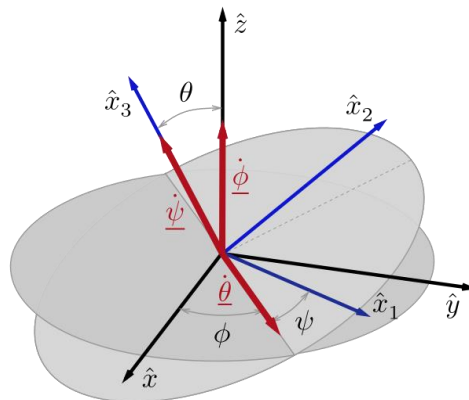




# DISEÑO Y DESARROLLO DE UNA PROTESIS MIOELECTRICA

INGENIERIA MECATRONICA



Tesis que presenta:

**Ricardo Isaac Silva Lozano**  
**Carlos Alejandro Crespo García**  
**Alan Daniel Álvarez Castro**

Para obtener el grado de:

**Ingeniero Mecatrónico**



**ceti**

**CENTRO DE ENSEÑANZA  
TÉCNICA INDUSTRIAL**

## Resumen

---

En esta tesis explicamos el desarrollo y la implementación de una protesa de brazo robótico controlada por sensores de electromiografía y la creación de una prótesis funcional controlada por ARN para resolver el problema de limitación de personas que perdieron una extremidad y la resolución de un problema con impacto social al proporcionar Una prótesis funcional que genera inclusión laboral y social para las personas que no tienen una mano.

## Palabras Clave

RNA, electromiografía, neural network, protesis brazo



# Contenidos

---

## 1.Introducción

### 1.1. Clasificación de prótesis

#### 1.1.1 Prótesis Estéticas

#### 1.1.2 Prótesis mecánicas

#### 1.1.3 Prótesis Eléctricas

#### 1.1.4 Prótesis Mioeléctricas

### 1.2. Estado del Arte

#### 1.2.1 Prótesis I-Limb

#### 1.2.2 Prótesis Michaelangelo

#### 1.2.3 Prótesis Bebionic

### 1.3. Objetivos

#### 1.3.1 Objetivos Generales

#### 1.3.2 Objetivos Específicos

## 2. Diseño de una mano artificial

### 2.1. Morfología de la mano humana

### 2.2. Cinemática mano

### 2.3. Diseño CAD de la mano

## 3. Diseño Red Neuronal

### 3.1. La neurona biológica

### 3.2. Pesos Sinápticos

#### 4. Modelo, control y procesamiento de señales Mioeléctrica

4.1. Potenciales de acción y potenciales de membrana

4.2. Procesamiento de señales Mioeléctrica

4.3. Procesamiento de señal Mioeléctrica con Matlab

#### 5. Plan Trabajo y Recursos

5.1 consideraciones generales

5.2 Etapas del trabajo

5.3 Aspectos metodológicos

5.4 Gantt Chart

5.5 Aspectos metodológicos

5.6 Cronograma y control

5.7 Informes de avance e informe final

#### 6. Bibliografía

# Capítulo 1

## Introducción

El avance en el diseño de prótesis ha sido proporcional con el avance tecnológico del hombre, así como el entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano, las prótesis son un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar una parte afectada del cuerpo, por lo tanto, la prótesis para el paciente también ayuda desarrollo psicológico del mismo, creando una percepción de totalidad al recobrar movilidad y aspecto del miembro perdido.

La finalidad de una prótesis es ayudar a complementar funciones, pero jamás reemplazar un miembro del cuerpo humano que se ha perdido, sin embargo, el objetivo principal en la construcción de las mismas es mejorar la calidad de vida de los pacientes amputados.

Para desarrollar esto se necesitará amplio conocimiento en programación, en especial programación de redes neuronales, conocimientos en electrónica, conocimientos en sistemas de control y en ingeniería biomédica.

El uso de prótesis biónicas se está generalizando en el mercado ya que está comprobado que todas sus ventajas y beneficios son más que considerables con las pocas desavenencias que este tipo de prótesis puedan ocasionar, en México viven aproximadamente 7.1 millones de personas con algún tipo de discapacidad, lo que representa el 6% de la población en el país.

Acaban con el llamado dolor fantasma. Después de una amputación al paciente le queda una sensación de seguir teniendo su extremidad sea cual sea. La prótesis biónica aporta seguridad y hace desaparecer este dolor. Aportando

independencia y devolviendo el tacto y las funciones de las partes del cuerpo sustituidas.

[ El diseño y construcción de esta prótesis de miembro superior, implica una sinergia de áreas de la ingeniería mecánica y electrónica, como el diseño de mecanismos, mecanizado de materiales, diseño del control, programación del control y el desarrollo de una interfaz entre el hombre y la máquina.]

En México solo el 39.1% de personas con discapacidad tienen empleo y ganan 33.5% menos que el resto.



**Figura 1:** % de discapacidades en México dependiendo rangos de edad

Además de que 55.3 millones de personas en México viven en situación de pobreza siendo el 46.2% de la población total del país, por lo que el acceso a prótesis es muy limitado ya que los costos son prohibitivos (**Una prótesis como la que se pretende desarrollar de proyecto es vendida hasta en 500 mil pesos**).





**Figura 2:** Medición de pobreza según el CONEVAL (2008 – 2018)

El proyecto está dirigido para personas de clase baja en adelante, está pensado para venderse a nivel nacional, es un producto que lo puede usar cualquier género, edad, etnia, etc.

El tema de las prótesis biomédicas es un área que está teniendo un auge importante en la actualidad, nuestra meta es hacer de ésta prótesis más accesible para todos los sectores sociales y económicos de la población

**(Low Cost)**

# 1.1 CLASIFICACION DE PROTESIS

Dado el grado de amputación, el tipo de displacia, la funcionalidad y finalmente el factor económico, existen diferentes tipos de prótesis de mano, desarrolladas utilizando tecnologías y conocimientos varios las clasifica en: **Estéticas, Mecánicas, Eléctricas y Mioeléctrica.**

## 1.1.1. Prótesis Estéticas

Las prótesis cosméticas fueron desarrolladas con el objetivo de reemplazar un miembro o parte de él, teniendo en cuenta más su parte estética que su funcionalidad.

Las prótesis estéticas estándar consisten en un encaje a medida, una mano interior y un guante cosmético, garantizando un peso ligero, estabilidad y comodidad, permitiendo elegir la terminación entre la multitud de tamaños y colores que nos ofrecen los fabricantes, obteniendo unos resultados con una apariencia estética satisfactoria en la mayoría de los casos.

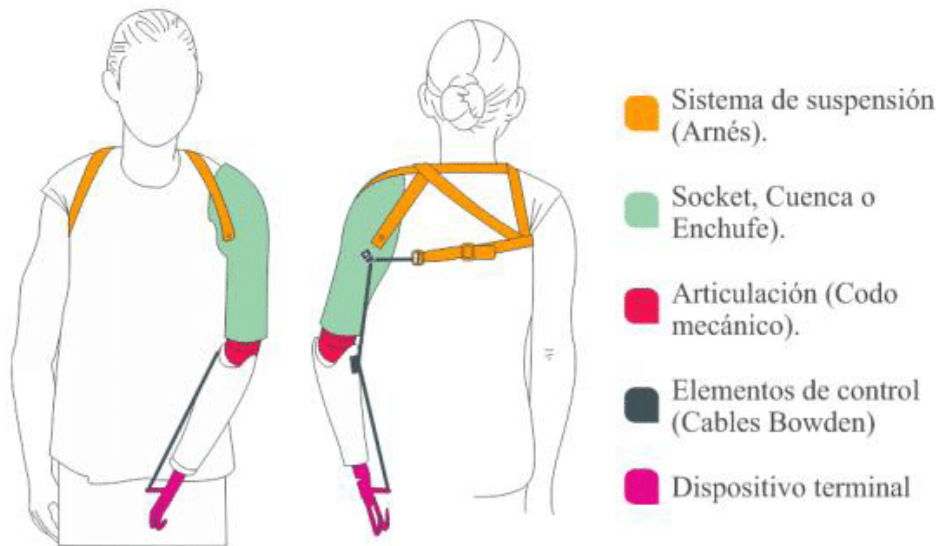


**Figura 1.1:** Prótesis estética de brazo

## 1.1.2. Prótesis Mecánicas

Las prótesis mecánicas o de tiro, son prótesis con dispositivos de apertura y cierre mediante cables y cintas de sujeción unidos al cuerpo y se abren o cierran a voluntad por la tracción ejercida por el tensor.

Este tipo de prótesis son funcionales, pero con limitaciones de movimientos, ya que necesitan de la energía propia y obligan a hacer movimientos de tensión para su funcionalidad, controlándose mediante correajes que controlan las funciones de la mano y el codo a través de los movimientos del muñón y del hombro.



**Figura 1.2:** Diagrama Prótesis Mecánica

### 1.1.3. Prótesis Eléctricas

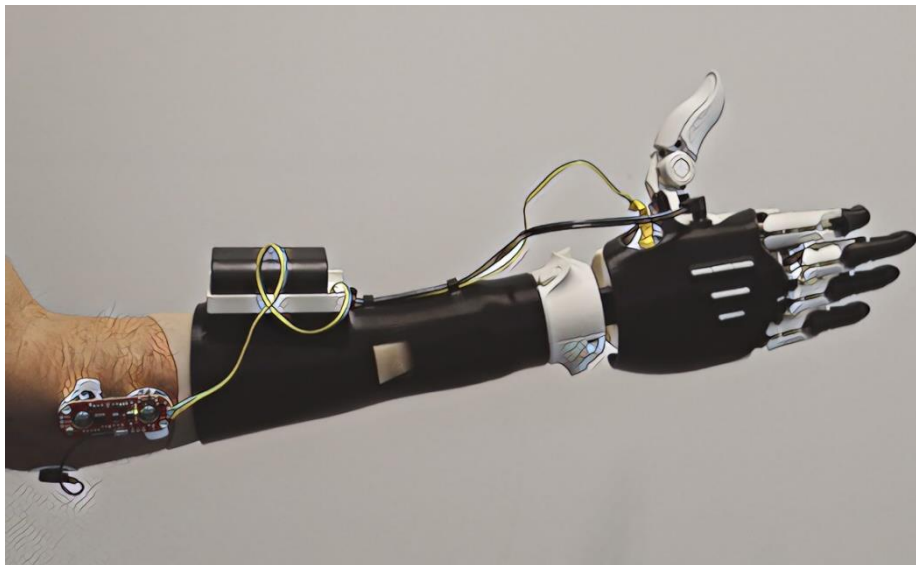
Este tipo de prótesis implementa principalmente actuadores eléctricos, a veces controlados por servo motores, a pulsos o por interruptores, la desventaja más significativa en este tipo de prótesis es: su alto nivel de mantenimiento, costos, condiciones de operación y peso



**Figura 1.3:** Prótesis Eléctrica

### 1.1.4. Prótesis Mioeléctrica

En la actualidad estas prótesis son las de mayor implementación, debido a su alto grado de estética, elevada precisión y fuerza, trabajando principalmente con señales bioeléctricas por medio de, procesándolas y filtrándolas a la unidad de control



**Figuras 1.4:** Prótesis Mioeléctricas

## 1.2 Estado Del Arte

### 1.2.1. Prótesis I-Limb Ultra.

Una de las más utilizadas en la actualidad en diferentes países cuenta con la mayoría de los movimientos básicos de la mano humana, permitiendo la integración del amputado a la vida laboral y mejorando su condición de vida. Los dedos de la prótesis se controlan de manera independiente, el dedo pulgar puede rotar hasta 90°, realiza sujeciones de alta precisión y fuerza.



**Figura 1.5:** Prótesis I-Limb

### 1.2.2. Prótesis Michelangelo.

Esta prótesis se caracteriza por tener una gran gama de movimientos de precisión, debido al control que implementa y a su mecanismo de locomoción que aportan gran fuerza de sujeción, sus dedos son controlados al igual que la anterior, de manera independiente, además cuenta con los grados de libertad de la muñeca, en su exterior está recubierta por elastómero de silicona dándole resistencia al agua, en su interior por acero y duraluminio de alta resistencia.



**Figura 1.6:** Prótesis Michaelangelo



### 1.2.3. Prótesis Bebionic

La Bebionic es muy semejante a la I-Limp figura; Desarrollada por Steeper RS, con la finalidad de emular a esta última, pero a “bajo costo”, **aproximadamente \$10,000 dólares.**

En su última versión, la Bebionic tiene movimientos de articulación en todos los dedos, el pulgar en oposición se coloca de manera manual en extensión y flexión, dando quince diferentes posiciones de sujeción.

La prótesis es controlada por señales bioeléctricas obtenidas a partir de la contracción de los músculos del paciente, por tal motivo entra en la clasificación de prótesis “mioeléctrica”, por último, tiene cinco actuadores con cinco velocidades fijas cada uno, diseñados para bajo consumo de energía.



**Figura 1.7:** Prótesis Bebionic



## **1.3. Objetivos**

### **1.3.1 Objetivos Principales.**

- Diseñar una prótesis semejante a la morfología y con la locomoción esencial de la mano humana.
- Crear un dispositivo de adaptación humano-maquina mioeléctrico-no invasivo.

### **1.3.2 Objetivos Específicos.**

- Controlar la mano robótica, con redes neuronales artificiales.
- Desarrollar una red neuronal para identificar conjuntos de señales bioeléctricas provenientes del brazo.

# Capítulo 2

## Diseño de una mano artificial

Toda prótesis artificial activa necesita una fuente de energía para su locomoción; un sistema de transmisión; un sistema de mando o acción y un dispositivo prensor. En la elección de las prótesis representa un papel trascendental el nivel de amputación o el tipo de “displasia” del paciente.

### 2.1 Morfología de la mano humana

Las manos (del latín: manus) forman parte de las extremidades del cuerpo humano, siendo el cuarto segmento del miembro superior o torácico. Están localizadas en los extremos de los antebrazos, son prensiles y tienen cinco dedos cada una. Abarcan desde la muñeca hasta la yema de los dedos en los seres humanos.

Son el principal órgano para la manipulación física del medio. La punta de los dedos contiene algunas de las zonas con más terminaciones nerviosas del cuerpo humano; son la principal fuente de información táctil sobre el entorno, por eso el sentido del tacto se asocia inmediatamente con las manos. Como en los otros órganos pares (ojos, oídos, piernas), cada mano, está controlada por el hemisferio del lado contrario del cuerpo. Siempre hay una dominante sobre la otra, la cual se encargará de actividades como la escritura manual, de esta forma, el individuo podrá ser zurdo, si la predominancia es de la mano izquierda (sinistra) o diestro si es de la derecha (diestra); este es un rasgo personal.

Nuestras manos son componentes esenciales de esa fantasía maquina, por ello es muy importante, para estudiar el cuidado estetico, conocer el soporte que las conforma, profundizando en la anatomia, la vascularizacion y la inervacion.

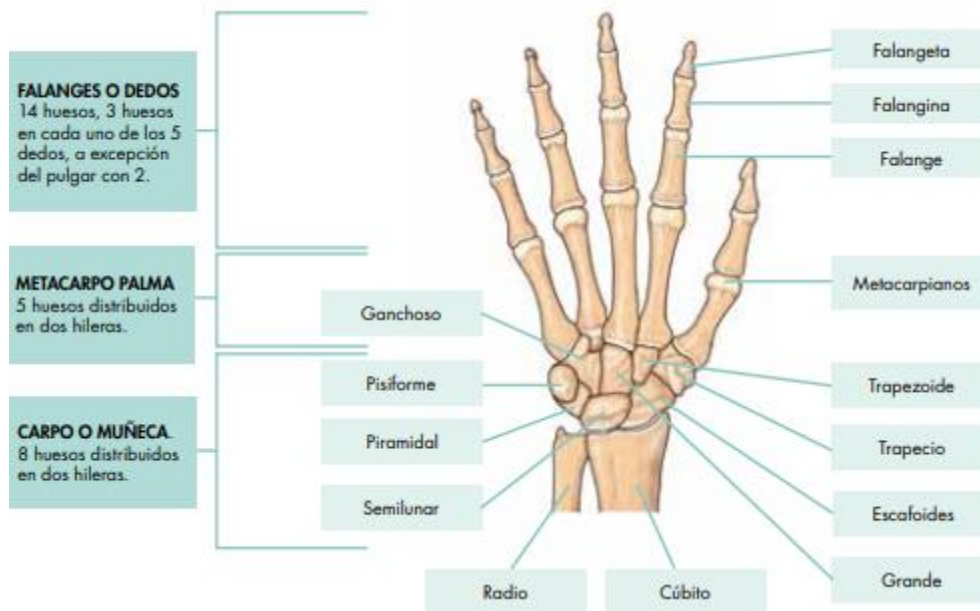
La mano tiene una estructura formada por:

- Huesos y músculos (permiten el movimiento).

- Venas y arterias
- Nervios (Tacto y movimiento)
- Piel y uñas

## Huesos y músculos

Esta está compuesta por 27 huesos, diferenciado en tres zonas

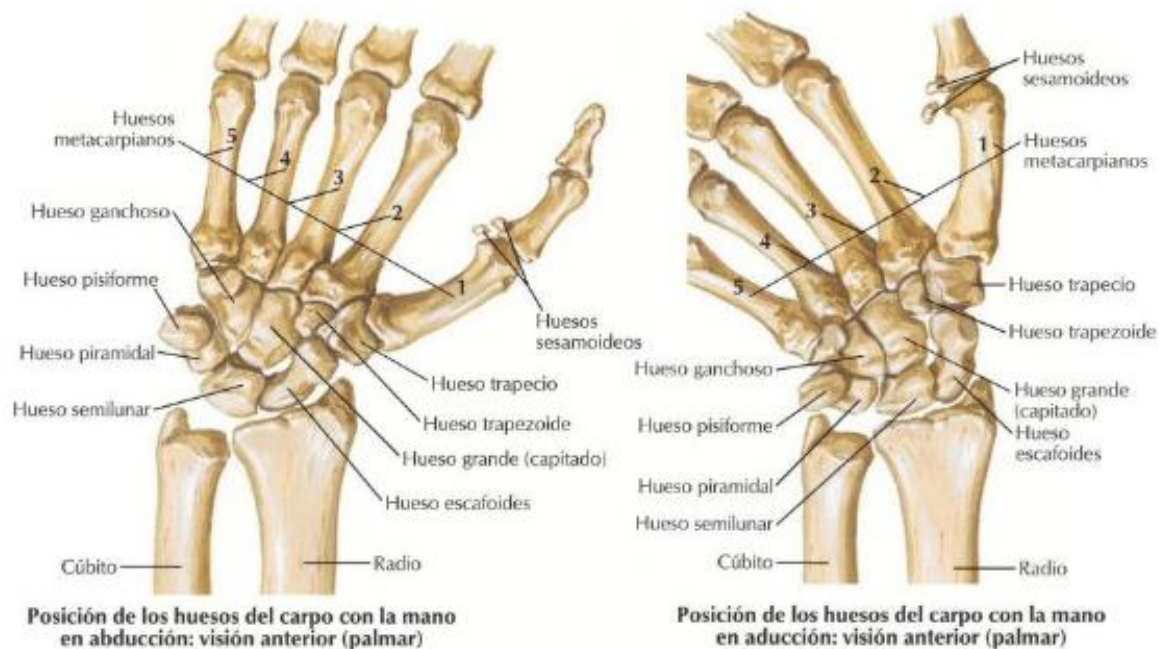


## Huesos de la muñeca:

La muñeca tiene ocho huesos (los huesos carpianos), dispuestos en dos grupos de cuatro. Estos huesos encajan en una pequeña cavidad formada por los huesos del antebrazo el radio y el cúbito, si bien es de resaltar que el cúbito no se articula directamente con ninguno de los huesos de la muñeca. Bajo la cara inferior del cúbito se encuentra el ligamento triangular de la muñeca, que sí se articula con los huesos.

Los huesos de la fila proximal son, de fuera hacia adentro: el escafoides, el semilunar, el piramidal y el pisiforme

Los huesos de la fila distal son, de fuera hacia adentro: el trapecio, el trapezoide, el grande y el ganchoso.



