

Proyecto Fin de Carrera
Grado en Ingeniería Electrónica, Robótica y
Mecatrónica

Adquisición de datos, filtrado y control de una
prótesis biónica de mano de bajo coste basada en el
robot InMoov

Autor: José María Romero Falcón

Tutor: Joaquín Ojeda Granja

Dpto. Ingeniería Mecánica y Fabricación
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2021



Proyecto Fin de Carrera
Grado en Ingeniería Electrónica, Robótica y Mecatrónica

Adquisición de datos, filtrado y control de una prótesis biónica de mano de bajo coste basada en el robot InMoov

Autor:

José María Romero Falcón

Tutor:

Joaquín Ojeda Granja

Profesor titular de Universidad

Dpto. Ingeniería Mecánica y Fabricación

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2021

Proyecto Fin de Grado: Adquisición de datos, filtrado y control de una prótesis biónica de mano de bajo coste basada en el robot InMoov

Autor: José María Romero Falcón

Tutor: Joaquín Ojeda Granja

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

El Secretario del Tribunal

Fecha:

Agradecimientos

Con la presentación de este Proyecto Fin de Grado de Ingeniería Electrónica, Robótica y Mecatrónica, se cierra una etapa y comienza otra llena de esperanza e ilusión, pero sin olvidar el esfuerzo realizado durante los años que ha durado mi formación universitaria.

Agradecer en primer lugar a mis padres José María y María del Carmen y a mi hermano Daniel por su continuo apoyo y por haber estado siempre presentes cuando he necesitado de su ayuda, tanto intelectual como moral.

También quiero agradecer a mi tutor Joaquín Ojeda el interés y preocupación que ha mostrado siempre por guiarme en el desarrollo del presente proyecto y a Ezequiel Martín por su implicación en hacer más llevaderas las, a veces, interminables horas de laboratorio.

Por último, mencionar a todos aquellos profesores y compañeros con los que he compartido horas de trabajo y esfuerzo y que me han ayudado en muchos momentos de angustia y ansiedad, dándome ánimos para seguir adelante y conseguir mi objetivo de terminar mis estudios. Sin la intención de dejar a nadie atrás, debo señalar especialmente a Ana Rodríguez, Carlos Naz y Ángela Mogrera, que han sido mis pilares fundamentales dentro de la carrera.

A todos ellos y desde todo mi corazón, gracias.

José María Romero Falcón
Grado en Ingeniería Electrónica, Robótica y Mecatrónica
Sevilla, 2021

Resumen

El proyecto *Adquisición de datos, filtrado y control de una prótesis biónica de mano de bajo coste basada en el robot InMoov* consiste en el montaje y prueba de una prótesis de mano, cuyo modelo es el conjunto mano-muñeca-antebrazo del robot InMoov. Para conseguir dicho objetivo será necesario atender a cuatro bloques:

En primer lugar, se realizará la impresión 3D y posterior ensamblaje de las piezas que componen la prótesis, así como los servomotores e hilos de alta resistencia para su accionamiento.

En segundo lugar, se procederá a la adquisición de datos procedentes de los músculos con el uso de sensores de electromiografía (*EMG*) de bajo coste, en concreto se usarán dos de ellos, uno para recibir la señal de los dedos pulgar, índice y corazón (lado derecho), y el otro para los dedos meñique y anular (lado izquierdo).

A continuación, se estudiará y diseñará un filtro para suavizar la señal obtenida por los sensores ya que ésta presenta ruido que hace imposible trabajar con ella. El filtro escogido para tal propósito es un filtro de Kalman.

Posteriormente, se diseñará el control de la prótesis (todo o nada) teniendo tres funciones: control del lado derecho, del lado izquierdo y de la mano al completo.

Por último, se aplicará un símil sencillo del Protocolo de Evaluación Antropomórfica de la Mano (*AHAP, Anthropomorphic Hand Assessment Protocol*) para evaluar la validez de la mano robótica como prótesis, realizando distintos tipos de agarres con objetos comunes.

Abstract

The project *Data Acquisition, Filtering and Control of a Low Cost Handheld Bionic Prosthesis Based on the InMoov Robot* consists of the assembly and testing of a hand prosthesis, the model of which is based on the hand-wrist-forearm set of the InMoov robot. To achieve this objective, it will be necessary to attend to four objectives:

First, the 3D printing and subsequent assembly of the parts that make up the prosthesis will be carried out, as well as the servomotors and high-resistance threads for their operation.

Second, data will be acquired from the muscles with the use of low-cost electromyography (EMG) sensors. Specifically, two of them will be used, one to receive the signal from the thumb, index and heart fingers (right side), and the other for the little and ring fingers (left side).

Next, a filter will be studied and designed to smooth out the signal obtained by the sensors since it presents noise that makes it impossible to work with it. The filter chosen for this purpose is a Kalman filter.

Subsequently, the control of the prosthesis (all or nothing) will be designed to have three functions: control of the right side, the left side and the entire hand.

Finally, a simple simile of the Protocol for the Anthropomorphic Evaluation of the Hand (AHAP) will be applied to evaluate the validity of the robotic hand as a prosthesis, performing different types of grips with common objects.

Índice abreviado

Agradecimientos	vii
Resumen	ix
Abstract	xi
Índice abreviado	xiii
Índice	xv
Notación	xvii
1 Introducción	1
1.1. <i>Motivación y necesidad</i>	1
1.2. <i>Objetivo y metodología</i>	3
1.3. <i>Estado del arte</i>	4
2 Estudio de la mano	11
2.1. <i>Anatomía de la mano</i>	11
3 Modelo de la prótesis y fabricación	15
3.1. <i>Impresión 3D</i>	15
3.2. <i>Modelo de la prótesis</i>	17
4 Electrónica	21
4.1. <i>Arduino</i>	21
4.2. <i>Sistema de accionamiento</i>	24
4.3. <i>Adquisición de datos</i>	26
5 Filtro de Kalman.....	35
5.1. <i>Metodología</i>	35
5.2. <i>Señales EMG filtradas con filtro de Kalman</i>	39
6 Control de la prótesis.....	41
6.1. <i>Control</i>	41
7 Pruebas con la prótesis biónica.....	47
8 Coste de la prótesis.....	55
9 Conclusiones.....	57
9.1. <i>Futuras líneas de trabajo</i>	58

Apéndice A Códigos.....	59
Apéndice B Manual de uso y conservación	63
Índice de Tablas.....	65
Índice de Figuras	67
Bibliografía	¡Error! Marcador no definido.

Índice

Agradecimientos	vii
Resumen	ix
Abstract	xi
Índice abreviado	xiii
Índice	xv
Notación	xvii
1 Introducción	1
1.1. <i>Motivación y necesidad</i>	1
1.2. <i>Objetivo y metodología</i>	3
1.3. <i>Estado del arte</i>	4
1.3.1. Amputaciones	4
1.3.2. Historia de las prótesis	6
1.3.3. Prótesis en la actualidad	7
1.3.4. Tipos de prótesis	8
2 Estudio de la mano	11
2.1. <i>Anatomía de la mano</i>	11
2.1.1. Los dedos de la mano	12
3 Modelo de la prótesis y fabricación	15
3.1. <i>Impresión 3D</i>	15
3.2. <i>Modelo de la prótesis</i>	17
4 Electrónica	21
4.1. <i>Arduino</i>	21
4.2. <i>Sistema de accionamiento</i>	24
4.3. <i>Adquisición de datos</i>	26
4.3.1. Sensor EMG	26
4.3.2. Gráficas de los datos obtenidos	29
5 Filtro de Kalman	35
5.1. <i>Metodología</i>	35
5.2. <i>Señales EMG filtradas con filtro de Kalman</i>	39
6 Control de la prótesis	41

6.1 Control	41
7 Pruebas con la prótesis biónica	47
8 Coste de la prótesis	55
9 Conclusiones	57
9.1 <i>Futuras líneas de trabajo</i>	58
Apéndice A Códigos	59
Apéndice B Manual de uso y conservación	63
Índice de Tablas	65
Índice de Figuras	67
Bibliografía	¡Error! Marcador no definido.

Notación

EMG	Electromiografía
IA	Inteligencia Artificial
AHAP	Protocolo de evaluación antropomórfica de la mano (del inglés, Anthropomorphic Hand Assessment Protocol)
FFT	Transformada rápida de Fourier (del inglés, Fast Fourier Transform)
GND	Tierra (del inglés, Ground)
NEBIAS	NEurocontrolled BIDirectional Artificial upper limb and hand ptohesiS
DARPA	Defense Advanced Research Projects Agency
IoT	Internet de las cosas (del inglés, Internet of Things)
PLA	Ácido poliláctico
ABS	Acrilonitrilo butadieno estireno
CPE	Copoliéster
OMS	Organización Mundial de la Salud

1 INTRODUCCIÓN

“Lo que todos tenemos que hacer es asegurarnos de que estamos usando la IA de una manera que sea en beneficio de la humanidad, no en detrimento de la humanidad”

- Tim Cook -

La finalidad de la robótica ha sido, y es, el sueño del ser humano de diseñar dispositivos que le faciliten su vida y le descarguen de trabajos que a veces pueden llegar a ser peligrosos.

Actualmente, ingenierías como la robótica o mecatrónica, junto con la medicina y psicología, nutren con sus conocimientos a lo que se conoce como ingeniería biónica, que tiene como uno de sus objetivos el desarrollo de prótesis que superan a las tradicionales otorgando al paciente la capacidad de realizar movimientos necesarios en su vida diaria.

1.1. Motivación y necesidad

Las amputaciones, ya sean por causas laborales o por enfermedad, son un hecho que afecta a personas en todo el mundo. El número de personas que presenta una amputación en España excede los 60000, la mayor parte debido a diabetes tipo 2, sin contar aquellos que asisten por la sanidad privada, teniendo que costearse una prótesis de forma íntegra a diferencia de lo que ocurre en gran parte de Europa donde éstas están subvencionadas al 90%. Una prótesis de pie ronda los 2300€ y, dependiendo de la tecnología usada y del tamaño, este precio puede ascender a más de 33000€. Si observamos el caso de Estados Unidos la situación empeora, ya que, en 2014, aproximadamente 1.6 millones de personas presentaban algún tipo de amputación, de los cuales, gran parte fue por problemas de diabetes. Según la OMS, en los próximos 18 años se pasará de 135 a cerca de 300 millones de nuevos casos de diabetes, lo que producirá un gran número de amputaciones.

El elevado coste de las prótesis que hay en el mercado hace imposible para algunas personas con bajo poder adquisitivo que puedan adquirirlas, limitando su calidad de vida. Este es el motivo por el que surge la idea de diseñar prótesis de bajo coste mediante impresión 3D que permitan a las personas poder realizar tareas del día a día.



Figura 1.1 Prótesis de mano BeBionic de Ottobock

Este tipo de prótesis suelen presentar menor funcionalidad que las existentes en el mercado, sin embargo, permiten a aquellas personas que lo necesiten realizar tareas tan comunes como sujetar utensilios de cocina o coger un teléfono móvil por un precio muy inferior a las más avanzadas, que tienen un rango de precio de entre 20000€ a 60000€ para una prótesis de mano, mientras que una impresa en 3D ronda los 3000€ o incluso si se limita el rango de movimiento para realizar acciones comunes pueden llegar a rebajar su valor considerablemente, como es el caso de la prótesis que se ha desarrollado para este proyecto que ha tenido un coste de fabricación de 250€ aproximadamente.



Figura 1.2 Mano del robot InMoov

1.2 Objetivo y metodología

Partiendo de la base de que el presente Proyecto forma parte de una línea de investigación, actualmente abierta, consistente en el estudio de diversas prótesis de mano de bajo coste, el objetivo principal de este Trabajo Fin de Grado será realizar la adquisición de datos, filtrado y control de la mano del robot *InMoov* para su uso como prótesis, minimizando costes.

Para la consecución de este objetivo, se procederá a la impresión 3D de las diferentes piezas que forman parte de la mano y brazo del robot anteriormente citado.

En el brazo impreso irán alojados los servomotores que servirán de sistema de accionamiento de la mano mediante hilos de alta resistencia conectados a los dedos que harán la función de los tendones de la mano.

Se realizará el control de los servomotores mediante el uso de las señales electromiográficas procedentes de los músculos presentes en el antebrazo utilizando sensores de bajo coste para la adquisición de dichas señales. Éstas presentarán ruido procedente tanto de la interferencia entre los músculos como de factores externos que deberá contrarrestarse mediante algún tipo de filtro.

Para comprobar la validación de la prótesis se realizará un símil sencillo del Protocolo de Evaluación Antropomórfica de la Mano (*AHAP, Anthropomorphic Hand Assessment Protocol*) y así evaluar los distintos tipos de agarre que la prótesis es capaz de efectuar.

Por último, se realizará el estudio aproximado del coste de la prótesis.

1.3 Estado del arte

1.3.1 Amputaciones

La amputación de miembros del cuerpo por motivos médicos tiene más de dos milenios de antigüedad, incluso existen evidencias de mutilaciones desde unos 40000 años a. C. A lo largo de la historia han sido muchas las culturas que ejecutaban amputaciones como castigo en periodos como son el Acadio (2300 – 1950 a. C.), el sumerio (1950 – 1800 a. C.) y la primera dinastía babilónica (1800 – 1112 a. C.). Es a partir del 800 a. C., en el tratado denominado “Sushruta Samhita” cuando se describen aspectos médicos en los cuales aparece la amputación como remedio a la muerte de los pacientes.

Recordemos que la amputación, como medida quirúrgica, es el corte y separación de alguna parte del cuerpo para controlar el dolor y evitar posibles males mayores, siendo en el grupo de 50 a 75 años de edad la mayor incidencia de pérdida de extremidades, debiéndose principalmente a enfermedades vasculares periféricas. Por el contrario, en los niños suele ser congénito en el 60% de los casos y se debe a defectos en las extremidades. En España hay en torno a unos 60.000 amputados, solo contabilizando a los que van por la sanidad pública.

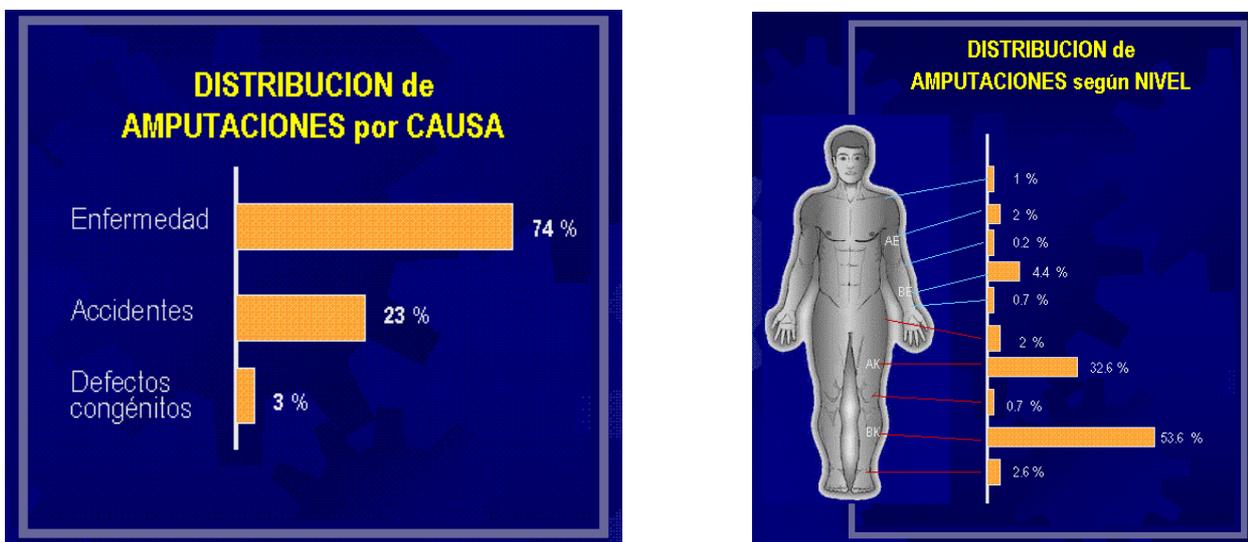


Figura 1.3 Distribución de amputaciones por causa y por nivel

Las causas más habituales de amputación, aunque existe una variedad muy extensa, son:

- Vasculopatías diabéticas o no diabéticas
- Traumatismos severos
- Tumores
- Enfermedades neuropáticas
- Infecciones
- Deformidades congénitas

Puesto que este trabajo se centra en el estudio de una prótesis de mano, se van a detallar los distintos tipos de amputaciones de los miembros superiores:

- Amputación falángica
- Amputación metacarpiana
- Desarticulación de muñeca
- Amputación transradial (antebrazo)
- Desarticulación de codo
- Amputación transhumeral
- Desarticulación de hombro

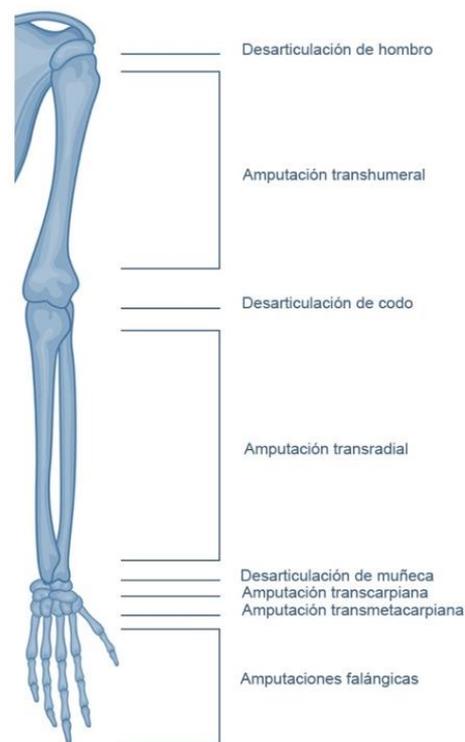


Figura 1.4 Tipos de amputaciones del miembro superior

Es importante tratar a los pacientes que sufren amputaciones psicológicamente para evitar lo que se conoce como dolor “fantasma”, es decir, sensación de dolor en el miembro perdido; incluso si el paciente tiene problemas con la prótesis puede desembocar en depresiones o ansiedad, aumentando el dolor de dicho miembro.

1.3.2 Historia de las prótesis

La primera prótesis de la que se tiene constancia data entre el 950 y el 750 a.C. y fue descubierta por egiptólogos en una momia en las cercanías de Luxor, Egipto. Se trata de dos réplicas del hallux (dedo gordo del pie) fabricadas en cuero y madera.



Figura 1.5 Prótesis de hallux (dedo gordo) hallada en Egipto

Este hallazgo le quitó el título a la que hasta entonces era conocida como la prótesis más antigua descubierta, tratándose de una pierna hallada en Capua, Italia, correspondiente al 300 a.C., la cual estaba compuesta de hierro, bronce y madera.

Durante la Edad Media, las prótesis funcionales solo estaban al alcance de personas con alto poder adquisitivo, siendo las del resto pensadas principalmente para disimular las amputaciones. Son de esta época la pata de palo o el gancho de mano, mundialmente conocidas.

A finales del siglo XX (1997) surgieron dos importantes artefactos: por un lado, la empresa Ottobock inició la era de la biónica con la prótesis C-Leg, la cual era controlada con un microprocesador, y por otro, Touch Bionics presentó la primera mano biónica (Himb) con sensores que calculaban la fuerza que ésta ejercía para evitar romper los objetos al sujetarlos.



Figura 1.6 Prótesis C-Leg de Ottobock

1.3.3 Prótesis en la actualidad

Con el paso del tiempo y el avance de la tecnología, las prótesis han mejorado en funcionalidad y, dependiendo de los requisitos y poder adquisitivo del paciente, se pueden diseñar prótesis de muy bajo coste mediante impresión 3D frente a otras de un elevado precio que presentan mayor funcionalidad.

Gracias a la tecnología mioeléctrica es posible el uso de prótesis sin requerir arnés de fuerza o de esfuerzo por parte del paciente para hacer funcionar la prótesis mediante la incorporación de sensores que detectan la actividad muscular (EMG) traduciéndolo en movimiento de la prótesis. Sin embargo, no todo son ventajas, ya que su elevado peso o coste siguen siendo un gran inconveniente en la actualidad.

A día de hoy existen prótesis capaces de realizar el movimiento independiente de los cinco dedos o de transmitir sensaciones de agarre o manipulación de objetos conectándose al sistema nervioso del paciente, gracias a lo cual es posible controlar la fuerza o diferenciar objetos solo con tocarlos. En el brazo, por ejemplo, se conecta a dos de los principales, el mediano y los cubitales.

NEBIAS (NEurocontrolled BIDirectional Artificial upper limb and hand prosthesiS), continuación del extenso proyecto CYBERHAND con más de diez años de investigación, es considerada la mano biónica más avanzada del mundo, capaz de enviar información captada por los sensores al cerebro mediante una interfaz neuronal y lo suficientemente precisa para sostener un huevo.

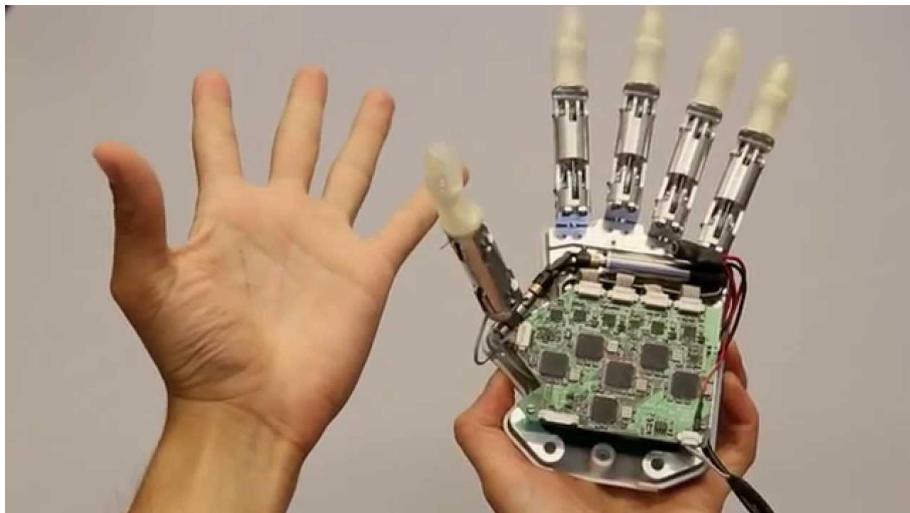


Figura 1.7 Proyecto NEBIAS

1.3.4 Tipos de prótesis

En la actualidad se diferencian tres tipos de prótesis. Como este proyecto está basado en una prótesis de mano, se va a hacer referencia a esta parte del cuerpo:

1. **Prótesis estéticas o pasivas:** carecen de movimiento y su única función es meramente estética, mejorando el aspecto físico del paciente. Suelen estar fabricados de polímeros como el látex flexible o la silicona debido a su escaso mantenimiento y algunos modelos permiten modificar la posición de los dedos gracias a un refuerzo de material maleable en el interior de éstos.



