáneamente las dos señales. Sin embargo, dependiendo de cada individuo, la respuesta que proporcionan los sensores varía. Por consiguiente, este es un factor a tener en cuenta a la hora de implementar el diseño. Debido a las restricciones sanitarias, no se pudo trabajar con el sujeto objetivo del trabajo, por lo que se utilizó un sistema de calibrado previo a la toma de medidas como solución alternativa.

Objetivo 2. Diseño e integración del hardware para el uso de motores.

- La elección de la placa de Arduino resultó ser un factor determinante para la posterior integración del hardware con el software. Esto se debe a que para poder detectar el sentido de giro de los dos motores, necesitamos una placa con al menos 4 pines de interrupción. Si la placa no tuviese estas características, sería necesario una placa por cada motor, lo que aumentaría el volumen de los componentes del proyecto. Esto dificultaría la integración en la prótesis ya que se dispone de un espacio limitado.

- Se ha desarrollado un circuito que ha conseguido el objetivo final de controlar los motores. Gracias a la utilización de un driver con dos canales y un encoder en cuadratura, se ha podido diseñar un sistema de control independiente del sentido y el giro de cada uno de los motores.

Objetivo 3. Desarrollo del software para controlar los motores con las señales EMG para reproducir los movimientos deseados.

- Se consiguió una correcta integración del hardware junto con el software.
- Se desarrolló un sistema de detección de intención para identificar si el usuario quiere realizar un movimiento, y qué tipo de movimiento es. El sistema diseñado permite reproducir dos movimientos de la prótesis: flexión/extensión y pronación/supinación de la mano. Estos movimientos se podrían modificar si se cambiara el diseño de la prótesis.

Objetivo 4. Ajuste del sistema en la prótesis.

- Ante la imposibilidad de disponer de la prótesis física, se realizó una simulación con el diseño de la prótesis disponible en ese momento. Esta simulación permitió calcular cuánto tendrían que girar los motores para poder llevar a cabo cada uno de los movimientos.

4.2. Líneas futuras

En el momento que se termine el diseño de la prótesis se debería realizar de nuevo la simulación, con el objetivo de validar los cálculos realizados. Si es necesario, se ajustará el software a estos nuevos valores. Posteriormente se integrarán los motores dentro de la prótesis. Por último, habría que realizar pruebas con el sujeto objeto de este trabajo.

Una vez que se hayan ajustado los resultados del sistema diseñado en este Trabajo Fin de Grado, estas aproximaciones se pueden transferir a otros diseños de prótesis. También se podría incluir más motores para que la prótesis pudiera realizar más movimientos y así aumentar su funcionalidad.

References

[1] R.P.Montalvo Tinoco et al. Impacto del nivel socioeconómico en las amputaciones mayores de miembros inferiores. *Angiología*, 69(6):337–341, 2017.

[2] T.Shakespeare y A.Officer. *Work Report on Disability*. Disability and Rehabilitation, 2011.

[3] J.Vandersea. Arm & hand prosthetics. `https://mcopro.com/blog/resources/arm-hand-prosthetics/`.

[4] J.W.Sensinger et al. *Encyclopedia of Biomedical Engineering*, volume 2. Elsevier, 2019.

[5] `https://autofabricantes.org`.

[6] B.Maat et al. Passive prosthetic hands and tools: A literature review. *Prosthet Orthot Int.*, 42(1):66–74, 2018.

[7] Mediprax. Tipos de protesis para miembro superior. `https://aparatosortopedicos.com/tipos-de-protesis-para-miembro-superior/`.

[8] S.Carey et al. Differences in myoelectric and body-powered upper-limb prostheses: Systematic literature review. *JRRD*, 52(3):247–262, 2015.

[9] `https://www.ottobock.es`.

[10] Ottoblock. Myo plus pattern recognition. `https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/myo-plus/myo-plus.html`.

[11] Open Bionics. Heroarm. `https://openbionics.com/hero-arm/`.

[12] `https://openbionics.com`.

[13] Ottoblock. Michelangelo prosthetic hand. `https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/michelangelo-prosthetic-hand/`.

[14] E.Criswell. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. Jones and Barlett Publishers, 2 edition, 2011.

[15] D.A.Morton et al. *The big picture: Gross Anatomy*. Mc Graw Hill Education, 2 edition, 2019.

[16] B.Hirt et al. *Hand and Wrist Anatomy and Biomechanics: A Comprehensive Guide*. Thieme, 3 edition, 2017.

[17] `https://es.wikipedia.org/wiki/Pronación`.

[18] `https://www.robotshop.com/es/es/brazalete-control-por-gestos-myo-negro.html/`.

[19] P. Visconti et al. Technical features and functionalities of myo armband: An overview on related literature and advanced applications of myoelectric armbands mainly focused on arm prostheses. *International Journal on Smart Sensing and Intelligent Systems*, 2018.

[20] F.Hassan et al. Teleoperated robotic arm movement using electromyography signal with wearable myo armband. *Journal of King Saud University*, 32:378–387, 2020.

[21] https://www.cooking-hacks.com/mysignals-hw-ehealth-medical-biometric-arduino-shield.html.

[22] https://www.cooking-hacks.com/mysignals-hw-ehealth-medical-biometric-iot-platform-ardu
html#step2.

[23] https://teslabem.com/arduino/e-health-sensor-platform-para-arduino-y-raspberry-pi/.

[24] https://www.sparkfun.com/products/13723.

