

**DESARROLLO DE PRÓTESIS DINÁMICA EN PACIENTES CON LIMITACIÓN EN  
LA PORCIÓN DISTAL DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR**

JORGE ENRIQUE APARICIO APARICIO

UNIVERSIDAD DE PAMPLONA  
FACULTAD DE INGENIERIAS Y ARQUITECTURA  
DEPARTAMENTO DE INGENIERIA ELECTRICA Y ELECTRÓNICA,  
SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES  
PROGRAMA DE INGENIERIA ELECTRÓNICA



PAMPLONA 2019



**DESARROLLO DE PRÓTESIS DINÁMICA EN PACIENTES CON LIMITACIÓN EN  
LA PORCIÓN DISTAL DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR**

JORGE ENRIQUE APARICIO

DIRIGIDA POR:

ABELARDO MEJIA

INGENIERO ELECTRÓNICO, ESPECIALISTA

UNIVERSIDAD DE PAMPLONA

FACULTAD DE INGENIERIAS Y ARQUITECTURA

DEPARTAMENTO DE INGENIERIA ELECTRICA Y ELECTRÓNICA,

SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES

PROGRAMA DE INGENIERIA ELECTRÓNICA



PAMPLONA 2019



## DEDICATORIA

Este trabajo se lo dedico primeramente a Dios por darme salud, fortaleza y sabiduría para culminar con éxito este proyecto y alcanzar cada una de mis metas propuestas al inicio de mi carrera.

A mi madre quien me apoyo incondicionalmente en este proceso de formación, respaldándome con su amor, para alcanzar cada uno de mis sueños y poder superar día a día cada obstáculo que se me presentaba, así mismo acompañarme en cada una de mis decisiones dándome siempre ánimos a través de sabios consejos que me ayudaron a seguir adelante.

A mi tía por estar siempre apoyándome, ayudándome y bríndenme consejos para cada día ser mejor persona. A mis hermanas que siempre estuvieron brindándome su apoyo para seguir adelante y no decaer en este sueño de ser ingeniero. Y a todos mis familiares que de una u otra manera estuvieron apoyándome.

JORGE APARICIO A.



## AGRADECIMIENTO

Al culminar este trabajo tan arduo y lleno de muchas satisfacciones es para mí un verdadero placer y orgullo expresar de manera especial y sincera a quienes hicieron realidad esta meta en mi vida académica, ya que su apoyo y colaboración fueron fundamentales durante toda mi vida académica.

Agradezco a Dios por permitirme llegar hasta este momento tan importante para mi vida y hacer posible esta meta, la cual es el principio de grandes logros dentro de mi carrera

Agradezco a mi madre por la confianza, por el cariño, por la comprensión y el apoyo incondicional que me brindo durante mi vida universitaria, y sobre todo por su ejemplo de lucha y honestidad, gracias por brindarme la oportunidad de ser ingeniero.

Agradezco a mis hermanas, a mi tía y a todos mis familiares que con su compañía, amor y paciencia me han motivado y apoyado para formarme como personal y profesional.

Agradezco a mis amigos, amigas y compañeros de estudio, que estuvieron conmigo y compartimos tantas aventuras, experiencias, desveladas y triunfos. Gracias por hacer que cada momento que compartimos fuera el mejor, siempre los llevare en mi corazón.

Agradezco a mi director de trabajo de grado Ing. Abelardo mejía por brindarme sus conocimientos y acompañamiento durante la realización de este proyecto.

Agradezco a todos los profesores que tuve durante mi carrera universitaria en especial al profesor Julio César Ospino Arias por sus consejos, sugerencias y regaños que me ayudaron a ser cada vez un mejor profesional, muchas gracias por todo profe.

Agradezco a la pastoral universitaria Centinelas de fe y a la RCC por brindarme ese segundo hogar y esa familia que muchas veces me apoyaron y no me dejaron desistir en la lucha de cumplir mis metas.

Agradezco a ESCAPA por sus consejos, por su apoyo, por las experiencias vividas y cada una de las enseñanzas que me ayudaron y me ayudaran a ser cada día mejor profesional y mejor persona, gracias de todo corazón.



Agradezco a la universidad de Pamplona por permitirme ser parte de esta gran familia, por su aporte invaluable, no solo en el desarrollo de mi vida universitaria, sino también en mi formación como persona, formándome como un profesional integro.

“La gratitud es la memoria del corazón”



## RESUMEN

En este trabajo se desarrollará un diseño en 3D de una prótesis dinámica que se adapte a la discapacidad de miembro superior específicamente de la mano que puede presentar una persona, sea la discapacidad congénita o adquirida y así poder mejorar la calidad de vida de estas personas. Esto con el fin de contribuir a la reintegración de las personas discapacitadas a la vida social y en busca de dar una independencia total.

A la prótesis diseñada se le implementara un sistema de control para el agarre y manipulación de objetos este control se realiza con un sistema embebidos, este controlara la prótesis mediante la adquisición de señales electromiografías que son acondicionadas y filtradas para poder obtener una mejor señal.

Este proyecto genera un gran impacto en el ámbito social y en el ámbito ambiental, ya que con este trabajo contribuimos a la reintegración de las personas discapacitadas a la vida social, y por otra parte los materiales que utilizamos en realización de la prótesis son materiales biodegradables que contribuyen al cuidado del medio ambiente.



## ABSTRACT

In this work, a 3D design of a dynamic prosthesis will be developed that adapts to the disability of the upper limb specifically of the hand that a person can present, be it congenital or acquired disability and thus be able to improve the quality of life of these people. This in order to contribute to the reintegration of disabled people into social life and in search of total independence.

To the designed prosthesis a control system for the grip and manipulation of objects will be implemented. This control is performed with an embedded system, this will control the prosthesis by acquiring electromyography signals that are conditioned and filtered to obtain a better signal.

This project generates a great impact in the social and environmental fields, since with this work we contribute to the reintegration of disabled people into social life, and on the other hand, the materials we use to make the prosthesis are biodegradable materials. that contribute to the care of the environment.



# Contenido

DEDICATORIA .....	3
AGRADECIMIENTO .....	4
RESUMEN .....	6
ABSTRACT.....	7
1 INTRODUCCIÓN.....	15
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	17
1.2 JUSTIFICACIÓN .....	18
1.3 OBJETIVO GENERAL.....	19
1.3.1 OBJETIVO GENERAL.....	19
1.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	19
1.4 ALCANCES Y LIMITACIONES .....	20
2 MARCO TEÓRICO .....	21
2.1 ESTADO DEL ARTE .....	21
2.2 MARCO TEÓRICO .....	23
2.2.1 ANATOMIA Y BIOMECANICA DE LA MANO HUMANA .....	23
2.2.2 LA MANO HUMANA .....	23
2.2.3 TENDONES Y MUSCULOS .....	24
2.2.4 MOVIMIENTOS DE LA MANO .....	25
2.3 DISCAPACIDAD .....	28
2.3.1 CLASIFICACION DE LA DISCAPACIDADES.....	28
2.4 PROTESIS .....	29
2.4.1 CLASIFICACION DE PROTESIS .....	29
2.5 SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS.....	34
2.5.1 ACONDICIONAMIENTO Y AMPLIFICACION .....	34
2.6 IMPRESIÓN 3D .....	34
2.6.1 MATERIALES.....	35
2.7 TIPO DE RELLENO DE IMPRESIÓN .....	37
2.7.1 Panal de abeja (o hexagonal).....	38
2.7.2 Rectangular (rectilíneo).....	38
2.7.3 Triangular (diagonal).....	39



2.7.4	curvilíneo (lineal).....	39
2.8	PORCENTAJE DE RELLENO DE IMPRESIÓN.....	40
2.9	SOLIDWORK .....	40
2.10	SISTEMA ENBEBIDO .....	40
2.10.1	PSOC.....	41
2.10.2	PSOC CREATOR.....	42
2.11	CINEMÁTICA DIRECTA.....	42
3	CARACTERIZACIÓN Y CINEMÁTICA DE LA MANO .....	45
3.1	DATOS ANTROPOMÉTRICOS.....	45
3.2	MODELO GEOMÉTRICO .....	48
3.2.1	Cinemática dedo medio .....	48
3.2.2	Cinemática dedo índice.....	50
3.2.3	Cinemática dedo pulgar .....	52
4	DISEÑO DEL PROTOTIPO .....	55
4.1	ESPECIFICACIONES DE DISEÑO.....	55
4.1.1	Funcionamiento .....	55
4.1.2	Tamaño .....	56
4.1.3	Peso.....	56
4.1.4	Tiempo de uso.....	56
4.1.5	Usuario .....	56
4.1.6	Seguridad .....	56
4.1.7	Materiales .....	56
4.2	DISEÑO DEL PROTOTIPO .....	56
4.3	PRECAUCIONES Y MANEJO DE LA PRÓTESIS.....	63
4.3.1	Sugerencias de uso.....	63
5	PRUEBAS DE RESISTENCIA.....	64
5.1	DISEÑO DE PROBETA DE ENSAYO .....	64
6	IMPLEMENTACIÓN .....	70
7	SISTEMA DE ADQUISICIÓN.....	73
7.1	ACONDICIONAMIENTO Y CONTROL.....	74
7.1	Sistema embebido psoc 5LP .....	79
8	CONCLUSIONES.....	83
	BIBLIOGRAFIA.....	84



ANEXOS .....	87
❖ Medidas de diseño .....	87
❖ Tablas de promedio de medidas antropométricas en Latinoamérica .....	90
❖ CURVAS CARACTERÍSTICAS DEL PLA .....	95
❖ Medida de las piezas de la prótesis .....	101

## LISTA DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1 huesos de la mano. Fuente: [4].....	24
Ilustración 2 músculos de la mano. fuente:[1] .....	25
Ilustración 3 movimiento de la mano. Fuente: [5] .....	26
Ilustración 4 movimiento de los dedos. Fuente:[5] .....	26
Ilustración 5 movimiento del dedo pulgar. Fuente:[5].....	27
Ilustración 6 tipos de agarre .....	27
Ilustración 7 prótesis estética. Fuente:[9].....	30
Ilustración 8 mano mecánica. Fuente:[10] .....	31
Ilustración 9 prótesis eléctrica. fuente: [9].....	32
Ilustración 10 prótesis mioelectricas. Fuente: [10] .....	33
Ilustración 11 prótesis hibrida. fuente: [10] .....	33
Ilustración 12 proceso de impresión. Fuente: [15].....	35
Ilustración 13 relleno hexagonal. Fuente [17].....	38
Ilustración 14 relleno rectangular. Fuente [17] .....	39
Ilustración 15 relleno triangular. Fuente [17] .....	39
Ilustración 16 relleno curvilíneo. Fuente [17].....	39
Ilustración 17 modelo con los ejes solo con 3 dedos. ....	44
Ilustración 18 medidas antropométricas de la mano .....	47
Ilustración 19 toma de medidas.....	47
Ilustración 20 sistema de coordenadas al dedo medio. Fuente: autor .....	48
Ilustración 21 Sistema de coordenadas al dedo índice. Fuente: autor.....	50
Ilustración 22 Sistema de coordenadas al dedo pulgar. Fuente: autor .....	52
Ilustración 23 vista isométrica del dedo anular . Fuente: autor.....	57



Ilustración 24 vista isométrica del dedo índice. Fuente: autor.....	58
Ilustración 25 vista isométrica del dedo medio. Fuente: autor.....	58
Ilustración 26 vista frontal del dedo meñique. Fuente: autor.....	58
Ilustración 27 vista isométrica del dedo pulgar. Fuente: autor .....	59
Ilustración 28 vista isométrica de la mano. Fuente: autor.....	59
Ilustración 29 vista lateral de la pieza del antebrazo. Fuente: autor .....	60
Ilustración 30 union de las falanges con la palma. Fuente: autor .....	60
Ilustración 31 unión de la palma con el antebrazo Fuente: autor.....	61
Ilustración 32 vista isométrica de la mano. Fuente: autor.....	61
Ilustración 33 vista superior de la mano. Fuente autor .....	62
Ilustración 34 tipos de probetas según norma ASTM D638. Fuente:[25]. .....	64
Ilustración 35 dimensiones de las probetas. Fuente: [25] .....	64
Ilustración 36 dimensiones utilizadas para el tipo I. fuente: autor.....	65
Ilustración 37 diseño de la probeta en solidworks. Fuente: autor .....	65
Ilustración 38 impresión de probetas. Fuente: autor .....	66
Ilustración 39 maquina universal de ensayos.....	67
Ilustración 40 maquina universal lista para realizar el ensayo.....	67
Ilustración 41 probetas después de la prueba de tracción. ....	69
Ilustración 42 pruebas de la prótesis con el usuario.....	70
Ilustración 43 pruebas de la prótesis con el usuario.....	<b>¡Error! Marcador no definido.</b>
Ilustración 44 metodología de diseño .....	73
Ilustración 45 metodología de diseño. ....	73
Ilustración 46 etapa de amplificación. Fuente: autor .....	74
Ilustración 47 amplificador de instrumentación INA128.....	74
Ilustración 48 offset de la tarjeta.....	75
Ilustración 49 circuito de la tarjeta.....	76
Ilustración 50 PCB de la tarjeta .....	76
Ilustración 51 tarjeta de adquisición .....	77
Ilustración 52 tarjeta de adquisición con componentes.....	77
Ilustración 53 señal a la salida del amplificador de instrumentación.....	78
Ilustración 54 sistema de adquisición con Psoc. ....	78

Ilustración 55 metodología de programación.....	79
Ilustración 56 módulo ADC .....	80
Ilustración 57 módulo PWM.....	81
Ilustración 58 curva característica esfuerzo Vs deformación.....	95
Ilustración 59 curva característica esfuerzo Vs deformación.....	95
Ilustración 60 curva característica esfuerzo Vs deformación.....	96
Ilustración 61 curva característica esfuerzo Vs deformación.....	96
Ilustración 62 curva característica esfuerzo Vs deformación.....	97
Ilustración 63 curva característica esfuerzo Vs deformación.....	97
Ilustración 64 curva característica esfuerzo Vs deformación.....	98
Ilustración 65 curva característica esfuerzo Vs deformación.....	98
Ilustración 66 curva característica esfuerzo Vs deformación.....	99
Ilustración 67 curva característica esfuerzo Vs deformación.....	99
Ilustración 68 curva característica esfuerzo Vs deformación.....	100
Ilustración 69 curva característica esfuerzo Vs deformación.....	100
Ilustración 70 medidas dedo anular.....	101
Ilustración 71 medidas dedo índice.....	101
Ilustración 72 medidas dedo medio.....	102
Ilustración 73 medidas dedo meñique.....	102
Ilustración 74 medidas dedo pulgar .....	103
Ilustración 75 medidas palma.....	103
Ilustración 76 medidas palma.....	104
Ilustración 77 medidas pieza antebrazo .....	104
Ilustración 78 medidas prótesis .....	105

## LISTA DE TABLAS

<b>Tabla 1</b> medidas antropométricas del diseño .....	45
---	----



<b>Tabla 2</b> Valores obtenidos para los parámetros D-H del dedo medio. ....	49
<b>Tabla 3</b> Valores obtenidos para los parámetros D-H del dedo índice. ....	51
<b>Tabla 4</b> Valores obtenidos para los parámetros D-H del dedo pulgar. ....	53
Tabla 5 tipos de relleno y densidades .....	65
Tabla 6 de resultados de la maquina universal. Fuente: autor .....	68
<b>Tabla 7</b> medidas del longitud de la mano.....	87
<b>Tabla 8</b> medidas de la ancho de la mano.....	87
<b>Tabla 9</b> medidas de la longitud de la palma .....	87
<b>Tabla 10</b> medida de la falange proximal del dedo pulgar .....	87
<b>Tabla 11</b> medida de la falange distal del dedo pulgar .....	87
<b>Tabla 12</b> medida de la falange proximal del dedo índice.....	87
<b>Tabla 13</b> medida de la falange medio del dedo índice .....	87
<b>Tabla 14</b> medida de la falange distal del dedo índice .....	88
<b>Tabla 15</b> medida de la falange proximal del dedo medio .....	88
<b>Tabla 16</b> medida de la falange medio del dedo medio.....	88
<b>Tabla 17</b> medida de la falange distal del dedo medio .....	88
<b>Tabla 18</b> medida de la falange proximal del dedo anular .....	88
<b>Tabla 19</b> medida de la falange medio del dedo anular .....	88
<b>Tabla 20</b> medida de la falange distal del dedo anular .....	88
<b>Tabla 21</b> medida de la falange proximal del dedo meñique.....	88
<b>Tabla 22</b> medida de la falange medio del dedo meñique .....	89
<b>Tabla 23</b> medida de la falange distal del dedo meñique .....	89
<b>Tabla 24</b> Anchura de la mano y longitud de la palma en mujeres. ....	90
<b>Tabla 25</b> Anchura de la mano y longitud de la palma, en hombres. ....	90
<b>Tabla 26</b> Longitudes de las falanges del dedo pulgar en mujeres.....	90
<b>Tabla 27</b> Longitudes de las falanges del dedo pulgar en hombres.....	91
<b>Tabla 28</b> Longitudes de las falanges del dedo indicador de mujeres.....	92
<b>Tabla 29</b> Longitudes de las falanges del dedo indicador de hombres.....	92
<b>Tabla 30</b> Longitudes de las falanges del dedo medio de mujeres.....	92
<b>Tabla 31</b> Longitudes de las falanges del dedo medio de hombres.....	93
<b>Tabla 32</b> Longitudes de las falanges del dedo anular de mujeres.....	93



<b>Tabla 33</b> Longitudes de las falanges del dedo anular de hombres.....	93
<b>Tabla 34</b> Longitudes de las falanges del dedo mínimo de mujeres.....	94
<b>Tabla 35</b> Longitudes de las falanges del dedo mínimo de hombres.....	94



# 1 INTRODUCCIÓN

Dentro de los diferentes tipos de discapacidades, las personas con discapacidad física representan el colectivo más numeroso[1], el ministerio de salud define discapacidad física como: “Incluye en general a las personas que por cualquier razón tengan movilidad reducida, que encuentran barreras para movilizarse, cambiar o mantener una posición corporal, manipular objetos de forma autónoma e independiente”

El objetivo de este trabajo es desarrollar un diseño de prótesis dinámica que se adapte a las necesidades de los usuarios, ya que cada usuario tiene una necesidad diferente, la idea es desarrollar prótesis a la medida del usuario con sus medidas antropométricas teniendo en cuenta el ámbito en el que el usuario se desenvuelve, para esto se desarrolló un estudio previo de la resistencia de los materiales, peso de la prótesis, dimensiones y funcionalidad, con esto obtenemos el tipo de relleno más resistente para el ámbito donde se desenvuelve el usuario, buscando así que el usuario tenga la mayor comodidad y el funcionamiento, todo esto con el fin de brindar al usuario una prótesis que mejore su calidad de vida.

En este trabajo se realiza un estudio bibliográfico de los antecedentes de diseño de prótesis y la cinemática directa de la mano tomando como base tres proyectos, uno en el ámbito regional, otro a nivel nacional y el ultimo a nivel internacional, se tomó como referencia el método de diseño y estudio de la cinemática de cada trabajo.

Se realizó una etapa de adquisición de señales electromiográficas con el uso de electrodos no invasivos esto con el fin de controlar la prótesis de forma electrónica, para eso se realizó una etapa de amplificación de la señal electromiografía que está en el orden de los mV, la señal luego de pasar por la etapa de adquisición entra a una etapa de offset que consiste en elevar la señal a un voltaje positivo ya que la señal tiene voltaje negativo y al momento de ingresarla al sistema embebido se pierde esta parte de la señal, a esta señal ya ingresada al sistema embebido se le aplica un filtrado digital para eliminar frecuencias innecesarias, se



realiza un filtro pasa alta para eliminar frecuencias mayores a 1000 Hz, ya que la señal deseada se encuentra entre ese rango de frecuencia.

Las prótesis existentes en el mercado nacional e internacional tienen costos elevados, justificados por sus desarrollos tecnológicos, existen diferentes tipos de prótesis en el mercado desde la más básica hasta las más complejas, los proyectos de investigación y desarrollo en este campo son escasos, extensos y poco desarrollados debido a la falta de financiación. La necesidad de desarrollar un diseño que pueda producirse en la región surge al ver la necesidad de las personas discapacitadas.



## 1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Según datos del ministerio de salud y protección social en junio del 2017 En Colombia hay aproximadamente 1'404.108 discapacitados de los cuales el 34.2% esto equivale a 479.805 son personas con funciones corporales que presentan alteraciones en el movimiento del cuerpo, manos, brazos y piernas [2].

En el censo realizado por la oficina de salud pública de la alcaldía de Pamplona se cuenta con una base de datos de personas con alteraciones en el movimiento del cuerpo, manos, brazos y piernas de alrededor de 379 personas. La discapacidad que sufren estas personas se asocia con condiciones de bienestar insuficiente, como la pobreza, la marginación social, y el analfabetismo, entre otros[2], este tipo de problemática es estudiada por la ingeniería para gestar propuestas útiles que aporten en la construcción de elementos que faciliten suplir las necesidades de las personas con discapacidades de diversos tipos.

El usuario con discapacidad física pierde entre el 50 y el 100% de su independencia[2], la discapacidad física es una deficiencia que le impide al paciente un desarrollo personal en condiciones de igualdad de oportunidades respecto a las personas que lo rodean, estas personas se enfrentan a gran variedad de problemas, tanto en su aprendizaje como en la movilidad ya que pierde capacidad motriz porque el ritmo y la velocidad en la que trabajan son inferiores a las demás[3], el solo hecho de escribir o intentar cepillarse los dientes o tomar una taza de café puede resultar muy difícil porque requieren movimientos coordinados.



## 1.2 JUSTIFICACIÓN

Al desarrollar un diseño que pueda suplir las necesidades básicas de las personas tales como, cepillarse, vestirse, comer y, desempeñarse en actividades laborales cómo, manejar un carro, cargar un bulto, trabajar en construcción, entre otras muchas más actividades que le permitan desempeñarse sin inconveniente en un ambiente específico, se ayuda a la integración social, familiar e individual de la persona.

