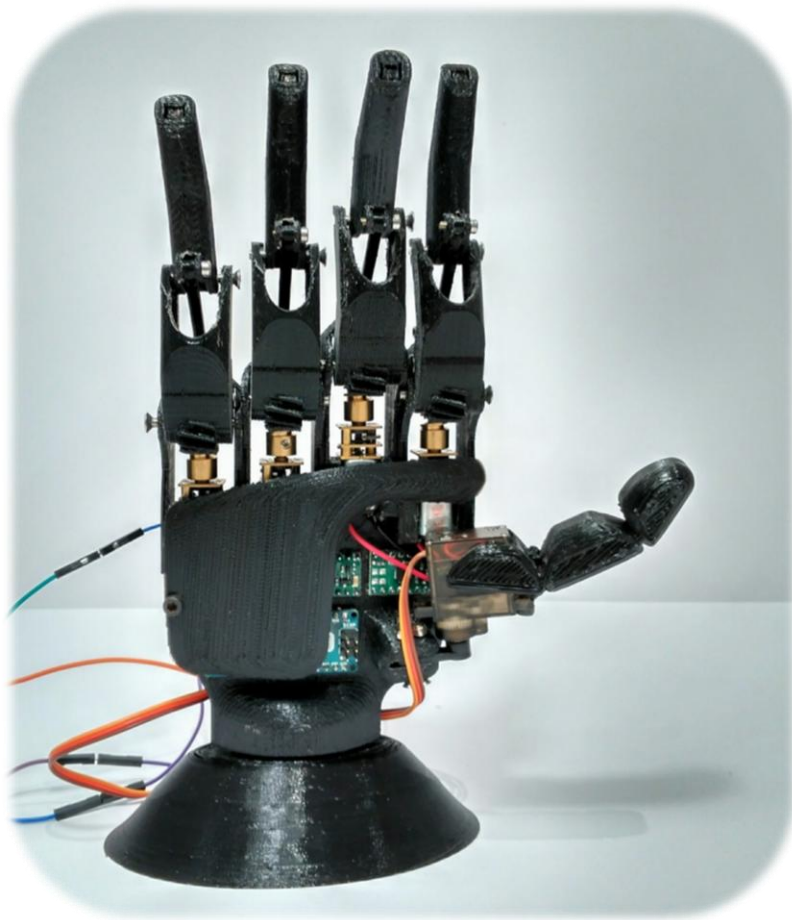
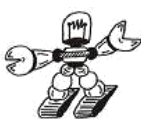


Grasp BIONIC HAND



Malakabot 

XAVIER CANO FERRER

ÍNDICE

ALCANCE DEL PROYECTO.....	3
SITUACIÓN ACTUAL MUNDIAL REFERENTE A AMPUTACIONES DE ARTICULACIONES	4
INFLUENCIAS DE OTROS PROYECTOS OPEN SOURCE	6
INFLUENCIAS DE OTROS PROYECTOS COMERCIALES	8
INTRODUCCIÓN SOBRE EL PROYECTO Y LA EVOLUCIÓN DE ÉSTE	10
PRIMER PROYECTO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA	10
YOURHAND.....	10
SEGUNDO DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA	13
GRASP LOW COST.....	13
BIOMECÁNICA DE LA MANO HUMANA.....	15
ESTUDIO ANATÓMICO FUNCIONAL I DESCRIPTIVO DE LA MANO HUMANA.....	15
MOVIMIENTOS DE LA MANO HUMANA	18
VALORES DINÁMICOS DEL AGARRE DE LA MANO HUMANA.....	19
MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DE LA POBLACIÓN.....	20
GRASP: EL DISEÑO.....	21
MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS SELECCIONADAS PARA EL DISEÑO DE LA MANO.....	21
REQUISITOS Y PRESTACIONES QUE SE PRETENDEN CONSEGUIR	21
DISEÑO MECÁNICO.....	22
TORNILLO SIN FIN.....	22
DISEÑO DE LA CORONA HELICOIDAL	23
ELEMENTOS MECÁNICOS QUE CONFORMAN LA MANO	24
ESTUDIO MECÁNICO	27
COMPONENTES.....	34
ACTUADORES.....	34
ELECTRÓNICA DE CONTROL	41
ELECTRÓNICA DE POTENCIA.....	43
SENSORES.....	45
ALGORITMOS	46
DISEÑO ELÉCTRICO	48
ACCESORIO PARA PODER EXPERIENCIAR LAS POSIBILIDADES DE LA MANO	52
PRESUPUESTO.....	53
DIVULGACIÓN DEL PROYECTO.....	54
CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS DE FUTURO.....	57
BIBLIOGRAFÍA.....	59

OBJETIVOS DEL PROYECTO

- Imprimible en 3D.
- Autorreparable. Que cada individuo pueda reparar o adquirir los componentes por separado.
- Auto programable. Que cada individuo pueda acceder al código de programación pueden aplicar varias funciones.
- Hardware y software Libre
- De bajo coste: entre 100 € y 300 € incluyendo todos los componentes.
- Con movimientos aislados para cada dedo.
- Funcionamiento con Electromiografía de superficie (EMG).
- Electrónica incluida Dentro de la palma de la mano.
- De prestaciones equivalentes a los modelos comerciales.

ALCANCE DEL PROYECTO

El alcance de este proyecto se puede resumir presumiblemente en estos puntos:

- Puede ser un proyecto de implantación en un Centro médico u Hospital, donde los pacientes puedan acceder a un elemento protésico a precio de coste o subvencionado por el estado.
- También se puede utilizar como una plataforma para llegar a personas que han sido víctimas de guerras sufriendo amputaciones.
- Para personas de países en desarrollo que han nacido con algún déficit articular y que no pueden acceder a un implante biomédico de estas características.
- Para la utilización como elemento educativo en universidades o Centros Educativos.
- Para la investigación en Procesamiento de señales con recursos imitados.

SITUACIÓN ACTUAL MUNDIAL REFERENTE A AMPUTACIONES DE ARTICULACIONES

Causas más comunes de amputación

Es difícil saber con exactitud el número de personas que han sufrido amputaciones alrededor del mundo, ya que muchos países no guardan un registro de pacientes con amputaciones y tampoco sus causas.

Las tres razones principales son:

- Enfermedades
- Traumatismos
- Deformaciones congénitas

A continuación se ilustran algunas de las causas según el país: (OMS 2002)

País	Traumatismo relacionado con la guerra	Otros traumatismos	Enfermedad
Camboya	94.5%	4.5%	1%
Zimbabwe	65%	25%	10%
Estados Unidos	3%	32%	65%
Dinamarca	2%	30%	68%

Tabla 1.1: Causas de amputación según el país

Traumatismo

Es la causa principal de las amputaciones en todo el mundo. Como se explica anteriormente, el número de personas amputadas por algún traumatismo, varía de acuerdo al país. En países del primer mundo, usualmente son consecuencia de accidentes en áreas industriales, con maquinaria agrícola, o accidentes de tráfico. Y suponen el 30% de casos en muchos países.

En países que han pasado guerras recientemente, la amputación por traumatismo alcanza el 80% de los casos. En muchas de estas regiones, los campos minados se han convertido en el problema principal. Actualmente, hay más de 100 millones de campos minados en más de 60 naciones de todo el mundo. Estadísticas de la ONU indican que cada semana, al menos 150 personas mueren o pierden miembros en los campos minados. Las heridas menudo incluyen múltiples miembros. Las amputaciones debido a traumatismos son más frecuentes en una población joven y activa que no la población con menos actividad. Por otro lado, las mordeduras de insectos, animales o humanos infectados, u otro tipo de heridas, son también una causa importante de la amputación de miembros en zonas sin acceso a antibióticos. El uso inadecuado de medicinas tradicionales, en general aumenta la infección en lugar de mejorarla.

Enfermedades

La mayoría de enfermedades que contribuyen a las amputaciones son: vasculares, diabetes y tumores. En países industrializados como EEUU y Dinamarca, aproximadamente el 65% de las amputaciones cada año son por causa de enfermedades. Entre las enfermedades que causan amputaciones, la vascular debido a la circulación insuficiente, es la más común; ya que al haber una limitación del paso de la sangre arterial hacia la extremidad inferior, se producen úlceras y gangrenas, y éstas conducen hacia una amputación. En el mundo, se estima que alrededor de 135 millones de personas padecen diabetes, siendo una causa importante de amputaciones por una disminución de la circulación sanguínea en las extremidades.

Casos más frecuentes:

- Úlceras e infecciones o gangrenas que derivan en amputación.
- Tumoraciones que necesitan la amputación de la extremidad para evitar la metástasis.
- Alguna herida infectada en una extremidad en una persona con lepra sin tratamiento adecuado.
- La diabetes también puede disminuir la irrigación de sangre a las extremidades propiciando una amputación.

Malformación congénita

Las amputaciones debido a malformaciones congénitas ocupan un porcentaje bajo. En estos casos, puede ser por que los niños nacen con un miembro anormalmente corto, deformado o sin miembro. La amputación depende del grave que sea la malformación, y en caso de ser necesaria, se aplica desde este momento una prótesis de reemplazo del miembro perdido. Sólo el 3% de las amputaciones son por malformaciones congénitas (OMS 2002).

Niveles de Amputación

Los niveles de Amputación para los cuales está pensado este proyecto són: la desarticulación de la muñeca y la Transradial.

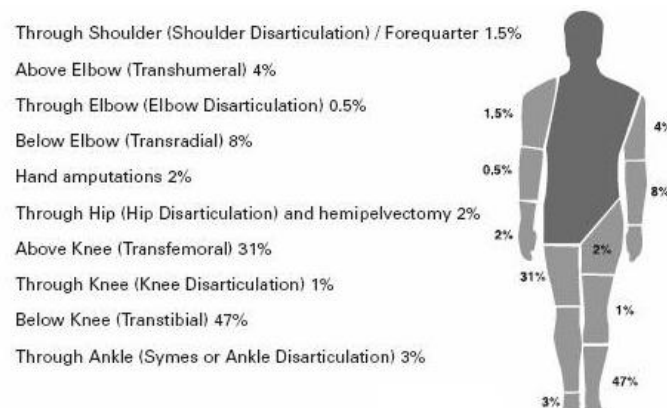


Figura 1.2: Niveles de amputación (Opsolutions)

INFLUENCIAS DE OTROS PROYECTOS OPEN SOURCE

Algunas de las iniciativas que han tenido una influencia mayor sobre el proyecto se exponen a continuación:

Ada de open bionics™

Open Bionics es la empresa más reconocida, pionera en el desarrollo de las prótesis de mano biónicas open source e imprimibles en 3D. Este increíble proyecto y su mano Ada han ganado todos los premios de los últimos años en innovación en el ámbito.

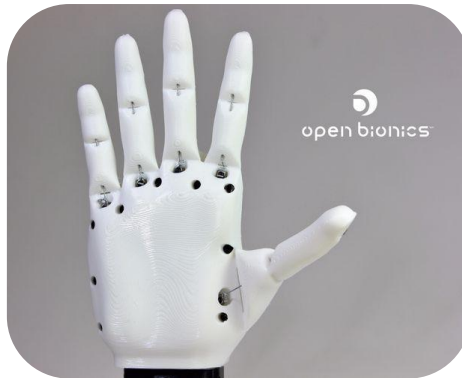


Figura 2.1: Ada de Open Bionics.

Utiliza un sistema basado en actuadores lineales que traccionan cables metálicos. Toda la mano está impresa en filamento flexible, esto supone un retorno de los dedos a la extensión mediante la unión elástica. Las principales ventajas del diseño són: Un fácil montaje por parte del usuario y un movimiento y control muy humano y robusto. El handicap mas importante que tiene el diseño es el coste de los actuadores, que tienen un valor de 350€.

TACT HAND de



Este diseño pretende aportar una mano con coste inferior a los 1000\$, para conseguir este objetivo, proponen un sistema con un tornillo sinfín que tracciona y enrolla un cable metálico, el cual acciona los dedos con un sistema mecánico con ejes desplazados. Este sistema con motores DC fue substituido posteriormente por actuadores lineales. Los autores de esta mano son los estudiantes de la universidad de Illinois: Aadeel Akhtar, Patrick Slade, Hafsa Siddiqui y Daniel Gonzales.

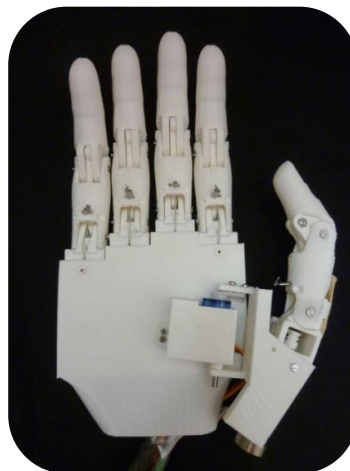


Figura 2.2: Tact Hand de Psyonic.

Compliant Hand de ILLINOIS

Es la evolución del proyecto de investigación del grupo de la universidad de Illinois que desarrolló Tact Hand. Es una aproximación muy buena a una prótesis biónica de altas prestaciones open source e imprimible en 3D utiliza micro motores DC y un diseño electrónico propio, así como una cobertura de silicona para generar una fricción y así coger objetos de manera similar a la piel humana.

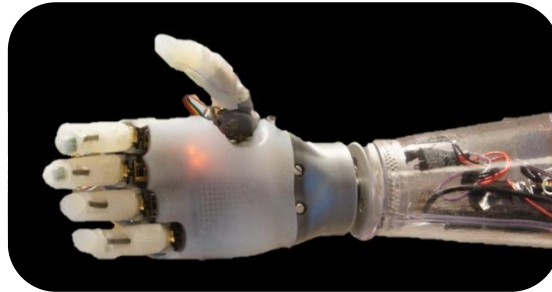


Figura 2.3: Compliant Hand de la universidad de Illinois.

Flexi Hand de



Este diseño de Steve Wood fue el primero en incorporar uniones inter-falángicas elásticas imprimibles con un cuerpo rígido, y fue el concepto que inspiró el primer diseño en 2014 del presente proyecto. Este modelo es uno de los modelos mas utilizados por Enabling the future, la asociación internacional que subministra y adapta prótesis para niños y adultos de todo el mundo mediante voluntarios que las diseñan, las adaptan y las imprimen.



Figura 2.4: Flexi Hand de Steve Wood.

INFLUENCIAS DE OTROS PROYECTOS COMERCIALES

Los dos modelos comerciales más conocidos y tecnológicamente más avanzados son Be bionic y I-limb, estos modelos tienen altas prestaciones mecánicas y en cuanto a su autonomía, a continuación se exponen las principales características de cada mano (Belter 2013).



La mano Be bionic del fabricante Steeper es uno de los modelos más conocidos del mundo, con algunas de las mejores prestaciones que se pueden apreciar a continuación:



Figura 3.1: Be bionic

Be bionic	
Desarrollador	Steeper
Actuadores	Actuador lineal
Número de articulaciones	11
Peso (g)	460-465
Longitud (mm)	198
Ancho (mm)	90
Altura (mm)	50
Velocidad angular de flexión/extensión (º/s)	45,8
Fuerza al extremo del dedo (N)	12,53

La i-limb de Touch Bionics es la gran referente en biónica comercial de la mano a nivel mundial y podemos resumir sus principales características de la siguiente forma:



Figura 3.2: i-limb.

i-limb	
Desarrollador	Touch bionics
Actuadores	Tornillo sinfín
Número de articulaciones	11
Peso (g)	460-465
Longitud (mm)	180-182
Ancho (mm)	75
Altura (mm)	35-41
Velocidad angular de flexión/extensión (°/s)	95,4
Fuerza al extremo del dedo (N)	7,66

INTRODUCCIÓN SOBRE EL PROYECTO Y LA EVOLUCIÓN DE ÉSTE

PRIMER PROYECTO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA



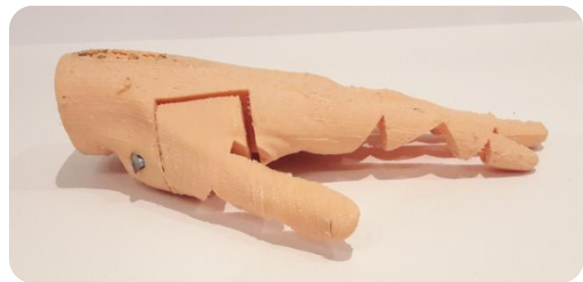
Figura 4.1: Primer diseño.

En este primer proyecto, en Octubre de 2014 se planteó hacer un primer diseño que cumpliera los siguientes requisitos:

- Imprimible en 3D.
- Fácil montaje y ensamblaje.
- Auto-programable por el propio usuario.
- Open source y disponible en la red.
- Máxima similitud antropométrica con la mano humana.
- Máxima similitud funcional con la mano humana (flexión y extensión individual de los dedos).
- Controlada por servo motores, uno para accionar cada dedo.

Esta mano utiliza uniones interfalángicas elásticas, como lo hace la Flexi Hand de Steve Wood ya que estuvo inspirada en el modelo del estadounidense, y es un aspecto clave para un montaje muy rápido. Este diseño hace surgir la inquietud de integrar la electrónica y los actuadores dentro de la palma de la mano. Después de numerosas pruebas se encontró el grosor de la unión de filamento elástico ideal para el retorno del dedo a su posición de extensión.

YOURHAND





Figuras 4.2: Yourhand

Yourhand es un concepto que nace de intentar individualizar el diseño de las prótesis impresas en 3D e intentar crear una mano idéntica a la que conserva el sujeto replicándola a partir de un escáner en 3D para luego a partir de una simetría y un modelado para aportar funcionalidad mecánica éste pueda volver a sentir que tiene una mano que lleva su identidad y de esta manera tener un dispositivo que pueda hacer funciones cotidianas y a su vez tenga un valor estético. Este diseño fue realizado a partir del escaneo de mi mano, y mi amigo Carles Pujades realizó los cortes para poder ser articulada e impresa íntegramente con filamento flexible. En la siguiente infografía se recogen todos los pasos del proceso:



Figura 4.3: Infografía del concepto Yourhand

SEGUNDO DISEÑO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA

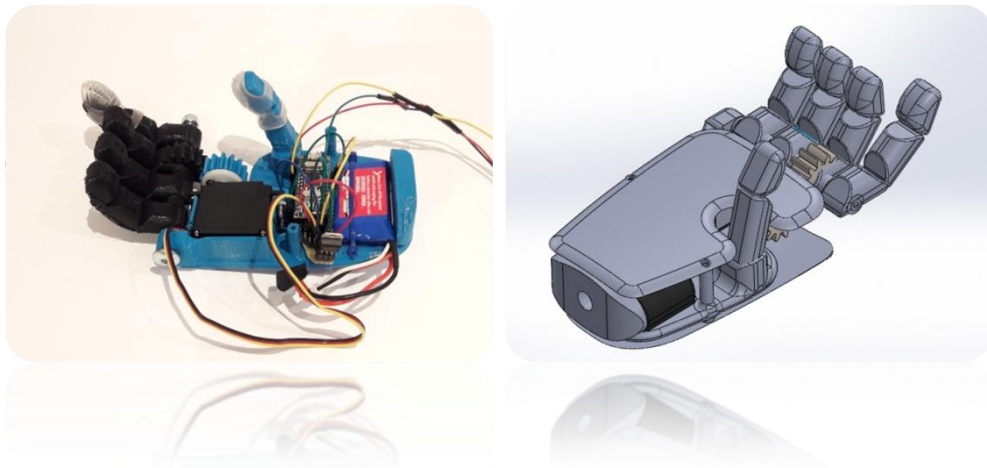


Figuras 4.4: Segunda mano mioeléctrica

En este segundo diseño se mantiene la idea original del primero pero con las siguientes mejoras:

- Inserción de la electrónica de control en la palma de la mano
- Inserción de la electrónica de potencia en la palma de la mano
- Inserción de los actuadores en la palma de la mano
- Movimiento de oposición del dedo pulgar.
- Sustitución de los servomotores por motores DC de mejores prestaciones de 2,4 kg-cm a 5 kg-cm.

GRASP LOW COST



Figuras 4.5: Grasp Low cost

Este proyecto surge de la idea de conseguir la máxima funcionalidad y las mejores prestaciones con un solo grado de libertad debido a la observación de los actuales y anteriores diseños, y planteando la pregunta de si es posible mediante una colocación específica del índice y el resto de los dedos conseguir un agarre fino para objetos más pequeños y un agarre fuerte para bolsas u objetos mas grandes, con un solo actuador de forma robusta y para ello reunimos las siguientes características:

- Un solo actuador, en este caso un servomotor de tamaño estándar con engranajes metálicos y con un gran par: 11 kg-cm.