Figura 1.8 Prótesis pasiva o estética

2. **Prótesis mecánicas:** se accionan mediante cables o cintas unidas a alguna parte del cuerpo, siendo así funcionales, pero presentando muchas limitaciones. La posición de reposo se consigue relajando la parte del cuerpo que acciona el tensor y vuelve a su posición inicial mediante un resorte. Es posible cambiar la mano por otras terminaciones para usarlo en diferentes situaciones, sin embargo, algunos de los agarres están limitados si los objetos son grandes y redondos ya que el material de fabricación puede dificultar la sujeción.

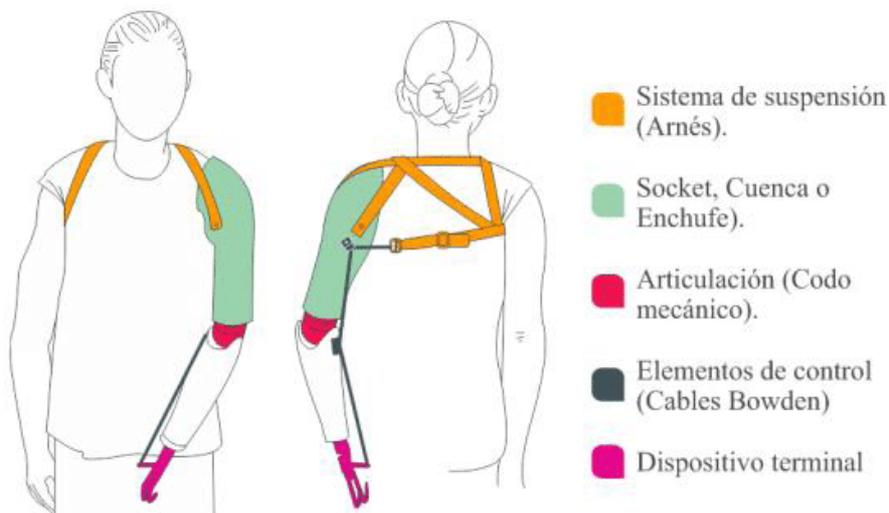


Figura 1.9 Prótesis mecánica

3. **Prótesis mioeléctricas:** gracias al avance de la robótica es posible desarrollar prótesis eléctricas controladas mediante pequeñas señales mioeléctricas procedentes de la flexión o contracción de los músculos (EMG) captadas mediante unos electrodos situados en la piel lo más cerca posible del músculo si se trata de electromiografía no invasiva, o con un sensor que se coloca directamente en el músculo, siendo ésta invasiva y presentando mayor precisión. Esto permite al usuario mover cada dedo de forma independiente, acercándose lo máximo posible al funcionamiento de una mano humana. Existen proyectos en desarrollo de este tipo de prótesis, llevados a cabo por instituciones como DARPA, que son capaces de simular el sentido del tacto, dando la posibilidad a los pacientes a sentir lo que tocan incluso con los ojos cerrados: es el caso de la prótesis Luke Arm.

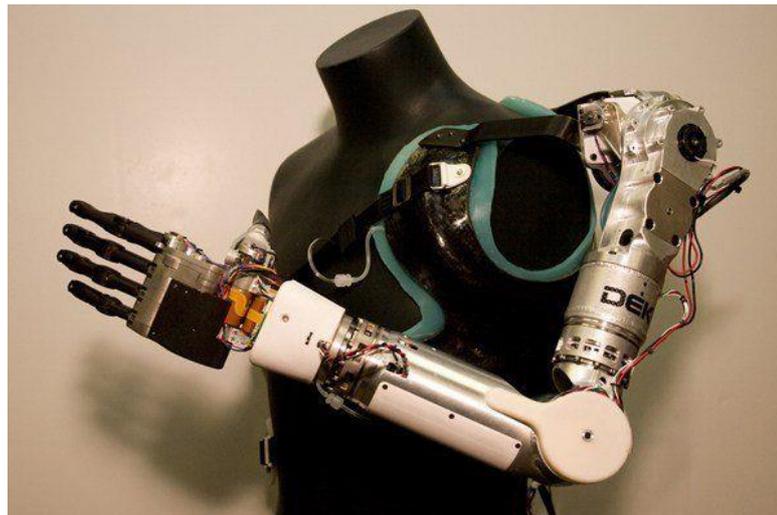


Figura 1.10 Brazo biónico Luke Arm, 2010

La robótica ofrece un amplio abanico de posibilidades en el mundo de las prótesis, las cuales estarán cada vez más integradas con el cuerpo y controlándolas como si de un miembro propio se tratase. Inventos como prótesis oculares con IoT o miembros controlados con el cerebro son algunas de las muchas posibilidades que brinda la robótica en la medicina.

2 ESTUDIO DE LA MANO

Desde su nacimiento, las actividades que realiza el ser humano están ligadas a las manos y, en especial, a los dedos. Sin ellos, actos tan comunes y necesarios para la vida como la alimentación o el aseo personal se verían seriamente afectados. Otro de los motivos de que los dedos tengan tanta importancia reside en que en ellos se encuentran gran parte de las terminaciones nerviosas que facilitan información al cerebro sobre el medio. Como dijo Aristóteles: “*Instrumento de los instrumentos*”.

2.1. Anatomía de la mano

La mano humana tiene un total de 25 articulaciones que permiten realizar hasta 58 movimientos diferentes. Abarca desde la muñeca hasta la yema de los dedos y está constituida por la palma central, formada por huesos que reciben el nombre de metacarpo, de la que surgen 5 dedos, las falanges.

La mano está unida al antebrazo mediante la muñeca, una de las articulaciones más compleja de la anatomía humana formada a su vez por 3 articulaciones que posibilitan 4 movimientos y cuyos huesos forman el carpo.

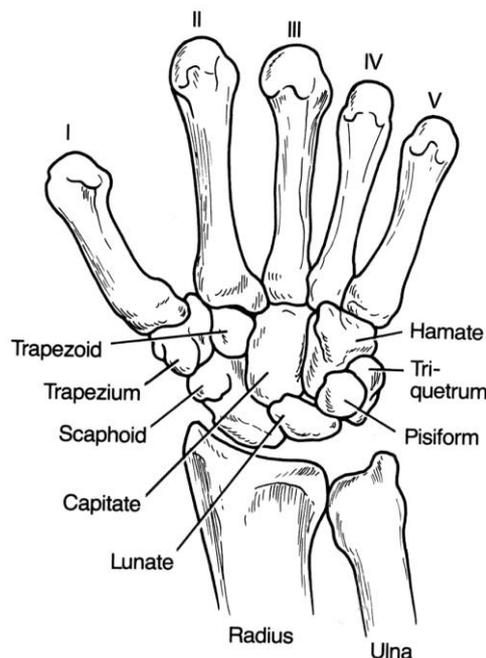


Figura 2.1 Huesos de la muñeca

Funcionalmente, las unidades arquitectónicas de la mano se dividen en fijas, constituidas por el segundo y tercer metacarpianos y la fila distal del carpo, siendo muy limitado el movimiento en las articulaciones intermetacarpianas y en la segunda y tercera articulaciones carpometacarpianas; y en unidades móviles, proyectándose distalmente, influido por los principales extensores de muñeca (extensor radial largo del carpo, que realiza la función de cierre del puño y desviación radial mediante la flexión en la articulación del codo y extensión en la de la muñeca, y el extensor radial corto del carpo, encargado de la extensión y abducción de la mano) y el primer flexor de muñeca, el flexor radial del carpo, cuya función principal consiste en la abducción y pronación de la muñeca así como flexor del codo.

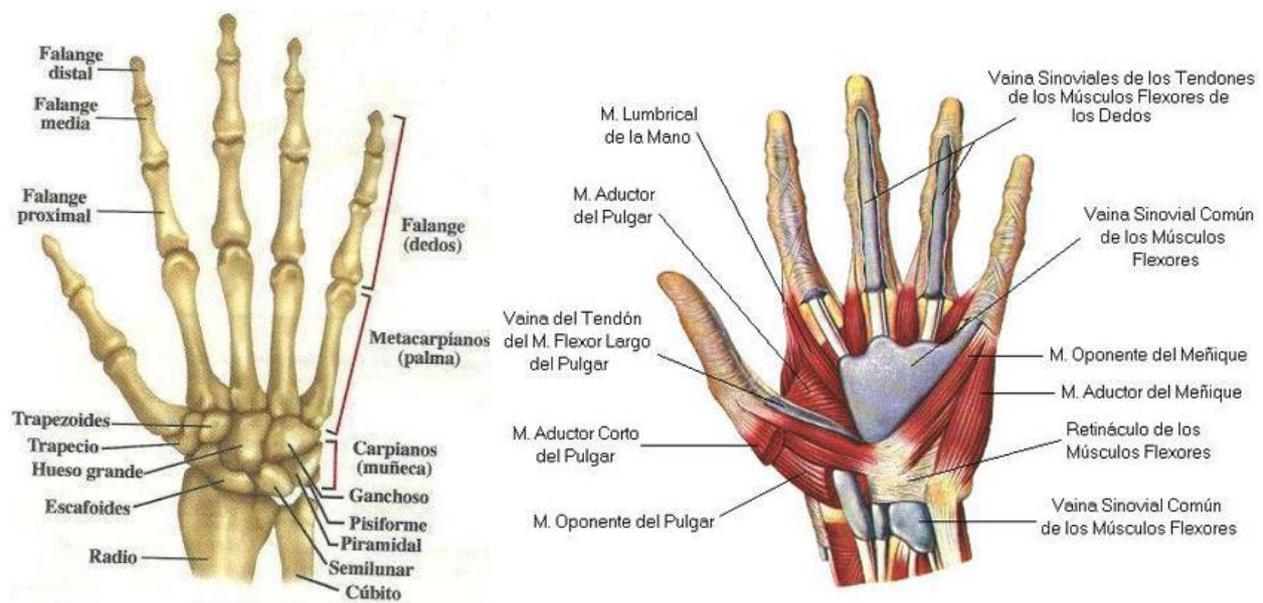


Figura 2.2 Anatomía de la mano

Los dedos tienen dos articulaciones interfalángica, distal y proximal. El pulgar tiene sólo una articulación interfalángica. Entre las falanges proximales y metacarpianas están los nudillos o articulaciones metacarpofalángicas.

2.1.1 Los dedos de la mano

La punta de los dedos son una de las zonas del cuerpo con mayor número de terminaciones nerviosas, lo que hace de las manos el principal órgano de manipulación física y fuente de información táctil.

El pulgar, considerado como el primer dedo de la mano humana, se sitúa en la parte externa estando en posición anatómica y es el que posee mayor grado de libertad. Anatómicamente, el pulgar está formado por el hueso escafoides, enlazando las dos filas de huesos del carpo, y el trapecio, que une el primer metacarpiano y la primera y segunda falange con el escafoides. Gracias a 4 músculos intrínsecos y 4 extrínsecos, el pulgar posee mayor capacidad de posicionamiento que el resto de dedos.

El segundo dedo de la mano, el índice, está formado por tres falanges unidas al segundo metacarpiano fijo de la mano. Éste se encuentra bajo la influencia de siete músculos, tres intrínsecos y cuatro extrínsecos, los cuales otorgan al dedo un movimiento con una cierta independencia en comparación con los dedos 3º, 4º y 5º, o lo que es lo mismo, con los dedos medio, anular y meñique. Las

articulaciones, de tipo bisagra, situadas entre las falanges, otorgan al dedo la capacidad de realizar movimientos de extensión y flexión. Por otro lado, la articulación que se encuentra entre la 1ª falange y el segundo metacarpiano fijo de la mano concede a éste la capacidad de realizar un movimiento lateral y perpendicular, estando el dedo siempre en extensión.

Los dedos 3º, 4º y 5º, situados en la zona ulnar de la mano, tienen la función de asegurar el agarre de los dedos pulgar e índice. Los metacarpianos 4º y 5º se encuentran unidos al hamate, pudiendo realizar extensión y flexión de 15º en el caso del 4º metacarpiano y el doble en 5º.

El movimiento característico de los dedos medio, anular y meñique junto a la capacidad de flexión de las articulaciones del lado cubital hacen que la función de agarre del conjunto de unidades de la mano sea más eficiente.

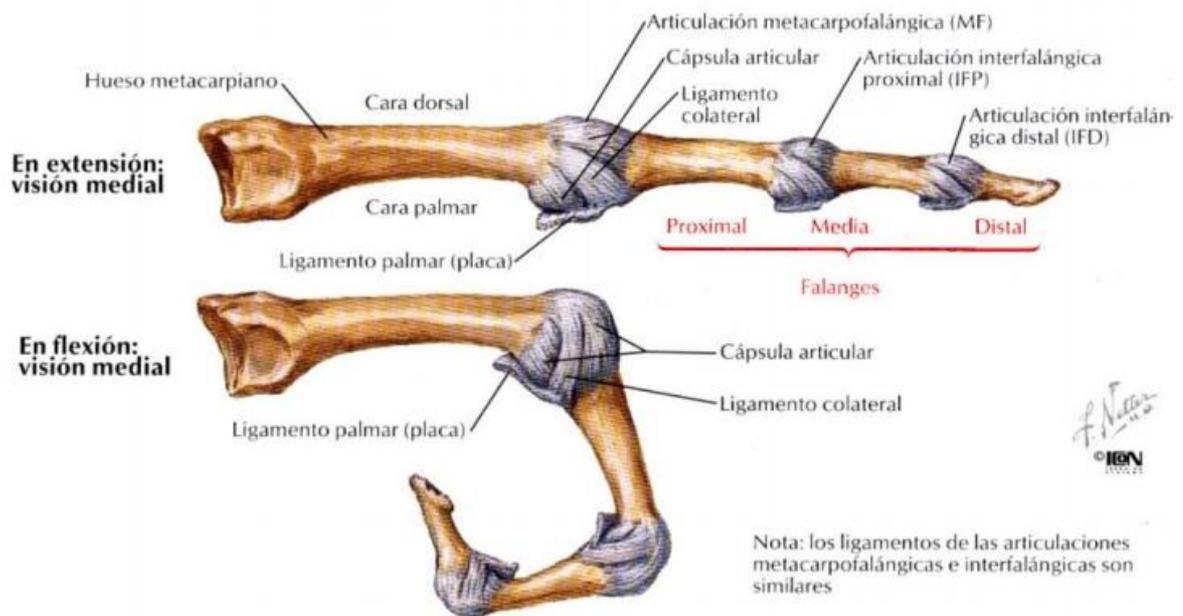


Figura 2.3 Articulación metacarpofalángica

3 MODELO DE LA PRÓTESIS Y FABRICACIÓN

El modelo que se ha usado para la prótesis objeto de este proyecto es el conjunto mano-muñeca-antebrazo del robot InMoov, el cual se ha conseguido mediante impresión 3D con PLA de todas las piezas y posterior ensamblaje, así como la disposición de los servomotores que realizarán la función de músculos y los hilos de alta resistencia que semejarán los tendones de la mano.

3.1 Impresión 3D

La fabricación aditiva o impresión 3D consiste en la creación de todo tipo de objetos a partir de un modelo 3D, el cual se imprime capa a capa usando materiales que van desde el plástico o aleaciones metálicas hasta hormigón. Tiene una amplia variedad de utilidades como son el prototipado, optimización de piezas o implantes médicos, entre otras. El aumento de uso de las impresoras 3D en la industria se debe a que, por lo general, son más baratas y rápidas que otras formas de fabricar piezas mediante adición.

En 1976 surgen los primeros equipos de impresión 3D tempranos, siendo 5 años más tarde, en 1981, cuando Hideo Kodama inventa métodos de fabricación aditiva con un polímero fotoendurecible. En 1984, Chuck Hull desarrolló un sistema llamado estereolitografía, que consistía en el mismo método inventado por Kodama años atrás. La principal contribución de Hull fue el formato de los modelos 3D, STL, que a día de hoy es el formato de archivo de los softwares de impresión 3D.

Existen varios tipos de impresión 3D, como los de hilado, granulado o laminado, aunque el más utilizado en la actualidad es el de extrusión, el cual utiliza una tecnología de modelado por deposición fundida.

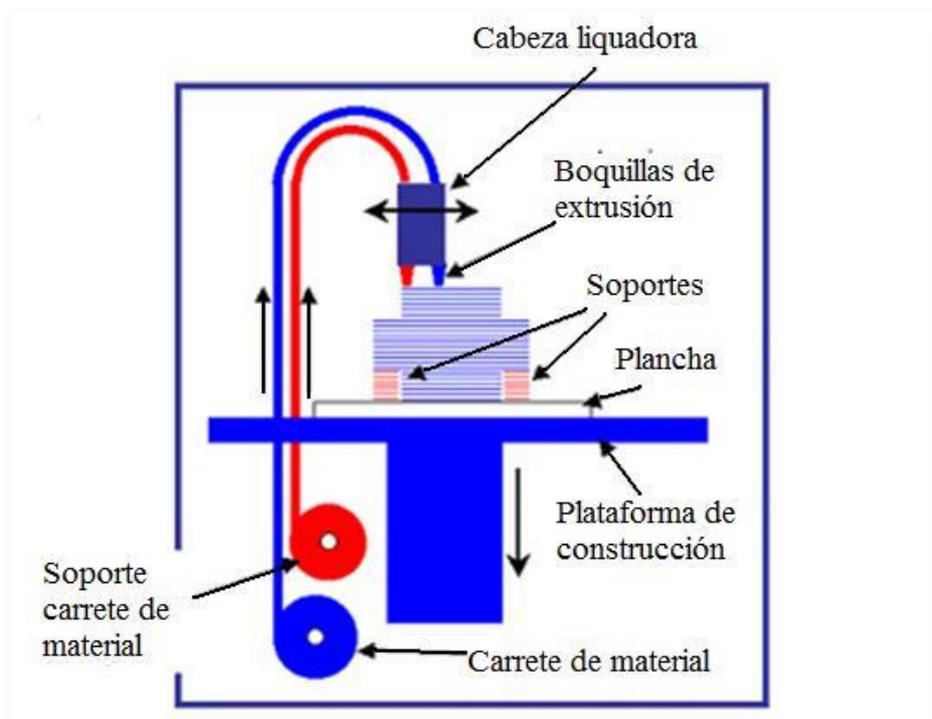


Figura 3.1 Modelado por deposición fundida

Esta tecnología, desarrollada por Stratasys, deposita el material fundido sobre una superficie, disminuyendo la altura de la superficie o aumentando la del extrusor (dependiendo del tipo de impresora) entre capa y capa, siendo imposible volver a una capa anterior una vez expulsado el material. Los movimientos que debe seguir la impresora son posibles gracias al seguimiento de un software de control numérico, el cual indica tanto movimiento como velocidad. El software usado en este proyecto es Ultimaker Cura, de fácil uso y que puede obtenerse de forma gratuita desde tu web.

De la gran variedad de materiales que pueden usarse en impresión 3D, los más usados a nivel particular son el Ácido poliláctico y el Acrilonitrilo butadieno estireno, o más comúnmente conocidos como PLA y ABS, respectivamente.

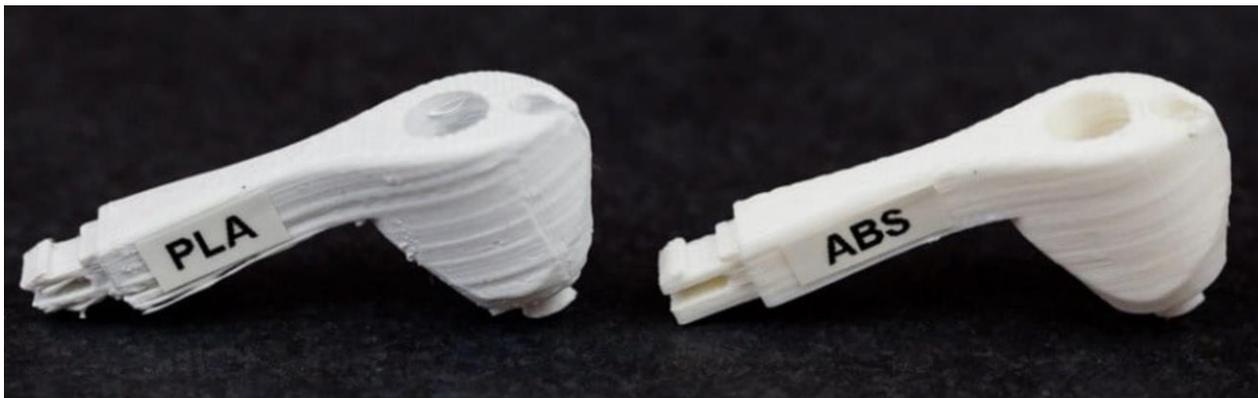


Figura 3.2 Piezas de PLA y ABS

El PLA es un material biodegradable que se obtiene del maíz y requiere una temperatura del cabezal menor que para el ABS, en torno a 180 °C, y la cama de la impresora no necesita ser calefactada, aunque presenta el inconveniente de que este material tiene mayor viscosidad, lo que puede suponer la obstrucción del cabezal. Por su parte, el ABS es más barato y presenta alta resistencia a colisiones, sin embargo, es necesario colocar una carcasa alrededor de la zona de impresión para evitar flujos de aire ya que este material es muy susceptible a los cambios de temperatura y podría provocar grietas en la pieza durante su extrusión.

Para este proyecto se ha optado por el uso del PLA ya que, aunque presenta menor durabilidad y es algo menos resistente a colisiones y altas temperaturas, es un material más ecológico y fácil de imprimir que el ABS.

