



# ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS  
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA



## Ingeniería Mecatrónica

### DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

#### CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE MANO BIÓNICA DE CONTROL MIOELÉCTRICO PARA LA MANIPULACIÓN DE OBJETOS DE HASTA UN KILOGRAMO.

**AUTORES:**

HENRY RENE DE LA CRUZ CHIQUITO

ELVIS PATRICIO PAUCAR SOCASI

**TUTORA:**

ING. PATRICIA CONSTANTE



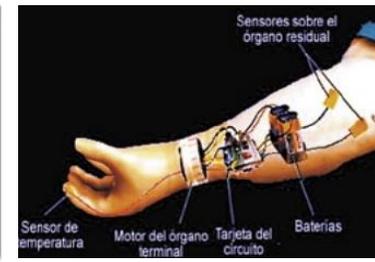
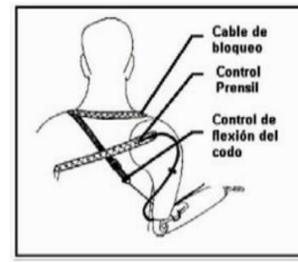
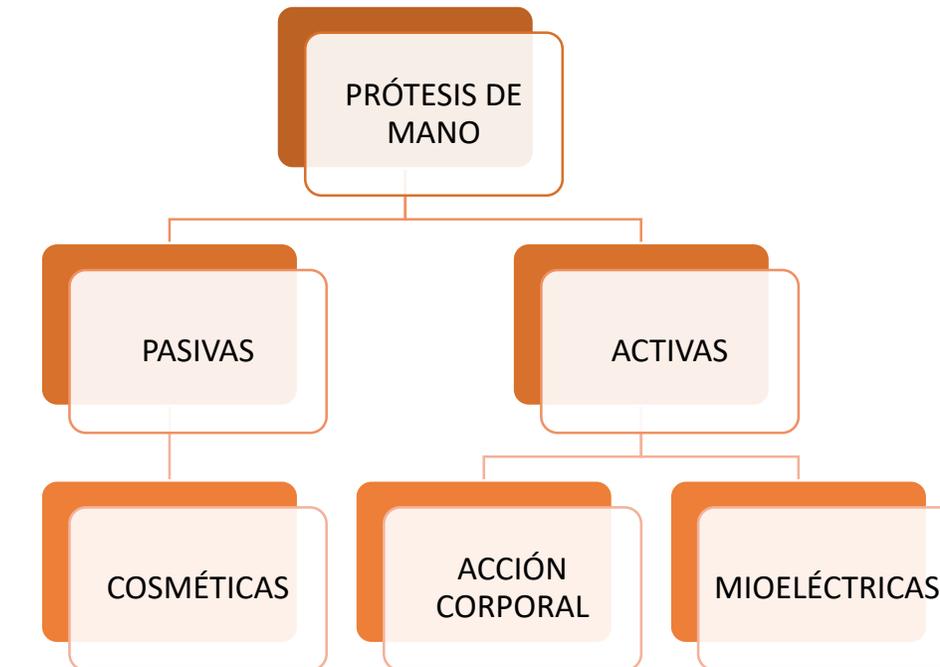
- **Introducción**
- **Planteamiento del problema**
- **Objetivo General**
- **Objetivos Específicos**
- **Hipótesis**
- **Marco teórico**
- **Diseño Mecánico**
- **Diseño eléctrico electrónico**
- **Diseño del Control**
- **Resultados**
- **Conclusiones y recomendaciones**



## Problemática de las prótesis de mano robóticas

El objetivo ideal es obtener una réplica del sistema natural, el cual se caracteriza por:

1. Ser un sistema complejo y adaptable capaz de realizar manipulación precisa y delicada.
2. El desempeño de la mano humana se logra por combinación de:
  1. Gran número de grados de libertad.
  2. Gran número de sensores propioceptivos y exteroceptivos.
  3. Arquitectura de control jerárquica compleja.
3. Las dificultades tecnológicas para replicar la mano humana llevan a:
  1. Existencia de una gran brecha entre las prótesis comerciales y las prótesis de investigación.
  2. Las actuales prótesis comerciales son muy limitadas en:
    1. Lograr suficiente funcionalidad de agarre y manipulación.
    2. Proporcionar información sensorio-motora al usuario.
    3. Controlar la prótesis sin un gran esfuerzo de concentración y entrenamiento.



### Touch Bionics i-Limb

5 dedos actuados independientemente.  
Oposición manual del dedo pulgar.  
1 DoF por dedo (2 articulaciones).  
Aplicación móvil con 36 patrones de agarre.



### BeBionic

5 dedos actuados independientemente.  
Oposición manual del dedo pulgar.  
14 patrones de agarre seleccionables.  
1 DoF por dedo (2 articulaciones).

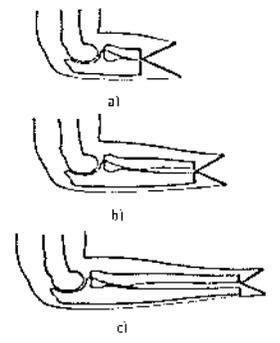
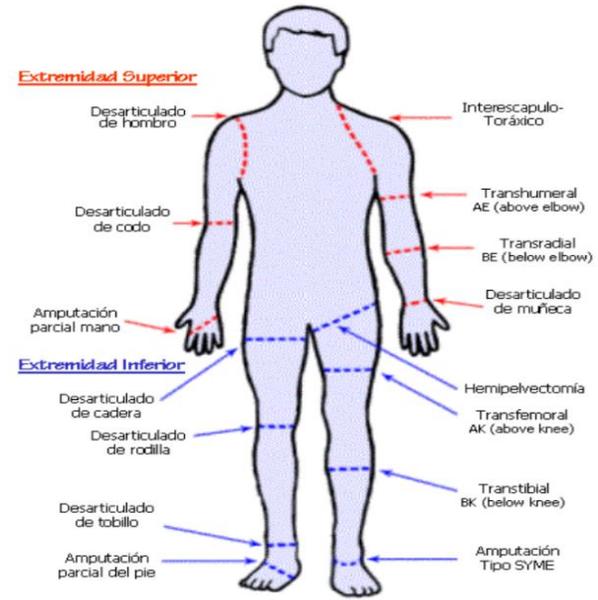


### Otto Bock Michelangelo

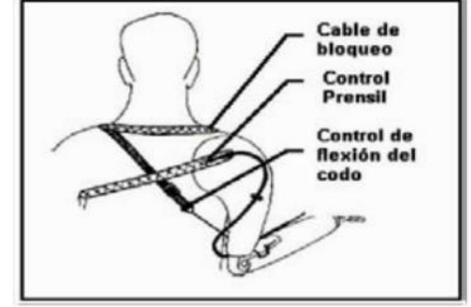
Oposición del pulgar motorizado.  
Siete diferentes posiciones de la mano.  
Articulación flexible de la muñeca.



# PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.



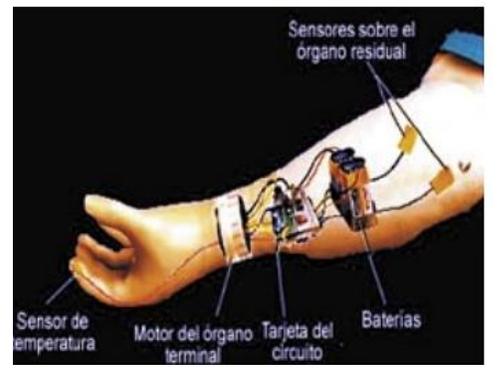
PROTESIS ESTÉTICAS



PROTESIS MECÁNICAS



PROTESIS ELÉCTRICAS



PROTESIS MIOELÉCTRICAS



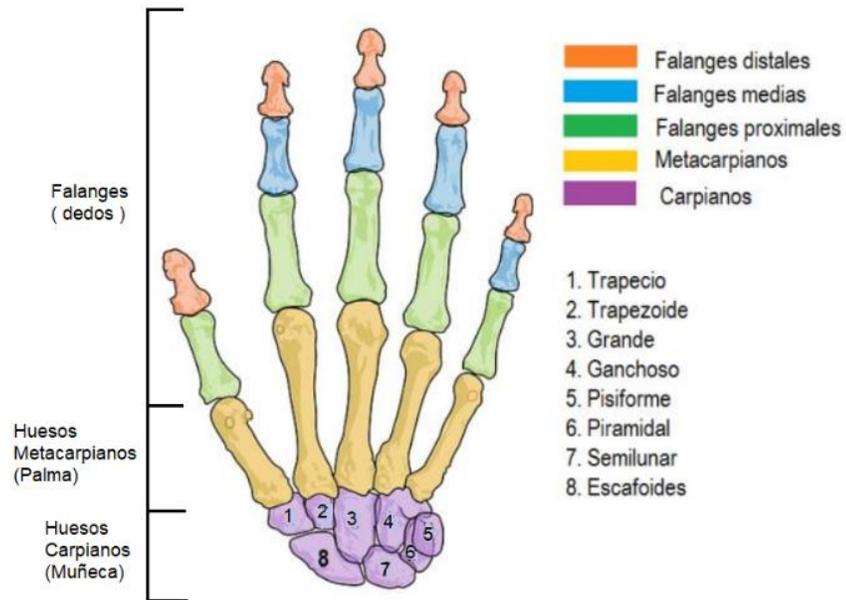
- Diseñar y construir un prototipo de prótesis de mano biónica de control mioeléctrico para la manipulación de objetos de hasta un kilogramo.

- Investigar las diferentes metodologías de optimización para el diseño del prototipo de prótesis biónica para personas con amputación de mano.
- Diseñar un sistema mecánico de prototipo de prótesis de mano biónica, para manipulación de objetos.
- Seleccionar el dispositivo adecuado de recepción de señales mioeléctricas para lograr una respuesta rápida en el sistema.

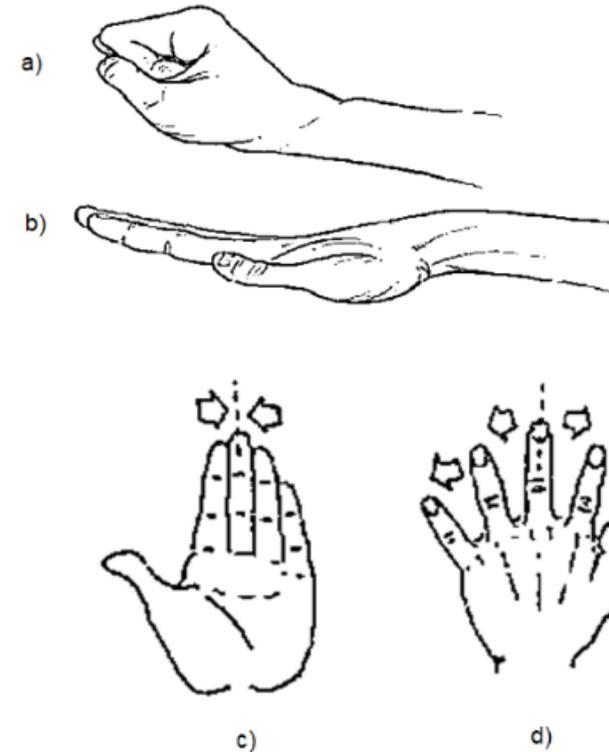
- Diseñar el sistema de control para lograr los movimientos básicos de la prótesis de mano biónica.
- Construir el prototipo de prótesis de mano biónica con su sistema de control.
- Realizar pruebas de funcionamiento y movilidad del prototipo de prótesis de mano biónica.