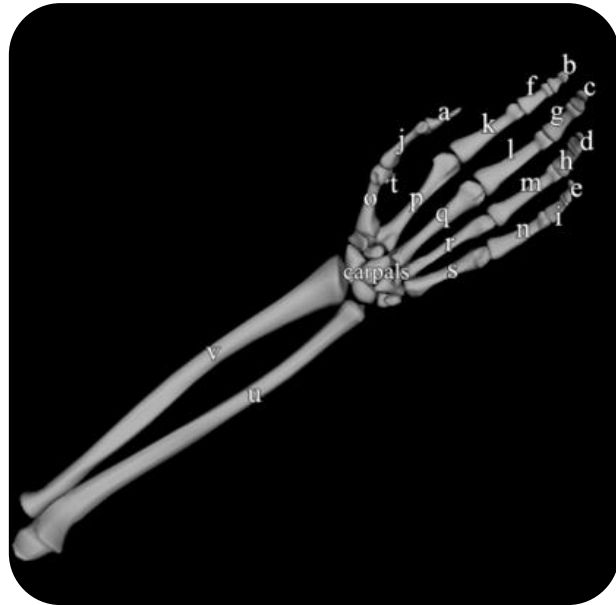
- La mano está formada de tan solo 3 elementos imprimibles.
- La transmisión es más robusta, con tan solo un engranaje plano que conecta los dedos con dicha palma al rotar respecto a un eje aportando también un control más fino y robusto.
- Controlada mediante un solo sensor analógico electromiográfico que permite transmitir de forma continua la señal a la mano y hacer una regulación óptima con pocos recursos.
- Un presupuesto total que no excede los 80€ siendo así el diseño de prótesis mioeléctrica con un coste más bajo.

BIOMECÁNICA DE LA MANO HUMANA

ESTUDIO ANATÓMICO FUNCIONAL I DESCRIPTIVO DE LA MANO HUMANA

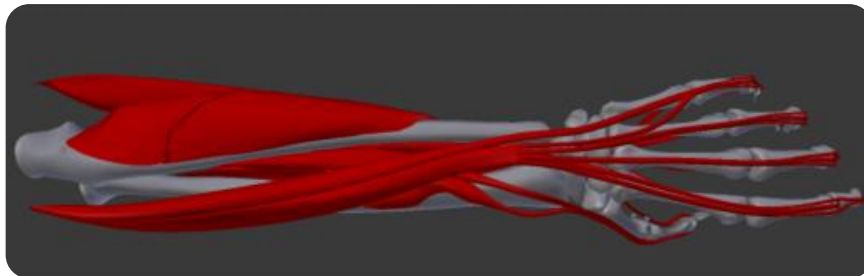
En una mano real describiremos primeramente los huesos que serán los segmentos sólidos y rígidos sobre los que los músculos, ligamentos y tendones aplican las fuerzas para poder desplazarse rotacionalmente:

- De la **O** hasta la **S**: falanges proximales
- De la **K** hasta la **N**: falanges medias
- De la **F** hasta la **I**: falanges distales
- **Huesos del Carpo**

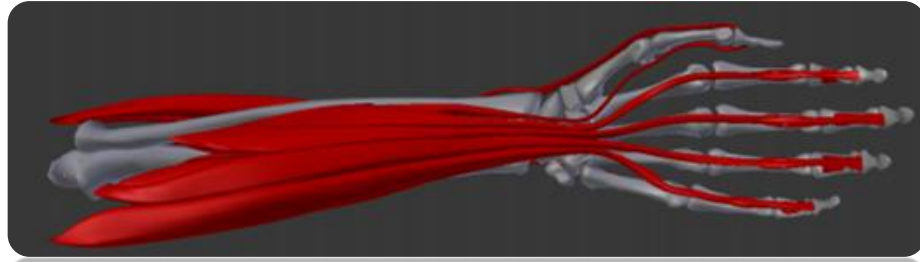


A continuación se exponen los músculos de la mano, tanto los mas superficiales como los más profundos:

- **Músculos del antebrazo que se insertan en los dedos:**
 - Flexor largo del pulgar
 - Abductor largo del pulgar
 - Extensor corto del pulgar
 - Extensor largo del pulgar

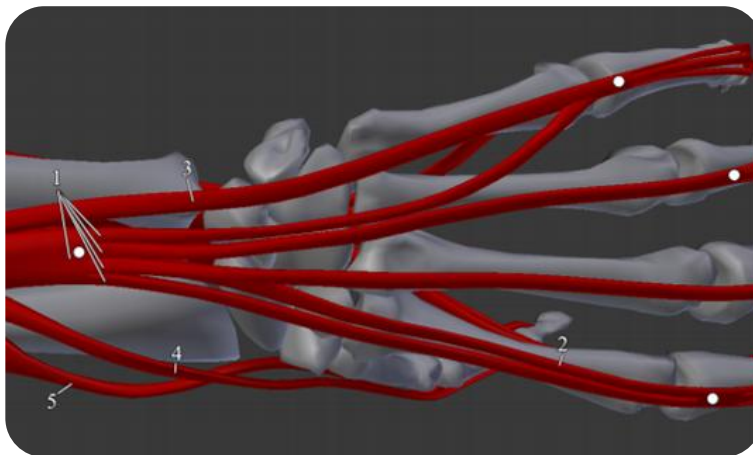


- **Músculos del antebrazo que se insertan en los dedos trifalángicos:**
 - Flexor común profundo de los dedos
 - Flexor común superficial de los dedos
 - Extensor propio del índice
 - Extensor propio del meñique
 - Extensor común de los dedos



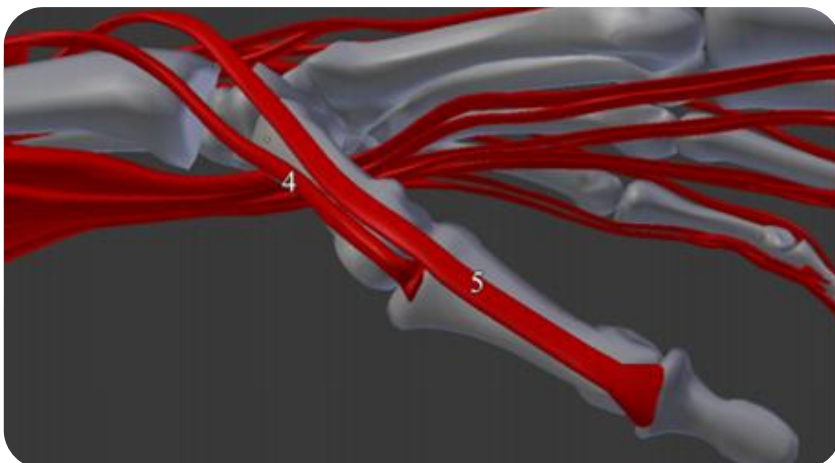
▪ **Músculos de la mano**

- Aductor del pulgar
- Flexor corto del pulgar
- Oponente del pulgar
- Abductor corto del pulgar
- Flexor corto del meñique
- Oponente del meñique
- Abductor corto del meñique
- Interóseos dorsales y ventrales
- Lumbricales



En la imagen

1. Extensor común de los dedos
2. Extensor común de los dedos
3. Extensor propio del índice
4. Extensor largo del pulgar
5. Extensor corto del pulgar

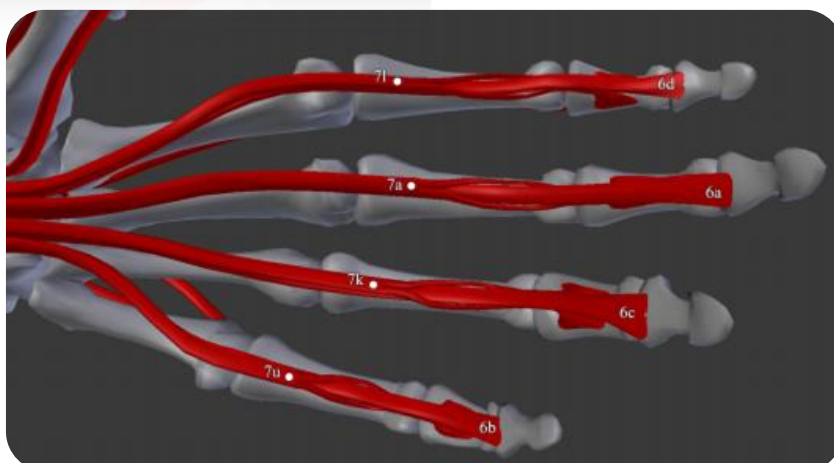


En la imagen

- 4. Extensor largo del pulgar
- 5. Extensor corto del pulgar

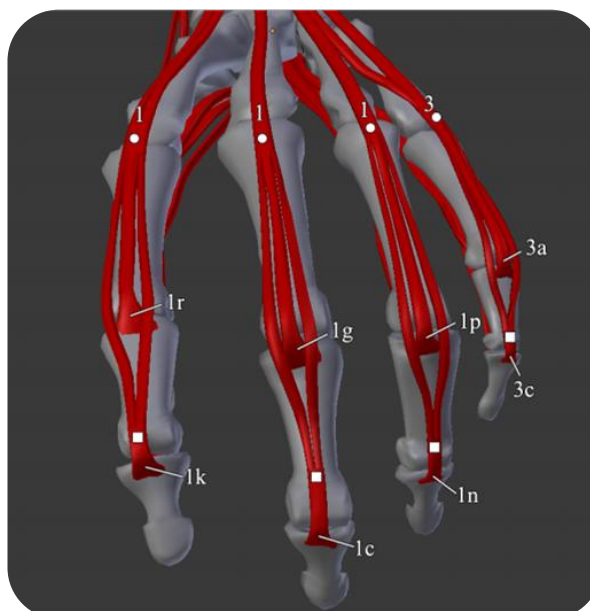
En la imagen

Inserción del flexor común de los dedos.



En la imagen

1g, 1r, 1p, 3a inserción del extensor común de los dedos.



MOVIMIENTOS DE LA MANO HUMANA

Los movimientos que permite hacer la mano humana són los descritos en este apartado: la flexión, extensión, Abducción y adducción de los dedos y los movimientos de los huesos del carpo (Lloret 2002).

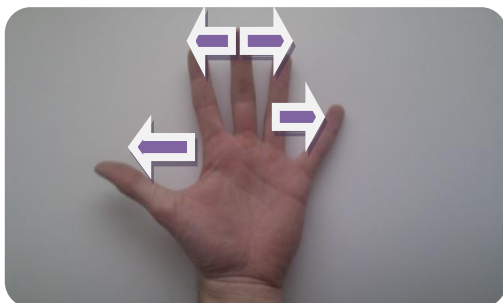
- Flexión de los dedos



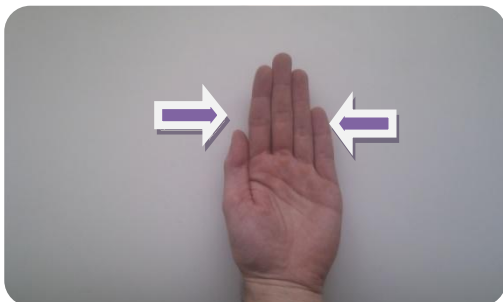
- Extensión de los dedos



- Abducción de los dedos



- Aducción de los dedos



Movimientos de los huesos del carpo



VALORES DINÁMICOS DEL AGARRE DE LA MANO HUMANA

Según Muñoz et al (2009) en el estudio “Fuerza máxima de agarre con mano dominante y no dominante” podemos extraer datos necesarios para medir la fuerza realizada por la mano humana en hombres y mujeres:



Figura 5.1: Dinamometría manual.

Los valores medios extraídos en el estudio son los más interesantes para el proyecto ya que nos interesa conocer un estándar de valores a los que aproximar los cálculos mecánicos del diseño:

	Media(kg)	Desviación estándar(kg)
Hombres	42,05	9,51
Mujeres	24,04	5,13

Tabla 5.1: Valores de dinamometría manual (Muñoz 2009).

MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DE LA POBLACIÓN

Se han extraído datos de un estudio realizado midiendo 46 personas, 22 hombres y 24 mujeres, todos de edad entre 20 y 30 años y la mayoría de nacionalidad española o europea.

La toma de datos se realizó mediante la técnica de escaneo digital de la mano, este procedimiento se realizó con un escáner de alta resolución. Para la grabación de la mano se pidió a los individuos apoyar la mano en pronación sobre la plataforma del escáner, con los dedos rectos y juntos y se tuvo especial cuidado en que la postura no adoptara desviaciones radiales o cubitales (Mosquera 2004).

En el estudio se observan los siguientes resultados:

	Media población masculina	Desviación estándar población masculina
Longitud de la mano (cm)	18,35	1,705
Longitud de la palma (cm)	10,58	1,163
Longitud del pulgar (cm)	6,28	0,669
Anchura de la mano (cm)	10,45	0,975
Anchura de la palma (cm)	8,25	0,808

Tabla 6.1: antropometría de la población masculina (Muñoz 2009).

	Media población femenina	Desviación estándar población femenina
Longitud de la mano (cm)	17,85	0,921
Longitud de la palma (cm)	10,22	0,608
Longitud del pulgar (cm)	6,13	0,504
Anchura de la mano (cm)	9,54	0,507
Anchura de la palma (cm)	7,63	0,221

Tabla 6.2: antropometría de la población femenina (Muñoz 2009).

GRASP: EL DISEÑO

MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS SELECCIONADAS PARA EL DISEÑO DE LA MANO

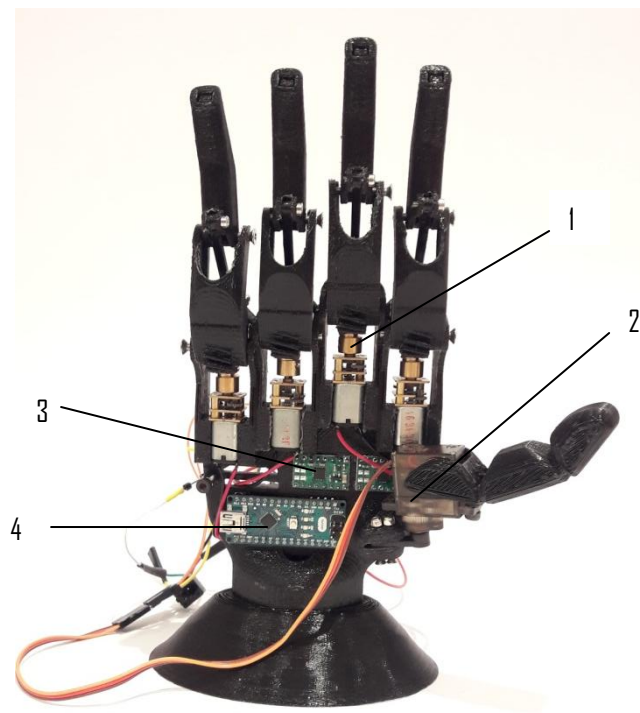
Las medidas antropométricas encontradas anteriormente han llevado a seleccionar unas medidas intermedias entre sexo masculino y femenino para crear un diseño homogéneo a la hora de conformar la mano que toma vida a lo largo de los diseños hechos para llegar al definitivo las medidas finales oscilarán alrededor de estos valores:

- Longitud de la mano: 180mm
- Longitud de la palma: 100 mm
- Longitud del pulgar: 60mm
- Anchura de la mano: 100 mm
- Anchura de la palma: 82mm

REQUISITOS Y PRESTACIONES QUE SE PRETENDEN CONSEGUIR

Posteriormente a la evolución descrita del proyecto, los ítems y diseños que suponían un siguiente reto para conseguir una mejor funcionalidad manteniendo un bajo coste eran los siguientes:

1. Un sistema mecánico para cada dedo accionado por un sistema de transmisión de tipo tornillo sinfin-corona accionados por motores DC de alto par para conseguir una gran fuerza de agarre.
2. Un servomotor para realizar la rotación del dedo pulgar para efectuar la acción de pinza.
3. Integración de la electrónica de potencia (drivers de los motores DC) en la palma de la mano.
4. Integración de la electrónica de control (Arduino Nano) en la palma de la mano.
5. Un sistema de montaje que requiriera soldar el mínimo posible donde los componentes van encastados a presión en la palma de la mano para un mejor montaje autónomo.
6. De todos los movimientos descritos anteriormente el siguiente diseño podrá hacer los movimientos de flexión y extensión de los dedos y de oposición del dedo pulgar. En cambio no podrá realizar ningún movimiento de abducción o aducción.



DISEÑO MECÁNICO

El diseño mecánico de la mano se pretende centrar en una acción realizada por un sistema sinfín-corona por lo que el primer paso consiste en encontrar un tornillo sinfín metálico que responda a las necesidades de medidas y módulo que se desean conseguir para iniciar el resto de proyecto imprimible en 3D.

TORNILLO SIN FIN

Como se ha introducido, la primera parte del proyecto se ha centrado en encontrar un engranaje sin fin metálico que permitiera jugar con la posibilidad de poder diseñarlo en plástico y de módulo suficientemente grande para poder engranar con dientes de plástico ya que la corona helicoidal se pretende diseñar en plástico unida, formando una sola pieza con la falange proximal.

Todos estos requisitos nos llevaron a encontrar este modelo de mootio componentes:

Material	Latón
Diámetro externo (mm)	8,4
Diámetro de paso (mm)	6,8
Diámetro de paso de eje (mm)	3,4
Altura (mm)	27,5
Módulo	1
Precio(€)	1,75



Figura/Tabla 7.1: Características tornillo sinfín (Mootio)

Este elemento tuvo que ser modificado para insertar un tornillo prisionero con la función de ajustarlo al eje y también se recortaron 5 mm de longitud para ganar espacio longitudinal para la colocación de la electrónica en la palma de la mano.

DISEÑO DE LA CORONA HELICOIDAL

El diseño de la corona helicoidal vendrá determinada por el elemento previamente escogido y anteriormente descrito. Para el diseño de este elemento se ha utilizado la herramienta de Solidworks Toolbox, que nos permite ceñirnos a valores normalizados por la ISO para el diseño de engranajes y seleccionar los diferentes parámetros para conformar automáticamente el engranaje deseado la selección del número de dientes y por tanto el radio, ya que el módulo nos viene determinado por el tornillo sinfín escogido, has sido el máximo para las dimensiones consideradas en el dedo y el sistema mecánico para que el espesor de la palma no sea superior al de las medidas establecidas anteriormente.

Número de dientes:

$$N = 14$$

Módulo:

$$M_n = 1$$

Diámetro de Paso:

$$Pd = 14,47mm$$



Diámetro Exterior:

$$De = Dp + 2 \cdot M_n = 16,47 \text{ mm}$$

Paso:

$$P = \pi \cdot N = 3,14 \text{ mm}$$

Altura del diente:

$$H = 2,167 \cdot M_n = 2,167$$

Addendum:

$$A = 1 \cdot M_n = 1 \text{ mm}$$

Dedendum:

$$D = 1,25 \text{ mm}$$

Angulo del filete:

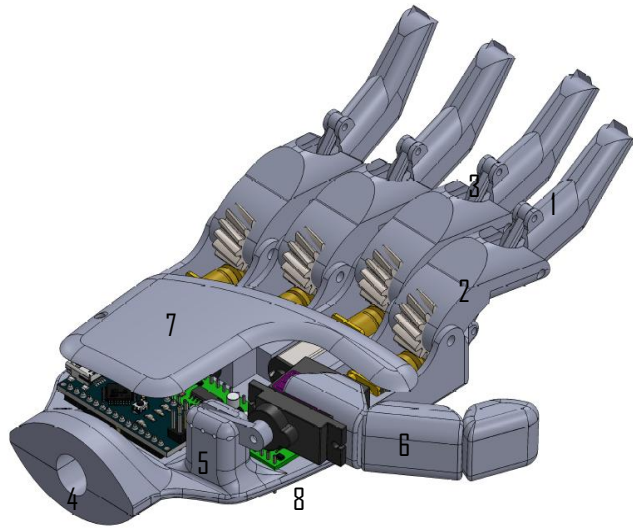
$$\beta = 20^\circ$$

Posteriormente al diseño del engranaje se ha realizado un ensamblaje para unirlo a la falange proximal y posteriormente se ha guardado como pieza, creando un único componente.