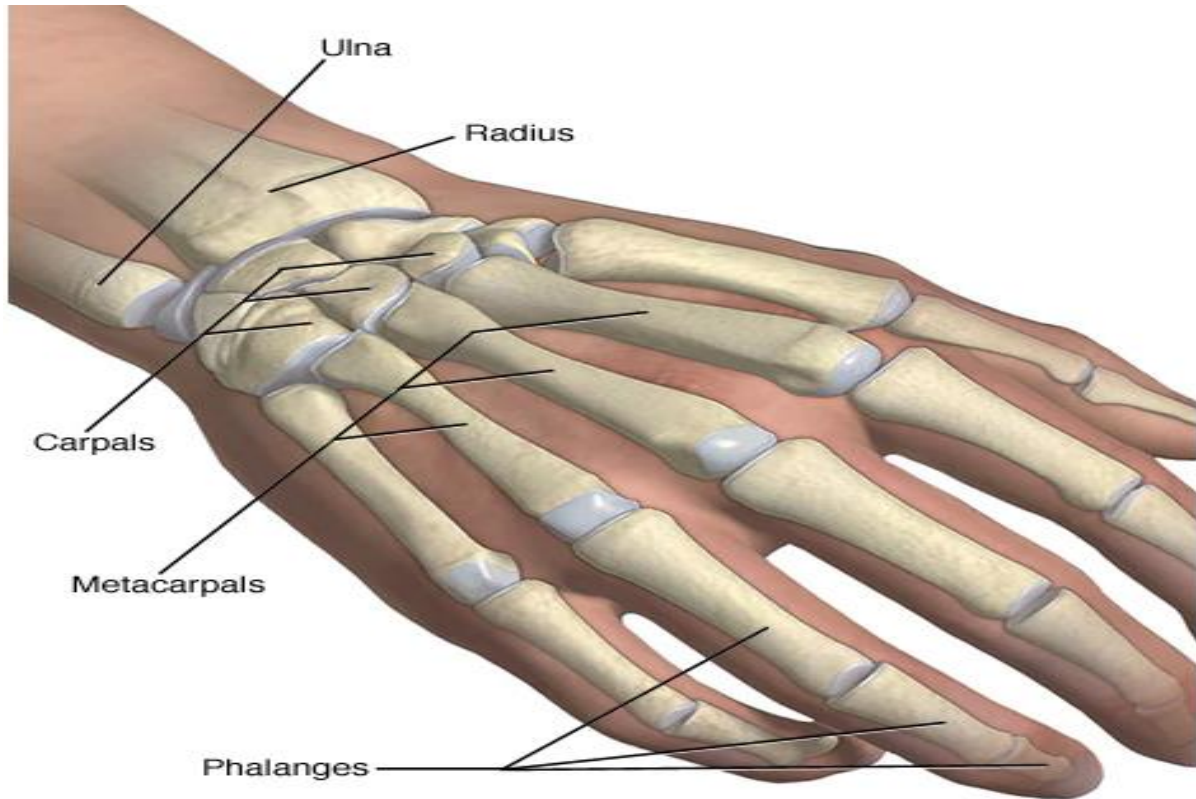
Visión posterior (dorsal)



*F. Natter*

## Huesos de la palma

La palma de la mano tiene cinco huesos (los huesos metacarpos), uno por cada dedo.



## Huesos digitales

Las manos humanas contienen catorce huesos digitales, también llamados falanges: dos en el pulgar, y tres en cada uno de los otros cuatro dedos; cabe mencionar que el pulgar no tiene falange media. Estos son:

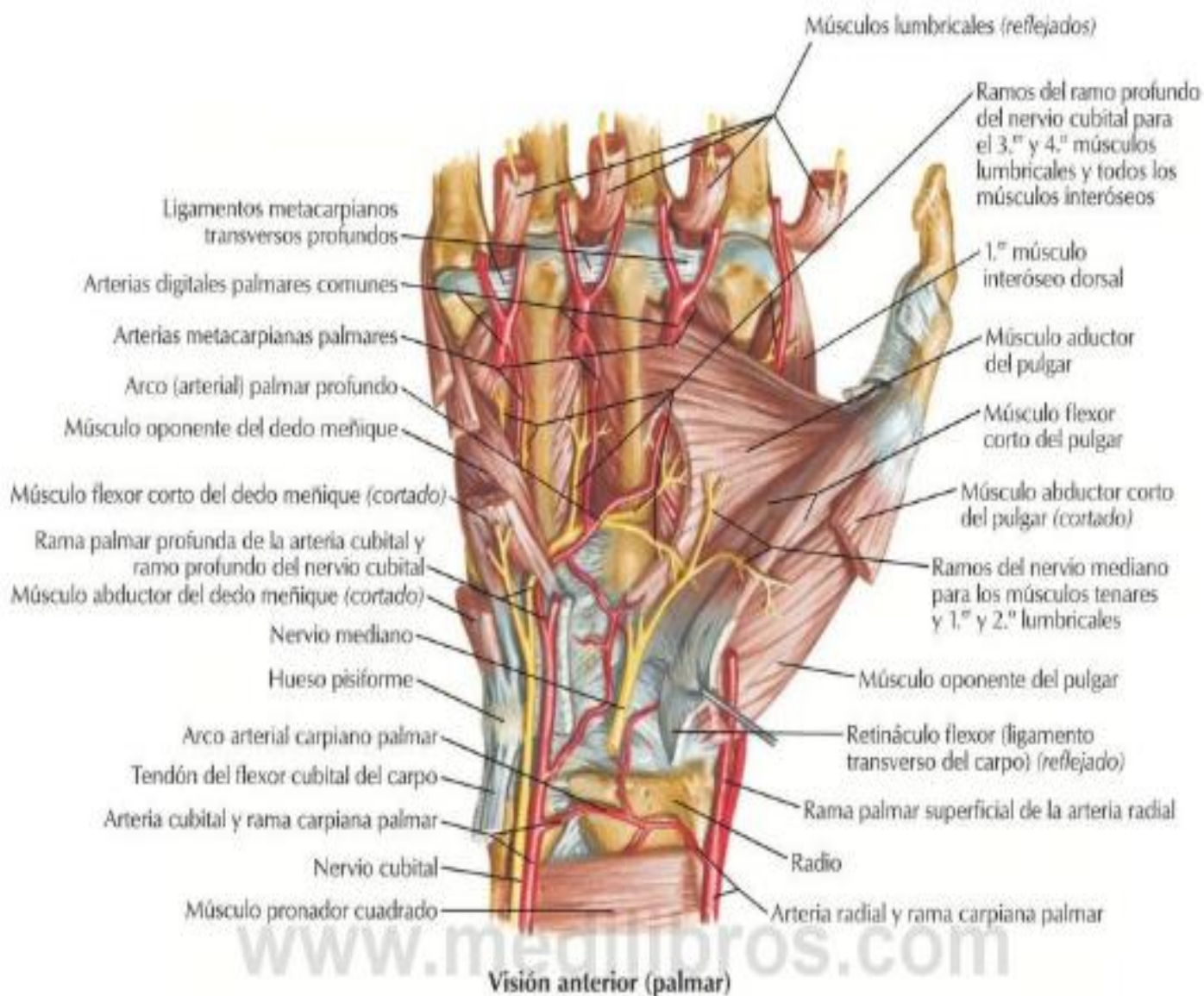
- la falange distal.
- la falange media.
- la falange proximal.



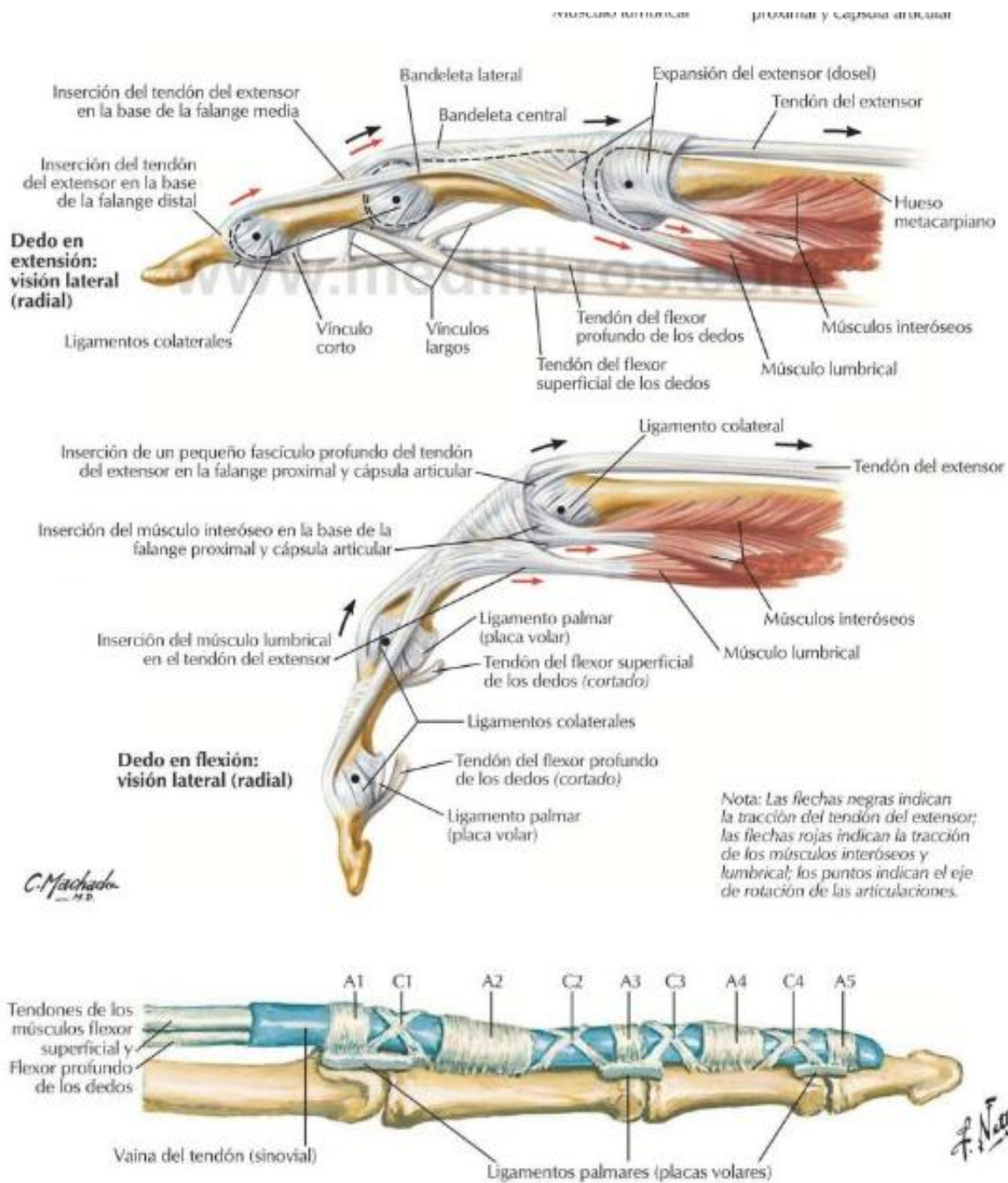
## Músculos de la mano y antebrazo

- **Músculos extensores de la muñeca**
  - Primer radial
  - Segundo radial

Estos músculos forman la masa carnosa. Se encuentran en la parte externa del antebrazo y terminan en el dorso de la mano.



- **Músculos extensores de los dedos**



- Extensor común de los dedos.
  - Extensor propio del meñique
  - Extensor propio del índice
  - Extensor corto del pulgar
  - Largo del pulgar
- 
- Músculos flexores de la muñeca y de la mano



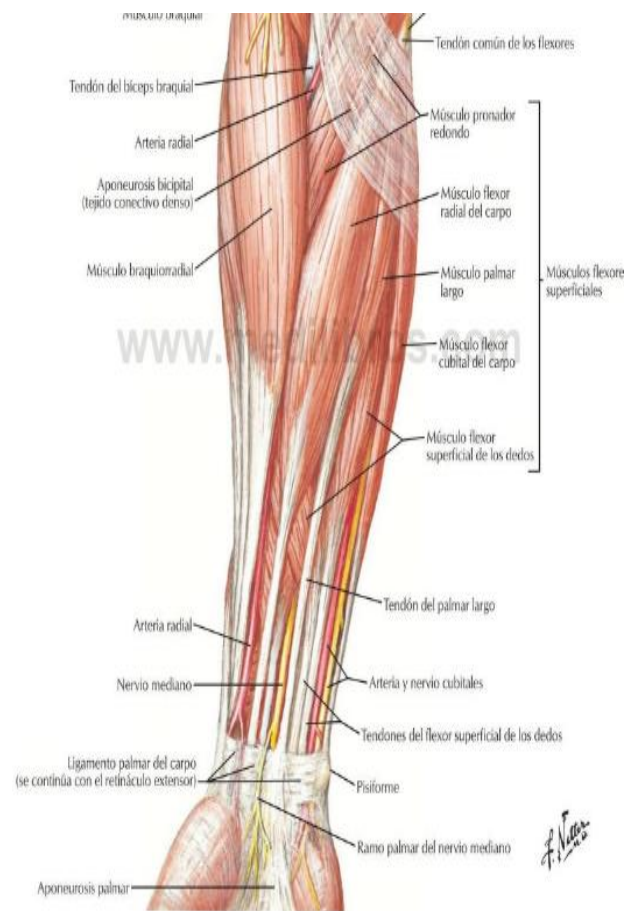
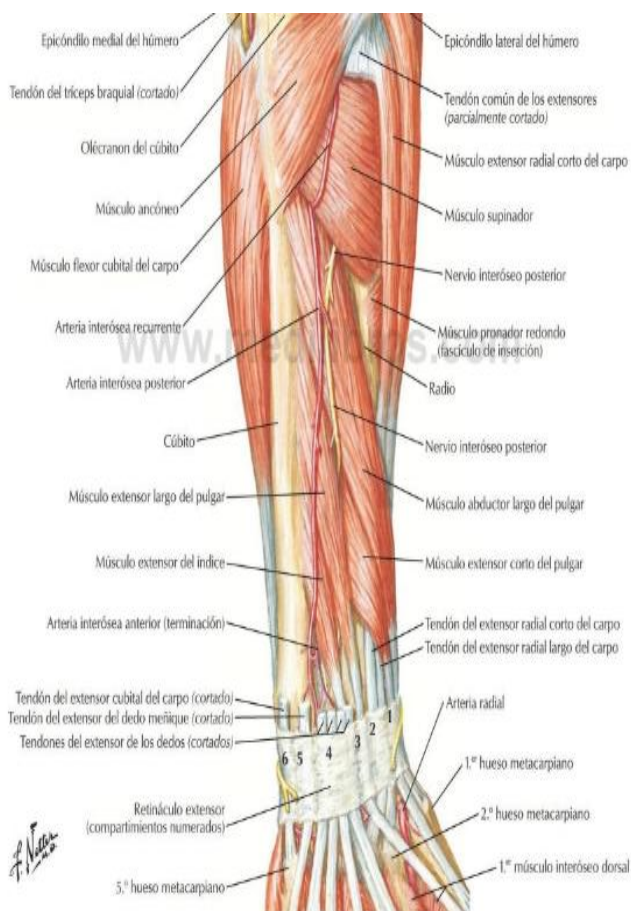
- Palmar mayor (flexión de la muñeca)
  - Palmar menor (flexión de la mano)
  - Cubital anterior (flexión de muñeca y mano)
- Músculos flexores de los dedos
  - Común profundo y Común superficial
- Grupos musculares que forman los dedos
  - Interóseos (entre los espacios metacarpianos, que sirven para acercar o separar los dedos)
  - Lumbricales (el tendón flexor de los dedos a excepción del pulgar).
  - Músculos destinados al pulgar, son seis: aductor, oponente, abductor corto, flexo corto, flexo largo y abductor largo.
  - Músculos destinados al movimiento del dedo meñique, son tres: oponente, flexor corto y el aductor.
  -
- Músculos del antebrazo
  - Flexores
  - Extensores

Unos provocan la flexión de toda la mano y otras solo la de los dedos. Destacan los músculos de pronación y los de supinación. Destacan los músculos pronadores y supinadores del antebrazo ya que nos permiten el movimiento de giro y en cualquier dirección del antebrazo, permiten la flexión y extensión de los dedos de la mano

### Venas y arterias

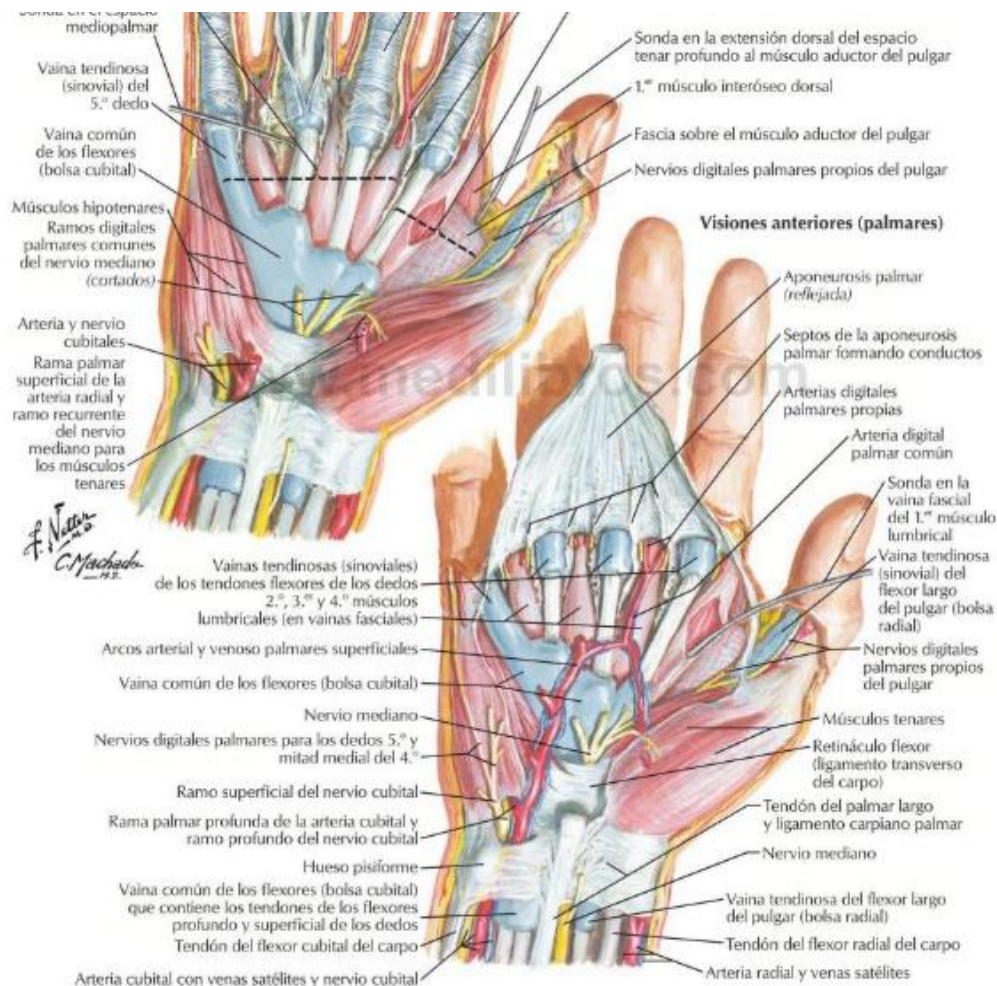
Las arterias digitales palmares comunes son tres arterias que se originan en la convexidad del arco palmar superficial y continúan distalmente hacia los músculos lumbricales de la mano segundo, tercero y cuarto.

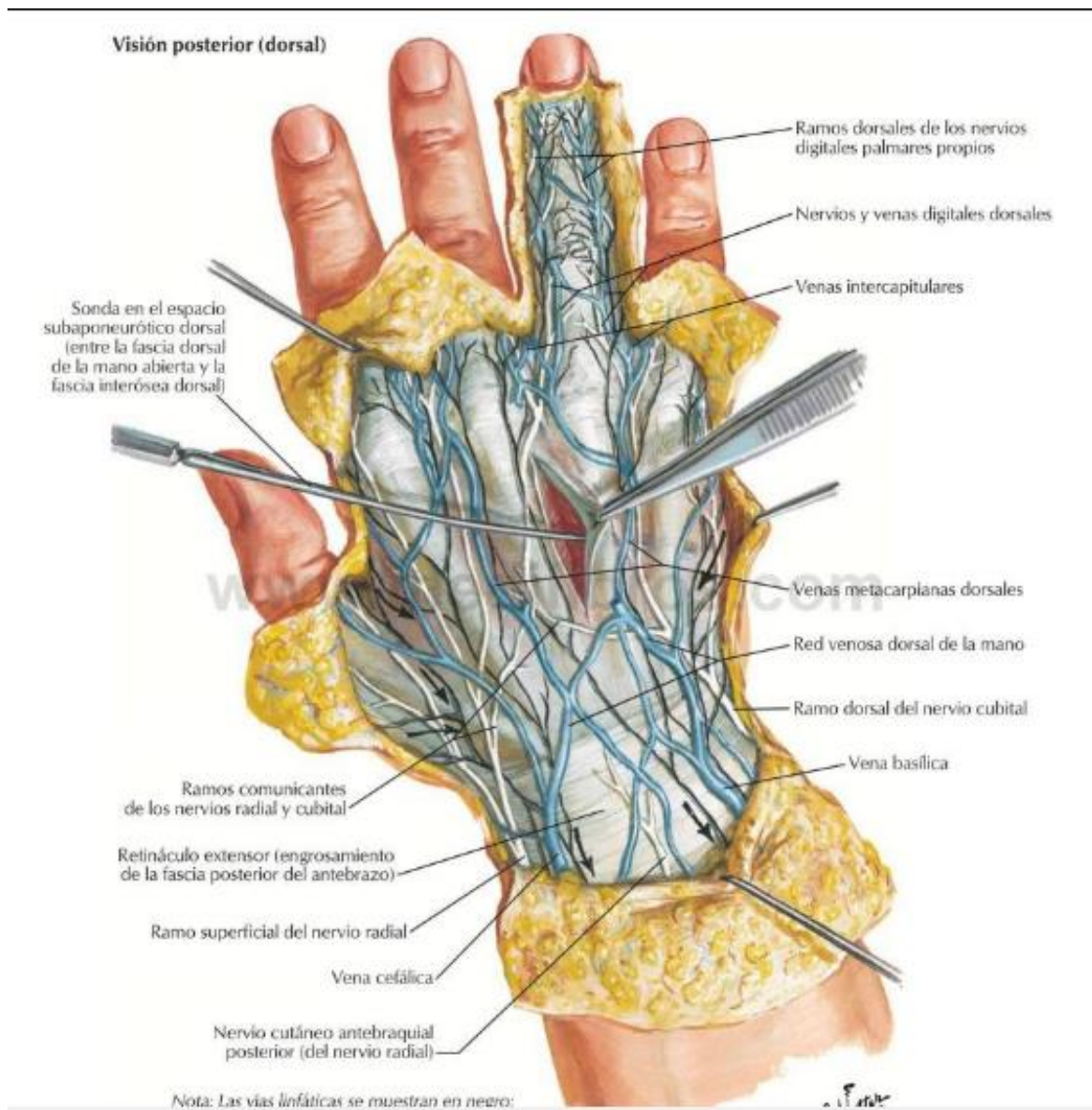
Las venas digitales palmares o venas digitales volares (TA: venae digitales palmares) son venas acompañantes de las arterias colaterales de los dedos y las arterias digitales de la mano, que se unen en el arco venoso palmar superficial.<sup>1</sup>



En cada dedo están conectadas a las venas digitales dorsales por venas intercapitulares oblicuas.

