

Desarrollo e implementación de un prototipo para prótesis de mano mioeléctrica (22 abril 2021)

Camilo Andrés Rodríguez Cifuentes
camilorodriguez_20182@corhuila.eu.co
código: 1718220456

Resumen – El presente trabajo muestra el diseño y desarrollo de una prótesis de mano antropomórfica por medio de señales mioeléctricas generadas por los músculos con los que se trabajaran. El propósito principal de esta prótesis fue para la fácil asequibilidad que pueden tener los conciudadanos que, durante el comienzo del siglo XIX, también llamado “Periodo de Violencia” en Colombia, han sido una de las causas por la amputación o extirpación de brazos. Se debe agregar que se estudió el funcionamiento óseo y muscular del antebrazo y de la mano, además, se manipulo y analizo los tipos de señales que entregan los músculos del brazo por medio de la plataforma de programa Matlab. En relación con lo anterior se procede a diseñar una prótesis a través del software Solidworks y que posteriormente se realiza su impresión para la implementación.

Índice de Términos – Antropomórfica; Mioeléctricas

I. INTRODUCCIÓN

Este documento es una investigación aplicada y experimental sobre el desarrollo e implementación de una prótesis de mano mioeléctrica. “Las fibras musculares generan un pequeño potencial eléctrico, que por medio del sensor MyoWare, amplifica y censa la señal análoga provocada por la actividad muscular, técnica conocida como electromiografía” [1], [2]. A su vez, estas señales se analizarán y graficaran a través de la plataforma de programación Matlab, que nos ayudara a tener una idea clara en qué parte del musculo genera mayor potencial eléctrico para así mismo condicionar estas señales y luego prgramarlas en la tarjeta integral “Raspberry Zero”.

Una vez recolectado e interpretado las señales producidas por el tendón muscular, flexor radial y flexor cubital del carpo, se procederá a realizar la programación en la Raspberry Zero, quien estará enlazada con los seis servomotores Mg996R; cinco servomotores para los dedos y uno para la muñeca.

Estos servomotores estarán dentro del antebrazo antropomórfico y serán los encargados de someter un par torsional de aproximadamente $10kg/cm$, variando claro está, en la diferencia de potencial suministrada a éste.

En relación con el diseño mecánico, éste se realizo con el software de solidworks, usando como guía algunos diseños que se puede encontrar en la plataforma de Pinterest y del robot humanoide “InMove”. Por otra parte, se hizo el estudio de resistencia en los dedos y en las manos con su respectivo material. Dicho lo anterior, es importante resaltar, el porqué de esta investigación y tener conocimientos previos de la anatomía y estudios locomotores del brazo.

II. OBJETIVO GENERAL

Desarrollar una prótesis de mano antropomórfica robótica mioeléctrica.

III. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Analizar las señales bioeléctricas generadas por los músculos del brazo.

Elaborar un prototipo de mano antropomórfica mioeléctrica económica.

Calificar el buen funcionamiento del prototipo de la mano mioeléctrica.

IV. PERDIDA DE EXTREMIDADES INFERIORES A NIVEL GLOBAL

El propósito principal de esta prótesis fue para la fácil asequibilidad que pueden tener los colombianos, sin embargo, también está abierto a cualquier persona que lo desee o amerite para posibles futuras investigaciones. “En México, el 85% de las amputaciones de los miembros inferiores relacionadas con la diabetes es causada por úlceras y lesiones isquémicas” [3]. De igual manera, “la OMS y OPS (citada por Martha Híjar Medina) dan un informe en el que muestran el total de amputaciones a nivel global de las extremidades inferiores, entre el 40 y 85% están relacionadas con la diabetes” [4].

Por lo tanto, las cifras que manejan la “World Diabetes Foundation señalan que cada 20 segundos, una persona con diabetes es amputada en el mundo y el 50% se le amputará otra extremidad después de 2 años, por lo que:

- 1 de cada 2 adultos con diabetes no está diagnosticado.
- 1 de cada 11 adultos tiene diabetes.
- Cada 7 segundos, muere alguien por diabetes.
- El 20% de las infecciones del pie diabético provoca amputación.
- El riesgo de las personas con diabetes de desarrollar una úlcera en el pie es del 34%.
- Más del 50% de las úlceras del pie diabético se infecta.
- Un tercio de los pacientes que buscan atención por heridas isquémicas morirá con una herida no curada.
- La tasa de mortalidad relativa a 5 años después de la amputación de una extremidad es del 68%.
- La mortalidad después de la amputación relacionada con la diabetes supera el 70% a los 5 años para todos los pacientes con diabetes y el 74% a los 2 años para los que reciben terapia de reemplazo renal.” [5].

Del mismo modo, en Lima – Callao, Perú, otro estudio retrospectivo y descriptivo realizado por los médicos Farro ¹, Tapia ², Bautista ³, Montalvo ⁴ & Iriarte ⁵, mencionan “la revisión de 570 historias clínicas del Instituto Nacional de Rehabilitación “Adriana Rebaza Flores”, cuyos resultados fueron que la edad promedio de personas amputadas estaban entre 43,11 a 21,55 años, el 82.5% estaban en condición socioeconómica pobre y pobreza extrema, la extremidad más afectada fue la inferior con un 78.1%. La conclusión a la que llegaron fue que la gran mayoría de pacientes tienen una amputación mayor del miembro inferior, causada por la diabetes” [6].

Por consiguiente, es la diabetes la principal causa de extirpación de las extremidades inferiores, no obstante, debe haber un mayor porcentaje de amputaciones en aquellos países que están en conflicto interno como, por ejemplo, la gran parte de los países que componen África, Siria, Somalia, Sudan del Sur, Colombia, entre muchos más.

V. PERDIDA DE EXTREMIDADES INFERIORES EN COLOMBIA

A pesar de que Colombia haya sido catalogado en el primer puesto como el país más feliz del mundo en el año 2018 [7], y que en el 2021 haya tenido un descenso, Colombia ha estado desde el siglo XIX en un conflicto interno y que gracias al “observatorio de la memoria y Conflicto del CNMH (Centro Nacional de Memoria Histórica) se demostró que desde 1958 hasta el 2018, hubo 262.197 muertos por el conflicto armado casi la misma población que habita en el área urbana de Sincelejo” [8]. Esto quiere decir que Colombia no solo se enfrenta a la diabetes como causante de la amputación de extremidades, sino que también, una de las variables que entra en juego, es la del conflicto armado que como consecuencia, las personas son amputadas por minas antipersonas, balas perdidas, entre otros.