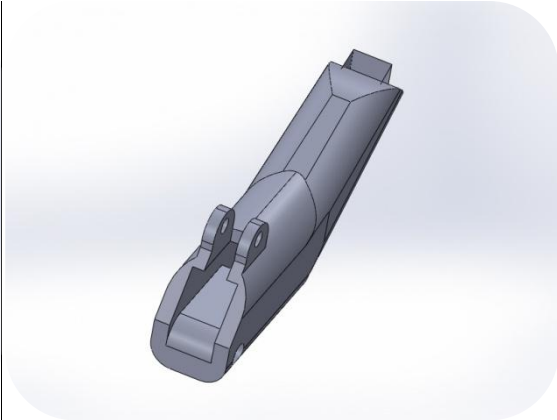
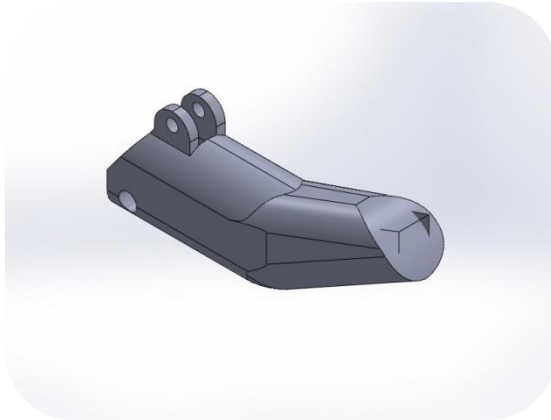
Después el sistema completo de un dedo se ha simulado estableciendo la relación entre el tornillo sinfín y la corona y se ha podido comprobar que virtualmente los dos componentes engranaban bien.

ELEMENTOS MECÁNICOS QUE CONFORMAN LA MANO

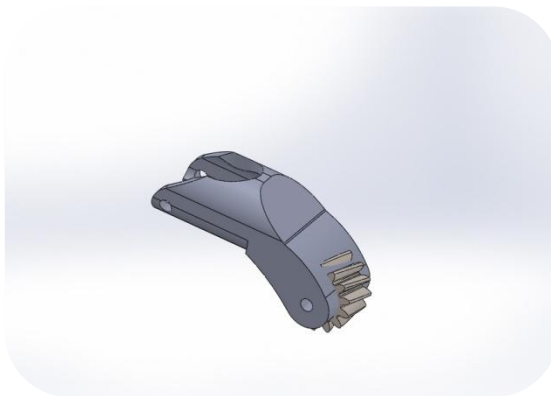
- 1- Falange Distal
- 2- Falange Proximal
- 3- Unión dedos
- 4- Muñeca
- 5- Palma
- 6- Pulgar
- 7- Tapa superior
- 8- Tapa inferior



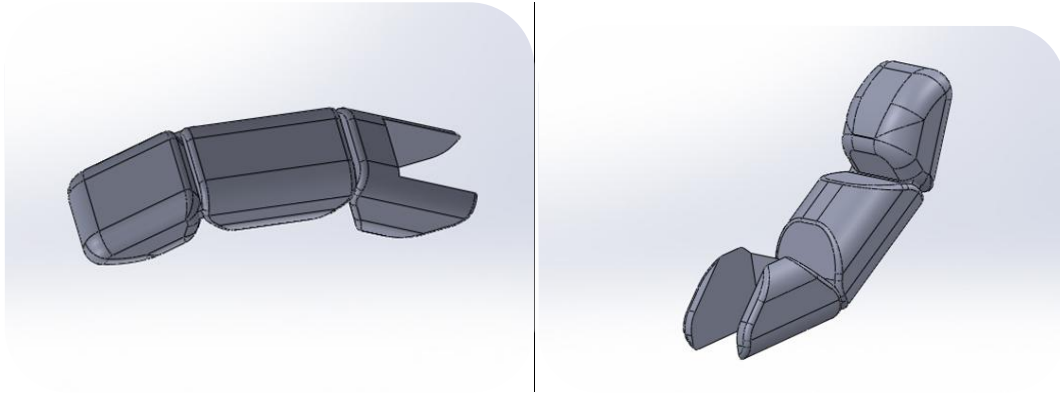
Falange Distal: es el segmento más alejado del dedo.



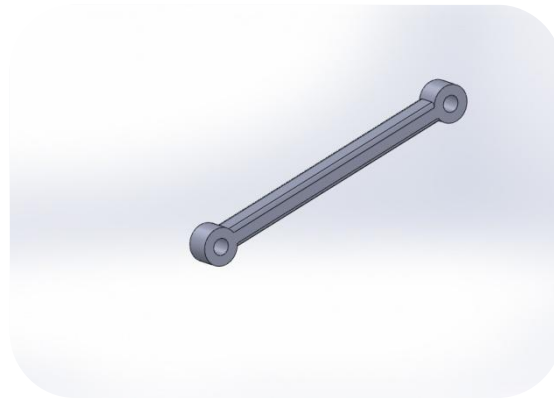
Falange Proximal: segmento del dedo que se encarga de transmitir el movimiento del motor al resto del dedo.



|Pulgar: permite la oposición a los dedos índice y corazón gracias al servomotor que lleva incorporado.



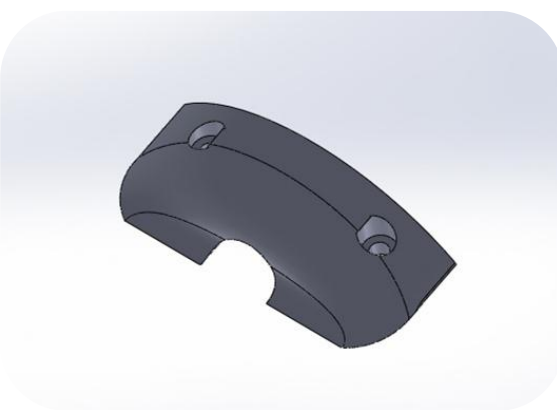
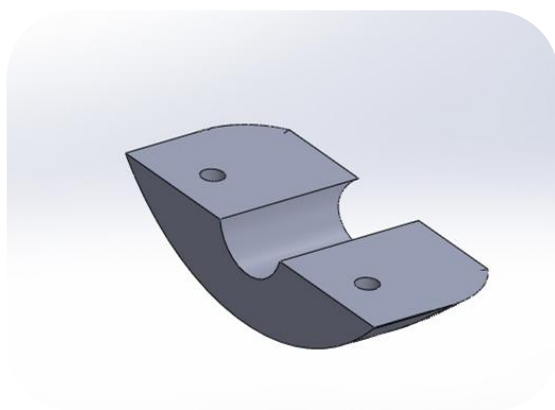
Unión dedos: permite el movimiento relativo de la falange distal respecto a la proximal.



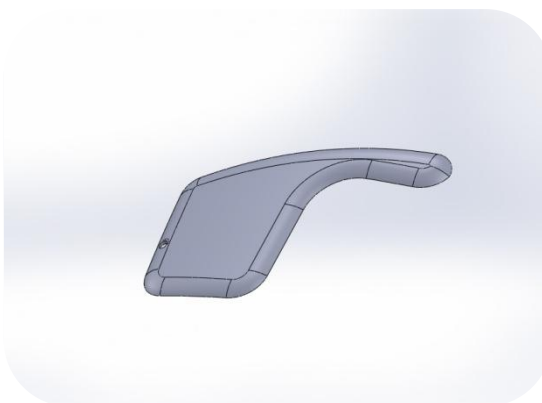
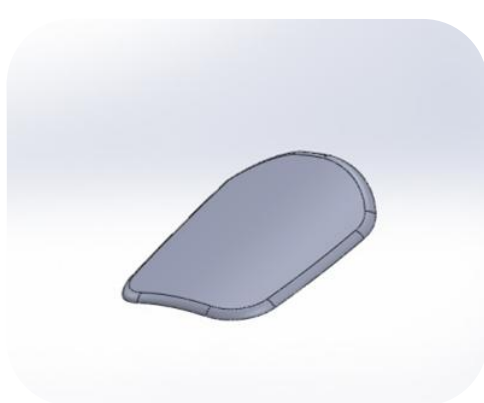
Palma: alberga todos los componentes electrónicos y actuadores.



Muñeca: ésta pieza ha sido cortada para una más cómoda inserción de la mano a una rosca de métrico 1/2.



Tapas superior e inferior: protegen el cableado y la electrónica de golpes o acciones mecánicas que puedan dañarlos.



ESTUDIO MECÁNICO

Introducción

En el siguiente estudio se estudia el sistema del dedo de la mano en situación de equilibrio bajo la condición más desfavorable donde la fuerza aplicada se encuentra en su extremo más distal, y de esta forma podemos ver cuál es el par máximo que podrá ejercer el motor y las reacciones en los nodos. La descripción anterior incluye el concepto de sólido rígido, es decir que los elementos sometidos a fuerzas y momentos no sufren deformaciones. Y por tanto, en este estudio se analiza el comportamiento de un sistema de tipo estructura y máquina que se diferencia de los otros tipos de estructuras: cerchas y celosías por que tiene fuerzas que no están aplicadas sobre los nodos.

El objetivo es el estudio de la situación de equilibrio del sistema mecánico en cuestión en su posición más desfavorable, es decir, en la posición donde el motor que acciona el sistema deberá generar un Momento mayor para mantener esa situación de equilibrio cuando aplicamos un Peso (W) en su extremo más distal.

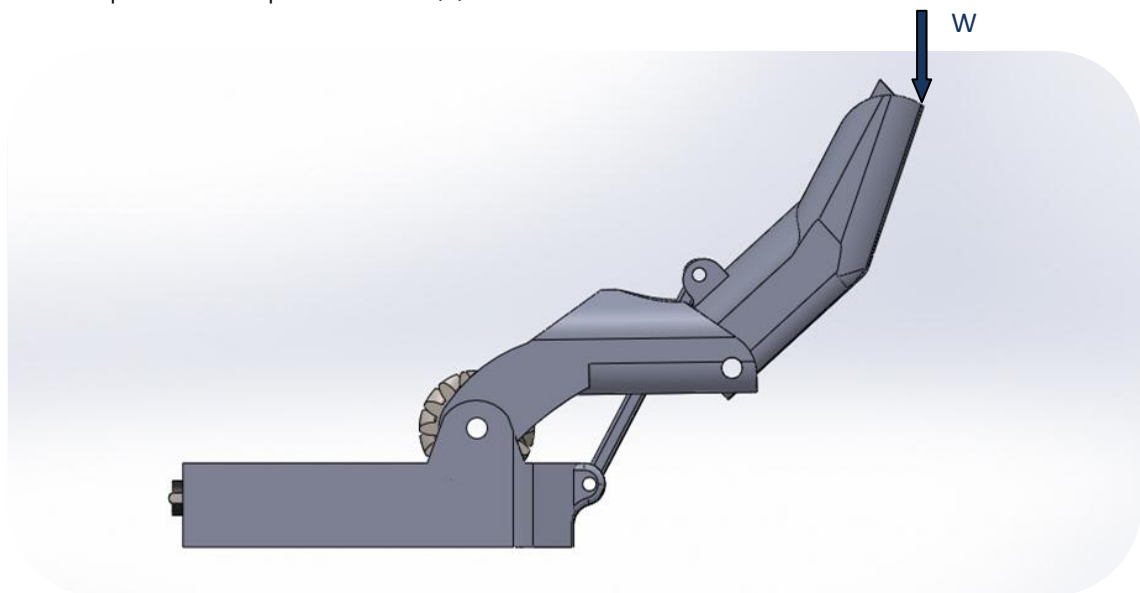


Figura 8.1: sistema mecánico

Como vemos en la siguiente figura, El sistema está accionado por un Micro motor que lleva unido un sistema de transmisión de Tornillo Sinfin y Corona, de manera que la rotación del tornillo debido al Voltaje aplicado al motor genera la aparición del Momento en el Punto A, al que llamaremos M_a :

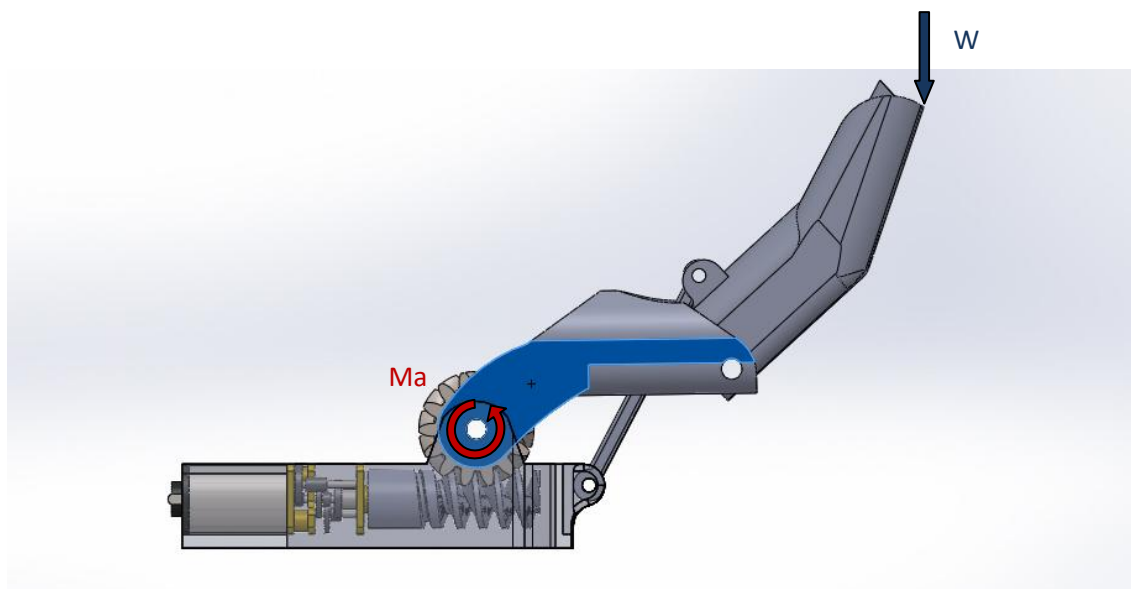


Figura 8.2: Detalle del Sistema Sinfín-Corona.

El planteamiento del problema va enfocado a la selección del motor que requiere un par necesario en función del peso aplicado y así poder seleccionar el motor adecuado para las prestaciones requeridas por la prótesis, es decir la fuerza de agarre deseada, etc.

Modelo geométrico

Para el cálculo de los momentos es necesario precisar de las cotas del mismo:

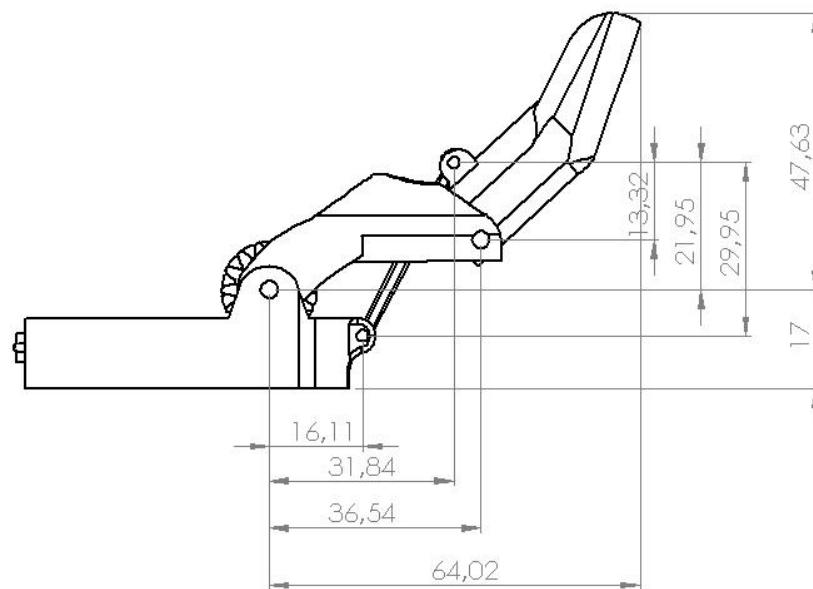


Figura 8.3: Cotas del sistema.

Hipótesis de carga

Como se ha explicado en el apartado 2 de forma breve, la hipótesis de carga del problema corresponde al momento necesario que debe hacer el motor aplicado en el tornillo sinfin-corona para contrarrestar una fuerza puntual aplicada al extremo del dedo.

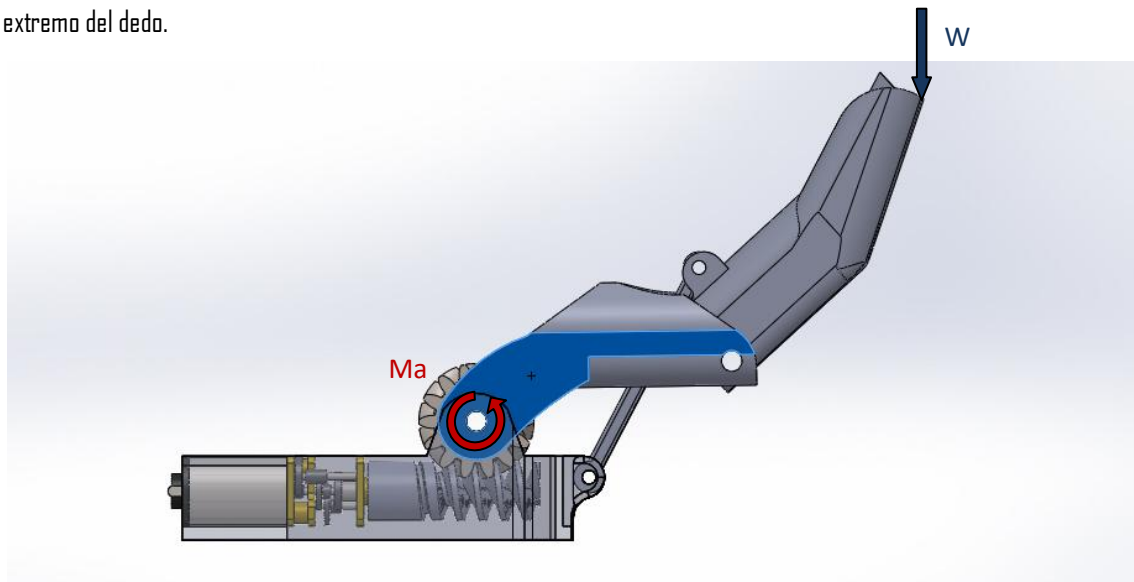


Figura 8.4: Hipótesis de carga.

Diagrama del Sólido libre

Para el diagrama del sólido libre nombraremos los cuatro elementos que forman el sistema mecánico:

- Base
- Falange Proximal
- Falange Distal
- Unión

Y planteamos la hipótesis de las reacciones en cada uno de estos elementos manteniendo el equilibrio interno entre todas estas:

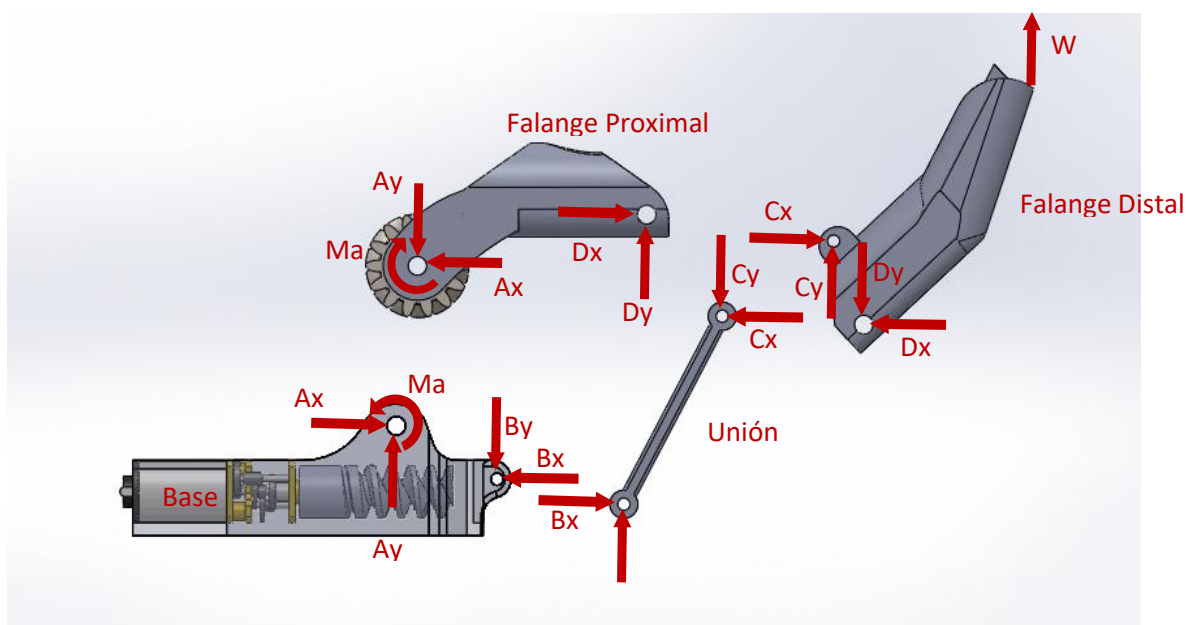


Figura 8.5: Diagrama del sólido libre.