Algunas fuentes distinguen entre venas digitales palmares propias, que son más distales, y venas digitales palmares comunes, que son más proximales.





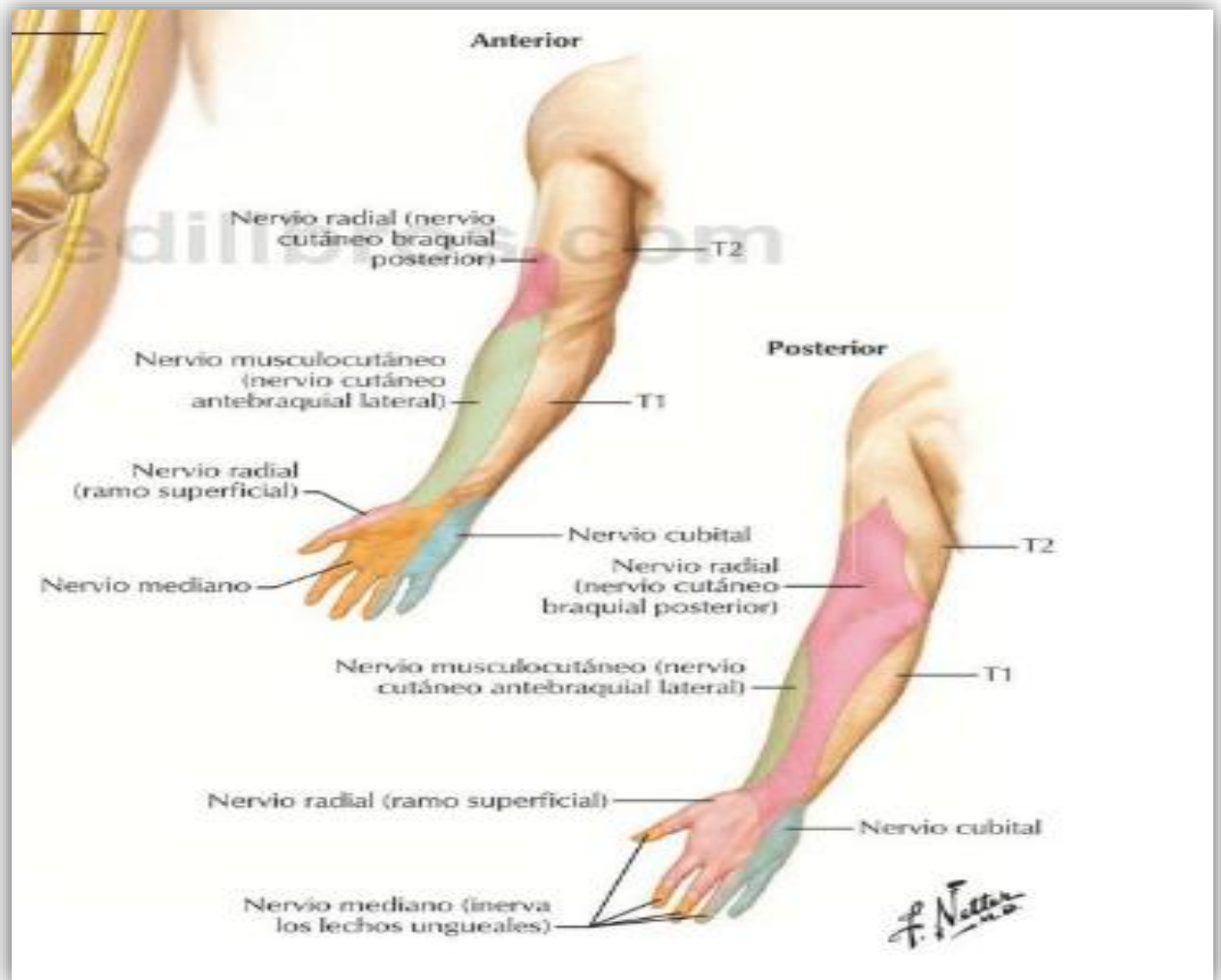
## Nervios (Tacto y movimiento)

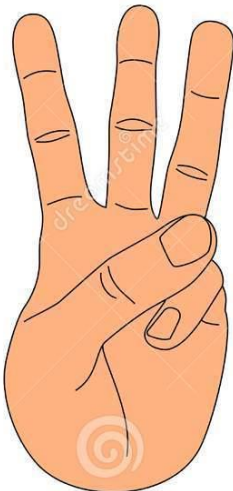
### Red Nerviosa

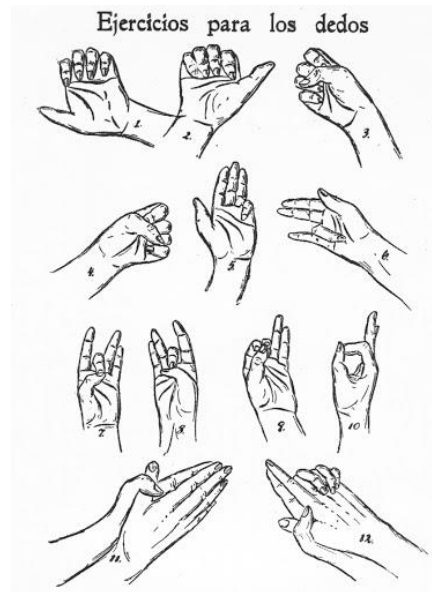
La red nerviosa consta de tres nervios principales:

- Nervio cubital (cubre la zona dorsal de la mano y parte de la zona palmar)
- Nervio mediano (alcanza los tres primeros dedos y mitad del cuarto)
- Radial (responsable de la inervación de la parte externa del dorso de la mano)









### 2.2.1. Cinemáticas de la mano

La muñeca o el carpo es el conjunto y estructura y tejido blando que conecta la mano con el antebrazo. Este complejo articular es capaz un sustancial arco de movimiento que aumenta la función de la mano y los dedos, posee un grado de estabilidad. La muñeca funciona cinéticamente, permitiendo los cambios en la localización y orientación de la mano respecto al antebrazo que cinéticamente transmite las cargas de la mano al antebrazo y viceversa.

Caracterización cinemática: los dedos de la mano cuentan con tres huesos llamados Falanges; Distal, Media y Proximal, con excepción del dedo pulgar que únicamente tiene falange distal y proximal, se realiza el análisis cinemático del dedo índice y pulgar con ayuda de una tarjeta de adquisición de datos para obtener información sobre los movimientos de los dedos. El estudio se enfoca principalmente en tres tipos de agarre: Cilíndrico, Puntual y Palmar, por ser estos los que se presentan con mayor frecuencia en las actividades del ser humano.

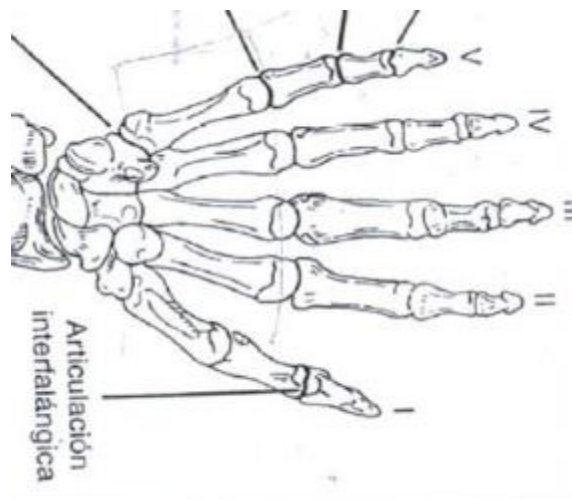
#### ***ARTICULACIÓN DE LA MUÑECA***

Este complejo articular comprende las múltiples articulaciones de los ocho huesos del carpo con la parte distal del radio, las estructuras dentro del espacio cubito carpiano, los metacarpianos entre sí.



## ARTICULACIÓN DE LA MANO

Los dedos y el pulgar son los componentes básicos de la mano, el termino hilera se utiliza para indicar toda la cadena compuesta por un metacarpiano y tres falanges (dos en el pulgar), las hileras se enumeran de lado radial a cubital: I (pulgar), II (dedo índice), III (dedo corazón), IV (dedo anular), V (dedo meñique).

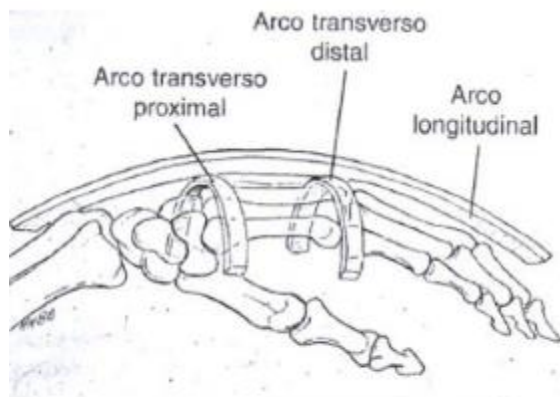


## ARCOS DE LA MANO

El hueso de la mano tiene tres arcos; dos transversos y uno longitudinal. El transverso proximal como el grande como hueso clave, carpo distal. El arco



distal transverso con la cabeza del tercer metacarpiano atraviesa todas las cabezas de los metacarpianos y más móvil. El arco longitudinal se completa con las hileras digitales individuales, y la movilidad del pulgar y las hileras del cuarto y quinto dedo alrededor del segundo y tercer dedo.



### **Rango de movilidad de la mano**

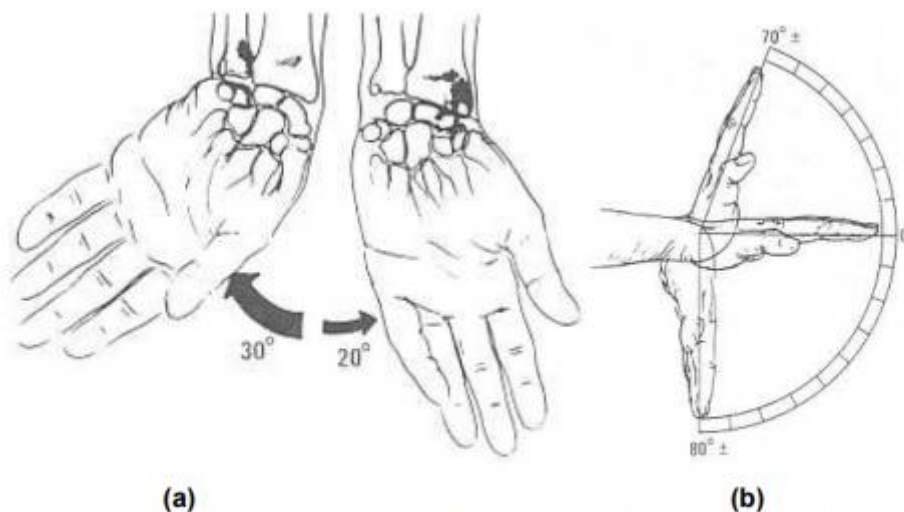
El rango de movilidad se mide en cada una de las articulaciones de la mano para determinar el Angulo de flexión y extensión que pueden desarrollar las mismas a través de los movimientos normales de los dedos y de la mano en general. El movimiento del antebrazo es medido como grado de pronación y supinación desde su posición neutral al igual que el movimiento de la muñeca y que involucra los siguientes movimientos:

- Flexión
- Extensión
- Desviación radial
- Desviación cubital
- Supinación (del antebrazo)
- Pronación (del antebrazo)

### **Rango de movilidad de la muñeca**

La flexión normal de la muñeca presenta una desviación de 80° aproximadamente desde la posición neutra o recta (0°). El arco normal de extensión esta aproximadamente en 70°, mientras que la desviación cubital

tiene un arco aproximado de  $30^\circ$  y la desviación radial es de  $20^\circ$  aproximadamente. La desviación cubital es la más grande, puesto que el cubito no se extiende en el sentido distal hasta el mismo punto que el radio, y no se articula de manera directa con el carpo.



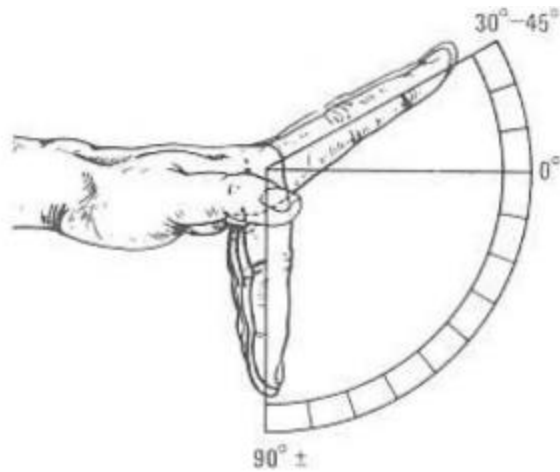
**Rango de movilidad de la muñeca: a) Desviación Cubital y Radial, b) flexión y extensión.**

#### Rango de movilidad de los dedos

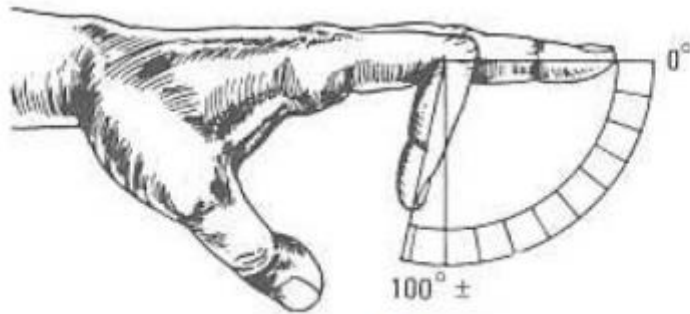
El movimiento de los dedos se mide en términos del grado máximo de flexión hasta el grado máximo de extensión, es importante observar que la hiperextensión esta medida con un ángulo negativo, por lo tanto el rango total del movimiento de cada uno de los dedos se determina restando el ángulo de extensión del ángulo de flexión. Comúnmente la abducción y la aducción de los dedos no son medidas, pero se identifica para determinar la función de los músculos interóseos de la mano. El movimiento de la articulación CMC del pulgar está definida por la abducción radial y palmar, así como de la oposición y retro-posición del pulgar destacando los siguientes movimientos:

- Flexión y extensión de los dedos a la altura de las articulaciones metacarpo falángicas (MCF).
- Flexión y extensión de los dedos a la altura de las articulaciones inter falángicas
- Abducción y aducción de los dedos a la altura de las articulaciones MCF

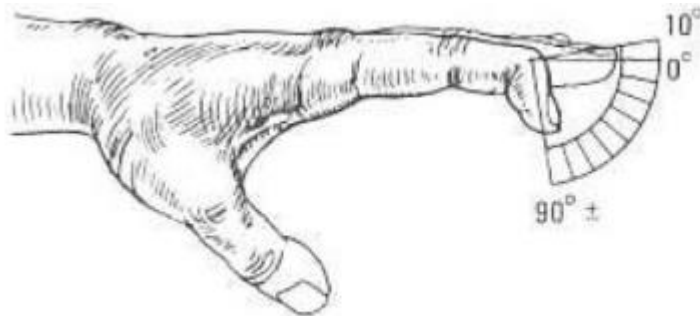
- Abducción y aducción del pulgar a nivel de la articulación carpometacarpl.
- Oposición



**Arcos de movilidad de la articulación metacarpo-falángica: Flexión y Extensión.**



**Arcos de movilidad de la articulación interfalángica proximal: Flexión y Extensión.**



**Arcos de movilidad de la articulación interfalángica distal: Flexión y Extensión.**

### **Diagrama cinemático cerrado de la mano**

Como ya se abordó anteriormente en la cinemática de la mano intervienen diferentes componentes del cuerpo humano como lo son músculos, huesos, ligamentos, tendones, nervios, antebrazo, etc.

Por lo que al efectuar un diagrama cinemático de la mano en un estado cerrado se analizarán las diferentes posiciones de los dedos y la mano para hacer posible este diagrama.

Articulaciones que permiten los movimientos de la mano cerrada:

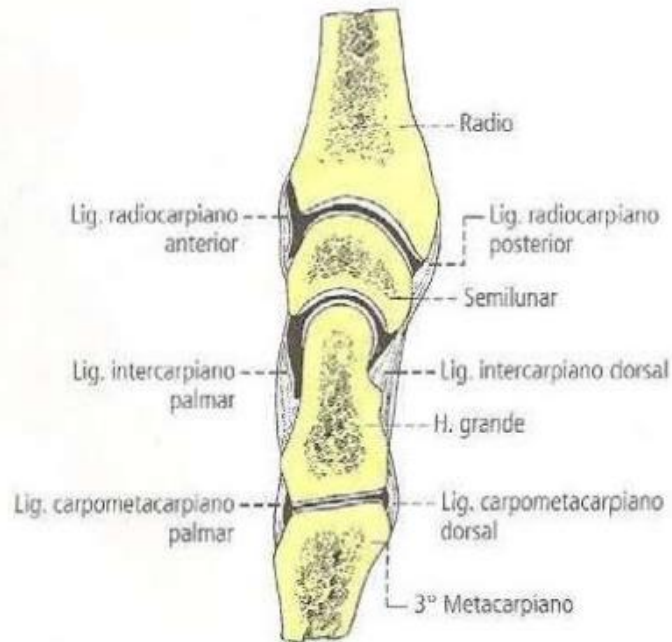
- Radio carpiana
- Medio carpiana

Movimientos de:

- Flexión-extensión
- Inclinación lateral
- Circunducción

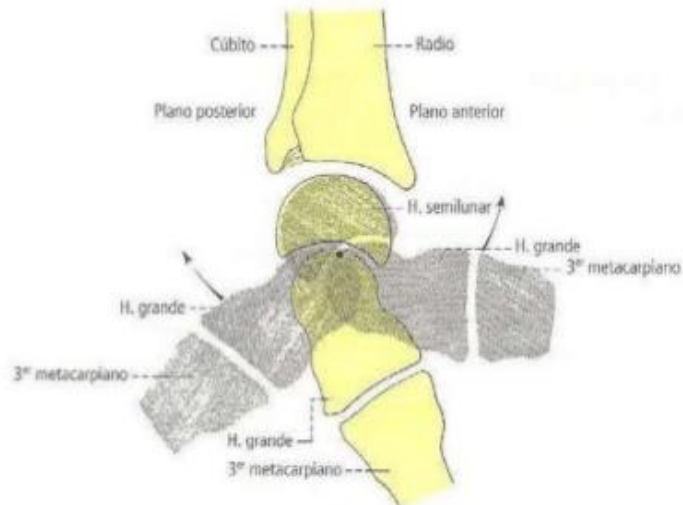
**Fig. 58-59.**

*Corte longitudinal de las articulaciones radiocarpiana, mediocarpiana y carpometacarpiana (según Castaigne y Soutoul).*



**Fig. 58-60.**

*Desplazamientos del semilunar y del hueso grande en los movimientos de flexión y extensión de la mano. El punto negro en el vértice del hueso grande sitúa el eje del movimiento.*



## Acción de los músculos

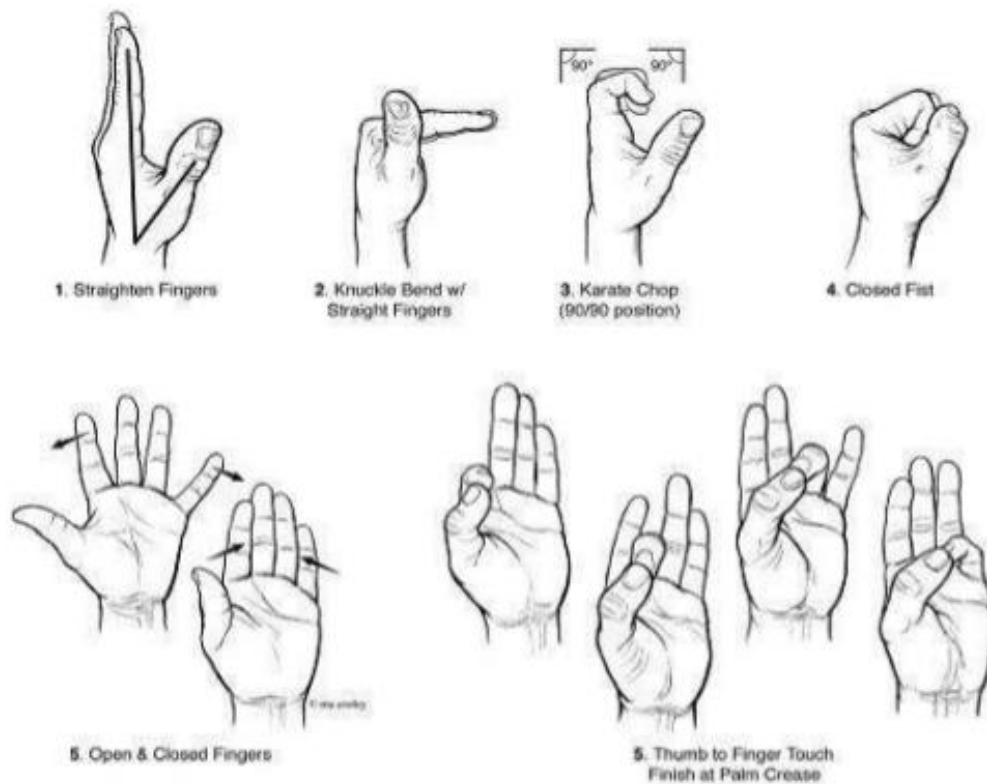
Músculos flexores: flexor radial del carpo, palmar largo, flexor cubital del carpo, flexores de los dedos, movimientos de flexión de mano sobre antebrazo.