Ocampo, Henao & Vasquez infieren que, “El territorio rural y diversos municipios del país han sido afectados de manera muy importante por la presencia de minas antipersona y municiones sin explotar. Según información suministrada por la Vicepresidencia de la República (2008), en el periodo comprendido entre 1998 y febrero del 2008, en el país ocurrieron 3.568 accidentes con minas antipersonales, los cuales dejaron como consecuencia 6.724 víctimas. De éstas, 2.306 fueron civiles (34,3%) y 4.418 militares (65,7%)” [9].

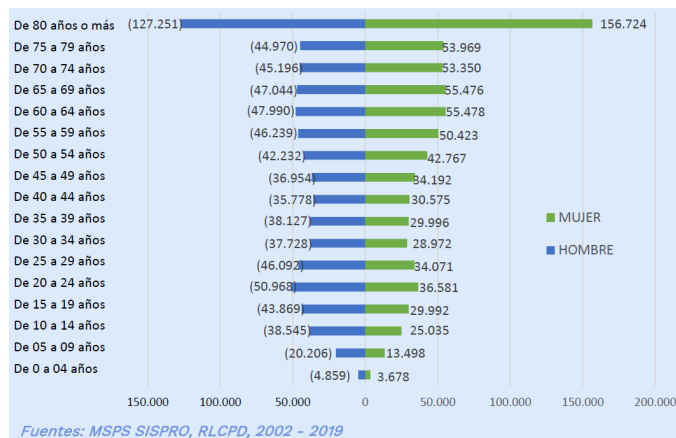
Según el Ministerio de Salud y Protección Social, a través de la Oficina de Promoción Social, muestra algunos datos expuestos por el DANE y MSPS del 2002 al 2019, en el que afirman de no tener una cifra exacta de las personas con discapacidad, sin embargo, desde el 2002 al 2019 a través del Registro de Localización y Caracterización de Personas con Discapacidad (RLCPD), se han identificado 1.486.213 personas, de las cuales surge los siguientes análisis: [10]

¹ Médico Rehabilitador. Departamento de Investigación, Docencia y Rehabilitación Integral en Amputados y Trastornos Posturales. Instituto Nacional de Rehabilitación Adriana Rebaza Flores. Callao, Perú.

² Médico Rehabilitador. Departamento de Investigación, Docencia y Rehabilitación Integral en Amputados y Trastornos Posturales. Instituto Nacional de Rehabilitación Adriana Rebaza Flores. Callao, Perú.

³ Médico Rehabilitador. Departamento de Investigación y Docencia en Ayudas Biomecánicas. Instituto Nacional de Rehabilitación Adriana Rebaza Flores. Callao, Perú.

⁴ Médico Rehabilitador. Departamento de Investigación y Docencia en Ayuda al Tratamiento, Instituto Nacional de Rehabilitación Adriana Rebaza Flores. Callao, Perú.



Gráfica 1. Estructura piramidal de la población con discapacidad. RLCPD

Se puede evidenciar que el 46% de las personas con discapacidad registrados en el RLCPD es mayor a 60 años, y el 12% es menor de 19 años.

Por sexo, 759.434 (51%) de las personas en el RLCPD son hombres Y 736.595 (49%) son mujeres. Nótese que el número de hombres es mayor que las mujeres hasta los 49 años. Además, en Colombia de cada 100 personas mayores de 80 años, 36 están en el Registro de Discapacidad. (Proyección DANE 2019 personas mayores a 80 años = 776.918) [10].



Gráfica 2. Personas con discapacidad y víctimas del conflicto, según departamento.

De las personas con discapacidad en el RLCPD, 204.510 se registran como víctimas del conflicto en el RUV. Es decir que de cada 100 personas con discapacidad 14 son víctimas del conflicto armado [10].

Tabla 1

Alteración Permanente	No. PcD	%
El movimiento del cuerpo, manos, brazos, piernas	103.984	51%
El sistema cardiorrespiratorio y las defensas	36.055	18%
El sistema genital y reproductivo	13.198	6%
El sistema nervioso	82.599	40%
La digestión, el metabolismo, las hormonas	18.188	9%
La piel	6.990	3%
La voz y el habla	34.353	17%
Los demás órganos de los sentidos (olfato, tacto y gusto)	5.343	3%
Los oídos	29.604	14%
Los ojos	69.276	34%
Total general	204.510	

Tabla 1. Personas con discapacidad y víctimas del conflicto, según Alteración, según Alteración Permanente. RLCPD-RUV 2019

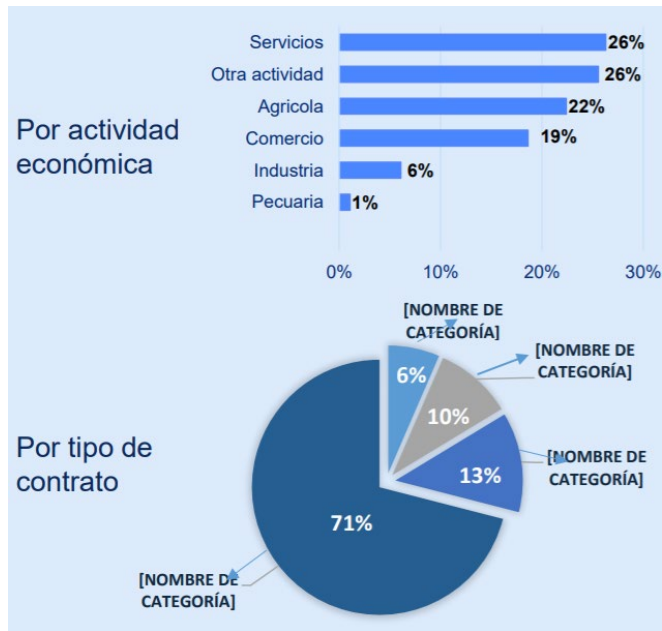
Podemos observar que, por tipo de alteración permanente, 103.984 (51%) registra alteraciones permanentes en el movimiento del cuerpo, manos, brazos, piernas. Personas con alteración en el Sistema Nervioso 82.599 (40%) y personas con alteraciones en los ojos 69.276 (34%) [10].

Mencionado lo anterior, la siguiente tabla y graficas, demuestra la diferencia social, y de ella se puede reflejar las oportunidades laborales, familiares y calidad de vida, de una persona discapacitada a una no discapacitada.

ACTIVIDAD EN LOS ULTIMOS SEIS MESES	No. PcD	%
Buscando trabajo	60.386	4%
Estudiando	163.839	11%
Incapacitado permanente para trabajar con pensión	51.797	3%
Incapacitado permanente para trabajar sin pensión	455.726	31%
Otra actividad	219.786	15%
Pensionado-jubilado	25.625	2%
Realizando actividades de autoconsumo	34.210	2%
Realizando oficios del hogar	243.435	16%
Recibiendo renta	6.250	0%
Trabajando	171.564	12%

Tabla 2. Personas con discapacidad y víctimas del conflicto, según Alteración, según Alteración Permanente. RLCPD-RUV 2019

De la Tabla 2. Analizamos que 455.726 (31%) personas con discapacidad en el RLCPD reportó estar incapacitado para trabajar y no tener pensión, 243.435 (16%) reportó realizar trabajos del hogar, y 171.564 (12%) se encontraban trabajando al momento del registro de discapacidad [10].