Planteamiento de ecuaciones

Referente al planteamiento de las ecuaciones de equilibrio de forma general:

$$\sum F_x = 0$$

$$\sum F_y = 0$$

$$\sum M_z = 0$$

Y obtenemos para la Base:

$$\sum F_x = 0 \Rightarrow A_x - B_x = 0$$

$$\sum F_y = 0 \Rightarrow A_y - B_y = 0$$

$$\sum M_a = 0 \Rightarrow M_a - (16,11/1000)B_y - (8/1000)B_x = 0$$

Y obtenemos para la Falange Proximal:

$$\sum F_x = 0 \Rightarrow D_x - A_x = 0$$

$$\sum F_y = 0 \Rightarrow D_y - A_y = 0$$

$$\sum M_a = 0 \Rightarrow -M_a - (8,63/1000)D_x - (36,54/1000)D_y = 0$$

Y en relación a la Falange Distal:

$$\sum F_x = 0 \Rightarrow C_x - D_x = 0$$

$$\sum F_y = 0 \Rightarrow C_y - D_y + W = 0$$

$$\sum M_c = 0 \Rightarrow -(4,7/1000)D_y - (13,32/1000)D_x + (32,18/1000)W = 0$$

Y para la Unión:

$$\sum F_x = 0 \Rightarrow B_x - C_x = 0$$

$$\sum F_y = 0 \Rightarrow B_y - C_y + W = 0$$

$$\sum M_c = 0 \Rightarrow (29,95/1000)B_x - (15,73/1000)B_y = 0$$

Modelado y resolución del problema con Matlab

Como vemos, el sistema se compone de 9 incógnitas y 12 ecuaciones, por tanto sabemos que hay tres de ellas que son redundantes y linealmente dependientes de las otras, en otras palabras, son una combinación lineal de algunas de las anteriores.

Por lo tanto obtendremos un sistema 9×9 de 9 ecuaciones con 9 incógnitas, donde las incógnitas serán: $A_x, A_y, B_x, B_y, C_x, C_y, D_x, D_y$ y M_a .

Para el cálculo hemos creado primeramente las variables necesarias para crear la matriz de coeficientes asignando un valor de 1 y un valor inicial de 0 para el peso (W):

```
Ax=1;  
Ay=1;  
Bx=1;  
By=1;  
Cx=1;  
Cy=1;  
Dx=1;  
Dy=1;  
Ma=1;  
W=0;
```

De cara a la estructura iterativa también hemos creado dos vectores que servirán para almacenar los valores del Peso (W) y el Momento resultante (M_R).

```
Peso_aplicado=zeros(size(20));  
Momento_resultante=zeros(size(20));
```

De esta manera procedemos a declarar la matriz (C) de coeficientes ya multiplicados por las distancias correspondientes:

```
C=[Ax , 0*Ay , -Bx , 0*By , 0*Cx , 0*Cy , 0*Dx , 0*Dy , 0*Ma;  
  0*Ax , Ay , 0*Bx , -By , 0*Cx , 0*Cy , 0*Dx , 0*Dy , 0*Ma;  
  0*Ax , 0*Ay , Bx*(-8/1000) , By*(-16.11/1000) , 0*Cx , 0*Cy ,  
  0*Dx , 0*Dy , Ma;  
  -Ax , 0*Ay , 0*Bx , 0*By , 0*Cx , 0*Cy , Dx , 0*Dy , 0*Ma;  
  0*Ax , -Ay , 0*Bx , 0*By , 0*Cx , 0*Cy , 0*Dx , Dy , 0*Ma;  
  0*Ax , 0*Ay , 0*Bx , 0*By , 0*Cx , 0*Cy , Dx*(-8.63/1000) ,  
  Dy*(36.54/1000) , -Ma;  
  0*Ax , 0*Ay , 0*Bx , 0*By , Cx , 0*Cy , -Dx , 0*Dy , 0*Ma;  
  0*Ax , 0*Ay , 0*Bx , 0*By , 0*Cx , Cy , 0*Dx , -Dy , 0*Ma;  
  0*Ax , 0*Ay , 0*Bx , 0*By , 0*Cx , Cy , Dx*(-13.32/1000) ,  
  Dy*(-4.7/1000) , 0*Ma];
```

A la que acompañamos con la matriz de coeficientes (A):

```
A=[0;0;0;0;0;0;0;0;-W; (-32.18/1000)*W];
```

A continuación utilizamos una estructura iterativa que genere n valores de Peso (W) y calcule los correspondientes n valores de Momento resultante (M_R):

```
for i=1:20  
    W=W+1;  
    A=[0;0;0;0;0;0;0;0;-W; (-32.18/1000)*W];  
    S=inv(C)*A;  
    Peso_aplicado(i)=W;  
    Momento_resultante(i)= [S(9)];  
end
```

Donde S es la solución del sistema que el bucle calcula para cada iteración y como sabemos que el valor de la posición nueve del vector S es el (M_R) por eso lo asignamos al nuevo vector de Momentos resultantes.

También extraemos la ecuación de la recta con la utilización del comando polyfit:

```
Equacion=polyfit(Pes_aplicado,Momento_resultante,1);
```

Y finalmente creamos la representación gráfica con los comandos stem para representar los puntos y el comando plot para la recta:

```
stem(Momento_resultante,Peso_aplicado)
hold on
plot(Momento_resultante,Peso_aplicado)
ylabel('Peso(N)')
xlabel('Momento de Fuerza (N·m)')
title('Incremento del momento requerido del motor dependiendo
del Peso aplicado')
hold on
```

Resultados

Una vez realizado el programa con el software de cálculo numérico Matlab, comprobamos primeramente que las ecuaciones escogidas de entre las 12 posibles no sean linealmente dependientes y como hemos escogido las 9 primeras, el determinante de las matrices cuadradas de coeficientes nos da diferente de 0.

Posteriormente, calculamos los valores de las fuerzas de reacción y podemos comprobar que todas las igualdades se cumplen como vemos a continuación:

$$A_x = B_x = C_x = D_x$$

$$A_y = B_y$$

$$C_y - D_y = W$$

$$M_a = (16,11/1000)B_y + (8/1000)B_x$$

Una vez realizada la simulación el resultado obtenido con la función de Matlab: polyfit de grado uno, el resultado obtenido ha sido el valor de la ecuación de la recta si el Momento resultante lo llamamos M_R

$$M_R(W) = 0,0256W \text{ [Nm]}$$

Como podemos comprobar si escogemos un valor de $W = 4N$ el momento resultante:

$$M_R(4) = 0,1024 \text{ Nm}$$

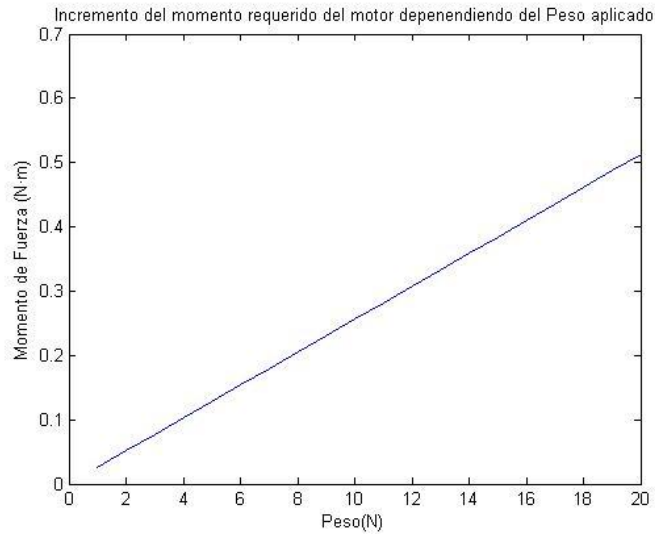


Figura 8.6: Relación entre fuerza aplicada y momento.

Conclusiones

Con la ecuación actual ya podemos calcular el valor del momento de fuerza máximo que tendrá que generar nuestro motor eléctrico para un peso determinado, establecido por las prestaciones que se deseen tener en la prótesis.

También podemos detectar los puntos más débiles del sistema y así poder reforzarlos o hacer cambios geométricamente más favorables.

Con esta herramienta de cálculo también podremos rediseñar algunos de los componentes del dedo y volver a simular cuál serían las nuevas fuerzas de reacción y el nuevo momento Ma , y de esta forma encontrar soluciones más óptimas de diseño.

También puede ser un primer paso para el posterior cálculo de deformaciones ya sea aplicando las fuerzas de reacción netas virtualmente con el software Solidworks en cada uno de los componentes con una previa aplicación del material o bien realizando ensayos reales con cada uno de los componentes que presentarán las propiedades reales del material, de densidad, rigidez, etc. Ya que dependiendo de su proceso de fabricación la pieza tendrá una porosidad diferente, etc.

Otra aplicación interesante de la rutina de cálculo puede ser su modificación para hacer los cálculos de dinámica, haciendo:

$$\sum F_x = m \cdot a$$

$$\sum F_y = m \cdot a$$

$$\sum M_z = I \cdot \alpha$$

Con los resultados de la recta obtenida con el estudio podemos establecer criterios para la selección de los motores.

COMPONENTES

ACTUADORES

SELECCIÓN DE LOS MOTORES DC

Con los resultados obtenidos del estudio mecánico podemos determinar que prestaciones podrá tener la mano:

El eje del motor debe ser de 3,14 mm de diámetro para poder utilizar los engranajes metálicos anteriormente descritos.

Un espacio delimitado para cada motor que no debe variar entre 15mm x 35mm x 15mm.

Con la experiencia previa en robótica de competición la opción más viable parece ser los Micro metal gear motors de Pololu.

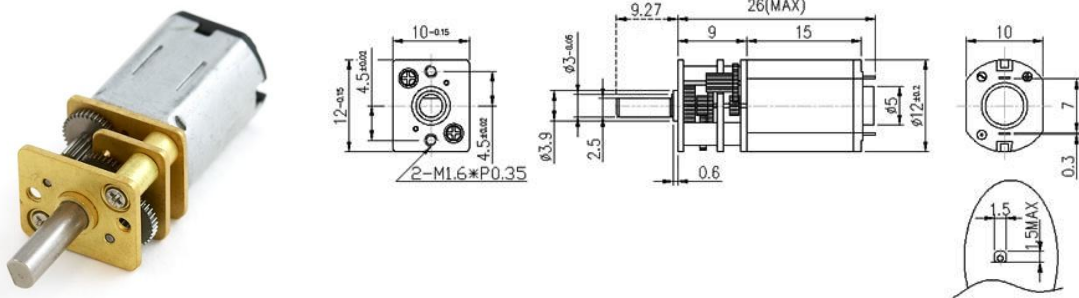


Figura 2: Motores Pololu y dimensiones.

Entre estos examinamos todos los modelos facilitados por el fabricante traduciendo las unidades de Par en N·m y velocidad angular en °/s para encontrar el rango de valores ideales para las prestaciones deseadas.

Esta conversión de unidades se ha realizado de la siguiente forma:

$$\begin{aligned} \text{rad/s} &= \frac{\text{rev}}{\text{min}} \cdot \frac{2\pi \text{ rad}}{1 \text{ rev}} \cdot \frac{1 \text{ min}}{60 \text{ seg}} \\ \text{°/s} &= \frac{\text{rad}}{\text{s}} \cdot \frac{360 \text{ °}}{2\pi \text{ rad}} \\ \text{N} \cdot \text{m} &= \text{oz} \cdot \text{in} \cdot \frac{0,2780 \text{ N}}{1 \text{ oz}} \cdot \frac{0,0254 \text{ m}}{1 \text{ in}} \end{aligned}$$

Relación de micro motores Pololu							
Voltaje (V)	Corriente de bloqueo (mA)	Velocidad de Rotación (RPM)	Velocidad angular (rad/s)	Velocidad angular (°/s)	Torque de bloqueo (oz·in)	Torque de bloqueo (N·m)	Relación de transmisión
6	1600	6000	628,00	36000,00	2	0,01	5:1
		3000	314,00	18000,00	4	0,03	10:1
		1000	104,67	6000,00	9	0,06	30:1
		625	65,42	3750,00	15	0,11	50:1
		400	41,87	2400,00	22	0,16	75:1
		320	33,49	1920,00	30	0,21	100:1
		200	20,93	1200,00	40	0,28	150:1
		140	14,65	840,00	50	0,35	210:1
		120	12,56	720,00	60	0,42	250:1
		100	10,47	600,00	70	0,49	298:1
		32	3,35	192,00	125	0,88	1000:1

Tabla 9.1: Prestaciones de los motores pololu con distintas relaciones de transmisión.

Con estos resultados podemos ver cómo podemos aplicar un peso el extremo distal de un dedo y comparar los valores de velocidad angular ω y de Par τ que el motor puede hacer en el eje definido como M_A con las siguientes expresiones:

$$\omega_{flex} = \omega \cdot \frac{1}{14}$$

$$\tau_{flex} = \tau \cdot 14$$

$$t_{flex1} = \frac{\theta_{flex}}{\omega_{flex}}$$

Par , Velocidad Angular y tiempo de rotación en el eje Ma		
Velocidad angular eje Ma (°/s) a 6V	Torque de bloqueo eje Ma (N·m) a 6V	Tiempo de rotación (s) a 6V
2571,43	0,20	0,04
1285,71	0,40	0,07
428,57	0,89	0,21
267,86	1,48	0,34
171,43	2,17	0,53
137,14	2,97	0,66
85,71	3,95	1,05
60,00	4,94	1,50
51,43	5,93	1,75
42,86	6,92	2,10
13,71	12,36	6,56

Tabla 9.2: Torque y velocidad angular.

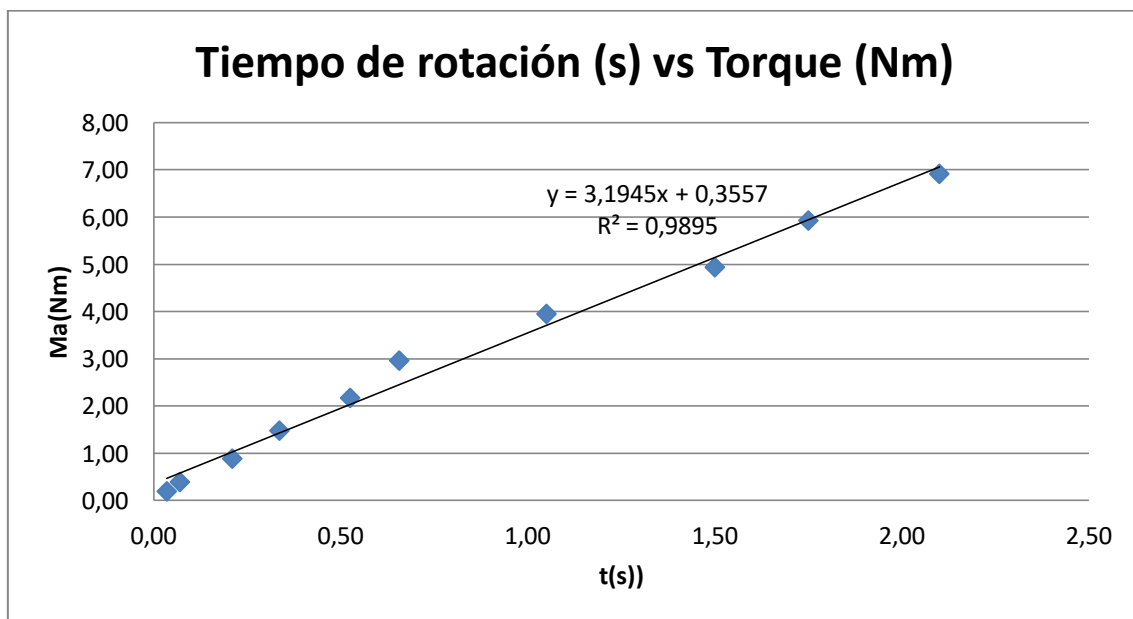


Figura 9.1: Relación entre tiempo de rotación y torque.

Por lo tanto, con estos resultados, podemos utilizar la función obtenida con el Matlab y calcular la fuerza puntual que podría hacer el motor con cada una de las relaciones de transmisión.

$$M_R(W) = 0,0256W \text{ [Nm]}$$

$$W = \frac{M_R}{0,0256}$$

Relaciones de transmisión y peso	
Relación de transmisión	Peso (N)
5:1	7,72
10:1	15,45
30:1	34,75
50:1	57,92
75:1	84,96
100:1	115,85
150:1	154,46
210:1	193,08
250:1	231,70
298:1	270,31
1000:1	482,70

Tabla 9.3: Relación de transmisión y peso de bloqueo.

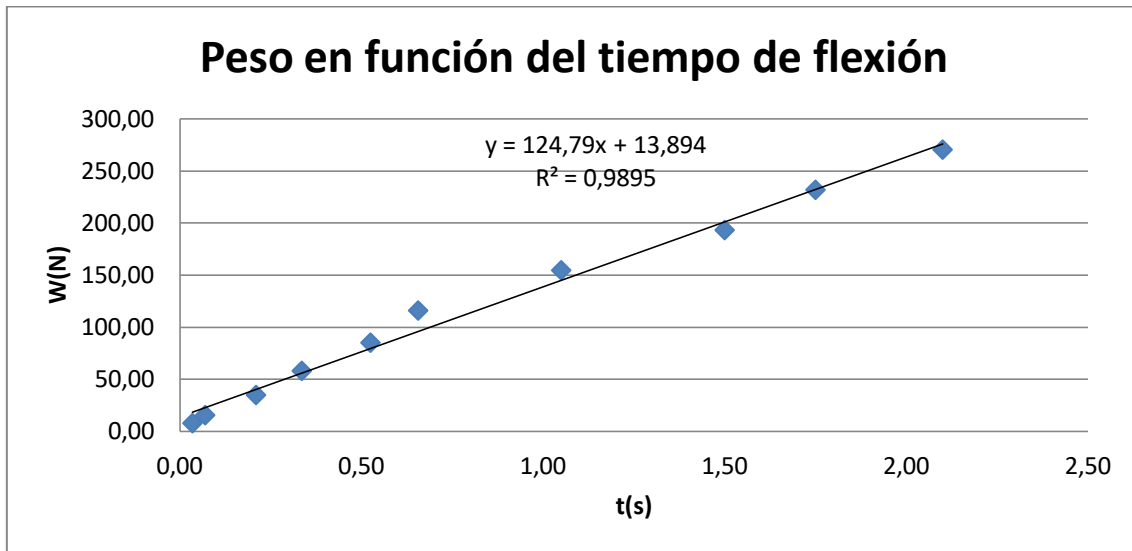


Tabla 9.2: Fuerza en relación al tiempo de rotación.

Esto supone que para sujetar masas de entre 5 y 15 kg y no tener tiempos de flexión entre 0,34 i 1 segundo debemos escoger una relación de transmisión entre 50:1, 75:1, 100:1 o 150:1.