**¿El diseño y construcción de un prototipo de prótesis de mano biónica de control mioeléctrico ayudará a la manipulación de objetos de hasta un kilogramo?**

### La mano humana y movimientos.

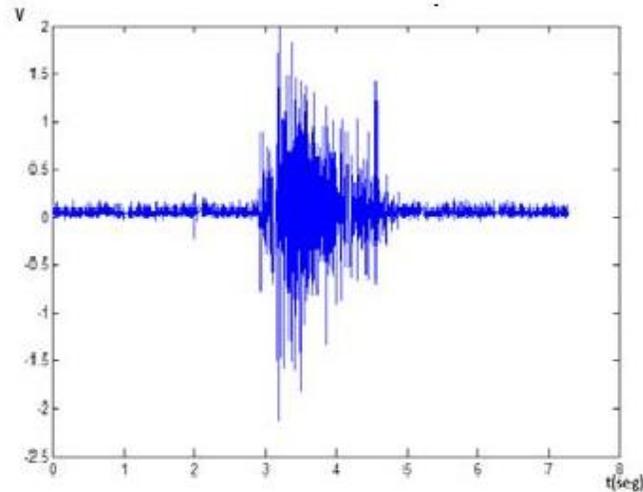


Huesos de la mano humana.



Movimientos de los dedos de la mano  
a) Flexión, b) Extensión, c) Aducción y d) Abducción.

### Señales Mioeléctricas

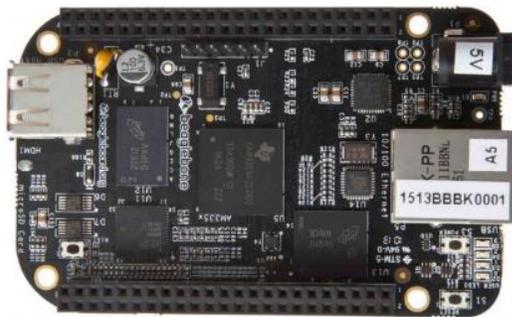


Señal EMG extensión de los dedos, movimiento completo.

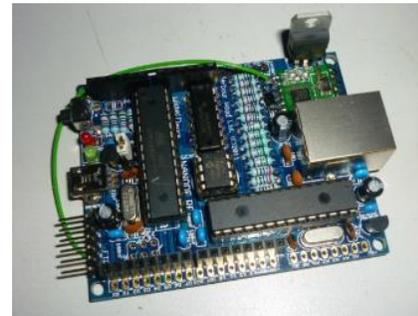
- Segmentación de datos.
- Extracción de características.
- Clasificación.
- Controlador.

### Tarjetas de control

Son tarjetas de desarrollo electrónicas basadas tanto en hardware como en software que permiten el desarrollo de proyectos electrónicos en entornos interactivos.



Beaglebone.



Nanode.

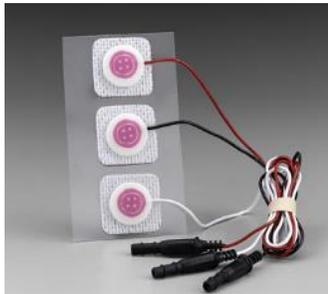


Arduino.

### Sensores.

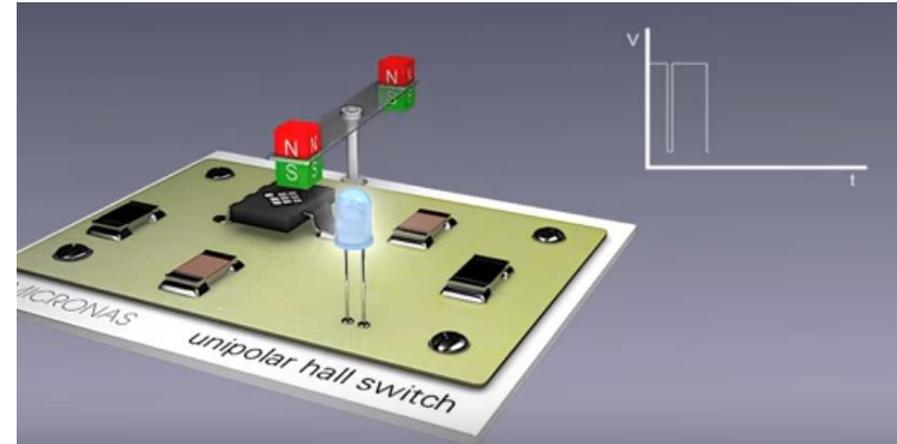


Sensores de fuerza resistivo (FSR).

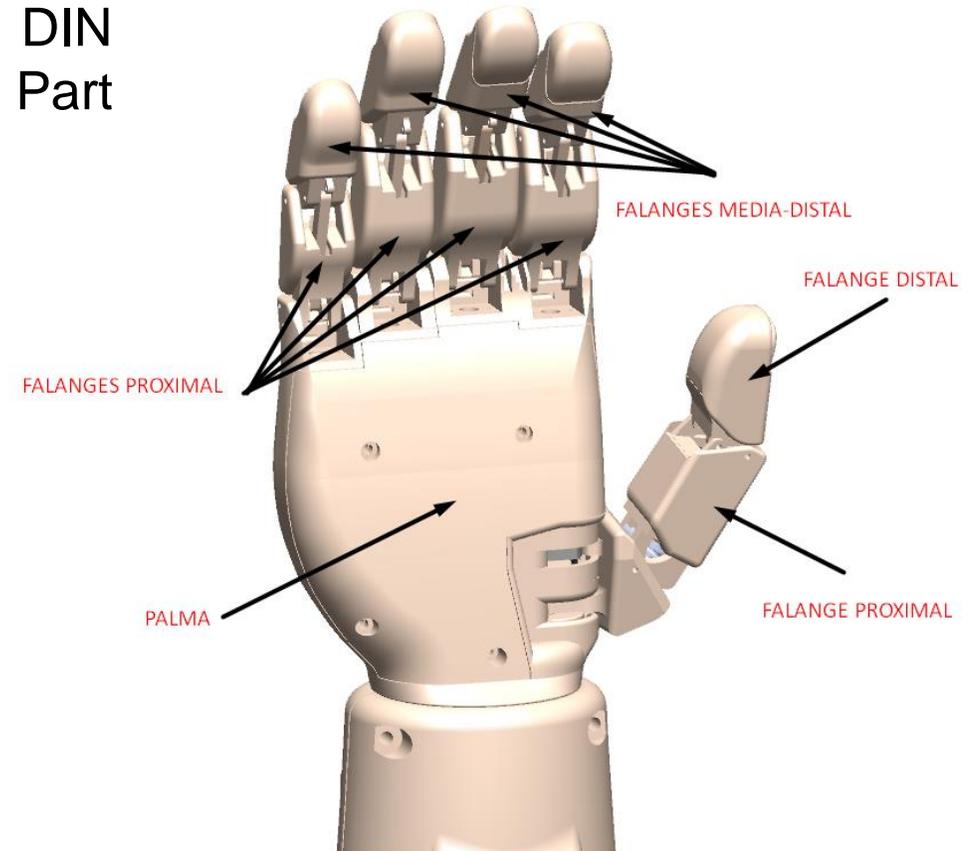
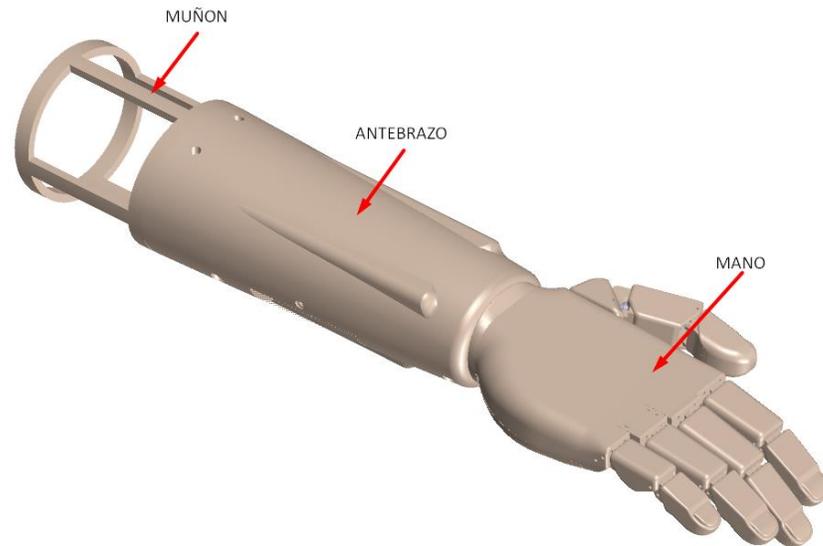


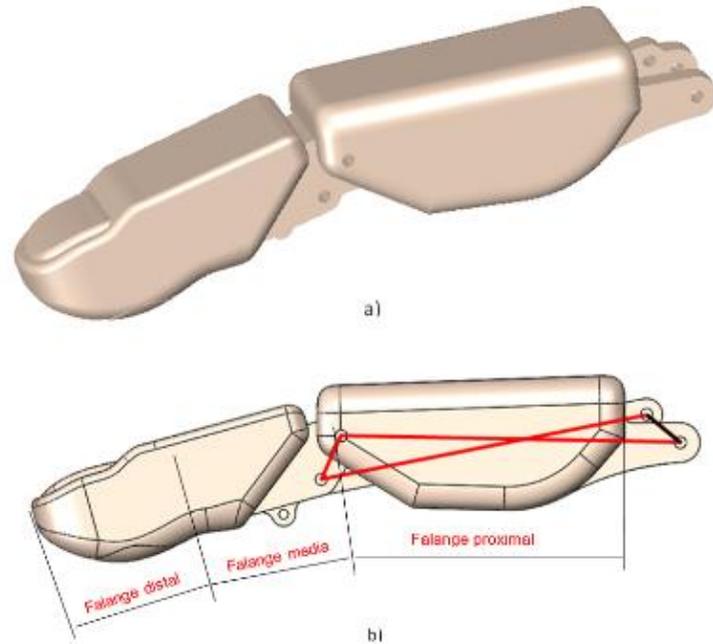
Sensores mioeléctricos.