Músculos extensores: radial corto, largo del carpo y extensor cubital del carpo, extensores de los dedos a movimientos de extensión de la mano.

La contracción sinérgica fija la mano, es el gesto previo a la ***prensión***.

### **Movimientos de los dedos**

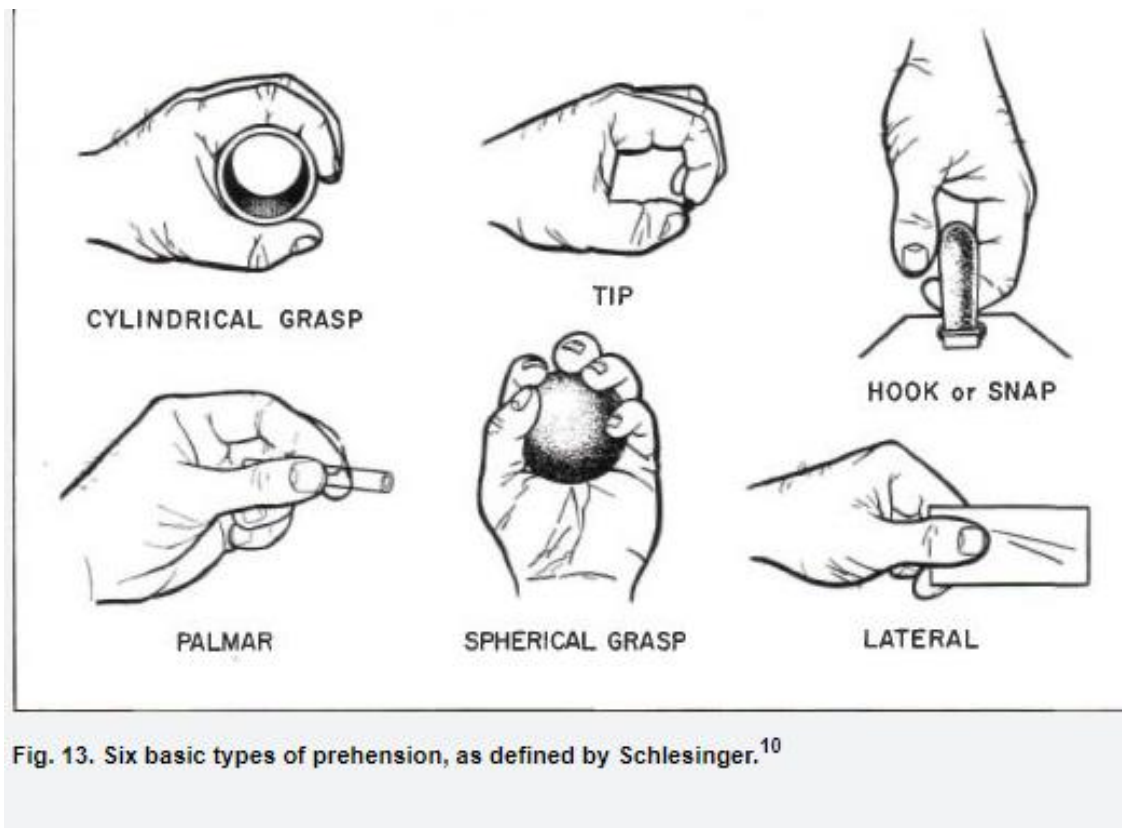
- Movimiento pulgar
- Movimiento de los otros dedos
- Prensión



## Patrones de prensión

Es evidente de este estudio de la anatomía de las uniones de los huesos y músculos y de la observación de las posturas y movimientos de las manos tienen una variedad infinita de patrones de prensión posibles.

Investigando una base lógica para definir los patrones de prensión más importantes, Keller et. Al. Encontró que el patrón del objeto de contacto genera satisfactoriamente las bases para su clasificación, esto a partir de observar los patrones de prensión de muchos individuos cuando a) agarran algo, b) sostienen un objeto.



Las prensiones más importantes y usadas que aparecen en la imagen de arriba son palmar, lateral y tip.

La frecuencia con la que este tipo de prensiones se da esta dada por la siguiente tabla:

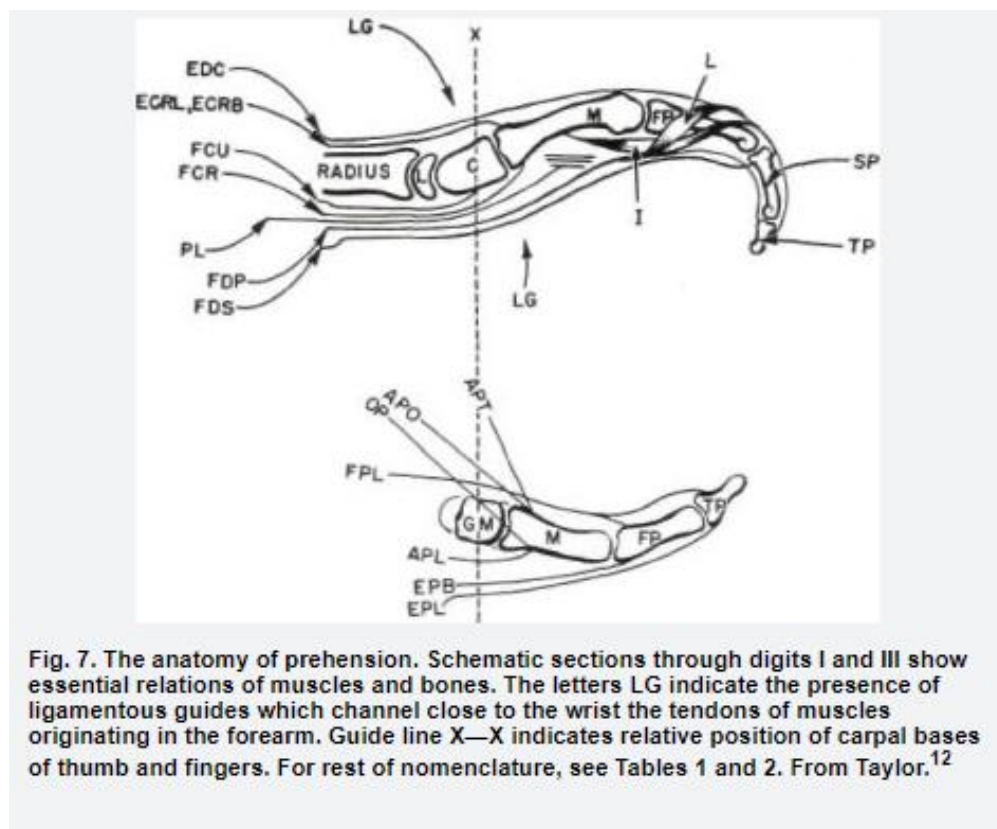
Series	Occurrence of Prehension Type		
	Palmar (%)	Tip (%)	Lateral (%)
Pick up.....	50	17	33
Hold for use.....	88	2	10

**Table 6. Frequency or Prehension Patterns**



## Individualización de la extensión de la flexión digital

La inserción de los sistemas musculares del flexor y extensor dentro de muchos segmentos a lo largo del eje distal proximal provee una variedad de patrones de flexión y extensión en los dedos.



Los componentes esenciales son mostrados en la figura de arriba para los dedos I a III.

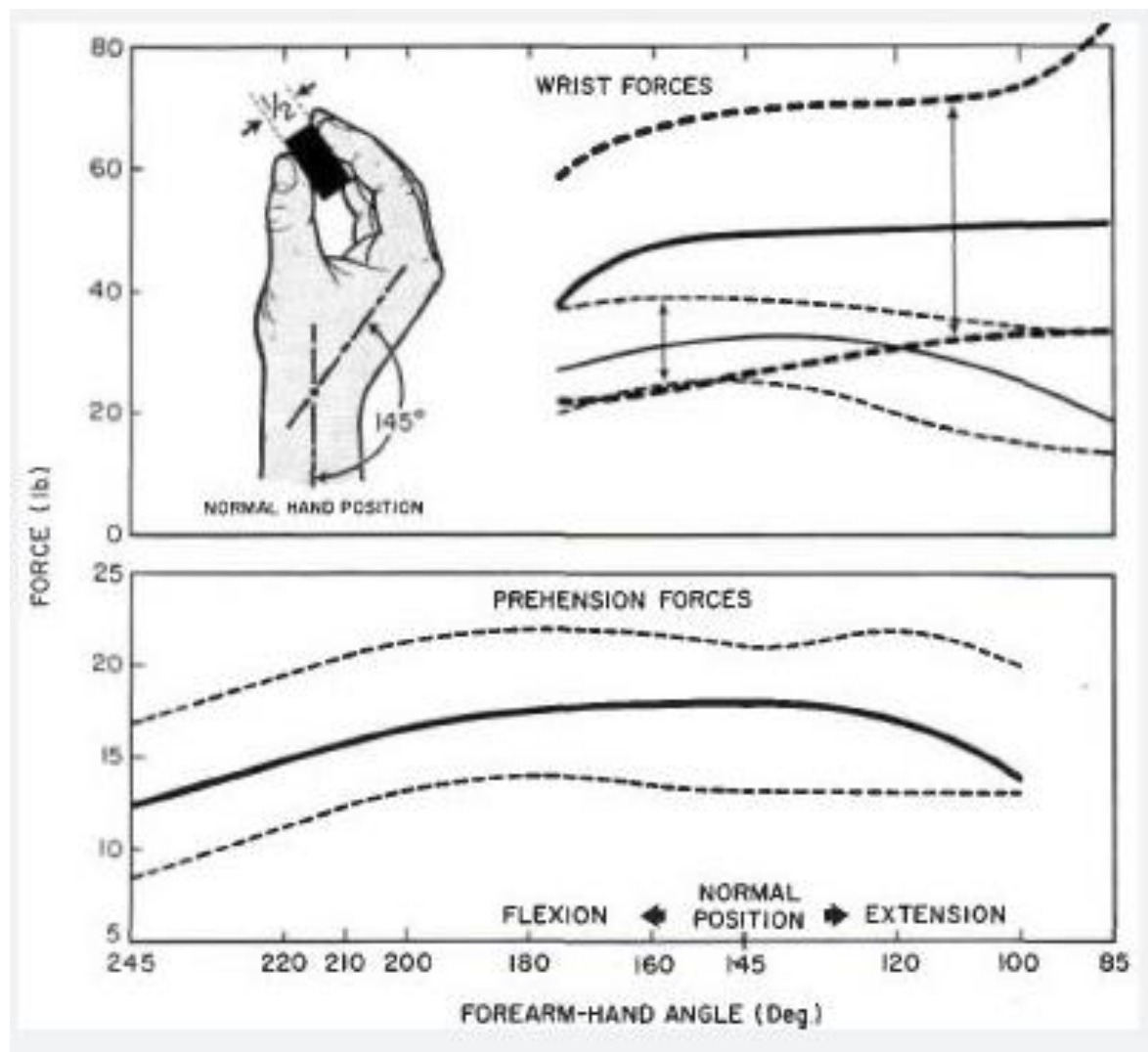
## Patrones versátiles de pulgares

La versatilidad del pulgar radica, primero, en la variedad de sus patrones de extensión de flexión y, segundo, en el plano giratorio ajustable en el que puede tener lugar la extensión de flexión. El primero de estos es directamente análogo al sistema digital para los otros cuatro dedos, en el sentido de que para cualquier posición metacarpiana hay numerosas posiciones posibles de las falanges. El segundo efecto se debe a la movilidad relativa de la articulación carpo metacarpiana, que permite que el pulgar actúe en cualquier plano necesario para oponerse a los dígitos. Las principales oposiciones son semidirectas, como se ve en las prensiones esféricas, palmar y de punta. En realidad, en estos casos, el

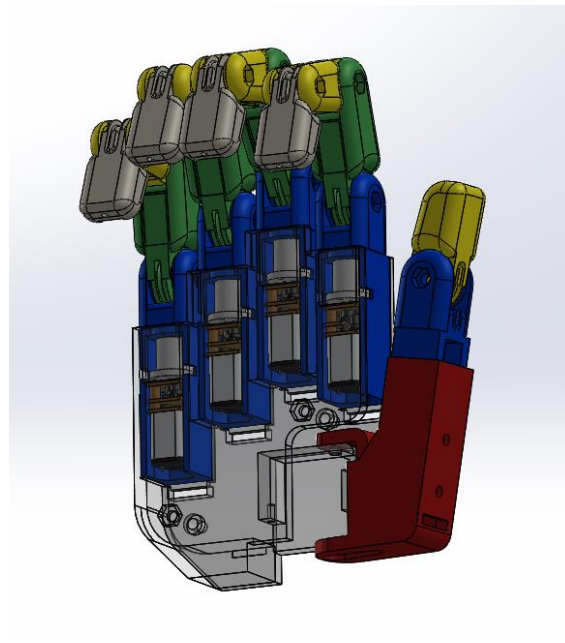
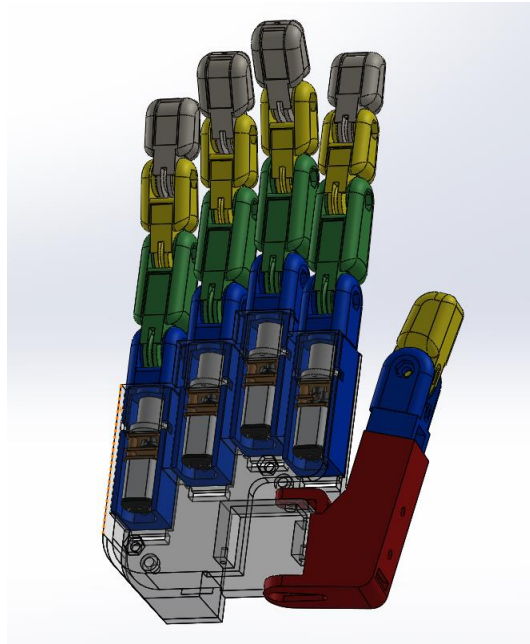
plano de la acción del pulgar está inclinado de 45 a 60 grados. al plano palmar. En la pretensión lateral, el plano es aproximadamente paralelo al plano palmar.

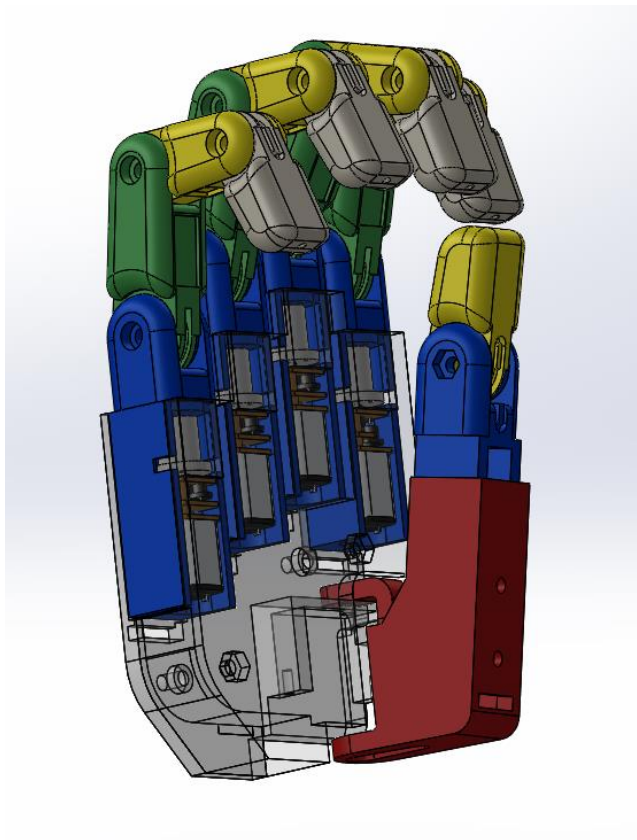
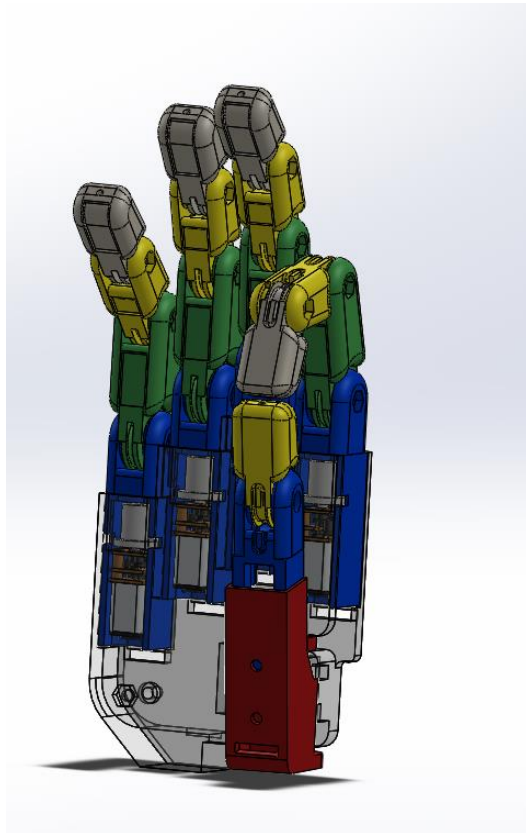
### Variaciones del eje radioulnar de la mano

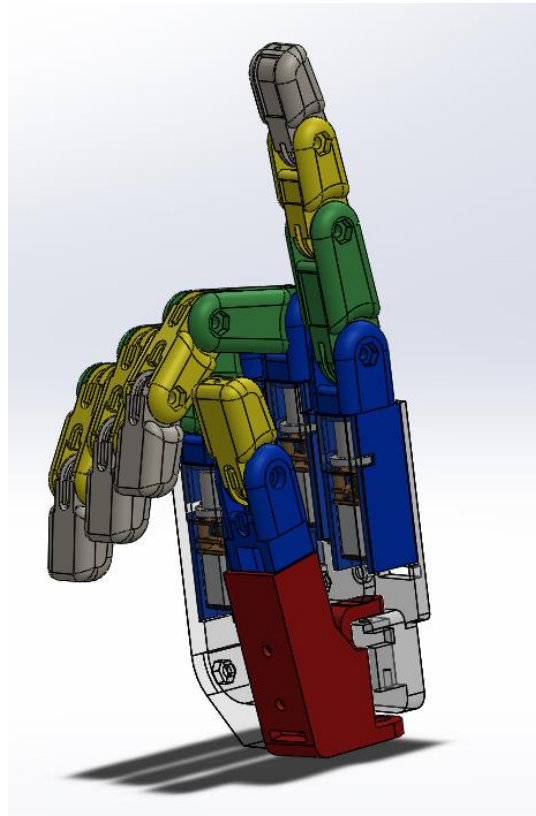
Un tercer modo principal de variación se refiere a las alineaciones cruzadas de manos. Por lo tanto, las articulaciones metacarpo falángicas se pueden dibujar en línea, y con el pulgar abducido se supone una posición de mano plana. En el otro extremo, la mano está ahuecada en busca de pretensión esférica a medida que los músculos del pulgar y el dedo meñique del oponente, ayudados por otros aductores y flexores, actúan para tirar de estos dedos uno hacia el otro. Alineación similar ocurre cuando se hace un puño.