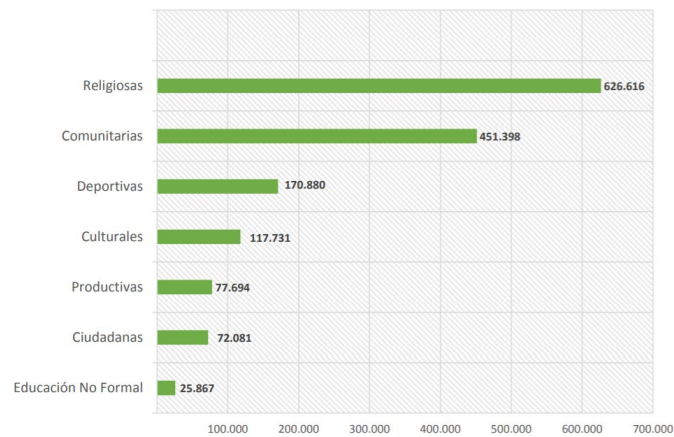


Gráfica 3. Personas con discapacidad trabajando

En total 167.702 personas en el RLCPD reportaron encontrarse trabajando [10].

De las personas que se encontraban trabajando, 44.105 (26%) tenían como actividad económica Servicios, y 37.532 (22%) se dedicaba a la agricultura. La distribución porcentual por actividad económica no ha variado en el tiempo [10].

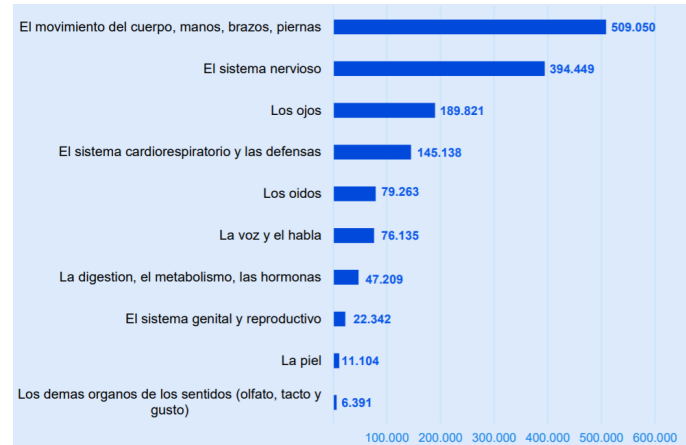
En cuanto al tipo de contrato, 136.319(71%) personas refirieron trabajar sin contrato laboral [10].



Gráfica 4. Número de personas con discapacidad según actividades en las que participa. RLCPD

De la gráfica 4, se deriva que 626.616 (42%) personas con discapacidad que se encuentra en el RLCPD reportó participar en actividades religiosas, 451.398 (30%) en actividades comunitarias, y 164.808 (11%) no participa en ninguna actividad [10].

Por último, las personas con discapacidad mencionan que una de las alteraciones que más les afecta es la del movimiento de las manos. Por lo que nuestro diseño, sería beneficioso para un gran número de personas según la siguiente gráfica.



Gráfica 5. Personas con discapacidad según la alteración que más le afecta. RLCPD.

Por eso, 509.050 (34%) personas en el RLCPD refirieron que la alteración que más le afecta es el movimiento del cuerpo, manos, brazos, piernas [10].

VI. TIPOS DE PRÓTESIS DE MANO Y SUS COSTOS.

Existe cuatro tipos de prótesis artificiales, aunque actualmente los sistemas protésicos mioeléctricos son los que proporcionan el más alto grado de rehabilitación. Y además, esta prótesis eléctrica es controlada por medio de una señal mioeléctrica [11].

Tipo	Características Principales
Mecánica	“Las prótesis de mano mecánicas son dispositivos que se usan con la función de cierre o apertura a voluntad, controlados por medio de un arnés que se encuentra sujeto alrededor de los hombros, parte del pecho y del brazo. Solo pueden ser utilizados para el agarre de objetos relativamente grandes y redondos debido a la poca precisión del mecanismo” [11].
Eléctrica	“Utilizan motores eléctricos en los dispositivos terminales, muñeca y codo, con una batería recargable. Es posible controlarlas de varias formas: servo control, un botón pulsador o un interruptor con arnés. El precio de adquisición es elevado. Existen además otras desventajas inherentes al mantenimiento más complejo, la baja resistencia a medios húmedos y el peso”[11].

Neumática	“Accionadas por medio de ácido carbónico comprimido, que proporciona una gran cantidad de energía. Aunque, presenta como inconveniente las complicaciones de sus aparatos y accesorios, y el riesgo en el uso del ácido carbónico. Su desarrollo fue interrumpido debido a las dificultades técnicas presentadas” [11]
Híbrida	Combinan la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad. Este concepto es ampliamente utilizado en las prótesis transhumerales (amputación por encima del codo), donde por lo general el codo es accionado por el cuerpo y el dispositivo terminal (gancho o mano) es de accionamiento mioeléctrico [11]

VII. COMO FUNCIONA EL SISTEMA ÓSEO DE LA MANO (ANATOMÍA DE LA MANO HUMANA)

Para saber un poco acerca de los movimientos de agarres que tienen nuestras manos primero vamos a hablar un poco acerca de la anatomía de las manos. Teniendo en cuenta que a la hora de realizar una prótesis es solo una ayuda con la cual se espera a que la persona pueda realizar movimientos limitados, ya que estamos hablando que nuestros sistemas de músculos, tendones y huesos los cuales tienen una mayor flexibilidad a la hora de realizar movimientos.

Teniendo en cuenta lo dicho estamos hablando que nuestra mano tiene alrededor de 27 huesos los cuales están confirmados por las falanges que los podemos encontrar en los dedos de cada mano, inclusive en los de los pies, cada dedo tiene 3 falanges las cuales están divididas por el distal, media y proximal. Cabe recalcar que el dedo pulgar es el único que solo cuenta con dos. Tenemos los huesos metacarpianos estos son 5 huesos que compondrían la parte media de la mano como se muestra, tenemos los huesos carpianos que son los huesos que se encuentran en la parte de la muñeca estos huesos son 8 que a su vez van conectados a él cubito y el radio que serían los huesos que componen nuestro antebrazo, pero de estos no hablaremos ahora [13].