### Sensores Hall Unipolar

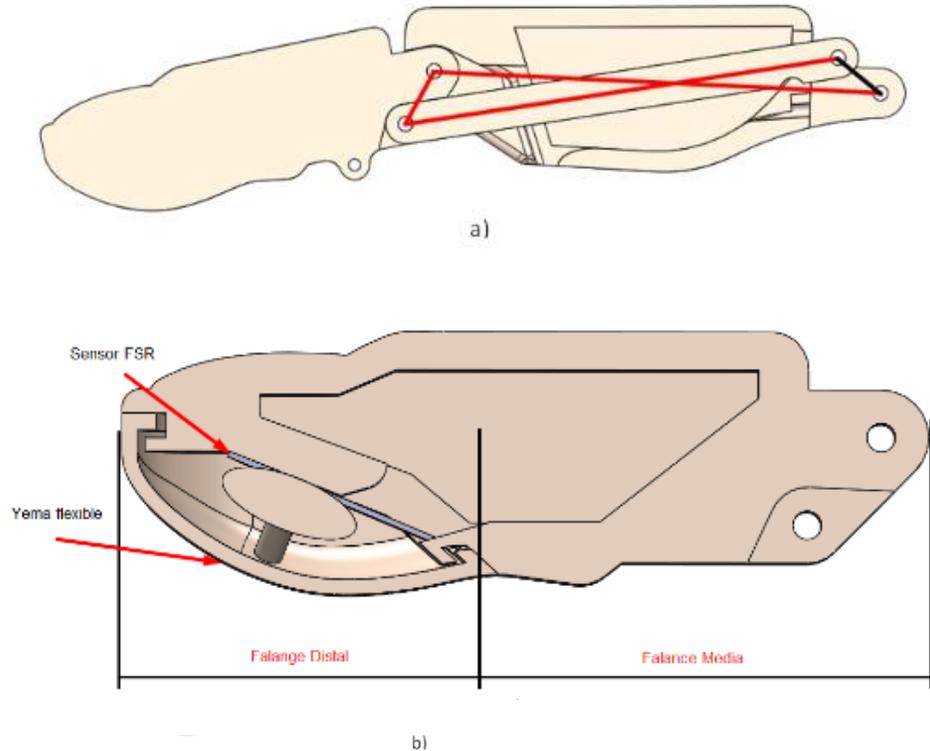


El diseño del prototipo de la prótesis de mano biónica se basa en la norma internacional de antropometría DIN 33402 (Ergonomics – Humans Body Dimensions – Part 2)

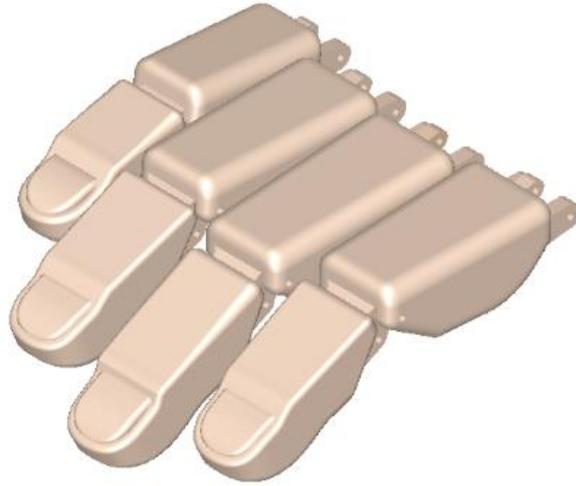




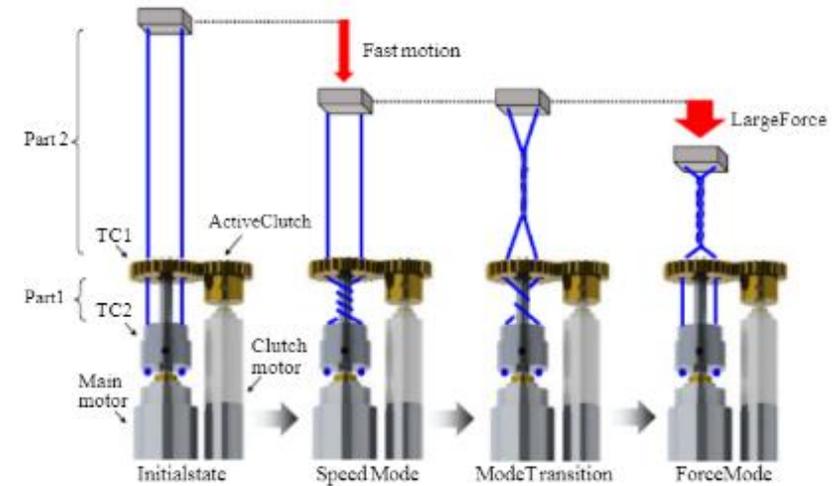
Diseño general del dedo índice, medio, anular y meñique.



a) Corte transversal dedo anular,  
b) Corte transversal dedo índice con componentes.

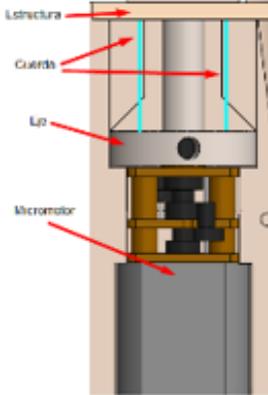
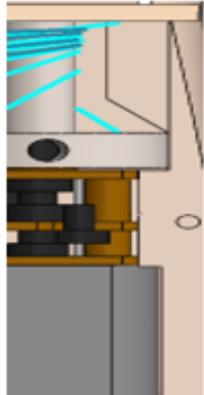
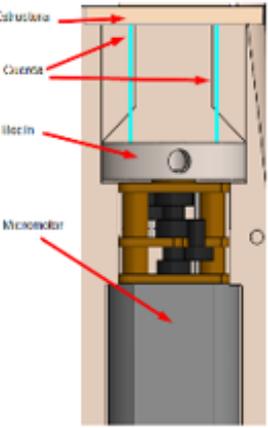
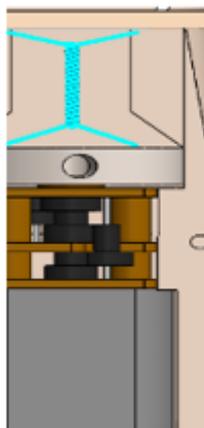


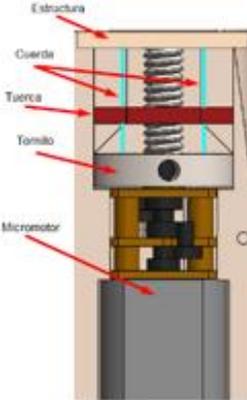
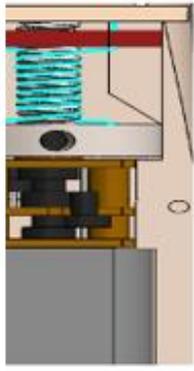
Diseño completo del dedo índice, medio, anular y meñique.



Mecanismo de conducción del modo-dual activo TSA.

Configuraciones del mecanismo de actuación de cuerda torcida.

Núm .	Configuración	Cuerda sin enrollar	Cuerda Enrollada	Detalle
1	Eje			Esta configuración permite que la cuerda se enrolle en el eje de manera fija pero se concentra en un solo punto, ocasionando que el motor gire delimitadas vueltas.
2	Bocín			La configuración con bocín permite al motor girar varias veces enrollando la cuerda entre si misma, pero hace que la cuerda tome el efecto de extensión aplicandole cualquier carga.

3	Tomillo-Tuerca			Y por último la configuración de tornillo-tuerca, enrolla y desenrolla la cuerda de forma fija y uniforme en el roscado del tornillo mediante el desplazamiento de la tuerca.  Datos de la rosca: 3/16 – 24 gruesa.
---	----------------	---	---	--

CALCULO DE MOTORES:

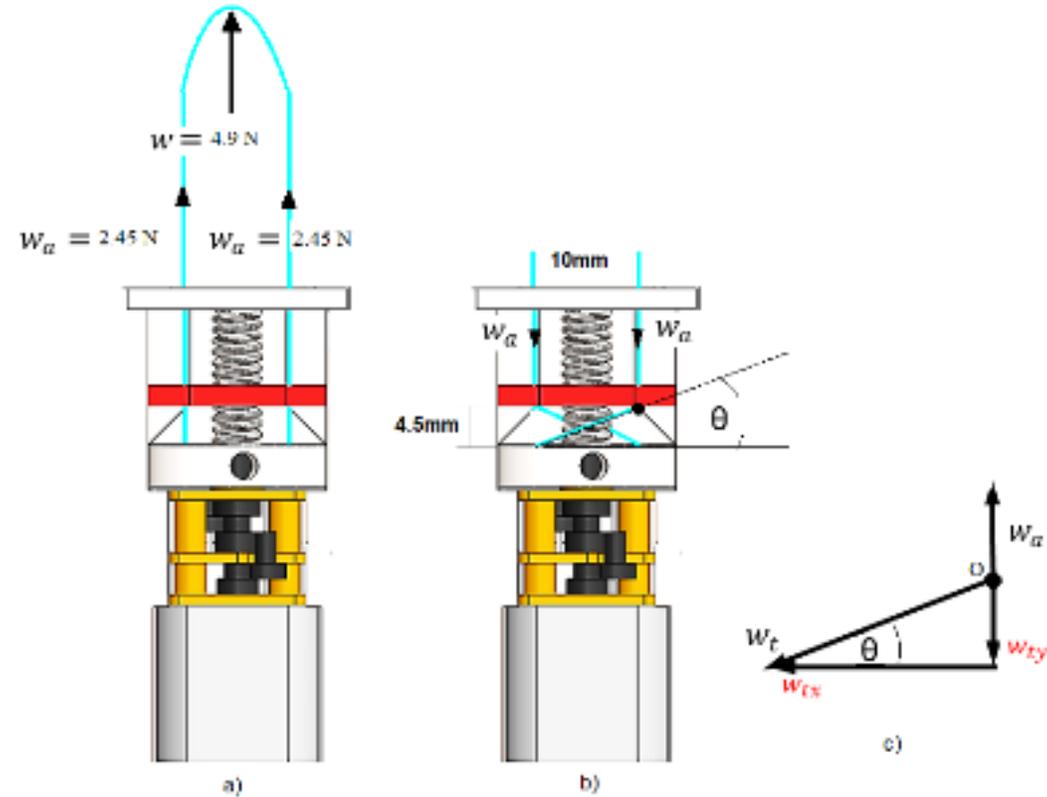
*Datos:*

$$m = 0.5kg$$

$$g = 9.8 m/s^2$$

$$w = m * g$$

$$w = 4.9 N$$



a) Distribución de fuerzas, b) Distancias para cálculo de ángulo y c) diagrama de cuerpo libre en el punto O.

Configuraciones del mecanismo de actuación de cuerda torcida.

$$w_a = \frac{w}{2}$$

$$w_a = 2.45 N$$

$$\theta = \tan^{-1} \left( \frac{4.5 \text{ mm}}{10 \text{ mm}} \right)$$

$$\theta = 24.23^\circ$$

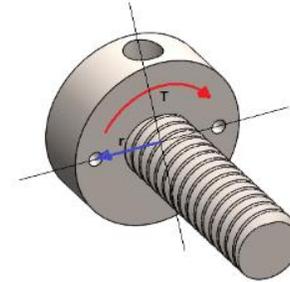
$$\sum F_y = 0$$

$$w_a = w_{ty}$$

$$w_{ty} = 2.45 N$$

$$w_t = \frac{w_{ty}}{\sin \theta}$$

$$w_t = 5.96 N$$



Disposición de torque.

$$T = 2w_t * r \text{ (por 2, porque existe dos cuerdas y se genera 2 veces el torque)}$$

$$r = 0.005 \text{ m}$$

$$T = 0.00596 \text{ Nm}$$

$$T_{req} = T * 1.2 \text{ (factor de diseño)}$$

$$T_{req} = 0.07152 \text{ Nm}$$

**Datos:**

$$rev = 2.8$$

$$t = 0.8 \text{ sg} \approx 0.0133 \text{ min}$$

$$w = \frac{2.8rev}{0.0133min}$$

$$w = 210.52 \text{ rev}$$

$$P_m = \frac{n * T(oz - in)}{1350}$$

$$P_m = \frac{210.52 * 10.05}{1350}$$

$$P_m = 1.56 \text{ watts}$$

$$P_{mreq} = P_m * 1.2$$

$$P_{mreq} = 1.8 \text{ watts}$$

$$P_{util} = P_m * e$$

$$e = 84\%$$

$$P_{util} = 1.85 \text{ watts}$$



Pruebas de movimiento con diseño anterior.