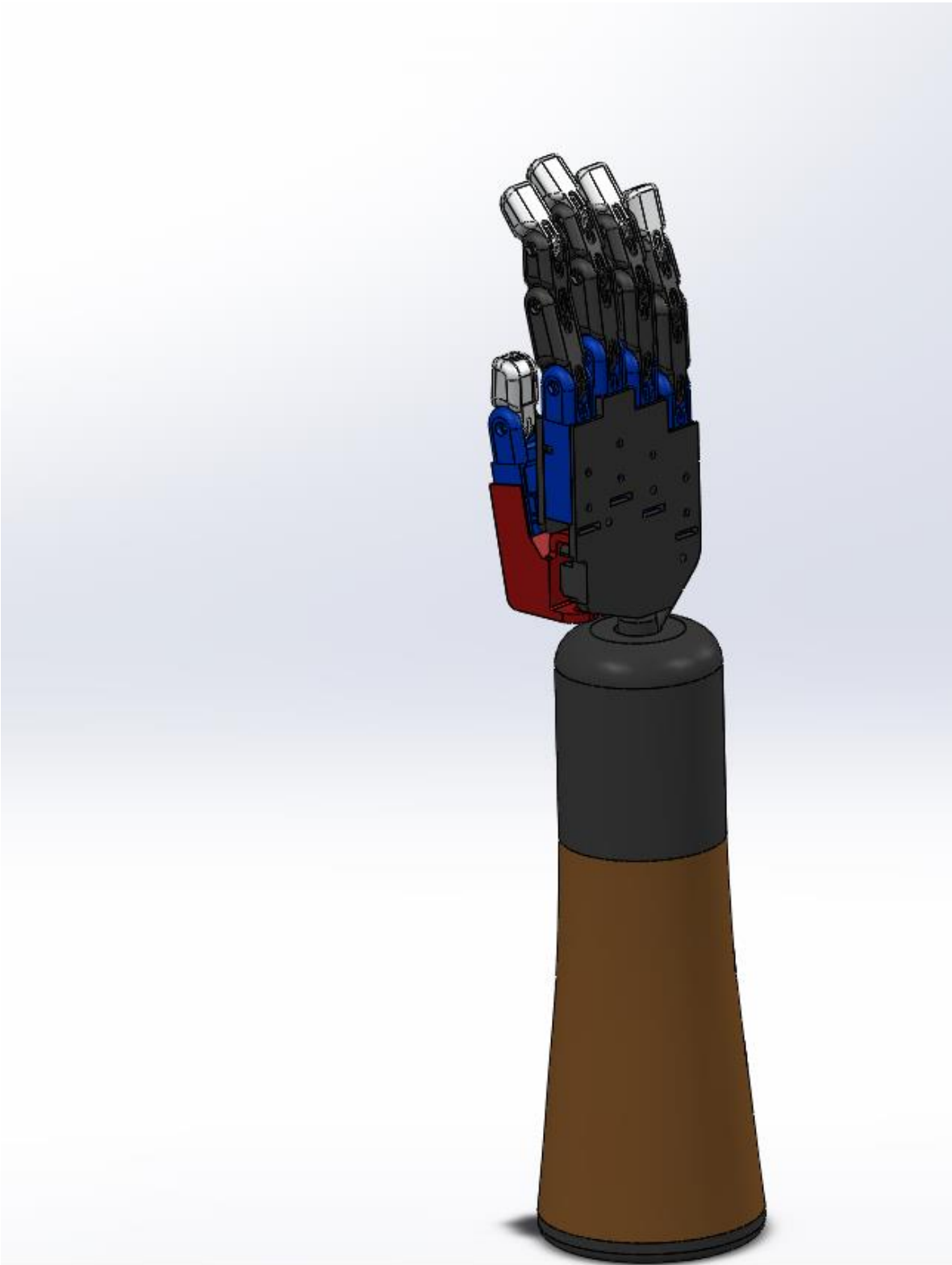


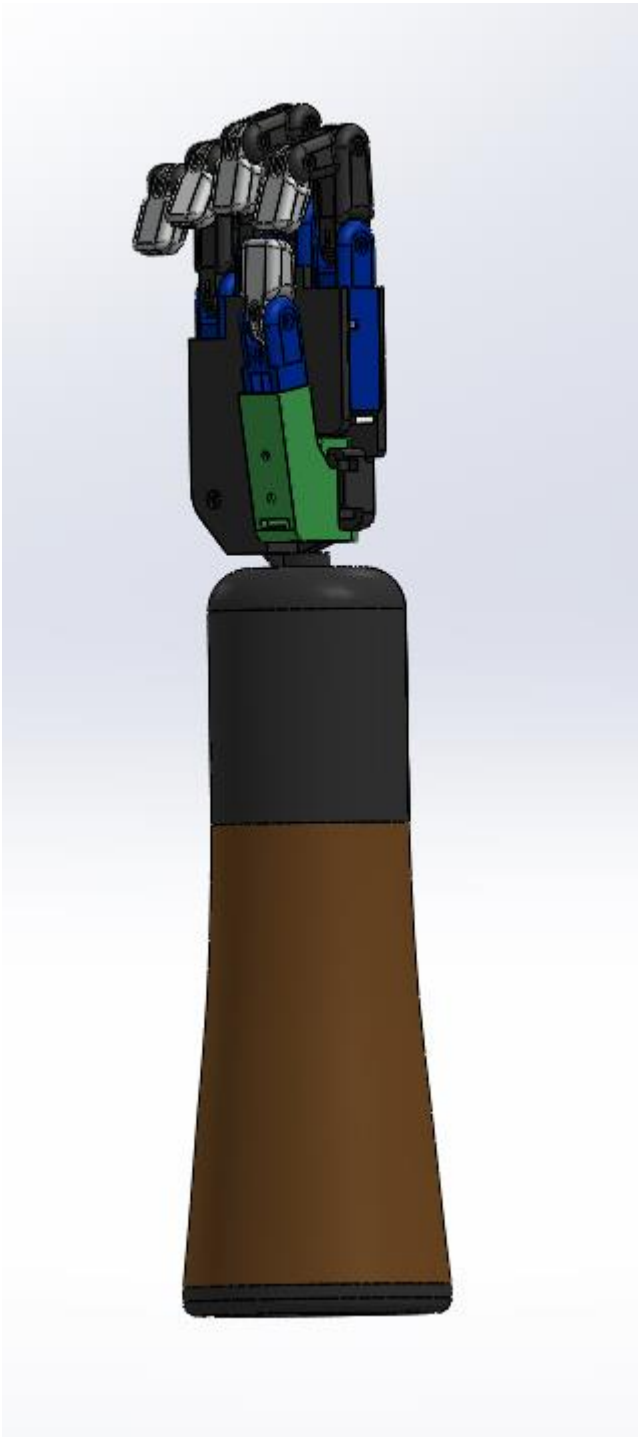
### 2.2.2. Diseños de la prótesis en CAD











# CAPITULO 3

## Diseño Red Neuronal

### 3.1. La neurona biológica y artificial

#### Introducción

El diseño de una red neuronal es una rama del machine learning, las redes neuronales están inspiradas en el cerebro humano ya que de manera general una neurona está conectada a otras por lo que si recibe varios estímulos eléctricos esa neurona decidirá si se activa o no se activa, si se activa quiere decir que esa neurona mandará un impulso eléctrico a las neuronas con las que está conectada, si no se activa quiere decir que no enviará información a las neuronas con las que está conectada, este proceso es similar al que intentan hacer las redes neuronales artificiales.

#### Desarrollo

Las redes neuronales computacionales tienen una estructura que se divide en tres capas:

**Capa de entrada:** se encarga de recibir toda la data para poder después mandarla a las siguientes capas, esta data es con la que primero entrenaremos a la red neuronal y después le vamos a dar para que genere una predicción.

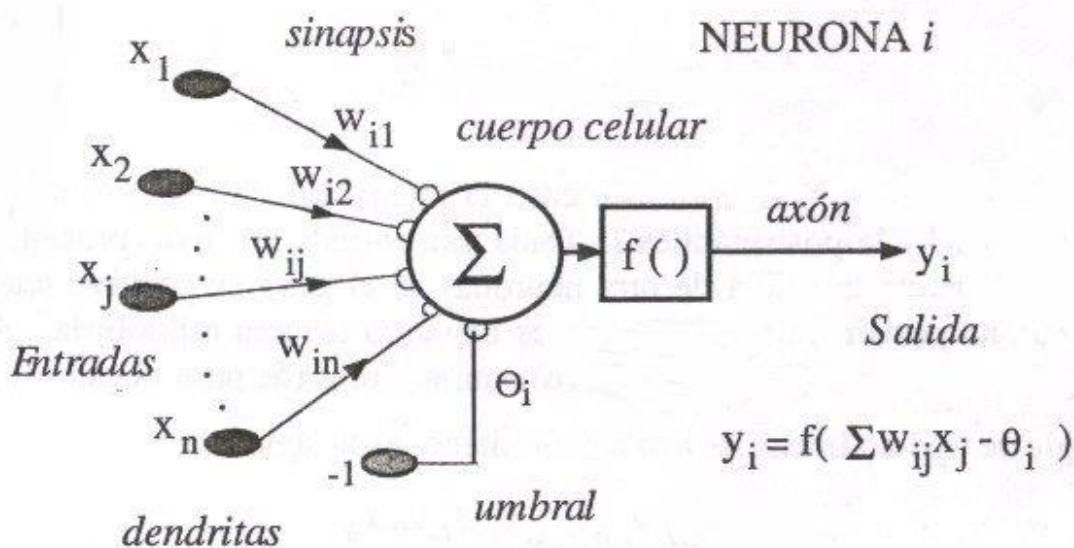
**Capa oculta:** En esta capa puede haber una o varias subcapas, pero a todas se refiere como capa oculta. Éstas se encargan de realizar todo el aprendizaje de nuestro algoritmo

**Capa de salida:** Esta capa se encarga de recibir información de las capas ocultas para poder tomar una decisión y dar un resultado.

Cabe mencionar que cada neurona está conectada con las neuronas de las siguientes capas.



## ¿Cómo funciona una neurona?



En este caso esta neurona tiene 4 entradas de conexión con otras neuronas de la capa pasada, cada conexión que tiene trae un valor “x”, que es un valor que nos está mandando la neurona pasada y un valor “w” el cual es el peso que tiene esta conexión, el peso es un valor el cual nos ayuda a darle mayor importancia a una conexión sobre otra.

También tendremos un valor llamado bias o sesgo, el bias es un número el cual fomenta que ciertas neuronas se activen con mayor facilidad que otras.

Además, se cuenta con una función de activación dentro de la neurona.

¿Cómo determina la neurona si se tiene que activar o no?

Cada neurona va a realizar la sumatoria de todas las “x” por los pesos que está recibiendo de la capa pasada más la suma del bias.

$$\sum_{i=0}^n (x_i * w_i + b)$$

Si la sumatoria es mayor a cierto valor preestablecido mandará señal a las siguientes capas, si es menor entonces no mandará nada a las siguientes capas.

Así es como una neurona decide si manda información a las siguientes capas o no.

Una vez hecho este proceso, analizaremos los resultados de la capa de salida y lo compararemos contra lo que estábamos esperando, si hay un error procederemos a cambiar los valores de “x”, “w” y el bias e iniciaremos otra iteración.

Para saber que tan grande es nuestro error utilizaremos la ecuación del error cuadrático medio:

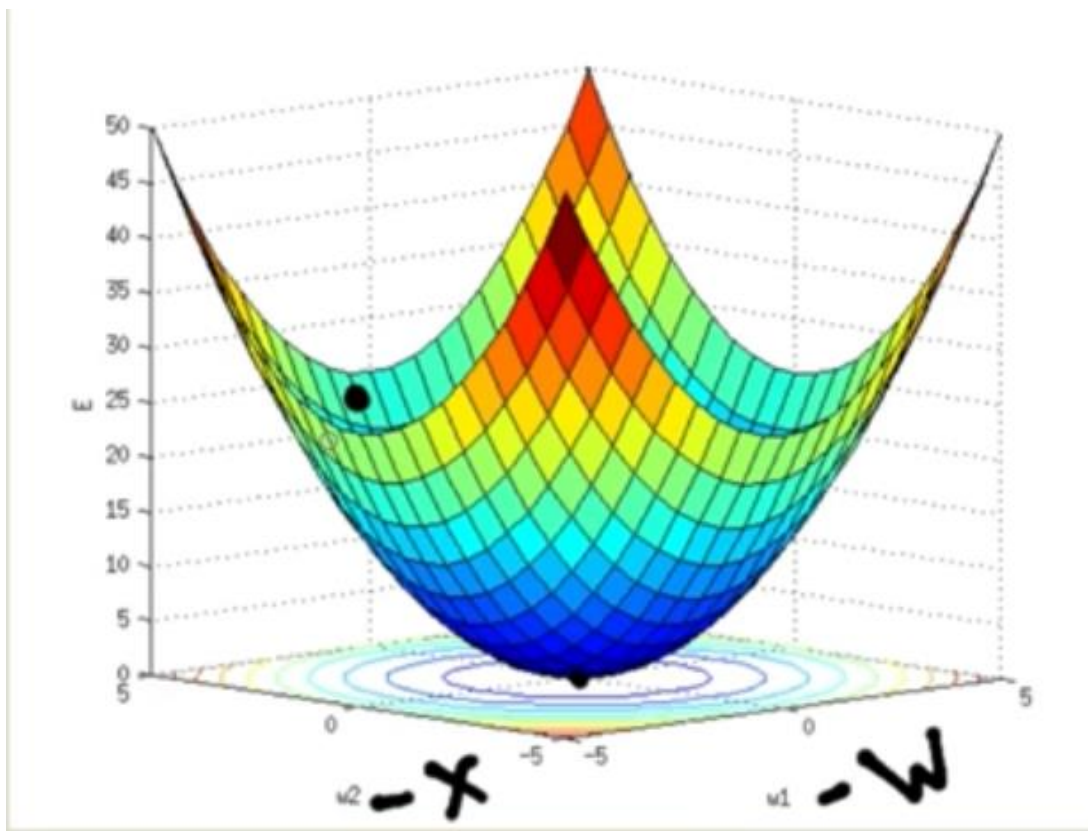
$$\frac{1}{2n} \sum y(x) - a^2$$

Donde:

$n$  = es el número de elementos que le mandamos a entrenar a nuestra red

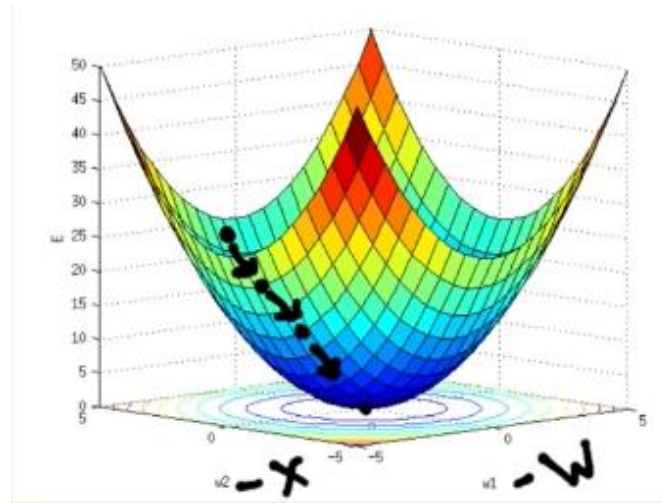
$y(x)$  = es el valor que nos dió nuestra red en esa iteración

$a$  = valor que estabamos esperando



Después usamos el algoritmo gradiente-descendiente, el algoritmo identificará en donde estamos ubicados en la gráfica y derivará la ecuación para encontrar la pendiente para alcanzar la base de la figura lo da como resultado cero

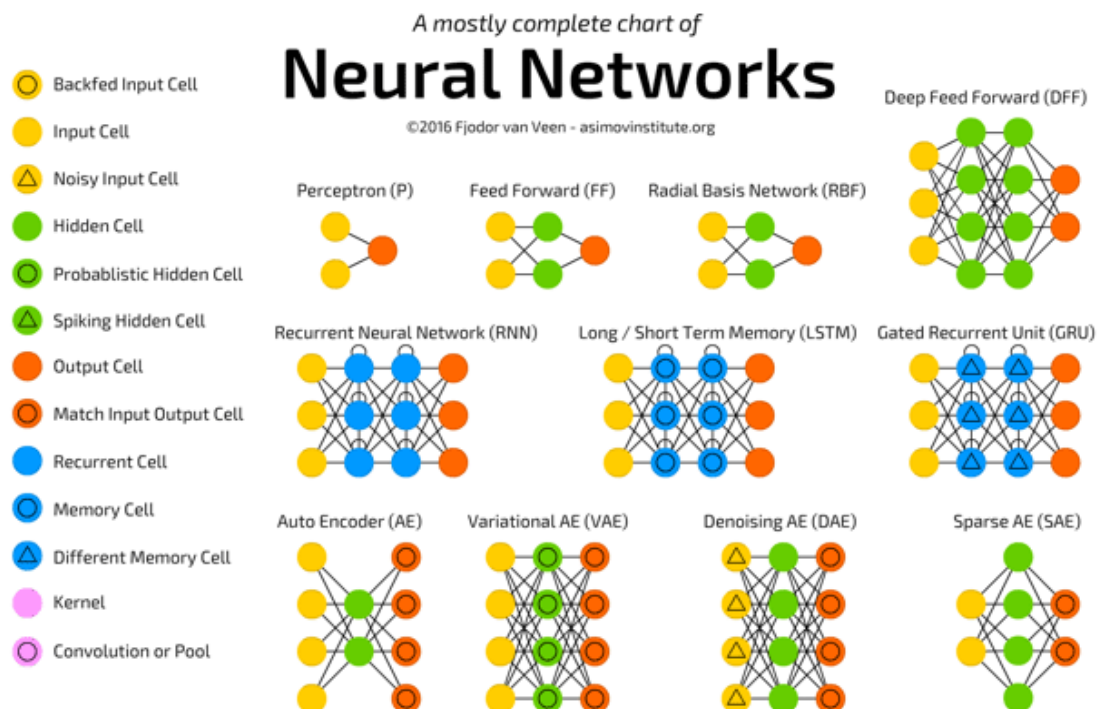
errores y por lo tanto generará modificaciones en nuestros valores de “x” y “w” así iterará hasta bajar y minimizar el error.

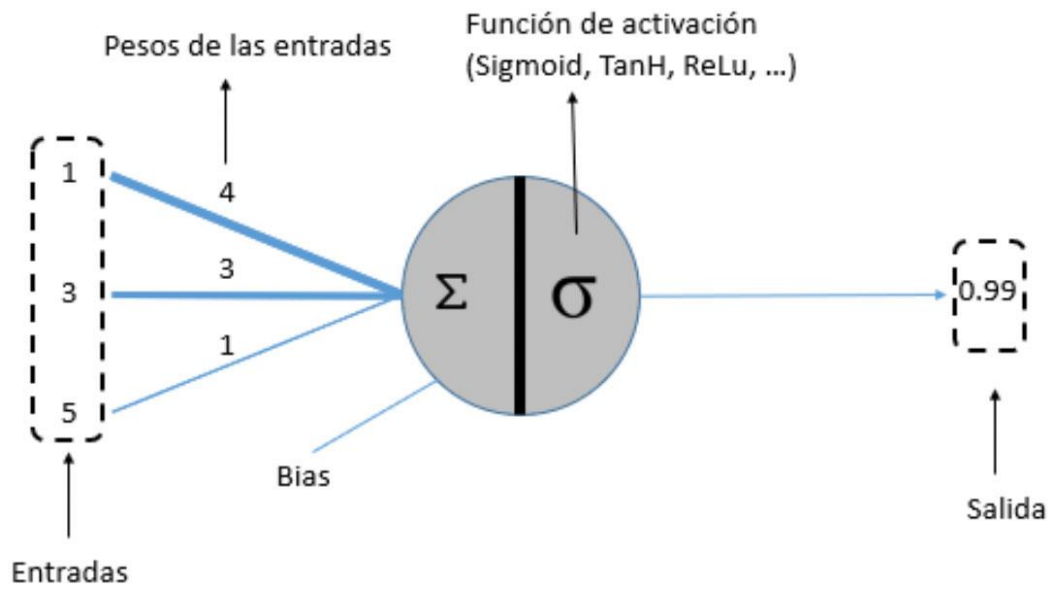


Una vez hecho esto ya tendremos nuestra red neuronal entrenada.

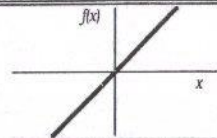
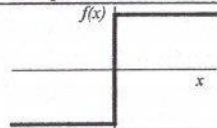
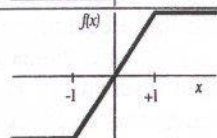
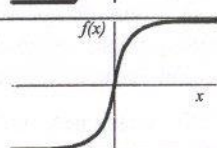
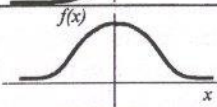
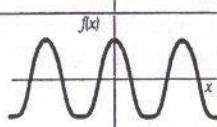
Ahora le daremos información de entrada y la red nos dará información de salida en base a los valores de “x”, “w” y bias que fueron fijados en el entrenamiento de la misma por lo que ya no será necesario volver a entrenar la red neuronal.