En nuestra mano podemos encontrar muchos músculos, ligamentos y tejidos fibrosos. Nuestra movilidad depende principalmente de nuestros ligamentos Y músculos que son los encargados de contraer o flexionar nuestra mano, nuestros tejidos fibrosos son los encargados de darle estabilidad y mantener todo en su lugar ya habiendo dado un poco de introducción acerca de la anatomía de las manos podremos pasar a hablar de sus movimientos y tipos de agarre que se verán limitados, pero se van a tener en cuenta los más importantes para la realización de nuestra prótesis [13].

VIII. COMO FUNCIONA EL SISTEMA MUSCULATORIO DEL BRAZO Y SUS TENDONES (DESDE LOS DEDOS A EL CODO)

IX. QUE TIPOS DE SEÑALES SE EMITEN

Las señales electromiográficas o mayor mente conocidas como señales superficiales EMG, son los tipos de señales que nuestro cuerpo transmite, enviando información muy precisa de cada movimiento que se está realizando hablando muscularmente, la información extraída es mayor mente minimizada para reducir el mayor error a la hora de realizar los movimientos enviados a nuestra prótesis mioeléctrica, al necesitar una rápida respuesta de información de las señales es cuando se minimiza las señales de longitud al recibir las señales.[12]

X. COMO SE CAPTAN LAS SEÑALES

Para saber un poco acerca de los movimientos de agarres que tienen nuestras manos primero vamos a hablar un poco acerca de la anatomía de las manos. Teniendo en cuenta que a la hora de realizar una prótesis es solo una ayuda con la cual se espera a que la persona pueda realizar movimientos limitados, ya que estamos hablando que nuestros sistemas de músculos, tendones y huesos los cuales tienen una mayor flexibilidad a la hora de realizar movimientos.

La mano tiene alrededor de 27 huesos los cuales están conformados por las falanges que los podemos encontrar en los dedos de cada mano, inclusive en los de los pies, cada dedo tiene 3 falanges las cuales están divididas por el distal, media y proximal. Cabe recalcar que el dedo pulgar es el único que solo cuenta con dos. Tenemos los huesos metacarpianos estos son 5 huesos que compondrían la parte media de la mano como se muestra, tenemos los huesos carpianos que son los huesos que se encuentran en la parte de la muñeca estos huesos son 8 que a su vez van conectados a el cubito y el radio que serían los huesos que componen nuestro antebrazo, pero de estos no hablaremos ahora.

XI. MOVIMIENTOS DE LA MANO

Para tener en cuenta estos movimientos debemos saber que se toma como referencia el eje neutro de nuestra mano el cual sería cuando la mano esta descansado (relajada ligeramente abierta o en un plano con los dedos ligeramente separados) [14].

- Flexión: “Es el movimiento para doblar la mano. El rango normal de movimientos de la mano es de 85°”.
- extensión “endereza la mano e, incluso, la extiende. En este caso, también, el rango normal de movimiento de la mano es de 70°”.
- Abducción: “separación de los dedos en un mismo plano”.
- Aducción: “Es el movimiento de reagrupar o volver a unir nuestros dedos en un mismo plano”.
- Desviación radial: “consiste en girar la mano, en eje neutro, hacia el cuerpo. El rango de movimientos es de 15°”.

Aducción de la mano: “cerrar todos los dedos uno contra otro, en un plano”.

Pronación:” gira el antebrazo dejando la palma de la mano hacia abajo. El rango de movimiento es: 90°”.

Supinación: “gira el antebrazo quedando la palma de la mano hacia arriba con un rango de movimiento normal de 85°”.

Pehension:” envolver o agarrar un objeto con toda la mano, palma y dedos”.

Pinza: “agarrar un objeto con las puntas o yemas de dedos opuestos, índice y pulgar, índice, corazón y pulgar o índice, corazón, anular, meñique y pulgar”.

Rotación: “giro completo de la mano sobre la articulación de la muñeca”.

Ilustración 2. Tipos de Movimientos de la Muñeca

"La mano examen y diagnóstico " (p.11) por la sociedad americana de cirugía de la mano Churchill Livingstone

"La mano examen y diagnóstico " (p.11) por la sociedad americana de cirugía de la mano Churchill Livingstone

XII. TIPOS DE AGARRE

“Este autor agrupo en seis categorías los diferentes tipos de agarre de la mano humana agarre cilíndrico (cylindrical grasp), de punta (tip), de gancho (hook o snap), palma (palmar) Esférico (spherical grasp) y de lado (lateral)” [15].

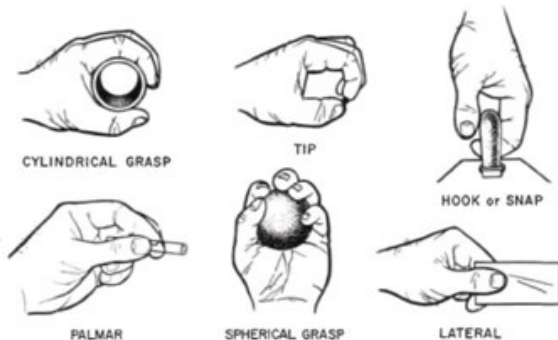


Ilustración 1. Tipos de Movimientos para la Mano.

Sujeción cilíndrica: se emplea para hacer un agarre de prensa de objetos con forma cilíndrica o de barra.

El agarre de punta: sujeción de objetos geométricos pequeños y finos, “se utilizan los dedos índice y medio” [16].

La sujeción de gancho: se aplica al levantar objetos que normalmente necesitan de cuatro o cinco dedos, es decir toda la mano.

La sujeción palmar: se usa para sostener objetos con formas geométricas variables de mayor longitud.

La sujeción esférica: se emplea para la sujeción de objetos con una circunferencia definida es decir como su mismo nombre los indica esferas.

Agarre de lado o lateral: el cual nos sirve para sujetar objetos planos y finos, “se realiza con la parte interna de los dedos pulgas e índice” [16].