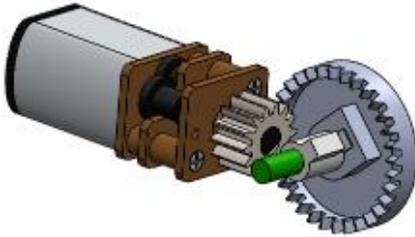


www.pololu.com



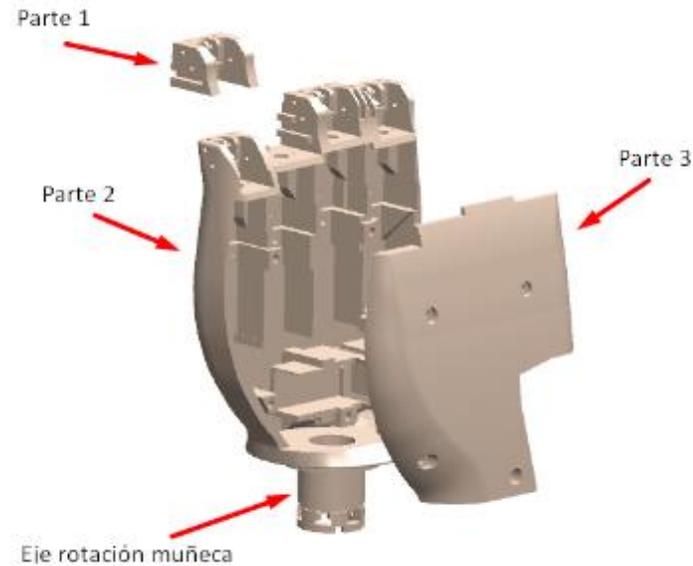
www.pololu.com

Núm.		Parámetros Calculados	Parámetros comerciales (dedos índices y medio)	Parámetros comerciales (dedo pulgar)
1	Torque (Nm)	0.01752	0,46581	0.3334
2	Rpm	210.52	300	250
3	Potencia (watts)	1.85	2.1	1.1
4	Voltaje (V)	---	12v	6v
5	Corriente (A)	---	0.06	0.7
6	Corriente con carga (A)	---	0.75	1.6

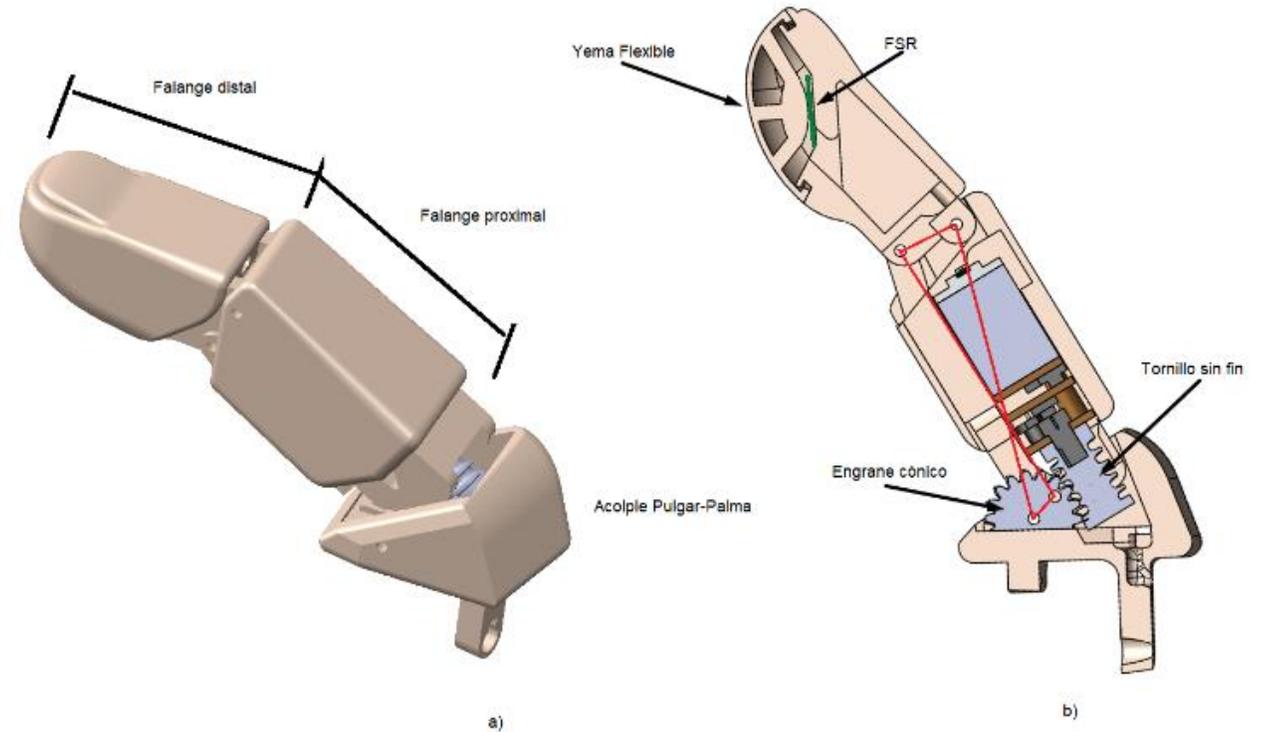


Sistema de engranes movimiento de abducción y aducción.

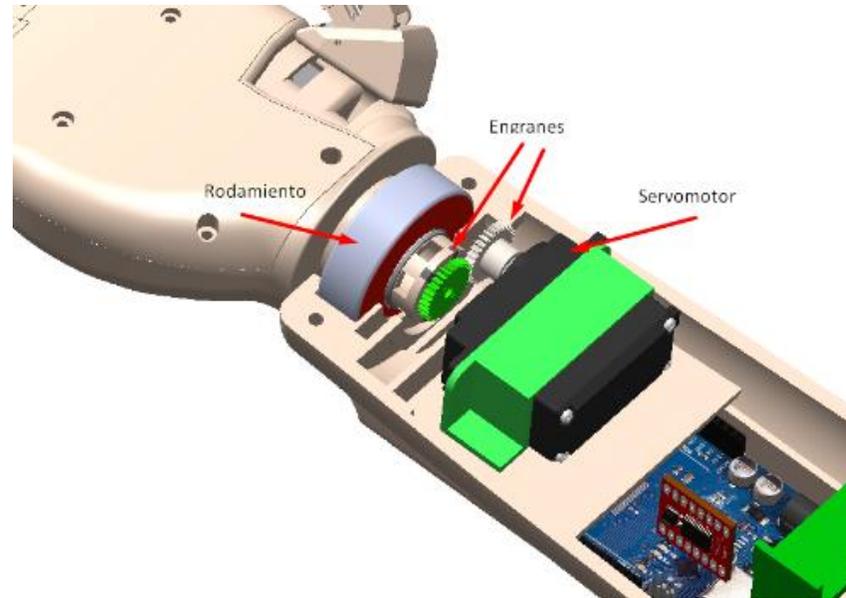
El engrane conductor es un engrane recto de 14 dientes y el conducido es un engrane con engranes frontales de 32 dientes, sabiendo que este último tipo de engrane es idóneo para transmitir potencia



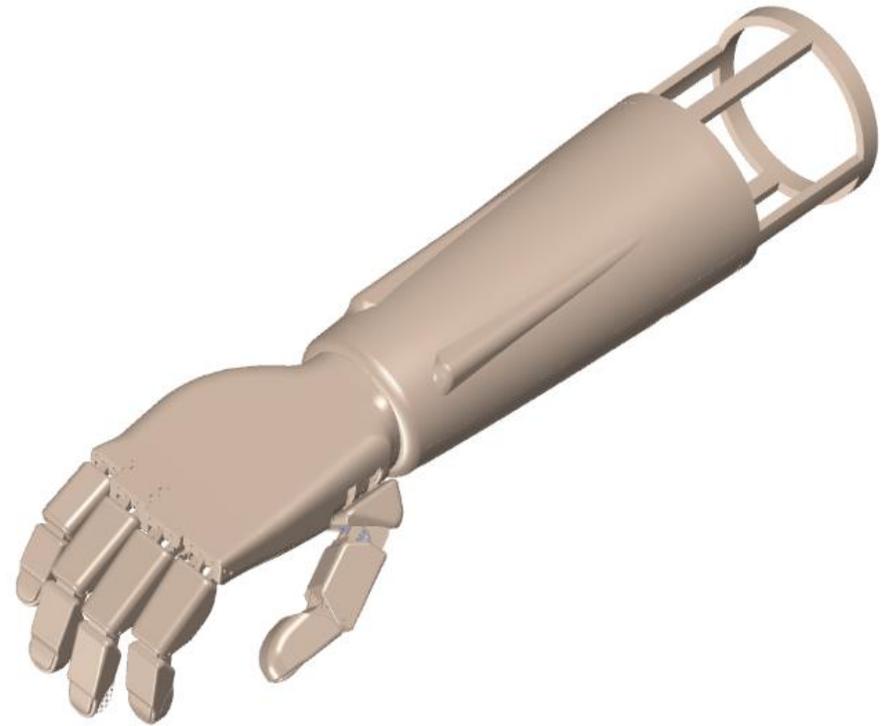
Palma con tapa.



a) Pulgar con parte y  
b) Corte transversal del pulgar y elementos.

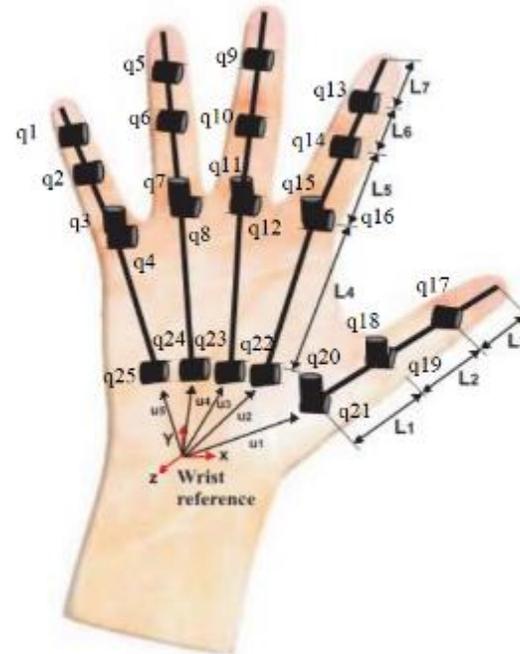


Acople de palma y muñón mediante rodamiento.



Diseño completo.

**Movilidad del prototipo de prótesis de mano biónica.** En la figura se muestra 25 grados de libertad de la mano humana, cada uno de estos corresponde a los movimientos de flexión - extensión y abducción- aducción que realiza la mano.



Grados de libertad mano humana.

Criterio de Grübler Kutzbach

$$M = 3(n - 1) - 2f_1 - f_2 \quad (1)$$

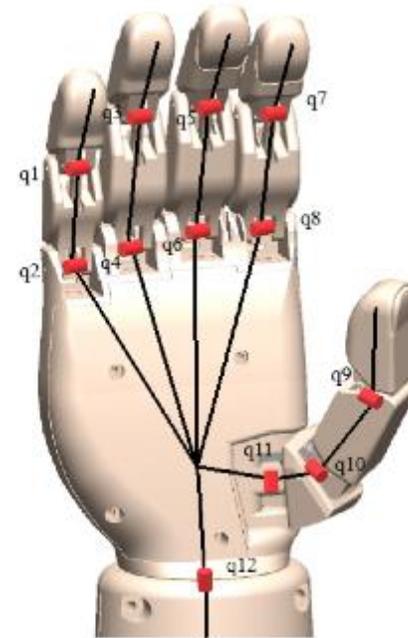
*M*: Grados de libertad

*n*: Número de eslabones.

*f*<sub>1</sub>: Número de eslabones con 1 grado de libertad.

*f*<sub>2</sub>: Número de eslabones con 2 grado de libertad.