Las aplicaciones de la impresión 3D son muy variadas, desde prototipado de piezas en desarrollo, productos finales como mecanismos de sistemas más complejos, repuestos para el mantenimiento de máquinas, fabricación de herramientas... hasta en el mundo de la alimentación (la empresa holandesa ByFlow desarrolló en 2015 una impresora 3D capaz de usar comida como material para crear platos únicos), la construcción (en Eindhoven, Países Bajos, se encuentra la primera vivienda construida en su totalidad con una gran impresora 3D que usó hormigón como material) o la medicina, siendo capaz de replicar órganos que pueden llegar a salvar la vida de los pacientes o prótesis asequibles que hagan más fácil la vida de éstos.

Una de las firmas más conocidas en lo relacionado a impresión 3D es Ultimaker, la cual tiene varios modelos de impresoras siendo la utilizada para este proyecto la Ultimaker 3 Extended, impresora de doble extrusor que permite fabricar objetos en Nylon, ABS, PLA o CPE (copoliéster) con un volumen de trabajo de 215 x 215 x 300 mm y capaz de imprimir piezas a una velocidad de 300 mm/s, aunque no es recomendable imprimir a máxima velocidad si se busca un buen acabado.



Figura 3.3 Impresora 3D Ultimaker 3 Extended

3.2 Modelo de la prótesis

InMoov, la obra del escultor y diseñador francés Gael Langevin, es el primer robot humanoide impreso en 3D *open source*. En sus inicios, 2012, se trataba de la primera prótesis de mano de código abierto, dando lugar posteriormente a proyectos como E-Nable o Bionico, entre otros. El modelo completo, disponible en su propia web, es fácilmente replicable en impresoras 3D con un área de trabajo de 12x12x12 cm.

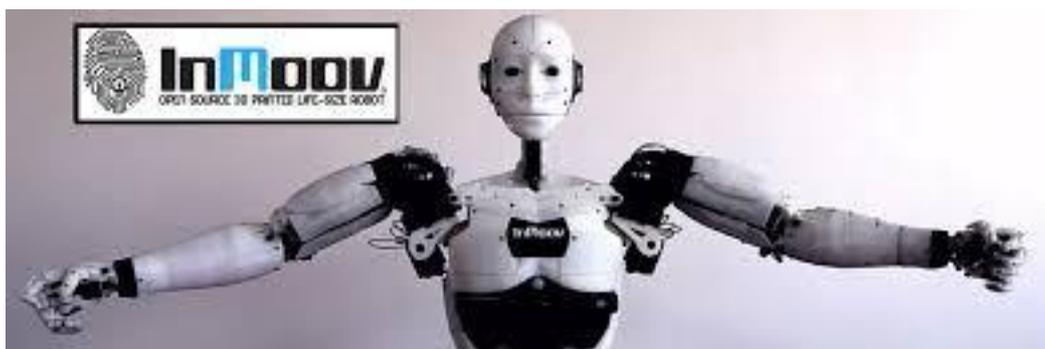


Figura 3.4 Robot InMoov

Todas las piezas necesarias para la puesta en marcha de la prótesis, objetivo de este proyecto, se pueden visualizar tanto en 2D como 3D y descargarlas para su posterior impresión, así como un tutorial muy minucioso de su montaje en su web: <https://inmoov.fr/>

A continuación, se muestran las piezas una vez impresas. En apartados posteriores se estudiará el precio aproximado, tanto del material (microcontrolador, servomotores, sensores, material usado para las piezas...) así como del precio de los KW/h necesarios para su impresión.

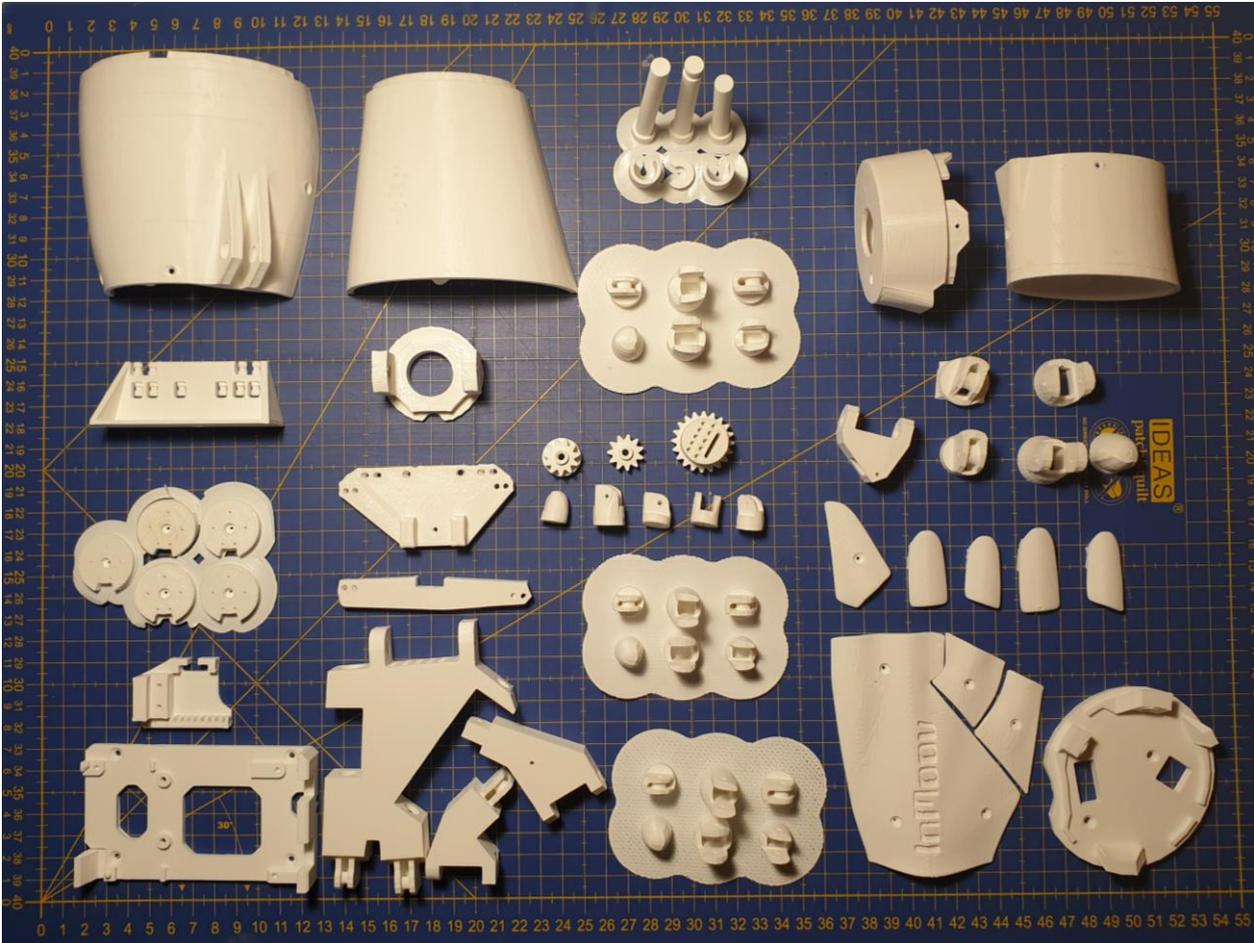


Figura 3.5 Piezas de la prótesis impresas en PLA

Para el funcionamiento de la prótesis se ha hecho uso de unos hilos de alta resistencia capaces de soportar, individualmente, un peso aproximado de hasta 43Kg , por lo que es más probable una posible rotura del armazón de la prótesis que del mismo hilo.

Los hilos, que realizarán la función de tendones, recorrerán la prótesis a través de una serie de canales desde la punta de cada dedo hasta los servomotores, que estarán dispuestos sobre una plataforma situada en el antebrazo, pasando por unos tensores que mantendrán dichos hilos lo más tensos posibles. Estos irán en parejas, uno para conseguir la flexión de los dedos y el otro para su relajación.

Este modelo permite la rotación de la muñeca, sin embargo, al no ser el objetivo del proyecto se ha dejado fija.

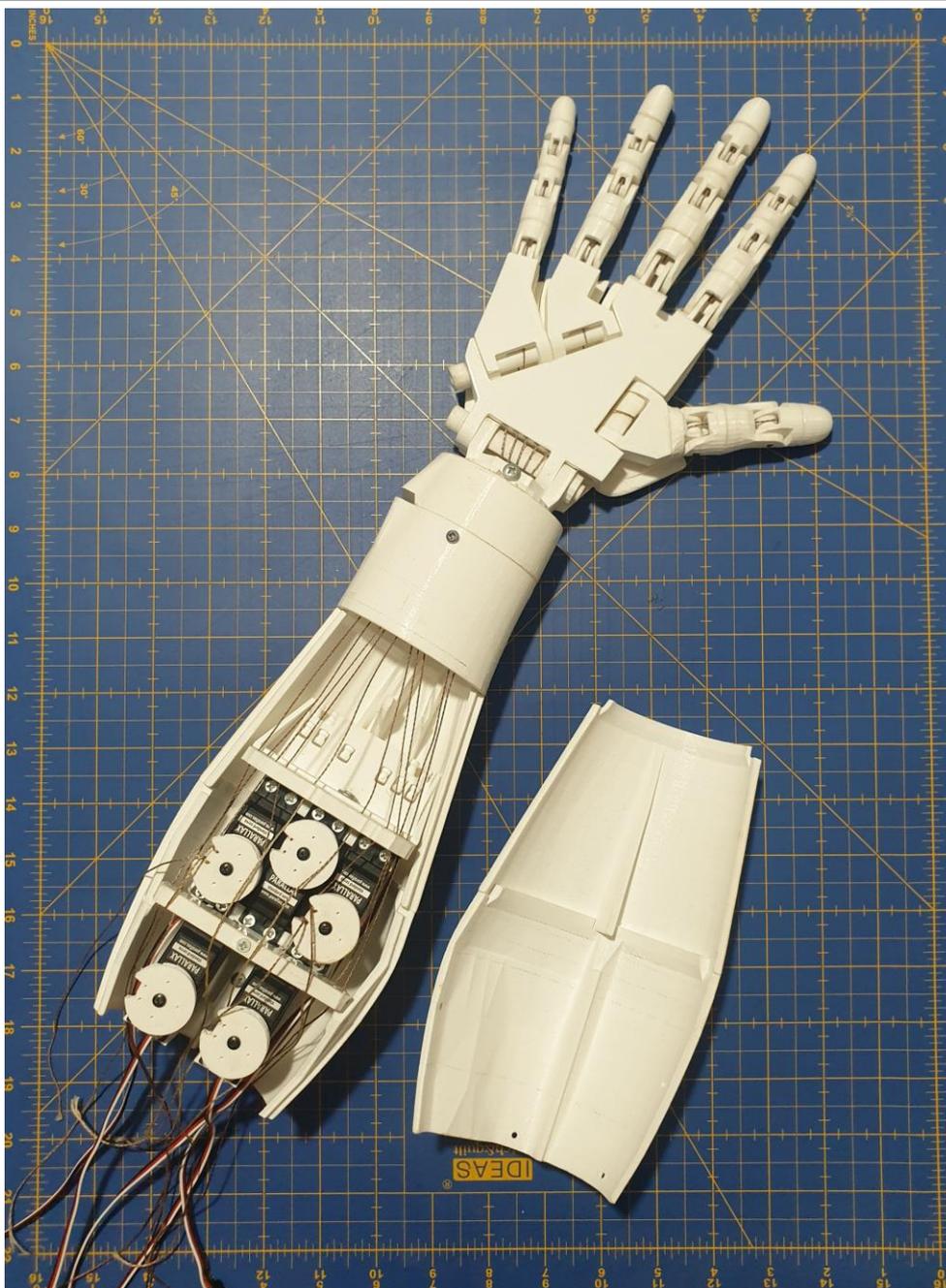


Figura 3.6 Prótesis de mano InMoov

4 ELECTRÓNICA

En este capítulo se va a detallar todo lo relacionado con la electrónica del proyecto. En primer lugar, se hablará del microcontrolador usado, seguido de los servomotores y, por último, un apartado de adquisición de datos en el que se mostrará los sensores EMG, así como gráficas de los resultados obtenidos por éstos.

4.1 Arduino

Arduino, el mundialmente conocido hardware libre, surge en 2005 con el objetivo de crear una herramienta de bajo costo con la que personas sin demasiados conocimientos de programación o con estudios de ingeniería pudieran crear proyectos digitales, desde algo tan sencillo como encender o apagar un LED hasta proyectos de IoT o domótica.

Existe una gran variedad de placas disponibles, cada una con unas especificaciones particulares. La más conocida, Arduino Uno, posee 6 pines analógicos y 14 digitales y puede ser alimentado tanto por USB como por batería externa de 9V, aunque permite tensiones de hasta 20V.

En este proyecto se ha hecho uso de la placa Arduino Mega 2560, una de las más potentes de la marca. Dispone de 54 pines digitales de entrada/salida y 16 entradas analógicas 4 puertos serie de hardware o UART y un oscilador de cristal de 16 MHz. Aunque tenga el inconveniente de que su tamaño es algo mayor que el UNO, se tomó la decisión de utilizar esta placa para poder ir actualizando la prótesis con mejoras sin tener que hacer uso de una segunda placa.

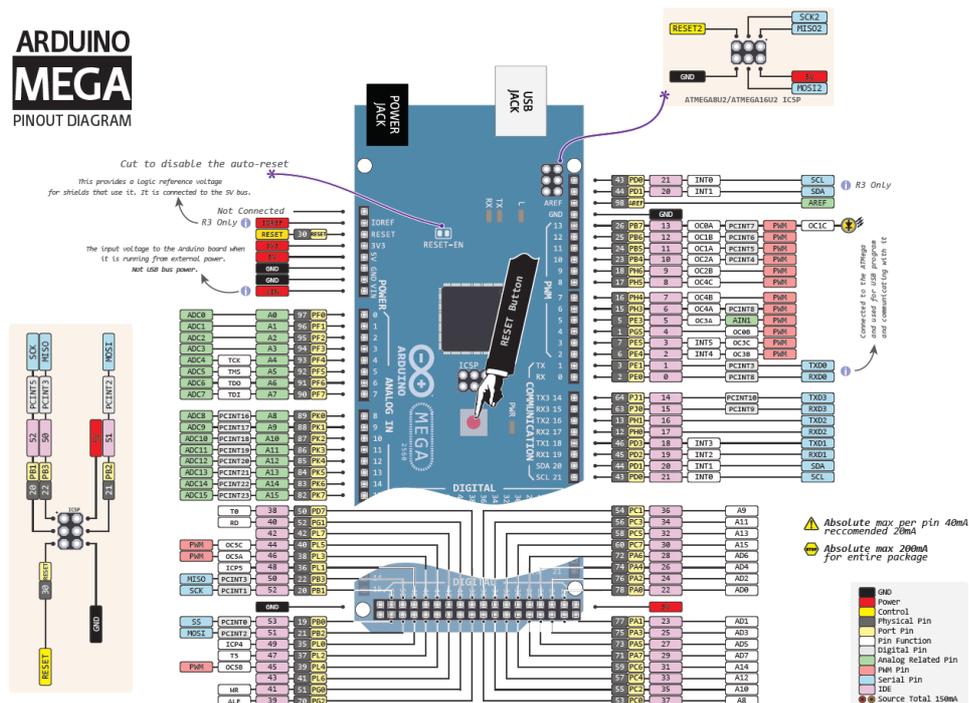


Figura 4.1 Datasheet Arduino MEGA2560

La alimentación recomendada está entre 7 y 12 voltios. Esto es gracias al regulador de voltaje empleado, el cual garantiza que dicho voltaje sea el adecuado. Arduino MEGA 2560 posee dos reguladores:

- El LD1117S50 alimenta al microcontrolador y a los pines de 5V, siendo el principal de los dos reguladores. Posee protección frente a cortocircuito y sobrecalentamiento, ofreciendo hasta 800 mA. Dispone de un diodo a la entrada que protege la placa de fuentes invertidas y tres condensadores que estabilizan el voltaje de entrada y salida.

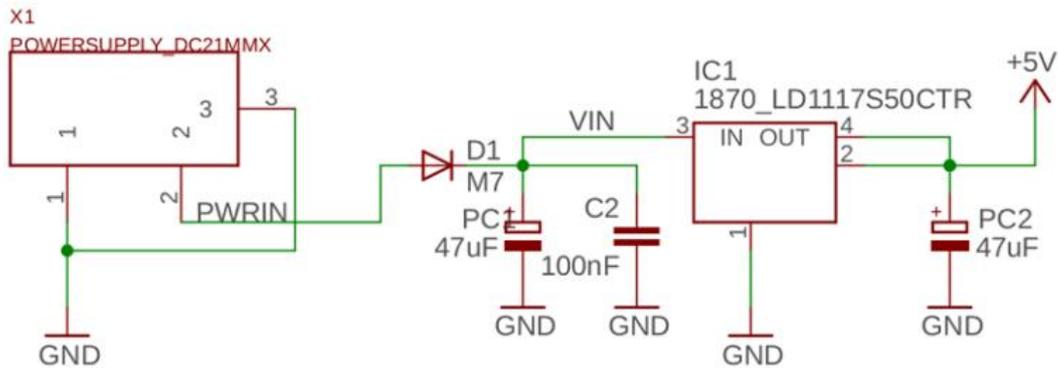


Figura 4.2 Esquemático del regulador LD1117S50

Por otro lado, la relación Voltaje de salida vs Temperatura es muy estable en todo el rango de temperaturas.

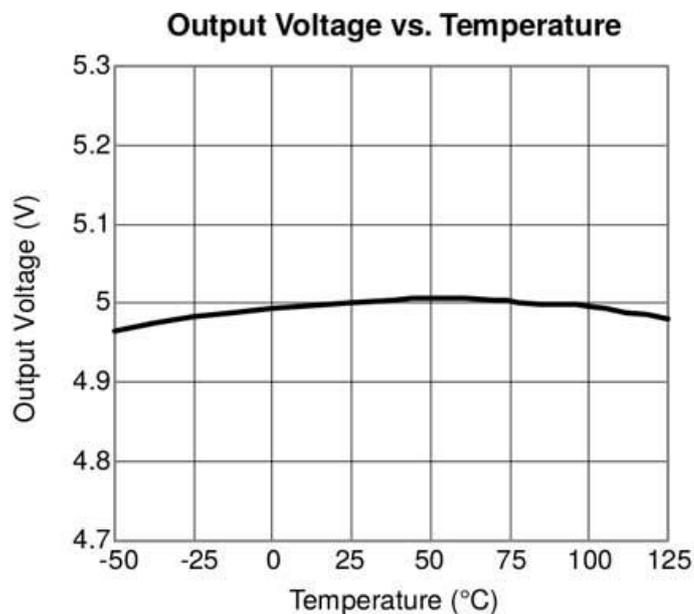


Figura 4.3 Tensión de salida vs Temperatura del regulador LD1117S50

- El LP2985-33DBVR ofrece algo menos de tensión y corriente que el anterior, 3.3V y 150 mA de máxima, y se utiliza para hacer alimentar otros componentes externos a la placa. Hay que tener precaución con lo que se conecta a este pin ya que no está diseñado para un gran consumo.

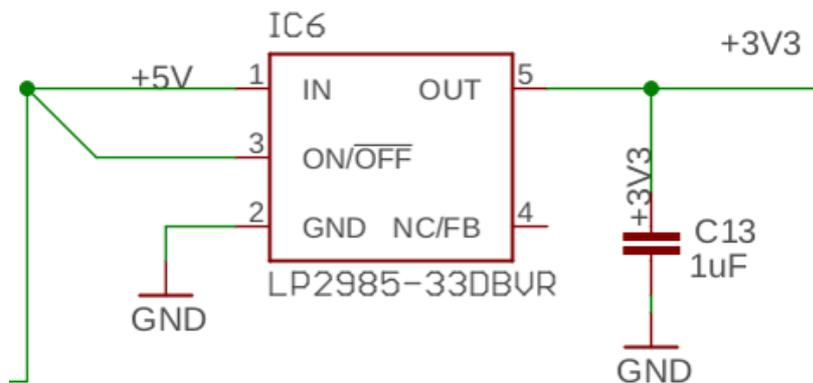


Figura 4.4 Esquemático del regulador LP2985-33DBVR

La siguiente tabla es una comparación del Arduino UNO vs Arduino MEGA 2560, solo se incluirán aquellos parámetros en los que se diferencian una de otra:

PARÁMETRO	ARDUINO UNO	ARDUINO MEGA 2560
Tamaño de la placa	68.6×53.4 mm ²	101.52×53.3 mm ²
Microcontrolador	ATmega328	ATmega2560
Memoria FLASH	32 KB (0.5 KB reservados para el bootloader)	256 KB (8KB reservados para el bootloader)
Memoria SRAM	2 KB	8 KB
Memoria EEPROM	1 KB	4 KB
Entradas/Salidas Digitales	14	54
Salidas Analógicas	6	15
Entradas Analógicas	6	16
Puertos Serial	1	4

Tabla 1 Arduino UNO vs Arduino MEGA 2560

4.2 Sistema de accionamiento

Para el sistema de accionamiento de la prótesis se ha hecho uso de cinco servomotores estándar Parallax de 27 *Ncm*. Se trata de un servo con un rango de acción de 180° y que permite una fácil comunicación con un microcontrolador que ofrezca una salida *PWM* de 50 *Hz*, ideal para brazos robóticos.



Figura 4.5 Servomotor estándar Parallax

Aunque este servomotor tolera tensiones de 9V durante un breve instante de tiempo, el fabricante especifica que la alimentación adecuada está entre 4V y 6V DC y una corriente de 15 a 200 mA (corriente nominal 140 mA). Su escaso peso lo hace ideal para la prótesis, solo 44 gramos cada servomotor, lo que hace un total de 220 gramos.

Debido a que la Arduino MEGA 2560 ofrece una corriente de 40 mA y se van a usar cinco servomotores para hacer funcionar la prótesis, se requerirá de una fuente de alimentación externa poder controlarlos sin falta de potencia ya que se van a mover varios de ellos al mismo tiempo, concretamente los dedos meñique y anular, por un lado, y el pulgar, índice y corazón por otro. Para el proyecto se dispone de varias baterías recargable Li-ion de 7.4V y 2.6Ah, por lo que habrá que diseñar un divisor de tensión para evitar sobretensiones en los servos y provocar la rotura de los mismos. En el datasheet del propio servomotor se ofrece un esquema de cómo conectar la alimentación externa cuando se hace uso de varios servomotores.