El proceso de autonomía e independencia en los pacientes con discapacidad física se logra aumentando la confianza del paciente a tal punto que la persona no necesite de un tercero para desarrollar las necesidades básicas como el bienestar físico en lo relativo al hábitat, al consumo de alimentos, la higiene personal, al desempeño laboral, entre otras.

Por eso con este proyecto queremos desde la academia diseñar una prótesis que pueda suplir la necesidad de no tener la mano y así ayudar a esas personas con discapacidad y con el acompañamiento de una estudiante de terapia ocupacional lograr una adaptabilidad a la prótesis y lograr de la mejor manera una inclusión en el campo laboral y social para estas personas.

La impresión de la prótesis se realizará con materiales biodegradables que contribuya al cuidado del medio ambiente y así tratar de disminuir el impacto ambiental, para esto trabajaremos con materiales como el PLA y TPU.

Conociendo que un trabajo de grado se fundamenta en tres líneas fundamentales que son: LA SOCIAL, LA AMBIENTAL Y LA DE LA CARRERA, la parte social se desarrolla con el diseño y entrega de la prótesis para las personas con discapacidad de miembro superior. la parte ambiental se tuvo en cuenta al momento de elegir los materiales para la realización de la prótesis, por eso escogimos el PLA y el TPU que son materiales biodegradables y no contaminan el medio ambiente. En la parte electrónica se desarrolló un sistema de adquisición y control de la prótesis.



## 1.3 OBJETIVO GENERAL

### 1.3.1 OBJETIVO GENERAL

Desarrollar una prótesis dinámica en pacientes con limitación en la porción distal de la extremidad superior

### 1.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Caracterizar los movimientos del miembro superior y su respectiva cinemática empleando modelos teóricos y entornos de simulación.
- Diseñar un modelo de la prótesis en SOLIDWORKS (modelo estático y dinámico) basado en medidas antropométricas reales.
- Realizar pruebas de tensión, rigidez, flexibilidad en diferentes volúmenes, con patrones de diferentes rellenos para la escogencia de material. (prueba destructiva para resistencia de material).
- Implementar el modelo de la prótesis dinámica en personas de bajo recursos que presente este tipo de discapacidad.
- Desarrollar una etapa de adquisición, acondicionamiento y control que se adapte a la prótesis diseñada.

## 1.4 ALCANCES Y LIMITACIONES

- Este proyecto se desarrollará en la universidad de Pamplona e ira orientado para las personas con discapacidad de la Ciudad de Pamplona Norte de Santander.
- Se usará SOLIDWORK para el diseño de las piezas que componen la prótesis y para la simulación del funcionamiento de la prótesis.
- El diseño de la prótesis será un diseño mecánico, que realizará la función de flexión de la mano en un solo movimiento se cerrará todos los dedos al mismo tiempo.
- El diseño de las etapas de adquisición, acondicionamiento y control de la prótesis se realizará mediante el uso de un sistema embebido y un motor que realizará la función de flexión de la prótesis de acuerdo al diseño realizado.
- la etapa de control de la prótesis será un prototipo, este prototipo es solo para estudios y proyectos futuros, no se le entregara al usuario.



## 2 MARCO TEÓRICO

### 2.1 ESTADO DEL ARTE

En las universidades, centros investigativos, empresas se emprendieron proyectos sobre este tema dando como resultando nuevas y mejoradas prótesis artificiales para extremidades del miembro superior del cuerpo humano. En el presente apartado se realizó una búsqueda de proyectos de desarrollo de prótesis de mano que se han realizado en los últimos años a nivel regional, nacional e internacional. Se toma como referencia un proyecto realizado en la región, uno a nivel nacional y uno a nivel internacional.

Este trabajo de grado lleva por nombre “DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL POR MEDIO DEL USO DE TECNOLOGÍAS 3D EN LA FUNDACIÓN MATERIALIZACIÓN 3D EN BOGOTÁ D.C”, fue realizado por John David bejarano estudiante de ingeniería mecatrónica de la universidad de pamplona, el objetivo principal es desarrollar una prótesis mioeletrica de miembro superior con amputación trasradial por medio del uso de tecnologías 3D en la fundación materialización 3D [4].

Para empezar el diseño original es modificado para acomodar la parte electrónica el diseño original, es tomado de la página thingiverse que ofrece códigos para impresión 3D, la etapa de adquisición fue realizada con el sensor de musculo mioelectrico Myoware que va conectado directamente al arduino y no se realiza ninguna etapa de acondicionamiento ya que el modulo cuenta con esa etapa integrada internamente, el control es realizado con un arduino nano y el actuador son dos servomotores de piñones metálicos.

El siguiente trabajo lleva por nombre “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS ROBÓTICA DE MANO FUNCIONAL ADAPTADA A VARIOS AGARRES” fue realizada por cesar augusto quinayas burgos de la universidad del cauca, El objetivo central de la tesis es diseñar y construir un prototipo de prótesis robótica de mano que pueda realizar agarres prensiles a partir de órdenes efectuadas desde un sistema de mando[5].

Es un prototipo de prótesis diseñado por el autor del trabajo, tiene solamente 3 dedos controlados por motores en cada articulación de los dedos con eso se pretende realizar diferentes tipos de agarres, el módulo de digitalización y comunicación que se usó para este proyecto fue el Microchip



dsPICDEM 1.1 Plus, esta prótesis es controlada por pc en el programa Labview y con esto se mueve los dedos hasta detectar el objeto y con sensores de fuerza y galgas extensiométricas se mide el tamaño del objeto y el agarre y procede a realizar el movimiento y agarra el objeto, para este diseño no se realizó cinemática ni toma de medidas antropométricas, para la realización de la prótesis se usó materiales como la resina y acrílico para realizar los dedos y lo que sería la palma.

Para continuar con la revisión de proyectos realizados, se toma como referencia el proyecto realizado en la universidad Jaime I de España por Bruno Sospedra Griño que tiene como título “DISEÑO MECÁNICO DE PRÓTESIS DE MANO MULTIDEDO ANTROPOMÓRFICA INFRAC-TUADA” su principal objetivo es el diseño de un sistema mecánico infractuado que controle la flexión/extensión de cada dedo, así como la aducción/abducción del pulgar y el diseño de la ubicación, fijación, tipo y modo de trabajo de los actuadores[6].

El prototipo de la prótesis cuenta con los 5 dedos, la mano se encuentra normalmente abierta y se cierra realizando diferentes tipos de agarre como lo son prensión en punta fina, con la punta de los dedos y prensión en gancho para realizar la cinemática se utilizó el mecanismo propuesto en la mano de Toronto que consta de 6 eslabones, estos se dividen en tres mecanismos de cuatro barras cada uno, la prótesis es controlada por un arduino y usa como actuadores servomotores, esta prótesis está diseñada para realizar pruebas en los laboratorios de la universidad Jaime I y las medidas antropométricas fueron tomadas de un estudio realizado anteriormente por la universidad.



## 2.2 MARCO TEÓRICO

### 2.2.1 ANATOMIA Y BIOMECANICA DE LA MANO HUMANA

La realización del estudio de la anatomía de la mano humana es muy grande y complejo debido a la cantidad de movimientos que esta realiza y al número de hueso que posee, este trabajo requiere conocer los aspectos básicos de la estructura anatómica de la mano y también sus diferentes movimientos. Para esto haremos una pequeña descripción.

### 2.2.2 LA MANO HUMANA

La mano está ubicada en el extremo final del miembro superior, es considerada el miembro más importante ya que con este nos permite la manipulación del medio que nos rodea, riqueza funcional, nos da la posibilidad de ser un segmento efector, sensitivo y que nos brindad la posibilidad de realizar múltiples movimientos y realizar acciones necesarias para el desarrollo natural de las personas.

Los huesos de la mano son 27 que están conformados de la siguiente manera:

- 8 carpianos en dos grupos de 4 huesos cada grupo.

El primer grupo de afuera hacia adentro está conformado por los hueso escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme, y el otro grupo inferior está conformado por los huesos trapecio, trapecoide, hueso grande y hueso ganchoso.

Los huesos carpos se articulan por arriba directamente

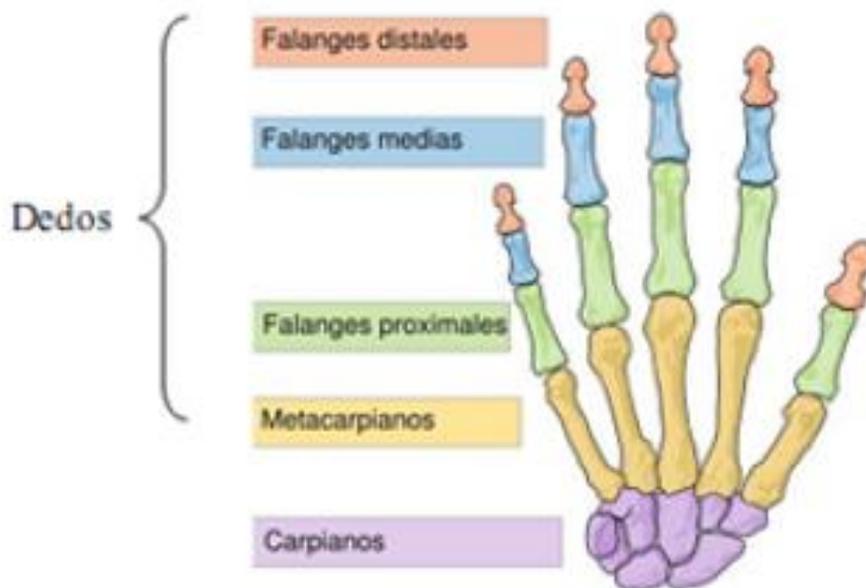
- 5 metacarpianos

Son la parte de la mano comprendida entre los huesos carpianos y los dedos, se enumeran de afuera hacia adentro del 1 al 5

- 14 falanges.

Las falanges forman el esqueleto de los dedos, conocidas como falanges proximal, media y distal. El pulgar y los dedos son los componentes básicos de la mano y se enumeran del hueso radial al cubital de la siguiente forma[4]: I (pulgar), II(índice), III (medio), IV (anular)

y V (meñique). Cada dedo consta de 3 falanges a excepción del dedo pulgar que solo tiene dos falanges y trabaja independientemente.

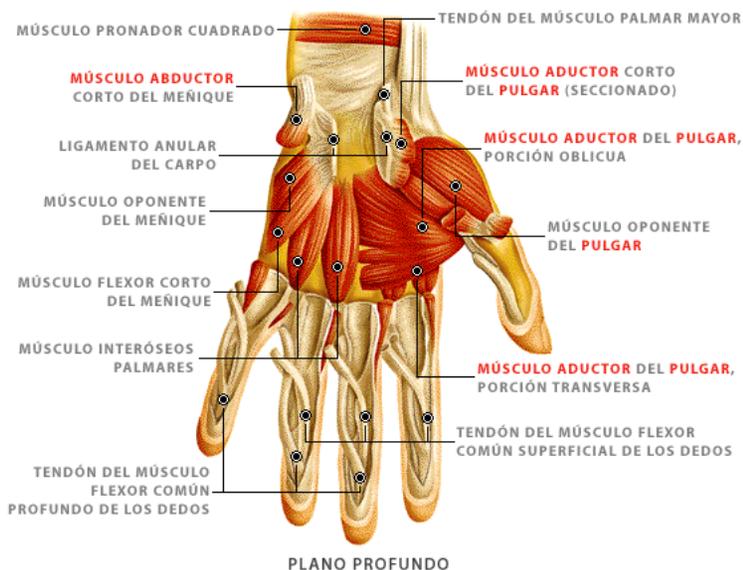


*Ilustración 1 huesos de la mano. Fuente: [4]*

### 2.2.3 TENDONES Y MUSCULOS

La mano posee una amplia variedad de músculos que trabajan entre si para poder proporcionar los movimientos necesarios de todos los dedos, el dedo pulgar es el dedo que posee la mayor cantidad de músculos de la mano debido a que posee mayor cantidad de movimientos en comparación con los demás. Los músculos que intervienen en la mano se dividen de la siguiente manera[1]:

- Grupo de la eminencia tenar
- Grupo de la eminencia hipotenar
- Musculo aductor del pulgar
- Tendones del flexor largo
- Lumbricales que se insertan en ellos
- MM interóseos

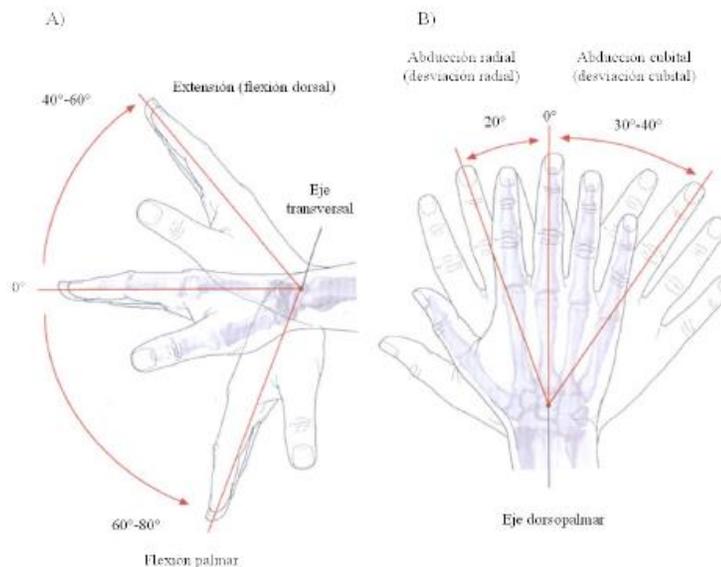


*Ilustración 2 músculos de la mano. fuente:[1]*

## 2.2.4 MOVIMIENTOS DE LA MANO

En cuanto a los movimientos de la mano, son movimientos de alta complejidad y son valoradas de acuerdo al grado de intervención para realizar tareas prensiles. Además posee la capacidad de adaptabilidad a un sin numero de geometrías[7]. El movimiento de las articulaciones de la mano esta dado en angulos de flexion y extensión los cuales ayudan a la descripción de la trayectoria ejercida a través de los movimientos normales de la extremidad. El movimiento del antebrazo es medido como grado de pronación y supinación desde su posición neutral al igual que el movimiento del carpo donde se tienen movimiento de flexion, extensión, desviación radial y cubital.

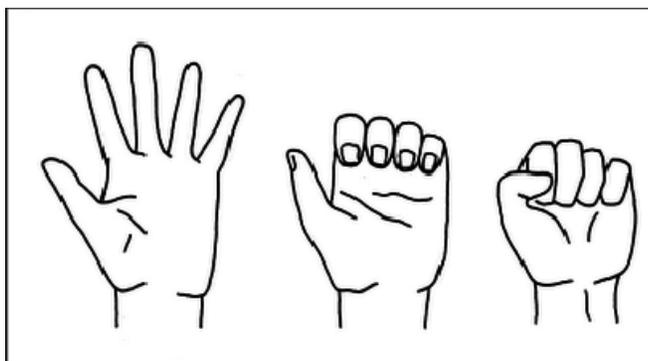
El movimiento de extensión (flexión dorsal) en condiciones normales del carpo presenta un ángulo entre 40° y 60° aproximadamente con respecto a un eje neutro de 0° como se muestra en la figura 3, mientras que el ángulo del arco de flexión palmar se encuentra aproximadamente entre 60° y 80°. La flexión y extensión de la muñeca son movimientos que pueden efectuarse en la articulación proximal y distal, sin embargo, los movimientos de abducción radial y cubital solo se llevan a cabo en la articulación proximal, donde la desviación cubital tiene un arco aproximado de 30° a 40° y la desviación radial es de 20°



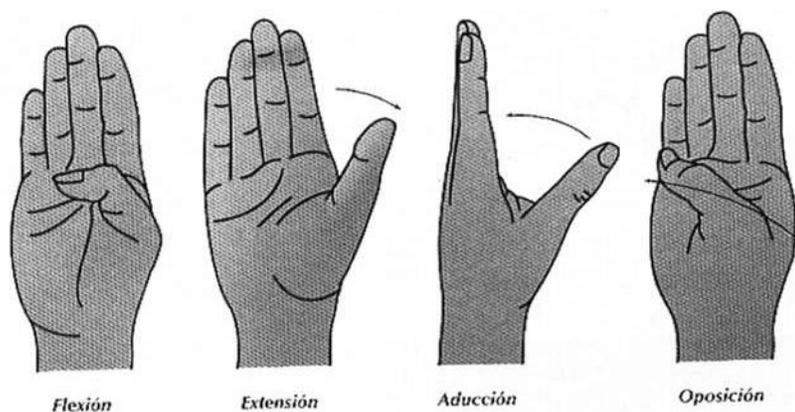
*Ilustración 3 movimiento de la mano. Fuente: [5]*

Los dedos también tienen dos grados de libertad en su articulación con la palma, llamada también articulación metacarpofalangeal, ya que articula la falange proximal con un hueso metacarpiano. Un grado de libertad corresponde a los movimientos de abducción y aducción, movimientos laterales que permiten abrir los dedos, este movimiento es muy limitado. El otro grado de libertad corresponde al movimiento de la flexión el cual es muy amplio[8].

Las siguientes figuras ilustran los movimientos de los dedos



*Ilustración 4 movimiento de los dedos. Fuente:[5]*



*Ilustración 5 movimiento del dedo pulgar. Fuente:[5]*

El pulgar tiene una gran movilidad la cual es la clave para el agarre de los objetos y, otros cuatro dedos se mueven de manera limitada en sentido lateral aunque capacidad de flexión, para abrir y cerrar la mano es muy buena.

Esta capacidad de flexionar los dedos es muy importante para la habilidad de atrapar objetos y mantenerlos con seguridad. Las técnicas de agarre fueron clasificadas por schlesinger en seis categorías distintas: agarre cilíndrico, agarre de punta, agarre de gancho, agarre de palma, agarre esférico y agarre de lado.



*Ilustración 6 tipos de agarre*

## 2.3 DISCAPACIDAD

Según la OMS: Discapacidad es un término general que abarca las deficiencias, las limitaciones de la actividad y las restricciones de la participación. Las deficiencias son problemas que afectan a una estructura o función corporal; las limitaciones de la actividad son dificultades para ejecutar acciones o tareas, y las restricciones de la participación son problemas para participar en situaciones vitales. Por consiguiente, la discapacidad es un fenómeno complejo que refleja una interacción entre las características del organismo humano y las características de la sociedad en la que vive[9].

### 2.3.1 CLASIFICACION DE LA DISCAPACIDADES

Cada persona con algún tipo de discapacidad es diferente a la otra según el grado de gravedad de su discapacidad, ya sea que tengan el mismo tipo de discapacidad o que tengan una discapacidad distinta son diferentes las necesidades que puedan tener y diferente el nivel de cuidado y atención que se le brinde[10]

Los tipos de discapacidad y sus grados son variados y complejos, son como la personalidad de un individuo, con rasgos conocidos y otros ocultos o por descubrir, algunos de estos requieren una atención personalizada.

- **Discapacidad física o motora:**

La discapacidad física es aquella que ocurre al faltar o quedar muy poco de una parte del cuerpo, lo cual impide a la persona desenvolverse de la manera convencional. La discapacidad física poder ser causada mientras la madre está embarazada, por problemas genéticos, también puede ser causada por un fuerte accidente o una enfermedad.

- **Discapacidad sensorial**

Corresponde al tipo de personas que han perdido su capacidad visual o auditiva y quienes presentan problemas al momento de comunicarse o utilizar el lenguaje.

- **Discapacidad auditiva**

La discapacidad auditiva es el déficit total o parcial de la percepción que se evalúa de la pérdida del audio en cada oído.



### - **Discapacidad visual**

La discapacidad visual es la disminución parcial o total de la vista. Se debe tomar en cuenta el campo visual que es el espacio visible con la mirada fija en un punto y la agudeza visual que es la capacidad del ojo para percibir objetos.

### - **Discapacidad intelectual**

La discapacidad intelectual es aquella que presenta una serie de limitaciones en las habilidades diarias que una persona aprende y le sirven para responder a distintas situaciones en la vida.

### - **Discapacidad psíquica**

La discapacidad psíquica es aquella que está directamente relacionada con el comportamiento del individuo. Se dice que una persona tiene discapacidad psíquica cuando presenta trastornos en el comportamiento adaptativo. Este tipo de discapacidad se podría incluir en categoría otros ya que tienen que ver con enfermedades mentales.

## **2.4 PROTESIS**

Las prótesis constituyen los dispositivos ortopédicos utilizados para suplir la falta de extremidades, ya sean prótesis para extremidades superiores como inferiores, todas ellas tienen en común cumplir una función dinámica funcional y otra estética[11].

Las prótesis son dispositivos que actúan como remplazo de una parte del cuerpo que cumplen similar función de dicha parte del cuerpo. Referente al tema de investigación las prótesis robóticas para la mano son el efector del antebrazo humano con funciones de agarre, gancho, puntero y giro. Para el agarre de objetos realiza varios movimientos como cilíndrico, esférico, lateral y contra índice. El gancho solo puede ser abierto o cerrado.

### **2.4.1 CLASIFICACION DE PROTESIS**

Las prótesis se clasifican tomando en cuenta dos aspectos importantes, si estas son activas o pasivas. Las prótesis cosméticas se consideran como pasivas. Las prótesis activas se clasifican



dependiendo de su sistema de alimentación energética para su propulsión, siendo ésta muscular o asistida[6].

### 2.4.1.1 PRÓTESIS COSMÉTICAS

Son denominadas también prótesis pasivas, dado que sólo cubren el aspecto estético, de donde toman su nombre. Para las prótesis cosméticas se emplean de manera recurrente tres materiales: PVC rígido, látex flexible o silicona. Estos materiales se caracterizan por ser más livianos y requieren menos mantenimiento porque tienen menos piezas móviles que otras opciones protésicas.



*Ilustración 7 prótesis estética. Fuente:[9]*

### 2.4.1.2 PRÓTESIS MECÁNICA

Las prótesis mecánicas, 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[12]. 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 a través de los movimientos del muñón.