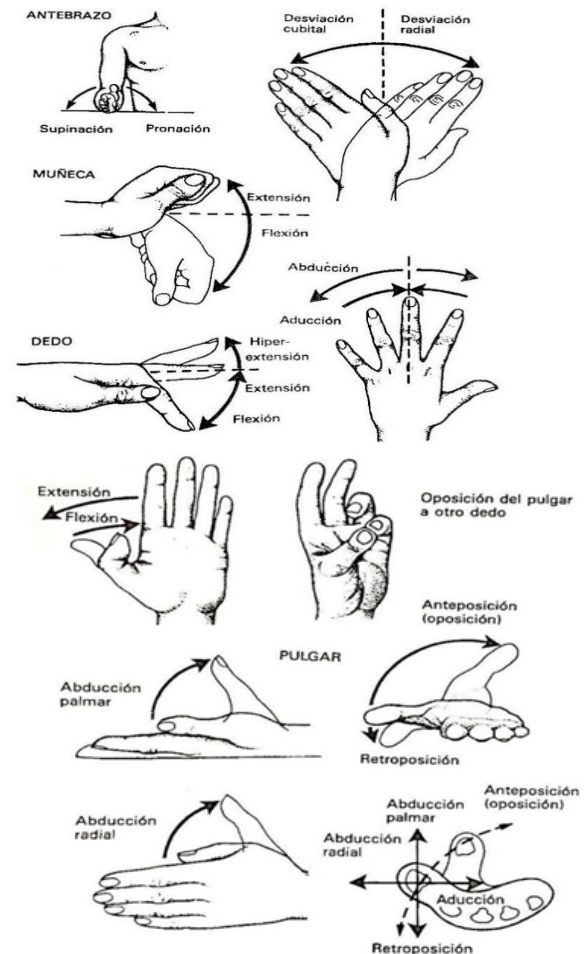


Ilustración 2. Tipos de Movimientos de la Muñeca

XIII. MATERIALES

Sensor Muscular Myoware: Circuito el cual nos ayuda a reducir (ruidos de señales), interpretar y amplificar las señales EMG las cuales son transmitidas a frecuencias de 0-6 mV, funciona con voltajes de 2,9 v – 5,7v [17].

Servomotor Tower Pro MG996R: Motor el cual a su gran tamaño ejerce un torque de 11kg/cm máximo, pero también depende del voltaje que se le aplique, su voltaje de funcionamiento de 4,8v – 6,0v [18].

Nylon de pesca trenzado: Nylon de pesca el cual tiene 6 trenzas muy resistente y flexible para simular los tendones y fibras las cuales nos ayudarán a contraer y mantener la mano en una sola pieza.

Arduino Uno: La placa tiene un tamaño de 75x53mm. Su unidad de procesamiento consiste en un microcontrolador ATmega328. Puede ser alimentada mediante USB o alimentación externa y contiene pines tanto analógicos como digitales [22]

Electrodos bipolares: Son las pequeñas chupas adhesivas las cuáles serán las que capturas las señales EMG de nuestro cuerpo y en conjunto con el sensor podrán brindar información (señal) deseada [19].

XIV. DESARROLLO DEL PROYECTO

XV. ELECTRÓNICA

Como la prótesis va a ser independiente se usará una pila de 9V. Según el datasheet, los servomotores consumen entre 4.8 V y 6.2V, y una corriente continua entre los 500 mA a 900 mA. Para hallar un voltaje equilibrado usamos el divisor de tensión para tener un voltaje de 5V a todos los pines de entrada de voltaje de los servomotores.

$$V_{out} = V_{in} \frac{R2}{R2 + R1}$$

$$5V = (9V) \frac{(1K)}{(1K) + R1}$$

$$R1 = (9V) \frac{(1K)}{5V} - 1K$$

$$R1 = 800Kohms / 0.5 w$$

Cabe resaltar que los pines de los servomotores deben ir con los pines pwm que ofrece la placa Arduino, aunque, la librería < Servo.h >, ofrece la opción de conectarlo con los demás pines [24].



Ilustración 3. Refrigerante por aire

Aparte de ello, se usará como refrigerante un ventilador generado por un motor DC cuyo eje tendrá una hélice de 4 aspas.

Esta etapa de control puede ser de lazo cerrado usando un Amplificador Operacional Cuádruple LM324 y un transistor TIP31 (Como protección y potenciador), sin embargo, ocuparía mucho espacio en la prótesis.

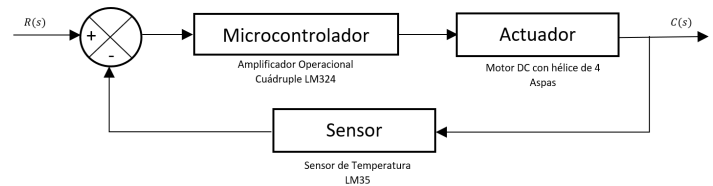


Ilustración 4. Sistema de Control para Refrigeramiento

A continuación, se observará el diagrama esquemático de todos los componentes que se usará para la Prótesis de Mano.