SELECCIÓN DE LOS SERVOMOTORES

Se han analizado un total de 44 micro servos de todo el mercado:

Comparativa Micro Servomotores						
Modelo	Medidas (mm)	Peso (kg)	Voltage operativo (V)	Tiempo de rotación(s/60º) a 6V	Torque (Kg-cm) a 6V	Precio(€)
MG-90S	22,5x12x35,5	13,4	6	0,08	2,2	3,57
TG9e	23x12,2x29	9	6	0,09	1,7	1,8
HXT500	1,3x11,5x22	6,2	6	0,07	0,8	1,92
SM-S2309S	22,2x11,6x21,5	9	6	0,1	1,2	7,57
HK15178		10	6	0,09	1,4	1,76
HKSCM9-6		10	6	0,07	1,6	2,3
DDSD10MG		5,7	6	0,07	0,6	5,93
TG9d	22,4x12,5x23	9	6	0,09	1,8	2,92
TSS-9	23,1x12,0x24,9	9	6	0,09	1,9	3,08
TG9z	23x12,1x21,4	9	6	0,12	1,7	1,8
TGY-5009DM	23,1x12,0x25,9	9	6	0,07	2	3,84
HKSCM9-5		10	6	0,09	1,4	2,3
HK-CS9288B	22,5x11,5x24,6	9	6	0,13	1,8	2,29
DS-928B	22,5x11,5x24,6	9	6	0,12	1,8	5,51
DS-6338P	23,5x9,5x19,5	6,2	6	0,1	0,95	5,38
HKSCM12-5		12	6	0,18	1,5	2,91
EM_9g		9	6		1,5	2,3
HK15168		8	6	0,12	1,2	1,94
TGY-1800A	22x11,7x24,3	8	6	0,1	1,7	3,07
DS918MP	22,5x11,5x24,6	9		0,06	1,8	3,83
MX-D80E	23,6x11,6x24	8,5		0,1	2	2,9
D56LV	19,8x8,2x20	5,6		0,1	0,9	5,34
RS-2125MGC	22,8x12x25,6	14,2	6	0,09	2,6	13,71
9103MG	21 x 20 x 8,5	5,6		0,12	1	9,63
BMS-306DMAX	22 x 10 x 23	7,1	6	0,11	2	9,89
TSS-9S	23,1x12,0x24,8	9	6	2	1,2	3,16
BMS-3068B	22 x 10 x 23	6,6		0,1	1,1	10
DS928HV	22,5x11,5x24,6	9	6	0,09	1,7	5,38
BMS-306MAX	22 x 10 x 23	7,1		0,11	2	8,62
TGY-1550A	21x19,6x20,1	5,5		0,1	0,9	2,83
TGY-1600A	22x11,7x22,8	6		0,1	1,2	3,07
HD-1900A	23x12,2x29	9	6	0,08	1,7	3,07
MX-A801	23,6x11,6x24	8,5	6	0,1	1,8	2,65
BMS-308DB	24 x 10 x 23,5	6,2		0,1	1,2	8,97
CS-918MP	22,5x11,5x24,6	9	6	0,06	1,8	3,29
EM_8g	21x11x28	8		0,12	1,4	2,5
HKSCM8		6,8		0,09	0,9	2,26
BMS-371	24 x 11 x 24	8,4		0,12	1,5	6,47
DS65HB	20,8x11x20	6,5		0,09	1,5	4,54
HK15178L		9,8		1,6	0,8	2,83
VS-5M	22,94 x 12,2 x 24,2	10		0,17	1,2	7,7
Media		8,44		0,18	1,48	4,51
Desviación estándar		1,96		0,38	0,44	2,87

Figura 10.1: Tabla comparativa de micro-servomotores.

Servomotor: MG-90S

Con la comparativa efectuada podemos encontrar una muy buena opción en el modelo resaltado en rojo, el micro servo MG-90S el cual ofrece muy buenas prestaciones por muy buen precio ya que tiene un precio de 3,57 €/unidad en internet y posee engranajes metálicos proporcionándole un Torque de 2,2 kg-cm mucho mayor que la media (1,48 kg-cm) en este tipo de motores y una velocidad de rotación también superior.

Modelo	MG-90S
Medidas (mm)	22,5x12x35,5
Peso (kg)	13,4
Voltage operativo (V)	6
Tiempo de rotación(s/60°) a 6V	0,08
Torque (Kg-cm) a 6V	2,2
Precio(€)	3,57



Tabla/Figura II.1: Servomotor MG90S.

ELECTRÓNICA DE CONTROL

Micro-controlador Arduino Nano

El micro-controlador utilizado por consideraciones de tamaño es el Arduino Nano, éste reúne las siguientes características:

Arduino Nano v3	
Micro-controlador	ATmega 328
Voltaje de funcionamiento	5V
Voltaje de entrada (recomendado)	7-12V
Voltaje de entrada (límite)	6-20V
Pines digitales d'E/S	14(6 de los cuales tienen salida PWM)
Pines de entrada analógica	8
Intensidad máxima d'E/S	40mA
Memoria flash	32KB(2KB reservados para el gestor de inicio)
SRAM	2KB
EPROM	1KB
Velocidad del reloj	16MHz
Dimensiones	18,54mm x 43,18mm

Tabla 12.1: Características del Arduino Nano.

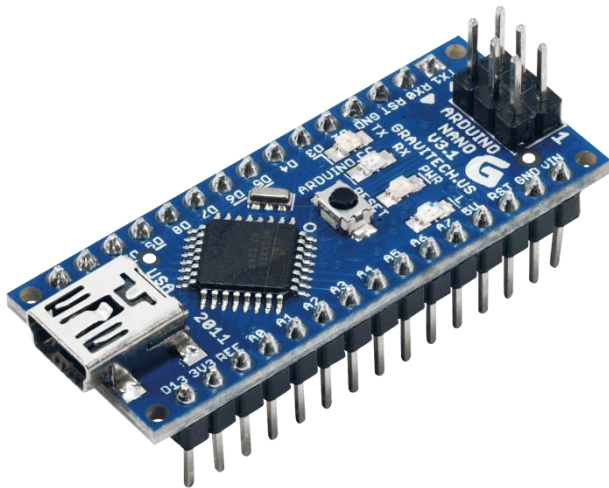


Figura 11.1: Arduino Nano.

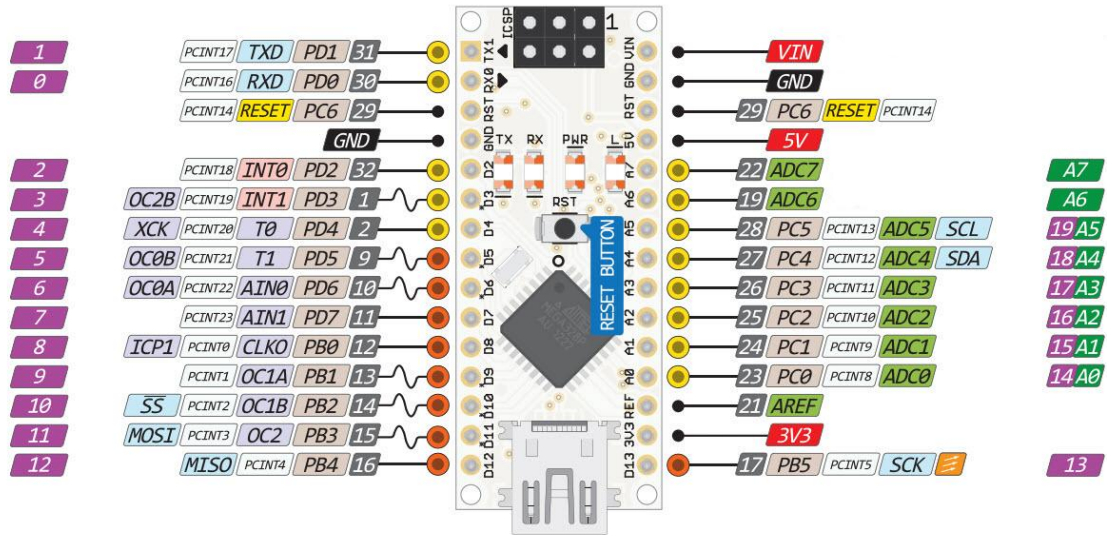
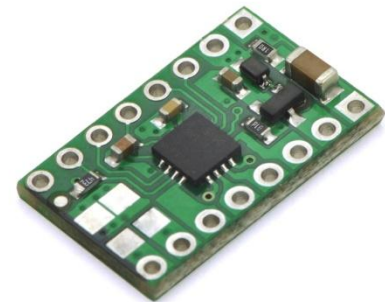


Figura 11.2: Arduino Nano pinout.

Driver de motores DC Pololu DRV8833

Teniendo en cuenta que los motores Pololu pueden ser alimentados entre 6 y 12 V y podemos tener corrientes de pico de 1,6 A este modelo ofrece la relación de prestaciones ideal para un tamaño muy reducido que permite ubicar la electrónica de potencia en la palma de la mano, uno de los objetivos iniciales.

Driver Motores DC DRV8833	
Canales para motores DC	2
Voltaje mínimo (V)	2,7
Voltaje máximo (V)	10,8
Corriente continua por canal (A)	1,2
Corriente máxima por canal (A)	2
Corriente media de alimentación(mA)	1,6
Corriente máxima de alimentación(mA)	3
Precio (€)	10,38
Dimensiones (mm)	12,5 x 20,32
Peso (g)	1



GND	GND
VMM	VIN
BIN1	BOUT1
BIN2	BOUT2
AIN2	AOUT2
AIN1	AOUT1
nSLEEP	AISEN
nFAULT	BISEN

Tabla/Figura 12.1: Características y pinout del DRV8833.

Regulador de voltaje 6V Jameco

Este componente es el encargado de regular el voltaje de 7,4V proporcionado por la batería Lipo y convertirlo a 6V y así proporcionar el voltaje adecuado a los motores DC contribuyendo a alargar al máximo su vida útil.

Regulador de voltaje 6V Jameco	
Encapsulado	TO-220FP
Voltaje salida (V)	6
Voltaje máximo (V)	35
Corriente máxima (A)	1,5
Altura (mm)	8,7
Longitud (mm)	39,5
Grosor (mm)	26,2



Tabla/Figura 13.1: Características del regulador de voltaje.

Condensadores

Se han seleccionado dos condensadores para filtrar el posible ruido producido por regulador de tensión hacia el micro servomotor. Como indica el fabricante en el datasheet se ha seleccionado uno de capacidad 330nF conectado a la entrada y otro de 100nF con conexión a la salida.

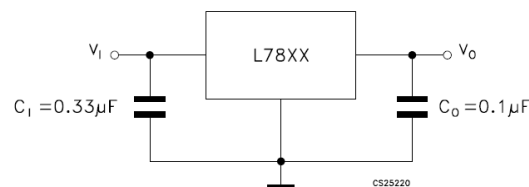


Figura 13.2: colocación de los condensadores con el regulador de voltaje (Jameco).

SENSORES

Sensor de EMG MyoWare

En este proyecto son utilizados dos sensores de electromiografía para proporcionar las entradas analógicas que accionarán los actuadores para hacer la flexión y la extensión de los dedos. Estos reúnen las siguientes características:

Sensor EMG MyoWare			
Parámetro	Min.	Typ.	Max.
Voltaje Alimentación	2,9V	3,3 o 5V	5,7V
Ganancia ajustable	0,01 Ω	50 Ω	100 Ω
Impedancia de entrada	—	110 G Ω	—
Corriente de alimentación	—	9 mA	14 mA

Tabla 14.1: Características Sensor EMG de Advancer technologies.

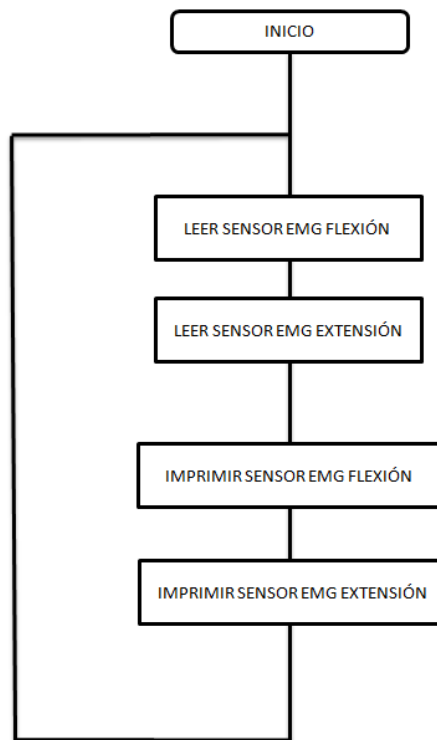


Figura 14.1: Sensor EMG de Advancer technologies.

ALGORITMOS

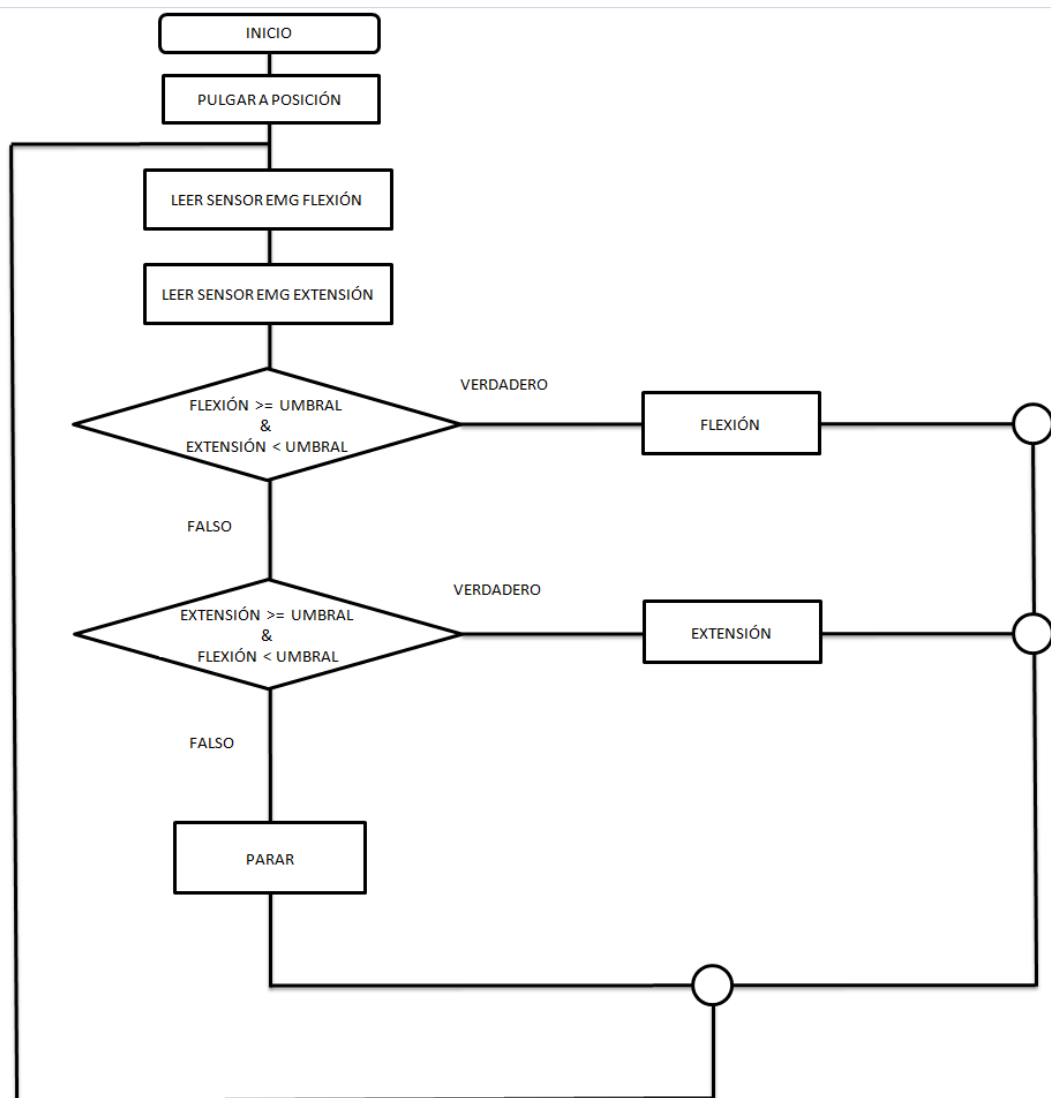
Algoritmo de selección de umbrales personales

Este primer algoritmo tiene el objetivo de mostrar por donde se encuentran los valores de la señal analógica registrada por los dos sensores de EMG.



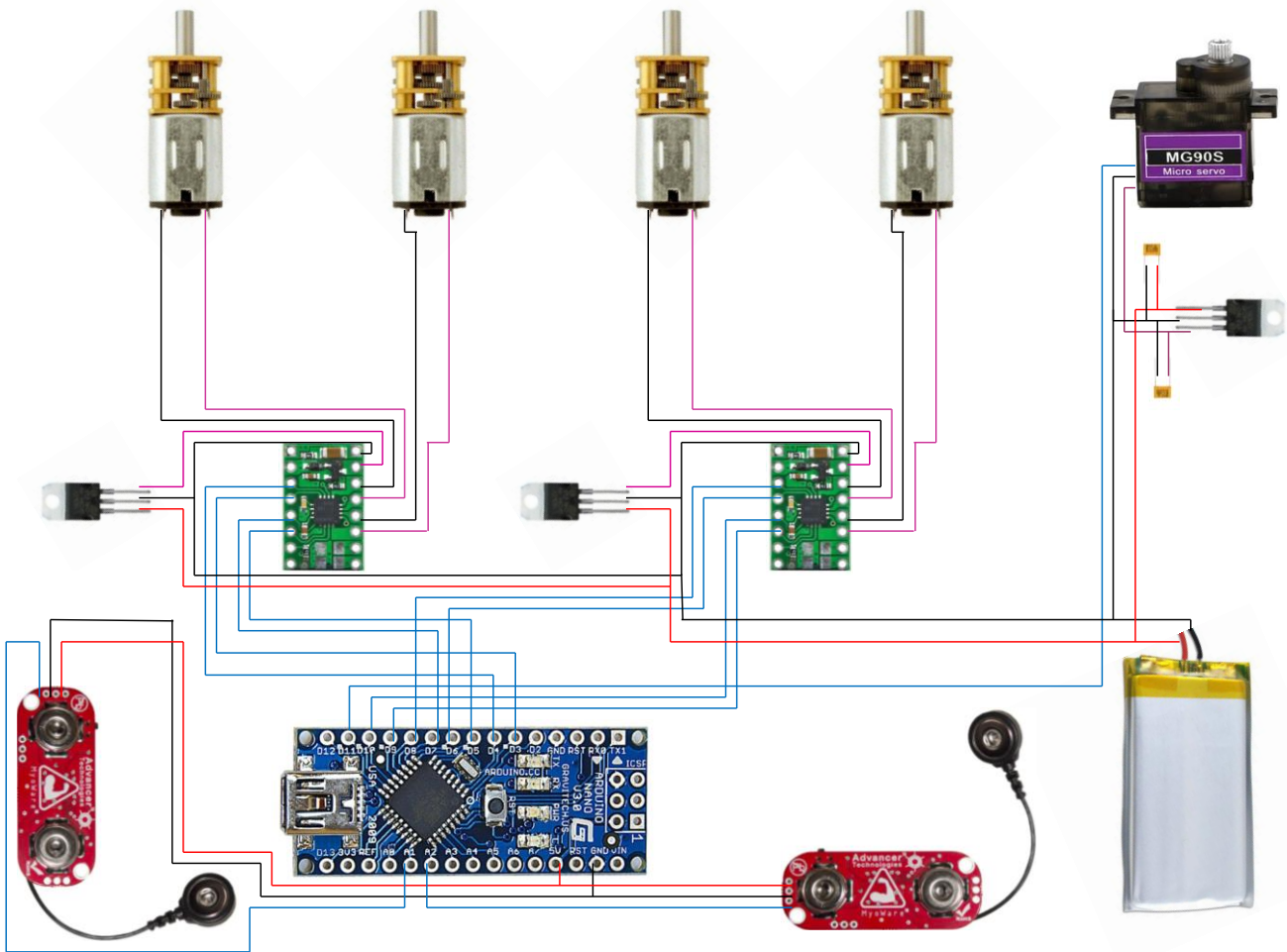
Algoritmo de control

Por otro lado este algoritmo controla los actuadores en función de la señal recibida:



DISEÑO ELÉCTRICO

Esquema eléctrico



Capacidad total requerida y cálculo de consumos eléctricos

$$I_{max} = \sum_{i=1}^n I_i$$

En el cálculo de la intensidad máxima se tienen en cuenta los valores de trabajo carga de bloqueo:

$$I_{max} = I_{servo} + I_{Arduino} + 2 \cdot (I_{DRV8833}) + \\ 2 \cdot (I_{sensor\ EMG}) + 3 \cdot (I_{regulador\ de\ voltaje})$$

$$I_{m\acute{a}xima} = 700mA + 40mA + 2 \cdot (3mA) + 2 \cdot (16mA) + 3 \cdot (6mA) = 796\ mA$$

En el cálculo de la intensidad mínima se tienen en cuenta los valores de trabajo a régimen, es decir, sin carga:

$$I_{mínima} = \sum_{i=1}^n I_i$$

$$I_{mínima} = I_{servo} + I_{Arduino} + 2 \cdot (I_{DRV8833}) + \\ 2 \cdot (I_{sensor\ EMG}) + 3 \cdot (I_{regulador\ de\ voltaje})$$

$$I_{min} = 60mA + 15mA + 2 \cdot (1,7mA) + 2 \cdot (9mA) + 3 \cdot (6mA) = 114\ mA$$

En cada caso la potencia consumida la podemos calcular sabiendo que el voltaje de entrada es de 7,4V mediante:

$$P_{máxima} = V \cdot I_{máxima} = 7,4V \cdot 0,796\ A = 5,89\ W$$

$$P_{mínima} = V \cdot I_{mínima} = 7,4V \cdot 0,114\ A = 0,84\ W$$

Estos resultados nos permiten estimar la capacidad (mAh) de las baterías requeridas si contamos que un consumo medio se acercaría al mínimo ya que el consumo de bloqueo sólo se dará en momentos puntuales.

$$C_{max} = 796mAh \cdot 8h = 6368\ mAh$$

$$C_{min} = 595mAh \cdot 8h = 912\ mAh$$

Una vez obtenidos los consumos y las capacidades máximas y mínimas para abastecerlos podemos establecer un consumo medio que requiera una capacidad realista para un funcionamiento diario:

$$C_{AV} = \frac{C_{max} + C_{min}}{2}$$

$$C_{AV} = \frac{6368 + 912}{2}$$

$$C_{AV} = 3640\ mAh$$

En este proyecto se utiliza una batería de 450 mAh Graupner para empezar con el funcionamiento de la mano sin que ésta tenga autonomía suficiente para un uso diario.