Cabe mencionar que existen diferentes modelos de redes neuronales:



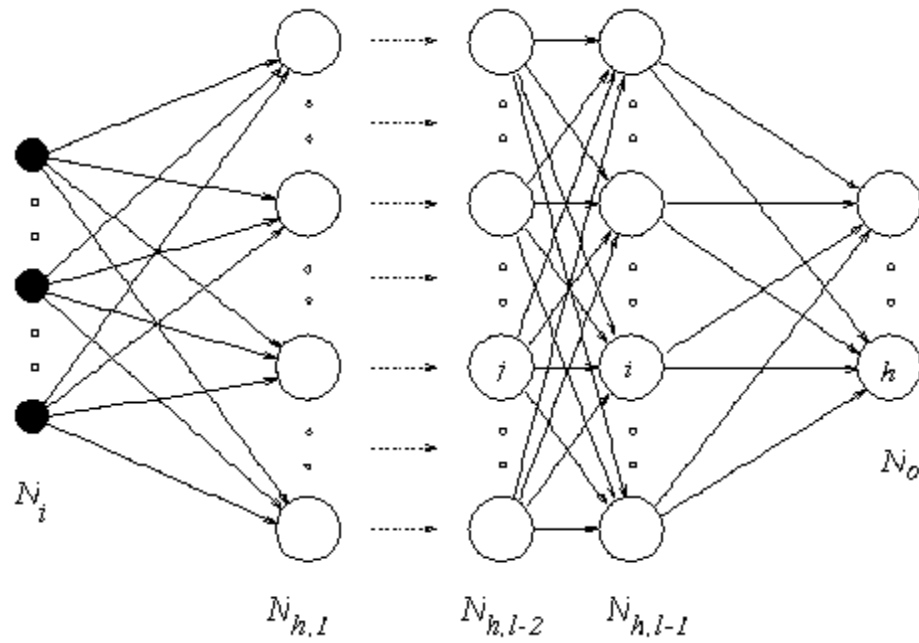


## Funciones Activación

	Función	Rango	Gráfica
<b>Identidad</b>	$y = x$	$[-\infty, +\infty]$	
<b>Escalón</b>	$y = \text{sign}(x)$ $y = H(x)$	$\{-1, +1\}$ $\{0, +1\}$	
<b>Lineal a tramos</b>	$y = \begin{cases} -1, & \text{si } x < -l \\ x, & \text{si } -l \leq x \leq +l \\ +1, & \text{si } x > +l \end{cases}$	$[-1, +1]$	
<b>Sigmoidea</b>	$y = \frac{1}{1 + e^{-x}}$ $y = \text{tgh}(x)$	$[0, +1]$ $[-1, +1]$	
<b>Gaussiana</b>	$y = Ae^{-Bx^2}$	$[0, +1]$	
<b>Sinusoidal</b>	$y = A \text{sen}(ax + \varphi)$	$[-1, +1]$	

El perceptrón multicapa es una red neuronal artificial (RNA) formada por múltiples capas, de tal manera que tiene capacidad para resolver problemas que no son linealmente separables, lo cual es la principal limitación del perceptrón (también llamado perceptrón simple). El perceptrón multicapa puede estar totalmente o localmente conectado.

Preliminar de la arquitectura del perceptron multicapa que se va a utilizar

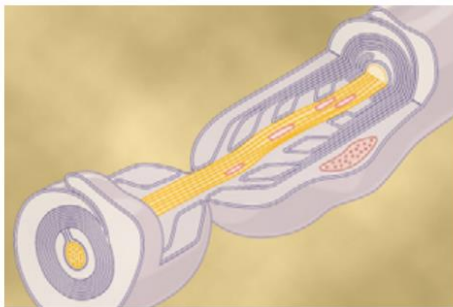


# CAPITULO 4

## Modelo control e implementación

### 4.1. Potenciales de acción y Potenciales de membrana

Hay potenciales eléctricos a través de las membranas de prácticamente todas las células del cuerpo. Además, algunas células, como las células nerviosas y



musculares, son capaces de generar impulsos electroquímicos rápidamente cambiantes en sus membranas, y estos impulsos se utilizan para transmitir señales a través de las membranas de los nervios y de los músculos.

En otros tipos de células, como las células glandulares, los macrófagos y las células ciliadas, los cambios locales de los potenciales de membrana también activan muchas de las funciones de las células. Este análisis se refiere a los potenciales de membrana que se generan tanto en reposo como durante la acción en las células nerviosas y musculares.

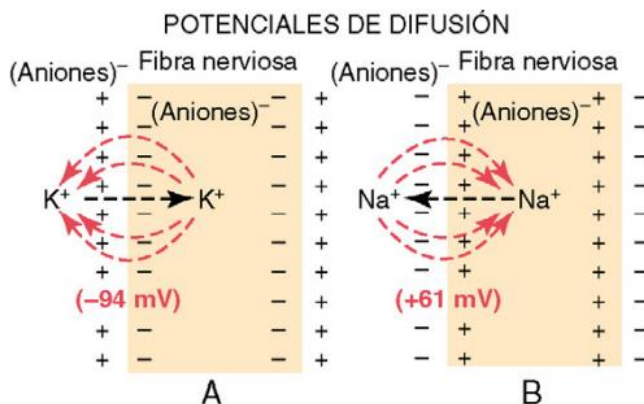
### Física básica de los potenciales de membrana

Potenciales de membrana provocados por difusión «Potencial de difusión» producido por una diferencia de concentración iónica a los dos lados de la membrana. En la figura 5-1A la concentración de potasio es grande dentro de la membrana de una fibra nerviosa, pero muy baja fuera de la misma.

Debido al gran gradiente de concentración de potasio desde el interior hacia el exterior hay una intensa tendencia a que cantidades adicionales de iones potasio difundan hacia fuera a través de la membrana. A medida que lo hacen transportan cargas eléctricas positivas hacia el exterior, generando de esta manera electro positividad fuera de la membrana y electronegatividad en el interior debido a los aniones negativos que permanecen detrás y que no difunden hacia fuera con el potasio.



En un plazo de aproximadamente 1 ms la diferencia de potencial entre el interior y el exterior, denominada potencial de difusión, se hace lo suficientemente grande como para bloquear la difusión adicional neta de potasio hacia el exterior, a pesar del elevado gradiente de concentración iónica de potasio. En la fibra nerviosa normal del mamífero la diferencia de potencial necesaria es de aproximadamente 94mV, con negatividad en el interior de la membrana de la fibra.



La figura 5-1B muestra el mismo fenómeno que la figura 5-1A, pero esta vez con una concentración elevada de iones sodio fuera de la membrana y una concentración baja de sodio dentro. Estos iones también tienen carga positiva. Esta vez la membrana es muy permeable a los iones sodio, aunque es impermeable a todos los demás iones. La difusión de los iones sodio de carga positiva hacia la interior crea un potencial de membrana de polaridad opuesta al de la figura 5-1A, con negatividad en el exterior y positividad en el interior. Una vez más el potencial de membrana se hace lo suficientemente elevado en un plazo de milisegundos como para bloquear la ulterior difusión neta de iones sodio hacia el interior; sin embargo, esta vez, en la fibra nerviosa del mamífero, el potencial es de aproximadamente 61mV positivos en el interior de la fibra. Así, en las dos partes de la figura 5-1 vemos que una diferencia de concentración de iones a través de una membrana puede, en condiciones adecuadas, crear un potencial de membrana. Más adelante en este capítulo mostramos que muchos de los rápidos cambios de los potenciales de membrana que se observan durante la transmisión de los impulsos nerviosos y musculares se deben a la aparición de estos potenciales de difusión rápidamente cambiantes.



## Potenciales de acción:

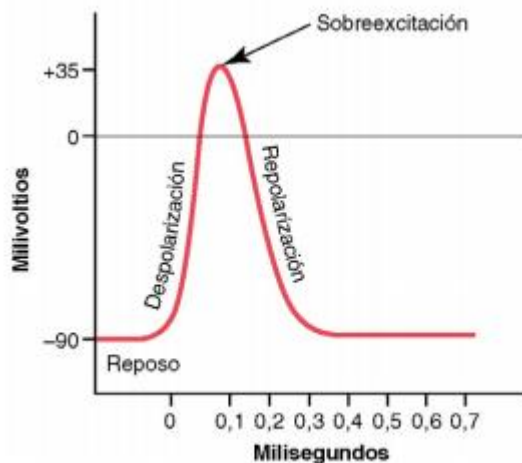
Las señales nerviosas se transmiten mediante potenciales de acción que son cambios rápidos del potencial de membrana que se extienden rápidamente a lo largo de la membrana de la fibra nerviosa. Cada potencial de acción comienza con un cambio súbito desde el potencial de membrana negativo en reposo normal hasta un potencial positivo y después termina con un cambio casi igual de rápido de nuevo hacia el potencial negativo. Para conducir una señal nerviosa el potencial de acción se desplaza a lo largo de la fibra nerviosa hasta que llega al extremo de la misma.

Se producen en la membrana durante el potencial de acción, con transferencia de las cargas positivas hacia el interior de la fibra en el momento de su inicio y el regreso de las cargas positivas al exterior al final del mismo.

Las sucesivas fases del potencial de acción son las siguientes.

### Fase de reposo:

Este es el potencial de membrana en reposo antes del comienzo del potencial de acción. Se dice que la membrana está polarizada durante esta fase debido al potencial de membrana negativo de  $-90\text{mV}$  que está presente



**Fase de despolarización.** En este momento la membrana se hace súbitamente muy permeable a los iones sodio, lo que permite que un gran número de iones sodio con carga positiva difunda hacia el interior del axón. El estado polarizado normal de  $-90\text{mV}$  se neutraliza inmediatamente por la entrada de iones sodio cargados positivamente, y el potencial aumenta rápidamente en dirección positiva. Esto se denomina despolarización.

En las fibras nerviosas grandes el gran exceso de iones sodio positivos que se mueven hacia el interior hace que el potencial de membrana realmente se «sobreexcite» más allá del nivel cero y que se haga algo positivo.

## Fase de repolarización.

En un plazo de algunas diezmilésimas de segundo después de que la membrana se haya hecho muy permeable a los iones sodio, los canales de sodio comienzan a cerrarse y los canales de potasio se abren más de lo normal, la rápida difusión de los iones potasio hacia el exterior restablece el potencial de membrana en reposo negativo normal. Esto se denomina repolarización de la membrana.

## Canales de sodio y potasio activados por el voltaje

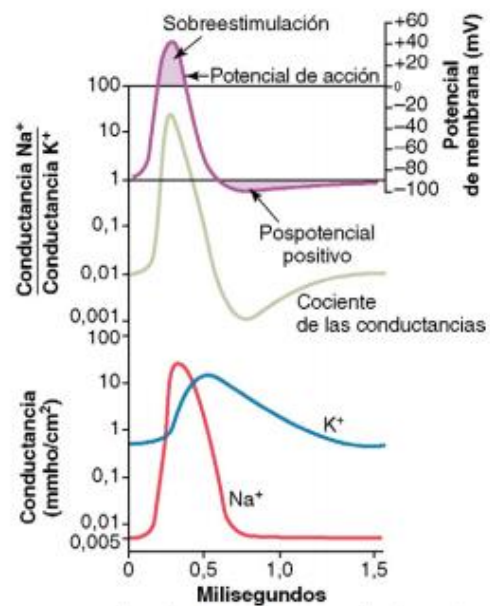
Un canal de potasio activado por el voltaje también tiene una función importante en el aumento de la rapidez de la repolarización de la membrana. Estos dos canales activados por el voltaje tienen una función adicional a la de la bomba  $\text{Na}^+ - \text{K}^+$  y de los canales de fuga  $\text{K}^+$ , la figura muestra los cambios de la conductancia de la membrana a los iones sodio y potasio. Durante el estado de reposo, antes de que comience el potencial de acción, la conductancia a los iones potasio es 50 a 100 veces mayor que la conductancia a los iones sodio. Esto se debe a una fuga mucho mayor de iones potasio que sodio a través de los canales de fuga.

Después el proceso de inactivación cierra los canales de sodio en otra fracción de milisegundo.

Al final del potencial de acción, el retorno del potencial de membrana al estado negativo hace que se cierren de nuevo los canales de potasio hasta su estado original, pero una vez más sólo después de una demora de 1 ms o más.

## Iones calcio.

El calcio coopera con el sodio (o actúa en su lugar) en algunas células para producir la mayor parte del potencial de acción. Esto deja una concentración celular interna de iones calcio de



aproximadamente  $10^{-7}$  molar, en comparación con una concentración externa de aproximadamente  $10^{-3}$  molar.

Una función importante de los canales de iones calcio activados por voltaje consiste en su contribución a la fase de despolarización en el potencial de acción en algunas células.

### **Inicio del potencial de acción.**

Un ciclo de retroalimentación positiva abre los canales de sodio.

Siempre que no haya alteraciones de la membrana de la fibra nerviosa, no se produce ningún potencial de acción en el nervio normal. El propio aumento del voltaje hace que empiecen a abrirse muchos canales de sodio activados por el voltaje. Esto permite la entrada rápida de iones sodio, lo que produce una elevación adicional del potencial de membrana y abre aún más canales de sodio activados por el voltaje y permite que se produzca una mayor entrada de iones sodio hacia el interior de la fibra.

Una vez que la retroalimentación es lo suficientemente intensa, continúa hasta que se han activado (abierto) todos los canales de sodio activados por el voltaje. El aumento del potencial de membrana produce cierre de los canales de sodio y apertura de los canales de potasio, y pronto finaliza el potencial de acción.

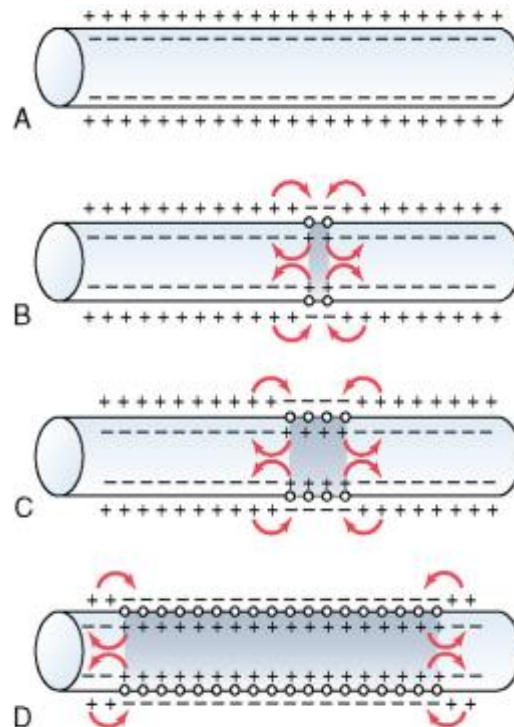
### **Umbral para el inicio del potencial de acción.**

Un aumento súbito del potencial de membrana en una fibra nerviosa grande desde  $-90\text{mV}$  hasta aproximadamente  $-65\text{mV}$  habitualmente da lugar a la aparición explosiva de un potencial de acción. Se dice que este nivel de  $-65\text{mV}$  es el umbral para la estimulación.

### **Propagación del potencial de acción**

Un potencial de acción que se desencadena en cualquier punto de una membrana excitable habitualmente excita porciones adyacentes de la membrana

La figura A muestra una fibra nerviosa en reposo normal y la figura B muestra una fibra nerviosa que ha sido excitada en su porción media, la porción media presenta de manera súbita un aumento de la permeabilidad al sodio. Las flechas muestran un circuito local de flujo de corriente desde las zonas despolarizadas de la membrana hacia las zonas adyacentes de la membrana en reposo.



Estas cargas positivas aumentan el voltaje a lo largo de una distancia de 1 a 3mm a lo largo de la gran fibra mielinizada hasta un valor superior al umbral del voltaje para iniciar el potencial de acción. Los canales de sodio de estas nuevas zonas se abren inmediatamente, como se señala en la figura C y D, y se produce una propagación explosiva del potencial de acción.

De esta manera el proceso de despolarización viaja a lo largo de toda la longitud de la fibra. Esta transmisión del proceso de despolarización a lo largo de una fibra nerviosa muscular se denomina impulso nervioso o muscular.

### **Dirección de la propagación.**

Una membrana excitable no tiene una dirección de propagación única, sino que el potencial de acción viaja en todas las direcciones alejándose del estímulo hasta que se ha despolarizado toda la membrana.

### **Excitación: el proceso de generación del potencial de acción.**

Esto se puede deber a un trastorno mecánico de la membrana, a los efectos químicos sobre la membrana o al paso de electricidad a través de la

membrana. Todos ellos se utilizan en diferentes puntos del cuerpo para generar potenciales de acción nerviosos o musculares: presión nerviosa para excitar las terminaciones nerviosas sensitivas de la piel

El método habitual para excitar un nervio o un músculo es aplicar electricidad a la superficie del nervio del músculo mediante dos electrodos pequeños, uno de los cuales tiene carga negativa y el otro positiva. Cuando se hace esto la membrana excitable se estimula en el electrodo negativo.

La corriente negativa desde el electrodo reduce el voltaje del exterior de la membrana hasta un valor negativo más próximo al voltaje del potencial negativo del interior de la fibra. Esto reduce el voltaje eléctrico a través de la membrana y permite que se abran los canales de sodio, lo que da lugar a un potencial de acción.

### • 4.3. Procesamiento de señales mioeléctricas

Las señales se representan matemáticamente como funciones de una o más variables independientes. La variable independiente más común es el tiempo, y algunas señales que dependen de él son, por ejemplo, la voz, una onda de radio, un electrocardiograma, etc. El procesamiento de señales es un área de la ingeniería electrónica que se concentra en la representación, transformación y manipulación de señales, y de la información que ellas contienen. El procesamiento de señales en tiempo discreto (Discrete-Time Signal Processing) se refiere al procesamiento de señales discretas en el tiempo o en el espacio.

Esto implica que sólo se conoce el valor de la señal en instantes o en puntos específicos.

Sin embargo, la amplitud de la señal es continua, es decir, puede tomar infinitos valores diferentes.

El procesamiento digital de señales (Digital Signal Processing o DSP) añade a la característica anterior la posibilidad de manejar la amplitud en forma discreta, la cual una condición necesaria para que la señal pueda ser procesada en una computadora. El termino procesado digital de señales se refiere a la obtención de información a partir de valores muestreados de las señales

analógicas. Estas son convertidas en una colección de valores discretos a los se somete a una manipulación algebraica, generalmente en una computadora mediante algoritmos que permiten la caracterización de las propias señales o de su interrelación y, por tanto, del sistema del que proceden.

La señal mioeléctrica o electromiograma (EMG) se registra durante la contracción voluntaria del músculo esquelético. El EMG de superficie (sEMG) se detecta en la superficie de la piel utilizando electrodos unidos a la piel sobre el músculo de interés. La señal resultante varía aleatoriamente sobre un valor medio cero. Esta señal puede procesarse para proporcionar información sobre el estado fisiológico y biomecánico del músculo. Este artículo cubre dos paradigmas principales de procesamiento: estimación de amplitud y análisis espectral. La estimación de amplitud de sEMG implica estimar la desviación estándar de la señal que varía con el tiempo. Se cubren los estimadores de amplitud, desde el EMG integrado simple hasta los estimadores más complicados, que incluyen filtros de blanqueamiento previo, múltiples canales de sEMG y suavizado adaptativo. El análisis espectral de sEMG se realiza para caracterizar la señal en el dominio de la frecuencia, el análisis de Fourier de sEMG estacionario, registrado durante isométricas, contracciones isotónicas y el análisis de frecuencia de tiempo de sEMG no estacionario registrado durante contracciones dinámicas.

## **Sistema de adquisición de señales**

### **Electrodos**

Los electrodos de superficiales son colocados directamente sobre la superficie de la piel y son capaces de tomar registros poblacionales de la actividad bioeléctrica. El uso de los electrodos superficiales es mucho más adecuado para el estudio del comportamiento promedio de la actividad eléctrica de un musculo o grupo de músculos, lo cual es muy utilizado para detectar fatiga muscular y para monitoreo del rendimiento de deportistas. Los materiales de los que se constituyen la mayoría de los electrodos de superficie son muy variables, entre ellos están la plata, el oro, acero inoxidable, platino entre otros.

Una de las condiciones deseables en un electrodo, es que no sea polarizado, esto significa que el potencial en el electrodo no debe de variar considerablemente cada vez que la corriente pase a través de él.

El electrodo de plata cloruro de plata (Ag/AgCl) ha demostrado tener, los estándares adecuados para lograr esta característica, además, la interfaz piel-plata o piel-Ag/AgCl tiene la mayor impedancia resistiva en el dominio de la frecuencia en SEMG. La adquisición de la señal se realizó por medio de electrodos superficiales de AgCl de gel sólido conductivo en configuración bipolar.

### Etapa de amplificación

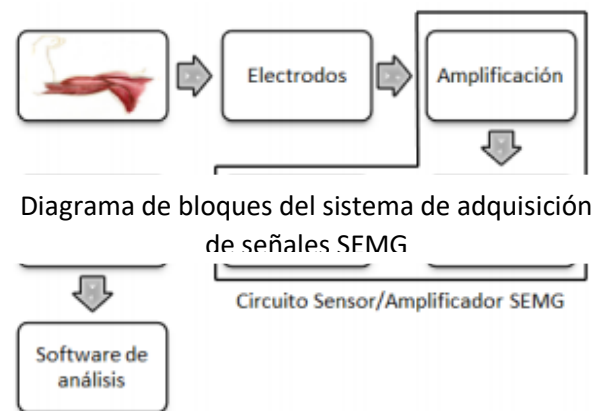
La señal generada por una unidad motora tiene una amplitud aproximadamente de 250  $\mu\text{V}$  durante la contracción. Debido a que las señales mioeléctricas son de pequeña amplitud, el ruido ambiental o en mayor medida el ruido de línea (60Hz) puede provocar una falsa interpretación de los resultados. Por lo tanto, el amplificador de la unidad de procesamiento necesita ser no solo lo suficientemente sensible como para detectar y amplificar las pequeñas señales, sino que también debe rechazar los ruidos para obtener solo actividad electromiográfica.

Los amplificadores diferenciales permiten rechazar gran parte del ruido externo.