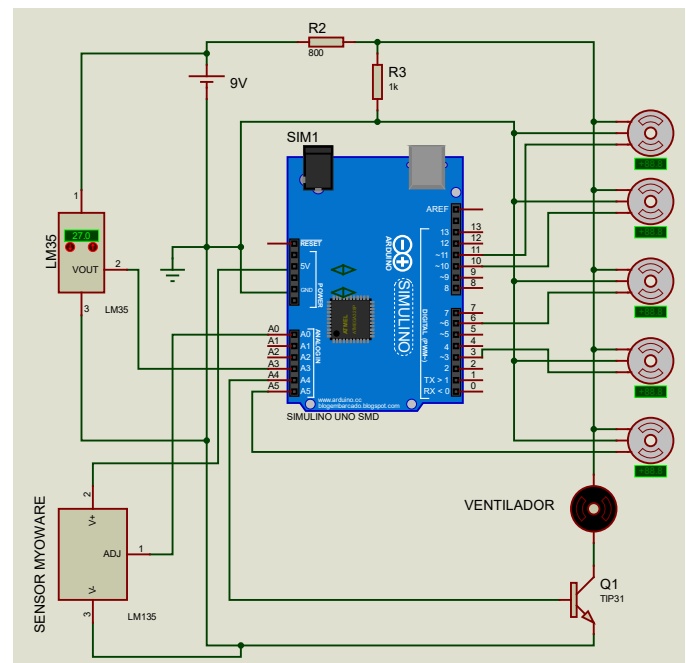


Ilustración 5. Diagrama Esquemático

XVI. PROGRAMACIÓN

En este apartado usaremos como microcontrolador la placa de Arduino Uno. El código de programación fue el siguiente:

```
////////// Prótesis_De_Mano //////////

#include <Servo.h>
Servo servo_1;
Servo servo_2;
Servo servo_3;
Servo servo_4;

void setup() {
  servo_1.attach(A1);
  servo_2.attach(A2);
  servo_3.attach(A3);
  servo_4.attach(A4);
  Serial.begin(9600);
}

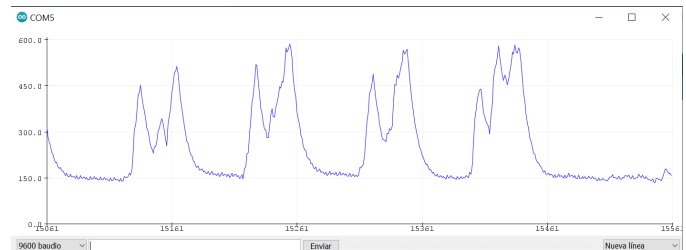
void loop() {
  int ValorM=0;
  int s_myoy = analogRead(A0); // Valor del sensor
  Serial.println(s_myoy);
  delay(10); // Toma de datos en el tiempo

  if (s_myoy > 100){
    ValorM = ValorM + 1 ;// Numero de datos tomados mayor
    // a 100.

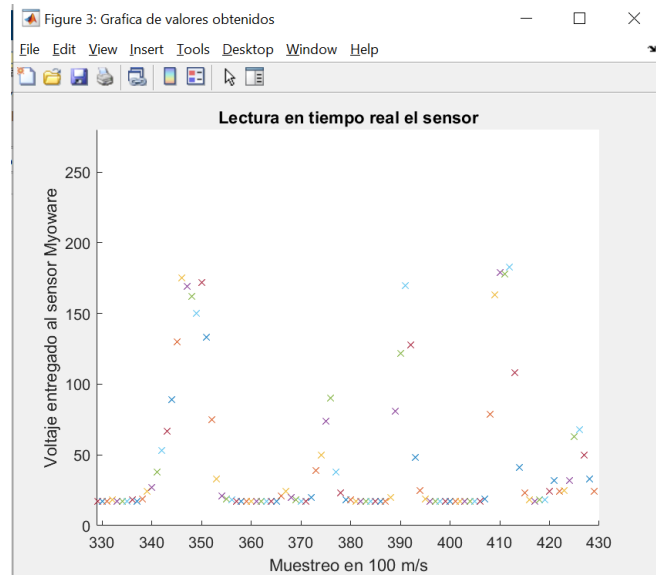
  }

  if (ValorM < 15){
    servo_1.write(130); // 130° para generar mayor torque
    servo_2.write(130);
    servo_3.write(130);
    servo_4.write(130);
    ValorM = 0;
  }
  else{
    servo_1.write(0); // Posición Inicial
    servo_2.write(0);
    servo_3.write(0);
    servo_4.write(0);
  }
}
```

Simplemente se toma una condicional y está dará una señal a los 5 servomotores para que giren a 150°, el máximo grado para poder ejercer una fuerza al objeto que se pretenda agarrar. En la siguiente imagen se observara 4 pulsos donde se contrae la mano



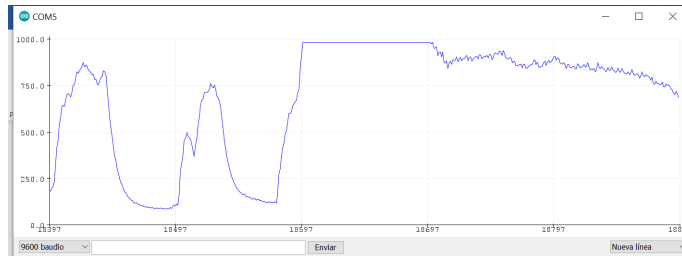
Gráfica 5. Pulsos de cuatro contracciones de Mano



Gráfica 6. Lectura en Matlab – Cuatro Pulsos en contracción.

A continuación, el código en Matlab para graficar y comunicarse con Arduino:

```
clear all; clc;
delete(instrfind({'port'}, {'COM5'}));
pserial = serial('COM5','BaudRate',9600);
fopen(pserial);
figure('Name','Grafica de valores obtenidos')
title('Lectura en tiempo real el sensor');
lHandle = line(nan,nan);
xlabel('Muestreo en 100 m/s');
ylabel('Voltaje entregado al sensor Myoware');
val = zeros(1,5000);
for i = 1:5000
  ylim([0 280.1])
  xlim([i-100 i+1])
  lectura = fscanf(pserial,'%d');
  val(i) = lectura;
  hold on
  plot(i,val(i));
  drawnow
end
dlmwrite('Valores_Obtendidos.dat',val,'delimiter','\n','precision', '%.2f')
fclose(pserial);
delete(pserial);
clear all;
```

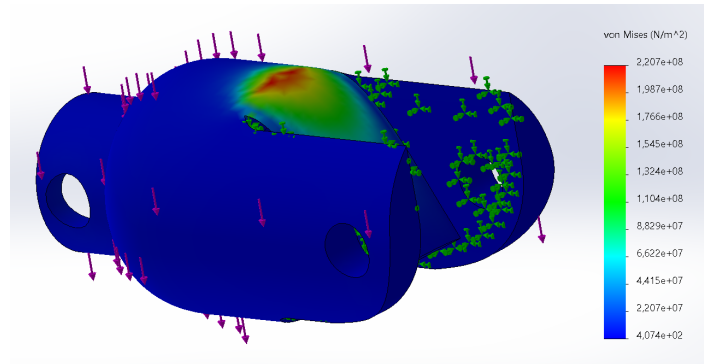
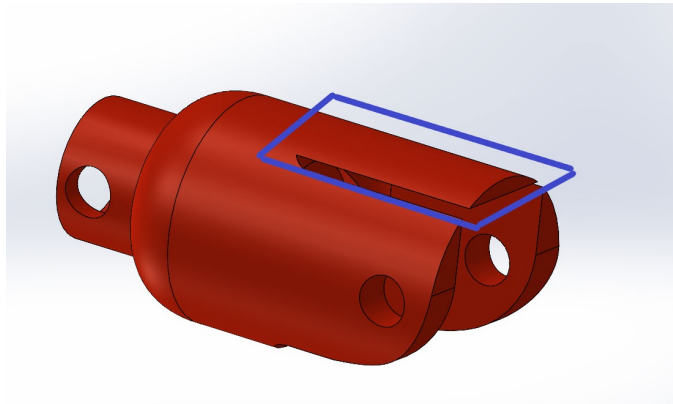
En la gráfica 6, se puede observar una contracción 2 pulsos de contracción en la palma de la mano, y el tercer pulso es un giro de 180° por la Muñeca.

XVII. DISEÑO MECÁNICO

En este apartado mostraremos todo el análisis estático de tensión que se le aplicaron a las partes del prototipo. “La fuerza en la mano derecha es mayor que en la izquierda, en ambos sexos con una media de 27,5 kg para hombres y de 16,7 kg para mujeres” [20]. Conforme a ello entonces aplicaremos esta fuerza en Newton ya que el programa Solidworks no tiene la unidad de medida en Kg fuerza.

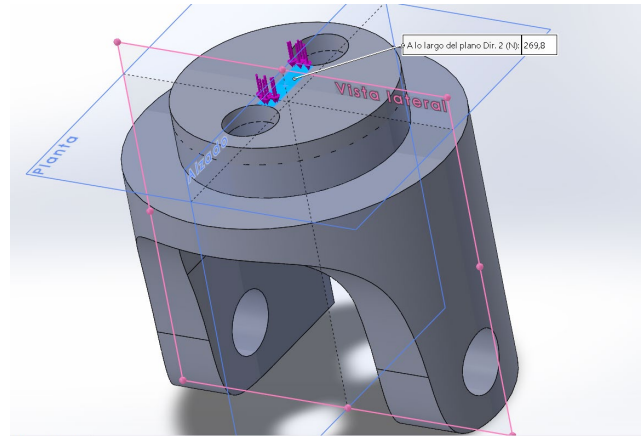
$$27.5 \text{ Kg} \cdot \frac{1 \text{ N}}{0.102 \text{ Kg}} = 269.60 \text{ Newton}$$

Aparte de esto, SolidWorks no tiene agregado el material PLA, por lo que, usamos uno similar, como por ejemplo, el material de plástico ABS.