TIPPI MICRO-GEL FINGERTIP

Para aumentar la adherencia de los dedos y poder coger o sostener objetos, un elemento importante son estas segundas pieles de silicona que aumentan mucho la fricción.

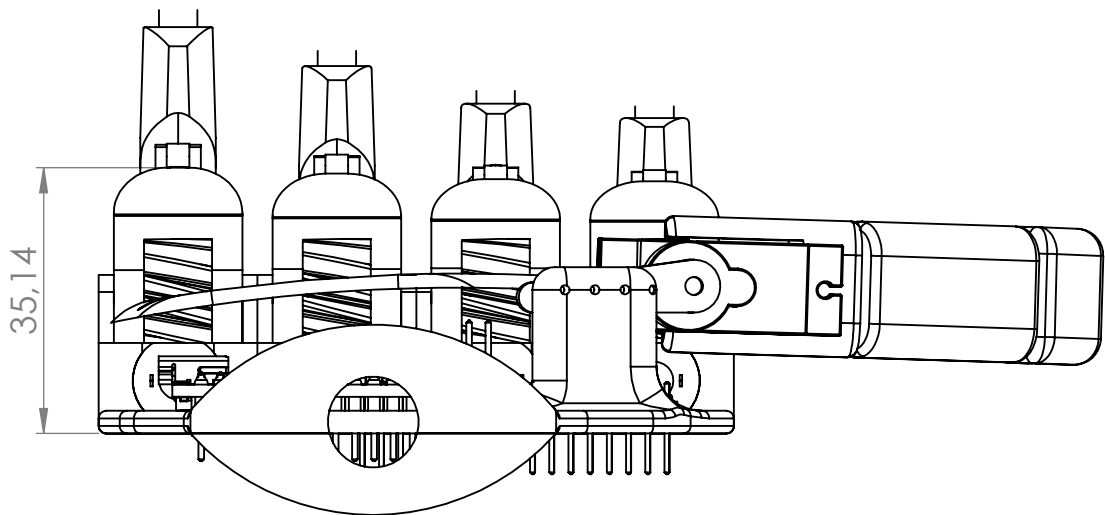
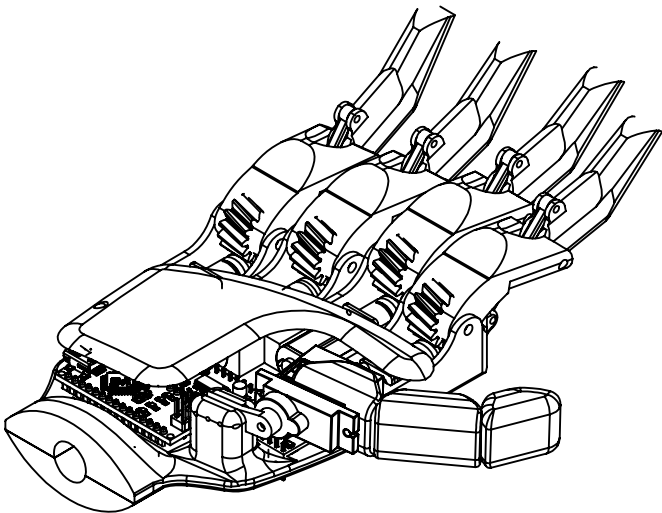


Figura 15.1: Tippi.



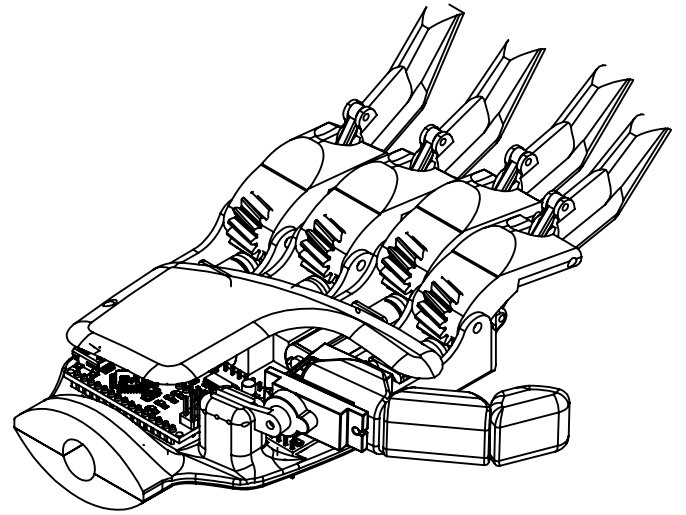
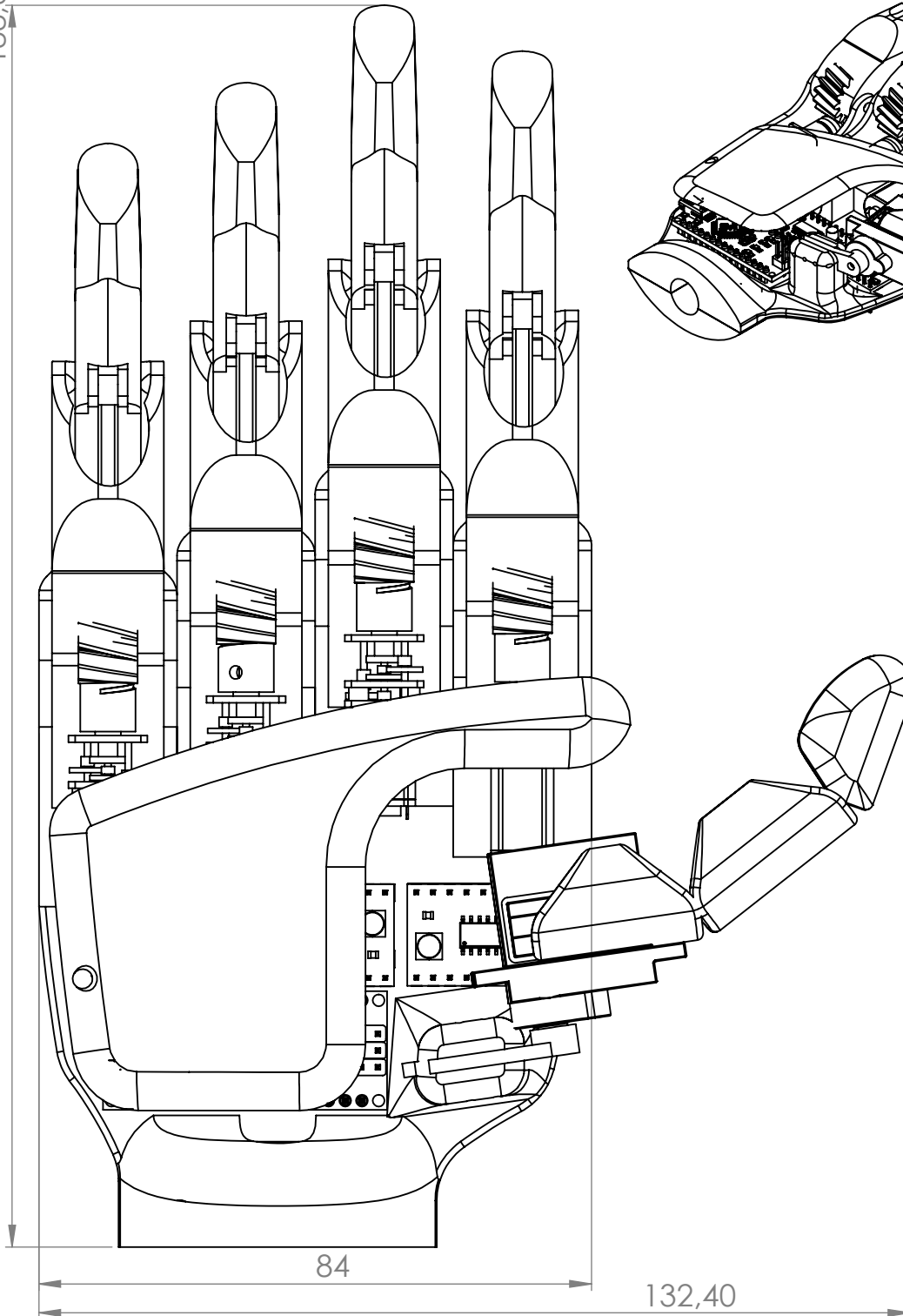
Figura 15.2: Grasp con Tippi.

PLANS



				REVISIÓN	
				N.º DE DIBUJO Ensamblaje Grasp 2	A4
MATERIAL: ABS				ESCALA 1:1	HOJA 1 DE 1

188,66



REVISIÓN

MATERIAL: ABS

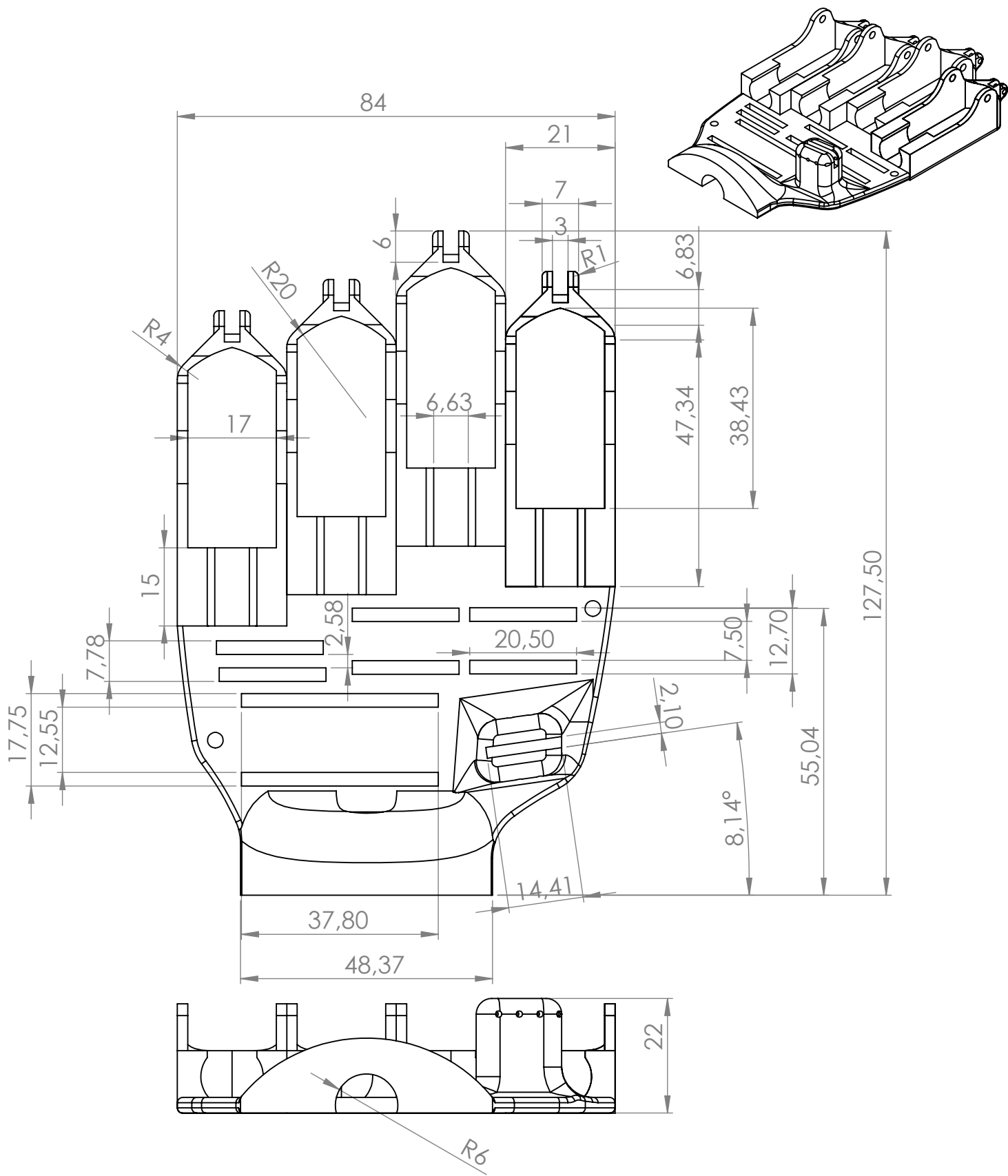
N.º DE DIBUJO

Ensamblaje Grasp

A4

ESCALA 1:1

HOJA 1 DE 1



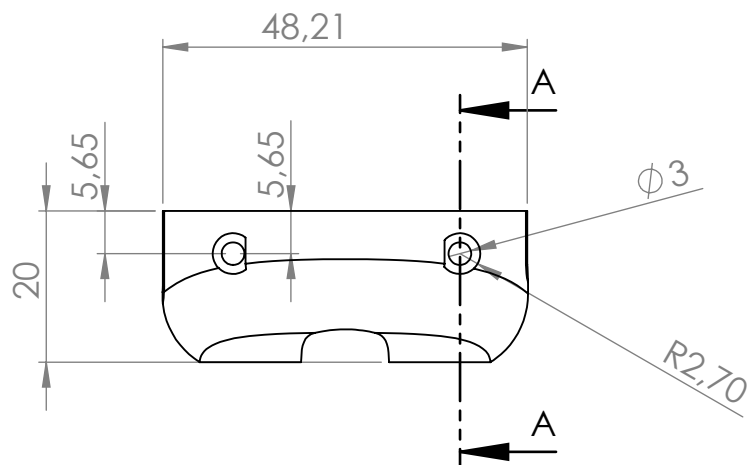
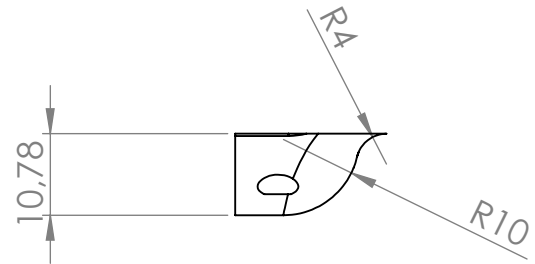
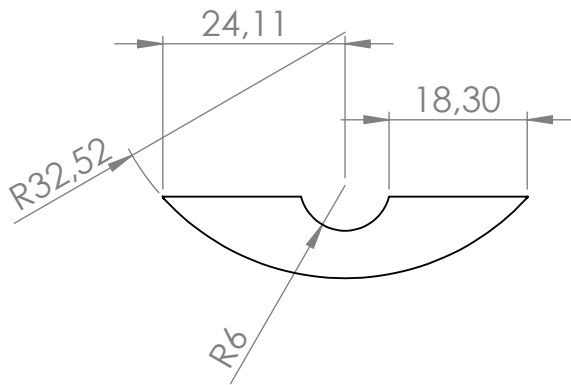
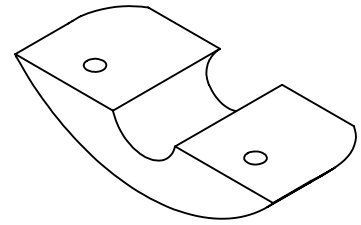
TÍTULO: Palma

MATERIAL: ABS

N.º DE DIBUJO

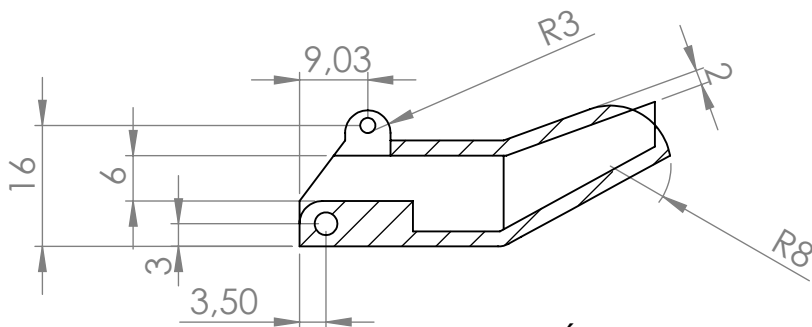
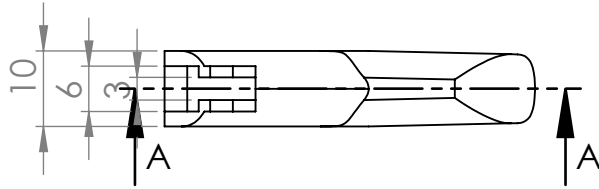
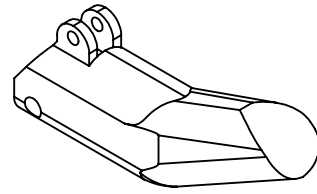
Palma

ESCALA:1:1

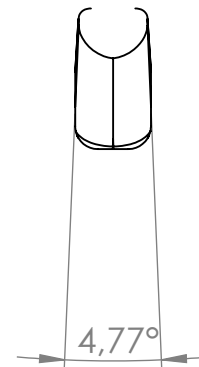
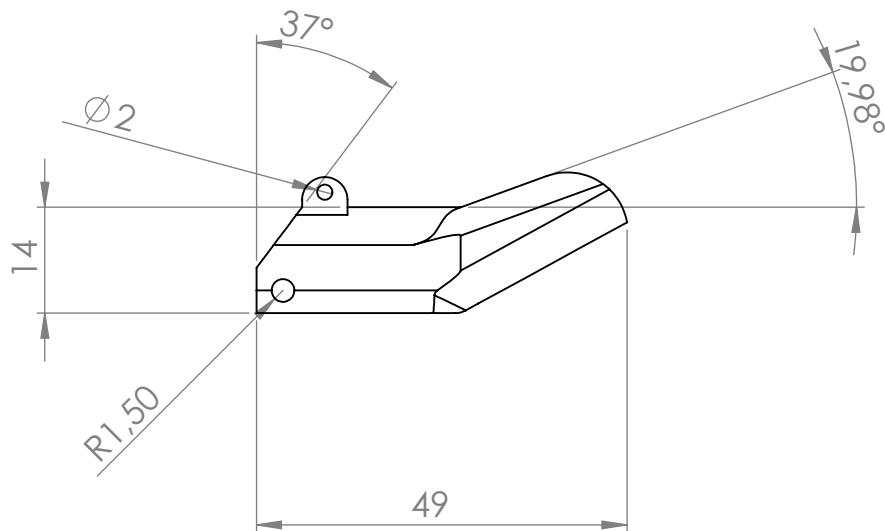