SISTEMA DE MOVIMIENTO	Número	movimientos
mecanismo 4 barras	5	5
micromotor con engrane recto – engrane frontal	1	1
servomotor con engrane recto – recto:	1	1
	TOTAL	7



Grados de libertad prototipo.

### Análisis estático de los 5 dedos.

El dedo de menor dimensión es el meñique y por tal razón es el más propenso a sufrir de esfuerzos muy altos.

### Falange distal y media dedo meñique.

#### Datos:

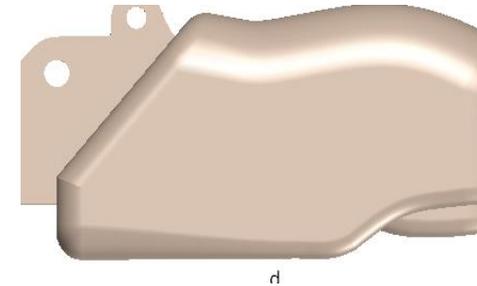
$$m = 11.21gr$$

$$d = 36.7mm$$

$$P1 = 2.45 N$$

$$P2 = m * g$$

$$P2 = 0.109N$$



Falange Distal y media.

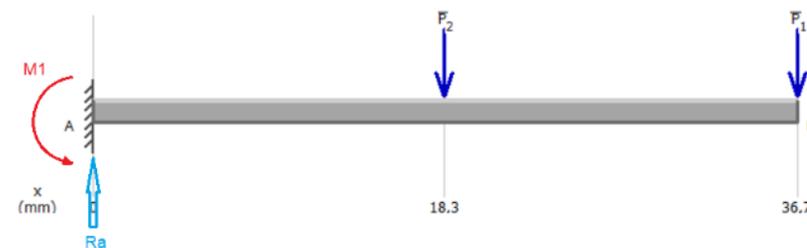


Diagrama de cuerpo libre.

$$\sum Fy = 0$$

$$R_a - P_2 - P_1 = 0$$

$$R_a - 2.45N - 0.109N = 0$$

$$R_a = 5.559N$$

$$\sum M_a = 0$$

$$P_2 * \frac{d}{2} + P_1 * d - M_1 = 0$$

$$0.109 * 18.3(Nmm) + 2.45 * 36.7(Nmm) = 0$$

$$M_1 = 91.9097Nmm$$

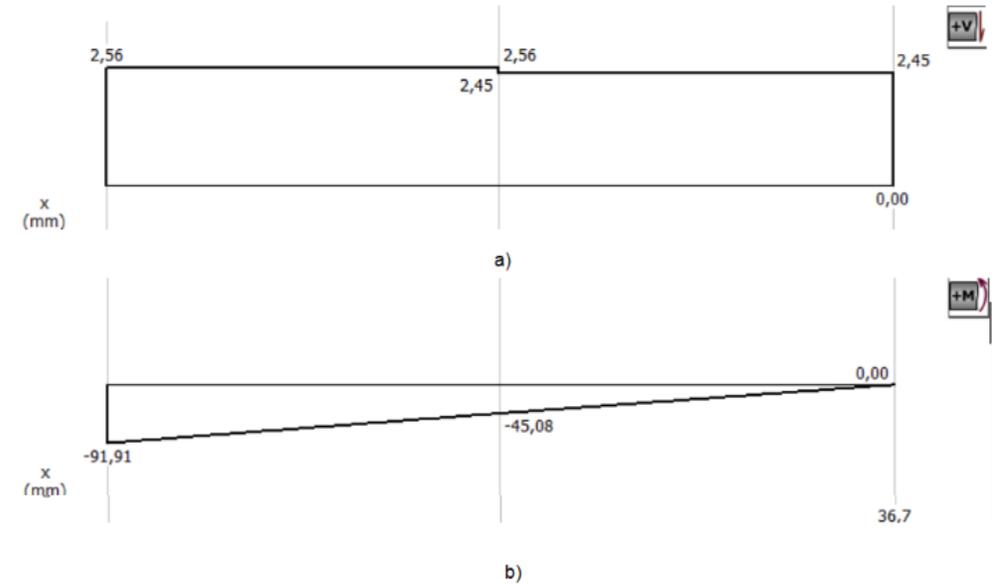


Diagrama de fuerzas y b) Diagrama de momentos flexores.

$$M_{m\acute{a}x} = 91.9097Nmm$$

$$\sigma_{flex} = \frac{M_{m\acute{a}x}}{S} \quad \text{Ecuaci3n (1)}$$

$$S = \frac{I_x}{c} \quad \text{Ecuaci3n (2)}$$

$$I_x = \frac{\pi ab^3}{4} \quad \text{Ecuaci3n (3)}$$

$$a = 12.38$$

$$b = 5.57$$

a, b calculados en software CAD.

$$I_x = \frac{\pi * 12.38 * 5.57^3}{4} (mm^4)$$

$$I_x = 15056.68mm^4$$

$$c = b$$

$$S = \frac{15056.68mm^4}{5.57mm}$$

$$S = 270.32mm^3$$

$$\sigma_{flex} = \frac{91.9097Nmm}{270.32mm^3}$$

$$\sigma_{flex} = 0.34MPa$$

Para determinar si es un dise1o seguro se utiliza la ecuaci3n 4.

$$\sigma_{flex} < \frac{Su}{6} \quad \text{Ecuaci3n (4)}$$

Donde Su es la resistencia ultiima del material termoplástico en este el material es PLA con 65MPa como se detalla en la secci3n C.

$$0.34MPa < \frac{65MPa}{6}$$

$$0.406MPa < 10.83MPa \quad (\text{Dise1o seguro}).$$



Resultados del análisis estático de los dedos restantes.



Nombre	P1(N)	Ra(N)	Momento flector M1(Nmm)	Esfuerzo (MPa)
<b>Índice</b>				
Falange distal y media	2.45	2.55	105,42	0.47
Falange proximal	2.55	2.69	221.27	0.41
Falange proximal 2	2.69	2,73	218,65	0.52
<b>Medio</b>				
Falange distal y media	2.45	2.57	116.49	0.49
Falange proximal	2.57	2.7	222.3	0.39
Falange proximal 2	2.7	2.76	219.06	0.53
<b>Anular</b>				
Falange distal y media	2.45	2.548	104.78	0.41
Falange proximal	2.548	2.699	221.91	0.38
Falange proximal 2	2.699	2.737	218.69	0.49
<b>Pulgar</b>				
Falange distal y media	2.45	2.536	103.2	0.45
Falange proximal	2.536	2.629	220.86	0.39
Falange proximal 2	2.629	2.677	221.23	0.51

### SELECCIÓN DE ELEMENTOS ELECTRÓNICOS DE LA PRÓTESIS

- **Actuadores de la mano**

Micro motes ubicados en la palma de la mano



- **Actuador de la muñeca**

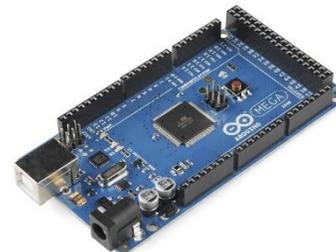
Para la selección del actuador de la muñeca, recomendable utilizar un ser



- **Tarjeta de control**

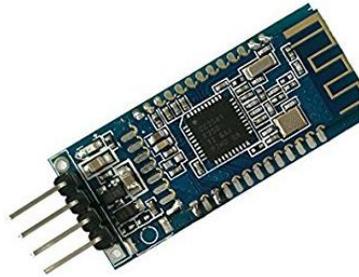
Para la selección de la tarjeta de control adecuada, se necesita 7 salidas PWM, 20 entradas y salidas digitales, 5 entradas analógicas y tener la capacidad de comunicación con el brazalete Myo Armband

Tarjeta	Salidas	I/O	I/O	Librería
Controladora	PWM	Digitales	Analógicas	comunicación
Arduino Due	Si	Si	Si	No
Arduino Mega	Si	Si	Si	Si



### Selección de elementos electrónicos de la prótesis

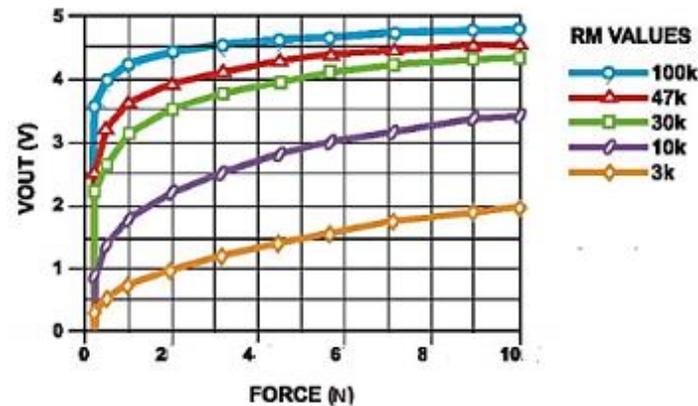
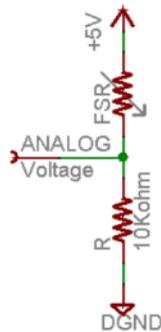
- Módulo de comunicación Bluetooth



- Sensor de señales mioeléctricas

Características	Myo Armband	Myoware
Alimentación	+3.3v - +5v	+2.9 - +5.7 V
Batería	Interna	Externa
Señal de salida	- EMG procesada - Giroscopio de 3 ejes - Acelerómetro de 3 ejes - Magnetómetro	- Señal EMG pura - EMG procesada
Número de electrodos	8	3
Comunicación	Inalámbrica - Bluetooth	Serial - USB
Velocidad de comunicación	32 Mega baudios	9600 Baudios

- Sensor de Fuerza



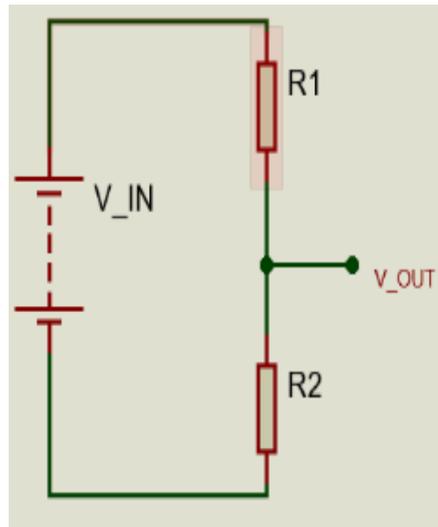
### Alimentación del sistema electrónico

Con las especificaciones de la tarjeta Arduino en cuanto a voltaje y corriente, se necesita alimentar con 1 batería Li Po de 2200 mAh., a 7.4 V, con una etapa de regulación de voltaje a 5V para los sensores de la prótesis y una batería Li Po de 11.1V conectada en el voltaje de potencia de los drivers para los micro motores