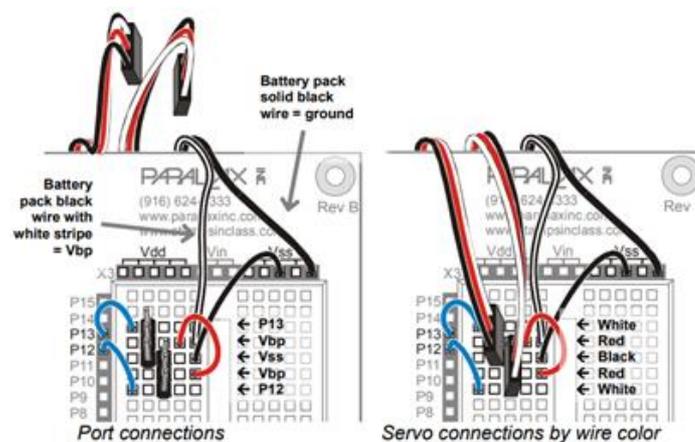


Figura 4.6 Conexión de alimentación externa para el uso de varios servomotores

Para dicho divisor de tensión se va a hacer uso de dos resistencias, una R_1 de $4.8k\Omega$ y una R_2 de $10k\Omega$ para transformar los $7.4V$ de la batería en $5V$ que no dañen los servomotores según la siguiente ecuación:

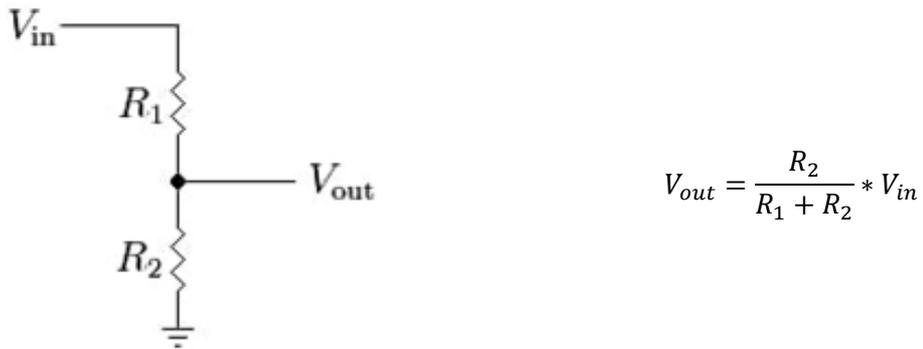


Figura 4.7 Divisor de tensión

Otra opción sería emplear un regulador de voltaje lineal de $5V$, como el $L7805CV$, capaz de transformar una tensión de entrada de entre 7 y 35 en $5V$, dando una corriente a la salida de $1A$. En este caso es aconsejable colocar condensadores a la entrada y salida del dispositivo para evitar picos de corriente no deseados y tener así una respuesta de la tensión más suave. La familia de los $78xx$ se caracteriza por ser dispositivos muy estables, soportando temperaturas de funcionamiento de hasta 150° .

Tras analizar ambas opciones se ha optado por el uso del divisor de tensión en este proyecto, el cual quedaría, junto con los servomotores, conectados de la siguiente manera:

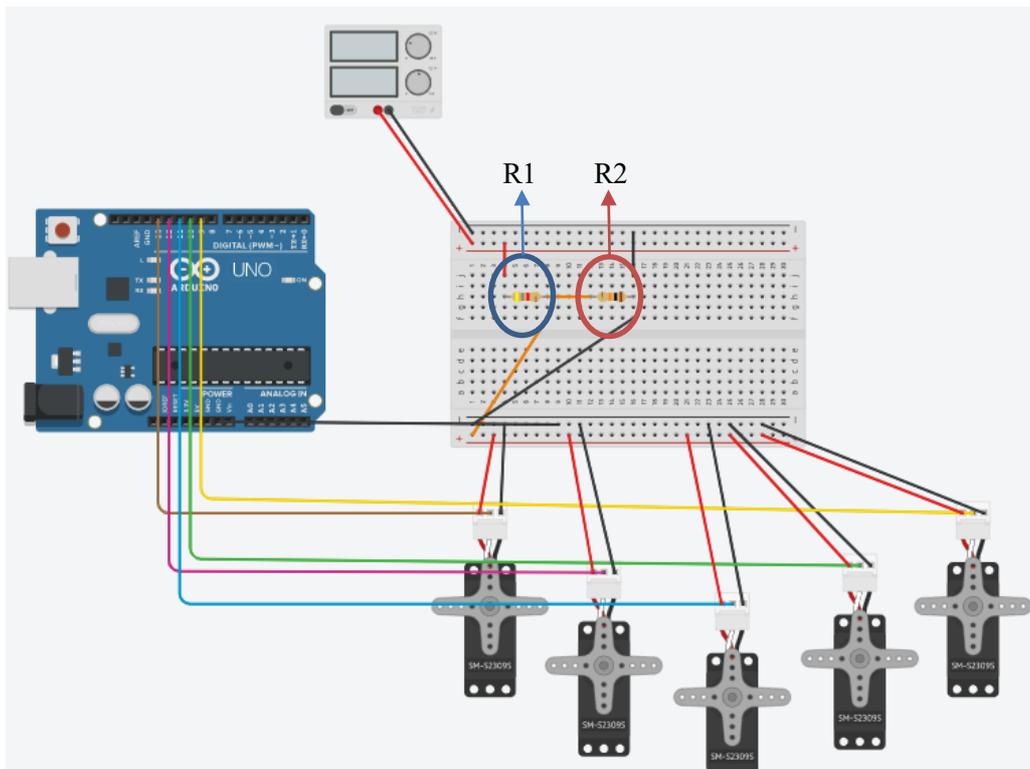


Figura 4.8 Conexión de servomotores a Arduino con alimentación externa y divisor de tensión

4.3 Adquisición de datos

4.3.1 Sensor EMG

La adquisición de datos se realiza mediante unos sensores de electromiografía (EMG) de bajo coste, o sensores musculares de tres derivaciones, conectados a las entradas analógicas del Arduino, capaces de captar el impulso eléctrico que produce el músculo al contraerse. Este tipo de sensores ha tenido su uso en el ámbito de la medicina para el diagnóstico de problemas neuromusculares, pero con el avance de la tecnología y con microcontroladores cada vez más potentes, se emplean con más frecuencia en prótesis y sistemas robóticos.

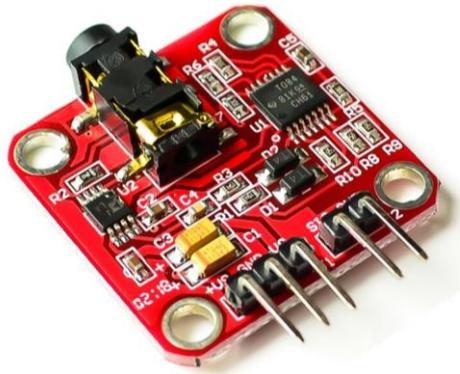


Figura 4.9 Sensor EMG de bajo coste

Está compuesto de varias etapas, observándose en primer lugar la etapa de medida formada por un amplificador de instrumentación (AD8221) el cual puede ser alimentado desde $\pm 2.3V$ hasta $\pm 18V$, aunque el fabricante recomienda una tensión de $\pm 9V$.

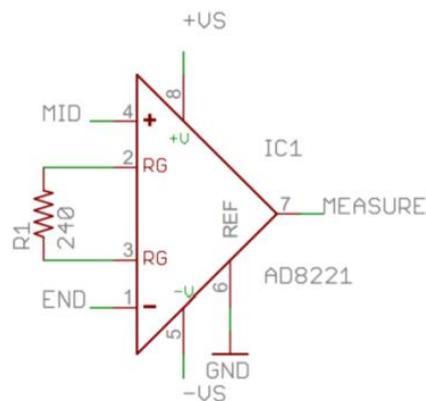


Figura 4.10 Etapa de medida

En segundo lugar, nos encontramos con la etapa de rectificación, necesaria para poder trabajar con los datos obtenidos en Arduino ya que éste lee señales positivas.

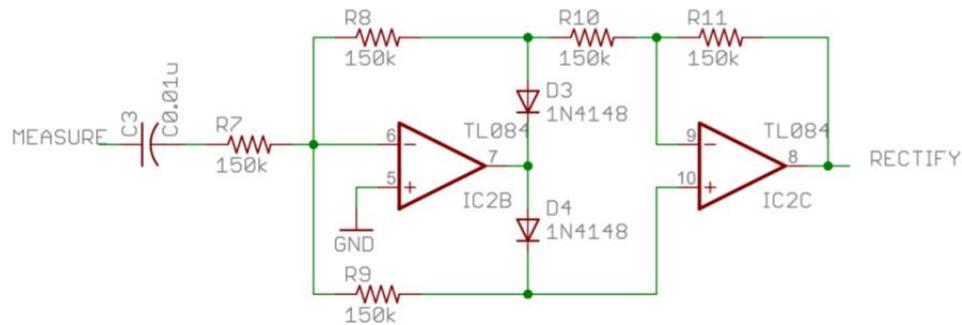


Figura 4.11 Etapa de rectificación

Esta señal rectificada sirve de entrada para la etapa de filtrado. Mediante un filtro analógico con función de transferencia:

$$H(j\omega) = -\frac{R_{13}}{R_2} \frac{1}{R_{13}C_4j\omega + 1}$$

se deja pasar únicamente las bajas frecuencias.

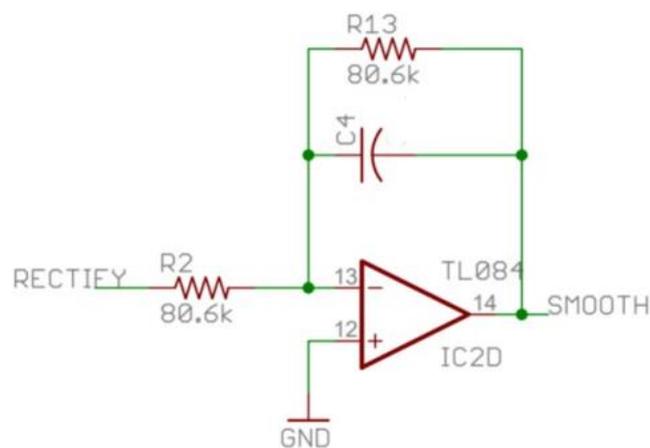


Figura 4.12 Etapa de filtrado

Por último, se observa una etapa de amplificación que ofrece una señal de salida capaz de ser medida por Arduino gracias al producto de la ganancia de esta etapa con la del amplificador de instrumentación. Por otro lado, el potenciómetro presente en la imagen (marcado en rojo) se ha sustituido por una resistencia de 20 k Ω .

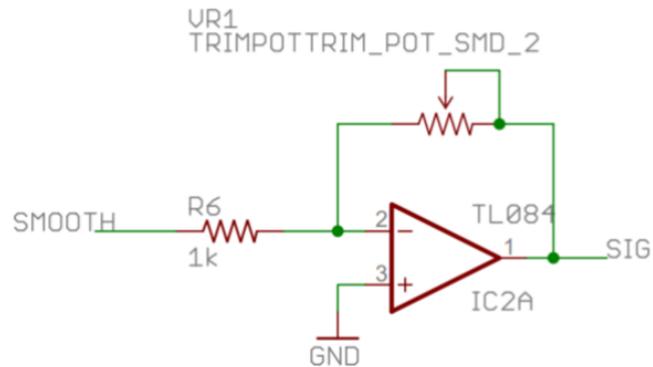


Figura 4.13 Etapa de amplificación

Para alimentar el sensor es necesario el uso de dos pilas de 9V, de tal forma que el terminal positivo de la primera pila conecte con +V_s, el terminal negativo de la segunda pila a -V_s y los terminales negativo de la primera y positivo de la segunda estén conectados entre sí y al pin GND del sensor. Por otro lado, el terminal SIG enlaza con uno de las entradas analógicas de nuestro Arduino, mientras que la otra tierra o GND conecta con la tierra de Arduino. Por último, para recibir la señal del músculo, posicionamos uno de los electrodos lo más cerca posible del centro del músculo, otro al final del mismo y el tercero a alguna parte del cuerpo donde no haya músculo, por ejemplo, el codo.

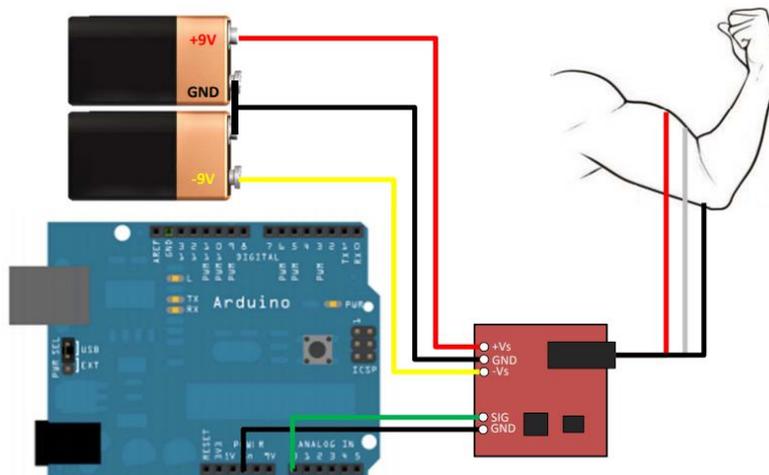


Figura 4.14 Conexión sensor EMG

La señal de salida del sensor no es una señal *RAW EMG* si no que está amplificada, rectificada y suavizada, aunque, debido a su naturaleza, presenta un ruido excesivo que es necesario filtrar. Para ello se ha hecho uso de un filtro de Kalman que se explicará con más detalle en apartados posteriores.

La idea inicial del proyecto era controlar los dedos de forma independiente con un solo sensor, sin embargo, tras realizar numerosos ensayos se llegó a la conclusión de que no era viable debido a la cercanía de los músculos que accionan los dedos y del ruido que presentaba la señal obtenida, haciendo imposible diferenciar

las señales procedentes de los cinco dedos, por lo que se ha optado por usar dos sensores que controlen, por un lado, los dedos meñique y anular y, por el otro, el corazón, índice y pulgar.

4.3.2 Gráficas de los datos obtenidos

Para realizar las pruebas de los sensores musculares (EMG) y visualizar qué ocurre cuando el músculo está relajado o contraído, se posicionan los electrodos en la zona central del antebrazo, cerrando y abriendo la mano, captando la señal EMG a través de la entrada analógica de Arduino.

Se realizaron tres pruebas con diferentes fuerzas de agarre: mínima, media y máxima. En las figuras (4.15), (4.16) y (4.17) se muestran los resultados obtenidos para las pruebas anteriormente mencionadas, llegando a la conclusión de que para tener una señal adecuada para trabajar con ella es necesario realizar una fuerza de intensidad media-alta.

La idea inicial fue la de realizar la transformada de Fourier de las señales obtenidas por el sensor muscular mediante la FFT (*Fast Fourier Transform*), siendo un algoritmo muy eficiente desde un punto de vista computacional.

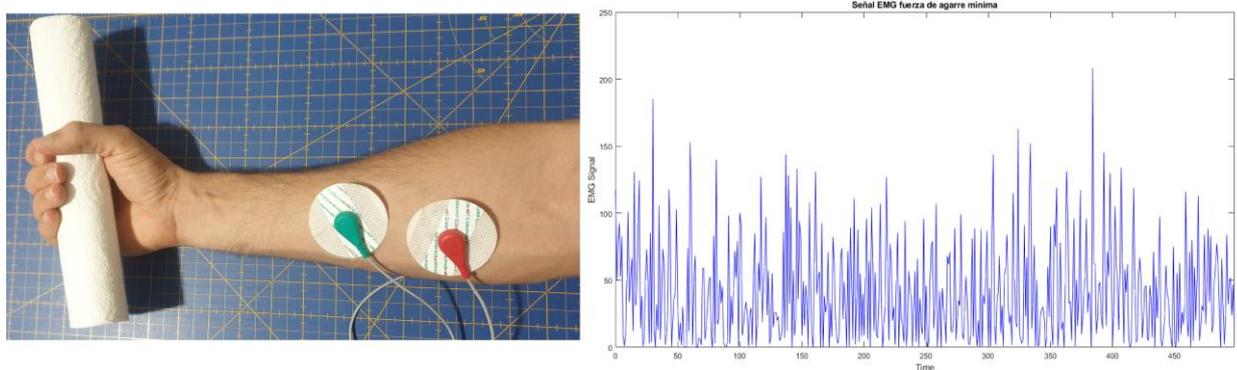


Figura 4.15 Señal EMG ejerciendo fuerza de agarre mínima

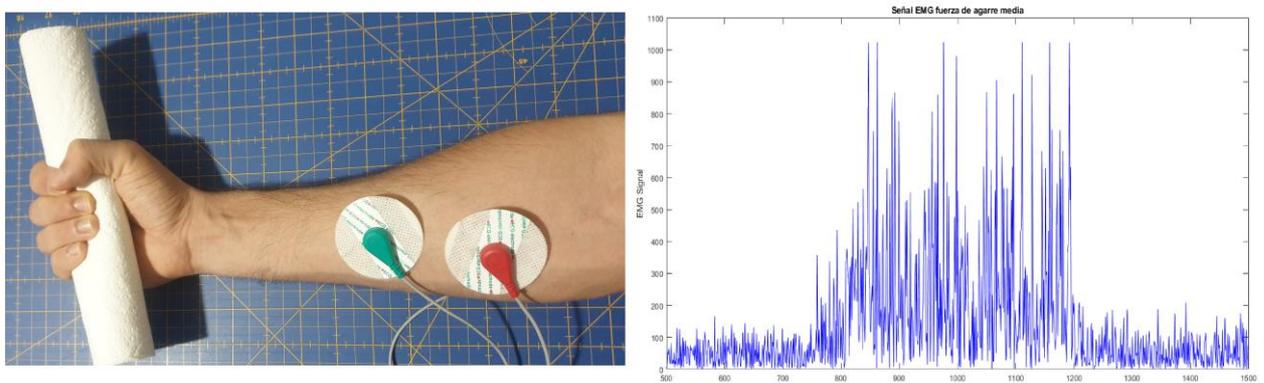


Figura 4.17 Señal EMG ejerciendo fuerza de agarre media

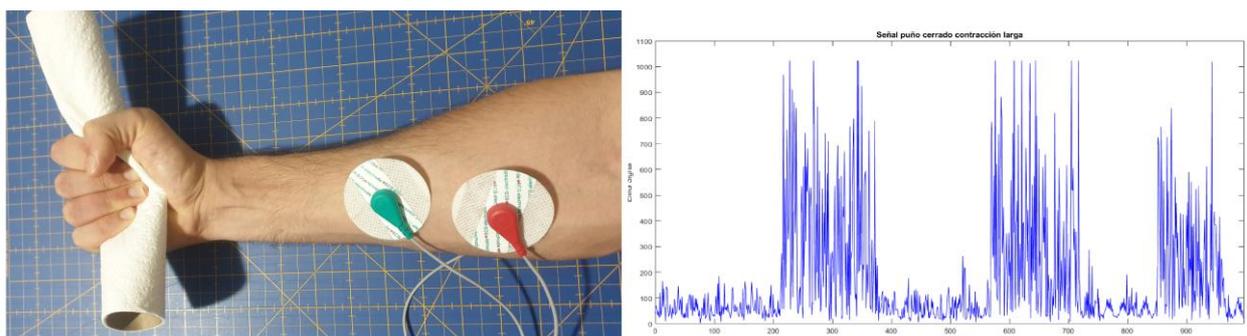


Figura 4.16 Señal EMG ejerciendo fuerza de agarre máxima

El objetivo era transformar la señal del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia para controlar cada dedo de manera independiente atendiendo a la frecuencia de éstos al contraer los músculos. Si bien las primeras pruebas siguiendo esta metodología ofrecían datos positivos para conseguir el objetivo ya que las señales de cada dedo parecían seguir un patrón que podía usarse para realizar dicho control mediante IA , esta idea se descartó porque después de varias pruebas se observó que no seguían ningún patrón.

Tras realizar numerosas pruebas para intentar explicar esta ausencia de patrón, se llegó a la conclusión de que el problema provenía de la baja calidad del sensor EMG y, aún más importante, de los electrodos. La baja adherencia de éstos a la piel, incluso usando gel conductor y ejerciendo fuerza de éstos contra el brazo mediante correas, y la interferencia de los músculos colindantes, hacían que fuese imposible establecer un patrón aceptable.

A continuación, se muestran las gráficas de las pruebas anteriormente mencionadas. En la figura (4.19) se observa cómo al estar la mano relajada, sin interferencia muscular alguna, la señal sigue un patrón que podría usarse para el control. Sin embargo, al contraer el puño, este patrón se pierde.