[25] https://www.naylampmechatronics.com/biomedico/309-sensor-emg-myoware.html.

[26] P. Visconti et al. Low-cost electromyography – validation against a commercial system using both manual and automated activation timing thresholds. *International Journal on Smart Sensing and Intelligent Systems*, 2018.

[27] https://cdn.sparkfun.com/assets/a/3/a/f/a/AT-04-001.pdf.

[28] https://store.arduino.cc/arduino-nano-every.

[29] https://www.pololu.com/product/2373.

[30] https://www.pololu.com/product/2373.

[31] https://www.pololu.com/product/3081.

[32] https://www.sparkfun.com/products/14451.

Apéndice A

Aspectos éticos, económicos, sociales y ambientales

El trabajo desarrollado forma parte de un proyecto colaborativo con la asociación Autofabricantes. El objetivo final es el diseño y fabricación de una prótesis mioeléctrica de antebrazo. Esta prótesis está constituida por una serie de elementos como los sensores mioeléctricos, el control electrónico y un software que transforme las contracciones recogidas por el sensor en acciones definidas.

El proyecto tiene un usuario final concreto. Autofabricantes colabora con diversas asociaciones que les ponen en contacto con personas que necesitan una prótesis. Por tanto, cada proyecto es personalizado a las necesidades y condiciones físicas del destinatario de la prótesis.

El trabajo se basa en código abierto. El coste del debe minimizarse, sin comprometer el diseño ni la calidad, para que sea lo más accesible posible.

- **Impacto ético:** El proyecto busca íntegramente mejorar las condiciones de vida de una persona con diversidad funcional que de otro modo no podría acceder a una prótesis. Además, esta mejora le permitirá abrir nuevos horizontes personales y profesionales.

- **Impacto social:** Una prótesis no sólo mejora la autonomía de una persona que ha sufrido una amputación, sino que también repercute de manera beneficiosa en su salud emocional y en su entorno familiar. Esto ayuda a aumentar el bienestar social, mejorando la salud comunitaria. Además, el proyecto permite la ayuda a la comunidad a través del código abierto. El acceso a tecnologías de cultura libre da lugar a que se pueda construir una prótesis de forma económica y adaptable a cada individuo. Mejoramos el entorno concreto, repercutiendo en la comunidad. Este modelo favorece la cooperación entre distintas personas alrededor del mundo que, con sus conocimientos, contribuyen a un mejor desarrollo de los proyectos.

- **Impacto económico:** Con este proyecto se consigue abaratar el coste de una prótesis mioeléctrica. Además, la tecnología utilizada se puede transferir y adaptar a distintos sectores sociales, e incluso se puede exportar a países en vías de desarrollo. Esto permite una visión de la economía como medio y no como fin.

- **Impacto ambiental:** La prótesis diseñada para este proyecto va a ser fabricada utilizando tecnologías de impresión 3D. El uso de estos métodos de fabricación permiten eliminar los residuos que se producen con otros métodos tradicionales. Sin embargo, estas técnicas tienen un alto consumo de energía y plásticos, aunque hoy en día se está investigando para poder trabajar con material reciclado y biodegradable. Además, el diseño del proyecto permite que todas las piezas puedan ser reemplazables si alguna se estropease, sin tener que desechar la prótesis entera. Sin embargo, varios de los componentes utilizados no son biodegradables ni reciclables.

Apéndice B

Presupuesto económico

En este Trabajo Fin de Grado se establecen dos tipos de gastos: costes de personal y costes de recursos materiales. Los costes de recursos materiales incluyen tanto los costes de Software como los costes de Hardware.

- **Personal**: Estos costes se calculan teniendo en cuenta las personas involucradas en el desarrollo de este Trabajo Fin de Grado: un director del trabajo y un estudiante de ingeniería. (ver Tabla B.1).

	Coste horario (€)	**Horas**	**Total (€)**
Director del trabajo	60	50	3000
Estudiante de ingeniería	30	540	16200
TOTAL			**19200**

Tabla B.1: Costes de personal.

- **Costes de recursos materiales**: En este apartado tendremos en cuenta el software y el equipamiento que se detallan en la Tabla B.2. Para calcular los costes totales se tiene en cuenta la amortización y el uso de cada uno de ellos.

Los costes totales se resumen en la Tabla B.3.

	Tiempo de vida (años)	Uds.	Coste (€)	Amortización (€/mes)	Uso (meses)	Total (€)
Licencia Microsoft Office	1	1	81,64	6,8	5	34
Licencia CATIA	3 meses	1	1700	566,67	1	566,67
Ordenador	5	1	900	15	5	75
Arduino Nano Every	4	1	9	-	5	9
Sensor Myoware	4	2	64,24	-	5	64,24
Electrodos desechables	Un uso	250	27,25	-	5	27,25
Motor DC (Pololu 2373)	4	2	50,40	-	4	50,40
Encoder (Pololu 3081)	4	2	7,32	-	4	7,32
Driver TB6612FNG	4	1	4,04	-	4	4,04
Protoboard	4	1	2,95	-	5	2,95
Cable USB	6	1	3,99	-	5	3,99
Kit Soldador	6	1	20,99	0,29	5	1,45
Herramientas, cables y otros	6	-	25	-	5	25
TOTAL						**871,31**

Tabla B.2: Costes de recursos materiales.

	Coste
Costes de personal	19200€
Costes de material	7871,31€
Subtotal	27071,31€
IVA	5684,98€
Total	32756,29€

Tabla B.3: Costes totales.