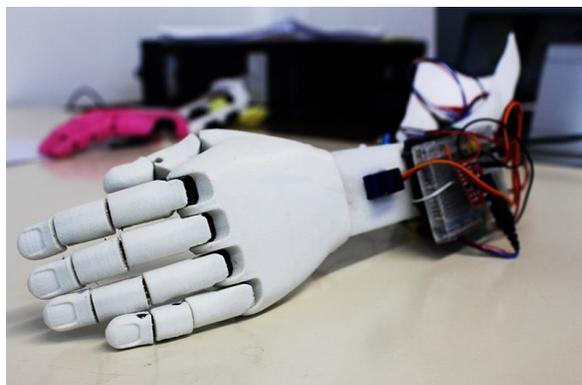
El sistema puede estar constituido por una mano o también se puede utilizar un gancho como aparato de aprehensión, siendo estos especialmente apropiados para actividades de precisión, para sujetar objetos pequeños, utilizándose principalmente este tipo de terminaciones para actividades laborales manuales.



*Ilustración 8 mano mecánica. Fuente:[10]*

### **2.4.1.3 PRÓTESIS ELÉCTRICAS**

Estas prótesis usan motores eléctricos en el dispositivo terminal, muñeca o codo con una batería recargable. Se controlan de varias formas, ya sea con un servomotor, control con botón pulsador o botón con interruptor de arnés. En ciertas ocasiones se combinan estas formas para su mejor funcionalidad. Se usa un socket que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón, logrando la suspensión de éste por una succión. Es más costosa su adquisición y reparación, existiendo otras desventajas evidentes como son el cuidado a exposición de un medio húmedo y el peso de la prótesis[6].



*Ilustración 9 prótesis eléctrica. fuente: [9]*

#### **2.4.1.4 PROTESIS NEUMÁTICA**

Las prótesis neumáticas son accionadas por ácido carbónico comprimido, que proporciona una gran cantidad de energía, aunque también presenta como inconveniente la complicación de sus accesorios. La energía se transmite con pérdidas mínimas, a través de un sistema de tubos. Con un muñón corto, las fuerzas corporales alcanzan justo lo suficiente para accionar una prótesis de propulsión artificial, tal como la neumática, aunque con frecuencia presenta dificultades para realizar diferentes funciones con satisfacción y seguridad necesaria[6].

#### **2.4.1.5 PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS**

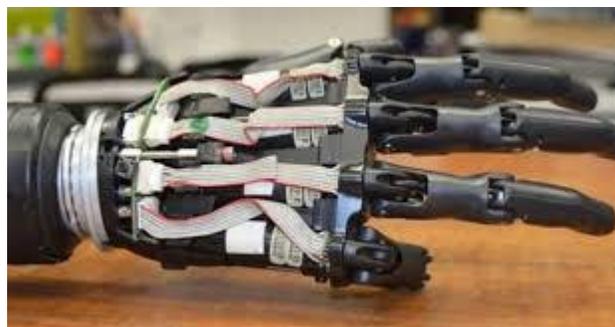
Prótesis mioeléctricas: Las prótesis mioeléctricas con prótesis eléctricas controladas por medio de un poder externo mioeléctrico. Este se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona se produce una señal eléctrica (EMG). Esta señal es muy pequeña (5 a 20  $\mu\text{V}$ ). Para detectar esta señal se usan electrodos, y una vez detectara se amplifica y procesa por un controlador controla los motores de accionamiento del movimiento. La ventaja principal de estas prótesis es que solo requiere que el usuario flexione sus músculos para operarla a diferencia de las prótesis controladas por el cuerpo que necesitan un movimiento real del cuerpo. Otra ventaja es que se elimina el arnés de suspensión. Como desventajas es importante destacar que, al tratarse de un mecanismo complejo, estas prótesis tienen un precio elevado y que presentan un sistema de baterías que requiere un mantenimiento regular [12].



*Ilustración 10 prótesis mioeléctricas. Fuente: [10]*

#### **2.4.1.6 PRÓTESIS HÍBRIDA**

Una prótesis híbrida combina la acción de cuerpo con el accionamiento por electricidad en una sola prótesis. En su mayoría, las prótesis híbridas sirven para paciente que tienen amputaciones por arriba del codo. Así el movimiento del codo se acciona con un sistema mecánico y el movimiento de la mano con u sistema mioeléctrico, por ejemplo[12].



*Ilustración 11 prótesis híbrida. fuente: [10]*

## 2.5 SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS

La electromiografía es una disciplina, el cual detecta, analiza y procesa las señales eléctricas emitidas por la contracción de los músculos[13].

Las señales mioelectricas o también conocidas como electromiograficas (EMG) son señales que se producen por la contracción de los músculos internamente, los músculos generan tensiones alrededor de 100mV cuando se contraen. Estas tensiones son muy atenuadas por el tejido interno y la piel, y que son débiles pero mesurable en la superficie de la piel. Típicas señales EMG superficial (EMG) para los músculos grandes, como el bíceps, están alrededor de 2.1mV en amplitud. Señales EMG contienen frecuencias que van de 2 Hz o inferior a 500 Hz o mayor [11].

### 2.5.1 ACONDICIONAMIENTO Y AMPLIFICACION

La adquisición de las señales electromiografías son parte del acondicionamiento de la señal, para lo cual se utiliza electrodos no invasivos para obtenerla y esta señal es enviada a la etapa de amplificación ya que la señal electromiografica tiene voltajes en el rango de los mili-voltios, luego de ser amplificada se realiza un proceso de filtrado para así obtener una señal más limpia, y por ultimo aplicarle un tratamiento digital.

## 2.6 IMPRESIÓN 3D

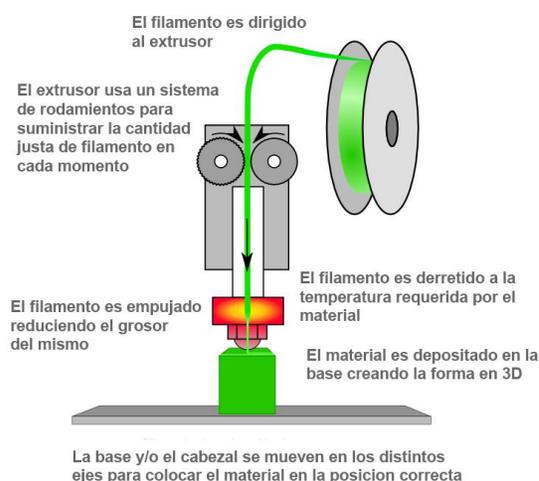
Las impresoras 3D que utilizan la tecnología de deposición de material fundido (FDM) crean piezas a través de capas sobrepuestas de abajo a arriba, calentando y extruyendo el filamento termoplástico a través de una boquilla que cuenta con resistencia eléctricas generadoras de calor. Estas mantienen el material a una temperatura adecuada para lograr una viscosidad que se encuentre en un rango definido, de tal manera que el material pueda fluir, pero manejando cierto control en su deposición[14].

Dicha creación, parte desde un archivo CAD, el cual es generado en un software de modelado 3D que es post-procesado por un software computacional, con el fin de obtener el G-code encargado de controlar la trayectoria que tendría el material termoplástico, para que la impresora haga



el proceso de impresión a semejanza del archivo, esto es, añadir el material sobre una lámina de trabajo hasta que quede la pieza disponible para su posterior empleo[15].

En la siguiente imagen, se puede apreciar una representación gráfica, del proceso de impresión, mostrando las partes que interactúan.



*Ilustración 12 proceso de impresión. Fuente: [15].*

## 2.6.1 MATERIALES

Para la fabricación de prótesis y manos robóticas se emplean materiales con muy buena resistencia a la ruptura, que sean livianos y que presenten bajo coeficiente de fricción al rozar con otras superficies. Entre los materiales que cumplen con estas características se encuentran los metales (acero inoxidable, aleaciones de cromo-cobalto-molibdeno, aleaciones de titanio, platino), los polímeros plásticos de muy alta densidad (polietileno, elastómeros, polipropileno, Poliuretano) y las reninas.

En este proyecto vamos a trabajar con los poliuretanos que son versátiles, modernos y seguros. Poseen un enorme espectro de aplicaciones para crear todo tipo de productos industriales y de consumo básicos para que nuestra vida sea más práctica, cómoda y respetuosa con el medio ambiente. que sea rígido o flexible y es un material preferente en una amplia gama de aplicaciones para la realización de impresión en 3D.

### 2.6.1.1 PLA

El ácido poli-láctico es un polímero biodegradable derivado del ácido láctico. Es un material altamente versátil, que se hace a partir de recursos renovables al 100%, como son el maíz, la remolacha, el trigo y otros productos ricos en almidón. Este ácido tiene muchas características equivalentes e incluso mejores que muchos plásticos derivados del petróleo, lo que hace que sea eficaz para una gran variedad de usos[12].

El PLA es el filamento más usado para impresión 3D, y no es por casualidad: muchas son las ventajas que presenta frente a otros filamentos:

- Para empezar, el PLA es con diferencia el material con el que más sencillo resulta imprimir, tanto por facilidad de uso como por el hecho de ser el material que más margen de error o tolerancia permite.
- Además, el PLA no tiende a deformarse y a sufrir warping, como otros, y suele tener un buen flujo dentro del extrusor.
- A nivel estético el PLA suele ofrecer un acabado muy cuidado, y no es común la aparición de errores como el blobbing y otros defectos que afean el aspecto final de las piezas.
- La pieza resultante de la impresión es fácil de lijar, taladrar o cortar lo que amplía considerablemente sus posibilidades de uso.

### 2.6.1.2 TPU

El poliuretano termoplástico (TPU) es un elastómero sumamente versátil con propiedades especiales que ofrece tanto rendimiento superior como flexibilidad de procesamiento. El TPU es el polímero ideal para aplicaciones en diversos mercados, incluyendo el del calzado, los adhesivos y el moldeo especializado. El TPU brinda beneficios para diseñadores, fabricantes.

La clave de la versatilidad del TPU es que su dureza puede ser sumamente personalizada. El TPU puede ser tan blando como el caucho o tan duro como los plásticos rígidos. La apariencia y sensación del TPU es igual de versátil. Puede ser transparente o colorido como también suave al tacto o puede brindar adherencia. Además de esta capacidad de adaptación, el TPU puede



contar con varias propiedades físicas valiosas, como la resistencia a la abrasión, la claridad óptica y la durabilidad[12].

## 2.7 TIPO DE RELLENO DE IMPRESIÓN

En la impresión 3D los modelos impresos tienen una técnica de creación en su interior muy diferente. El diseño interior beneficia o perjudica el tiempo, el peso o la calidad. Así mismo el precio es otro factor determinante, ya que viene relacionado con el peso de la pieza y el tiempo de realización de la impresión.

Algunos rellenos, tienen una estructura celular que le da a la figura impresa un gran soporte interior, lo que significa que se pueden producir paredes más finas en un objeto impreso en 3D. Pero por supuesto, el relleno de una pieza es algo bastante complejo y que debemos decidir con cuidado, siempre podremos optar a un relleno al 100% que hará que nuestra figura sea más fuerte y pesada[22].

Existen diferentes patrones de relleno, a continuación, se presentan 12 patrones de relleno diferentes y sus diferentes usos:

- ✓ **Impresión 3D Flexible**
  - Cruz en 3D
  - Cruza
  - Concéntrico
- ✓ **Impresión 3D Funcional de Alta Resistencia**
  - Giroide
  - Octeto
  - Subdivisión cubica
  - Cúbico
  - Hexagonal
- ✓ **Impresión 3D de resistencia estándar**
  - Triángulos
  - Rectangular

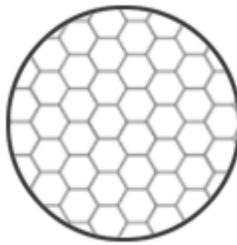
- Cúbico bitruncado
- ✓ **Modelos de baja fuerza**
- Ondulado

De los 12 patrones de relleno anteriormente mencionados existen 4 que son los más utilizados en la impresión 3D que son los siguientes:

### 2.7.1 Panal de abeja (o hexagonal)

Quizá sea el patrón “por defecto” que utilizaremos en nuestras impresiones de objetos, pues es el que más resistencia otorga a una pieza y el que más extensión abarca cuando se imprime[23].

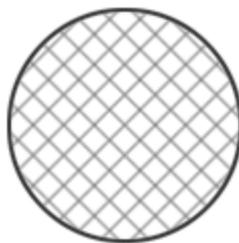
El porcentaje varía según el tamaño de la pieza y la resistencia que queramos darle, a más porcentaje, más consistencia y resistencia tendrá (la pieza se convertirá en un bloque sólido porque se juntan los hexágonos).



*Ilustración 13 relleno hexagonal. Fuente [17]*

### 2.7.2 Rectangular (rectilíneo)

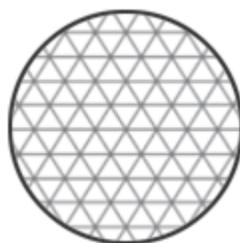
Es el relleno estándar más utilizado que viene predefinido en el software de impresión. Ofrece una resistencia en todas las direcciones y se imprime relativamente rápido. Este relleno aporta una resistencia a la pieza aceptable, no es quizás el mejor para dar resistencia a nuestra pieza, pero si es un muy buen relleno[23].



*Ilustración 14 relleno rectangular. Fuente [17]*

### **2.7.3 Triangular (diagonal)**

Se utiliza cuando se requiere una buena resistencia en las paredes o cuando se quieren imprimir estructuras largas y delgadas. Este patrón aguanta cargas muy altas en piezas con orientación final lateral. Principalmente este relleno es utilizado en la construcción de alguna pieza tipo puentes o vigas para soportar carga[23].



*Ilustración 15 relleno triangular. Fuente [17]*

### **2.7.4 curvilíneo (lineal)**

Este patrón de relleno es el utilizado para que nuestra pieza tenga algo de material en su interior y ayude a la impresión sin utilizar muchos soportes. Este relleno aporta una resistencia muy baja a nuestra pieza, principalmente la resistencia final la va a determinar la cantidad de vueltas que tenga la pared de la pieza[23].



*Ilustración 16 relleno curvilíneo. Fuente [17]*

## 2.8 PORCENTAJE DE RELLENO DE IMPRESIÓN

Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno mayor será la resistencia de la pieza. Pero también serán mayores el peso, el tiempo de impresión y el coste (asociado a un mayor consumo de material) de la misma[24].

Por lo tanto, a la hora de definir el porcentaje de relleno debemos de llegar siempre a una solución de compromiso entre la resistencia del componente que queremos imprimir y el tiempo y los costos de impresión. Ya que un menor relleno nos permite crear piezas más baratas en menos tiempo.

La mayor parte de los programas de laminación traen por defecto un porcentaje de relleno del 20%, lo que es perfectamente adecuado para la mayoría de las impresiones. Sin embargo, dependiendo de las aplicaciones de cada pieza deberemos modificar este porcentaje.

- **Piezas estéticas:** 10-20% de relleno y patrón rectilíneo
- **Piezas genéricas:** 20-30% de relleno y patrón rectilíneo.
- **Piezas grandes que vayan a resistir fuerzas mecánicas:** 40-50% de relleno y patrón Panal.
- **Piezas pequeñas que vayan a resistir fuerzas mecánicas:** 100% de relleno y patrón rectilíneo (al 100% todos los patrones son similares).

## 2.9 SOLIDWORK

SolidWorks es un software tipo CAD, de diseño mecánico, que utilizando un entorno gráfico basado en Microsoft Windows permite de manera intuitiva y rápida la creación de Modelos sólidos en 3D, Ensamblajes y Dibujos. Se basa en el modelado paramétrico, reduciendo el esfuerzo necesario en modificar y crear variantes en el diseño, ya que las cotas y relaciones usadas para realizar operaciones se almacenan en el modelo.

## 2.10 SISTEMA ENBEBIDO

Se trata de un sistema de computación diseñado para realizar una o algunas funciones dedicadas frecuentemente en un sistema de computación en tiempo real. Al contrario de lo que ocurre con los ordenadores de propósito general (como por ejemplo una computadora personal o PC) que



están diseñados para cubrir un amplio rango de necesidades, los sistemas embebidos se diseñan para cubrir necesidades específicas[17].

## CARACTERÍSTICAS BÁSICAS DE LOS SISTEMAS EMBEBIDOS

- ✓ Deben ser confiables.
- ✓ La confiabilidad, es la probabilidad de que el sistema trabaje correctamente dado que está funcionando en  $t=0$ .
- ✓ La mantenibilidad, es la probabilidad de que el sistema vuelva a trabajar correctamente d unidades de tiempo después de un fallo.
- ✓ La seguridad informática: consiste en disponer de una comunicación confidencial y autenticada.
- ✓ La creación de un sistema confiable debe ser considerada desde un comienzo, no como una consideración posterior.
- ✓ Deben ser eficientes en cuanto a la energía, al tamaño de código, al peso y al costo.
- ✓ Están dedicados a ciertas aplicaciones.

### 2.10.1 PSOC

La placa utiliza el dispositivo de la familia PSoC 5LP. PSoC 5LP es el producto más integrado de la industria programable PSoC, integrando periféricos analógicos y digitales de alta precisión y programables, y una CPU ARM® Cortex™ -M3. El PSoC 5LP cuenta con un procesador analógico a digital de alta precisión convertidor (ADC), amplificadores programables, subsistema digital flexible, procesamiento paralelo sin igual bloque de filtros digitales (DFB), periféricos de alto rendimiento como DMA, CAN y USB, y periféricos estándar de comunicación y sincronización. Los subsistemas analógicos y digitales programables permiten flexibilidad y ajuste en el campo del diseño[18].

### 2.10.2 PSoC CREATOR

PSoC Creator es un entorno de diseño integrado (IDE) que permite la edición simultánea de hardware y firmware, compilación y depuración de sistemas PSoC y FM0+. Las aplicaciones se crean mediante la captura esquemática y más de 150 componentes periféricos pre-verificados y preparados para la producción. Los componentes son periféricos analógicos y digitales representados por un símbolo que los usuarios arrastran y sueltan en sus diseños y configuran para adaptarse a una amplia gama de requisitos de aplicación[18].

### 2.11 CINEMÁTICA DIRECTA

En este punto definiremos el análisis de la cinemática de los dedos respecto a un sistema de referencia.

Este análisis corresponde a un tipo específico de cinemática mediante la cual se puede determinar la posición y orientación de un robot, respecto a un sistema de referencia, conociendo únicamente los valores de las variables articulares que actúan sobre dicho robot[20]. En este caso las variables van a ser ángulos.

Hay diferentes formas de resolver dichos sistemas, para este caso decidimos escoger el de matrices de transformación homogéneas.

$$\begin{bmatrix} R & P \\ F & W \end{bmatrix}$$

En donde

- R es una matriz 3X3 y se le conoce como matriz de rotación.
- P es una matriz 3X1 y se le conoce como matriz de traslación.
- F es una matriz 1X3 y se le conoce como matriz de perspectiva que será igual a 0.
- W es una matriz 1X1 y se le conoce como matriz de escalado que toma el valor de 1.

Para hallar la cinemática se usará el método de Denavit-Hartenberg

Denavit-Hartenberg propusieron en 1955 un método matricial que permite establecer de manera sistemática un sistema de coordenadas ( $S_i$ ) ligado a cada enlace  $i$  de una cadena articulada, determinando las ecuaciones cinemáticas de la cadena completa[21].

Según la representación Denavit-Hartenberg, escogiendo adecuadamente los sistemas de coordenadas asociados para cada enlace, será posible pasar de uno al siguiente mediante 4 transformaciones básicas que dependen exclusivamente de las características geométricas del enlace[21].

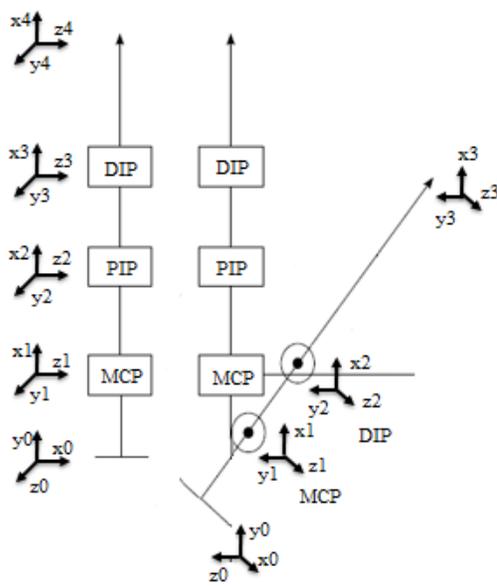
Estas transformaciones básicas consisten en una sucesión de rotaciones y traslaciones que permitan relacionar el sistema de referencia del elemento  $i$  con el sistema del elemento  $i-1$ [21].

La matriz homogénea es la siguiente:

$$\begin{bmatrix} C\theta_i & -S\theta_i C\alpha_i & S\theta_i S\alpha_i & a_i C\theta_i \\ S\theta_i & C\theta_i C\alpha_i & -C\theta_i S\alpha_i & a_i S\theta_i \\ 0 & S\alpha_i & C\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Donde  $a_i$ ,  $\alpha_i$ ,  $d_i$ , y  $\theta_i$  son los parámetros Denavit-Hartenberg

- $a_i$  que es la distancia entre los ejes de dos articulaciones contiguas de un mismo eslabón medidas en línea recta.
- $\alpha_i$  que es el ángulo al cual se encuentra girado uno de los ejes de un eslabón respecto a su eje inmediato predecesor del mismo eslabón.
- $d_i$  es la distancia que existe entre dos caras símiles de ejes de articulaciones contiguas; es decir, entre los ejes final de un eslabón predecesor y el inicial del eslabón siguiente.
- $\theta_i$  es el ángulo que está rotado un eslabón predecesor respecto de su contiguo, o mejor dicho, el ángulo que existe entre dos eslabones contiguos.