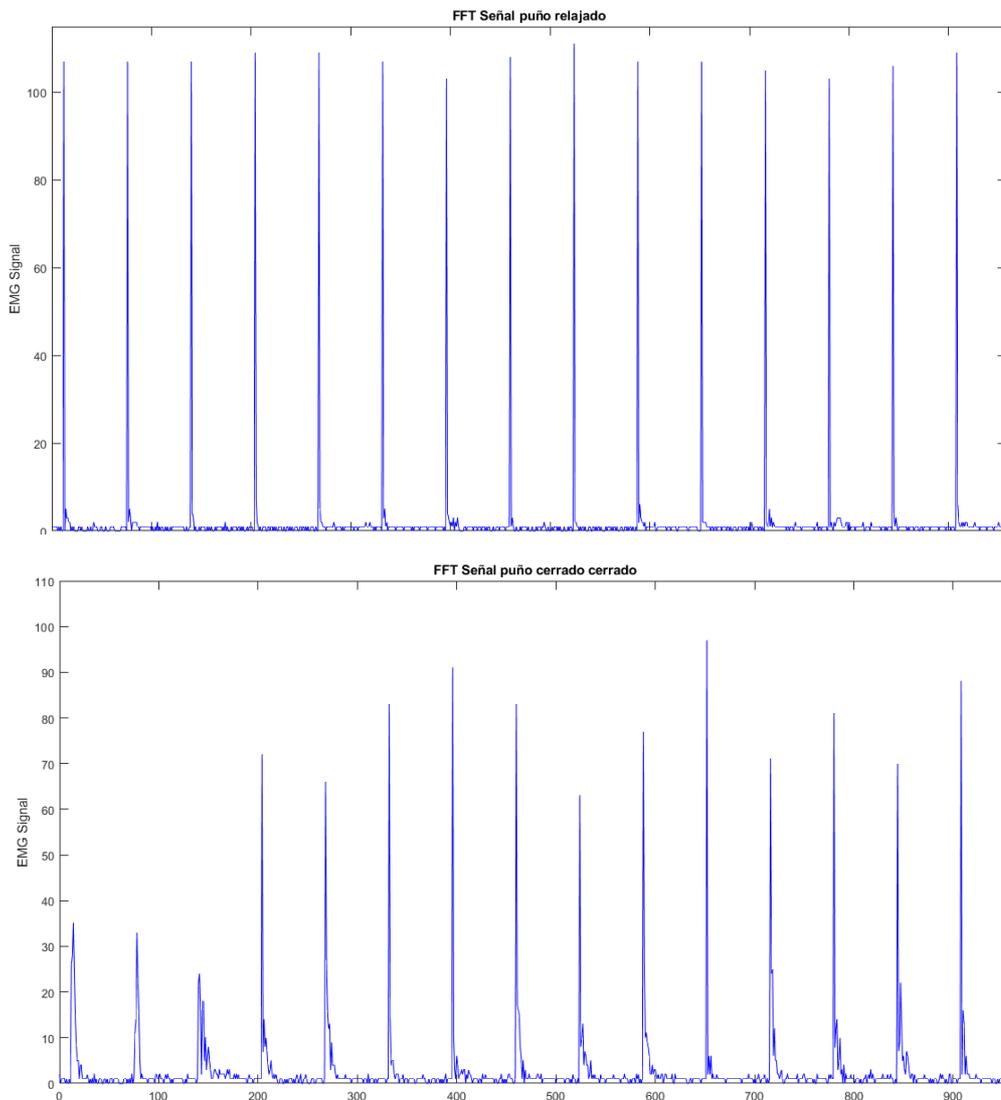


Figura 4.18 FFT señal mano relajada y mano contraída

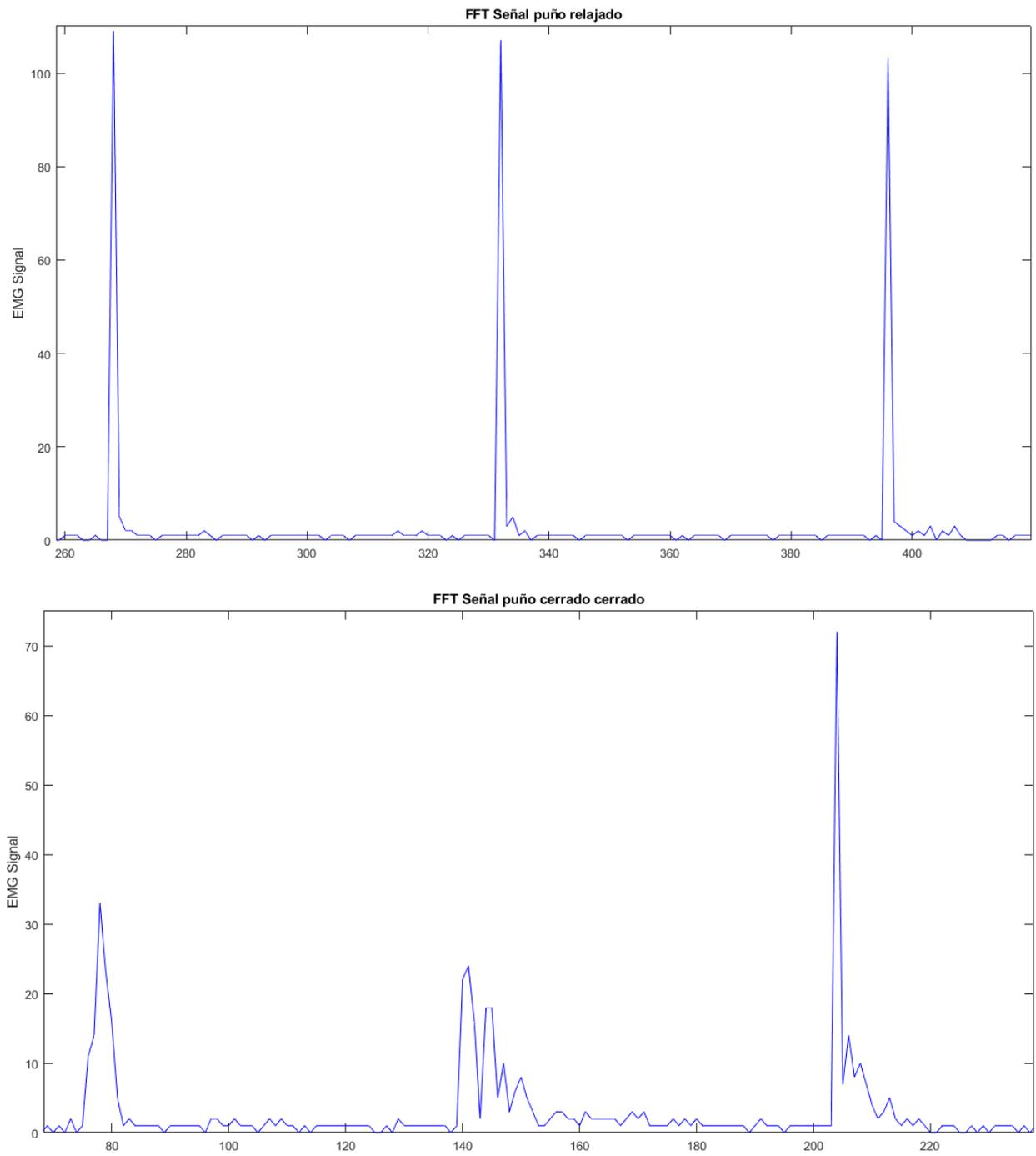


Figura 4.19 FFT señal mano relajada y mano contraída, ampliadas

En estas gráficas se representa la FFT de las señales EMG de cada dedo contraído. En ellas se observa claramente que no existe ningún tipo de patrón.

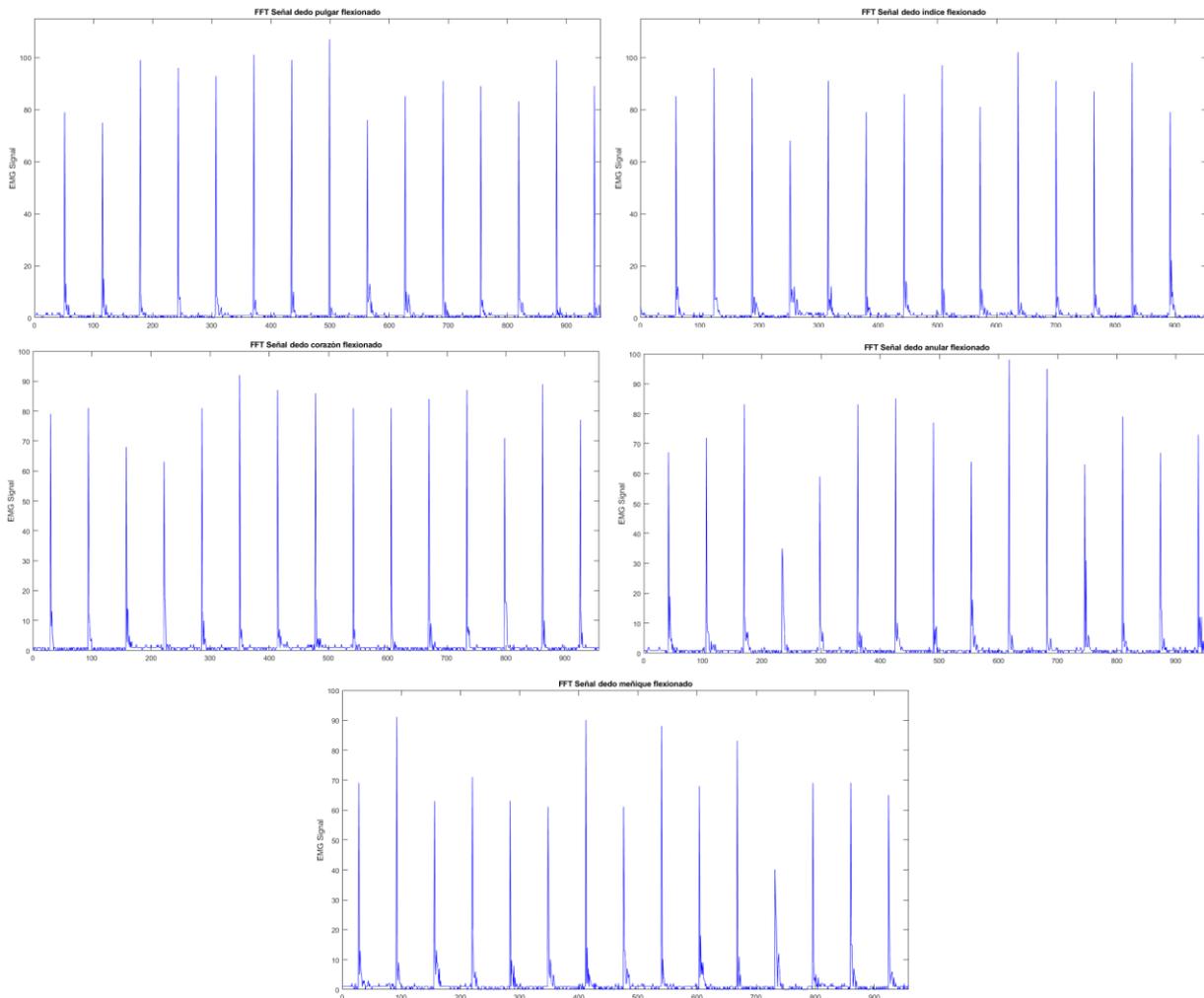


Figura 4.20 FFT señal dedos de la mano contraídos

Una vez realizadas las pruebas para comprobar la validez de usar la *FFT* de las señales obtenidas por el sensor con el objetivo de controlar cada dedo de forma independiente mediante *IA* atendiendo a la frecuencia de éstos, y concluyendo su inviabilidad, se optó por comenzar una segunda línea de investigación basada en el uso de dos sensores.

Tras demostrar que con el uso de un solo sensor no se podían alcanzar los objetivos iniciales, se aumentó el número de sensores para intentar alcanzar un nuevo objetivo. En este caso se emplea un sensor *EMG* para controlar el lado derecho de la mano compuesto por los dedos pulgar, índice y corazón, y otro sensor para el lado izquierdo, formado por los dedos meñique y anular.

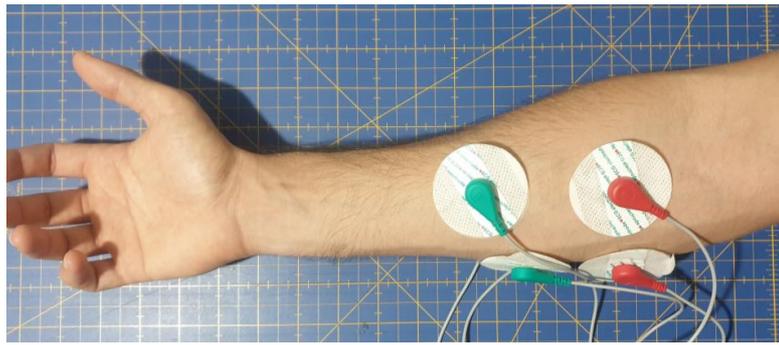


Figura 4.21 Conexión de electrodos, tres por cada sensor

La ventaja de dividir la mano en dos secciones independientes reside en el ahorro de batería al utilizar únicamente aquella parte de la mano necesaria para el agarre del objeto deseado. Por ejemplo, si se quisiera coger una llave o un bolígrafo, sería innecesario consumir energía para mover los servomotores correspondientes a los dedos meñique y anular, ya que éstos no intervienen en el agarre de objetos de este tamaño.

Seguidamente, se muestran las gráficas de ambos sensores al flexionar cada conjunto de dedos.

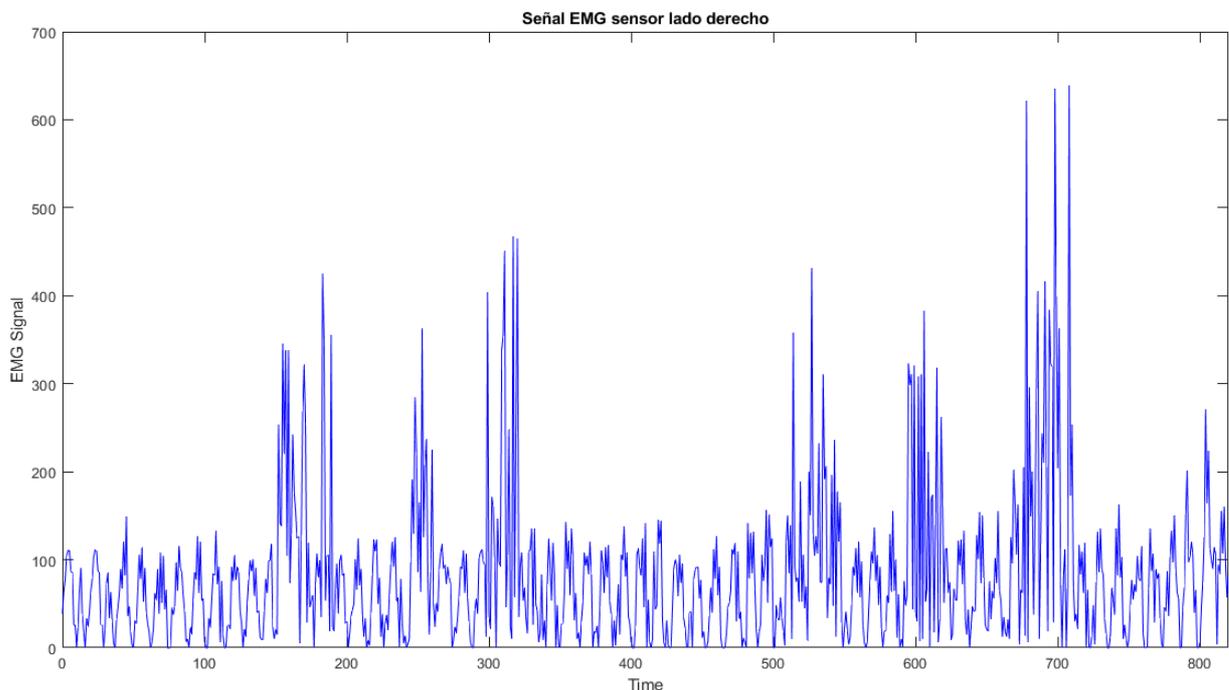


Figura 4.22 Señal EMG lado derecho de la mano

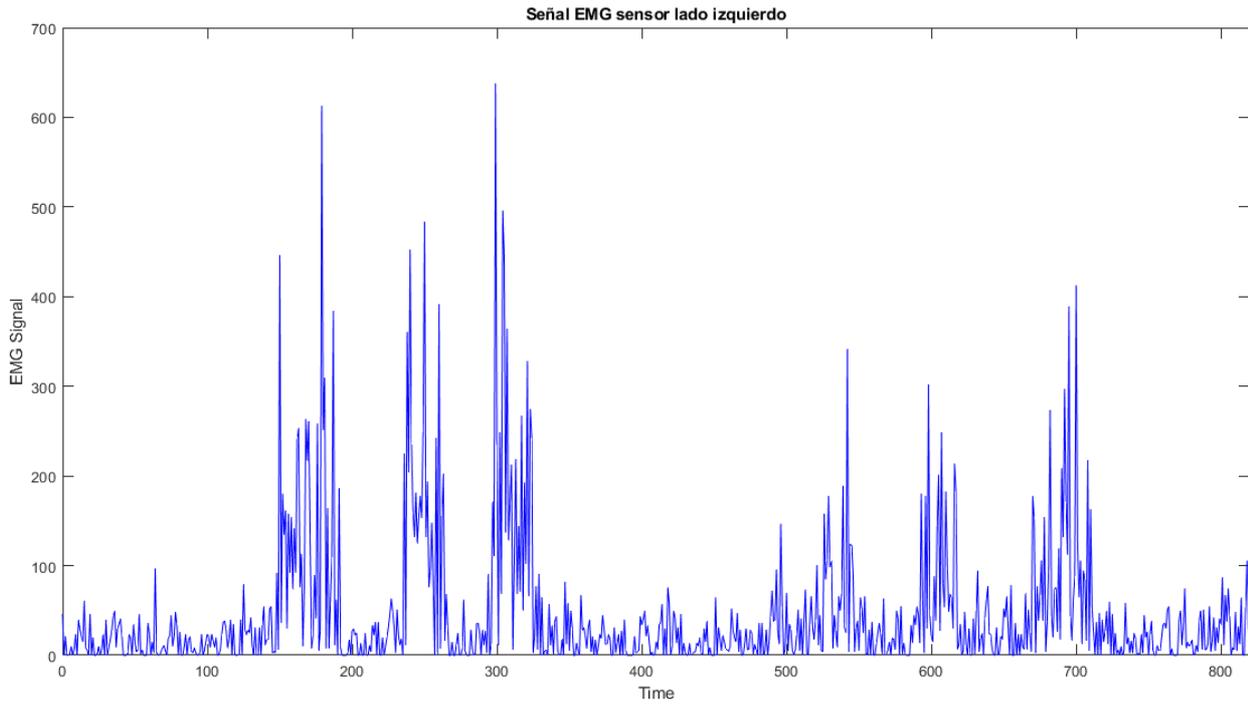


Figura 4.23 Señal EMG lado izquierdo de la mano

5 FILTRO DE KALMAN

El filtro de Kalman, cuyo nombre se debe a su diseñador Rudolf E. Kalman, es uno de los mecanismos de predicción más usados en la actualidad para tareas de localización, radar o control, entre muchas otras. Este predice el estado del sistema basándose en estimaciones pasadas, teniendo en cuenta, no solo el modelo dinámico o de espacio de estados del sistema, sino el ruido o incertidumbre de medición y del proceso (error dinámico del modelo).

5.1 Metodología

Un parámetro muy importante en el filtro de Kalman es la varianza, que mide la dispersión de los datos obtenidos y que es igual al cuadrado de la desviación estándar, σ^2 . Para llegar a esto, se halla la desviación existente entre cada dato del conjunto y la media de este, todo al cuadrado para evitar términos negativos.

$$(x_n - \mu)^2, \text{ siendo } \mu \text{ la media}$$

La varianza de todo el conjunto se determina con el valor promedio de las desviaciones de cada dato con la media menos la unidad, siendo esto necesario para conseguir que la media converja a la real, obteniendo así un buen estimador.

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{n=1}^N (x_n - \mu)^2}{N}$$

Un valor elevado de la varianza significa que existe una variación grande entre la medida del sensor en un momento específico y la media de todo el conjunto de datos. Cuanto mayor sea el número de datos N que se usen en el estudio, más precisa será la estimación que se realice.

Por otra parte, es conveniente aclarar la diferencia entre exactitud y precisión, ya que ambas forman la estimación:

- La exactitud determina lo cerca que se encuentra el dato medido del valor real.
- La precisión indica lo que varían las medidas del mismo parámetro entre sí. A la precisión de la medición también se le conoce como ruido de medición.

De este modo, una estimación puede presentar alta precisión y baja exactitud, o viceversa.

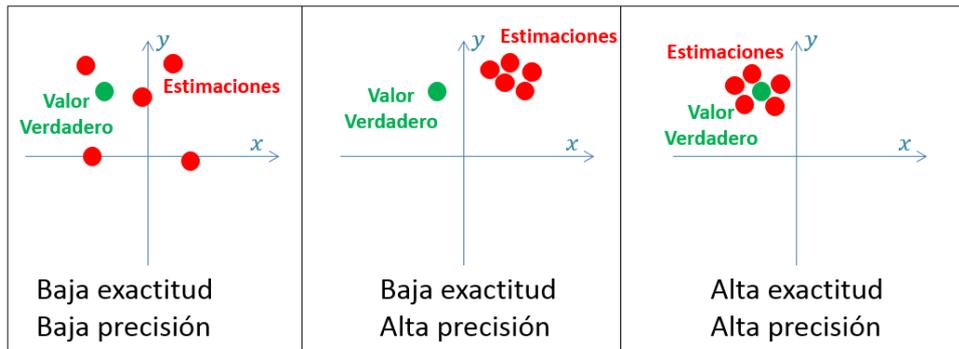


Figura 5.1 Exactitud y precisión de datos

Una baja varianza es sinónimo de sistemas con una precisión alta, siendo producida por errores de medición aleatorio. Por otro lado, la baja exactitud recibe el nombre de sistemas sesgados debido a que presentan errores sistemáticos.

El filtro de Kalman tiene dos etapas diferenciadas, actualización y predicción, teniendo como entradas:

- La inicialización, de la que se obtiene:
 - ❖ El estado inicial del sistema $x'_{0,0}$
 - ❖ La incertidumbre inicial del estado $p_{0,0}$ (covarianza, aunque en nuestro caso al tratarse de una misma señal hablaremos de varianza), realizando esto una sola vez y se obtienen de otro sistema o por conjeturas.
- La medición, que al igual que en la inicialización proporciona dos parámetros:
 - ❖ Medición del estado del sistema z_n
 - ❖ Incertidumbre de medida r_n , realizándolo cada ciclo del filtro.

Como salidas se tiene:

- La estimación del estado del sistema $x'_{n,n}$
- La incertidumbre estimada $p_{n,n}$.