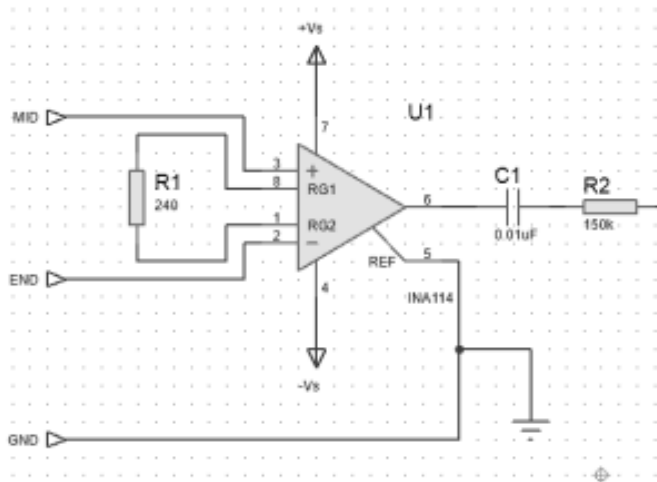
Los amplificadores de instrumentación cumplen con esas características y están especialmente contruidos para propósitos de instrumentación médica.

A su vez permite variar el factor de amplificación con la modificación de un juego de resistencias.

Para la etapa de amplificación se puede utilizar un amplificador diferencial INA114. El INA114 es un amplificador de instrumentación de bajo costo de propósito general que puede ofrecer una excelente precisión. Su versátil diseño



**Figura 1:** Diagrama de bloques del Sistema de adquisición de señales SEMG.



**Figura 2:** Circuito de la etapa de amplificación.

deriva ( $0.25\mu\text{V} / ^\circ\text{C}$ ) y un alto rechazo en modo común (115dB a  $T = 1,000$ ). Funciona con voltajes de tan sólo  $\pm 2.25\text{V}$ , lo que permite su uso con sistemas alimentados por baterías y de abastecimiento individuales de 5V. Para calcular la ganancia del amplificador se utiliza la ecuación:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

Despejando y proponiendo una ganancia de 200, la resistencia calculada corresponde a  $270\Omega$ . La figura 2 muestra el diagrama eléctrico correspondiente al amplificador utilizado para la interfaz SEMG.

### **Etapas de filtrado**

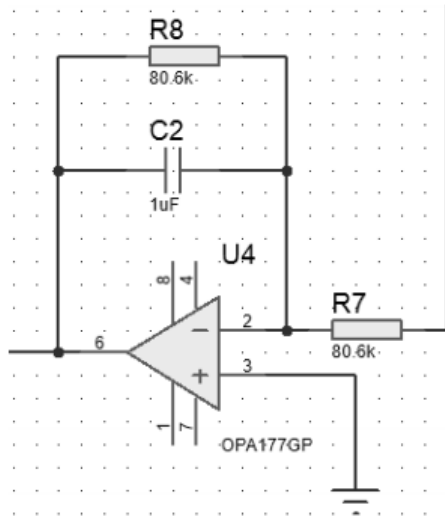
Además de la amplificación se requiere filtrar la señal electromiográfica en la banda de 20 Hz a 300 Hz. Para ello se diseña un filtro integrador pasa bajas y un filtro derivador pasa altas de primer orden. A. Filtro Integrador/Pasa bajas Se utiliza un filtro activo integrador. Para calcular la frecuencia de corte se utiliza la siguiente ecuación:

$$\omega_H = \frac{1}{R_F C}$$

y pequeño tamaño hacen que sea ideal para una amplia gama de aplicaciones. Con una sola resistencia externa se establece cualquier ganancia de 1 a 10.000.

La protección de entrada interna puede soportar hasta  $\pm 40\text{V}$  sin sufrir daños. El INA114 activa con muy baja tensión de desplazamiento ( $50\mu\text{V}$ ), la





Filtro pasa bajas

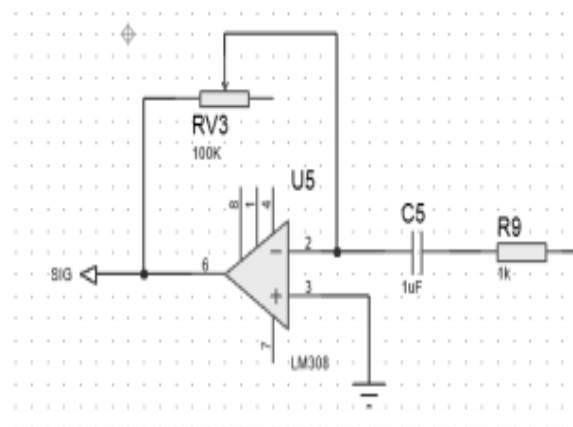
Se calcula a una frecuencia de corte de 300 Hz y se da un valor de Capacitor de 1  $\mu$ F dando un valor de resistencia de 3.3 k $\Omega$ . La figura 4 muestra el circuito eléctrico del filtro integrador pasa bajas a 300 Hz. B. Filtro derivador /Pasa altas: Se utiliza un filtro activo derivador. Para calcular la frecuencia de corte se utiliza la siguiente ecuación:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Los valores correspondientes de R y C para una frecuencia de corte de 20 Hz son de 7.95 KHz y 1  $\mu$ F respectivamente. La figura 5 muestra el diagrama eléctrico del circuito derivador pasa altas. Si se quiere una frecuencia de corte pasa altas de 20 Hz, entonces se despeja R en (3) y se sustituye en valor de frecuencia de 20 Hz, obteniendo una resistencia de 7.95 k $\Omega$ . Se decidió colocar un potenciómetro de precisión de 10 k $\Omega$  con vueltas múltiples para ajustar la frecuencia de corte pasa altas.

## Convertidor analógico-digital

Para la adquisición de datos ADC desde el circuito sensor/amplificador SEMG lo más común es utilizar los equipos compactDAQ de National Instruments junto con un módulo de entradas analógicas NI-9205. Esto debido a su versatilidad y fiabilidad a la hora de adquirir señales para analizarlas. A. NI CompactDAQ 9174 El NI cDAQ-9174 es un chasis USB de 4 ranuras diseñado para



Circuito filtro pasa altas

sistemas pequeños y portátiles de pruebas de medidas mixtas. Se puede combinar el cDAQ-9174 con hasta cuatro módulos de E/S de la Serie C para lograr un sistema de medidas personalizado de entrada analógica, salida analógica, E/S digital y contadores/temporizadores. B. NI 9205 El NI 9205 es un módulo de la serie C, para usarse con chasis NI CompactDAQ y CompactRIO. Cuenta con 32 entradas de una sola terminal o 16 entradas analógicas diferenciales, una resolución de 16 bits y máxima velocidad de muestreo de 250 kS/s. Cada canal tiene rangos de entrada programables de  $\pm 200$  mV,  $\pm 1$ ,  $\pm 5$  y  $\pm 10$  V. Para protegerse contra señales transitorias, el NI 9205 incluye hasta 60 V de protección contra sobrevoltajes entre canales de entrada y común (COM). Además, el NI 9205 incluye doble barrera de aislamiento de canal a tierra para seguridad, inmunidad a ruido y alto rango de voltaje en modo común. Está diseñado para protección de sobre-voltaje transitorio de 1,000 V<sub>rms</sub>.

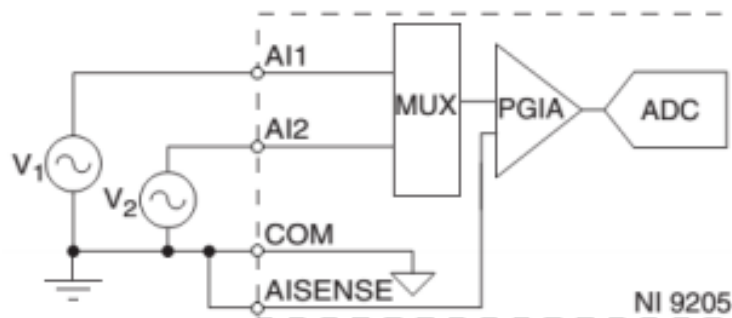


Diagrama de conexión del NI-9205 en configuración NRSE

Se utilizó la configuración de medida NRSE (no referenciada) del NI-9205 para poder tomar mediciones en todos los treinta y dos canales y así la reducción de ruido es más eficaz que con la configuración de conexión RSE.

### Software de Análisis

El software de análisis para la adquisición y análisis de señales SEMG se desarrolló en la plataforma de instrumento virtual LabVIEW.

El programa para adquisición y análisis de señales SEMG consta de varias etapas las cuales se describirán a continuación. A. Filtrado Digital Filtra una señal de tiempo usando una respuesta de impulso infinita (IIR) o respuesta de impulso finito (FIR). Se utiliza el filtro para eliminar o atenuar las frecuencias

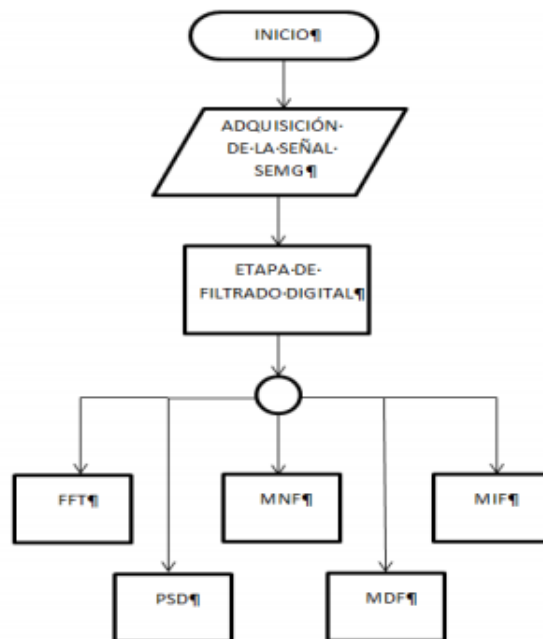
no deseadas de una señal utilizando diversos tipos de filtros estándar y topologías.

Este VI Express filtra la señal de entrada de forma continua. El VI Express restablece la señal a su valor original de la primera vez que el VI Express se ejecuta, si el software detecta una discontinuidad en la señal de entrada, o si la entrada de reset recibe un valor TRUE. Los filtros digitales que se integraron en el software son:

- Filtro Notch: 60 Hz
- Filtro Pasa Altas: 20 Hz
- Filtro Pasa Bajas: 300 Hz

### Transformada rápida de Fourier

La Transformada rápida de Fourier se define como:



Circuito filtro pasa altas

$$y_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j2\pi kn/N} \quad (4)$$

Para  $n = 0, 1, 2, \dots, N - 1$

Donde  $x$  es la secuencia de entrada,  $N$  es el número de elementos de  $x$ , e  $Y$  es el resultado de transformar.

### Densidad de Potencia Espectral (PSD)

La PSD es una versión reducida del espectro de potencia, donde la potencia presente dentro de cada valor espectral. Se calcula:

$$PSD = \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} r_{mm}(k) e^{-ik\omega}$$

Donde  $r_{mm}(k)$  es la función de auto correlación y  $e^{-ik\omega}$  es el  $k$ -ésimo armónico senoidal de la señal.

### Frecuencia de Potencia Media (MNF)

MNF es una frecuencia media que se calcula como la suma de producto del espectro de potencia SEMG y la frecuencia dividida por la suma total de la potencia del espectro.

$$MNF = \sum_{j=1}^M f_j P_j / \sum_{j=1}^M P_j$$

Donde  $f_j$  es el valor de frecuencia de espectro de potencia EMG en el intervalo de frecuencia  $j$ ,  $P_j$  es el espectro de potencia EMG en el intervalo de frecuencia  $j$ , y  $M$  es la longitud del intervalo de frecuencia.

Primero calcula el espectrograma de la transformada de Fourier de tiempo corto (STFT) de la señal SEMG y luego calcula la MNF utilizando el espectrograma STFT.

### Frecuencia de Potencia Mediana (MDF)

MDF es una frecuencia a la que el espectro de potencia EMG se divide en dos regiones con igual amplitud. MDF también se define como una media de la potencia total.

$$IMNF = \frac{\int_0^\infty \omega P(t, \omega) d\omega}{\int_0^\infty P(t, \omega) d\omega}$$

Donde  $P(t, \omega)$  es la PSD de la señal.

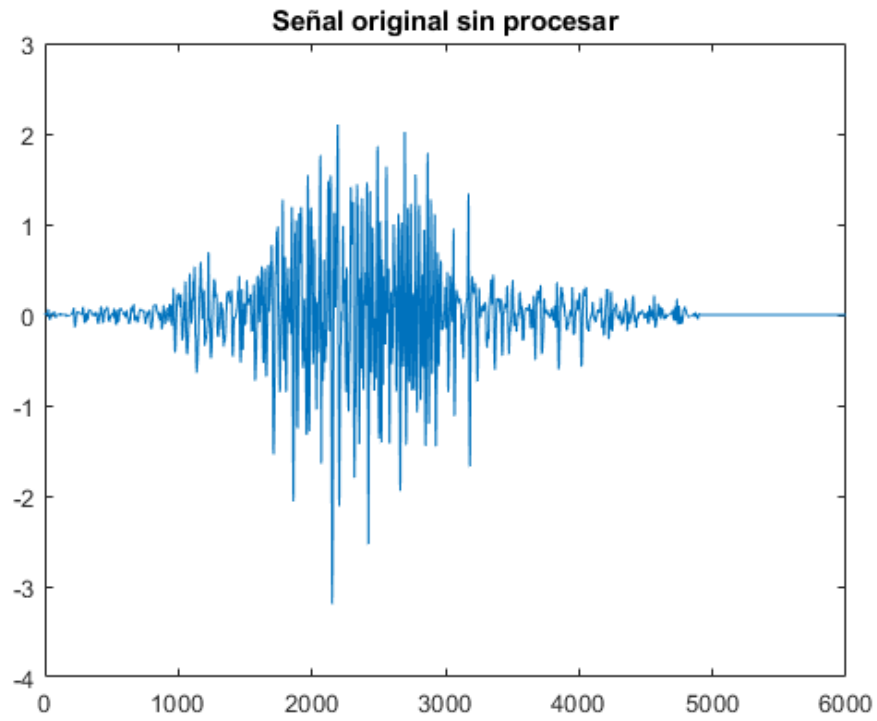
El software desarrollado calcula en tiempo real la frecuencia media instantánea (IMNF) de una señal a partir de su espectrograma. El IMNF revela cómo la frecuencia central de la señal cambia con el tiempo.

El procesamiento digital de señales se refiere a la obtención de información a partir de valores muestreados de las señales analógicas.

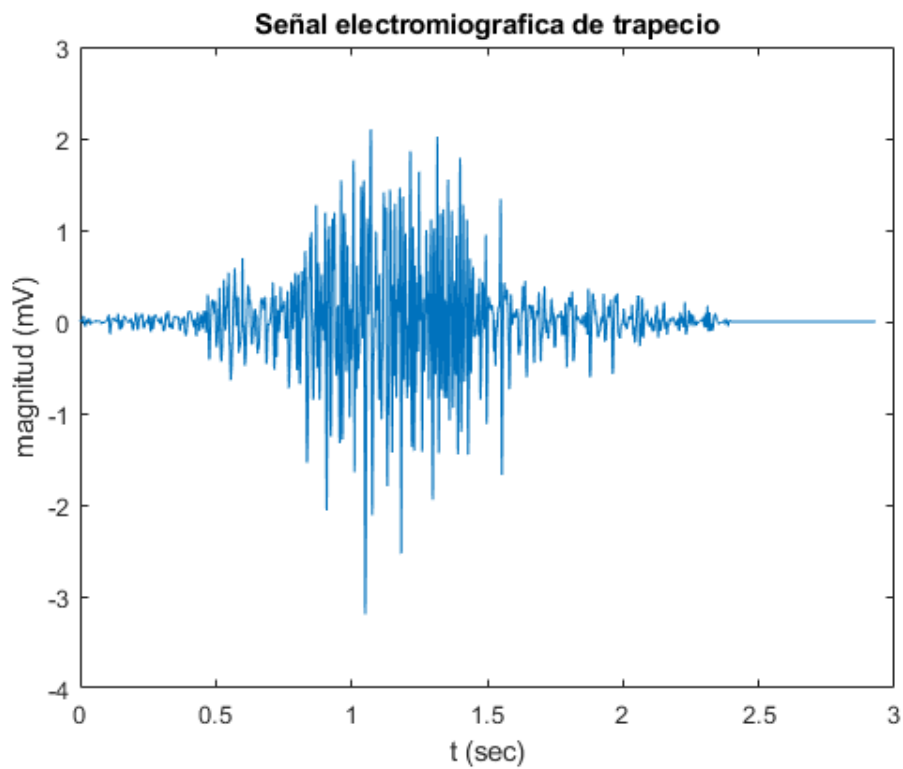
Se describe el procesamiento digital de las señales mioeléctricas y se presentan las etapas de procesamiento implementadas. La adquisición de datos y digitalización de los datos muestra la implementación de la DAQ para la adquisición y digitalización de los datos. En la visualización y almacenamiento de los datos se describe el funcionamiento de la interfaz “Osciloscopio Virtual” diseñada en LabVIEW para la visualización y almacenamiento de los datos adquiridos. En la segmentación de los datos se presenta los tamaños de ventana correspondiente. En la extracción de características se aborda el procesamiento de adquisición de características de la señal en el dominio del tiempo. En la Bioestadística de los datos se demuestra el uso de la media y la desviación estándar, así como la generación de gráficas de barras para el análisis y comparación de los datos de cada conjunto de características.

#### • 4.4. Procesamiento de una señal Mioeléctrica con Matlab

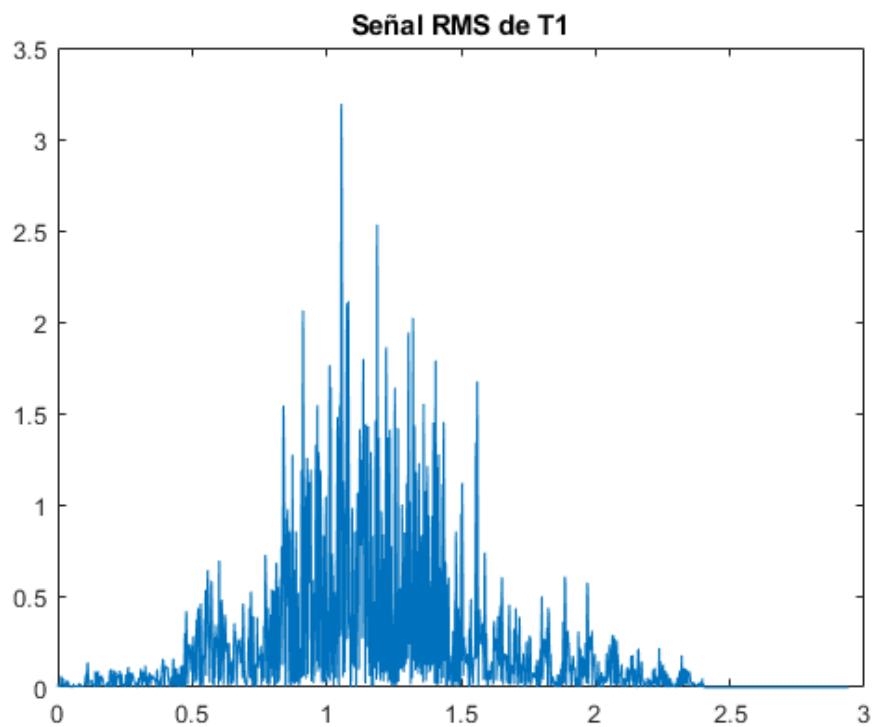
Para hacer este algoritmo se nos proporcionó una señal EMG real de un trapecio, posteriormente se procesó en Matlab para poder determinar los umbrales de activación, se utilizaron los toolbox que trae de manera predeterminada el software para poder procesar la señal



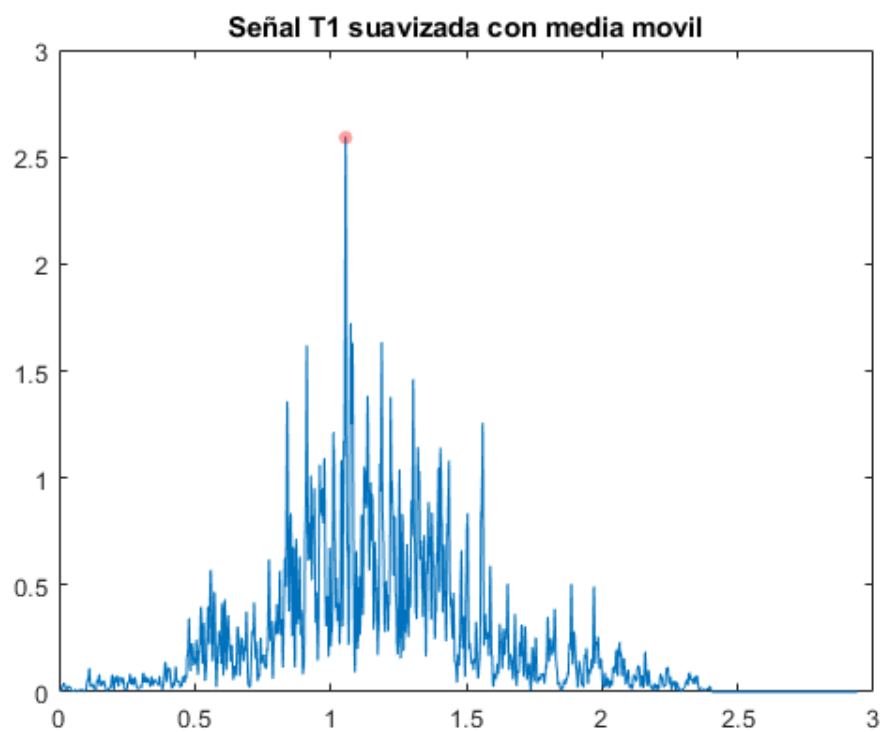
Gráfica de la señal original  
sin ningún tipo de  
modificación