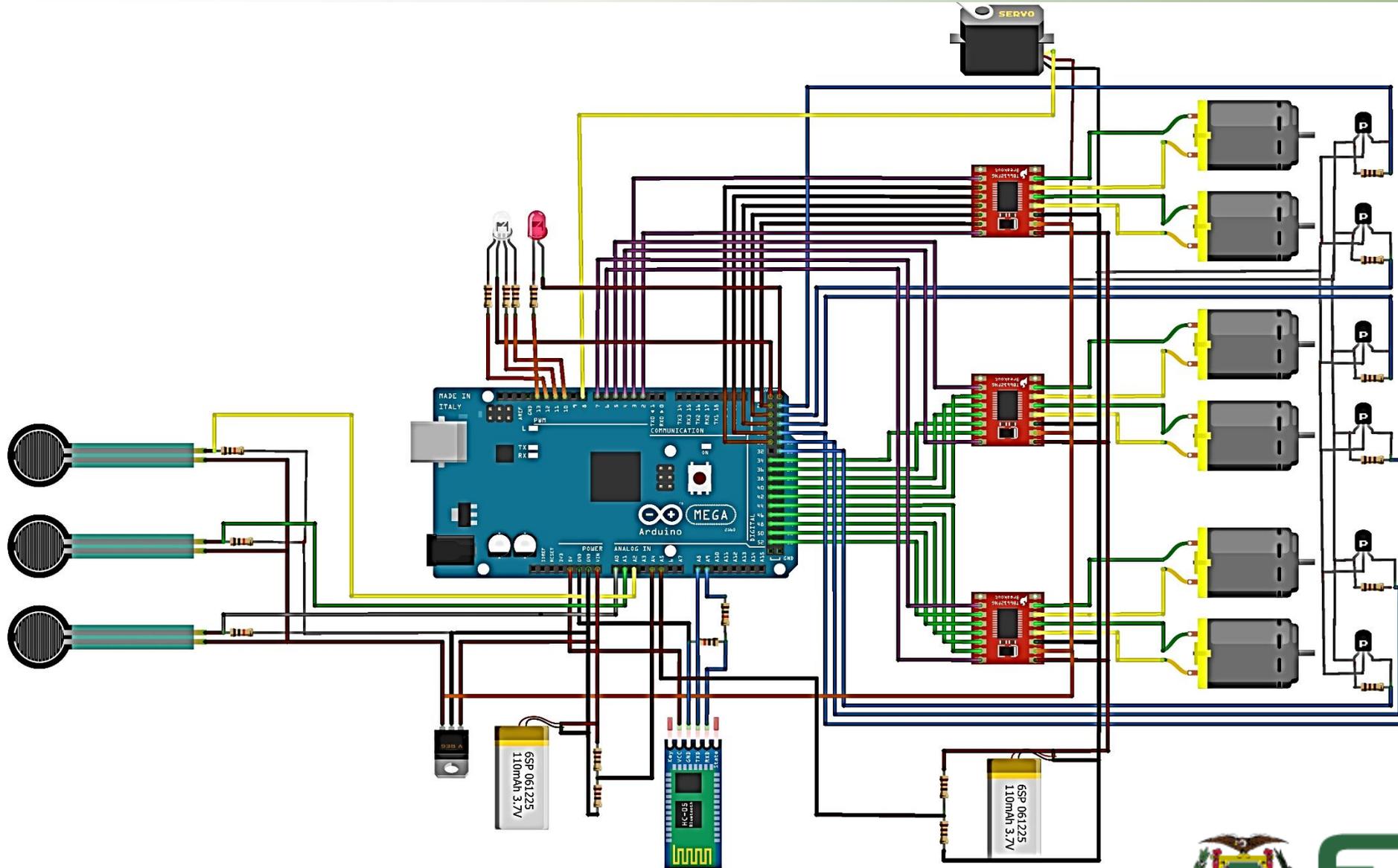


### Monitoreo del estado de las baterías

Se debe considerar el estado de las baterías, ya que al ser baterías Li Po tienen voltajes mínimos y máximos de operación,



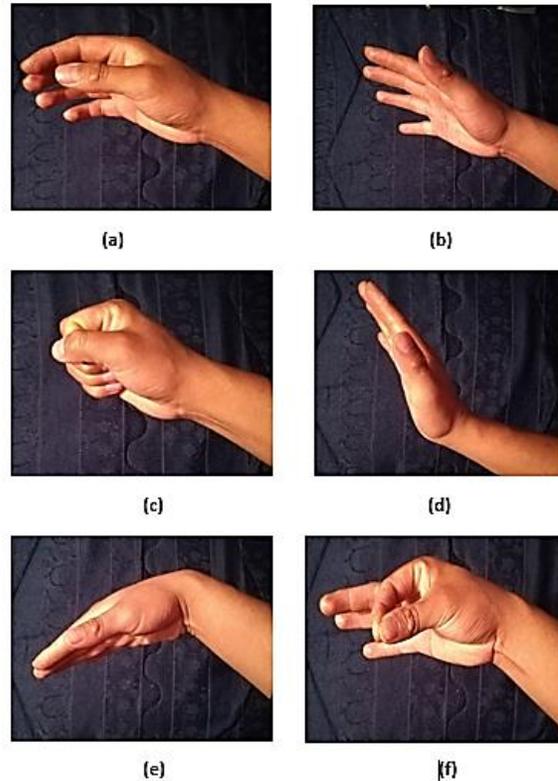
$$V_{out} = V_{in} * \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$



Idealmente, la prótesis y el sistema de control podrían reconocer y realizar los mismos movimientos que una mano normal, pero dicho sistema no es posible con la tecnología actual

En su lugar, se debe encontrar un equilibrio entre la precisión del sistema y el número de gestos útiles

Otro punto a considerar es qué tan intuitivo es el gesto para el usuario, si un gesto es fácilmente reconocido por el programa, pero se siente incómodo o antinatural no puede ser una buena opción.



Estos gestos fueron elegidos ya que las señales se distinguen unos de otros, además que los gestos de la prótesis no necesariamente tienen que coincidir con las que el usuario realice, adicionalmente se incrementa el movimiento de la muñeca

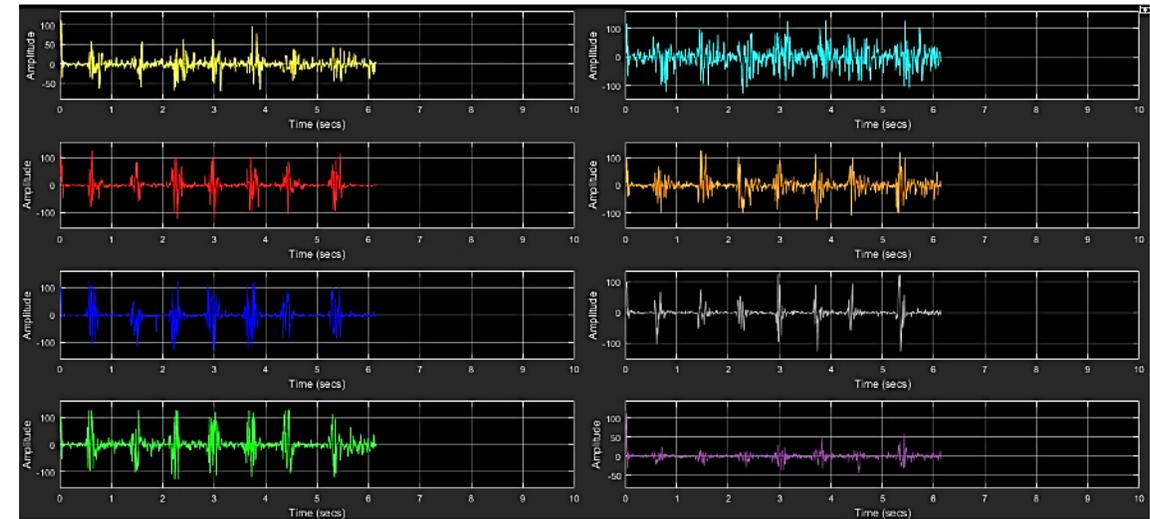
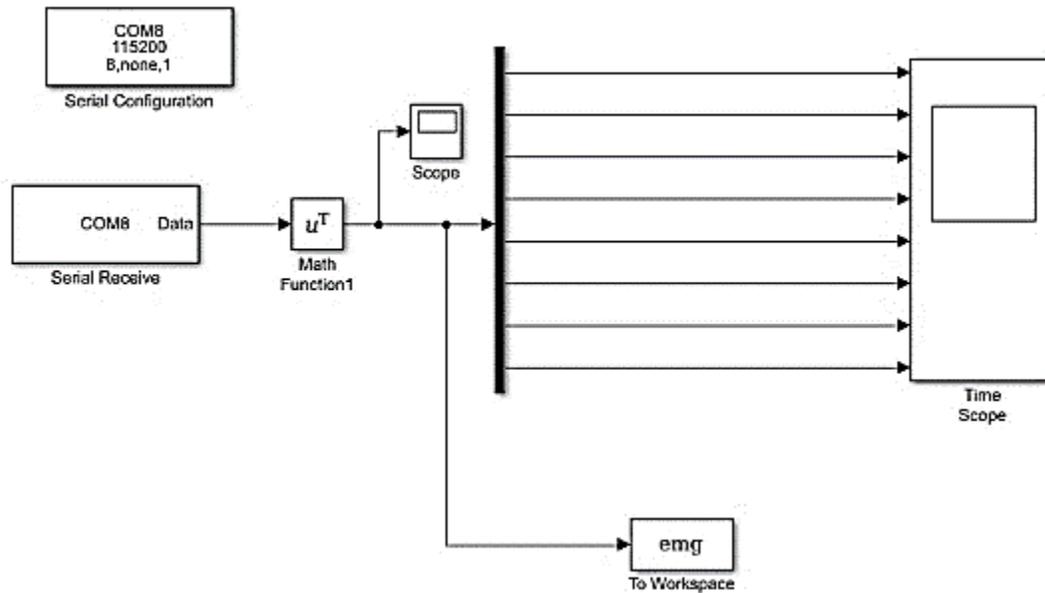
Gestos seleccionados. (a)Reposo, (b)Abierta(c)Cerrada  
(d) Hacia afuera (e) Hacia dentro (f) Pellizco

### Ubicación del Brazalete Myo Armband



- Debajo de la ropa
- En una posición fija apuntando el logo hacia arriba.
- Mantener en la misma posición
- Ajustarse cómodamente.

### Representación de datos EMG adquiridos por el brazalete Myo Armband



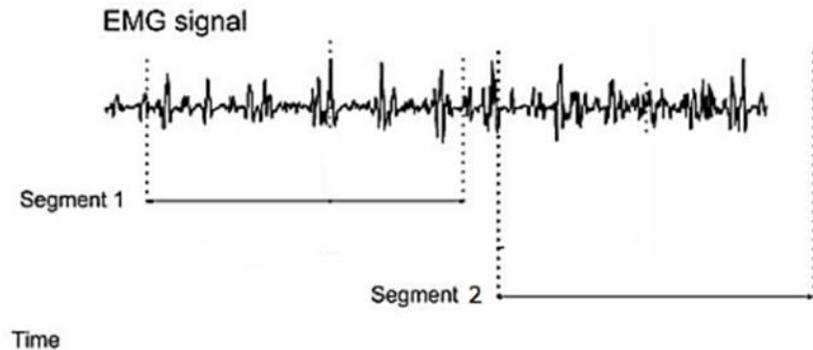
Recepción de datos por Comunicación Serial.

### IDENTIFICACIÓN DE MOVIMIENTO

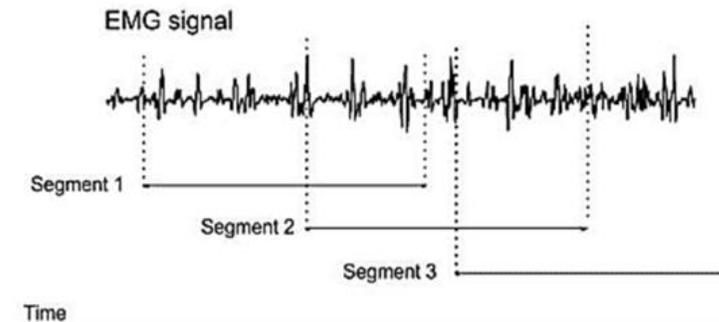


Diagrama de procesamiento señal EMG.

### Segmentación de los Datos



Segmentación ventanas disjuntas.



Segmentación ventana deslizante.