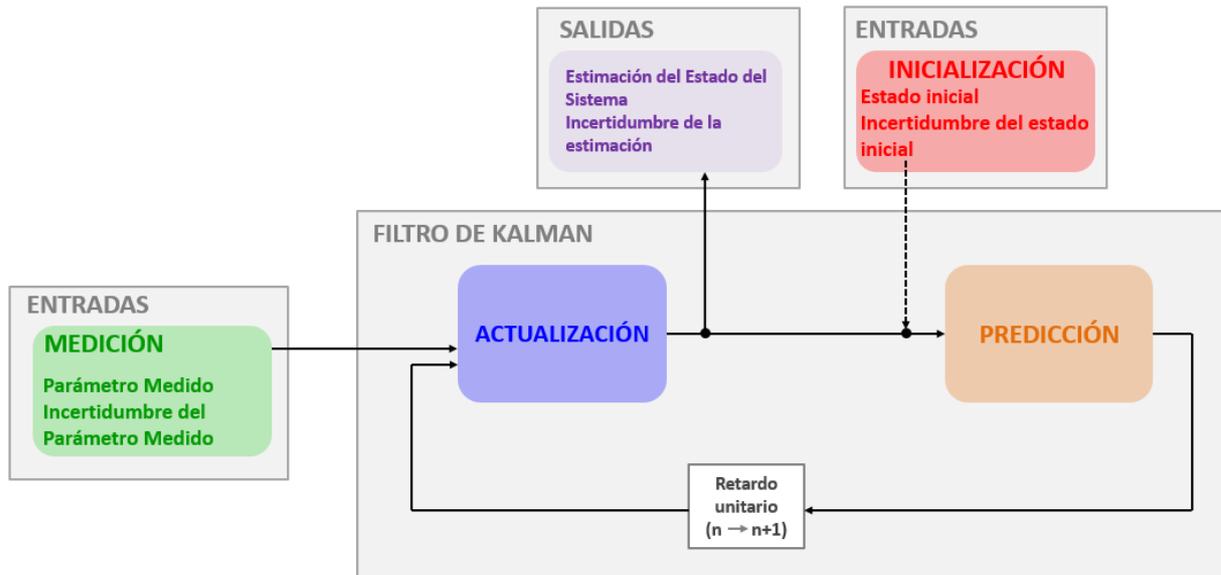


Figura 5.2 Esquema del filtro de Kalman

Por lo tanto, los pasos que sigue el filtro de Kalman (suponiendo únicamente la iteración inicial y primera) serían:

- Iteración inicial:
 - ❖ En la etapa de inicialización: asignar valores al estado inicial del sistema $x'_{0,0}$ y la incertidumbre inicial del estado $p_{0,0}$, teniendo en cuenta que para una rápida convergencia del filtro serán necesarios valores significativos.
 - ❖ En la etapa de predicción, el estado del sistema va a ser el mismo que el inicial, mientras que la incertidumbre del estado será:

$$p_{n,n-1} = p_{0,0} + q, \text{ siendo } q \text{ la varianza del ruido del proceso}$$

- Primera iteración:
 - ❖ En la etapa de medición, se obtiene la medición del estado del sistema z_n e incertidumbre de medida r_n .
 - ❖ En la etapa de actualización se obtiene:
 - Ganancia de Kalman:

$$K_n = \frac{p_{n,n-1}}{p_{n,n-1} + r_n}$$

- Actualización del estado:

$$x'_{n,n} = x'_{n,n-1} + K_n * (z_n - x'_{n,n-1})$$

- Actualización de la varianza:

$$p_{n,n} = (1 - K_n) * p_{n,n-1}, \text{ con } (1 - K_n) \leq 1$$

Por último, se extrapola tanto el estado del sistema,

$$x'_{n,n-1} = x'_{n-1,n-1}$$

como la varianza,

$$p_{n,n-1} = p_{n-1,n-1} + q$$



Figura 5.3 Filtro de Kalman para el análisis de operaciones en bolsa

5.2 Señales EMG filtradas con filtro de Kalman

Tras observar la señal EMG recibida por los sensores, que se pueden consultar en el apartado [4.3.2], se decide filtrar dicha señal con el objetivo de tener una respuesta más limpia con la que poder trabajar.

Como se explicará en el apartado de *Control de la prótesis* [6], la varianza necesaria para realizar este filtro se calcula en el instante inicial de la puesta en marcha de la prótesis con idea de tener un filtro lo más preciso posible.

A continuación, se muestran gráficas de las señales EMG recibidas por ambos sensores, así como del filtro diseñado.

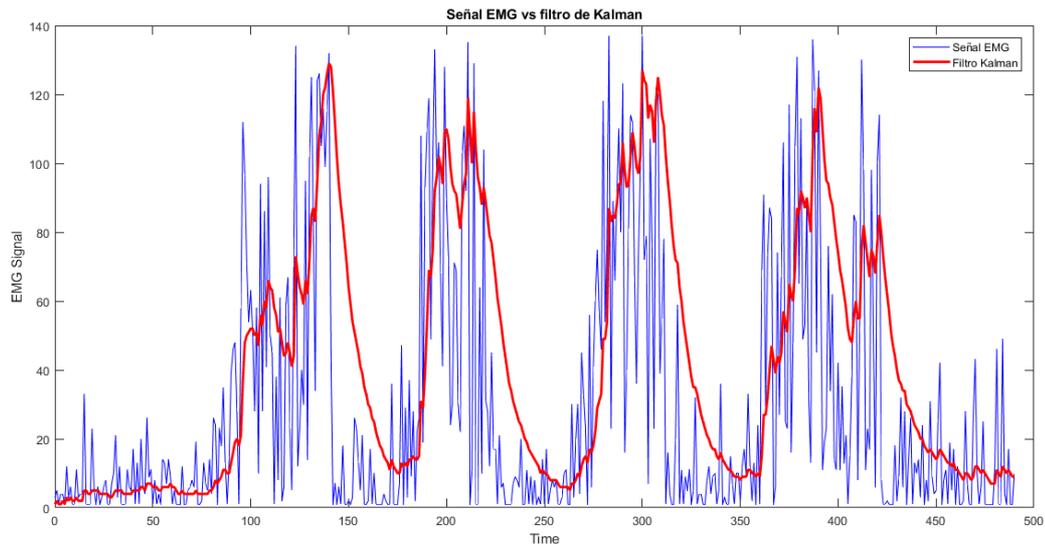


Figura 5.5 Señal EMG vs Filtro de Kalman del lado derecho de la mano

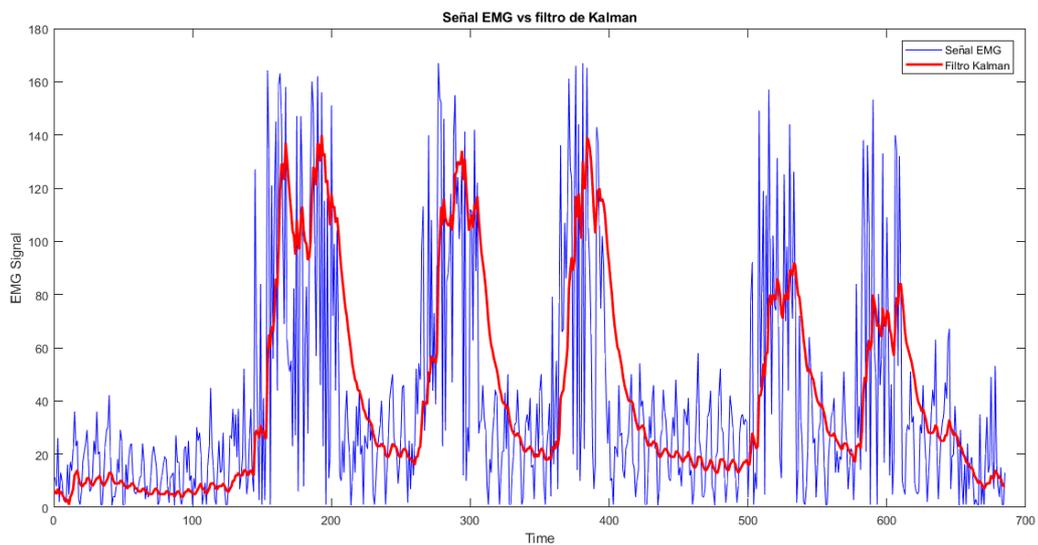


Figura 5.4 Señal EMG vs Filtro de Kalman del lado izquierdo de la mano

Se puede apreciar en ambas gráficas cómo el filtro cumple su función, aunque, debido al alto valor de la varianza, la respuesta no es tan suave como sería de esperar.

6 CONTROL DE LA PRÓTESIS

El control de la prótesis consistirá en un todo o nada atendiendo a tres “módulos”: control del lado izquierdo de la mano (compuesto por los dedos meñique y anular), control del lado derecho (formado por los dedos pulgar, índice y corazón) y control total de la mano (apertura y cierre de la mano al completo).

6.1 Control

Para el correcto funcionamiento del programa que controla la prótesis se incluye en primer lugar las librerías necesarias, así como la declaración de todas aquellas variables necesarias. En este caso se emplearán las librerías *Servo.h*, para el control de hasta 48 servomotores usando un solo temporizador en Arduino MEGA, quedando esta cantidad reducida hasta 12 servos en la mayoría de placas, y *Crescer.h*, librería gratuita que facilita el uso de temporizadores sin retardo diseñada por la empresa *Crescer Engenharia* dedicada a la automatización, electrónica integrada e IoT.

Lo primero de lo que se encarga el programa es de realizar el cálculo de la varianza de cada sensor usando las primeras 500 muestras, de este modo cada vez que se alimente el microcontrolador para usar la prótesis tomará una varianza distinta en función de la señal que reciban los sensores. Esto se ha diseñado así debido a que, con el uso, los electrodos pierden precisión y de esta forma nos aseguramos que cuando el filtro de Kalman haga uso de dicho valor, éste sea capaz de estimar de la mejor forma posible. Se toma el valor captado por el sensor y se calcula el correspondiente voltaje, almacenando éste en un vector y calculando, por otro lado, el valor promedio de la señal. Por último, se halla el sumatorio del cuadrado de la diferencia entre la señal actual y el promedio y se realiza el cociente con el número de muestras seleccionadas. Básicamente lo que se hace es implementar la ecuación de la varianza o desviación típica al cuadrado, que para una misma señal coincide:

$$\sigma^2 = V(x) = \frac{\sum_{n=1}^N (x_n - \mu)^2}{N - 1}, \text{ siendo } \mu \text{ la media aritmética}$$

Durante el proceso es necesario que el sujeto no contraiga el músculo. Cuando el cálculo haya finalizado, los dedos se moverán a posición 0 o mano abierta y se establece el valor de la bandera a 1 para no realizar éste cálculo de nuevo hasta que no se reinicie el microcontrolador.

```

// Cálculo de la varianza
if (flag == 0) { // Bandera para entrar una sola vez en el bucle

    for (i = 0; i < N; i++) { // N= 500

        sensorValR = analogRead(A0);
        delay(15);
        sensorValL = analogRead(A1);
        delay(15);

        voltage_R = sensorValR * 5.0 / 1023.0; //Transforma la señal a voltaje
        voltage_L = sensorValL * 5.0 / 1023.0;
        muestras_iniciales_R[i] = voltage_R; // Se almacena en un vector
        muestras_iniciales_L[i] = voltage_L;
        promedio_R = voltage_R + promedio_R;
        promedio_L = voltage_L + promedio_L;
    }

    promedio_R = (float) promedio_R / n; // Se calcula el valor promedio
    promedio_L = (float) promedio_L / n;

    for (int i = 0; i < N; i++) {

        num_R = ((muestras_iniciales_R[i] -
        promedio_R) * (muestras_iniciales_R[i] - promedio_R)) + num_R;

        num_L = ((muestras_iniciales_L[i] -
        promedio_L) * (muestras_iniciales_L[i] - promedio_L)) + num_L;
    }

    // Valor de la varianza de cada sensor
    varVolt_R = (float) num_R / n;
    varVolt_L = (float) num_L / n;

    servoindex.write(0);
    servomajeure.write(0);
    servothumb.write(0);
    servoringfinger.write(0);
    servopinky.write(0);
    flag = 1;
}
}

```

Código 1 Cálculo de la varianza de la señal en Arduino

Tras realizar el cálculo de la varianza se procede a implementar el filtro de Kalman, el cual está detallado en otro apartado de este proyecto. Básicamente el proceso consiste en recoger los datos medidos por los sensores y la incertidumbre calculada anteriormente con la varianza e introducirla en la etapa de actualización. Esto dará como salida la estimación del estado del sistema y la incertidumbre de la estimación que, junto con el estado inicial y su incertidumbre, sirven de entrada para la etapa de predicción. En este proyecto se emplean dos filtros de Kalman, uno por cada sensor, y, por último, se amplía el resultado para poder trabajar mejor con las condiciones del control.

```
// Filtro de Kalman para dedos meñique y anular
PcL = PL + varProcessL;
GL = PcL/(PcL + varVolt_L); // Ganancia de Kalman
PL = (1-GL)*PcL; // Actualización de incertidumbre de estado
XpL = XeL; // Estado durante la estimación previa
ZpL = XpL;
XeL = GL*(voltage_L-ZpL)+XpL; // Estimación de Kalman de la señal
AmpL = XeL*10;

// Filtro de Kalman para dedos pulgar, índice y corazón
PcR = PR + varProcessR;
GR = PcR/(PcR + varVolt_R);
PR = (1-GR)*PcR;
XpR = XeR;
ZpR = XpR;
XeR = GR*(voltage_R-ZpR)+XpR;
AmpR = XeR*10;
```

Código 2 Código del filtro de Kalman en Arduino

El control que se ha usado es un todo o nada dividido en tres condiciones, siendo las dos primeras para el control independiente de los dedos meñique y anular, por un lado, y pulgar, índice y corazón por otro. La última condición es para el control de acción de la mano al completo, a la cual solo se entra si no se encuentra ningún dedo flexionado. Se ha diseñado de tal forma que no sea necesario están contrayendo el músculo para mantener los dedos de la prótesis accionada, si no que se accionen cuando se detecta que se han superado ciertos límites durante 1 segundo.

Al control del lado derecho se accede cuando el valor del filtro de Kalman para el sensor dispuesto en este lado es superior al del lado izquierdo y, además, es superior a cierto valor. Éste es inferior que para la condición del lado izquierdo ya que los músculos que accionan los tres dedos del lado derecho están más lejos de los electrodos y la señal es más débil. Si durante 1 segundo la señal supera la condición anterior, se accede a una última condicional en la que, si los tres dedos de la mano derecha estaban en posición de reposo cambian a flexionados y viceversa.

```
// Control de dedos pulgar, índice y corazón
if (AmpR>AmpL && AmpR>8){
    if (templ.Saida(1)) {
        if (pos_R == 180){
            pos_R = 0;
            servoindex.write(pos_R);
            servomajeure.write(pos_R);
            delay(100);
            servothumb.write(pos_R);
            flag_R = 0;
            templ.Saida(0);
        }
        else{
            flag_R = 1;
            pos_R = 180;
            servoindex.write(pos_R);
            servomajeure.write(pos_R);
            delay(100);
            servothumb.write(pos_R);
            templ.Saida(0);
        }
    }
}
```

Código 3 Código de control de los dedos pulgar, índice y corazón en Arduino

Para el control del lado izquierdo se realiza el mismo procedimiento que para el derecho, pero cuando el valor del filtro de Kalman para el lado izquierdo sea mayor que el del lado derecho y, además, superior a cierto valor, siendo este mayor que en el caso anterior, como ya se ha comentado.

```
// Control dedos meñique y anular
if (AmpL>AmpR && AmpL>14) {
  if(temp1.Saida(1)){
    if(pos_L == 180){
      for (pos_L = 180; pos_L > 0; pos_L--)
      {
        //pos_L = 0;
        servoringfinger.write(pos_L);
        servopinky.write(pos_L);
        delay(10);
      }
      flag_L = 0;
      temp1.Saida(0);
    }
    else{
      for (pos_L = 0; pos_L > 180; pos_L++)
      {
        //pos_L = 180;
        servoringfinger.write(pos_L);
        servopinky.write(pos_L);
        delay(10);
      }
      temp1.Saida(0);
      flag_L = 1;
    }
  }
}
```

Código 4 Código de control de los dedos meñique y anular en Arduino

La última condición se encarga del control de la mano completa, abriéndola o cerrándola, que se cumple si tanto el valor del filtro de Kalman del lado derecho como del lado izquierdo es superior es superior a cierto valor, mayor que los anteriores ya que al contraer los músculos para flexionar la mano por completo se ejerce una fuerza muy superior a la que se ejercería al flexionar los dedos por separado, y si tanto el lado derecho como izquierdo se encuentra en reposo.

```
// Control mano abierta/cerrada
if (AmpL > 25 && AmpR > 25 && flag_R == 0 && flag_L == 0) {
  if (templ.Saida(1)) {
    if (pos == 180) {
      pos = 0;
      servoindex.write(pos);
      servomajeure.write(pos);
      servoringfinger.write(pos);
      servopinky.write(pos);
      delay(100);
      servothumb.write(pos);
      templ.Saida(0);
    }
    else{
      pos = 180;
      servoindex.write(pos);
      servomajeure.write(pos);
      servoringfinger.write(pos);
      servopinky.write(pos);
      delay(100);
      servothumb.write(pos);
      templ.Saida(0);
    }
  }
}
```

Código 5 Código para el control total de la mano en Arduino

7 PRUEBAS CON LA PRÓTESIS BIÓNICA

Tras recibir las señales EMG mediante los sensores de bajo coste, filtrar dicha señal para limpiarla con un filtro de Kalman y poder trabajar con ella y habiendo diseñado el control que va a conseguir que la prótesis actúe de la forma más eficiente posible, es el momento de realizar las pruebas necesarias para comprobar el correcto funcionamiento de la prótesis de estudio.

Para esta comprobación, se han elegido una serie de objetos atendiendo a su forma y tamaño para observar cómo se comporta la prótesis en el momento del agarre con cada uno de ellos. Se han usado los siguientes objetos: frasco de colonia, teléfono móvil, brick, destornillador eléctrico, caja de cereales, rotuladores de varios tamaños, objetos esféricos tales como una mandarina, una pelota de ping-pong y un melocotón, llave inglesa, utensilio de cocina, jarra de plástico y llave de coche.

Como ya sabemos, las manos realizan varios movimientos, entre ellos abducción-aducción y flexión-extensión. Sin embargo, nuestra prótesis solo realiza este último movimiento, por lo que realizar el Protocolo de Evaluación de Manos Antropomórficas (AHAP) no resulta muy útil. No obstante, se va a evaluar la prótesis teniendo de base este estudio para comprobar la validez o no de la prótesis.

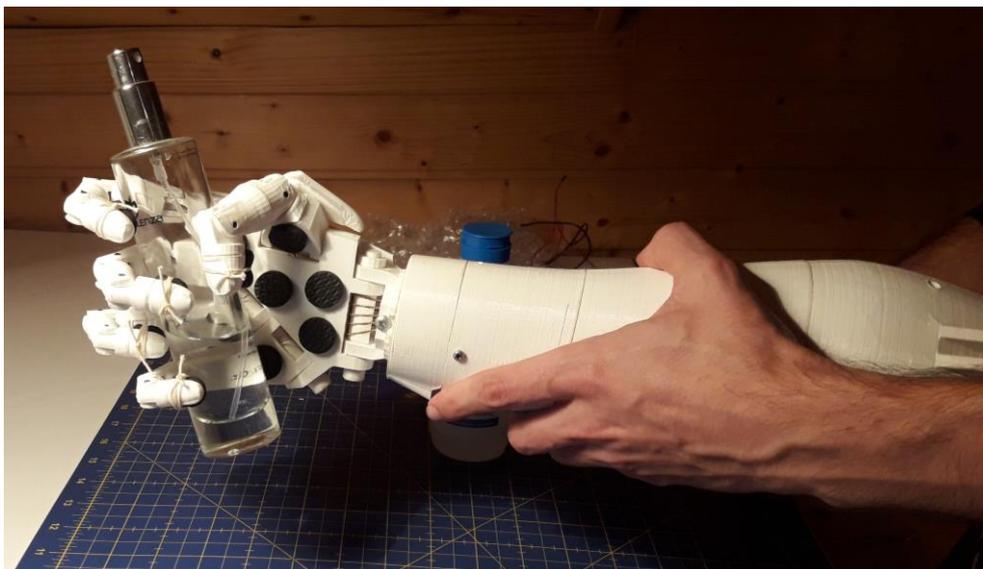


Figura 7.1 Agarre total frasco de colonia (20cm altura y 3cm Ø)

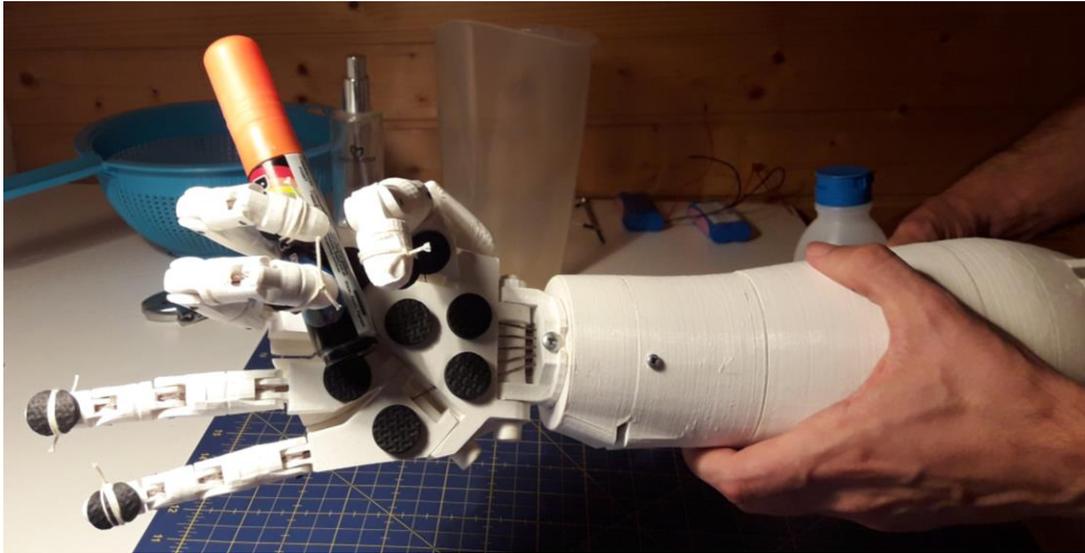


Figura 7.2 Agarre lado derecho de mano de rotulador grueso (12cm altura y 2cm Ø)