*Ilustración 17 modelo con los ejes solo con 3 dedos.*

## 3 CARACTERIZACIÓN Y CINEMÁTICA DE LA MANO

La antropometría no es simplemente un ejercicio de medición, es complicada por la variedad de dimensiones y movimientos del cuerpo humano. Desde hace muchos años quedó descartada la idea de que existía un hombre norma (medio o promedio), con medidas simétricas y proporcionales, un hombre perfectamente distribuido. Ahora sabemos que el porcentaje de que en una población se repitan las mismas medidas en diferentes segmentos del cuerpo y rangos de movimiento de distintas articulaciones, es muy poca, por lo cual hay que hacer divisiones en lo que necesitamos medir, y esto nos va ser indicado por la necesidad específica del elemento a diseñar y el grupo de población a quién va dirigido.

### 3.1 DATOS ANTROPOMÉTRICOS

En la los anexos 9.1 [Medidas de diseño](#) se encuentra el promedio de medidas antropométricas en Latinoamérica y la medidas de 7 personas, y un promedio total de las 7 personas más el promedio latinoamericano de medida en las mujeres (PROMM) y el promedio de medidas latinoamericano de los hombres (PROMH), el promedio total es el usado para el diseño de la prótesis

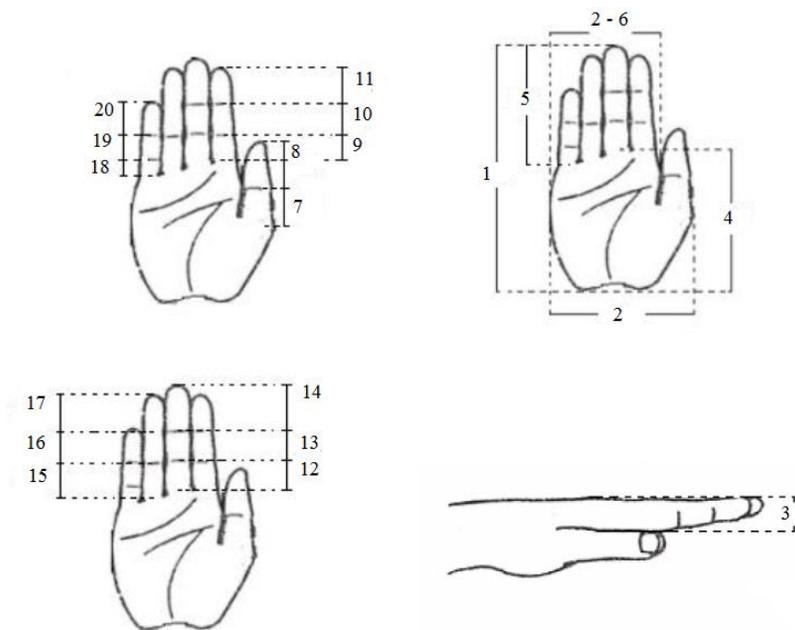
En los anexos [9.2 Tablas de promedio de medidas antropométricas en Latinoamérica](#) se encuentra las medidas antropométricas en Latinoamérica, estando por separado las medidas de los hombres y de las mujeres[19]. Se usaron estas medidas por que no se encontraron unas medidas antropométricas colombianas.

La siguiente tabla son las medidas que se tomaron para el diseño de la prótesis

**Tabla 1** medidas antropométricas del diseño

#	PARÁMETRO	LONGITUD [mm]
1	Longitud total de la mano	253.5
2	Ancho de la palma	88.4
3	Espesor de la palma	8.9
4	Longitud de la palma	114.6
5	Ancho del muñón	65.4

6	Longitud muñón	93.0
7	Longitud de los dedos	52.3
8	Ancho de los dedos	78.8
9	Longitud falange proximal pulgar	33.0
10	Ancho falange proximal pulgar	25
11	Longitud falange distal pulgar	24.9
12	Ancho falange distal pulgar	20
13	Longitud falange proximal índice	40.2
14	Ancho falange proximal índice	18.6
15	Longitud falange medial índice	24.8
16	Ancho falange medial índice	17.2
17	Longitud falange distal índice	21.8
18	Ancho falange distal índice	17
19	Longitud falange proximal medio	44.0
20	Ancho falange proximal medio	19.2
21	Longitud falange medial medio	27.8
22	Ancho falange medial medio	18.8
23	Longitud falange distal medio	23.8
24	Ancho falange distal medio	18
25	Longitud falange proximal anular	39.5
26	Ancho falange proximal anular	18.9
27	Longitud falange medial anular	26.3
28	Ancho falange medial anular	18.4
29	Longitud falange distal anular	21.7
30	Ancho falange distal anular	18
31	Longitud falange proximal meñique	34.6
32	Ancho falange proximal meñique	16.4
33	Longitud falange medial meñique	20.3
34	Ancho falange medial meñique	15.9
35	Longitud falange distal meñique	18.1
36	Ancho falange distal meñique	15.2



*Ilustración 18 medidas antropométricas de la mano*



*Ilustración 19 toma de medidas*

## 3.2 MODELO GEOMÉTRICO

Para simplicidad de la cinemática solo se realizará el modelado de los dedos 1,2 y 3 que corresponden al pulgar, índice y medio respectivamente, ya que el índice, medio, anular y meñique tienen la misma cinemática y el pulgar que tiene una cinemática diferente a los otros 4 dedos.

Se decidió por los tres dedos anteriormente nombrados, con tres grados de libertad por dedo, para un total de nueve grados de libertad. Es de anotar que la mano humana posee cerca de 30 grados de libertad, que, haciendo uso de la tecnología actual, resulta extremadamente difícil moverlos todos a partir de simples sensores electromiográficos colocados sobre el brazo del paciente.

Vamos a resolver dedo a dedo para mayor practicidad y así quede más claro la cinemática de la mano, solo vamos a resolver los de tres dedos: el pulgar, índice y medio por que los otros dos dedos realizan los mismos movimientos que los dedos índice y medio.

### 3.2.1 Cinemática dedo medio

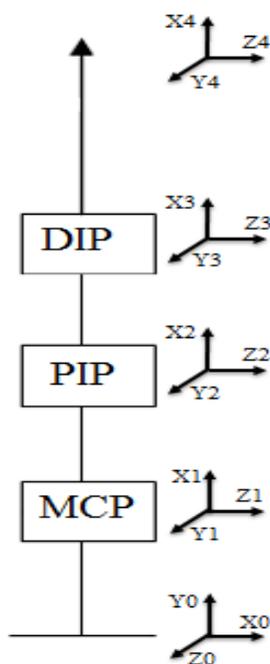


Ilustración 20 sistema de coordenadas al dedo medio. Fuente: autor

Una vez conocido esto, procedemos a la aplicación del algoritmo anteriormente explicado. Esto resulta en la siguiente tabla de los parámetros de Denavit-Hartenberg.

**Tabla 2** Valores obtenidos para los parámetros D-H del dedo medio.

ART	$\theta$	$d$	$a$	$\alpha$
1	$\theta_1 + 90^\circ$	0	0	$90^\circ$
2	$\theta_2 + 0^\circ$	0	L1	0
3	$\theta_3 + 0^\circ$	0	L2	0
4	$\theta_4 + 0^\circ$	0	L3	0

- $\theta_1 = \theta_1 + 90^\circ$
- C = coseno
- S = seno

La matriz homogénea al ser reemplazada con los valores de la tabla:

$${}^0A^1 =$$

$$\begin{bmatrix} C\theta_1 & 0 & S\theta_1 & 0 \\ S\theta_1 & 0 & -C\theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^3 = \begin{bmatrix} C\theta_3 & -S\theta_3 & 0 & L2C\theta_3 \\ S\theta_3 & C\theta_3 & 0 & L2S\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^0A^2 = \begin{bmatrix} C\theta_2 & -S\theta_2 & 0 & L1C\theta_2 \\ S\theta_2 & C\theta_2 & 0 & L1S\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^0A^4 = \begin{bmatrix} C\theta_4 & -S\theta_4 & 0 & L3C\theta_4 \\ S\theta_4 & C\theta_4 & 0 & L3S\theta_4 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Luego de realizar las operaciones entre matrices obtenemos la siguiente matriz





Una vez conocido esto, procedemos a la aplicación del algoritmo anteriormente explicado. Esto resulta en la siguiente tabla de los parámetros de Denavit-Hartenberg.

**Tabla 3** Valores obtenidos para los parámetros D-H del dedo índice.

ART	$\theta$	$d$	$a$	$\alpha$
1	$\theta_1 + 90^\circ$	0	0	$90^\circ$
2	$\theta_2 + 0^\circ$	0	L1	0
3	$\theta_3 + 0^\circ$	0	L2	0
4	$\theta_4 + 0^\circ$	0	L3	0

- $\theta_1 = \theta_1 + 90^\circ$
- C = coseno
- S = seno

La matriz homogénea al ser reemplazada con los valores de la tabla:

$$A^1 = \begin{bmatrix} C\theta_1 & 0 & S\theta_1 & 0 \\ S\theta_1 & 0 & -C\theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}_0A^3 = \begin{bmatrix} C\theta_3 & -S\theta_3 & 0 & L2C\theta_3 \\ S\theta_3 & C\theta_3 & 0 & L2S\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}_0A^2 = \begin{bmatrix} C\theta_2 & -S\theta_2 & 0 & L1C\theta_2 \\ S\theta_2 & C\theta_2 & 0 & L1S\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}_0A^4 = \begin{bmatrix} C\theta_4 & -S\theta_4 & 0 & L3C\theta_4 \\ S\theta_4 & C\theta_4 & 0 & L3S\theta_4 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Luego de realizar las operaciones entre matrices obtenemos la siguiente matriz

$${}^3A^4 = \begin{bmatrix} C\theta_1 C\theta_2 C\theta_3 C\theta_4 & -C\theta_1 C\theta_2 C\theta_3 S\theta_4 & S\theta_1 & C\theta_1 C\theta_2 C\theta_3 C\theta_4 L_3 \\ -C\theta_1 S\theta_2 S\theta_3 C\theta_4 & +C\theta_1 S\theta_2 S\theta_3 S\theta_4 & & -C\theta_1 S\theta_2 S\theta_3 S\theta_4 L_3 \\ -C\theta_1 C\theta_2 S\theta_3 S\theta_4 & -C\theta_1 C\theta_2 S\theta_3 S\theta_4 & & -C\theta_1 C\theta_2 S\theta_3 S\theta_4 L_3 \\ -C\theta_1 S\theta_2 C\theta_3 S\theta_4 & -C\theta_1 S\theta_2 C\theta_3 S\theta_4 & & -C\theta_1 S\theta_2 C\theta_3 S\theta_4 L_3 \\ +S\theta_1 C\theta_2 C\theta_3 C\theta_4 & -S\theta_1 C\theta_2 C\theta_3 S\theta_4 & & +C\theta_1 C\theta_2 C\theta_3 L_2 \\ -S\theta_1 S\theta_2 S\theta_3 C\theta_4 & +S\theta_1 S\theta_2 S\theta_3 S\theta_4 & & -C\theta_1 S\theta_2 S\theta_3 L_2 \\ -S\theta_1 C\theta_2 S\theta_3 S\theta_4 & -S\theta_1 C\theta_2 S\theta_3 C\theta_4 & & +S\theta_1 S\theta_2 L_1 \\ -S\theta_1 S\theta_2 C\theta_3 S\theta_4 & -S\theta_1 S\theta_2 C\theta_3 C\theta_4 & -C\theta_1 & S\theta_1 C\theta_2 C\theta_3 C\theta_4 L_3 \\ & & & -S\theta_1 S\theta_2 S\theta_3 C\theta_4 L_3 \\ & & & -S\theta_1 C\theta_2 S\theta_3 S\theta_4 L_3 \\ & & & -S\theta_1 S\theta_2 C\theta_3 S\theta_4 L_3 \\ & & & +S\theta_1 C\theta_2 C\theta_3 L_2 \\ & & & -S\theta_1 S\theta_2 S\theta_3 L_2 \\ & & & +S\theta_2 L_1 \\ & & & S\theta_2 C\theta_3 C\theta_4 L_3 \\ & & & C\theta_2 S\theta_3 S\theta_4 L_3 \\ & & & -S\theta_2 S\theta_3 S\theta_4 L_3 \\ & & 0 & C\theta_2 C\theta_3 S\theta_4 L_3 \\ & & & S\theta_2 C\theta_3 L_2 \\ & & & C\theta_2 S\theta_3 L_2 \\ & & & S\theta_2 L_1 \\ & & 0 & \\ & & 0 & \\ & & 0 & \\ & & & 1 \end{bmatrix}$$

### 3.2.3 Cinemática dedo pulgar

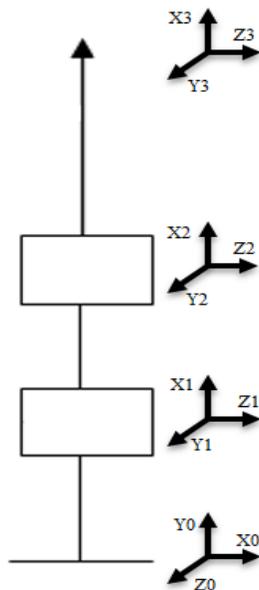


Ilustración 22 Sistema de coordenadas al dedo pulgar. Fuente: autor

Una vez conocido esto, procedemos a la aplicación del algoritmo anteriormente explicado. Esto resulta en la siguiente tabla de los parámetros de Denavit-Hartenberg.

**Tabla 4** Valores obtenidos para los parámetros D-H del dedo pulgar.

ART	$\theta$	$d$	$a$	$\alpha$
1	$\theta_1 + 90^\circ$	0	0	$90^\circ$
2	$\theta_2 + 0^\circ$	0	L1	0
3	$\theta_3 + 0^\circ$	0	L2	0

- $\theta_1 = \theta_1 + 90^\circ$
- C = coseno
- S = seno

La matriz homogénea al ser reemplazada con los valores de la tabla:

$${}^0A^1 = \begin{bmatrix} C\theta_1 & 0 & S\theta_1 & 0 \\ S\theta_1 & 0 & -C\theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^0A^3 = \begin{bmatrix} C\theta_3 & -S\theta_3 & 0 & L2C\theta_3 \\ S\theta_3 & C\theta_3 & 0 & L2S\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^0A^2 = \begin{bmatrix} C\theta_2 & -S\theta_2 & 0 & L1C\theta_2 \\ S\theta_2 & C\theta_2 & 0 & L1S\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Luego de realizar las operaciones entre matrices obtenemos la siguiente matriz

$$\begin{bmatrix}
 C\theta_1 C\theta_2 C\theta_3 & -C\theta_1 C\theta_2 S\theta_3 & -S\theta_1 & C\theta_1 C\theta_2 C\theta_3 L_2 \\
 -C\theta_1 S\theta_2 S\theta_3 & -C\theta_1 S\theta_2 C\theta_3 & & -C\theta_1 S\theta_2 S\theta_3 L_2 \\
 S\theta_1 C\theta_2 C\theta_3 & -S\theta_1 C\theta_2 S\theta_3 & & +S\theta_1 S\theta_2 L_1 \\
 -S\theta_1 S\theta_2 S\theta_3 & -S\theta_1 S\theta_2 C\theta_3 & -C\theta_1 & S\theta_1 C\theta_2 C\theta_3 L_2 \\
 & & & S\theta_2 L_1 \\
 S\theta_2 C\theta_3 & -S\theta_2 S\theta_3 & 0 & S\theta_2 C\theta_3 L_2 \\
 +C\theta_2 S\theta_3 & +C\theta_2 C\theta_3 & 0 & +C\theta_2 S\theta_3 L_2 \\
 0 & 0 & 0 & +S\theta_2 L_1 \\
 & & & 1
 \end{bmatrix}$$

## 4 DISEÑO DEL PROTOTIPO

Como lo pudimos apreciar en los capítulos anteriores se estableció que la prótesis se diseñará para que realice la función de flexión de la mano y con este movimiento realizar unos tipos de agarre. La prótesis contará con movimiento en la muñeca y será solo para discapacidad de miembro superior porción distal. Al momento de realizar el diseño se tuvo en cuenta muchos factores como el peso de la prótesis, el uso que se le iba a dar, resistencia al esfuerzo, en este capítulo se habla más a fondo de todas las especificaciones que se tuvieron en cuenta y el cómo se realizó el diseño en solidworks pieza por pieza hasta el ensamblaje final.

### 4.1 ESPECIFICACIONES DE DISEÑO

Las especificaciones de diseño del prototipo se enfocan en las necesidades que se creyeron necesarias e importantes para el desarrollo de la prótesis.

A continuación, se muestran las especificaciones que se deberá tener en cuenta al momento de diseño y desarrollo de la prótesis:

#### 4.1.1 Funcionamiento

El prototipo tiene como propósito realizar algunos movimientos básicos de agarre de la mano

Los movimientos que realizara la prótesis serán los siguientes:

- La mano se encontrará normalmente abierta y podrá cerrarse para alcanzar un objeto.
- El prototipo de la prótesis realizara diferentes tipos de agarre:
  - I. Presión en punta de dedo.
  - II. Presión en gancho.
  - III. Presión cilíndrica.

### **4.1.2 Tamaño**

El tamaño de la prótesis será semejante al de la mano de una persona de edad promedio de acuerdo con una base de datos.

### **4.1.3 Peso**

Se desea que la prótesis tenga un peso entre 200 y 400 gramos aproximadamente.

### **4.1.4 Tiempo de uso**

El tiempo de uso debe ser mayor a las prótesis realizadas con tipos de materiales convencionales como el aluminio o las resinas.

### **4.1.5 Usuario**

Objetivo de este proyecto es que el paciente que obtenga la prótesis se incorpore a la vida laboral y logre recuperar su independencia en su vida cotidiana.

### **4.1.6 Seguridad**

Es una parte importante en el diseño ya que la prótesis debe ajustarse bien al socket y también que la prótesis pueda resistir el trabajo del usuario.

### **4.1.7 Materiales**

Para realizar una prótesis que cumplan con las características anteriormente mencionadas, escogimos dos tipos de filamento, un poliuretano tipo PLA y un poliuretano flexible tipo TPU. También se usaron materiales como el velcro para sujetar la prótesis al usuario, nylon y el foami.

## **4.2 DISEÑO DEL PROTOTIPO**

El diseño de la prótesis fue inspirado en un diseño CAD encontrado de forma abierta (open source) en una página de internet llamada tinkercad, que es una comunidad online en la que los usuarios registran, diseñan y comparten sus diseños 3D de forma gratuita.

Tomando las medidas de la tabla 1 se diseñó la prótesis usando el software solidworks.



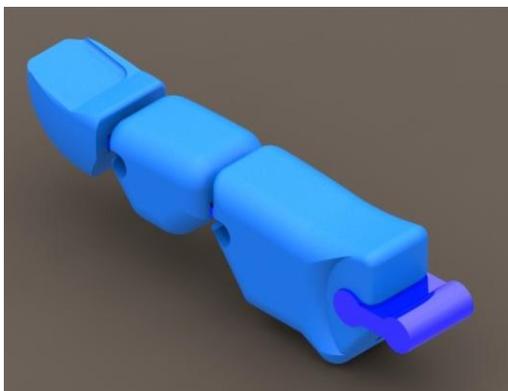
El diseño de los dedos se realizo basandose en la medidas anteriormente mencionadas, al momento de diseñar los dedos indice, medio,anular y mequiñe casi no se presentaron incvvenientes ya que los dedos son muy similares en numero de falanges y en movimientos que realiza. Al realizar el dedo pulgar y la posicion donde se ubica el dendo en la palma si se presentaron diferentes inconvenientes dedido a la cantaidad de movimientos que este realiza y el grado de inclinacion que debe tener el dedo para realiazar un mejor agarre, se diseñaron diferentes palmas para conocer en que angulos queda mejor ubicado el dedo pulgar estos angulos se encuentran entre 30° y 45° un angulo con respecto a los otros dedos y el otro angulo de inclinacion.

Las piezas de union de cada falange fueron impresas en material flexible en este caso el TPU ya que es un marterial que permite doblarse y despues volver a su pocision natural esto con el fin de que despues de cerrar la mano los dedos vuelvan a su pocision natural autimaticamente

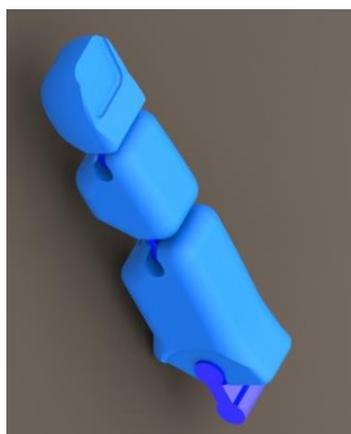
- Primero se diseño los dedos 2,3,4 y 5 que tienen 3 falanges y son muy similares



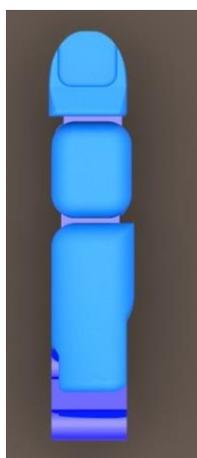
*Ilustración 23 vista isométrica del dedo anular . Fuente: autor*



*Ilustración 24 vista isométrica del dedo índice. Fuente: autor*



*Ilustración 25 vista isométrica del dedo medio. Fuente: autor*



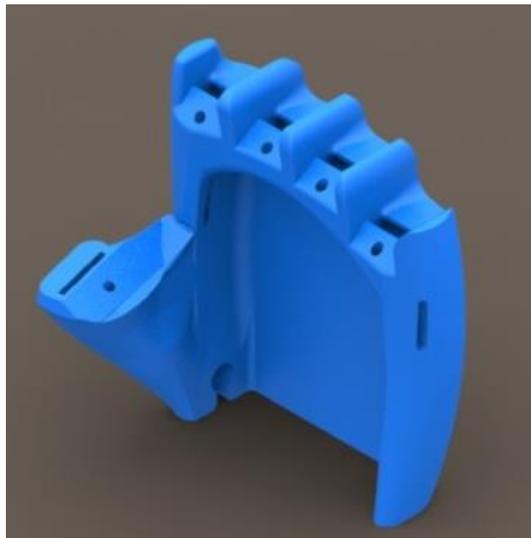
*Ilustración 26 vista frontal del dedo meñique. Fuente: autor*

- Dedo pulgar con 2 falanges



*Ilustración 27 vista isométrica del dedo pulgar. Fuente: autor*

- Diseño de la palma en solidworks



*Ilustración 28 vista isométrica de la mano. Fuente: autor*

- Pieza que le da un apoyo a la mano y sirve de agarre de la prótesis al antebrazo de usuario

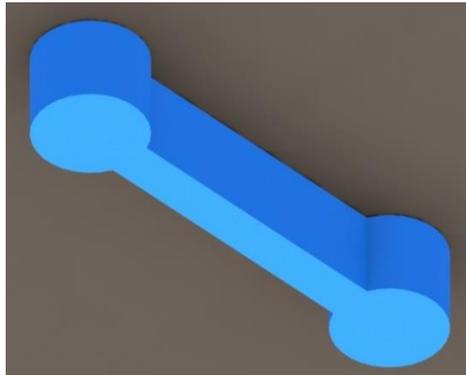


*Ilustración 29 vista lateral de la pieza del antebrazo. Fuente: autor*

Uniones realizadas para conectar cada falange y el dedo completo a la mano y otras uniones que permite conectar la palma con la pieza de apoyo en el antebrazo, todas estas uniones se imprimen en material flexible.