### Extracción de Características

#### Características en el dominio del tiempo.

- **Valor absoluto medio (VAM)**

Constituye una forma fácil de registrar los niveles de contracción del músculo

$$VAM = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|$$

- **Variación (VAR)**

La variación es una medida de la potencia de la señal mioeléctrica.

$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N x_i^2$$

- **Raíz Media Cuadrática (RMS)**

Este parámetro permite caracterizar la señal de acuerdo con el estimado de energía, relacionada con la amplitud en cierto intervalo de tiempo.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2}$$

La elección de la longitud del segmento es una elección entre velocidad y precisión. Un segmento más largo podría proporcionar un mejor valor medio absoluto y ser más resistente a picos o caídas en la señal

La segmentación de datos se realiza mediante el criterio de ventanas disjuntas donde se utilizan ventanas temporales de 15 datos por electrodo teniendo un total de 120 datos recibidos por el brazalete Myo.

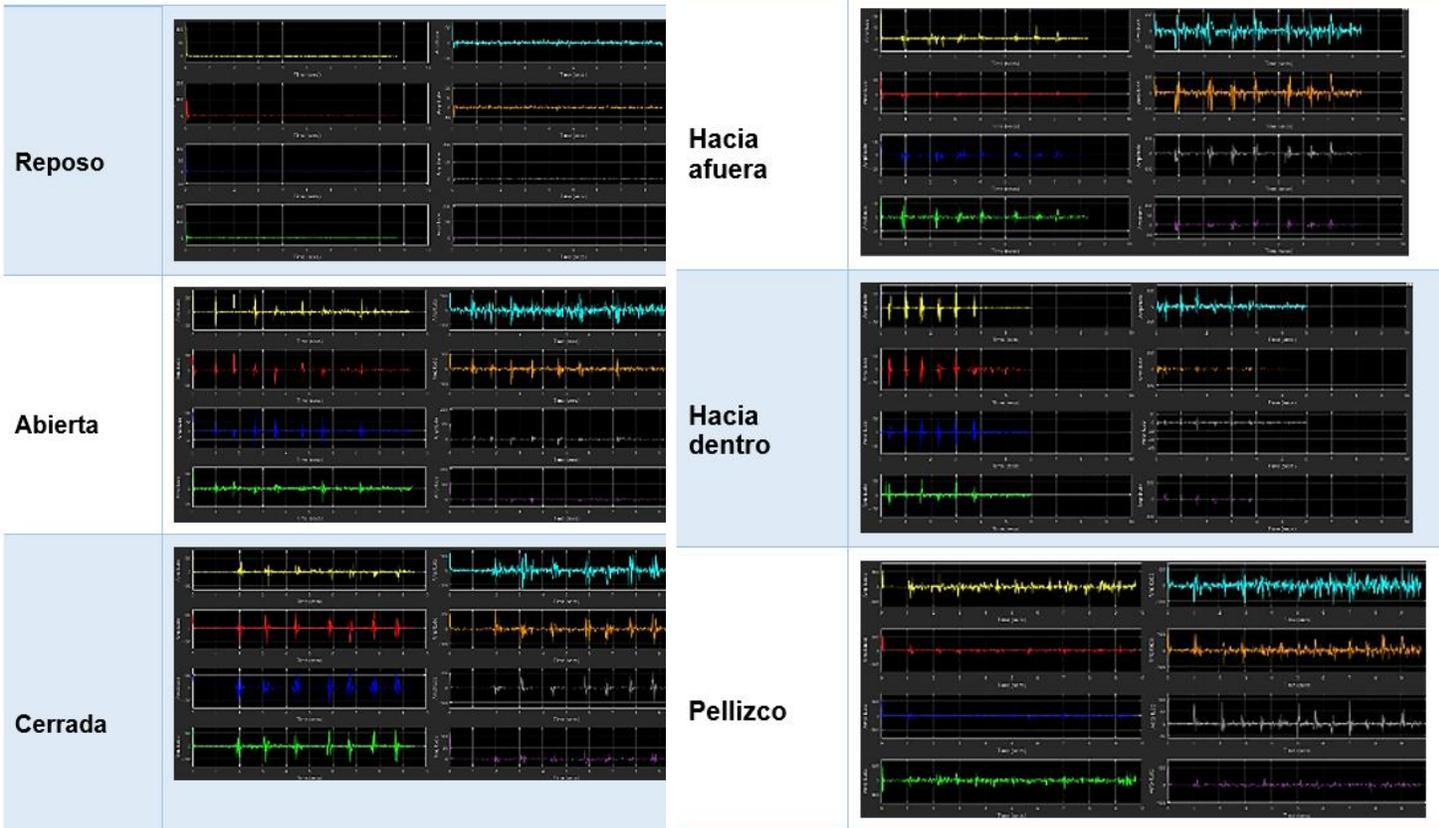
### Clasificación

Clasificar de acuerdo a los valores medios absolutos (MAV) calculados de cada electrodo e identificando que electrodos intervienen con mayor amplitud en cada movimiento y clasificarlos dentro de un rango de valores por movimiento.

*Parámetros para la clasificación de la señal mioeléctrica en tiempo real*

Número de datos adquiridos por electrodo	15
Tiempo de salto entre ventanas	100ms

Acción



Entre el gesto “Hacia dentro” y “Hacia fuera”, la actividad de los músculos se da en canales opuestos, mientras que “Hacia dentro” activa los electrodos del 6 al 8, el gesto “Hacia fuera” activa los electrodos 2 y 3, debido que son gestos que se mueven en direcciones opuestas a la mano. De la misma manera, del gesto “Cerrar” tienen una mayor amplitud que las del gesto “Abrir” en los electrodos 1,4 y 7. Se puede identificar que el gesto más corto en duración es el de “Pellizco”

- **Amplitud de la señal EMG**

*Rango de amplitud de la señal EMG*

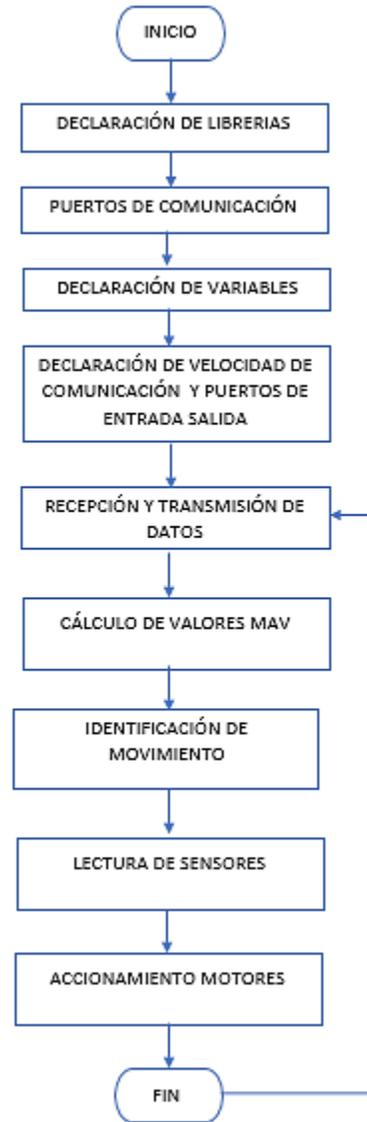
Amplitud adquirida del movimiento	Valores mínimos Inicio del movimiento	Valores máximos Esfuerzo máximo del musculo
Reposo	[ 0-3]	[ 2-5 ]
Abierta	[ 7-9]	[ 70-100]
Cerrada	[ 6-16]	[ 80-120]
Hacia dentro	[ 6-13]	[ 50-100]
Hacia fuera	[ 4-10]	[ 40-116]
Pellizco	[ 2-6]	[ 40-90]

- **Umbral de activación (Sensibilidad del movimiento)**

De los valores recibidos por el brazalete Myo se estandarizan los valores más adecuados para la generación de los movimientos de la prótesis, el umbral es variable de acuerdo a los valores MAV (Valor medio absoluto) o también llamado vector característico, adquiridos en el segmento de datos. Este valor aumentará o disminuirá en función de la amplitud de la señal recibida.

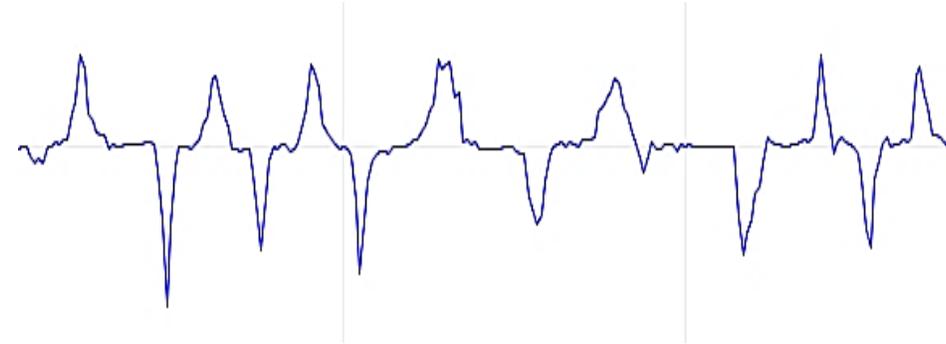
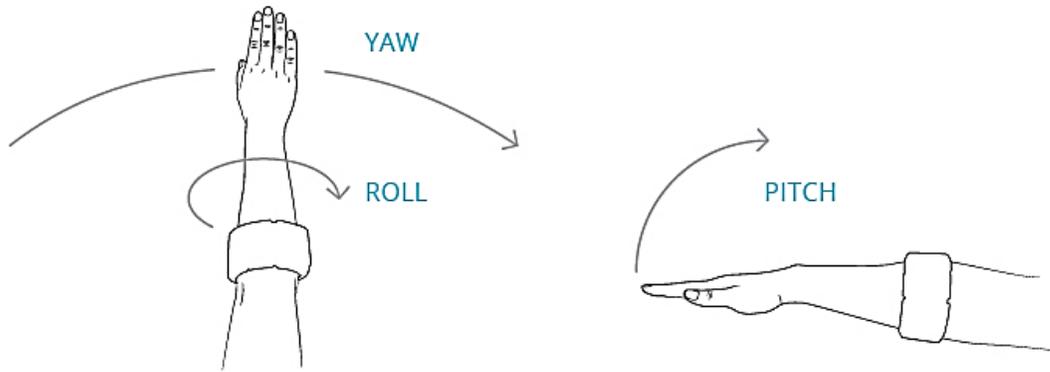
- **Umbral de activación (Sensibilidad del movimiento)**

De los valores recibidos por el brazalete Myo se estandarizan los valores más adecuados para la generación de los movimientos de la prótesis, el umbral es variable de acuerdo a los valores MAV (Valor medio absoluto) o también llamado vector característico, adquiridos en el segmento de datos. Este valor aumentará o disminuirá en función de la amplitud de la señal recibida.