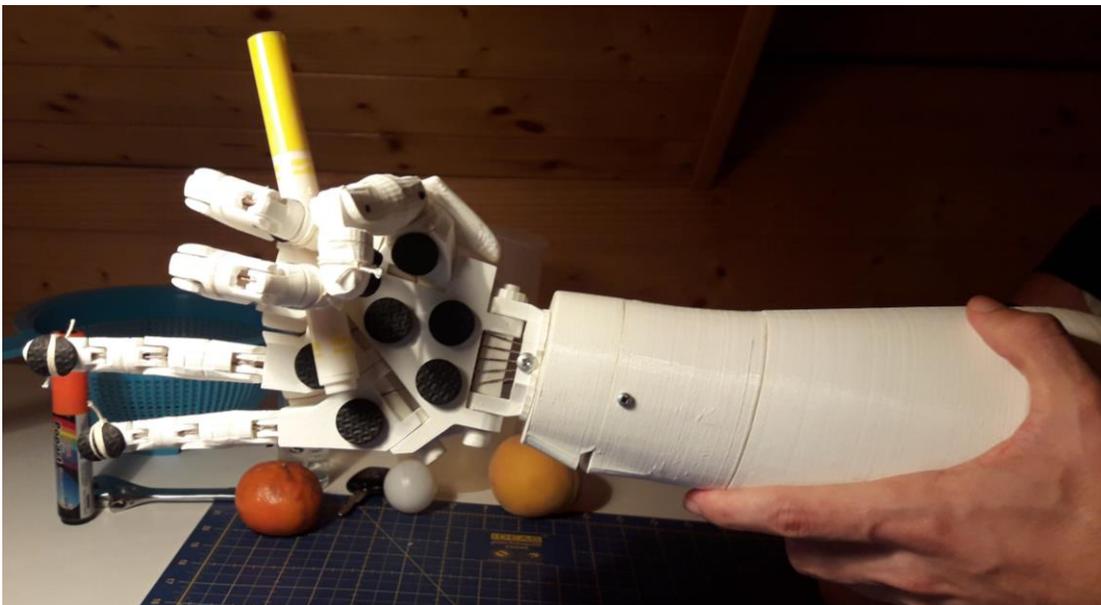


Figura 7.3 Agarre lado derecho de mano de rotulador fino (12cm altura y 1cm Ø)

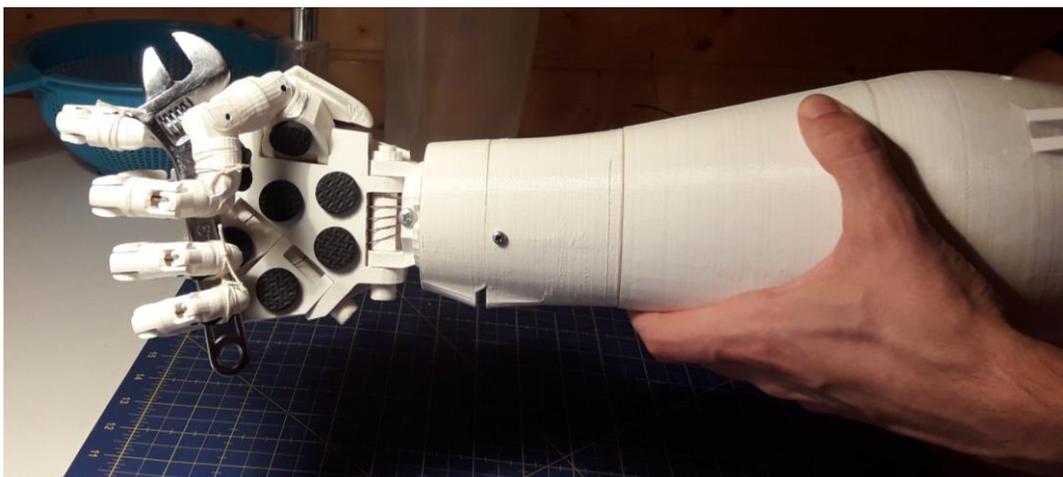


Figura 7.4 Agarre total de llave inglesa (12cm altura)

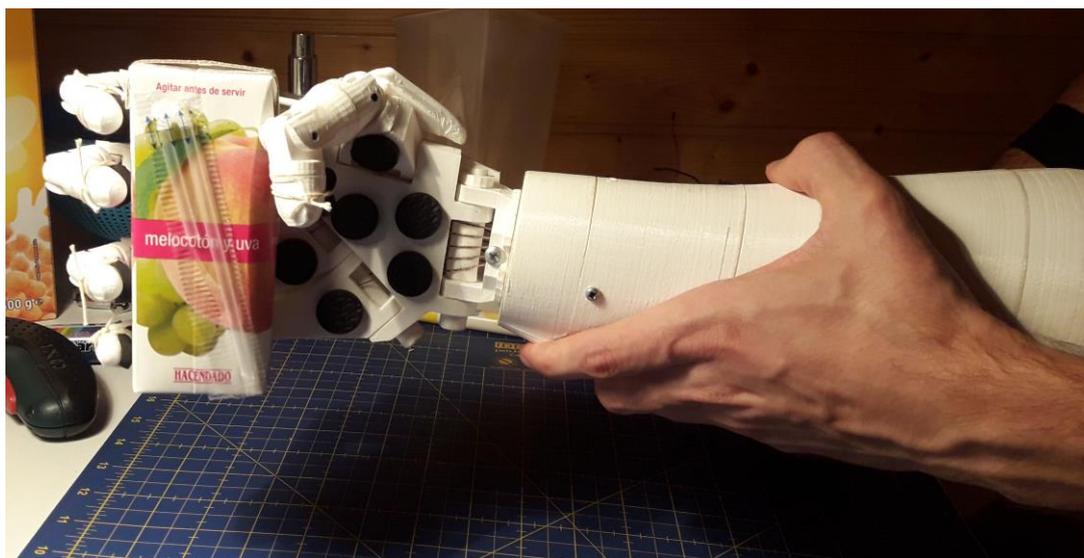


Figura 7.5 Agarre total de brick (10x4x3cm)

En esta ocasión se observa cómo el pulgar no envuelve por completo el objeto. Sin embargo, la prótesis es capaz de sostenerlo sin problemas.



Figura 7.6 Agarre total de caja de cereales (35x25x6cm)

A diferencia del caso anterior, con la caja de cereales sí que el pulgar se comporta de una forma más natural, realizando el agarre completo del objeto.

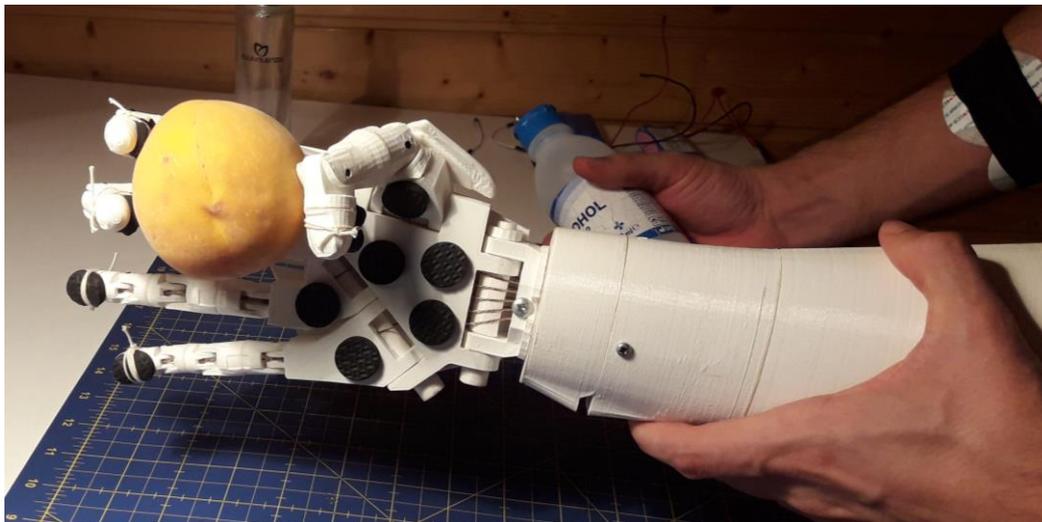


Figura 7.7 Agarre lado derecho de mano de melocotón (6cm Ø)

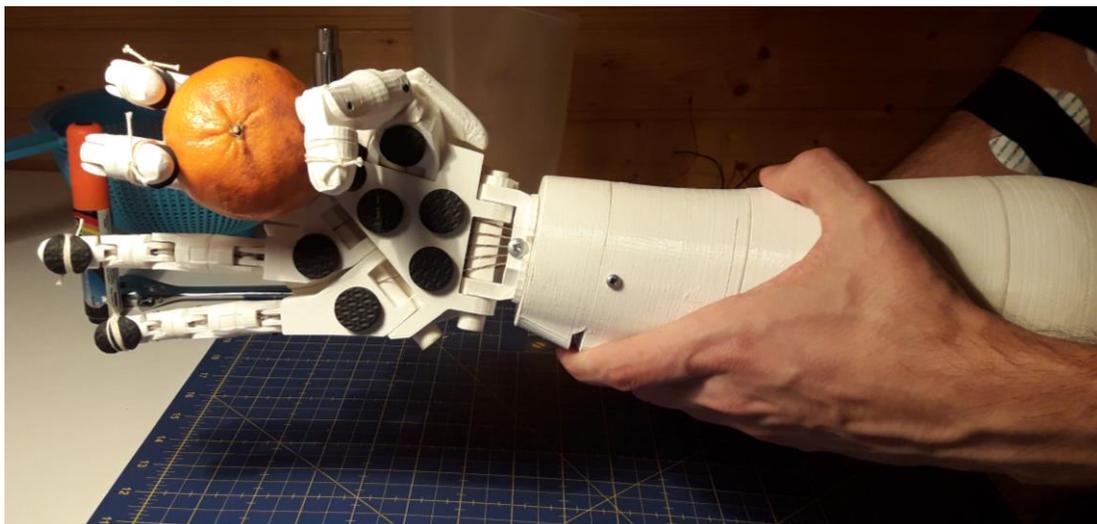


Figura 7.8 Agarre lado derecho de mano de mandarina (5cm Ø)

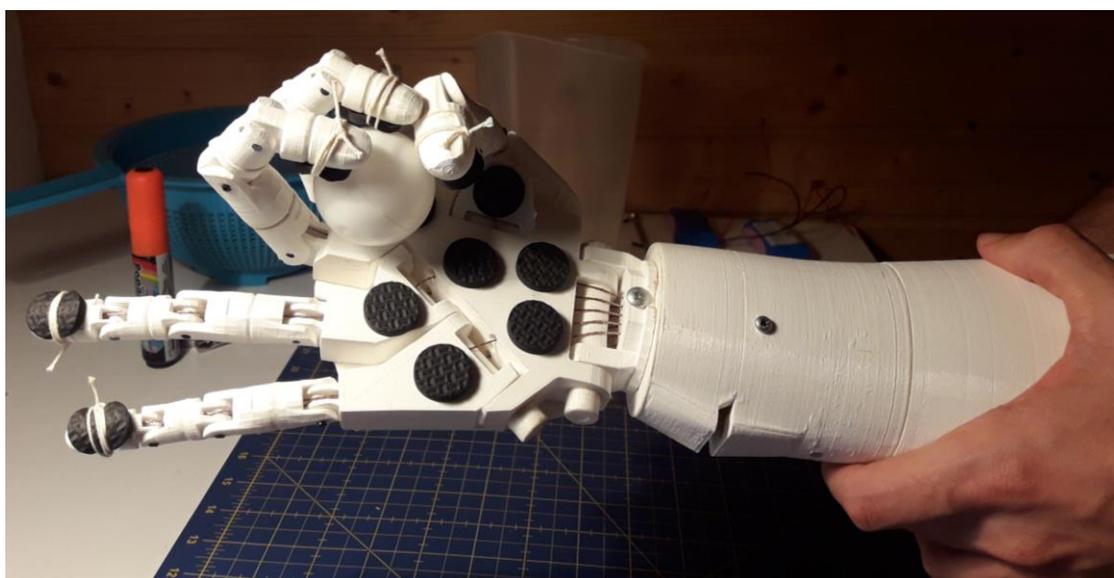


Figura 7.9 Agarre lado derecho de mano de pelota de ping-pong (3cm Ø)

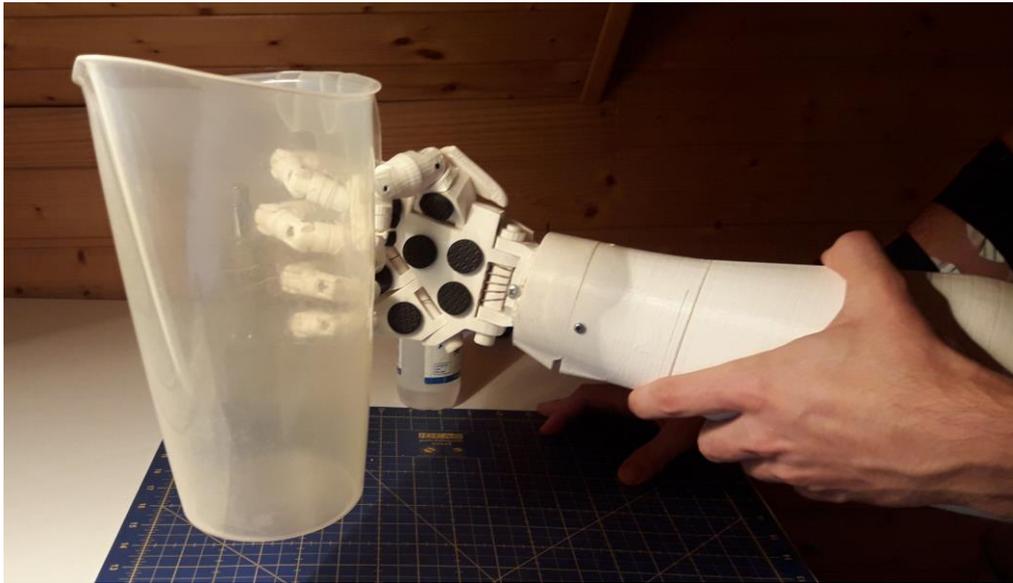


Figura 7.10 Agarre total de jarra de plástico (30cm altura y 10cm Ø)

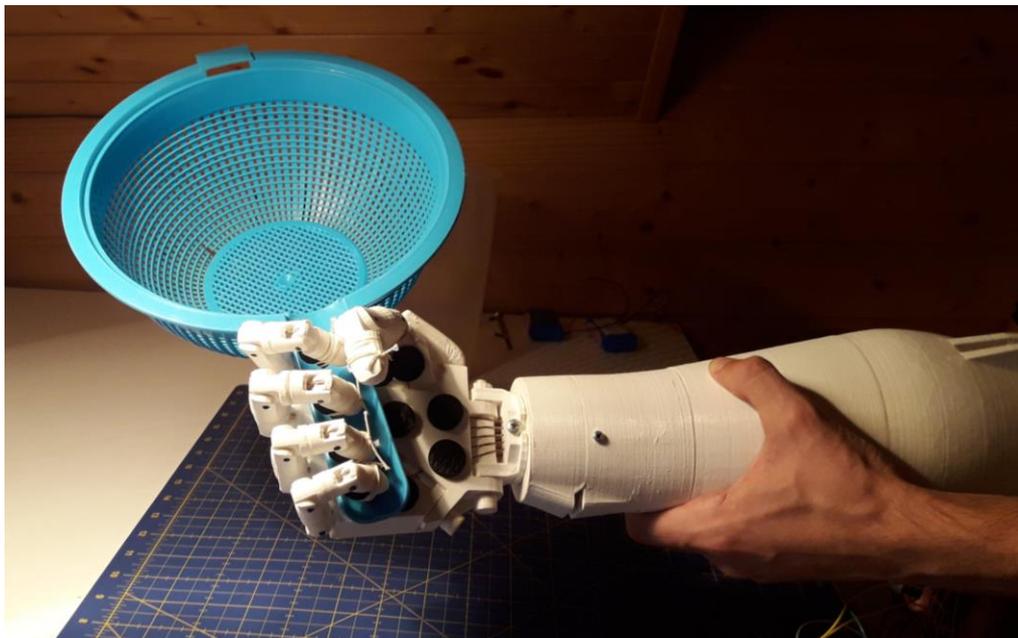


Figura 7.11 Agarre total de utensilio de cocina (mando de 10cm)

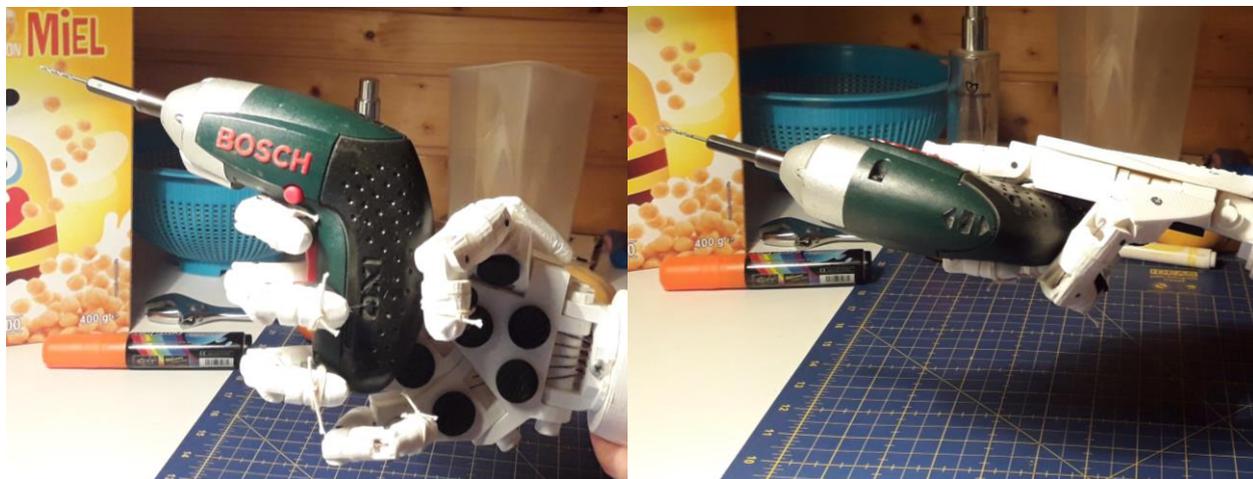


Figura 7.12 Agarre total de destornillador eléctrico (capaz de soportar peso considerable)

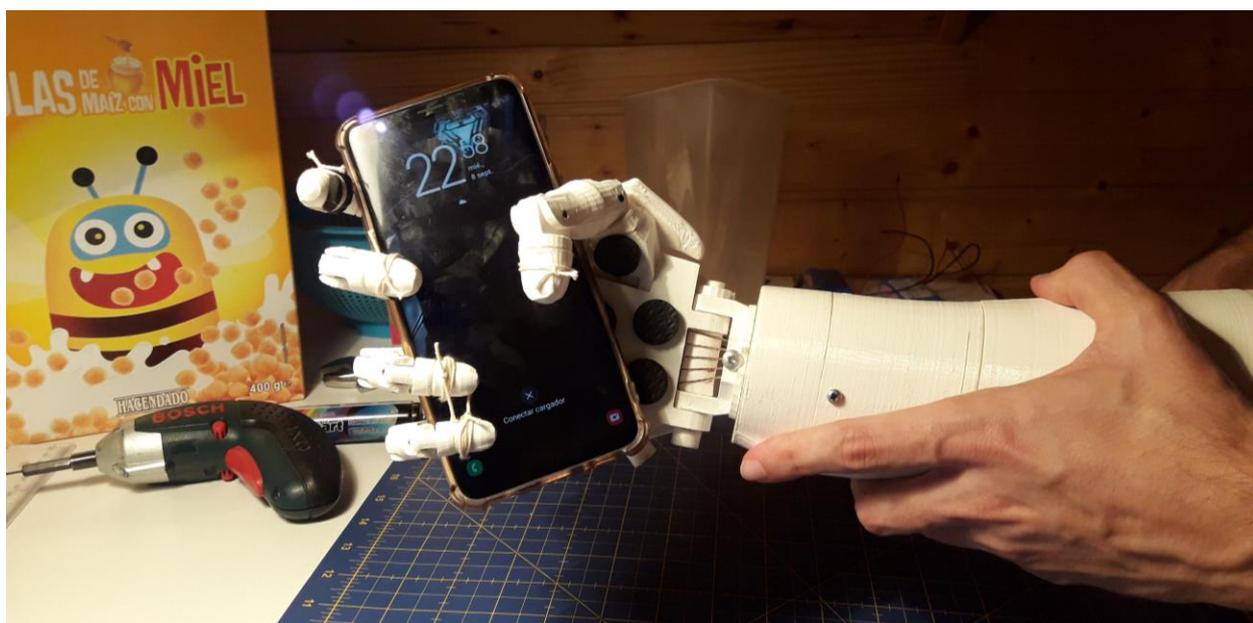


Figura 7.13 Agarre total de teléfono móvil (13x6cm)

De todas las pruebas realizadas, solo una resultó fallida, se trata de la llave del coche. Esto puede deberse a varias razones:

- La falta de flexión de una parte de la prótesis debido al diseño de la misma.
- Escasez de material antideslizante en la parte interior de la mano y alrededor de los dedos.
- El reducido tamaño del objeto.

Por lo tanto, de 14 objetos propuestos para realizar el protocolo de validación, solo uno de ellos ha resultado no satisfactorio, es decir, se deduce que la prótesis tiene un 92.86% de efectividad según los objetos presentados.

Tras observar todos los resultados, se ha llegado a la conclusión de que un menor tamaño de la palma de la mano de la prótesis, junto con un mejor sistema de flexión de los dedos, harían de este modelo una opción muy válida para el uso humano.

8 COSTE DE LA PRÓTESIS

Uno de los objetivos de este Proyecto es fabricación de la prótesis con el menor coste posible. Para ello se han utilizado los materiales más económicos existentes para suplir las necesidades que se van presentando para el desarrollo de la misma.

A continuación, se adjuntarán una serie de tablas con las cantidades y costes aproximados de cada uno de los materiales empleados.