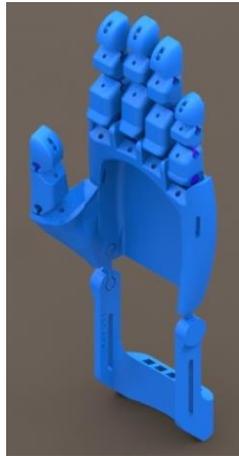


*Ilustración 30 union de las falanges con la palma. Fuente: autor*

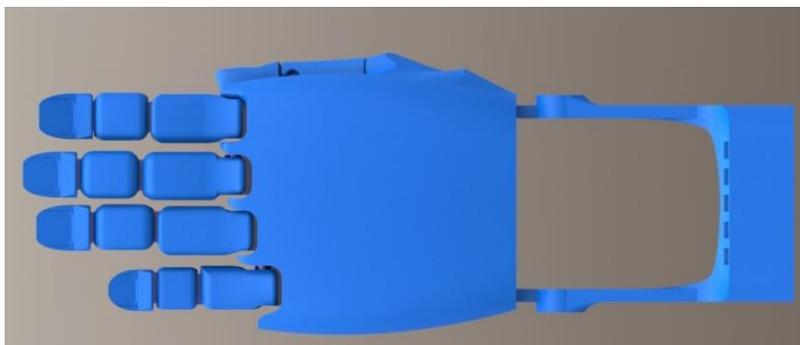


*Ilustración 31 unión de la palma con el antebrazo Fuente: autor*

- Ensamble final de todas las 16 piezas que componen la prótesis las las uniones entre cada pieza que son 16 uniones de diferentes tamaños



*Ilustración 32 vista isométrica de la mano. Fuente: autor*



*Ilustración 33 vista superior de la mano. Fuente autor*

En este software se pudo simular cinemática realizada para este diseño, también se obtuvo un diseño que puede ser modificado para que se adapte a las medidas antropométricas de cada persona o usuario, con esto buscamos que sea un diseño que pueda servir para varias personas adaptándose a las necesidades. La simulación es de mucha ayuda al momento de revisar el prototipo ya que podemos observar el comportamiento del diseño sin necesidad de imprimirlo, con eso reducimos costos ya que no se necesita imprimirlo para ver su funcionamiento y los fallos que pueda tener y corregirlos en el software.

Con la simulación se pudo corroborar que los datos obtenidos analíticamente a partir de la cinemática utilizando los parámetros de Denavit-Hartenberg fueron datos determinantes en la realización del mecanismo, los parámetros fueron adecuados para desarrollar un prototipo que ejecutara trayectorias de forma óptima. Lo anterior fue corroborado por estudios previos que definitivamente son un parámetro ideal para determinar que el trabajo realizado aquí escrito es confiable y que satisface las necesidades del diseño.

Luego de realizar la simulación y la impresión de las piezas se realizó un análisis visual de cada pieza para detectar alguna anomalía durante el proceso de impresión. Como las piezas no son cuadradas en muchas de ellas se utiliza soporte para que no se deforme la pieza tener cuidado al momento de retirar el soporte que no se afecte la pieza o que quede algo que puede afectar el funcionamiento de esta.

### 4.3 PRECAUCIONES Y MANEJO DE LA PRÓTESIS

El PLA es menos higroscópico que otros plásticos, esto quiere decir que la absorción de humedad es menor. Ese porcentaje de humedad esta entre el 10 y 13% mucho menor en comparación con otros que tiene un porcentaje de humedad mayor al 20% No obstante, esto no quiere decir que no le afecte y a largo plazo la humedad puede ser nuestro peor enemigo sobre todo a la hora de imprimirlo, luego que el material es impreso el porcentaje de humedad disminuye y pasa a estar entre el 4 y 6%.

El nylon que se trabajó para la prótesis es de grosor 0.60 mm, este tiene una resistencia de tensión de +- 35 libras y a mayor distancia disminuye

#### 4.3.1 Sugerencias de uso

- Se recomienda que la prótesis no sea expuesta durante más de horas a la humedad.
- Se recomienda no realizar trabajos duros superiores para los que fueron diseñada la prótesis.
- No exponer la prótesis a altas temperaturas.
- No cargar objetos que tengan un peso mayor a 4Kg
- Se recomienda utilizar guantes al momento de lavar o bañarse o cuando el uso en el agua supera los 10 minutos.
- Se recomienda que el usuario duerma boca arriba o se quite la prótesis para dormir.
- Al momento de usar la prótesis por un tiempo prolongado y sentir irritabilidad o ver laceraciones evitar el uso de la prótesis.
- Al sentir incomodidad en los puntos de presión se recomienda retirar la prótesis.
- Al momento de limpiar la prótesis se recomienda usar un pañito o trapo sin olor para evitar malos olores.
- Tener en cuenta que la prótesis es de uso personal.



## 5 PRUEBAS DE RESISTENCIA

La resistencia de materiales es fundamental para diseñar un prototipo acorde a las necesidades de cada usuario por eso que se realiza diferentes probetas con tipo de relleno y densidades diferentes eso con el fin de obtener datos de resistencia de cada tipo de relleno con densidades diferentes. en este capítulo observamos todo el procedimiento para la realización de las pruebas, desde la realización de las probetas en solidworks hasta las diferentes pruebas realizadas y los resultados que se obtuvieron de las pruebas en la maquina universal.

### 5.1 DISEÑO DE PROBETA DE ENSAYO

Se procederá a diseñar las probetas para realizar en SOLIDWORKS para esto se toma como referencia la norma ASTM D638 que nos proporciona parámetros para el diseño de las probetas.

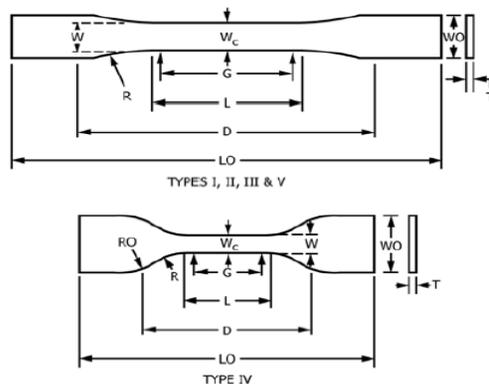
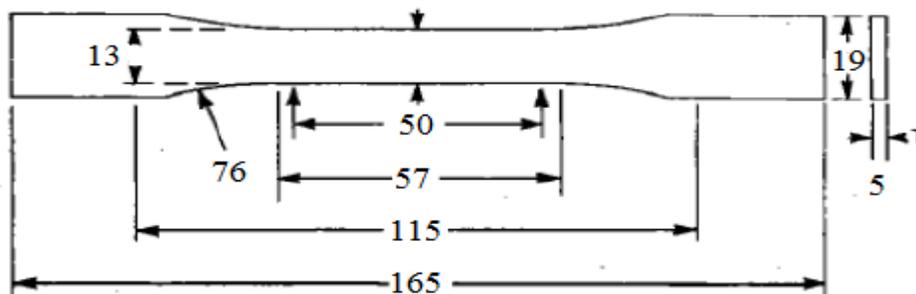


Ilustración 34 tipos de probetas según norma ASTM D638. Fuente:[25].

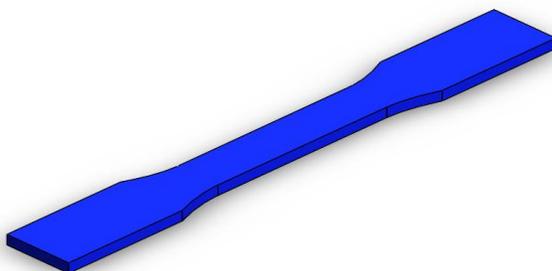
Dimensions (see drawings)	7 (0.28) or under		Over 7 to 14 (0.28 to 0.55), incl	4 (0.16) or under		Tolerances
	Type I	Type II	Type III	Type IV <sup>B</sup>	Type V <sup>C,D</sup>	
W—Width of narrow section <sup>E,F</sup>	13 (0.50)	6 (0.25)	19 (0.75)	6 (0.25)	3.18 (0.125)	±0.5 (±0.02) <sup>B,C</sup>
L—Length of narrow section	57 (2.25)	57 (2.25)	57 (2.25)	33 (1.30)	9.53 (0.375)	±0.5 (±0.02) <sup>C</sup>
WO—Width overall, min <sup>G</sup>	19 (0.75)	19 (0.75)	29 (1.13)	19 (0.75)	...	+ 6.4 ( + 0.25)
WO—Width overall, min <sup>G</sup>	...	...	...	...	9.53 (0.375)	+ 3.18 ( + 0.125)
LO—Length overall, min <sup>H</sup>	165 (6.5)	183 (7.2)	246 (9.7)	115 (4.5)	63.5 (2.5)	no max (no max)
G—Gage length <sup>I</sup>	50 (2.00)	50 (2.00)	50 (2.00)	...	7.62 (0.300)	±0.25 (±0.010) <sup>C</sup>
G—Gage length <sup>I</sup>	...	...	...	25 (1.00)	...	±0.13 (±0.005)
D—Distance between grips	115 (4.5)	135 (5.3)	115 (4.5)	65 (2.5) <sup>J</sup>	25.4 (1.0)	±5 (±0.2)
R—Radius of fillet	76 (3.00)	76 (3.00)	76 (3.00)	14 (0.56)	12.7 (0.5)	±1 (±0.04) <sup>C</sup>
RO—Outer radius (Type IV)	...	...	...	25 (1.00)	...	±1 (±0.04)

Ilustración 35 dimensiones de las probetas. Fuente: [25]

Las dimensiones de las probetas se definieron según las ilustraciones anteriores tomándose la probeta tipo I para la realización de las pruebas de resistencia de materiales, las dimensiones nominales se muestran a continuación.



*Ilustración 36 dimensiones utilizadas para el tipo I. fuente: autor.*



*Ilustración 37 diseño de la probeta en solidworks. Fuente: autor*

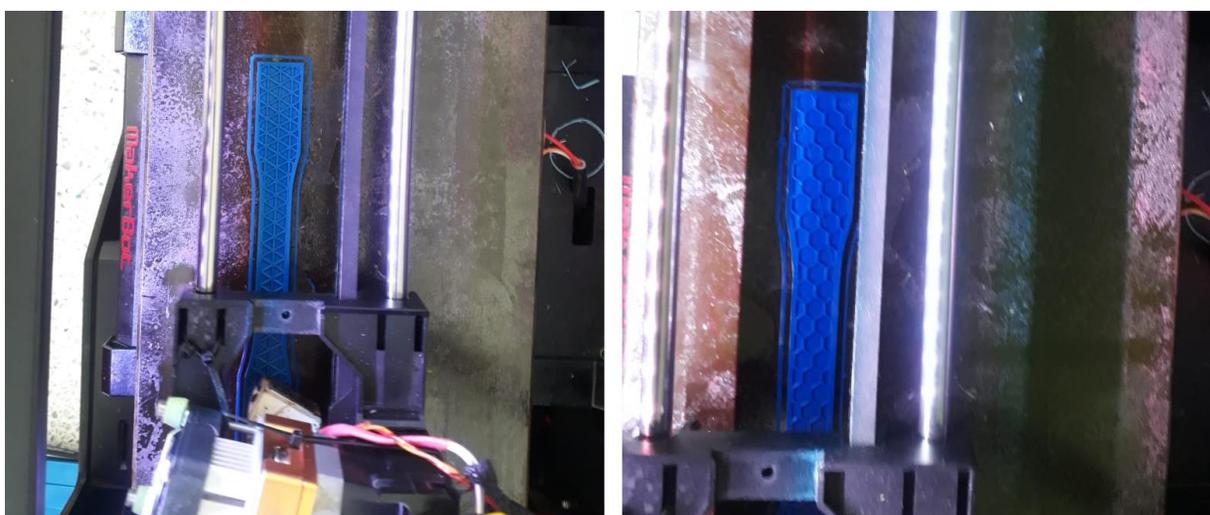
Luego de diseñar las probetas en solidworks procedemos a imprimirlas con material PLA en la impresora *Makerbot Replicator 2X*, que se encuentra en los laboratorios de la universidad de pamplona. La *Replicator 2X* es una versión dual de la *Replicator 2*. Tiene dos cabezas de impresión para mezclar dos colores o materiales. Gracias a su cama caliente, se puede imprimir en PLA o en ABS. Sin embargo, está dirigida un ámbito más profesional.

Se realizó la impresión de 12 probetas de diferente tipo de relleno y con diferente densidad en la siguiente tabla se puede observar.

Tabla 5 tipos de relleno y densidades

#	TIPO DE RELLENO	DENSIDAD
1	Panal de abeja	10%
2	Panal de abeja	20%
3	Panal de abeja	35%

4	Rectangular	10%
5	Rectangular	20%
6	Rectangular	35%
7	Triangular	10%
8	Triangular	20%
9	Triangular	35%
10	lineal	10%
11	lineal	20%
12	lineal	35%



*Ilustración 38 impresión de probetas. Fuente: autor*

Las pruebas de tracción se realizaron en la maquina universal de ensayos UH-600kNI de los laboratorios de la universidad de pamplona. Con una velocidad de carga de 1.5mm/mm como lo indica la norma, la norma utilizada para probar las probetas fue la norma ASTM-D3090, que nos da los parámetros para la velocidad de carga y correcto posicionamiento de las probetas.

El ensayo de tracción consiste en someter una probeta a un esfuerzo axial creciente hasta que se produce la rotura de la misma[26]. Todas las pruebas se realizaron siguiendo los parámetros de la norma.

Las partes anchas de la probeta se fijan en las mordazas. En nuestro caso la mordaza superior es fija y la mordaza inferior es móvil y será la que aplique la carga en sentido descendente. Para las pruebas se fija una velocidad de 1.5mm/mm y será a la cual, la mordaza inferior se desplazará.



*Ilustración 39 maquina universal de ensayos*



*Ilustración 40 maquina universal lista para realizar el ensayo.*

Las pruebas se realizaron con las 12 probetas en la misma maquina universal con la misma velocidad y el mismo posicionamiento de la probeta, en la siguiente tabla se puede observar los resultados más significativos de las pruebas.

Tabla 6 de resultados de la maquina universal. Fuente: autor

#	RELLENO	DENSIDAD (%)	MODULO DE ELASTICIDAD (N/mm <sup>2</sup> )	MÁXIMA CARGA (kN)	MÁXIMO DESPLAZAMIENTO (mm)	MÁXIMO ESFUERZO (N/mm <sup>2</sup> )	MÁXIMA DEFORMACION (%)
1	Lineal	10	4859.4	0.16875	0.26300	3.91986	0.43833
2	Lineal	20	454.055	0.41250	0.79000	9.58188	1.31667
3	Lineal	35	271.938	0.33750	0.26000	7.83972	0.43333
4	Panal	10	601.847	0.75000	2.47200	17.4216	4.12000
5	Panal	20	534.831	0.41250	0.58000	9.58188	0.96667
6	Panal	35	762.381	0.80625	2.46200	18.7282	4.10333
7	Rectilíneo	10	586.588	0.80625	1.38800	18.7282	2.31333
8	Rectilíneo	20	952.508	1.331,25	2.67800	30.9233	4.46333
9	Rectilíneo	35	789.516	1.668,75	4.26200	38.7631	7.10333
10	Triangular	10	685.084	0.71250	1.14800	16.5505	1.91333
11	Triangular	20	663.959	0.67500	2.12900	15.6794	3.54833
12	triangular	35	377.255	0.39375	1.03800	9.14634	1.73000

Como se puede observar en la anterior tabla las probetas de relleno rectilíneo son las que más soporta tensión es por esto que seleccionamos este tipo de relleno para la realización de la prótesis. La densidad de relleno va a depender del tipo de utilización que le dé el usuario.

En la siguiente imagen se pueden observar las probetas luego de realizarles las pruebas de tracción en la maquina universal de ensayos UH-600kNI



*Ilustración 41 probetas después de la prueba de tracción.*

En este trabajo se ha presentado el análisis de las propiedades fabricadas mediante FDM utilizando diferentes tipos de relleno con diferentes porcentajes de relleno. Se realizaron pruebas experimentales de tracción y se llegó a la conclusión que la resistencia del material va a depender del tipo de relleno que se seleccione para imprimir el elemento, podemos observar en la tabla 6 que el tipo de relleno que más tensión soporta es el relleno rectilíneo.

Los resultados obtenidos también nos muestran que cuando el porcentaje de relleno aumenta la resistencia a la tensión a aumenta paulatinamente, con esto podemos señalar que el comportamiento mecánico de una probeta solida uniforme con un relleno al 100% es diferente a las probetas que presenta porosidades como las de porcentaje de relleno inferior a 100%. Al tener porosidad el material se debilita y se vuelve más frágil en comparación de un material sólido.

## 6 IMPLEMENTACIÓN

En este capítulo se tiene todo lo que es la implementación de la prótesis de mano en el usuario, se llevó a cabo un acompañamiento de parte de una estudiante de terapia ocupacional de la universidad de pamplona en el proceso de adaptabilidad de la prótesis, este acompañamiento es fundamental ya que como ingeniero no tenemos la capacidad o el conocimiento del uso de prótesis y toda la parte de salud y cuidados que se deben tener al desarrollar una prótesis como por ejemplo el proceso de valoración de la usuaria, toma de medidas y acompañamiento de adaptabilidad de la prótesis.



*Ilustración 42 pruebas de la prótesis con el usuario*



*Ilustración 43 modelo de prótesis*



*Ilustración 44 modelo de prótesis*



*Ilustración 45 modelo de prótesis*

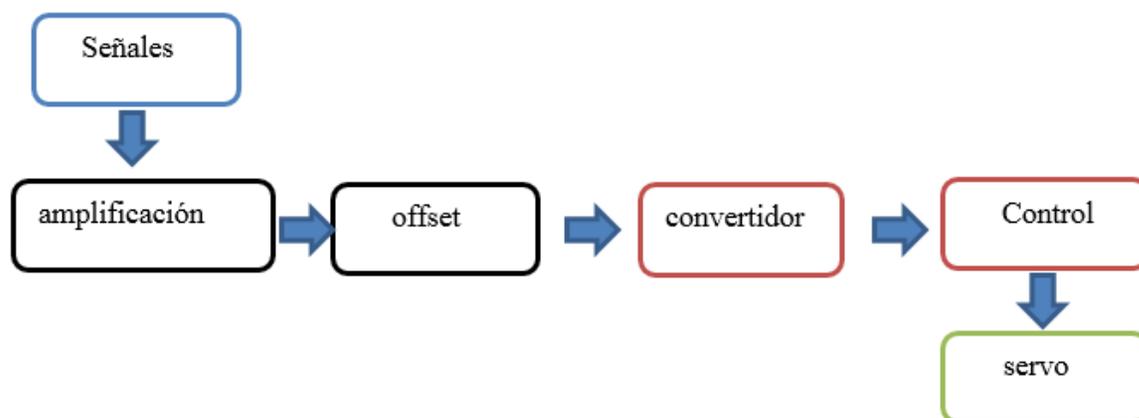


*Ilustración 46 usuario con la prótesis*

## 7 SISTEMA DE ADQUISICIÓN

Las señales mioelectricas están en el rango entre 1mv y 4mv es por eso que se hace necesario una etapa de acondicionamiento de la señal, esta etapa está dividida en todos sub etapas que son la etapa de amplificación que se realiza con un amplificador de instrumentación que es el INA128 que es utilizado para este tipo de señales, con una ganancia superior a los 1000. La siguiente sub etapa es un offset que se le aplica un voltaje a la señal para que toda la señal quede con valores positivos y al momento de ingresarla a sistema embebidos no se pierda parte de la señal.

La metodología de diseño fue la siguiente:



*Ilustración 47 metodología de diseño*



*Ilustración 48 metodología de diseño.*

## 7.1 ACONDICIONAMIENTO Y CONTROL

La señal adquirida por los electrodos y transportada por un cable diseñado para este fin de comunicar los electrodos con la tarjeta de acondicionamiento, esta señal es ingresada a una etapa de amplificación.