SECCIÓN A-A
ESCALA 1 : 1

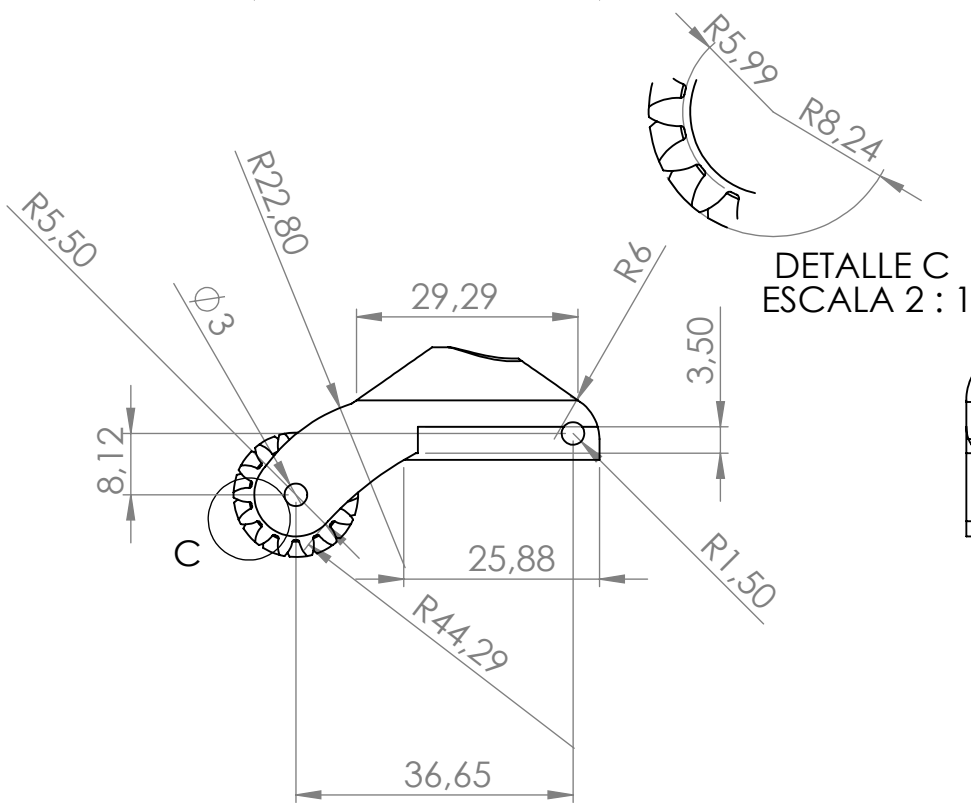
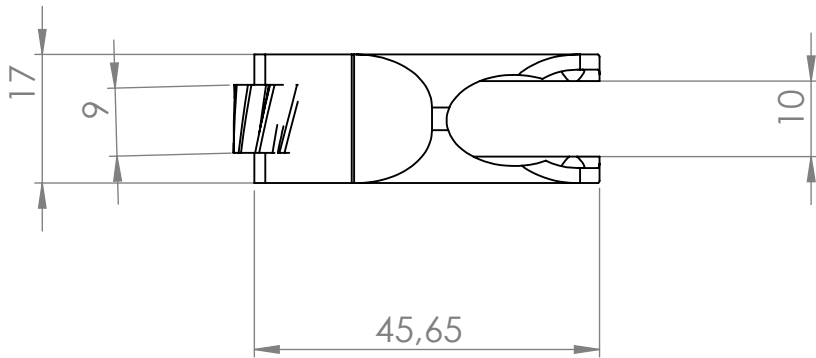
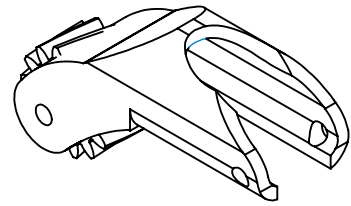
						TÍTULO: Muñeca	
						Muñeca	
						A4	
MATERIAL: ABS						N.º DE DIBUJO	
						ESCALA 1:1	
						HOJA 1 DE 1	



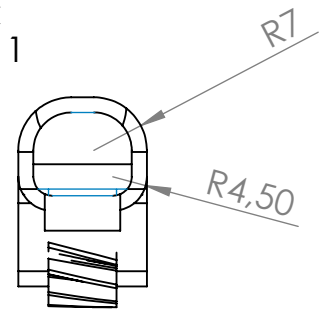
SECCIÓN A-A



						TÍTULO: Falange distal	
						falange distal	
						A4	
MATERIAL: ABS						N.º DE DIBUJO	
						ESCALA:1:1	
						HOJA 1 DE 1	



DETALLE C
ESCALA 2 : 1



TÍTULO: Falange proximal

MATERIAL: ABS

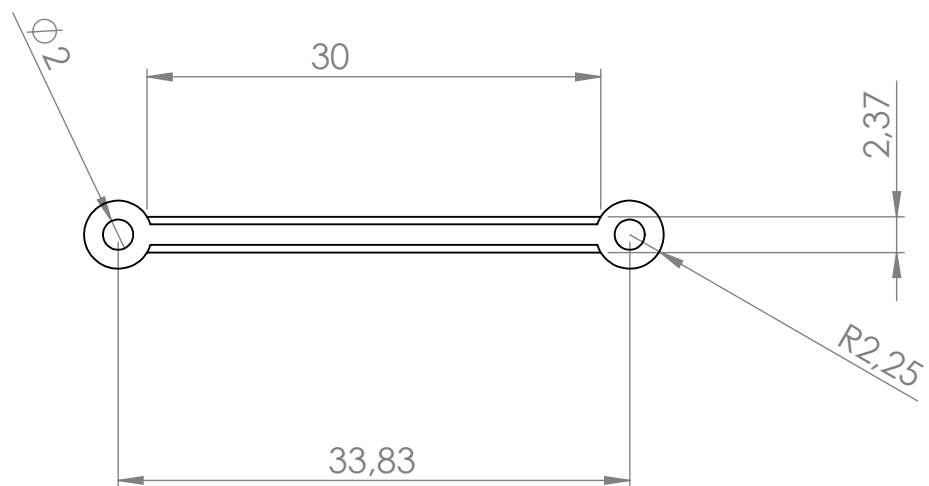
N.º DE DIBUJO

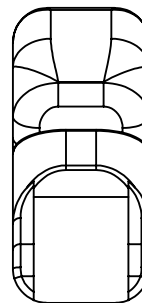
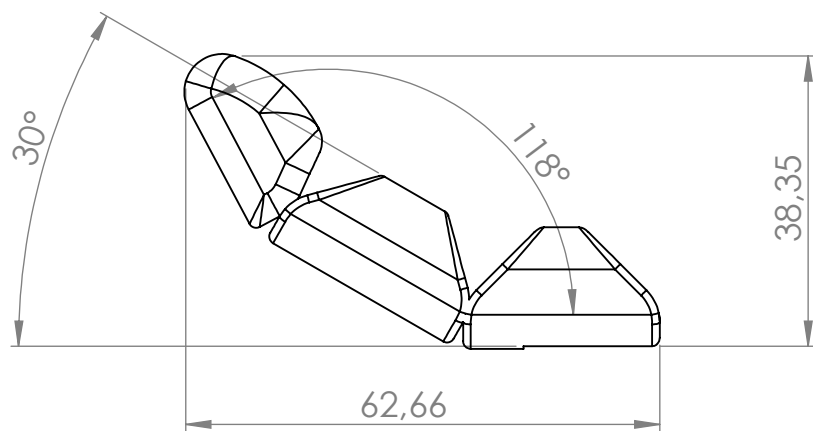
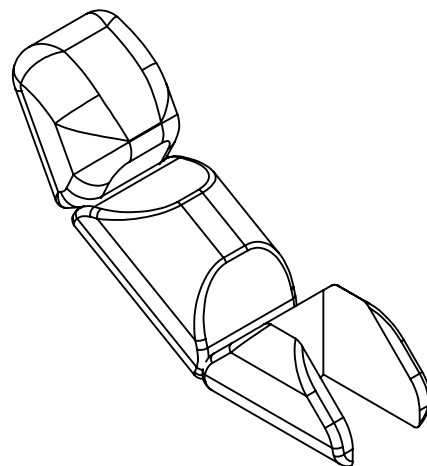
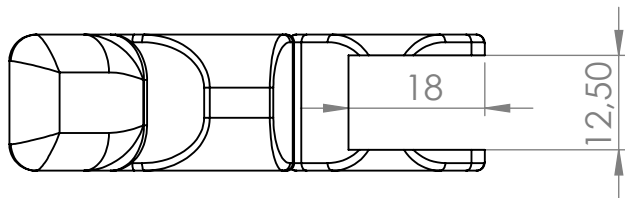
Falange proximal

A4

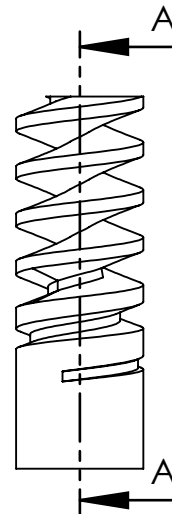
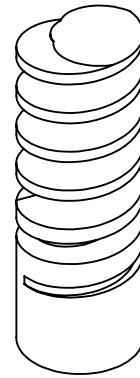
ESCALA:1:1

HOJA 1 DE 1

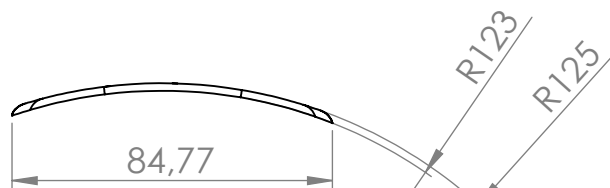
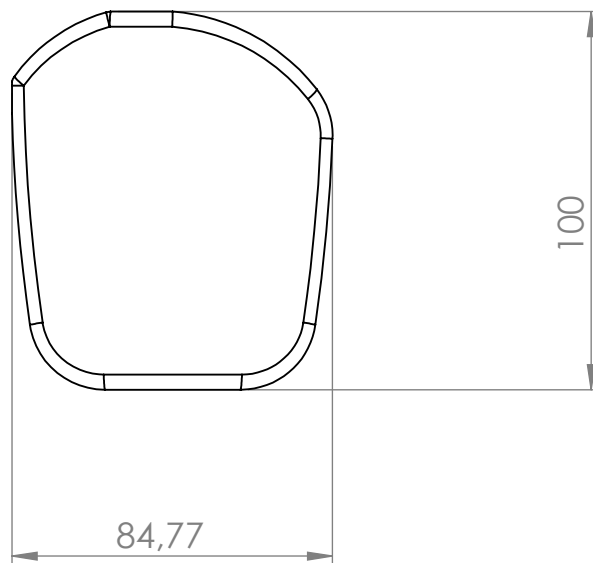




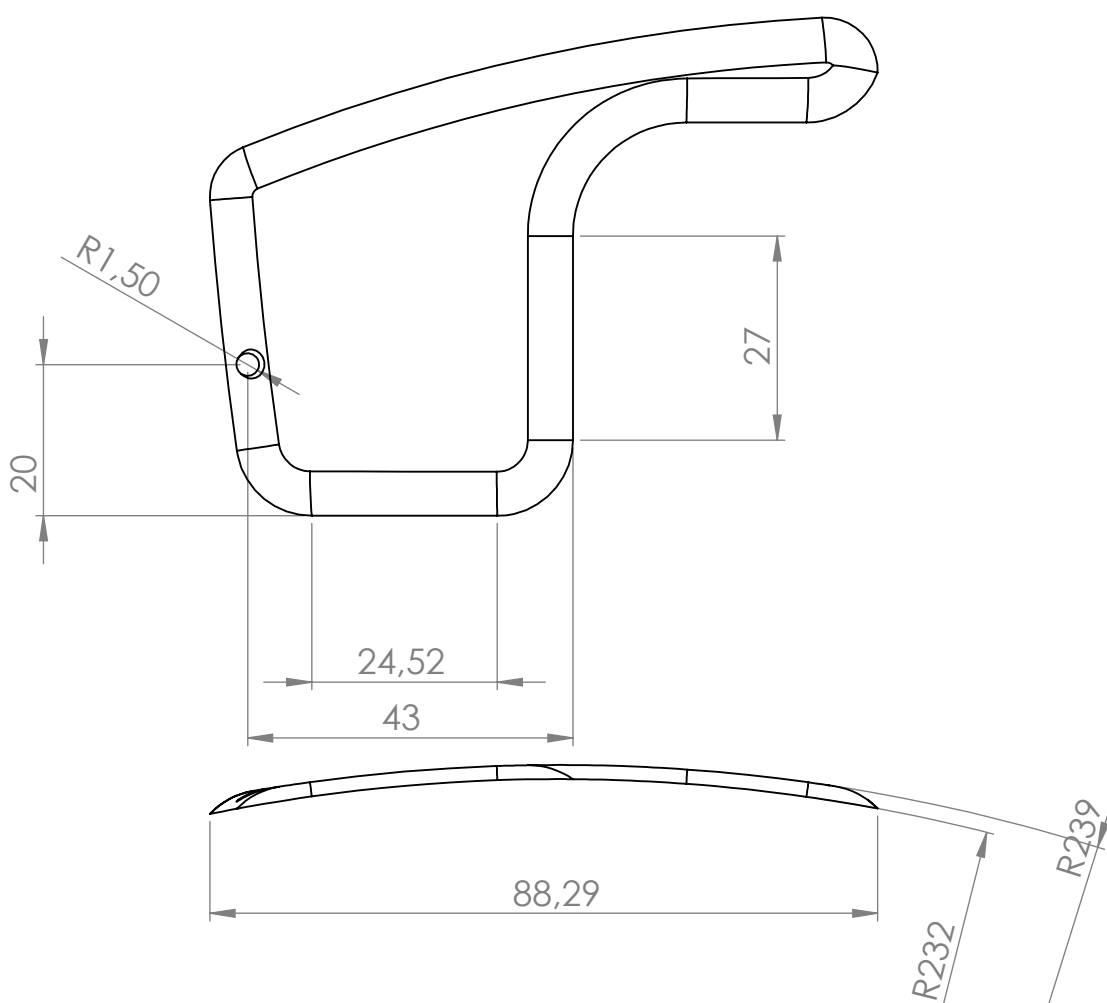
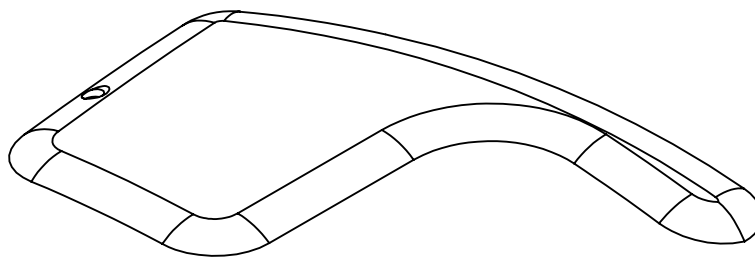
						TÍTULO: Pulgar	



							TÍTULO: Tornillo Sinfin				
				MATERIAL: Latón			N.º DE DIBUJO				A4
							Sinfin				
							ESCALA:2:1				



						TÍTULO: Tapa inferior N.º DE DIBUJO Tapa inferior MATERIAL: ABS A4	
						ESCALA: 1:2	HOJA 1 DE 1



TÍTULO: Tapa superior

MATERIAL: ABS

N.º DE DIBUJO

ESCALA 1:1

Tapa superior

A4

HOJA 1 DE 1

ACCESORIO PARA PODER EXPERIENCIAR LAS POSIBILIDADES DE LA MANO

También se ha diseñado un accesorio para poder testar las manos impresas en primera persona, este lleva incorporada una rosca de M12 que encaja en la muñeca de las manos, con este elemento se puede controlar la mano mediante un joystick que tiene movimientos en X e Y y actúan como lo harían los sensores de electromiografía:

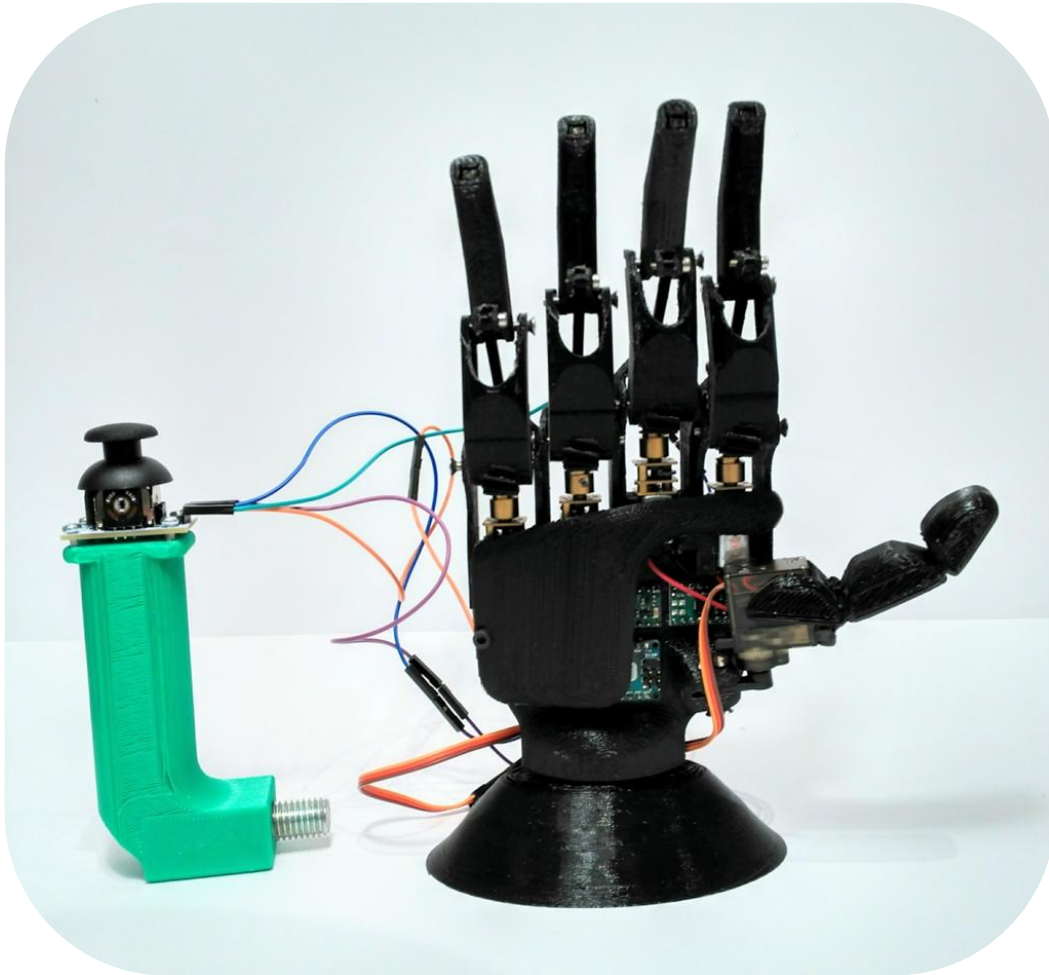


Figura 16.1: Grasp con accesorio.

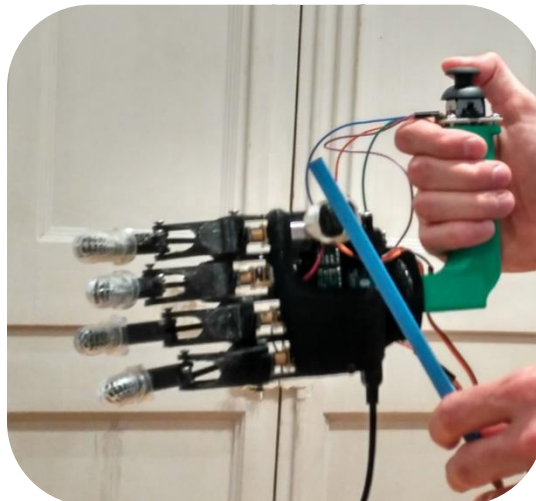


Figura 16.2: Grasp con accesorio.