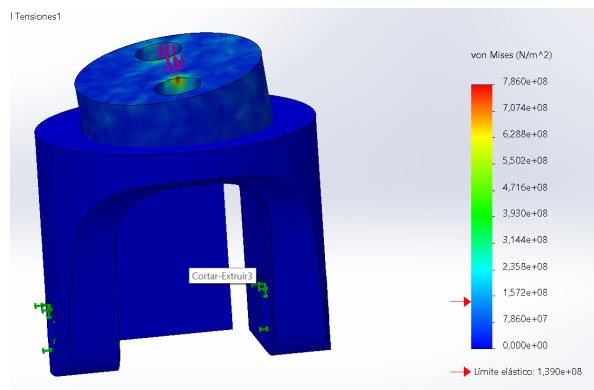


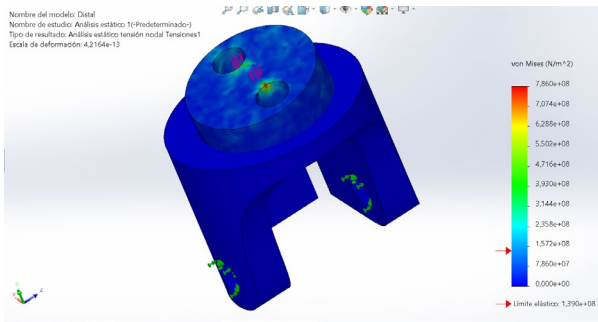
Se puede observar en la zona roja una deformación y posiblemente rompimiento de éste.

El anterior diseño hace referencia a las Falanges Medial y Proximal. Ahora observaremos el análisis de fuerza para la falange distal, el cual, se le aplicara una fuerza en una región específica.



La región sombreada de color azul celeste indica el campo por donde ejercerá la fuerza el Nylon 6, quien es el encargado de contraer los dedos por medio del par torsional que transmite los servomotores.





Análisis 2. Falange Distal

Como indican las flechas, la tensión máxima que puede soportar la región sombreada para que no sufra una deformación permanente es de aproximadamente $1.57e+08 \text{ N/m}^2$.

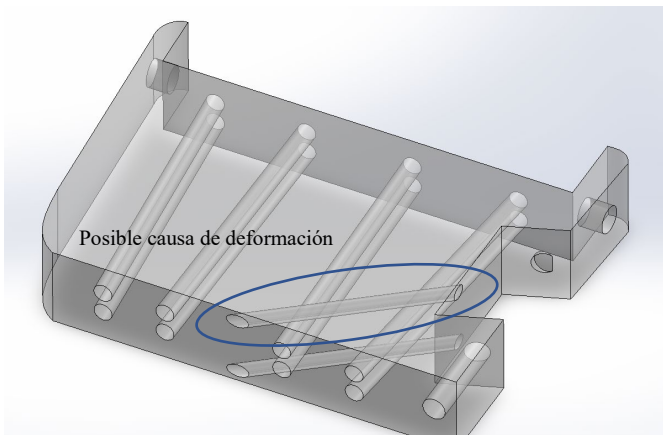
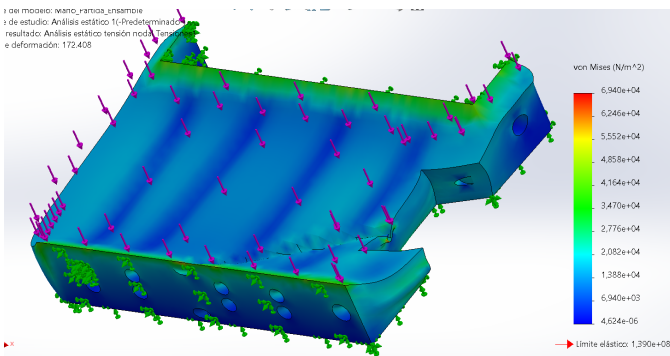
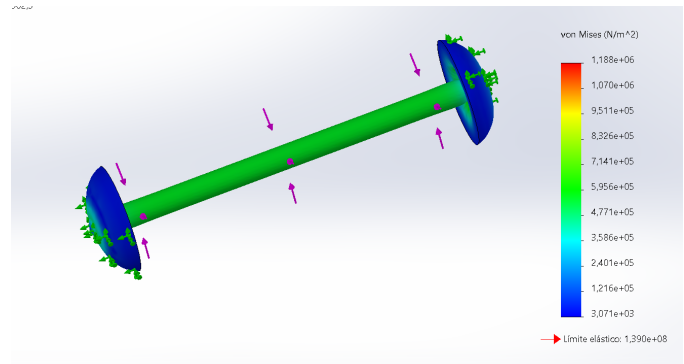


Ilustración 8. Perforación por donde pasara el Nylon 6, referenciando los Huesos Metacarpianos.



Análisis 3. Fuerza en la palma de la mano

La posible causa de la deformación en la palma de mano es la perforación que se hizo para el paso de Nylon que va ligado con el dedo pulgar (Ilustración 3). Una solución a ello es hacer una perforación con una broca menor a 4 mm de diámetro, ya que el Nylon 6 tiene como diámetro 0.75 mm.



Análisis 4. Ejes para la unión de Falanges

El eje resiste los 269.60 Newton que le puede dar los diseños de la falange medial y proximal.

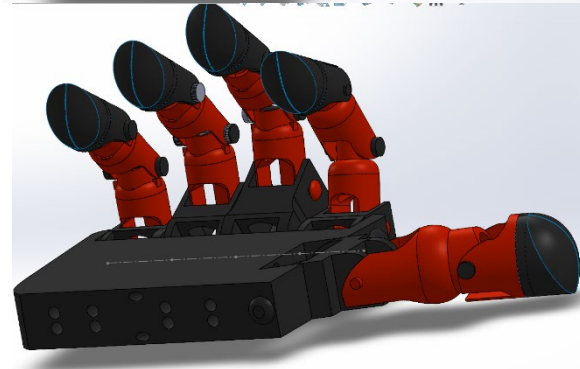
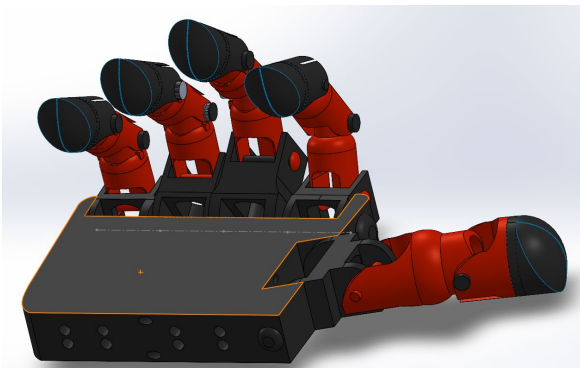