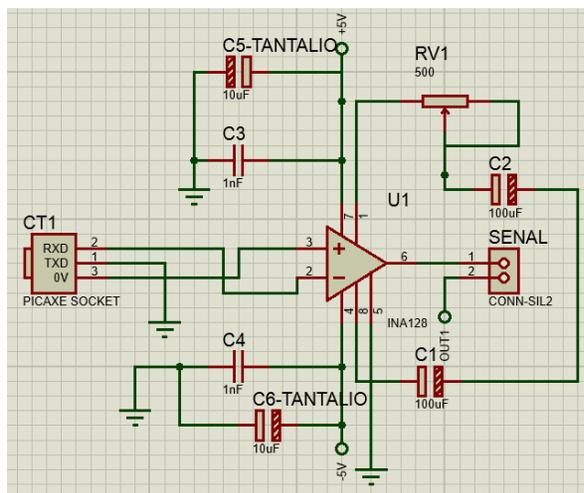


Ilustración 49 etapa de amplificación. Fuente: autor

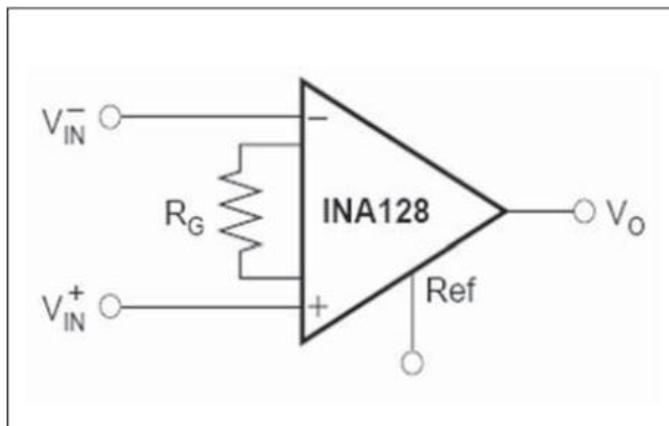


Ilustración 50 amplificador de instrumentación INA128

En la etapa de amplificación encontramos un amplificador INA128, los INA128 son amplificadores de instrumentación de baja potencia y uso general que ofrecen una precisión excelente. Se le conecta sus respectivos capacitores para evitar ruidos y eliminar armónicos de la fuente de alimentación, por el pin 2 y 3 del INA ingresa la señal de dos de los tres electrodos, la resistencia  $R_G$

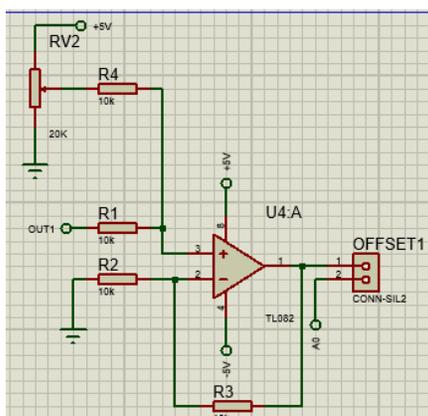
es la resistencia que nos da la ganancia del amplificador el INA128 tiene internamente dos resistencias conectadas en serie a la resistencia  $R_G$ , la ecuación para hallar la ganancia de nuestro amplificador es la siguiente:

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

Como las señales mioelectricas están en el orden de los mili voltios la ganancia debe ser superior a 1000(mil) para que al ingresar al sistema embebido la pueda reconocer. es de aclarar que la resistencia de  $50K\Omega$  que está en la ecuación es la suma de las dos resistencias internas que tiene el INA por lo tanto este valor es constante.

Colocando una resistencia de  $50\Omega$  en  $R_G$  obtenemos una ganancia de 1001 que sería suficiente para que la señal pueda ser ingresada al embebidos, pero como vamos a trabajar con usuarios que perdieron la mano, normalmente las señales mioelectricas debido al poco uso se atrofian y disminuyen el voltaje es por eso que se decidió poner un trimer (RV1) para poder variar la ganancia de acuerdo al usuario

Luego de este proceso a esta señal se le aplica un offset para subirla y que la señal solo quede en valores positivos, esto con el fin que al momento de ingresar la señal al sistema embebidos no se pierda los valores negativos de la señal mioelectrica



*Ilustración 51 offset de la tarjeta*

La tarjeta completa contiene la etapa de amplificación y la etapa de offset, a la salida de cada etapa tiene unos jumpers para probar cada etapa por independiente y hace pruebas en el embebido de cada etapa. La tarjeta también cuenta con un ADC, un convertidor análogo-digital en tal caso que el embebido no tenga puertos análogos, el ADC que utilizamos es el ads1115 que trabaja con protocolo I<sup>2</sup>C tanto el arduino y la PsoC embebidos que fueron utilizados en este proyecto se puede comunicar con este protocolo y además estos dos embebidos tienen puertos análogos. La tarjeta también tiene reguladores LM7805 y LM7905 para la alimentación de los amplificadores y así poder controlar el voltaje con lo que se alimenta la tarjeta y el sistema embebido, la tarjeta tiene dos leds indicadores de voltaje positivo y negativo.

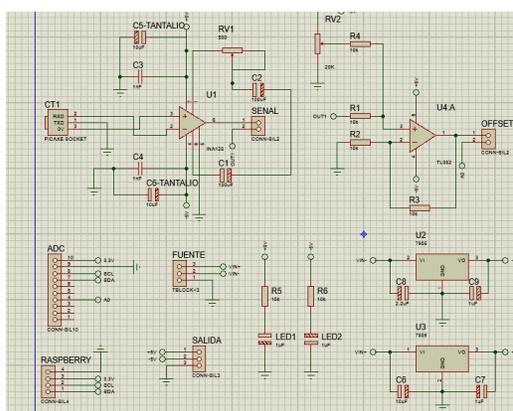


Ilustración 52 circuito de la tarjeta.

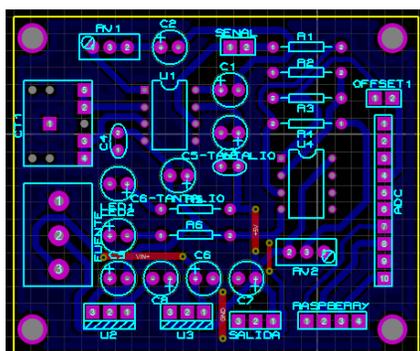
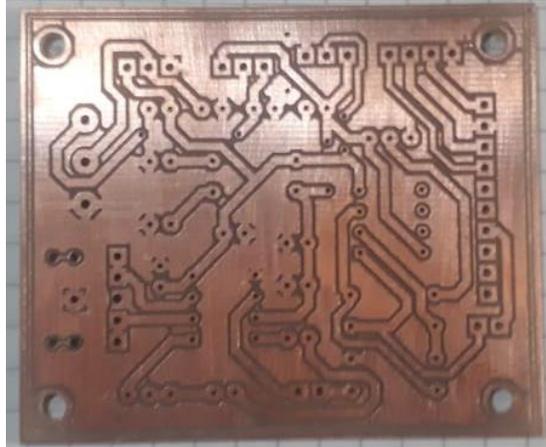
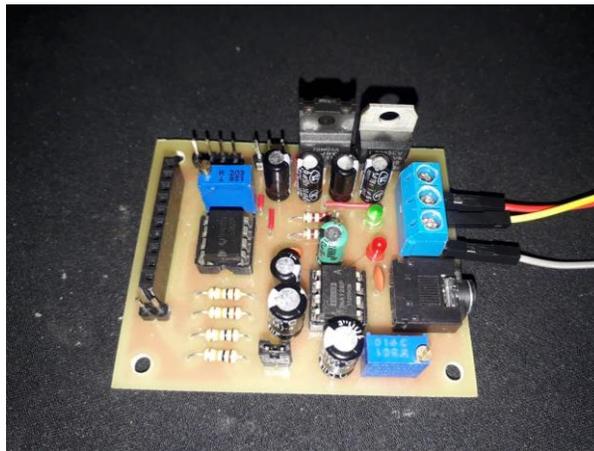


Ilustración 53 PCB de la tarjeta

Las siguientes imágenes muestran la tarjeta de adquisición y acondicionamiento de la señal

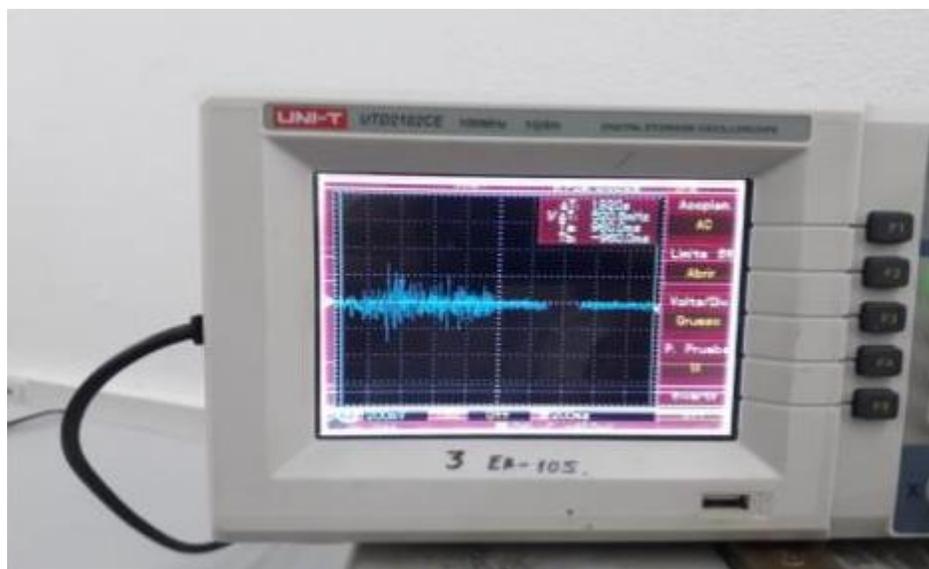


*Ilustración 54 tarjeta de adquisición*



*Ilustración 55 tarjeta de adquisición con componentes*

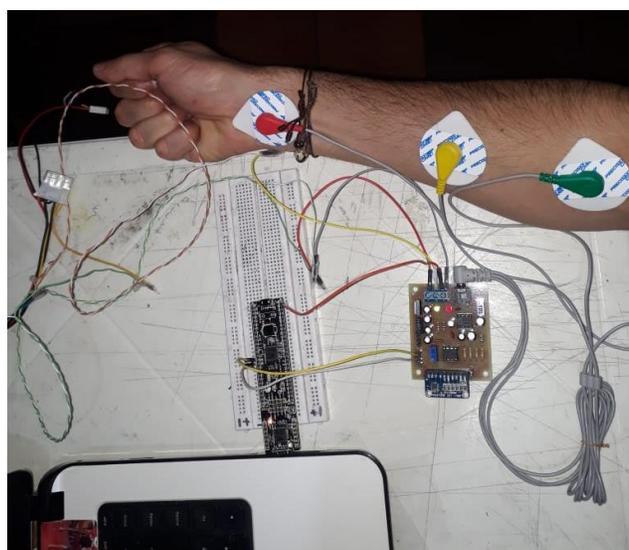
La impresión de la tarjeta se realizó en la máquina de circuitos impresos de los laboratorios de ingeniería electrónica, esta tarjeta fue diseñada para que se puedan realizar diferentes pruebas a las señales electromiográficas y que pueda servir para diferentes sistemas embebidos, por eso es que las etapas están separadas por jumper.



*Ilustración 56 señal a la salida del amplificador de instrumentación*

La anterior imagen es la salida de la señal luego de ser amplificada con el INA128 con una ganancia de 1111 para visualizar la señal en el osciloscopio esa señal para por una etapa de offset, esta etapa la estamos eliminando con la PsoC con eso reducimos el tamaño de la tarjeta de adquisición,

Las siguientes imágenes muestran la adquisición de la señal con el embebido usando el protocolo I<sup>2</sup>C para la comunicación entre la tarjeta de adquisición y el embebido



*Ilustración 57 sistema de adquisición con PsoC.*

La conexión de los electrodos se realiza de esa manera por recomendación de especialista para poder obtener una mejor señal, dos electrodos en el antebrazo ya que aquí se encuentra el palmar bajo y alto y estos son los músculos que realizan el movimiento de la palma y la tierra en la muñeca.

## 7.1 Sistema embebido psoc 5LP

Características principales de la psoc 5LP

- CPU Arm Cortex-M3 de 32 bits, 32 entradas de interrupción
- Controlador de acceso directo a memoria (DMA) de 24 canales con transferencia de datos entre ambos periféricos y memoria
- Procesador de filtro digital de punto fijo de 24 bits (DFB)
- 20+ bloques de construcción universales y periféricos analógicos precisos
- Hasta 62 sensores CapSense® con autoajuste SmartSense™
- AFE multiplexado con Opamps programables, ADC SAR de 12 bits y DAC de 8 bits
- Unidad LCD de 736 segmentos para pantallas personalizadas
- Paquetes: QFN de 68 pines, WLCSP de 99 pines, TQFP de 100 pines

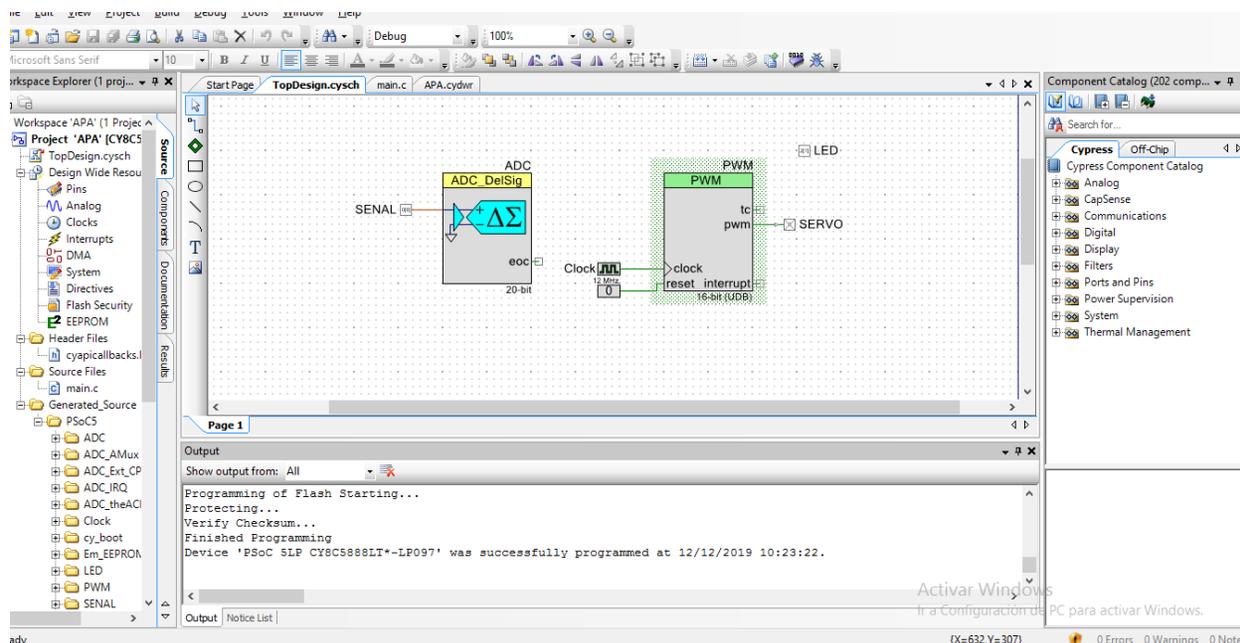
Se escogió la psoc 5LP para trabajar la etapa de control ya que es un embebido que ofrece muchas ventajas en comparación con otras tarjetas como el arduino, ya que cuenta con bloques de convertidores análogos, filtros digitales entre otros bloques, la programación de este embebidos es fácil que ya que se puede realizar usando los bloques y solo cambiar los parámetros que se necesita



*Ilustración 58 metodología de programación*

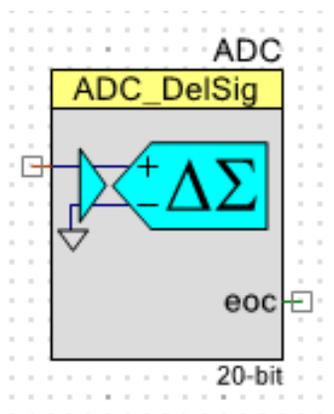
Para digitalizar la señal electromiografica se usa el microcontrolador PSoC 5LP programado por medio del software PSoC creator. Ya que este microcontrolador facilita el uso, ahorro de componentes y recursos debido a su programación en bloques.

### Programación en bloques PsoC 5lp



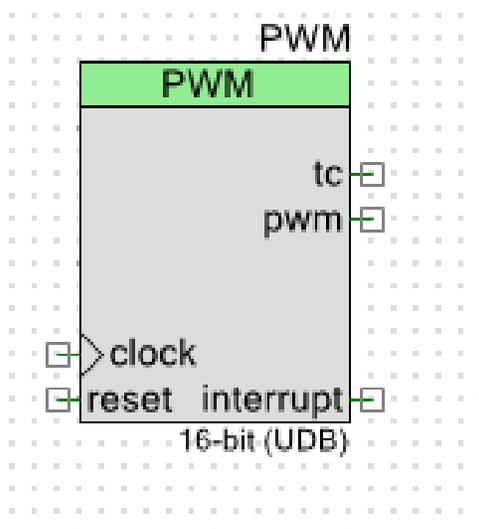
*Ilustración 52 código para la ejecución del programa*

Se usaron dos bloques para el control de la señal electromiografica el convertidor análogo digital y el módulo de pwm para mover el servo motor.



*Ilustración 59 módulo ADC*

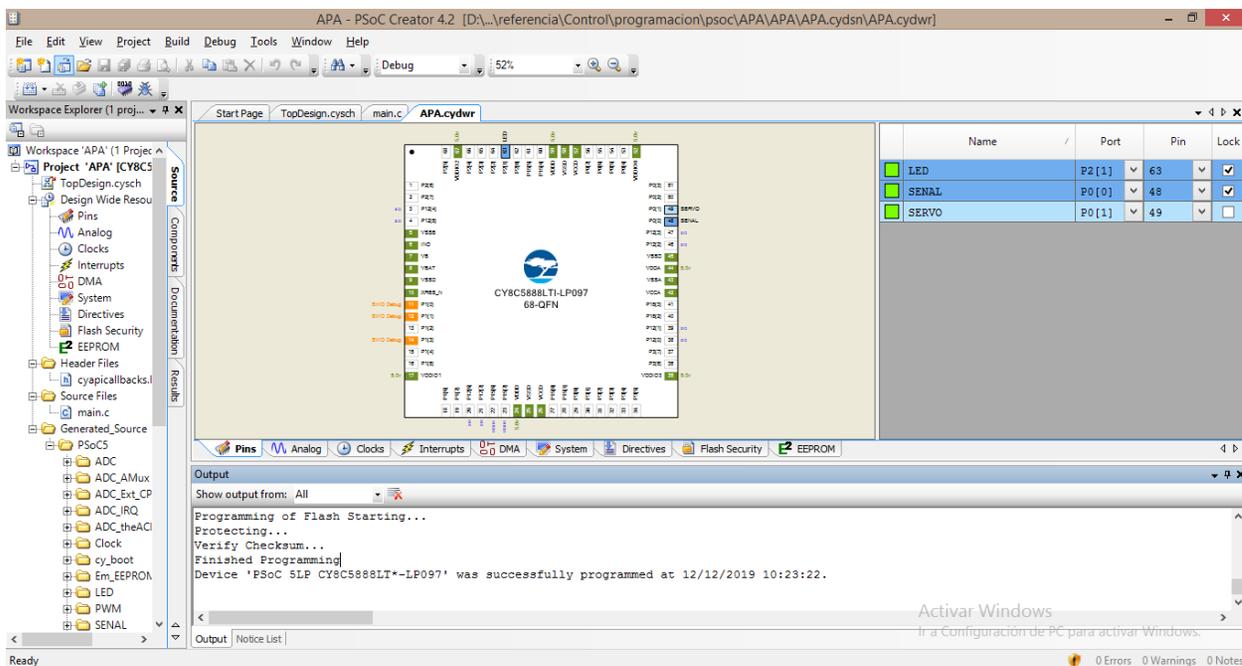
Para digitalizar la señal se usa el módulo ADC delta sigma referenciado a tierra, como se muestra en la anterior ilustración, configurado a una resolución de 20 bits, esta resolución es suficiente para el muestreo de las señales electromiográficas. Este bloque proporciona un extremo frontal de baja potencia y bajo ruido para aplicaciones de medición de precisión la configuración a 20 bits es de baja velocidad pero tiene una alta resolución que son ideales para este tipo de señales.



*Ilustración 60 módulo PWM*

Este módulo es usado para enviarle la posición a la que se debe mover el motor cuando se detecte en las señales electromiográficas un movimiento de la palma, este bloque ofrece módulo de 8 y 16 bits la programación en los dos módulos es idéntica, el ciclo útil es modificado por medio del valor de la señal que le ingresa

Configuración de pines Psoc 5lp



*Ilustración 53 configuración de pines para la ejecución del programa*

## 8 CONCLUSIONES

El diseño de las piezas de la prótesis fue diseñado pensando que se puedan fabricar con materiales que estén al alcance de cualquier persona o el proceso de manufactura sea accesible para ellos como el caso de las impresoras 3D o los materiales de bajo costo como el PLA o el ABS, ya que el objetivo principal de este trabajo de grado es ayudar a personas con discapacidad de miembro superior, además de los fines académicos, por eso desde el inicio de este trabajo se buscó que la geometría de la prótesis y sus partes fueran de la forma más sencilla para su fácil fabricación.

El PLA como cualquier otro material plástico, presenta curva característica de esfuerzo Vs deformación como se presenta en los anexos, donde el material registra el comportamiento elástico estable hasta el punto de alcanzar su esfuerzo máximo y presentar fallas.

La etapa de acondicionamiento de la señal se diseñó por etapas con el fin de tener más claro el procesamiento de la señal y observar cada tratamiento individualmente y poder ajustar mejor ciertos valores de resistencia debido a su tolerancia para poder acercarse de manera más precisa a las frecuencias de los filtros.

La implementación de la manilla se decidió por que el uso de la fuente genera mucho ruido en las señales mioeléctricas tanto así que el procesamiento y filtrado a veces no es suficiente para eliminar el ruido, en cambio el uso de baterías reduce en gran cantidad el ruido en las señales.

Dentro de la tecnología de apoyo o de rehabilitación, la robótica juega un papel fundamental como soporte de soluciones avanzadas para la compensación funcional del miembro superior, el desarrollo de prótesis es importante en la vida de los pacientes ya que esta permite la inclusión de personas discapacitadas en la vida social y laboral.

Los resultados hasta el momento obtenidos son muy satisfactorios, se cumplieron en gran medida los objetivos planteados al inicio de este trabajo lo que llevo a plantearse nuevos retos y seguir mejorando el diseño de la prótesis y agregarle la parte háptica a la prótesis.