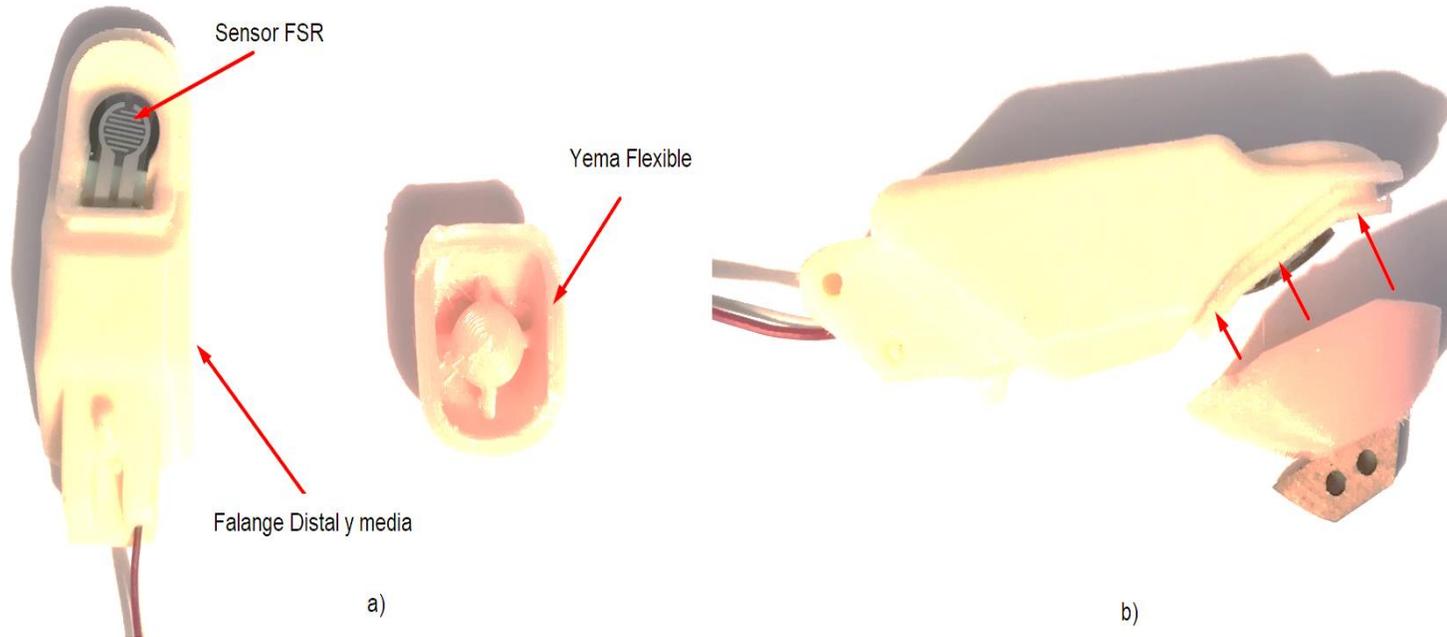
- **Movimiento de muñeca**

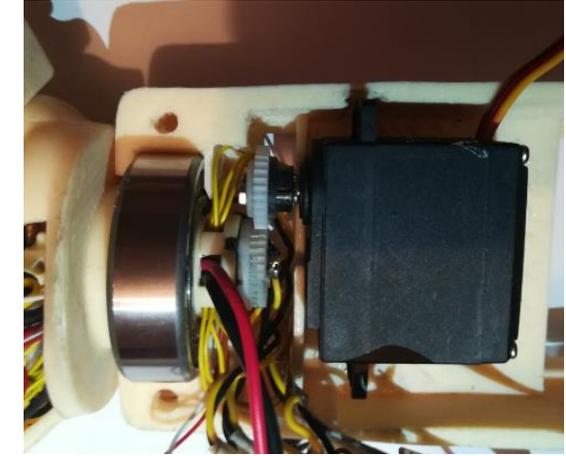
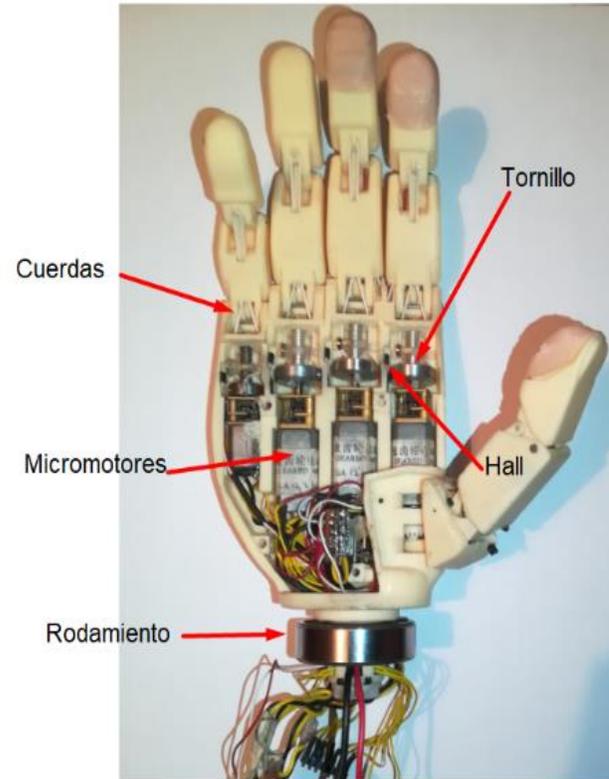
Los datos de giroscopio que proporciona el brazalete son en base a los ángulos de Euler



para el movimiento de la muñeca se hace el uso de los datos correspondiente a la componente Roll, cuando el giro de la mano es en sentido anti horario la señal es positiva, en cambio cuando el sentido es horario la señal es negativa.

Ensamblaje del prototipo de prótesis de mano bionica.







### Pruebas de agarre cilíndrico

	Característica	Aciertos	Total	Error agarre
<b>Vaso de cristal</b>	Forma cilíndrica	7	10	3
<b>Protector solar</b>	Forma cilíndrica	9	10	1
<b>Botella tesalia</b>	Forma cilíndrica	8	10	2

### Pruebas de agarre de gancho

	Peso (Gramos )	Observaciones
	500	
<b>Funda de arroz</b>	1000	Soporta un peso de 1kg
	1500	
	2000	Soporta un peso de 2kg
<b>TOTAL</b>	2000	



### Pruebas de agarre de pinza

	Característica	Aciertos	Total	Error
<b>Billetera</b>	Forma rectangular	8	10	2
<b>Esfera</b>	Forma cilíndrica	7	10	1

### Pruebas de agarre lateral

	Característica	Aciertos	Total	Error
<b>Billetera</b>	Forma rectangular	10	10	0
<b>Tarjeta de crédito</b>	Forma rectangular	8	10	2

### Prueba de agarre esférico

	Característica	Aciertos	Total	Error
<b>Espuma Flex</b>	Forma Esférica 50 mm diámetro	8	2	0



Prueba realizada a un paciente que sufre amputación de la mano



Paciente con amputación.



Colocación Myo al paciente.



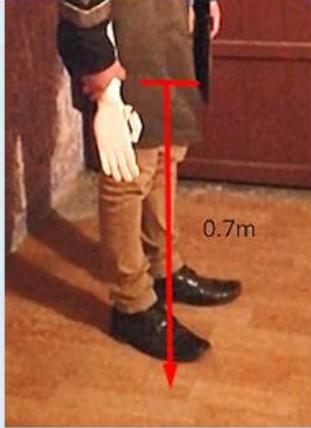
Acople prótesis



Colocación prótesis al paciente

Prueba Realizada	Número aciertos	de Número desaciertos	de Total de pruebas
Abrir Mano	8	2	10
Cerrar Mano	7	3	10

### Prueba de caídas.

Posición	Prueba	Resultado	Detalle
Mano extendida hacia abajo.			Se realizó 5 pruebas de esta en la que el prototipo no sufrió ningún daño.

<p>Palma hacia arriba y hacia abajo</p>			<p><b>Palma hacia arriba:</b></p> <ol style="list-style-type: none"><li>1. Sin daño.</li><li>2. Daño parcial de falange proximal dedo pulgar.</li><li>3. Ruptura de falange proximal dedo pulgar.</li></ol> <p><b>Palma hacia abajo:</b></p> <ol style="list-style-type: none"><li>1. Sin daño</li><li>2. Daño parcial de falange proximal dedo pulgar.</li><li>3. Ruptura de falange proximal dedo pulgar.</li></ol>
<p>Palma hacia dentro y fuera del cuerpo</p>			<p><b>Palma hacia dentro:</b></p> <ol style="list-style-type: none"><li>1. Sin daño.</li><li>2. Daño parcial de falange proximal dedo pulgar.</li><li>3. Ruptura de falange proximal dedo pulgar.</li></ol> <p><b>Palma hacia afuera:</b></p> <ol style="list-style-type: none"><li>1. Sin daño.</li><li>2. Daño parcial de falange proximal dedo pulgar.</li><li>3. Ruptura de acople pulgar-palma.</li></ol>

### *Características prototipo.*

Detalle	Valor
Peso.	800gr
Largo desde muñón a dedo	142 mm
Grados de movilidad	7
Tiempo de Baterías	5 h

validar la hipótesis se procede al cálculo del Chi cuadrado.

$$\lambda^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(O_i - E_i)^2}{E_i}$$

Donde:

$\lambda^2 =$  *Chi cuadrado*

$O_i =$  *Frecuencia absoluta observada*

$E_i =$  *Frecuencia esperada*

# PRUEBAS Y RESULTADOS



### Comprobación de la hipótesis

Orden	Agarre	Descripción	Si Cumple	No Cumple	Número de pruebas
1	Cilíndrico	Sujetar vaso de 40mm de diámetro	9	1	10
2		Sujetar pelota de 40mm de diámetro	8	2	10
3		Sujetar vaso de 65mm de diámetro	7	3	10
4		Sujetar protector solar	9	1	10
5		Sujetar billetera	8	2	10
6	Pinza	Sujetar una esfera	7	3	10
7		Sujetar una esponja de 1.5 cm	9	1	10
8	Gancho	Sujetar bolsa de 600g de masa	10	0	10
9		Sujetar bolsa de 1kg de masa	10	0	10
10		Sujetar bolsa de 2kg de masa	10	0	10
11	Lateral	Billetera	10	0	10
12		Tarjeta de credito	8	2	10
13	Esférico	Espuma Flex 50mm diametro	8	2	10
<b>Suma Total</b>			<b>113</b>	<b>17</b>	<b>130</b>



---

Total, Chi cuadrado	12,993
---------------------	--------

---

$$Freq. Esperada. SI = \frac{Repeticiones * \sum Cumple}{\sum \#Pruebas}$$

$$Freq. Esperada. SI = \frac{10 * 113}{130} = 8.692$$

$$Freq. Esperada. NO = \frac{10 * 17}{130} = 1.308$$

Para un nivel de aceptación del 90%, se elije  $p=0.1$ ,

se extrae el valor 12.017 de la Tabla

Calculado del 12.993 concluyendo así que el valor obtenido es mayor Estableciendo así la valides de la hipótesis planteada, por la prueba de la independencia del Chi cuadrado.

- El diseño mecánico es completamente funcional al momento de realizar los movimientos establecidos, debido a que se utiliza sistemas mecánicos tales como mecanismo de 4 barras, engranes paralelos, frontales y un tornillo sin fin.
- La parte mas sensible de la estructura es la falange proximal A, debido que al estar acoplado con un engrane y un tornillo sin fin, este permanece estático y al someterlo a pruebas de caídas, se genera una especie de palanca cuando llega al suelo produciendo el parcial daño y ruptura.
- El mecanismo de actuación de cuerda torcida, es un sistema que tiene muchas aplicaciones reflejado a nuestro caso, la flexión y extensión de un tendón de la mano, permitiendo realizar de mejor manera los movimientos establecidos y permitiendo soportar una carga elevada.

- Medir manualmente en mayoría los componentes que se utilizaran ya que esto también genera sobredimensionamientos en la estructura.
- Es recomendable utilizar el brazaletes en la misma posición, para evitar lecturas erróneas y que no generen el movimiento deseado.
- Es recomendable utilizar látex en las puntas de los dedos de la prótesis de mano, con el objetivo de que los objetos resbalen y agarrarlos correctamente.



**MUCHAS GRACIAS**