Ilustración 9. Prótesis de Mano

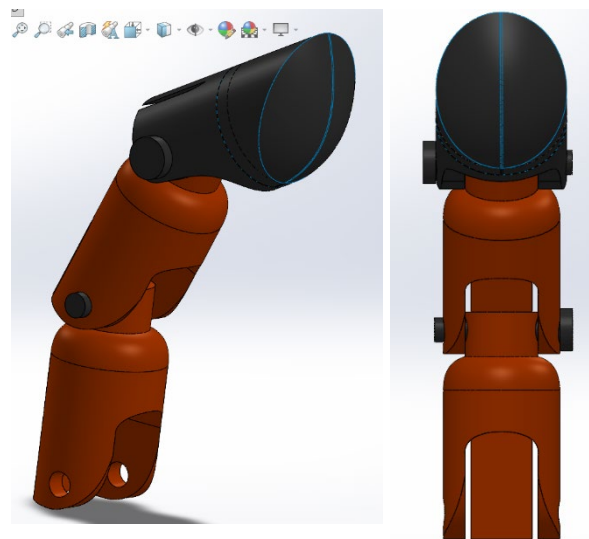
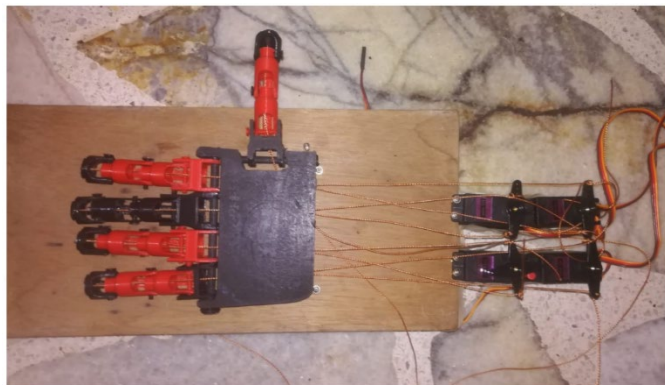


Ilustración 10. Ensamblaje de los dedos

XVIII. EVIDENCIAS



XIX. REFERENCIAS

[1]. Crawford, L. Elizabeth y Dylan T. Vavra. "Escribiendo con EMG usando MyoWare". (2016).

[2]. Bravo Martínez, Gabriel. "Sistema de control de diapositivas de Power Point basado en MyoWare y LabView". *Instituto de Ingeniería y Tecnología* (2018), Vol. 40, pp. 32, Oct 2018. ISSN 1405-2172

[3]. Gutiérrez-Carreño, A. R. (2014). "Amputación de extremidades. ¿Van a la alza?". *Revista Mexicana de Angiología*, Vol. 42(3), pp. 112, Sep, 2014.

[4]. Sánchez, Eduardo Vázquez Vela. "Los amputados y su rehabilitación." Un reto para el Estado. Academia Nacional de Medicina. Mexico (2016).

[5]. <https://www.mspbs.gov.py/portal-16631/cada-20-segundos-una-persona-con-diabetes-es-amputada-en-el-mundo.html>

[6]. Farro, L., Tapia, R., Bautista, L., Montalvo, R., & Iriarte, H. (2012). Características clínicas y demográficas del paciente amputado. *Revista Médica Herediana*, 23(4), 240-243.

[7]. Alférez, A. "Las representaciones sociales de felicidad y postconflicto en Colombia: Sus consecuencias educativas y sociales." (2016).

[8]. <https://centrodememoriahistorica.gov.co/262-197-muertos-dejo-el-conflicto-armado/>

[9]. Ocampo, M. L., Henao, L. M., & Vásquez, L. (2010). "Amputación de miembro inferior: cambios funcionales, inmovilización y actividad física". Editorial Universidad del Rosario.

[10]. Oficina de Promoción Social. Sala situacional de Personas con Discapacidad. Ministerio de Salud y Protección Social. MINSALUD, Septiembre 2019. Disponible en:

[11]. LOAIZA, Jair L.; ARZOLA, Nelson. Evolution and trends in the development of hand prosthesis. *Dyna*, 2011, vol. 78, no 169, pp. 191-200.

[12] Romo, Harold A.; Realpe, Judy C.; Jojoa, Pablo E. Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano Revista Avances en Sistemas e Informática, vol. 4, núm. 1, junio, 2007, pp. 127-136 Universidad Nacional de Colombia Medellín, Colombia.

[13] Arias López, Luz Amparo. "Biomecánica y patrones funcionales de la mano." *Morfología* (2012).

[14] RiesgoZero, "Los movimientos básicos de la mano en el uso de herramientas manuales"

[15] Daniel Lopesino R. "Análisis y mejora del diseño de una mano protésica" Trabajo de grado, Universidad Politécnica, Madrid, (2018)

[16] Arias López, Luz Amparo. "Biomecánica y patrones funcionales de la mano." Universidad Nacional, Colombia, *Morfología* (2012).

[17] Advance technologies, "3-lead Muscle / Electromyography Sensor for Microcontroller Applications" Datasheet 2015.

[18] Villalba, "Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica", *Mundo Fesc*, vol. 15, no. 1, pp. 14-25, 2018.

[19]. Jorge Andrés García P y Luis Enrique Mendoza, "Adquisición y procesamiento de señales EMG para controlar movimientos de un brazo hidráulico" *Mundo Ferc*, junio 2014, p.2

[20]. Elgegren, Mariela, et al. "Reciclaje químico de desechos plásticos." *Revista de la sociedad química del Perú* 78.2 (2012): 105-119.

- [21]. Mateo Lázaro, M. L., F. Berisa Losantos, and A. Plaza Bayo. "Nuevas tablas de fuerza de la mano para población adulta de Teruel." *Nutrición hospitalaria* 23.1 (2008): 35-40.
- [22]. Lledó Sánchez, Emilio. *Diseño de un sistema de control domótico basado en la plataforma Arduino*. Diss. Universitat Politècnica de València, 2012.
- [23]. <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1131873/ETC2/MG996R.html>
- [24]. Auliya, Rizki, Syaifudin Syaifudin, and Liliek Soetjatie. "Design an Occlusion Calibrator using XGZP6887 and Servo Motor MG966R as a Simulator." *Indonesian Journal of electronics, electromedical engineering, and medical informatics* 3.1 (2021): 29-33.