## BIBLIOGRAFIA

- [1] F. Barreto, «Diseño de prototipo de prótesis mecánica de mano», UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO, 2016.
- [2] M. de Salud, «Sala situacional de las Personas con Discapacidad ( PCD ) Ministerio de Salud y Protección Social Oficina de Promoción Social», 2017.
- [3] D. Arnot y J. Albear, «Objeto de diseño : apoyo a las personas con necesidades especiales causadas por discapacidad física de los miembros superiores», 2004.
- [4] J. D. BEJARANO VIVAS, «DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL POR MEDIO DEL USO DE TECNOLOGÍAS 3D EN LA FUNDACIÓN MATERIALIZACIÓN 3D EN BOGOTÁ D.C», UNIVERSIDAD DE PAMPLONA, 2019.
- [5] C. A. Quinayás Burgos, «DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS ROBOTICA DE MANO FUNCIONAL ADAPTADA A VARIOS AGARRES», Universidad del Cauca, 2010.
- [6] G. J. Bruno Sospedra, «Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica infractuada.», UNIVERSIDAD JAIME I, 2015.
- [7] M. A. Soler, «Diseño de una prótesis de mano adaptable para niños», Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de Barcelona., 2017.
- [8] F. Alberto y A. Clavijo, «Mano Robótica Inalámbrica», UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA SEDE GUAYAQUIL FACULTAD, 2011.
- [9] «OMS | Discapacidades», *WHO*, 2016.
- [10] N. F. Ross, «Tipos de Discapacidad que Existen y Clasificación | Disiswork Blog». [En línea]. Disponible en: <https://disiswork.com/blog/tipos-de-discapacidad/>. [Accedido: 06-



oct-2019].

- [11] S. L. M. T. S. CONTENTO., «PROTOTIPO DE PROTÉSIS ROBÓTICA PARA LA MANO», UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL, 2010.
- [12] Jorge y A. Aparicio, «DESARROLLO DE PRÓTESIS DINÁMICA EN PACIENTES CON LIMITACIÓN EN LA PORCIÓN DISTAL DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR», UNIVERSIDAD DE PAMPLONA, 2019.
- [13] C. A. ALVA CORAS, «PROCESAMIENTO DE SEÑALES DE ELECTROMIOGRAFÍA SUPERFICIAL PARA LA DETECCIÓN DE MOVIMIENTO DE DOS DEDOS DE LA MANO», UNIVERSIDAD RICARDO PALMA, 2012.
- [14] «Máquinas Herramienta e Impresoras 3D profesionales». [En línea]. Disponible en: <https://www.comher.com/>. [Accedido: 23-nov-2019].
- [15] «¿Qué es la tecnología de impresión 3D FDM? | StratasyS». [En línea]. Disponible en: <https://www.stratasyS.com/es/fdm-technology>. [Accedido: 23-nov-2019].
- [16] «Software de diseño CAD 3D | SOLIDWORKS». [En línea]. Disponible en: <https://www.solidworks.com/es>. [Accedido: 09-oct-2019].
- [17] J. S. HERNÁNDEZ MARTÍNEZ, «DESARROLLO DE UN SISTEMA DE CONTROL Y MONITOREO DE UN FOTOBIOREACTOR AIRLIFT PARA EL CULTIVO DE MICROALGAS POR LOTES.», UNIVERSIDAD DE PAMPLONA, 2019.
- [18] E. E. MEDINA BUELVAS, «DESARROLLO DE UN SISTEMA DE CONTROL PARA DESTILADOR DE AGUA MONO DEST 3000N UTILIZANDO EL SISTEMA EMBEBIDO PSOC 5LP», UNIVERSIDAD DE PAMPLONA, 2019.
- [19] O. B. Gutiérrez, A. Almagià, P. Lizana, y E. Olave, «Aspectos biometricos de la mano de individuos latinoamericanos», *Int. J. Morphol.*, vol. 30, n.º 2, pp. 599-606, jun. 2017.
- [20] D. A. Zúñiga Tenesaca y D. M. Andrade Zeas, «Diseño y construcción de una mano robótica para la enseñanza del alfabeto dactilológico universal para personas sordomudas», *Ingenius*, n.º 6, 2011.



- [21] R. Kryscia Ramírez Benavides, «Cinemática Directa del Robot», 2017.
- [22] M. Fernandez-Vicente, W. Calle, S. Ferrandiz, y A. Conejero, «Effect of Infill Parameters on Tensile Mechanical Behavior in Desktop 3D Printing», *3D Print. Addit. Manuf.*, vol. 3, n.º 3, pp. 183-192, sep. 2016.
- [23] F. Bordignon, A. A. Iglesias, y Á. Hahn, «Diseño e impresión de objetos 3D», p. 114, 2018.
- [24] W. Calle, A. Conejero, y S. Ferrándiz, «Influencia De Los Parametros De Relleno En El Comportamiento Mecanico a La Flexion De Piezas Fabricadas En Impresoras 3D De Bajo Coste», *Rev. Dent. Chile*, vol. 106, n.º 1, 2015.
- [25] ASTM (D638-02a), «American Society for Testing and Materials. Standard test method for tensile properties of plastics (D 638 - 02a) - SCAN VERSION», *Astm*, vol. 08, pp. 46-58, 2003.
- [26] A. Javier Del Medico Bravo Tutora y M. Milagros Laz Pavón, «Propiedades Mecánicas De Componentes Fabricados Mediante Modelado Por Deposición Fundida», 2017.



## ANEXOS

### ❖ Medidas de diseño

**Tabla 7** medidas del longitud de la mano

PROMM	PROMH	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	PROM
168.13	185.25								

**Tabla 8** medidas de la ancho de la mano

PROMM	PROMH	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	PROM
78.72	90.9								

**Tabla 9** medidas de la longitud de la palma

PROMM	PROMH	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	PROM
93.72	105.7								

**Tabla 10** medida de la falange proximal del dedo pulgar

PROMM	PROMH	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	PROM
34.95	40.4								

**Tabla 11** medida de la falange distal del dedo pulgar

PROMM	PROMH	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	PROM
28.09	32.25								

**Tabla 12** medida de la falange proximal del dedo índice

PROMM	PROMH	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	PROM
42.13	48.95								

**Tabla 13** medida de la falange medio del dedo índice

PROMM	PROMH	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	PROM
26.90	31								

**Tabla 14** medida de la falange distal del dedo índice

PROMM	PROMH	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	PROM
21.81	24.45								

**Tabla 15** medida de la falange proximal del dedo medio

PROMM	PROMH	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	PROM
45.59	53.35								

**Tabla 16** medida de la falange medio del dedo medio

PROMM	PROMH	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	PROM
31	35.35								

**Tabla 17** medida de la falange distal del dedo medio

PROMM	PROMH	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	PROM
23.18	26.1								

**Tabla 18** medida de la falange proximal del dedo anular

PROMM	PROMH	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	PROM
41.95	45.04								

**Tabla 19** medida de la falange medio del dedo anular

PROMM	PROMH	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	PROM
35.63	33.7								

**Tabla 20** medida de la falange distal del dedo anular

PROMM	PROMH	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	PROM
22.86	25.8								

**Tabla 21** medida de la falange proximal del dedo meñique

PROMM	PROMH	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	PROM
34.36	39.75								

**Tabla 22** medida de la falange medio del dedo meñique

<b>PROMM</b>	<b>PROMH</b>	<b>P1</b>	<b>P2</b>	<b>P3</b>	<b>P4</b>	<b>P5</b>	<b>P6</b>	<b>P7</b>	<b>PROM</b>
21.72	25.65								

**Tabla 23** medida de la falange distal del dedo meñique

<b>PROMM</b>	<b>PROMH</b>	<b>P1</b>	<b>P2</b>	<b>P3</b>	<b>P4</b>	<b>P5</b>	<b>P6</b>	<b>P7</b>	<b>PROM</b>
19.81	22.95								

## ❖ Tablas de promedio de medidas antropométricas en Latinoamérica

**Tabla 24** Anchura de la mano y longitud de la palma en mujeres.

edades	Longitud		Ancho		Palma	
	derecha	mano izquierda	derecha	mano izquierda	derecha	izquierda
18-19	166±25	169±10	81±13	82±17	92±8	94±8
20-24	166±32	173±10	78±10	77±9	95±8	95±9
25-29	171±5	171±5	81±18	80±19	92±8	91±11
30-34	170±11	168±10	82±17	80±18	96±10	96±10
35-39	172±6	172±7	80±9	78±6	95±6	95±6
40-44	170±8	169±8	80±7	79±7	97±4	96±4
45-49	165±10	166±10	78±9	78±8	95±6	96±7
50-54	169±11	171±10	80±7	80±7	98±19	97±15
55-59	166±11	166±11	78±8	77±8	90±11	90±11
60-64	158±7	160±10	76±7	74±7	83±12	86±13
65-69	171±8	172±9	76±5	77±8	96±8	97±8

**Tabla 25** Anchura de la mano y longitud de la palma, en hombres.

edades	Longitud		Ancho		Palma	
	derecha	mano izquierda	derecha	mano izquierda	derecha	izquierda
18-19	182±10	183±10	95±19	94±19	102±8	103±7
20-24	186±9	188±11	92±19	91±19	105±7	104±7
25-29	188±10	188±10	92±21	90±21	105±8	109±12
30-34	183±12	186±12	89±10	89±9	104±9	106±8
35-39	184±8	183±9	97±13	96±14	101±8	109±27
40-44	184±15	184±15	89±10	88±8	106±15	106±13
45-49	183±12	184±6	91±8	89±6	106±11	102±7
50-54	186±13	186±13	90±8	89±9	109±18	107±13
55-59	187±16	187±20	92±13	91±13	106±9	105±8
60-64	186±12	187±12	87±4	87±4	113±25	106±10

**Tabla 26** Longitudes de las falanges del dedo pulgar en mujeres.

edades	Falange	proximal	Falange	distal
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	36±8	37±9	29±4	28±4
20-24	37±6	36±7	29±4	28±4
25-29	38±5	37±7	29±3	29±3
30-34	32±7	32±8	27±5	26±5
35-39	37±7	36±6	27±5	27±4
40-44	35±6	36±6	28±3	28±3
45-49	36±7	35±7	28±5	27±4
50-54	35±7	35±6	29±6	28±4
55-59	33±7	33±7	28±4	28±4
60-64	34±8	31±8	28±3	28±3
65-69	33±7	35±8	30±5	29±2

**Tabla 27** Longitudes de las falanges del dedo pulgar en hombres.

edades	Falange	proximal	Falange	distal
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	41±7	41±7	32±4	32±4
20-24	40±6	40±6	32±3	32±3
25-29	42±7	42±7	34±4	34±5
30-34	41±9	41±8	32±5	31±5
35-39	39±8	38±8	32±4	31±5
40-44	40±10	40±11	31±9	31±8
45-49	44±4	43±6	33±3	32±4
50-54	41±7	40±7	32±4	32±4
55-59	39±11	40±12	33±4	33±4
60-64	38±9	38±10	33±4	33±5

**Tabla 28** Longitudes de las falanges del dedo indicador de mujeres.

edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	44±12	43±12	27±7	28±6	22±3	22±3
20-24	45±11	45±11	28±6	28±6	22±3	22±3
25-29	46±11	46±11	29±5	29±6	23±2	23±2
30-34	36±15	35±14	24±7	23±7	20±4	20±4
35-39	44±11	44±11	28±6	29±7	21±4	21±4
40-44	46±11	45±10	28±6	28±6	22±2	22±2
45-49	45±10	45±10	28±6	28±6	23±3	22±3
50-54	43±13	42±13	27±6	27±6	22±3	22±2
55-59	38±15	39±13	25±8	24±7	22±4	22±4
60-64	37±12	39±17	25±7	25±6	21±3	21±2
65-69	40±16	40±17	27±9	27±9	23±3	22±3

**Tabla 29** Longitudes de las falanges del dedo indicador de hombres.

edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	51±12	51±11	31±6	32±5	24±3	24±4
20-24	50±12	50±12	31±6	31±6	24±3	24±3
25-29	50±13	51±13	31±7	31±7	25±3	25±4
30-34	49±12	50±11	32±7	32±6	25±4	24±4
35-39	43±13	44±12	30±6	29±7	24±3	25±2
40-44	50±16	50±14	30±9	31±9	24±6	24±6
45-49	53±12	50±11	32±7	32±7	24±3	25±3
50-54	51±11	51±11	31±6	31±6	24±3	24±3
55-59	47±16	48±15	30±9	30±8	25±3	25±3
60-64	45±16	45±17	31±9	31±9	25±3	25±3

**Tabla 30** Longitudes de las falanges del dedo medio de mujeres.

edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	46±14	46±14	32±8	32±7	23±4	23±4
20-24	49±13	48±13	32±6	32±6	23±4	23±4
25-29	50±12	49±12	33±5	32±6	23±2	24±2
30-34	39±17	38±16	28±7	28±8	23±9	23±9
35-39	50±12	50±11	32±7	32±7	23±4	22±4
40-44	49±11	48±12	32±7	32±6	24±2	24±2
45-49	49±12	49±12	33±6	32±6	24±3	23±3
50-54	46±14	45±14	31±6	31±7	24±3	23±3
55-59	41±16	41±16	29±9	28±8	23±4	23±4
60-64	40±15	37±14	28±8	29±8	23±3	22±2
65-69	47±18	46±19	32±10	32±10	23±3	24±3

**Tabla 31** Longitudes de las falanges del dedo medio de hombres.

edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	55±13	53±12	35±6	35±6	25±4	25±4
20-24	53±13	54±13	36±6	35±6	25±3	25±3
25-29	56±14	55±14	37±8	36±8	27±4	27±4
30-34	53±13	53±12	35±7	36±7	27±4	26±4
35-39	47±16	47±14	33±8	32±7	26±3	26±3
40-44	55±16	55±16	34±11	35±11	26±6	26±7
45-49	57±13	57±13	38±8	37±8	26±3	26±2
50-54	56±13	56±12	36±7	36±7	26±4	26±4
55-59	53±17	52±16	36±10	35±9	27±4	28±5
60-64	49±18	51±17	35±10	35±8	26±4	26±4

**Tabla 32** Longitudes de las falanges del dedo anular de mujeres.

edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	51±12	50±11	34±6	34±5	24±4	25±3
20-24	50±13	50±12	34±6	34±5	25±3	25±3
25-29	51±13	52±14	35±8	35±7	27±4	27±4
30-34	49±12	49±11	34±7	35±6	27±4	26±4
35-39	44±15	44±14	31±8	30±8	26±4	26±6
40-44	52±15	51±13	33±9	33±11	25±6	25±7
45-49	52±12	52±12	36±7	36±8	26±4	26±3
50-54	52±12	52±12	34±6	34±6	25±3	25±3
55-59	49±17	49±16	33±9	33±9	27±3	26±4
60-64	45±17	46±16	33±9	33±8	27±4	26±4

**Tabla 33** Longitudes de las falanges del dedo anular de hombres.

edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	44±13	43±13	31±6	31±6	23±3	23±3
20-24	45±12	45±11	30±6	30±6	23±4	23±4
25-29	45±12	45±12	31±6	32±7	23±3	23±2
30-34	35±16	34±14	26±8	24±8	21±4	22±4
35-39	47±10	46±11	30±7	30±7	22±4	22±4
40-44	46±11	46±10	31±6	31±6	24±2	24±3
45-49	45±11	45±11	31±6	30±6	23±3	23±3
50-54	43±13	42±13	30±7	30±6	23±3	23±3
55-59	37±15	37±15	27±8	27±8	23±4	23±4
60-64	34±14	35±13	27±7	28±8	22±2	22±3
65-69	42±19	42±18	30±9	31±10	24±1	24±1

**Tabla 34** Longitudes de las falanges del dedo mínimo de mujeres.

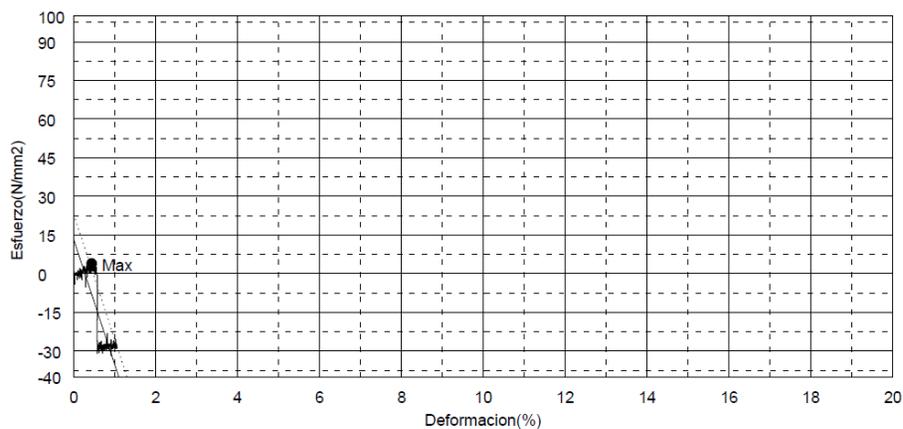
edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	40±9	40±9	25±5	25±5	22±3	23±3
20-24	40±10	41±10	25±6	25±5	23±3	23±3
25-29	42±12	42±12	27±6	28±8	24±3	24±3
30-34	40±10	40±10	26±6	26±5	23±3	23±3
35-39	34±13	35±12	24±7	23±7	23±3	23±3
40-44	40±15	39±15	27±7	26±7	22±6	22±5
45-49	43±10	43±11	27±5	27±7	23±4	23±3
50-54	43±10	42±10	26±5	25±5	22±3	22±3
55-59	39±14	38±13	25±7	25±8	24±4	23±3
60-64	38±14	38±14	25±8	26±7	23±4	24±3

**Tabla 35** Longitudes de las falanges del dedo mínimo de hombres.

edades	Falange	proximal	Falange	media	Falange	distal
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	36±10	35±11	22±5	23±5	20±3	21±3
20-24	37±9	36±10	22±5	22±5	20±3	20±3
25-29	37±9	37±10	23±5	23±3	20±2	20±2
30-34	29±14	29±13	19±6	19±7	19±3	19±3
35-39	37±10	37±9	22±5	22±6	20±3	19±3
40-44	37±9	37±9	23±5	22±6	20±3	20±3
45-49	37±9	37±10	23±4	23±5	20±3	20±3
50-54	34±12	33±11	21±6	22±6	20±3	20±2
55-59	30±13	30±13	20±7	20±7	19±4	20±3
60-64	30±12	29±10	20±6	21±5	19±2	20±3
65-69	36±15	36±15	23±7	23±7	20±5	20±3

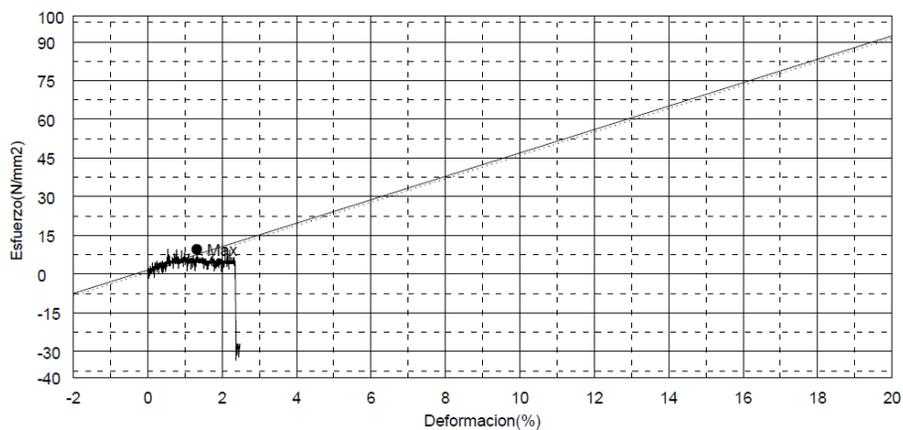
## ❖ CURVAS CARACTERÍSTICAS DEL PLA

- **Probeta relleno lineal con densidad de 10%**



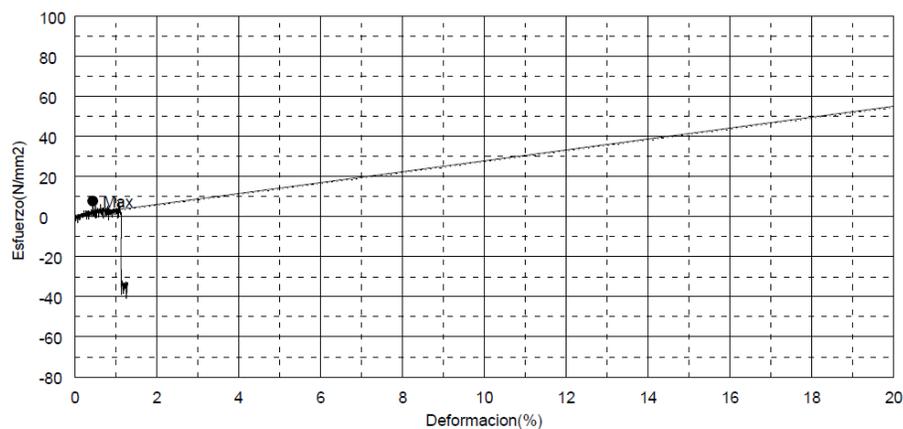
*Ilustración 61 curva característica esfuerzo Vs deformación*

- **Probeta de relleno lineal con densidad de 20%**



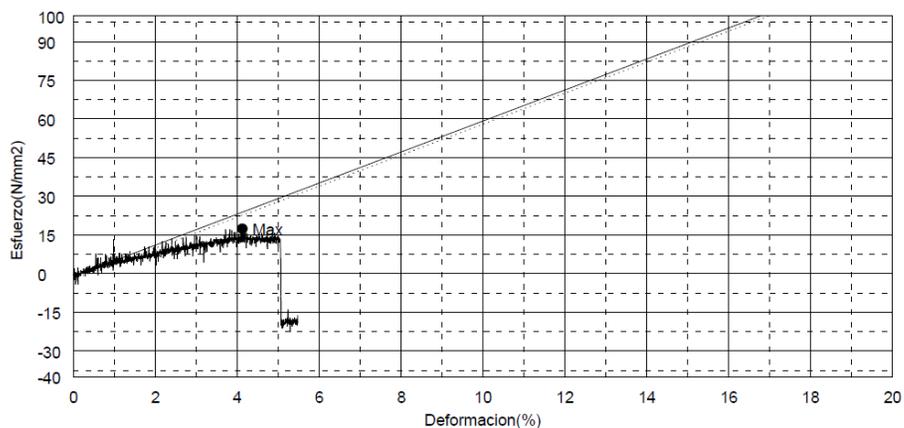
*Ilustración 62 curva característica esfuerzo Vs deformación*