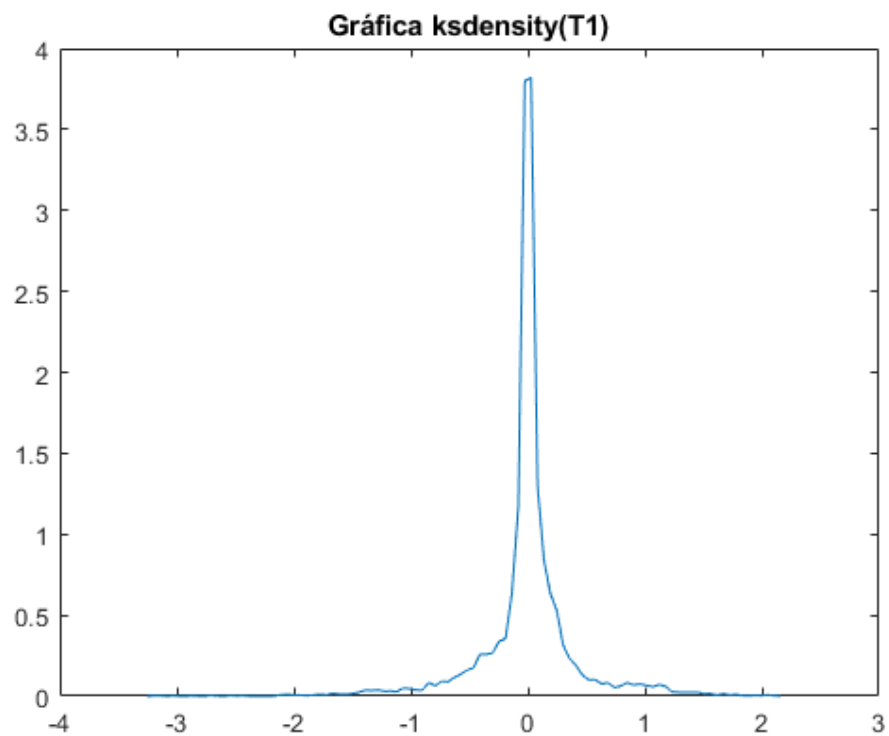
Se transforma señal al  
dominio del tiempo



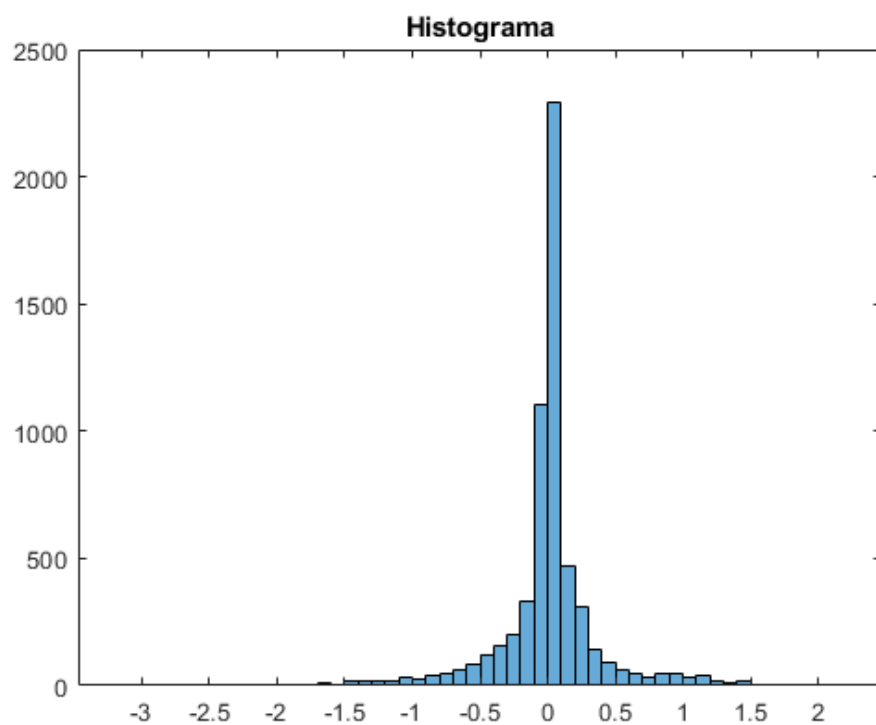
Se calcular el valor  
RMS de la señal



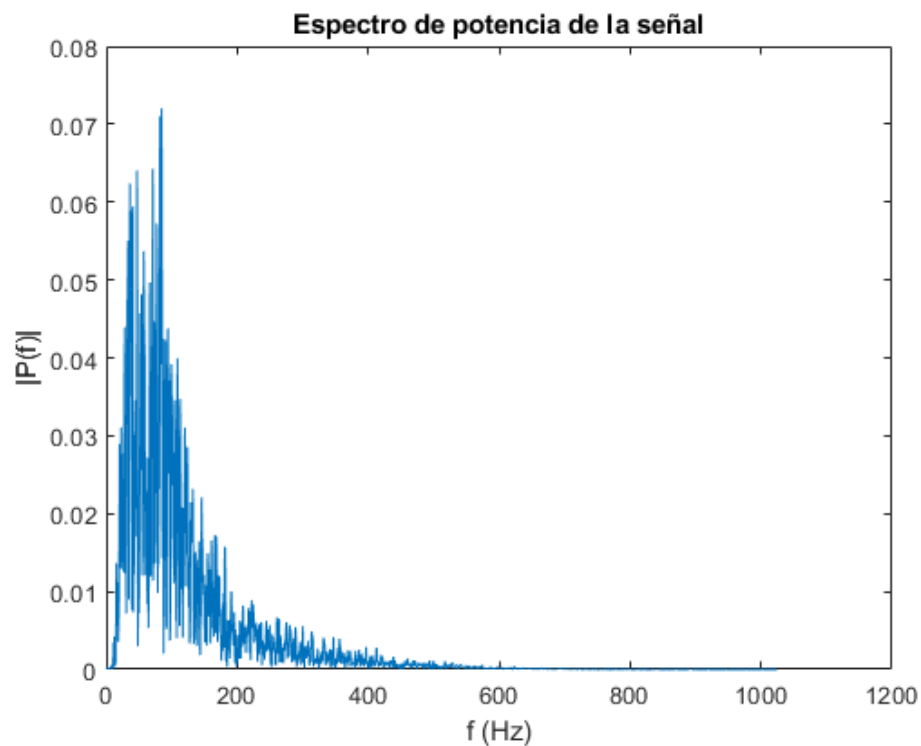
Se suaviza señal RMS con  
una media móvil para  
poder ser interpretada  
mejor



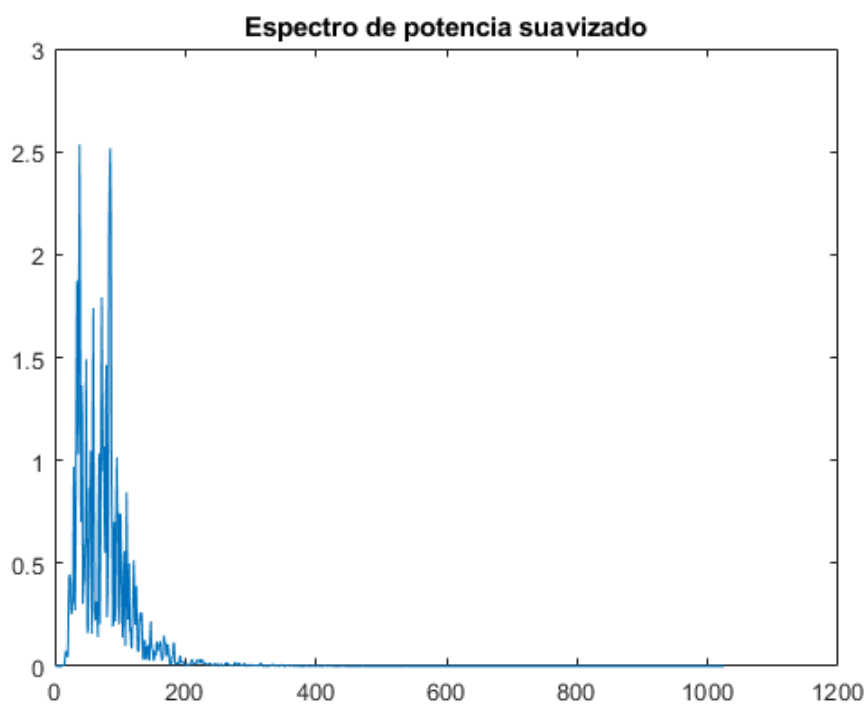
Se hace procede a hacer  
un análisis de densidad y  
un histograma del mismo







Se pasa al dominio de la frecuencia y se gráfica un espectro de potencia de la señal



Con este espectro ya podemos determinar los umbrales de la señal y asignarlos a una variable o comparador.

## Código para Matlab:

```
fs1 = 2040;    %frecuencia señal 1
Time1 = 1/fs1:1/fs1:6000/fs1; % vector de tiempo
%figure;
% plot(Time1 , T1); %primer valor eje x , segundo el y "grafica señal 1 T"
y grafica señal en 2D
%declaracion de frecuencia de muestreo
fs = 2048;
%Periodo
P = 1/fs;
%Longitud de la señal
l = 6000;
%vector tiempo
t = P:P:l*P;
plot(t,T1);
title('Señal electromiografica de trapecio');
xlabel('t (sec)');
ylabel('magnitud (mV)');
Y = fft(T1);
P2 = abs(Y/l);
P1 = P2(1:l/2+1);
P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
f = fs*(0:(l/2))/l;
figure
plot(f,P1);
title('Espectro de potencia de la señal');
xlabel('f (Hz)');
ylabel('|P(f)|');
De = pwelch(T1, fs);
figure
plot(De);
title('Espectro de potencia suavizado');
RMST = rms(T1, 2);    %se especifican que se quiere en 2 dimensiones ,2

figure;
plot(Time1, RMST); % se grafica señal rms T1
title('Señal RMS de T1');
ST1 = movmean(RMST,10);    %se hace una media movil para realizar un
suavizado de la señal, sirve para determinar mejor la forma de la señal
% SD2 = movmean(RMSD,50);    %se hace una media movil para realizar
un suavizado de la señal

figure;
plot(Time1, ST1);    % se grafica T1 ya con el valor suavizado
mediante media movil para tener menos variaciones, sirve para darle un
umbral a las magnitudes de la señal
title('Señal T1 suavizada con media movil');
```

```

MEANT = mean(T1);      %media

MRMST = mean(RMST); %media rms, sirve para ver el nivel de activacion
muscular

SDT = std(T1); %se obtiene la desviacion estandar de la señal
original

SDrmst = std(RMST); %se obtiene la desviacion estandar de la señal rms

%despues realizar analisis estadistico descriptivo, se procede a hacr
%utilizando histograms y grafica de densidad ya pregeterminadas de
matlab , en la consola introduccir

figure; ksdensity(T1);
title('Gráfica ksdensity(T1)');

figure; histogram(T1);
title('Histograma');

figure;
plot(T1); % grafica señal original
title('Señal original sin procesar');

WT = pwelch(T1);
% WD = pwelch(D2);

% convertir señal al dominio de la frecuencia, vamos a las graficas de
% matlab: periodriagram, calculo de potencia (figure; pwelch(T1,
% 'power');) ---> welch power spectrum

% figure; fourier(T1);
% FD = fourier(D2); "se obtiene transformada de fourier"

%figure;
%plot(WT);
% ylim([00 200]); % se establecen limites para la graficaion en el eje
x, [limite inferior, limite superior]
% figure;
% plot(WD);
% xlim ([00 200]);

```

## Plan de trabajo

### 5.1 consideraciones generales

El proyecto al ser de bajo coste podrá ser costado sin problemas por el equipo.

### 5.2 Etapas del trabajo

ACTIVIDAD	INICIO DEL PLAN	DURACIÓN DEL PLAN	INICIO REAL	DURACIÓN REAL	PORCENTAJE COMPLETADO
Pedir componentes	12/01/1900	3	26/01/1900	4	50%
Diseño de prótesis	12/01/1900	2	26/01/1900	5	10%
Ensamblaje	26/08/2020	15 días	31/08/2020	5 1/2	0%
Arquitectura de la RNA	31/08/2020	2 meses	31/10/2020	7	0%
Programación	31/10/2020	2 meses	10/12/2020	8	0%
Retoques	10/12/2020	1 semana	17/12/2020	9	0%

### 5.3. Aspectos metodológicos

Se investigará en revistas indexadas especializadas en el tema, y también se tomará como referencia prótesis de vanguardia actuales en el mercado

El tipo de estudio al realizar es un estudio exploratorio el cual pretende unificar conocimientos de medicina, en particular fisiología y anatomía, y de ingeniería mecatrónica, el diseño propuesto es un diseño experimental ya que en la actualidad las mejores universidades y agencias del mundo se encuentran desarrollando prototipos de la misma clase con distintos enfoques y precios.

El tipo de informantes que cuenta nuestro proyecto son incorporados ya que son personas previamente seleccionadas, entrenadas y cultivadas para desempeñar una misión de obtención y manejo de información los cuales está constituidos por los 3 estudiantes miembros del proyecto y su preparación a lo largo de 7 semestres en la carrera de ingeniería mecatrónica con especialidad en robótica.

Así como los informantes penetrados aquellos que fueron previamente seleccionados, reclutados y adiestrados para ser los portadores del brazo robótico y a su vez aquellos especialistas en áreas específicas para proporcionar conocimiento y experiencia específica en un área determinada.

Las técnicas de recolección de datos que usamos son básicamente dos:

la de recolección de documentos científicos relacionados con el proyecto y recolección de registros de señales mio eléctricas de una base de datos proporcionada por una doctora especialista en el área biomédica.

La otra técnica usada es la técnica Delphi que consistió en consultar expertos relacionados con la rama de la ciencia de la biomedicina, (doctores, ingenieros, maestros) para orientarnos y resolver nuestras dudas sobre temas especializados.

La metodología que se propone se establecen las condiciones reales y críticas bajo las cuales trabaja la zona a estudiar. Se analizan tres casos que permiten obtener las cargas máximas a aplicar al modelo sólido mallado, tanto del hueso como de la prótesis. Los métodos de análisis están basados en la teoría de equilibrio estático, la cual considera que tanto la suma de fuerzas como la de momentos deben ser igual a cero.

Sin embargo, para establecer las condiciones en el sistema de CAE es necesario realizar un análisis de equilibrio de la zona a estudiar para contar con los valores más adecuados de las cargas y estas últimas considerarlas en el sistema de análisis para conocer las zonas de posibles fallas y buscar mejorar el diseño de la prótesis.

Entre los instrumentos que nuestro equipo de estudiantes de ingeniería mecatrónica utilizamos por el lado del hardware se encuentra un brazalete que capta las señales eléctricas hace un proceso de filtrado y las almacena para después enviarlas a un programa de software llamado Matlab el cuál se encarga de filtrarlas extensivamente y extraer la señal en su forma más pura, después de esto utilizamos otro software llamado Python para que procese esta información y prediga una salida de datos que será mandada de nuevo al hardware que accionará servomotores que moverán la mano en el movimiento seleccionado anteriormente.

Todo lo anterior se desglosa y explica en el presente documento de manera más detallada y específica, además de información extra que es importante

para la comprensión del proyecto y como se está desarrollando en cada una de sus etapas y fases.

### Propuesta solución

Nuestra propuesta es conceptualmente sencilla elaborar una prótesis de mano funcional que pueda moverse mecánicamente y que genere inclusión social y laboral al usuario que la porta.

Esto será posible con nuestra formación universitaria inclinada a la ingeniería mecatrónica con especialidad robótica, además la información obtenida por parte de nuestros asesores técnicos y metodológicos, maestros, médicos y personas expertas en áreas específicas, así como de las retroalimentaciones de nuestro usuario al cual le estamos desarrollando la prótesis.

Esta prótesis tendrá como característica su relación calidad/precio ya que será accesible desde un punto de vista económico por lo que más personas podrán adquirirla sin gastar mucho dinero como es el caso de otras prótesis en el mercado.

## **5.4. Recursos**

### **Humanos: Organización, descripción de funciones, personal**

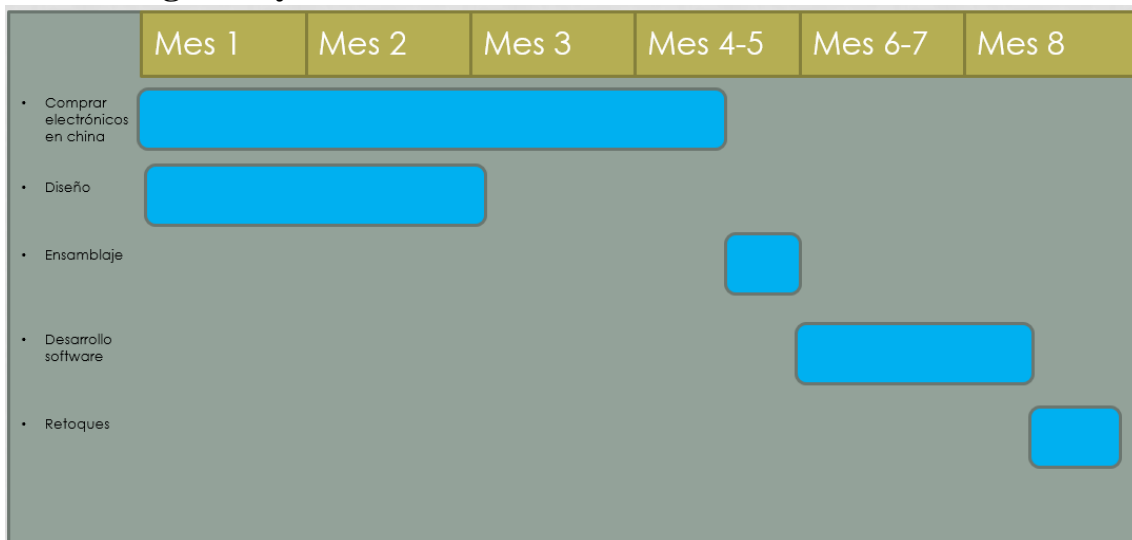
El equipo está conformado por Alan, Ricardo y Alejandro

Alan se encargará del software, Ricardo de la electrónica y Alejandro de la parte mecánica

**Costos:** Contara una Biobanda que tendrá unos sensores especiales para detectar los impulsos eléctricos que genere el brazo, dichos impulsos entraran a un programa para arrojar un código de movimiento a la prótesis. Teniendo en cuenta el precio de los sensores y la prótesis nos podría llegar a salir un estimado de \$9000, aquí lo que realmente importa es la programación, con estos 3 factores el producto costaría alrededor de \$15000, dejándonos con una ganancia de \$6000.

**Estrategias y tecnologías:** Al comienzo nuestra estrategia es basarnos en lo económico y funcional, esto para poder generar un gran impacto en la sociedad, una vez que el producto se haya ampliado se optara por la segunda fase que es mejorar dicho producto con mayores grados de libertad, una respuesta más rápida y/o más fuerza para poder seguir vendiendo nuestro producto, pero de una manera más funcional.

## 5.5 Cronograma y control



## **5.6. Informes de avance final:**

Aún con las limitaciones de la pandemia en la que vivimos logramos hacer un avance significativo y casi definitivo en la parte teórica, aún falta afinar algunos detalles del diseño ya que vamos a necesitar ir a tomar los datos biométricos del paciente que utilizara la mano, ahora lo que resta es maquinar las piezas y ensamblar y proceder a hacer pruebas con la mano y terminar de desarrollar la red neuronal.



## **Bibliografía:**

- Diseño de una prótesis mioeléctrica para desarticulación de muñeca. (s. f.). Recuperado de <http://hdl.handle.net/20.500.12404/5575>
- Filtros . (s. f.). Recuperado 6 de mayo de 2020, de <http://alojamientos.us.es/gtocom/pid/tema3-2.pdf>
- Manufacture of a myoelectric prosthesis for transradial amputation. (s. f.). Recuperado de <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1160/1/012023>
- Myoelectric control of prosthetic hands: state-of-the-art review. (s. f.). Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4968852/>
- Research and the Future of Myoelectric Prosthetics. (s. f.). Recuperado de [https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-18812-1\\_9](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-18812-1_9)
- Solo-uno-de-cada-siete-discapacitados-con-pensión-federal. (s. f.). Recuperado de <https://www.informador.mx/Solo-uno-de-cada-siete-discapacitados-con-pension-federal-en-el-2020-1201912040001.html>
- The clinical relevance of advanced artificial feedback in the control of a multi-functional myoelectric prosthesis. (s. f.). Recuperado de <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1160/1/012023>
- The clinical relevance of advanced artificial feedback in the control of a multi-functional myoelectric prosthesis. (2018). BMC, <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12984-018-0371-1> <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0371-1>
- The Reality of Myoelectric Prostheses: Understanding What Makes These Devices Difficult for Some Users to Control. (s. f.). Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4992705/>

Veléz, J. (2009). Vision Por Computador [PDF] (2° ed., Vol. 2). Recuperado de  
<http://www.visionporcomputador.es/libroVision/VisionPorComputador.pdf>