Materiales y componentes	Cantidad	Precio/unidad	Precio total
PLA (armazón prótesis)	430 gramos	32.75€/Kg	14.08€
Servomotor	5	18.55€	92.75€
Sensor EMG	2	16.47€	32.94€
Arduino MEGA 2560	1	41.85€	41.85€
Resistencias	2	0.39€	0.78€
Hilo alta resistencia	5 metros	0.13€/m	0.65€
Baterías 9V	2	2.70€	5.40€
Batería Li ion recargable	2	24.91€	49.82€
Consumo eléctrico aproximado (consumo impresora: 221 W/h)	90 horas (19.89 kW)	0.12€ kW/h	2.39€
Total			240.66€

Tabla 2 Coste aproximado prótesis

9 CONCLUSIONES

El objetivo principal del Proyecto es comprobar la funcionalidad del brazo del robot InMoov para su uso como prótesis biónica, aunque quizás lo más importante sea poder ofrecer a la persona amputada una solución práctica y económica que le permita desarrollar las funciones cotidianas del día a día, sin las limitaciones que sin duda presenta la ausencia de un miembro tan importante como es la mano.

La elección de la mano del robot InMoov ha facilitado, en gran medida, la consecución de este objetivo, ya que el hecho de que el diseñador de dicho robot permita el uso de los modelos de todas las piezas necesarias para la fabricación del conjunto mano-muñeca-antebrazo hace posible agilizar el tiempo que supone el diseño de una prótesis desde cero.

Como ya se ha mencionado a lo largo del Proyecto, se intentó en un principio controlar cada dedo de forma independiente con el uso de la *FFT* de la señal obtenida por los sensores *EMG*, con la intención de “humanizar” algo más la prótesis, pero una vez realizada numerosa prueba se llegó a la conclusión de que era inviable debido a la poca precisión e inestabilidad que presentaban estos sensores. Este hecho frustró en cierto modo la ilusión puesta en la consecución de este objetivo, pero no en el interés de hacer funcional la prótesis, llegando a la conclusión de que esto era más importante para facilitar la vida a la persona.

Una vez superado este primer obstáculo, se procedió a un segundo intento consistente en controlar la mano según dos grupos de dedos (meñique y anular, por un lado, y pulgar, índice y corazón, por otro) mediante el uso de dos sensores, lo cual supondría un ahorro de energía al usar menos motores para agarrar distintos objetos en función de su tamaño y una mayor funcionalidad.

En definitiva, se ha contribuido al avance de la línea de investigación abierta, aportando datos relevantes sobre la utilidad o no de los sensores *EMG* de bajo coste para conseguir controlar la prótesis de la forma más eficiente posible.

9.1 Futuras líneas de trabajo

Este Proyecto forma parte de una investigación joven en la que aún queda mucho por desarrollar para conseguir el objetivo final de ofrecer a personas que presenten amputación de mano una prótesis asequible y funcional que le permita afrontar su vida de la mejor forma posible.

Como futuras opciones de mejora se mencionan las siguientes:

- Estudiar la posibilidad de reducir el peso de la prótesis, reduciendo el grosor de la impresión de las piezas siempre que no se sacrifique en exceso la resistencia de la misma.
- Añadir otro servomotor que permita la movilidad de la muñeca, lo que añadiría funcionalidad.
- Control de batería mediante un sistema de LEDs que permitan al usuario conocer su estado antes de que se quede inoperativa.
- Añadir sensores de presión en la yema de los dedos para conocer la fuerza de agarre que la prótesis ejerce sobre los objetos, controlando en consecuencia los servomotores para no dañarlos.
- Modificar el diseño de la mano para conseguir un modelo óptimo.
- Estudiar la viabilidad de emplear Inteligencia Artificial para el control de la prótesis.

APÉNDICE A

CÓDIGOS

```
#include <Servo.h> // Librería para control de servomotores
#include <Crescer.h> // Librería para timer sin retardo

Tempora temp1; //Define timer

// Define cada uno de los cinco servomotores necesarios
Servo servothumb;
Servo servoindex;
Servo servomajeure;
Servo servoringfinger;
Servo servopinky;

// Define contador para tomar las 500 primeras muestras procedentes de los sensores
EMG para calcular la varianza
const int N = 500;
float n = 500.0;

// Variables cálculo varianza
float muestras_iniciales_R[N];
float muestras_iniciales_L[N];
float promedio_R = 0.0;
float promedio_L = 0.0;
float num_R = 0.0;
float num_L = 0.0;
float voltage_R;
float voltage_L;
int i = 0;
int flag = 0;
int flag_R = 0;
int flag_L = 0;
int pos_R = 0;
int pos_L = 0;
int pos = 0;
int activa_mano;

// Variables del fitro de Kalman para ambos sensores
float varVolt_L; // Varianza de la señal obtenida por el sensor
float varProcessL = 1e-4; // Varianza del proceso; una varianza = 0 significa que
el modelo no tiene errores
float PcL = 0.0;
float GL= 0.0;
float PL = 1.0;
float XpL = 0.0;
float ZpL = 0.0;
float XeL = 0.0;
float AmpL = 0.0;

float varVolt_R; // Varianza de la señal obtenida por el sensor
float varProcessR = 1e-4; // Varianza del proceso; una varianza = 0 significa que
el modelo no tiene errores
float PcR = 0.0;
float GR = 0.0;
float PR = 1.0;
float XpR = 0.0;
float ZpR = 0.0;
float XeR = 0.0;
float AmpR = 0.0;
```

```

int sensorValR;
int sensorValL;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(A1, INPUT);
  pinMode(A0, INPUT);
  servothumb.attach(41);
  servoindex.attach(43);
  servomajeure.attach(45);
  servoringfinger.attach(47);
  servopinky.attach(49);
  templ.defiSP(1000); // Timer de 1 segundo
}

void loop () {
  // Cálculo de la varianza
  if (flag == 0) { // Bandera para entrar una sola vez en el bucle

    for (i = 0; i < N; i++) { // N= 500

      sensorValR = analogRead(A0);
      delay(15);
      sensorValL = analogRead(A1);
      delay(15);

      voltage_R = sensorValR * 5.0 / 1023.0; //Transforma la señal a voltaje
      voltage_L = sensorValL * 5.0 / 1023.0;
      muestras_iniciales_R[i] = voltage_R; // Se almacena en un vector
      muestras_iniciales_L[i] = voltage_L;
      promedio_R = voltage_R + promedio_R;
      promedio_L = voltage_L + promedio_L;
    }

    promedio_R = (float) promedio_R / n; // Se calcula el valor promedio
    promedio_L = (float) promedio_L / n;

    for (int i = 0; i < N; i++) {
      num_R = ((muestras_iniciales_R[i] -
        promedio_R) * (muestras_iniciales_R[i] - promedio_R)) + num_R;

      num_L = ((muestras_iniciales_L[i] - promedio_L) * (muestras_iniciales_L[i] -
        promedio_L)) + num_L;
    }

    // Valor de la varianza de cada sensor
    varVolt_R = (float) num_R / n;
    varVolt_L = (float) num_L / n;
    servoindex.write(0);
    servomajeure.write(0);
    servothumb.write(0);
    servoringfinger.write(0);
    servopinky.write(0);
    flag = 1;
  }
}

```

```

// Filtro de Kalman para dedos meñique y anular
PcL = PL + varProcessL;

Incertidumbre estimada previa
GL = PcL/(PcL + varVolt_L); // Ganancia de Kalman
PL = (1-GL)*PcL; // Actualización de incertidumbre de estado
XpL = XeL; // Estado durante la estimación previa
ZpL = XpL;
XeL = GL*(voltage_L-ZpL)+XpL; // Estimación de Kalman de la señal
AmpL = XeL*10;
// Filtro de Kalman para dedos pulgar, índice y corazón
PcR = PR + varProcessR;
GR = PcR/(PcR + varVolt_R);
PR = (1-GR)*PcR;
XpR = XeR;
ZpR = XpR;
XeR = GR*(voltage_R-ZpR)+XpR;
AmpR = XeR*10;

// Control de dedos pulgar, índice y corazón
if (AmpR>AmpL && AmpR>8) {
    if(temp1.Saida(1)) {
        if(pos_R == 180) {
            pos_R = 0;
            servoindex.write(pos_R);
            servomajeure.write(pos_R);
            servothumb.write(pos_R);
            flag_R = 0;
            temp1.Saida(0);
        }
        else{
            flag_R = 1;
            pos_R = 180;
            servoindex.write(pos_R);
            servomajeure.write(pos_R);
            servothumb.write(pos_R);
            temp1.Saida(0);
        }
    }
}

// Control dedos meñique y anular
if (AmpL>AmpR && AmpL>14) {
    if(temp1.Saida(1)) {
        if(pos_L == 180) {
            pos_L = 0;
            servoringfinger.write(pos_L);
            servopinky.write(pos_L);
            delay(10);
            flag_L = 0;
            temp1.Saida(0);
        }
        else{
            //pos_L = 180;
            servoringfinger.write(pos_L);
            servopinky.write(pos_L);
            delay(10);
            temp1.Saida(0);
            flag_L = 1;
        }
    }
}
}

```

```
// Control mano abierta/cerrada
if (AmpL > 25 && AmpR > 25 && flag_R == 0 && flag_L == 0) {
  if (temp1.Saida(1)) {
    if (pos == 180) {
      pos = 0;
      servindex.write(pos);
      servomajeure.write(pos);
      servoringfinger.write(pos);
      servopinky.write(pos);
      servothumb.write(pos);
      temp1.Saida(0);
    }
    else{
      pos = 180;
      servindex.write(pos);
      servomajeure.write(pos);
      servoringfinger.write(pos);
      servopinky.write(pos);
      servothumb.write(pos);
      temp1.Saida(0);
    }
  }
}
}
```

APÉNDICE B

MANUAL DE USO Y CONSERVACIÓN

Existen ciertos aspectos a tener en cuenta a la hora de hacer uso de la prótesis. En este anexo se intentará detallar paso a paso cómo realizar la puesta su marcha, así como la adquisición de datos, con el objetivo de facilitar el trabajo en la medida de lo posible para futuros investigadores que continúen esta línea de investigación.

En primer lugar, antes de proceder a la colocación de los electrodos se debe limpiar con alcohol la zona del antebrazo donde vayan a colocarse para alargar la vida útil de estos. Como ya se mencionó anteriormente en este Proyecto, cada sensor recibe la señal a través de tres electrodos diferenciados por colores, de forma que uno (amarillo) se posiciona en la zona reversa del antebrazo, por el codo o alguna zona de hueso. Los otros dos se establecen en la parte interna del antebrazo, uno de ellos (verde) en la zona media del músculo y el otro (rojo) en la parte final de éste, más cerca de la fosa del codo. Esto es así para mejorar la adquisición de la señal.

En nuestro caso, al usar dos sensores, es decir, seis electrodos, la posición de éstos quedaría de la siguiente manera: los dos amarillos en la zona del codo, el verde y rojo de uno de los sensores en la cara interna del antebrazo, mientras que los correspondientes al otro sensor se situarán aproximadamente en la zona central longitudinal del interior del antebrazo.

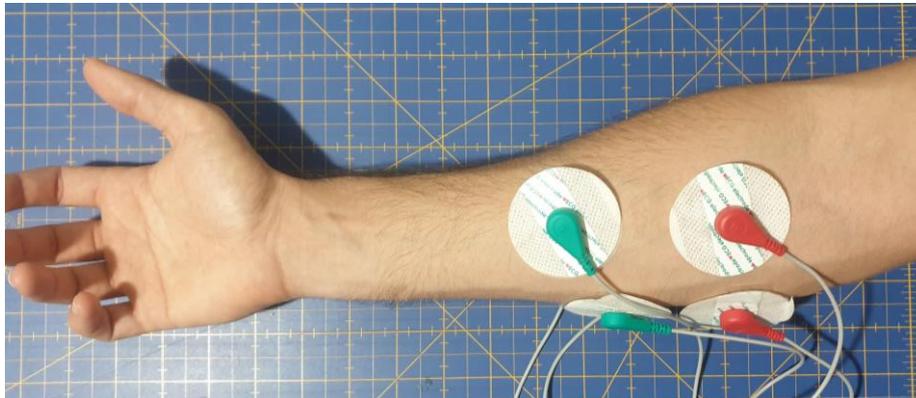


Figura 0.1 Colocación de electrodos

Con respecto al control de la prótesis, es aconsejable que una vez se inicie el programa se deje en reposo la mano ya que, durante los primeros segundos de funcionamiento, éste se encarga de calcular la varianza y cualquier señal parásita podría alterar el correcto funcionamiento de la prótesis. Para avisar de que el proceso ha finalizado, la prótesis realiza un movimiento de cierre y apertura de la mano, lo que indica que ya está lista para su uso.

El cierre y apertura de la prótesis está relacionado con el movimiento de nuestra mano: si cerramos con fuerza los dedos meñique y anular durante 1 segundo, la prótesis cerrará estos dedos hasta que no se realice el mismo movimiento para conseguir su apertura. Lo mismo ocurre con el lado derecho de la mano, dedos pulgar, índice y corazón. Esto es así para evitar mantener una fuerza considerable, lo que supondría un desgaste físico de los músculos del antebrazo. Para facilitar la aplicación de la fuerza es aconsejable, en una persona no amputada, el uso de algún objeto sobre el que aplicar dicha fuerza.

Para la conservación de la prótesis, no es aconsejable desmontarla debido a que los hilos que la actúan están fijos en la punta de los dedos y sería muy engorroso volver a colocar todos los hilos, aunque sería interesante desarmarlos de los servomotores si la prótesis va a estar durante largo tiempo sin ser usada, ya que podrían dar de sí con el tiempo y disminuir la funcionalidad de la prótesis.

Los servomotores conviene dejarlos en la posición de reposo, 0° según la disposición actual de los mismos, para que, al volver a armar los hilos de actuación, la posición inicial de la mano sea abierta.

Como es obvio, mantener todos los dispositivos, así como la prótesis, protegidos del polvo y líquidos para evitar el daño del mecanismo y los componentes.

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Arduino UNO vs Arduino MEGA 2560	23
Tabla 2 Coste aproximado prótesis	55

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Prótesis de mano BeBionic de Ottobock	2
Figura 1.2 Mano del robot InMoov	2
Figura 1.3 Distribución de amputaciones por causa y por nivel	4
Figura 1.4 Tipos de amputaciones del miembro superior	5
Figura 1.5 Prótesis de hallux (dedo gordo) hallada en Egipto	6
Figura 1.6 Prótesis C-Leg de Ottobock	6
Figura 1.7 Proyecto NEBIAS	7
Figura 1.8 Prótesis pasiva o estética	8
Figura 1.9 Prótesis mecánica	8
Figura 1.10 Brazo biónico Luke Arm, 2010	9
Figura 2.1 Huesos de la muñeca	11
Figura 2.2 Anatomía de la mano	12
Figura 2.3 Articulación metacarpofalángica	13
Figura 3.1 Modelado por deposición fundida	15
Figura 3.2 Piezas de PLA y ABS	16
Figura 3.3 Impresora 3D Ultimaker 3 Extended	17
Figura 3.4 Robot InMoov	17
Figura 3.5 Piezas de la prótesis impresas en PLA	18
Figura 3.6 Prótesis de mano InMoov	19
Figura 4.1 Datasheet Arduino MEGA2560	21
Figura 4.2 Esquemático del regulador LD1117S50	22
Figura 4.3 Tensión de salida vs Temperatura del regulador LD1117S50	22
Figura 4.4 Esquemático del regulador LP2985-33DBVR	23
Figura 4.5 Servomotor estándar Parallax	24
Figura 4.6 Conexión de alimentación externa para el uso de varios servomotores	24
Figura 4.7 Divisor de tensión	25
Figura 4.8 Conexión de servomotores a Arduino con alimentación externa y divisor de tensión	25

Figura 4.9 Sensor EMG de bajo coste	26
Figura 4.10 Etapa de medida	26
Figura 4.11 Etapa de rectificación	27
Figura 4.12 Etapa de filtrado	27
Figura 4.13 Etapa de amplificación	28
Figura 4.14 Conexión sensor EMG	28
Figura 4.15 Señal <i>EMG</i> ejerciendo fuerza de agarre mínima	29
Figura 4.16 Señal <i>EMG</i> ejerciendo fuerza de agarre máxima	29
Figura 4.17 Señal <i>EMG</i> ejerciendo fuerza de agarre media	29
Figura 4.18 FFT señal mano relajada y mano contraída	30
Figura 4.19 FFT señal mano relajada y mano contraída, ampliadas	31
Figura 4.20 FFT señal dedos de la mano contraídos	32
Figura 4.21 Conexión de electrodos, tres por cada sensor	33
Figura 4.22 Señal EMG lado derecho de la mano	33
Figura 4.23 Señal EMG lado izquierdo de la mano	34
Figura 5.1 Exactitud y precisión de datos	36
Figura 5.2 Esquema del filtro de Kalman	37
Figura 5.3 Filtro de Kalman para el análisis de operaciones en bolsa	38
Figura 5.4 Señal EMG vs Filtro de Kalman del lado izquierdo de la mano	39
Figura 5.5 Señal EMG vs Filtro de Kalman del lado derecho de la mano	39
Figura 7.1 Agarre total frasco de colonia (20cm altura y 3cm Ø)	47
Figura 7.2 Agarre lado derecho de mano de rotulador grueso (12cm altura y 2cm Ø)	48
Figura 7.3 Agarre lado derecho de mano de rotulador fino (12cm altura y 1cm Ø)	48
Figura 7.4 Agarre total de llave inglesa (12cm altura)	49
Figura 7.5 Agarre total de brick (10x4x3cm)	49
Figura 7.6 Agarre total de caja de cereales (35x25x6cm)	50
Figura 7.7 Agarre lado derecho de mano de melocotón (6cm Ø)	50
Figura 7.8 Agarre lado derecho de mano de mandarina (5cm Ø)	51
Figura 7.9 Agarre lado derecho de mano de pelota de ping-pong (3cm Ø)	51
Figura 7.10 Agarre total de jarra de plástico (30cm altura y 10cm Ø)	52
Figura 7.11 Agarre total de utensilio de cocina (mando de 10cm)	52
Figura 7.12 Agarre total de destornillador eléctrico (capaz de soportar peso considerable)	53
Figura 7.13 Agarre total de teléfono móvil (13x6cm)	53
Figura 0.1 Colocación de electrodos	63

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Dr. Amado Rafael Gutiérrez-Carreño, "*Amputación de extremidades. ¿Van al alza?*" *Revista mexicana de Angiología* 2014, vol. 42, nº 3, pp. 112-114, <https://www.medigraphic.com/pdfs/revmexang/an-2014/an143a.pdf>
- [2] Javier Ventura, "*Amputación del miembro superior*", pp.4-10, <https://universidadisabelimiembrosuperior.files.wordpress.com/2014/12/amputaciones-del-miembro-superior-trabajo-colaborativo-ud4.pdf>
- [3] Dr. Carlos Arce González, "*Niveles de amputación*", <http://www.arcesw.com/niveles.htm>
- [4] <https://bionico.org/espania-en-cuanto-amputados/>
- [5] Isabel Sánchez Navarro, "*Prótesis biónicas, biología y tecnología*" *Panorama Actual del Medicamento* 2018, vol. 42 (411): pp256-257 https://gruposdetrabajo.sefh.es/gps/images/stories/publicaciones/pam_2018_42%20411_256-259.pdf
- [6] <https://tratamientoyenfermedades.com/historia-de-las-protesis/>
- [7] <https://www.ledbrookclinic.co.uk/latest-c-leg-4-prosthetic-knee-simpler-to-fit-easier-to-use/>
- [8] <https://www.esmachina.com/que-es-protesis-de-mano-tipos-y-precios/>
- [9] <http://mediprax.mx/tipos-de-protesis-para-miembro-superior/>
- [10] <https://cordis.europa.eu/article/id/150378-nebias-the-worlds-most-advanced-bionic-hand/es>
- [11] <https://expansion.mx/especiales/2014/10/02/protesis-bionicas-un-invento-moderno-estas-equivocado>
- [12] <https://cordis.europa.eu/article/id/150378-nebias-the-worlds-most-advanced-bionic-hand/es>
- [13] Dra. Daniela García S., Dra. María José Espinoza V., "*Avances en prótesis: una mirada al presente y al futuro*" *Revista de medicina clínica condes* 2014; 25(2), p. 283, <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/>
- [14] Camilo Rojas, "*Mano Anatomía I*", <https://es.slideshare.net/camilorojasb/anatomia-mano-101788318>
- [15] https://www.ecured.cu/Articulaci%C3%B3n_de_la_mano
- [16] Carla Copoví, "*Anatomía de la mano*", <https://coicar.blogs.uv.es/fisioterapia/anatomia-de-la-mano/>

- [17] Dr. David Cecilia, "Lesiones del escafoides, fracturas y pseudoartrosis", <http://drdavidcecilia.com/PATOLOGIAS-QUE-TRATAMOS/LESIONES-DE-MUNYECA/FRACTURAS-Y-PSEUDOARTROSIS-DE-ESCAFOIDES/>
- [18] https://es.wikipedia.org/wiki/Mano#Anatom%C3%ADa_de_la_mano_humana
- [19] "Unidad 1: Morfología de manos y pies", p. 8, <https://www.mheducation.es/bcv/guide/capitulo/8448180747.pdf>
- [20] <https://inmoov.fr/>
- [21] <https://www.autodesk.es/solutions/3d-printing>
- [22] https://es.wikipedia.org/wiki/Impresi%C3%B3n_3D
- [23] <https://tfmrimuned.wordpress.com/modelado-por-deposicion-de-hilo-fundido-fdm/>
- [24] <https://wikifactory.com/@piyushsaxena/stories/pla-vs-abs>
- [25] https://es.wikipedia.org/wiki/Arduino#Arduino_Mega
- [26] https://programarfacil.com/blog/arduino-blog/arduino-mega-2560/#Que_es_Arduino_MEGA_2560
- [27] <https://dlmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Sensors/Biometric/Muscle%20Sensor%20v3%20Users%20Manual.pdf>
- [28] <https://docs.rs-online.com/0e85/0900766b8123f8d7.pdf>
- [29] https://www.kalmanfilter.net/ES/kalman1d_es.html
- [30] https://www.kalmanfilter.net/ES/alpha_es.html
- [31] Immaculada Llop-Harillo, "The Anthropomorphic Hand Assessment Protocol (AHAP)" Doctoral thesis "Methods for the design and evaluation of anthropomorphic artificial hands" 2020, pp. 77-93, https://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/669265/2020_Tesis_Llop%20Harillo_Immaculada.pdf?sequence=1&isAllowed=y