- **Probeta de relleno lineal con densidad de 35%**



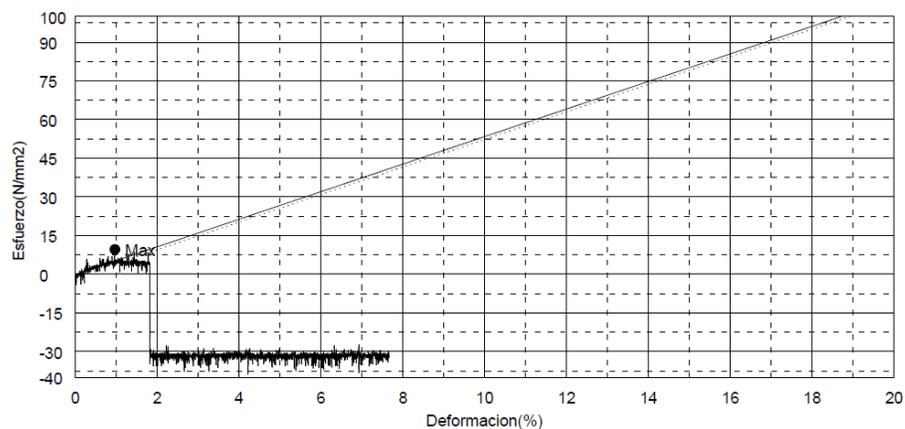
*Ilustración 63 curva característica esfuerzo Vs deformación*

- **Probeta de relleno panel con densidad de 10%**



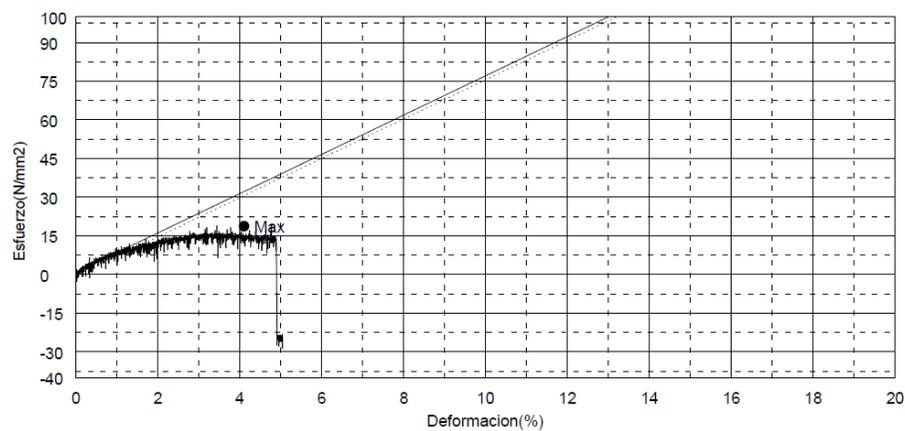
*Ilustración 64 curva característica esfuerzo Vs deformación*

- **Probeta de relleno panel con densidad de 20%**



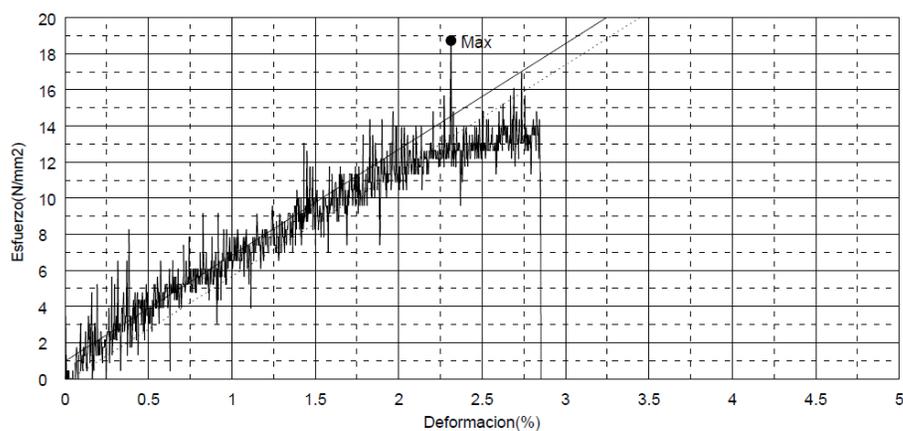
*Ilustración 65 curva característica esfuerzo Vs deformación*

- **Probeta de relleno panel con densidad de 35%**



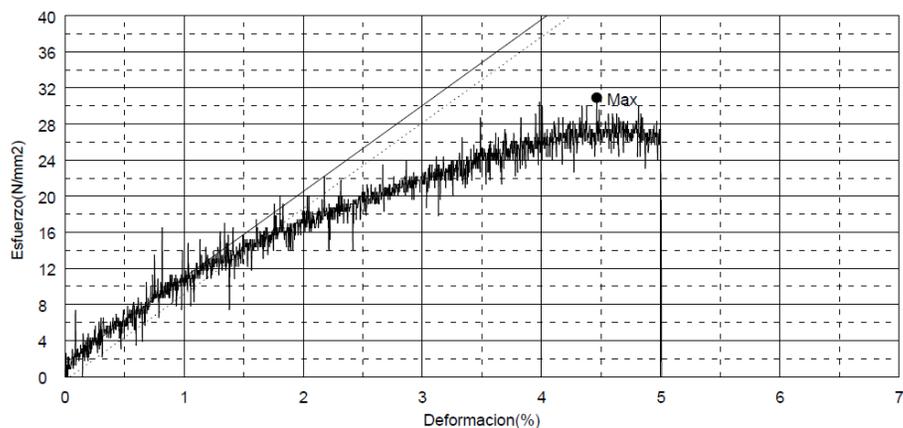
*Ilustración 66 curva característica esfuerzo Vs deformación*

- **Probeta de relleno rectangular con densidad de 10%**



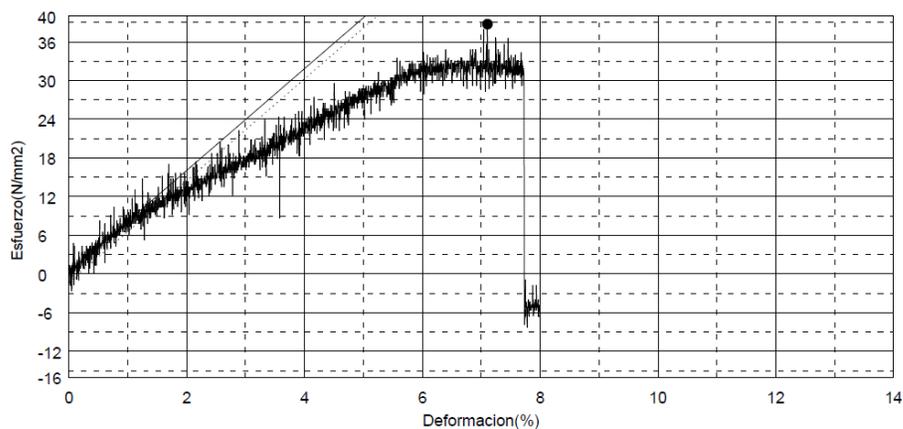
*Ilustración 67 curva característica esfuerzo Vs deformación*

- **Probeta de relleno rectangular con densidad de 20%**



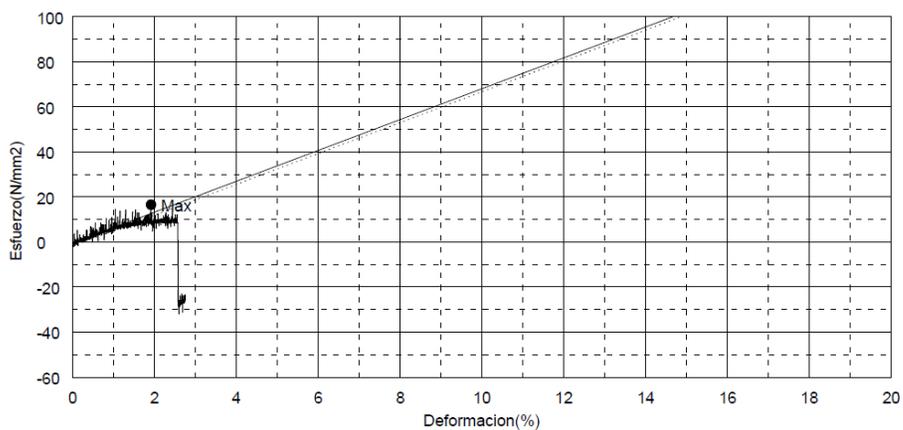
*Ilustración 68 curva característica esfuerzo Vs deformación*

- **Probeta de relleno rectangular con densidad de 35%**



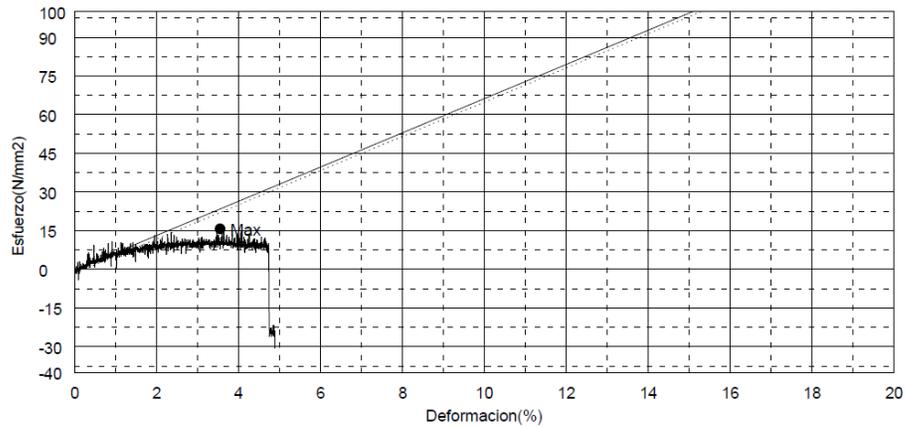
*Ilustración 69 curva característica esfuerzo Vs deformación*

- **Probeta de relleno triangular con densidad de 10%**



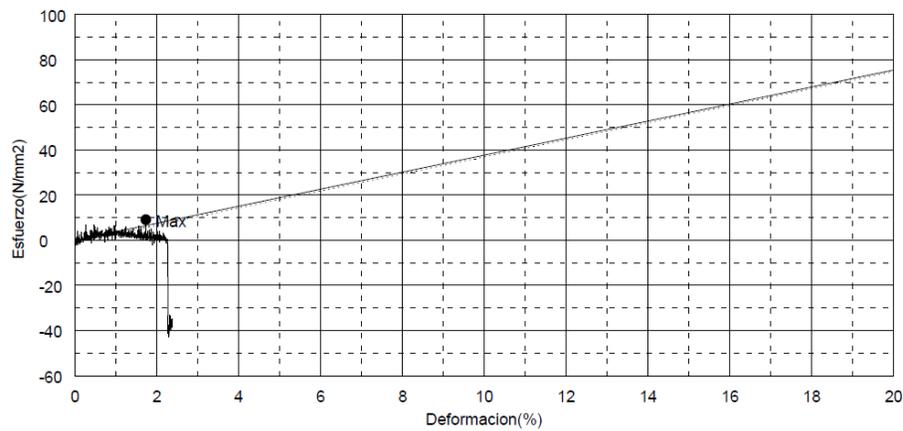
*Ilustración 70 curva característica esfuerzo Vs deformación*

- **Probeta de relleno triangular con densidad de 20%**



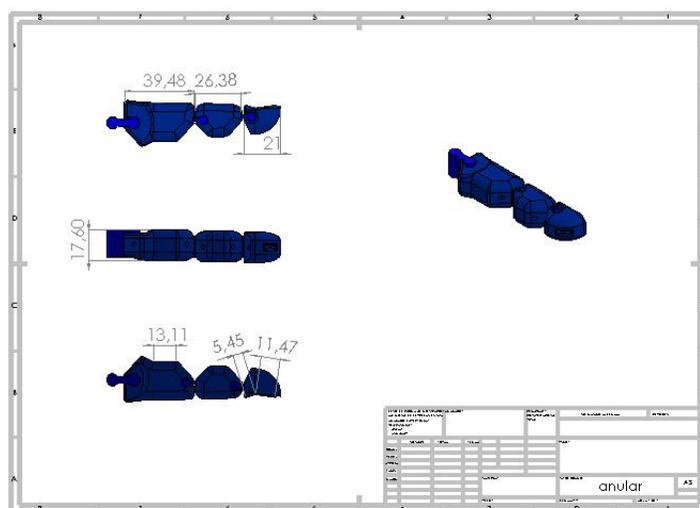
*Ilustración 71 curva característica esfuerzo Vs deformación*

- **Probeta de relleno triangular con densidad de 35%**

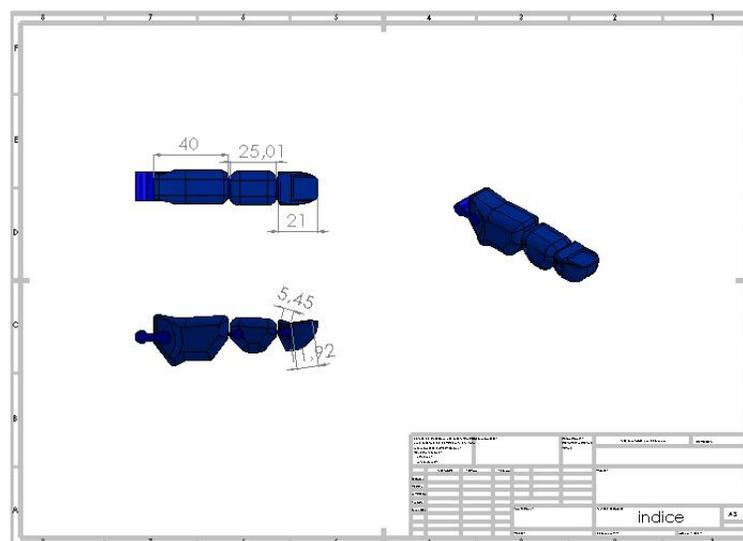


*Ilustración 72 curva característica esfuerzo Vs deformación*

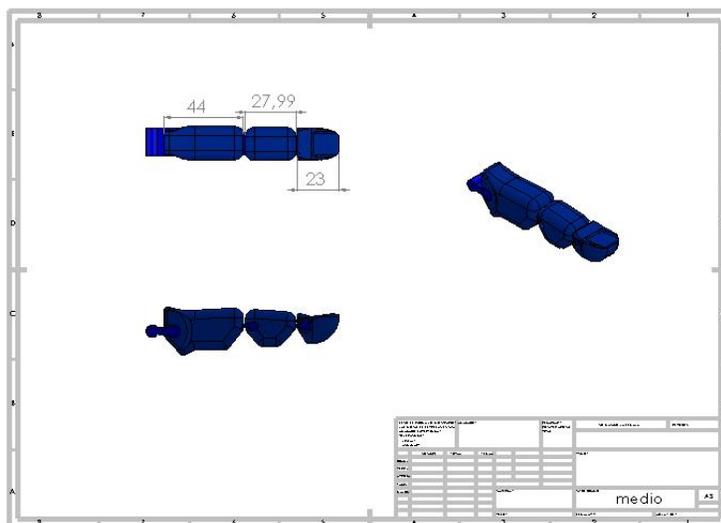
## ❖ Medida de las piezas de la prótesis



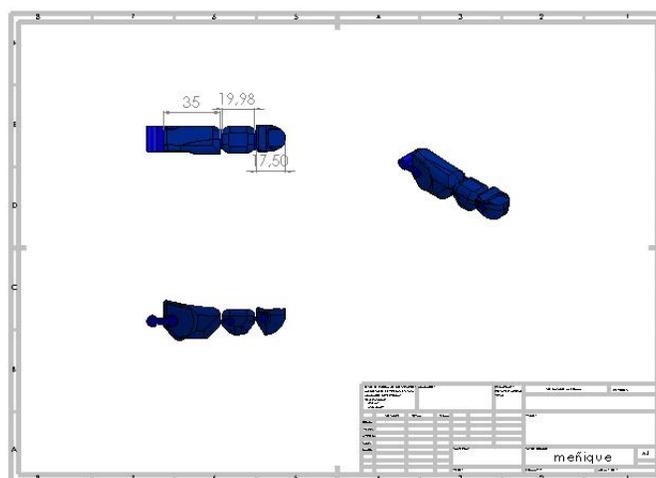
*Ilustración 73 medidas dedo anular*



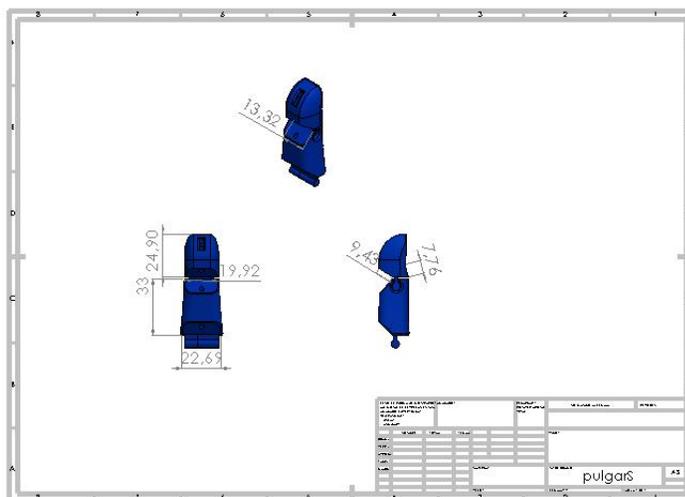
*Ilustración 74 medidas dedo índice*



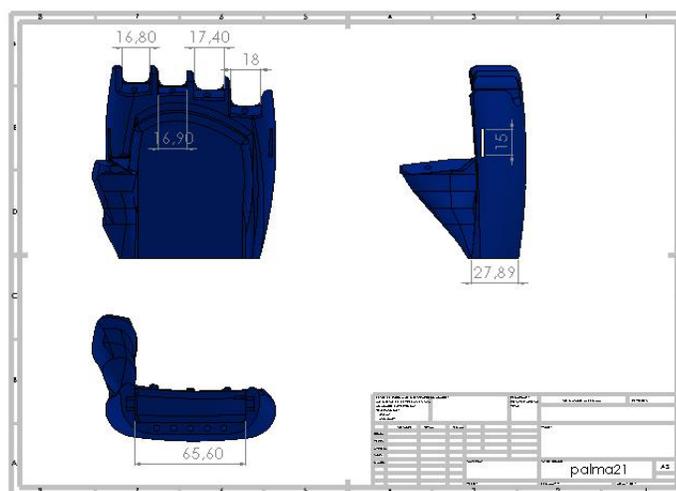
*Ilustración 75 medidas dedo medio*



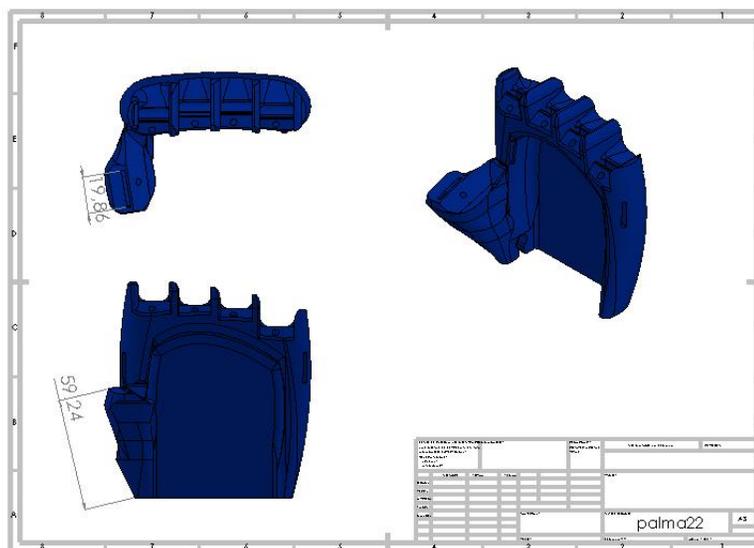
*Ilustración 76 medidas dedo meñique*



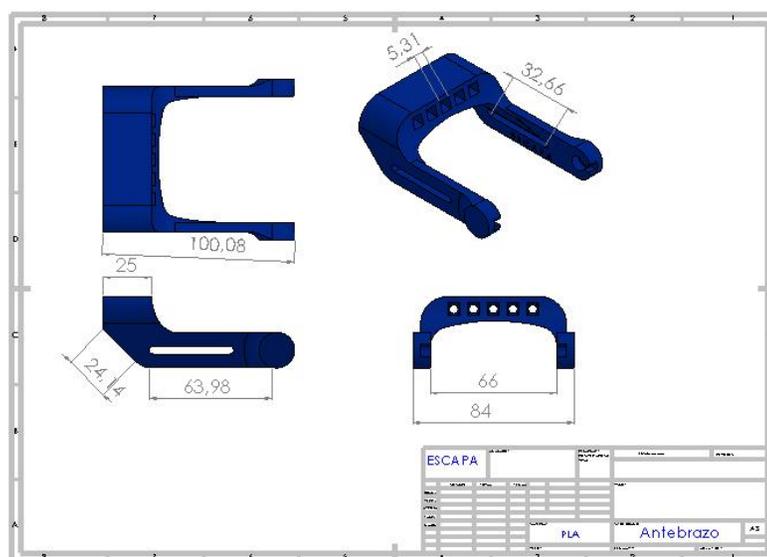
*Ilustración 77 medidas dedo pulgar*



*Ilustración 78 medidas palma*



*Ilustración 79 medidas palma*



*Ilustración 80 medidas pieza antebrazo*