PRESUPUESTO

Presupuesto				
	Descripción	Precio /Unidad	Unidades	Precio total
Motores DC	Motors Pololu Micro Gear Motor 250:1	20,77 €	4	83,08 €
Servo Motores	Micro servo motor MG-90S	3,90 €	1	3,90 €
Falange Proximal	Pieza	0,14 €	4	0,56 €
Falange distal	Pieza	0,13 €	4	0,50 €
Pulgar	Pieza	0,28 €	1	0,28 €
Palma	Pieza	0,68 €	1	0,68 €
Muñeca	Pieza	0,16 €	1	0,16 €
Unión dedos	Pieza	0,06 €	4	0,24 €
Tapa superior	Pieza	0,25 €	1	0,25 €
Tapa inferior	Pieza	0,43 €	1	0,43 €
Base	Pieza	2,49 €	1	2,49 €
Tippi Fingertip	Cobertura de silicona	10,13 €	1	10,13 €
Arduino Nano	Controlador	19,90 €	1	19,90 €
Pololu DRV8833	Driver de motores	10,38 €	2	20,76 €
Engranaje Sinfin	Engranaje de latón Mootio components	1,75 €	4	7,00 €
Condensador 100nF	Condensador de poliéster Nedis	0,24 €	1	0,24 €
Condensador 330nF	Condensador de polipropileno metalizado Raster	0,25 €	1	0,25 €
Regulador de voltaje	Regulador de voltaje 6V Jameco	0,35 €	3	1,05 €
Myo-Ware muscle sensor	Sensor de EMG	55,45 €	2	110,90 €
Bateria 7,4v LIPO	Bateria de Litio Polímero 7,4V i 1000mAh	19,38 €	1	19,38 €
TOTAL				282,17 €

DIVULGACIÓN DEL PROYECTO

El proyecto se ha publicado en la red social para compartir archivos para su posterior impresión en 3D, bajo el mismo nombre de Grasp Bionic Hand se han ido compartiendo todos los diseños mencionados en la evolución del proyecto.

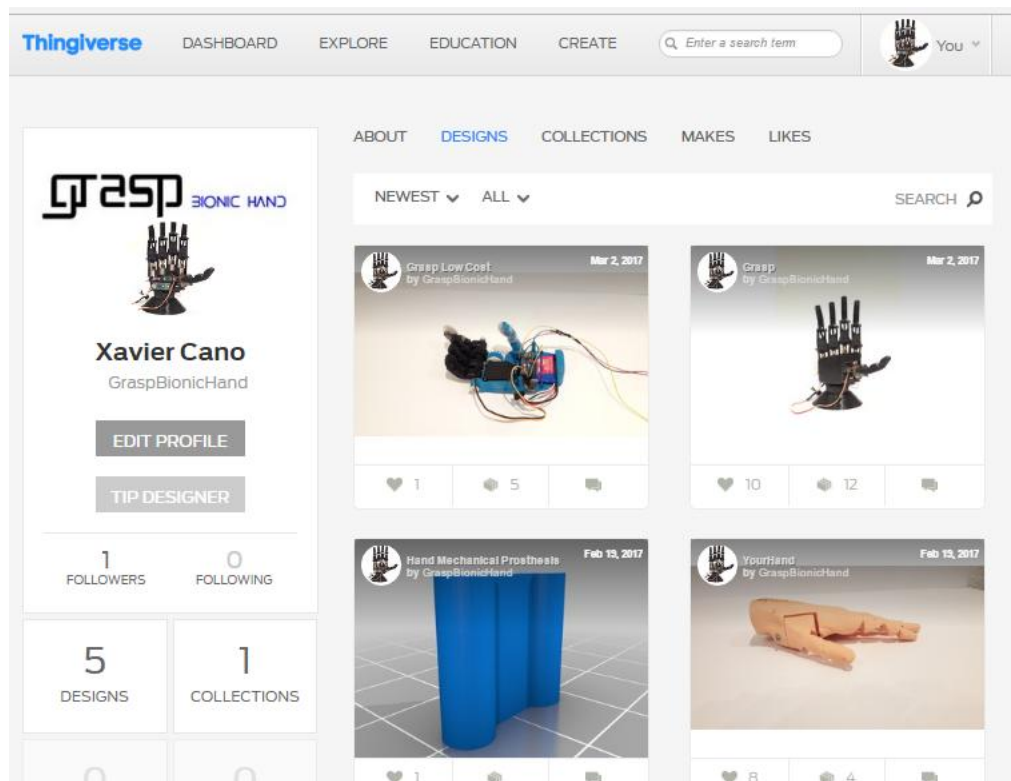


Figura 17.1: Perfil en Thingiverse.

El seguimiento del proyecto ha sido muy satisfactorio ya que se publicó en Marzo i hasta principios de Abril el número de visualizaciones ha ascendido a 648 visualizaciones y 75 descargas.

También se ha creado una página web gratuita en el espacio del editor web Wix:

<https://graspbionichand.wixsite.com/grasp>



Figura 17.2: Portada de la web.

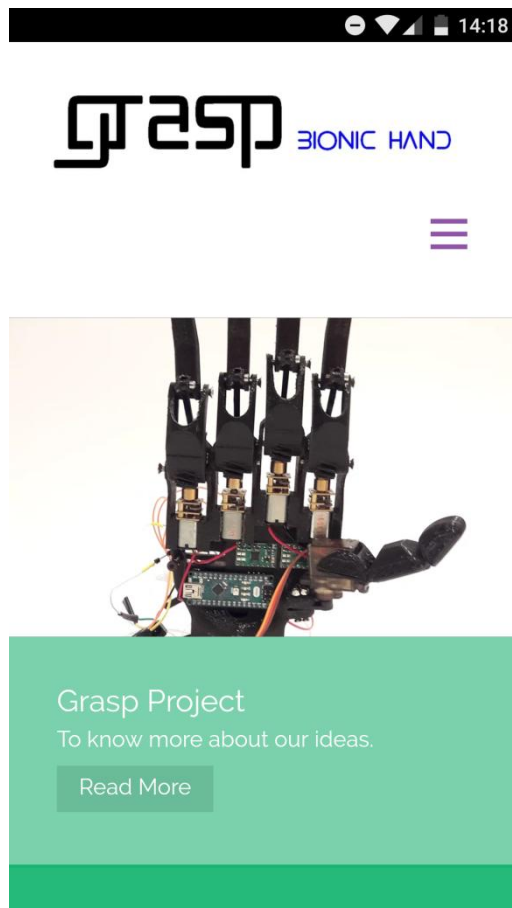


Figura 17.3: Portada de la web en el smartphone.

Así como página de Facebook para subir videos y fotografías a través de un canal de youtube. Y siendo publicada en la red social de E-nable en google+ para que cualquier interesado pueda ya acceder a los diseños, descargarlos e imprimir la mano.

<https://www.facebook.com/Grasp-Bionic-Hand-1357083381025065/?fref=ts>

https://www.youtube.com/channel/UCM9uCBVx_Or2t6A4Se4PdUA



Figura 17.4: Página de facebook.

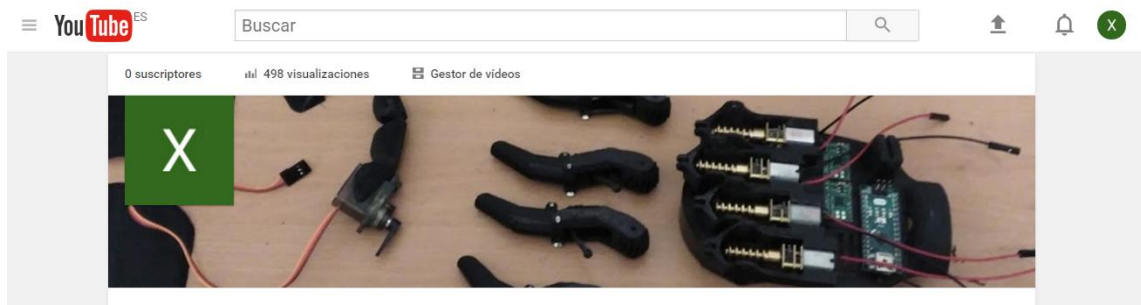


Figura 17.5: Canal de Youtube.

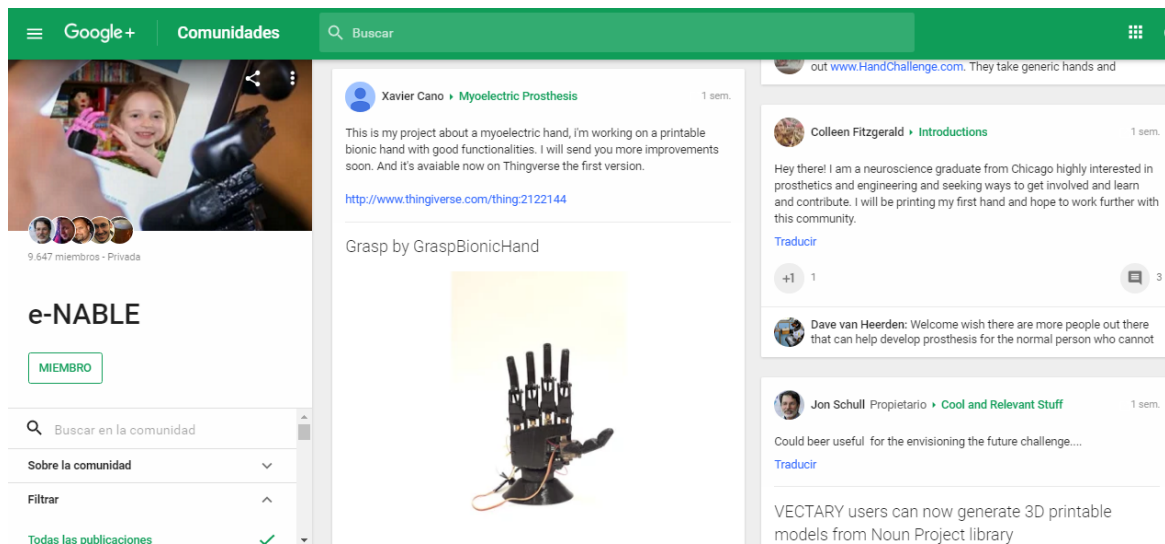


Figura 17.6: Publicación en E-nable

CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS DE FUTURO

Los valores de velocidad angular en las prótesis biónicas más avanzadas del mercado oscilan entre 103,3 °/s Vincent Hand, 95,3 °/s iLimb y 45,8 °/s Bebionic.

Por otra parte, los valores de fuerza en el extremo del dedo con éste totalmente extendido para estos tres modelos de referencia en el mercado són: 8,44 N Vincent Hand, 11,18 N iLimb y 12,53 N Bebionic. (Belter 2013)

En el caso de nuestra mano con una de las relaciones de motores Pololu mencionadas anteriormente: 50:1, 75:1, 100:1 o 150:1 podemos conseguir valores de velocidad angular teóricos muy similares a los de las prótesis comerciales que corresponderían a 267 °/s, 171 °/s, 137 °/s y 85 °/s.

Y por lo referente a los valores teóricos de la fuerza en el extremo del dedo, podemos conseguir valores muy grandes que corresponderían a los de los modelos anteriormente mencionados.

Así pues podemos resumir las características del modelo Grasp en la siguiente tabla:

Grasp	
Desarrolador	Grasp Bionic Hand
Actuadores	Tornillo sinfín
Número de articulaciones	9
Peso (g)	250
Longitud (mm)	188,66
Ancho (mm)	84
Altura (mm)	35,14
Velocidad angular de flexión/extensión (°/s)	85

Tabla 18.1: Características Grasp.

Uno de los siguientes pasos será el de identificar diferentes patrones en la morfología de la señal electromiográfica mediante la función de correlación cruzada para poder diferenciar entre los distintos movimientos de la mano.

Por otro lado otra opción con la que se experimentará será la de introducir un potenciómetro o un encóder rotatorio en cada uno de los cuatro dedos para obtener un valor de la posición del dedo para cada instante de tiempo y así poder aplicar los resultados del estudio cinemático. Estova a permitir prescindir de uno de los dos sensores de EMG reduciendo el coste de la mano de forma importante ya que estos sensores tienen un precio inferior a un euro.

Otra futura intención es la de gestionar el sistema mecánico con los actuadores lineales Actuonix PQ12-R que funcionan como los servos rotacionales y poseen su propio driver para la gestión de la potencia y su propia señal analógica de posición, por tanto reducen el espacio requerido para la electrónica de potencia aunque por otro lado son 3,5 veces más caros que los actuadores utilizados actualmente.



Figura 18.1: Actuador lineal Actuonix PQ12-R.

Otro propósito futuro es el diseño del "socket" a partir de un escaneado en 3D del muñón del sujeto para su posterior modelado digital y su impresión en 3D.

La incorporación en este "socket" de las baterías con una autonomía suficiente para un día entero de actividad, una de las opciones pensadas es la de utilizar dos baterías de móvil de 3,7V y 4000 mAh conectadas en serie para conseguir 7,4V y 4000 mAh. Y así conseguir la autonomía para abastecer un consumo mínimo diario calculado anteriormente.

Finalmente la intención es la de añadir un grado más de libertad al dedo pulgar y conseguir una diferencia menor de grados de libertad respecto a la mano humana.

BIBLIOGRAFÍA

- Akhtar, A., Choi, K. Y., Fatina, M., Cornman, J., Wu, E., Sombeck, J., ... Bretl, T. (n.d.). A Low-Cost , Open-Source , Compliant Hand for Enabling Sensorimotor Control for People with Transradial Amputations, 1–4.
- Au, S., Berniker, M., & Herr, H. (2008). Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits, *2/*, 654–666. <http://doi.org/10.1016/j.neunet.2008.03.006>
- Beer, F. P. [et al.]. Mecánica vectorial para ingenieros : Estática. 9a ed. México [etc.]: McGraw-Hill, cop. 2010. ISBN 9786071502773.
- Belter, J. T., Segil, J. L., Dollar, A. M., & Weir, R. F. (2013). Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review, *5/5*, 599–618.
- Camelo, M. (2004). Estudio Biomecánico de la Mano Durante el Agarre de Herramientas Manuales : Datos Antropométricos Preliminares.
- Deimel, R. (n.d.). A Novel Type of Compliant , Underactuated Robotic Hand for Dexterous Grasping.
- Herr, H. M. (2008). Powered Ankle-Foot Prosthesis, 52–59.
- Jerez, R. (2017). SISTEMAS MECÁNICOS Tema 3 . Análisis de sistemas en equilibrio : estructuras. Apuntes de la asignatura.
- Kim, J., Lee, M., Shim, H. J., Ghaffari, R., Cho, H. R., Son, D., ... Kim, D. (2014). for skin prosthesis. <http://doi.org/10.1038/ncomms6747>
- Lloret, M. (2008). Anatomía aplicada a la actividad física y deportiva. Padotribo.
- Lopez, F. O., Alicia, B., Navar, O., & Duarte, K. L. (2009). Fuerza máxima de agarre con mano dominante y no.
- Salas, C. (2014). Diseño de una prótesis mioeléctrica para desarticulación de muñeca.
- Thayer, N., & Priya, S. (2011). Design and implementation of a dexterous anthropomorphic robotic typing (DART) hand, *035010*. <http://doi.org/10.1088/0964-1726/20/3/035010>
- <https://github.com/TheArduinist/DRV8833/blob/master/DRV8833.h>
- <http://www.metalmecanica-facil.mahtg.com/calculo-de-tornillo-sin-fin-y-su-rueda/>

Anexo: Programa de Matlab

```
% Declaración de variables

Ax=1;
Ay=1;
Bx=1;
By=1;
Cx=1;
Cy=1;
Dx=1;
Dy=1;
Ma=1;

%Inicializamos el valor de W

W=0;

%Creamos dos vectores de zeros de las dimensiones del bucle con el que
queremos hacer la simulación

Peso_aplicado=zeros(size(20));
Momento_resultante=zeros(size(20));

%Matriz de Coeficientes

C=[Ax , 0*Ay , -Bx , 0*By , 0*Cx , 0*Cy , 0*Dx , 0*Dy , 0*Ma;
    0*Ax , Ay , 0*Bx , -By , 0*Cx , 0*Cy , 0*Dx , 0*Dy , 0*Ma;
    0*Ax , 0*Ay , Bx*(-8/1000) , By*(-16.11/1000) , 0*Cx , 0*Cy ,
0*Dx , 0*Dy , Ma;
    -Ax , 0*Ay , 0*Bx , 0*By , 0*Cx , 0*Cy , Dx , 0*Dy , 0*Ma;
    0*Ax , -Ay , 0*Bx , 0*By , 0*Cx , 0*Cy , 0*Dx , Dy , 0*Ma;
    0*Ax , 0*Ay , 0*Bx , 0*By , 0*Cx , 0*Cy , Dx*(-8.63/1000) ,
Dy*(36.54/1000) , -Ma;
    0*Ax , 0*Ay , 0*Bx , 0*By , Cx , 0*Cy , -Dx , 0*Dy , 0*Ma;
    0*Ax , 0*Ay , 0*Bx , 0*By , 0*Cx , Cy , 0*Dx , -Dy , 0*Ma;
    0*Ax , 0*Ay , 0*Bx , 0*By , 0*Cx , Cy , Dx*(-13.32/1000) , Dy*(-
4.7/1000) , 0*Ma];

%Matriz ampliada

A=[0;0;0;0;0;0;0;-W; (-32.18/1000)*W];

%Solución del sistema

S=inv(C)*A;

%Estructura iterativa para generar los vectores de Ma y W

for i=1:20
    W=W+1;
    A=[0;0;0;0;0;0;0;-W; (-32.18/1000)*W];
    S=inv(C)*A;
    Peso_aplicado(i)=W;
    Momento_resultante(i)= [S(9)];
end

%Representación gráfica

stem(Momento_resultante,Peso_aplicado)
```

```

hold on
plot(Momento_resultante,Peso_aplicado)
ylabel('Peso(N)')
xlabel('Momento de Fuerza (N·m)')
title('Incremento del momento requerido del motor dependiendo del Peso
aplicado')
hold on

```

```

%Cálculo de la ecuación de la recta

```

```

Ecuación=polyfit(Peso_aplicado,Momento_resultante,1);

```

Anexo: Programa Arduino de selección de umbrales

```

// PROGRAMA PARA REALIZAR LAS LECTURAS DE LOS VALORES DEL SENSOR

```

```

void setup()

```

```

{
    // inicializamos el serial a 9600 bits por segundo:

    Serial.begin(9600);
}

```

```

void loop()

```

```

{
    // lectura del valor de los sensores:
    int sensor_extension_emg = analogRead(A0);
    int sensor_flexion_emg = analogRead(A1);

    // Impresion del valor leido por el sensor:
    Serial.println("sensor_extension_emg:"sensor_extension_emg);
    Serial.println("sensor_flexion_emg:"sensor_flexion_emg);

    delay(10);
}

```

Anexo: Programa Arduino de control

```

// incluimos las librerias para el servo y los drivers

```

```

#include <DRV8833.h>

```

```

#include <Servo.h>

```



```

// creacion de una instancia de DRV8833:

DRV8833 driver = DRV8833();


// Ain1, Ain2, Bin1, y Bin2 DRV8833 pins.

const int inputA1 = 8, inputA2 = 6, inputB1 = 9, inputB2 = 10;


//Declaración del servo

Servo pulgar;


//Variable para la posicion del servo.

int posicio_servo = 50;

//Variable para el umbral seleccionado.

int umbral_flexion = 800;

int umbral_extension = 800;


void setup() {

    //Setup servo

    pulgar.attach(11);


    // put your setup code here, to run once:


    // Start the serial port:

    Serial.begin(9600);

```

```

// Wait for the serial port to connect. Needed for Leonardo.

while (!Serial);

// Attach the motors to the input pins:

driver.attachMotorA(inputA1, inputA2);

driver.attachMotorB(inputB1, inputB2);

Serial.println("Ready!");

}

void loop()

{

//Lectura de los sensores

int sensor_EMG_Flexion = analogRead(A0);

int sensor_EMG_Extension = analogRead(A1);


//Pulgar a su posicion

pulgar.write(posicio_servo);


//Si el sensor Flexion esta activo flexiona

if (sensor_EMG_Flexion >= umbral_flexion && sensor_EMG_Extension
    <umbral_extension )

{

//Flexion

driver.motorAReverse();

driver.motorBReverse();

Serial.println("Flexio");

```

```

delay(100);

}

//Si el sensor Extension esta activo Extiende

else if (sensor_EMG_Extension >= umbral_extension &&
        sensor_EMG_Flexion <umbral_flexion )

{

//Extension

driver.motorAForward();

driver.motorBForward();

Serial.println("Extensio");

delay(100);

}

//Por defecto para

else

//Para

driver.motorAStop();

driver.motorBStop();

Serial.println("Flexio");

}

```

